



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Departamento de Educación Física

***CARACTERIZACIÓN DE LAS OSCILACIONES DEL
CENTRO DE PRESIÓN EN EL CONTROL POSTURAL
MEDIANTE MÉTODOS PROCEDENTES
DE LA TEORÍA DE SISTEMAS
COMPLEJOS NO LINEALES***

Tesis Doctoral

Daniel Guimarães Ribeiro

Las Palmas de Gran Canaria

Noviembre de 2015



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Departamento de Educación Física

**CARACTERIZACIÓN DE LAS OSCILACIONES DEL CENTRO DE
PRESIONES EN EL CONTROL POSTURAL,
MEDIANTE MÉTODOS PROCEDENTES DE LA TEORÍA DE SISTEMAS
COMPLEJOS NO LINEALES.**

Tesis Doctoral presentada por

Daniel Guimarães Ribeiro

Directores:

Doctor David Gustavo Rodríguez Ruiz, Departamento de Educación Física-ULPGC

Doctor Juan Manuel García Manso, Departamento de Educación Física- ULPGC

Doctor Juan Manuel Martín González, Departamento de Física-ULPGC

Las Palmas de Gran Canaria, noviembre de 2015

**D^a. MIRIAM E. QUIROGA ESCUDERO, SECRETARIA DEL
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA DE LA
UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA,**

CERTIFICA,

Que la Comisión de Investigación del Departamento en su sesión de fecha 20 de noviembre de 2015, tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada "*Caracterización de las oscilaciones del centro de presión en el control postural mediante métodos procedentes de la teoría de sistemas complejos no lineales*" presentada por el doctorando D. Daniel Guimarães Ribeiro y dirigida por los doctores D. David Gustavo Rodríguez Ruíz, D. Juan Manuel García Manso y D. Juan Manuel Martín González.

Y para que así conste, y a efectos de lo previsto en el art. 73.2 del Reglamento de Estudios de Doctorado de esta Universidad, firmo la presente en Las Palmas de Gran Canaria, a veinte de noviembre de dos mil quince.





UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Departamento de Educación Física

PROGRAMA DE DOCTORADO

PRAXIOLOGÍA MOTRIZ, EDUCACIÓN FÍSICA Y ENTRENAMIENTO DEPORTIVO

**CARACTERIZACIÓN DE LAS OSCILACIONES DEL CENTRO DE PRESIÓN
EN EL CONTROL POSTURAL, MEDIANTE MÉTODOS PROCEDENTES DE LA
TEORÍA DE SISTEMAS COMPLEJOS NO LINEALES**

Tesis Doctoral presentada por Daniel Guimarães Ribeiro
Dirigida por el Dr. David Gustavo Rodríguez Ruiz
codirigida por el Dr. Juan Manuel Martín González
y por el Dr. Juan Manuel García Manso

El director:

Fdo. Dr. Rodríguez Ruiz

El codirector:

Fdo. Dr. Martín González

El codirector:

Fdo. Dr. García Manso

El doctorando:

Fdo. Daniel Guimarães Ribeiro

Las Palmas de Gran Canaria, noviembre de 2015

Agradecimientos

Família em primeiro lugar, quero agradecer a mulher da minha vida Aline, por sua paciência em esta etapa y seu apoio incondicional e também a minha filha Daniela. Agradeço minha mãe Marcia e meu pai Jorge, meus grandes incentivadores, por sempre me apoiarem e estarem ao meu lado em todos os momentos, assim como meus irmãos Leonardo e Larissa. Palavras são poucas para expressar a importância que todos vocês têm para min. Também gostaria de agradecer meus sogros Neusa e Sílvio e minha cunhada Sílvia que são parte da família.

Este trabajo no sería posible sin la dirección de los doctores D David Gustavo Rodriguez Ruiz, D. Juan Manuel Martín González y de D. Juan Manuel García Manso, a quienes deseo expresar mi más profunda gratitud por su apoyo científico, su amistad y los medios puestos a mi alcance.

Quisiera también agradecer especialmente a los doctores D. Ildefonso Alvear Ordenes y D. Fernando de Oliveira por su apoyo constante en los momentos en los que fue necesario, ya sea desde un punto de vista académico o personal.

Mi sincero agradecimiento a los compañeros de Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo, del Departamento de Educación Física de la ULPGC por su apoyo y ayuda, entre ellos, Almudena Cubas Monroy, Samuel Sarmiento, Yvés de Saá, Javier Sánchez, Darío Rodríguez, Dacil Rodríguez, Teresa Valverde, Caroline Peressutti y especialmente a Eduardo Almeida por su amistad y apoyo.

Finalmente, me gustaría agradecer a muchas otras personas que tuvieron una participación importante en la elaboración de esta Tesis, muchas gracias a todos.

Índice

Lista de figuras	V
Lista de tablas	IX
Abreviaturas	XIII
Resumen	XV
Abstract	XVII
1. Introducción	1
1.1. Formulación e identificación del problema	1
1.2. Objetivos	5
1.3. Hipótesis	6
2. Marco teórico	7
2.1. Control Postural	7
2.2. Bases neurofisiológicas del control postural	10
2.2.1. Sistema sensorial (Aferente)	10
2.2.1.1. Sistema vestibular	10
2.2.1.2. Sistema cinestésico o somatosensorial	12
2.2.1.3. Sistema visual	15
2.2.2. Centros de integración y áreas de la corteza cerebral relacionadas con el control motor	22
2.2.3. Sistema neuromuscular (Vía eferente)	32
2.3. Marco biomecánico del control postural	33
2.3.1. Posturografía	33
2.3.2. Relación entre centro de gravedad, centro de masa y centro de presión	35
2.3.3. Modelo biomecánico	38
2.4. Variabilidad en el control motor humano	42
2.4.1. Perspectivas de la variabilidad en el control motor	47
2.4.2. Variabilidad en el control postural	48
2.4.2.1. Metodologías lineales en el análisis del centro de presión	48
2.4.2.2. Metodologías no lineales en el análisis del centro de presión	53
3. Metodología	61
3.1. Diseño de investigación	61
3.2. Muestra	62
3.3. Instrumento para la adquisición de las señales	63
3.4. Protocolo experimental	65
3.5. Análisis estadístico	70
3.6. Análisis de los datos	72
3.7. Métodos seleccionados para el análisis de las oscilaciones del centro de presión	74
3.7.1. Parámetros lineales	76
3.7.1.1. Dominio temporal	76
3.7.1.2. Dominio frecuencia	78

Índice

3.7.2. Parámetros no lineales	84
3.7.2.1. Índice de complejidad de Kolmogorov	86
3.7.2.2. Entropía muestral	90
3.7.2.3. Entropía de permutación	95
3.7.2.4. Entropía multiescala	97
3.7.2.5. Entropía multiescala de permutación	99
3.7.2.6. Entropía multivariante	100
3.7.2.7. Análisis surrogate	101
4. Resultados	103
4.1. Parámetros lineales	104
4.1.1. Dominio temporal	104
4.1.2. Dominio frecuencia	109
4.1.2.1. Transformada rápida de Fourier	109
4.1.2.2. Transforma wavelet discreta	118
4.2. Parámetros no lineales	122
4.2.1. Índice de complejidad de Kolmogorov (Lempel-Ziv)	122
4.2.2. Entropía muestral	126
4.2.3. Entropía de permutación	129
4.2.4. Entropía multiescala	136
4.2.5. Entropía de permutación multiescala	146
4.2.6. Entropía multiescala multivariante	151
5. Discusión	157
5.1. Dominio temporal	158
5.2. Dominio frecuencia	165
5.3. Medidas de entropía	173
6. Conclusiones	185
7. Futuras líneas de investigación	189
8. Referencias	191
Anexo A - Consentimiento informado	227
Anexo B - Informe Comité de Ética	229
Anexo C - Cuestionario personal	231
Anexo D - Tabla de resultados estadísticos	233
Anexo E - Trabajos presentados y publicados	237

Lista de figuras

Figura 2.1. Diagrama representativo del Sistema de Control Postural (adaptado Duarte, 2000)	9
Figura 2.2. Organización central del control de la postura (Adaptado de Massion, 2000)	22
Figura 2.3. Conexiones entre el área motriz suplementaria, el área motriz y las zonas de regulación (García-Manso et al., 2003).	25
Figura 2.4. Esquema de organización del sistema sensitivo (García-Manso et al., 2003).	27
Figura 2.5. Esquema de representación de las asociaciones de las áreas corticales en el movimiento (Fuente: adaptado de Trew & Everett, 2006).	32
Figura 2.6. Representación de la relación del Centro de presión (CP) y del Centro de masas (CM) de un sujeto durante la oscilación en postura ortostática. Muestra la ubicación del centro de presión (p), centro de gravedad (g), con las aceleraciones angulares (α) y las velocidades angulares (ω) correspondientes en cinco momentos diferentes (Winter, 1995)	36
Figura 2.7. Esquema del péndulo invertido	40
Figura 3.1. Representación de una plataforma de fuerza y los ejes de medida	63
Figura 3.2. Representación de la imagen durante la prueba de movimientos oculares sacádicos. El círculo negro es el blanco donde hay que fijar la mirada. Cada cuadrado representa la misma pantalla utilizada en el protocolo	67
Figura 3.3. Representación de la imagen vista por el sujeto durante la prueba de movimientos oculares de persecución (MP). El círculo negro representa el blanco que debe ser seguido y las líneas discontinuas el recorrido	68
Figura 3.4. Gráfica de cajas y su correspondencia con una distribución normal	70
Figura 3.5. Descomposición de la señal de CP a 8 niveles usando la <i>Daubechies wavelets (db8)</i> (s =señal original; $a8$ =señal de aproximación; $d8-d1$ =señales de detalles. Esta figura fue obtenida mediante MATLAB <i>Wavelet toolbox</i> (Math Works, USA)	85
Figura 3.6. Representación de una codificación en secuencia binaria de una serie temporal, para el análisis de la complejidad de Kolmogorov	88
Figura 3.7. Serie temporal simulada para ilustrar el procedimiento de cálculo de la entropía muestral	94
Figura 3.8. Representación de las permutaciones $m=3$ y sus frecuencias en una señal	95
Figura 3.9. Ejemplificación del método "Coarse Grained"	98
Figura 4.1. Gráfica de cajas (<i>boxplot</i>) que muestra los valores de desviación estándar (DE) y velocidad media (VM) del CP, en los planos antero-posterior (A-P) y medio-lateral (M-L), durante la postura ortostática de referencia (OA)	105
Figura 4.2. Gráfica de cajas (<i>boxplot</i>) que muestra los valores de desviación estándar (DE), velocidad media (VM) y área (A95) de las oscilaciones de CP, en el plano antero posterior (A-P) y medio-lateral (M-L), en las tareas de control postural de referencia (OA), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS), realizadas sobre superficie estable ($n=16$)	106
Figura 4.3. Gráfica de cajas (<i>boxplot</i>) que muestra los valores de desviación estándar (DE), velocidad media (VM) y área (A95) de las oscilaciones de CP, en el plano antero- posterior (A-P) y medio-lateral (M-L), en las tareas de control postural de referencia (OAs _i), ojos cerrados (OCs _i), movimientos oculares de persecución (MPs _i) y sacádicos (MSs _i), realizadas sobre superficie inestable ($n=16$)	108

Lista de figuras

- Figura 4.4.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del espectro de frecuencia: potencia espectral total (*PT*), el 80% (*f80*) y el 50% (*f50*) de la frecuencia del *CP* en la postura ortostática de referencia (*OA*) 110
- Figura 4.5.** Gráfica de cajas, que muestra los valores de potencia espectral total (*PT*) el 80% (*f80*) y 50% (*f50*) de la frecuencia del *CP*, en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), correspondiente a las tareas de control postural de referencia (*OA*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), realizadas sobre superficie estable ($n=16$) 111
- Figura 4.6.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del espectro de frecuencia: potencia espectral total (*PT*), el 80% (*f80*) y el 50% (*f50*) de la frecuencia del *CP*, en las tareas ojos abiertos (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) en superficie estable y superficie inestable 114
- Figura 4.7.** Valores medios ($n=16$) de los picos de frecuencia (*FFT*) de la serie *CP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), sobre superficie de estable e inestable. El eje *X* muestra los valores de frecuencia (*Hz*) y el eje *Y* la densidad de la potencia espectral media 115
- Figura 4.8.** Curvas medias ($n=16$) de los picos de frecuencia (*FFT*) de la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), sobre superficie estable e inestable. El eje *X* muestra los valores de frecuencia (*Hz*) y el eje *Y* la densidad de la potencia espectral 117
- Figura 4.9.** Curvas medias ($n=16$) de los coeficientes de varianza de la transformada wavelet discreta (*TWD*) de la serie *CP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), sobre superficie estable e inestable. Las gráficas de la izquierda, muestran las tareas sobre superficie de estable, y gráficas de la derecha tareas realizadas sobre superficie inestable 119
- Figura 4.10.** Curvas medias ($n=16$) de los coeficientes de varianza de la transformada wavelet discreta (*TWD*) de la serie *CP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*). Las gráficas de la izquierda, muestran las tareas sobre superficie estable y las gráficas de la derecha tareas realizadas sobre superficie inestable 120
- Figura 4.11.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del índice de complejidad de Kolmogorov (*CK*), correspondientes a la serie del *vCP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en la tarea de referencia (*OA*). A la derecha, se muestran las cajas con los valores de *CK* obtenidos en las series *surrogate* 123
- Figura 4.12.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del índice de complejidad de Kolmogorov correspondiente a la serie *CP*, en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en las tareas de control postural: ojos abiertos (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), realizadas sobre superficie estable y superficie inestable 125
- Figura 4.13.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía muestral correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la postura ortostática de referencia (*OA*). También se muestran los valores de *SampEn* de las series *surrogate* (cajas de la derecha) 126

Lista de figuras

- Figura 4.14.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía muestral correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) de las tareas de control postural: de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), de movimiento ocular de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) realizadas sobre superficie estable y superficie inestable 128
- Figura 4.15.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación (*EP*), correspondientes a la serie *CP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la postura ortostática de referencia (*OA*). A la derecha se muestran las cajas con los valores de entropía de permutación correspondientes a las series *surrogate* 130
- Figura 4.16.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación (*EP*) correspondientes a la serie *CP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) realizadas sobre superficie de apoyo estable e inestable 132
- Figura 4.17.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación (*EP*), correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la postura ortostática de referencia (*OA*). A la derecha se muestran las cajas con los valores de entropía de permutación correspondientes a las series *surrogate* 133
- Figura 4.18.** Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación, correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), realizadas sobre superficie de apoyo estable e inestable 135
- Figura 4.19.** Curvas de la *MSE* calculadas para series temporales con diferentes exponentes de *Hurst* ($H=0,1$ a $0,9$). Series generadas en ambiente *MATLAB*[®] (The Math Works, USA) 138
- Figura 4.20.** Curvas de los valores medios ($n=16$) de la entropía multiescala (*MSE*) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en la postura ortostática de referencia (*OA*). Las líneas discontinuas corresponden a las series simuladas: aleatoria ($H=0,5$), correlación persistente ($H>0,5$) y antipersistente ($H<0,5$) 139
- Figura 4.21.** Curvas de los valores medios de la *MSE* ($n=16$) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la tarea de control postural de referencia (*OA*) y con manipulación de la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) 140
- Figura 4.22.** Curvas de los valores medios de la *MSE* ($n=16$), correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas realizadas sobre superficie inestable: ojos abiertos (*OAsi*), ojos cerrados (*OCsi*), movimientos oculares de persecución (*MPsi*) y sacádicos (*MSsi*). 142
- Figura 4.23.** Curvas resultantes del análisis de entropía multiescala (*MSE*), para la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), correspondientes al sujeto 1, en las tareas de control postural de referencia (*OA*) y las tareas de ojos abiertos sobre superficie de apoyo inestable (*OAsi*) 144

Lista de figuras

- Figura 4.24.** Curvas resultantes del análisis de *MSE* para la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), del sujeto 10. Los valores corresponden a las tareas de ojos abiertos (*OAs_i*) y ojos cerrados (*OCs_i*) sobre superficie de apoyo inestable 145
- Figura 4.25.** Curvas de la *MPE* calculadas para series temporales con diferentes exponentes de *Hurst* ($H=0,1$ a $0,9$). Series generadas en ambiente *MATLAB*[®] (The Math Works, USA) 146
- Figura 4.26.** Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía de permutación multiescala (*MPE*) correspondiente a la serie *CP*, en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en la postura ortostática de referencia (*OA*). Las líneas discontinuas corresponden a las series simuladas: aleatoria ($H=0,5$), correlación persistente ($H>0,5$) y antipersistente ($H<0,5$) 147
- Figura 4.27.** Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía de permutación multiescala (*MPE*) correspondientes a la serie *CP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la tarea de control postural de referencia (*OA*) y con manipulación de la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) 148
- Figura 4.28.** Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía de permutación multiescala (*MPE*) correspondientes a la serie *CP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas realizadas sobre superficie inestable: ojos abiertos (*OAs_i*), ojos cerrados (*OCs_i*), movimientos oculares de persecución (*MPs_i*) y sacádicos (*MSs_i*) 149
- Figura 4.29.** Curva de la *MMSE* calculada para diferentes series temporales estimadas a través del exponente de *Hurst*. Series generadas en ambiente *MATLAB*[®] (The Math Works, USA) 151
- Figura 4.30.** Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía multivariante multiescala (*MMSE*) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en la postura ortostática de referencia (*OA*). Las líneas discontinuas corresponden a las series simuladas: aleatoria ($H=0,5$), correlación persistente ($H>0,5$) y antipersistente ($H<0,5$). 152
- Figura 4.31.** Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía multivariante multiescala (*MMSE*) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la tarea de control postural de referencia (*OA*) y con manipulación de la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) 153
- Figura 4.32.** Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía multivariante multiescala (*MMSE*) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas realizadas sobre superficie inestable: ojos abiertos (*OAs_i*), ojos cerrados (*OCs_i*), movimientos oculares de persecución (*MPs_i*) y sacádicos (*MSs_i*) 154

Lista de tablas

Tabla 2.1. Campo de visión con respecto a los movimientos de los ojos según el estado de entrenamiento	17
Tabla 2.2 Interacción del área Motora Primaria	24
Tabla 2.3. Interacción entre las áreas Premotoras.	24
Tabla 2.4. Interacción entre áreas motoras corticales	26
Tabla 2.5. Perspectivas teóricas de la variabilidad en los sistemas biológicos.	47
Tabla 2.6. Principales metodologías lineales de análisis del <i>CP</i> (columna de la izquierda) y sus referencias (columna de la derecha)	50
Tabla 2.7. Principales parámetros no lineales en el análisis del <i>CP</i> (columna de la izquierda) y sus referencias (columna de la derecha)	55
Tabla 3.1. Pruebas experimentales realizadas	65
Tabla 3.2. Metodología utilizada para el análisis de las oscilaciones del <i>CP</i> en el presente estudio	75
Tabla 4.1. Se muestran los valores (media \pm la desviación estándar) de la postura ortostática de referencia (<i>OA</i>), expresados a partir del área de superficie sobre la que se desplaza el <i>CP</i> (<i>A95</i>) y los movimientos de ajuste (<i>VM</i> y <i>DE</i>) que realizan los planos antero posterior (<i>A-P</i>) y medio-lateral (<i>M-L</i>).	104
Tabla 4.2. Valores medios y desviación típica del área (<i>A95</i>), desviación estándar (<i>DE</i>) y velocidad media del <i>CP</i> , en el plano antero-posterior (<i>A-P</i>) y medio-lateral (<i>M-L</i>), en la postura ortostática de referencia (<i>OA</i>) y en la tarea ojos cerrados (<i>OC</i>), sobre superficie estable ($n=16$)	106
Tabla 4.3. Valores medios y desviación típica, de los valores del área (<i>A95</i>), desviación estándar (<i>DE</i>) y velocidad media (<i>VM</i>) del <i>CP</i> , en el plano antero-posterior (<i>A-P</i>) y medio-lateral (<i>M-L</i>), cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados en la postura ortostática de referencia (<i>OA</i>) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: movimientos oculares de persecución (<i>MP</i>) y sacádicos (<i>MS</i>) sobre superficie estable ($n=16$)	107
Tabla 4.4. Valores medios y desviación típica de área (<i>A95</i>), desviación estándar (<i>DE</i>) y velocidad media (<i>VM</i>) del <i>CP</i> , en el plano antero-posterior (<i>A-P</i>) y medio-lateral (<i>M-L</i>), cuando los sujetos ($n = 16$) eran evaluados en postura ortostática de referencia (<i>OA</i>) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie inestable: ojos cerrados (<i>OC</i>), movimientos oculares de persecución (<i>MP</i>) y sacádicos (<i>MS</i>)	109
Tabla 4.5. Valores medios y desviación estándar de la potencia espectral total (<i>PT</i>), frecuencia del 80% (<i>f80</i>) y del 50% (<i>f50</i>) de las oscilaciones de <i>CP</i> . Los valores están presentados según los planos antero posterior (<i>A-P</i>) y medio-lateral (<i>M-L</i>) en las tareas de control postural de referencia (<i>OA</i>) y ojos cerrados (<i>OC</i>), realizadas sobre superficie estable ($n=16$)	111
Tabla 4.6. Valores medios, desviación típica de la potencia espectral total (<i>PT</i>), frecuencia del 80% (<i>f80</i>) y del 50% (<i>f50</i>) de las oscilaciones de <i>CP</i> . Los valores están presentados según los planos antero-posterior (<i>A-P</i>) y medio lateral (<i>M-L</i>) en las tareas de control de referencia (<i>OA</i>) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados (<i>OC</i>), movimientos oculares de persecución (<i>MP</i>) y movimientos oculares sacádicos (<i>MS</i>) realizadas sobre superficie inestable ($n=16$)	112
Tabla 4.7. Valores medios y desviación típica de potencia total (<i>PT</i>), frecuencia del 80% (<i>f80</i>) y del 50% (<i>f50</i>) de las oscilaciones de <i>CP</i> , en los planos antero-posterior (<i>A-P</i>) y medio lateral (<i>M-L</i>) en las tareas de control postural sobre superficie inestable: ojos abiertos (<i>OAsi</i>), ojos cerrados (<i>OCsi</i>), movimiento de persecución (<i>MPsi</i>) y movimientos acádicos (<i>MSsi</i>)	113

Lista de tablas

- Tabla 4.8.** Valores medios y desviación típica, del índice de complejidad de Kolmogorov correspondientes a la serie de oscilación del vCP en la postura ortostática de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) ($n=16$) 124
- Tabla 4.9.** Valores medios y desviación típica del índice complejidad de Kolmogorov (CK) correspondientes a la serie de oscilación del vCP en la tarea de control postural ojos abiertos sobre superficie inestable ($OAsi$). También se muestran los valores de CK en las condiciones experimentales en las que se manipula la información visual sobre superficie inestable: ojos cerrados ($OCsi$), movimientos oculares de persecución ($MPsi$) y sacádicos ($MSsi$) ($n=16$) 126
- Tabla 4.10.** Valores medios y desviación típica, de los valores de entropía muestral ($SampEn$), de la oscilación de vCP en la tarea de control postural de referencia (OA) y en las condiciones experimentales de manipulación de la información visual: ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) sobre superficie estable ($n=16$) 127
- Tabla 4.11.** Valores medios y desviación típica de entropía muestral, correspondiente a la serie vCP , de la tarea de control postural de ojos abiertos ($OAsi$) y las condiciones experimentales de manipulación de la información visual sobre superficie inestable ($n=16$): ojos cerrados ($OCsi$), movimientos oculares de persecución ($MPsi$) y movimientos oculares sacádicos ($MSsi$) 129
- Tabla 4.12.** Valores medios y desviación típica de entropía de permutación (EP), correspondientes a la serie de CP , cuando los sujetos eran evaluados en la postura de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable ($n=16$): ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) 131
- Tabla 4.13.** Valores medios y desviación típica de entropía de permutación (EP) correspondientes a la serie CP , cuando los sujetos eran evaluados sobre superficie inestable: ojos abiertos ($OAsi$) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados ($OCsi$), movimientos oculares de persecución ($MPsi$) y sacádicos ($MSsi$) ($n=16$) 133
- Tabla 4.14.** Valores medios y desviación típica de entropía de permutación (EP), correspondientes a la serie de vCP , de las tareas de control postural de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable ($n=16$): ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) 134
- Tabla 4.15.** Valores Medios y desviación típica de entropía de permutación (EP), correspondientes a la serie vCP , cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados sobre superficie inestable en la tarea de ojos abiertos ($OAsi$) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados ($OCsi$), movimientos oculares de persecución ($MPsi$) y sacádicos ($MSsi$) 136
- Tabla 4.16.** Valores medios y desviación típica del índice de complejidad multiescala ($ICMSE$), correspondientes a la serie de vCP , cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados en la postura ortostática de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) 141

Lista de tablas

- Tabla 4.17.** Valores medios y desviación típica, del índice de complejidad de entropía multiescala (IC_{MSE}), correspondiente a la serie vCP , cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados sobre superficie inestable en la tarea de ojos abiertos ($OASi$) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados ($OCsi$), movimientos oculares de persecución ($MPsi$) y sacádicos ($MSsi$) 143
- Tabla 4.18.** Valores medios y desviación típica del índice de complejidad de la entropía de permutación multiescala (IC_{MPE}), correspondientes a la serie CP cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados en la postura ortostática de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable: ausencia de visión (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) 149
- Tabla 4.19.** Valores medios y desviación típica del índice de complejidad de entropía de permutación multiescala (IC_{MPE}), correspondientes a la serie CP , cuando los sujetos eran evaluados sobre superficie inestable ($n=16$): en la tarea de ojos abierto ($OASi$) ojos cerrados ($OCsi$), movimientos oculares de persecución ($MPsi$) y sacádicos ($MSsi$) 150
- Tabla 4.20.** Valores medios y desviación típica del índice de complejidad de la entropía multivariante multiescala (IC_{MMSE}), correspondientes a la serie vCP , cuando los sujetos eran evaluados en las condiciones: ojos abiertos (OA), ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS), sobre superficie estable e inestable ($n=16$) 154

Lista de Abreviaturas

A95	<i>Área de la elipse del desplazamiento del CP</i>
A-P	<i>Plano antero posterior del CP</i>
BF	<i>Banda de frecuencia</i>
CG	<i>Centro de gravedad</i>
CK	<i>Complejidad de Kolmogorov (Lempel & Ziv, 1976)</i>
CM	<i>Centro de masa</i>
CP	<i>Centro de presión</i>
DE	<i>Desviación estándar del CP</i>
EP	<i>Entropía de permutación</i>
f50	<i>Frecuencia por debajo del 50% del espectro</i>
f80	<i>Frecuencia por debajo del 50% del espectro</i>
FFT	<i>Transformada rápida de Fourier</i>
GLD	<i>Grados de libertad del sistema motor</i>
H	<i>Exponente de Hurst</i>
IC	<i>Índice de complejidad (entropía)</i>
M-L	<i>Plano medio-lateral del CP</i>
MMSE	<i>Entropía multiescalaMultivariante</i>
MP	<i>Movimientos oculares persecución</i>
MPE	<i>Entropía multiescala de permutación</i>
MS	<i>Movimientos oculares sacádicos</i>
MSE	<i>Entropía multiescala</i>
OA	<i>Ojos abiertos</i>
OC	<i>Ojos cerrados</i>
PT	<i>Potencia total del espectro de frecuencia</i>
SampEn	<i>Entropía muestral “sample”</i>
SI	<i>Superficie inestable</i>
SNC	<i>Sistema Nervioso Central</i>
vCP	<i>Serie diferenciada del CP</i>
VM	<i>Velocidad media del CP</i>
WTD	<i>Transformada wavelet discreta</i>

Resumen

Investigaciones recientes sugieren que los modelos biomecánicos tradicionales no son capaces de caracterizar completamente las propiedades no lineales del control postural.

El presente trabajo tiene como finalidad evaluar la aplicabilidad de algunas metodologías lineales y no-lineales, en el estudio de las oscilaciones del centro de presión. Así mismo, aproximarse al efecto que, tienen las alteraciones de los principales mecanismos fisiológicos (sensoriales) vinculados a los diferentes procesos de control postural.

Hemos estudiado un total de 16 jóvenes sanos (10 hombres y 6 mujeres), con una edad promedio de $24,6 \pm 7,9$ años (peso corporal: $67,8 \pm 8,7$ kg; estatura: $168,6 \pm 7,20$ cm). Los sujetos realizaron un protocolo que consistió en ejecutar ocho tareas de control postural, sobre una plataforma de fuerza, en las que se modificó el nivel de activación de los principales sistemas sensoriales (visual y propioceptivo) que afectan al equilibrio y al control postural. Basándose en las oscilaciones del centro de presión (CP) en el plano antero-posterior (A-P) y medio-lateral (M-L), se calcularon una serie de parámetros lineales y no-lineales para describir las características de la oscilación postural.

Los resultados obtenidos usando la *Transformada Wavelet Discreta (TWD)*, son ligeramente mejores, aunque refrendan los del análisis clásico de *Fourier*. En estos dos análisis se detecta una banda de frecuencias entre $0,3-0,5$ Hz (que aproximadamente coincide con la del péndulo invertido), mejor definida en el caso de la serie velocidad del CP, ya que en este caso se filtran las frecuencias muy bajas. El índice de complejidad de Kolmogorov (CK), aplicado a la serie velocidad del CP, permitió detectar diferencias estadísticamente significativas entre oscilaciones posturales en el plano A-P, durante la tarea ojos abiertos y ojos cerrados, en superficie estable (OA: $0,80 \pm 0,09$ vs. OC: $0,74 \pm 0,12$; $p = 0,014$) y en superficie inestable (OA: $0,62 \pm 0,07$ vs. OC: $0,43 \pm 0,04$; $p < 0,001$).

Resumen

Cuando utilizamos la entropía de permutación (*EP*) sobre la serie de posición, observamos mejores resultados que los correspondientes a la serie de velocidad del *CP*, tanto en superficie estable (*OA*: $2,39 \pm 0,21$; vs. *OC*: $2,24 \pm 0,28$; $p = 0,010$) como en superficie inestable (*OA*: $1,98 \pm 0,18$ vs. *OC*: $1,53 \pm 0,13$; $p < 0,001$). Por tanto, este método es el más adecuado si queremos analizar la evolución temporal de la posición del *CP*. La entropía muestral (*SampEn*), aplicada a la serie velocidad del *CP*, son análogos a los del *CK* en las distintas condiciones de control postural. Los valores más bajos encontrados para *OC* y superficie inestable indican una mayor regularidad de la señal *CP* en estos casos.

En el caso de Entropía Multiescala (*MSE*), hemos comprobado que todas las series en el plano *A-P*, sobre superficie estable, tienen un parámetro de *Hurst* en torno a $0,7$ ($H > 0,5$) indicando efecto memoria. En cambio, sobre superficie inestable es posible detectar mayores diferencias en escalas por debajo de 8. En el caso del plano *M-L*, el valor se encuentra muy próximo a $0,5$, denotando que cada dato depende muy poco del valor del dato anterior, es decir; posee un alto grado de aleatoriedad. Además, el análisis *MSE* realizado indicó una mayor complejidad para la tarea *OC* comparada *OA* y una mayor complejidad en las tareas realizadas sobre superficie inestable, con respecto a las realizadas sobre superficie estable.

Concluyendo que, en este estudio se han encontrado evidencias de que las medidas no lineales pueden ser válidas para describir los cambios en las oscilaciones posturales que son debidas a las alteraciones del sistema sensorial. En particular, las producidas por la ausencia de la información visual y diferentes superficies de apoyo. Estos métodos, aportan información que puede resultar relevante para el análisis del equilibrio humano desde el punto de vista de la dinámica de sistemas complejos.

Abstract

Recent research suggests that traditional biomechanical models of postural control do not fully characterise the nonlinear properties of postural control.

The purpose of present work was to evaluate the efficacy of linear and non-linear methods in the study of the oscillations of the center of pressure. In addition, the effect that the alterations of the (sensory) physiological mechanisms related to multiple processes of postural control, was also investigated.

A group of 16 healthy young adult subjects (10 men and 6 women) with a mean age of 24.6 ± 7.9 years (body weight: 67.8 ± 8.7 kg; height: 168.6 ± 7.20 cm) participated in this study. The protocol consisted in performing eight postural control tasks on a platform force, each task had different characteristics in which the level of activation of the major's sensory systems (visual and proprioceptive), that affect balance and postural control were altered. For the analysis of the oscillation of the center of pressure (*CP*) in the antero-posterior (*A-P*) and medio-lateral (*M-L*) plane a series of linear and nonlinear parameters were calculated to describe the postural sway characteristics.

The results of the Discrete Wavelet Transform (*TWD*), are slight superior to detect differences between altered postural control conditions, although are similar to the classic Fourier analysis. These analyses detect a dominant frequency band between $0.3-0.5$ Hz (correspondent to the inverted pendulum effect), which are better defined by the velocity time series of *CP*, because in this case the very low frequency bands are filtered. The Kolmogorov complexity index (*CK*) applied to the *CP* velocity time series allowed to detect statistics significant differences in the *A-P* plane between eyes open (*EO*) and eyes closed (*EC*) conditions, while on stable surface (*EO*: 0.80 ± 0.09 vs. *EC*: 0.74 ± 0.12 ; $p = 0.014$), and unstable surface (*EO*: 0.62 ± 0.07 vs. *EC*: 0.43 ± 0.04 ; $p < 0.001$). Better results of permutation entropy (*PE*) were observed when the position series of the *CP* was used. The values for stable surface for *OA* y *OC* were also statistics significant (*OA*: 2.39 ± 0.21 ; vs. *OC*: 2.24 ± 0.28 ; $p = 0.010$) as well for unstable surface (*OA*: 1.98 ± 0.18 vs. *OC*: 1.53 ± 0.13 ; $p < 0.001$). Therefore, this method is best if we analyze the evolution of the position of the *CP*.

Abstract

The sample entropy (*SampEn*) applied to the velocity time series of the *CP*, provide similar results to those of *CK* and *PE* in the different conditions of postural control. The lowest values found for *OC* and unstable indicate greater regularity of the *CP* signal in these cases.

For the multiscale entropy (*MSE*), we found that all series in the A-P plane, on stable surface, have a *Hurst* exponent value around 0.7 ($H > 0.5$) indicating that the signal has memory. Moreover, the unstable surface allowed to detect major differences below scale 8 between conditions. In the case of *M-L* plane, the value is very close to 0.5, denoting that each data depends very little on the value of the previous data, i.e. has a high degree of randomness. In addition, the *MSE* analysis indicated greater complexity on the *EC* condition compared to *EO* and more complex signals obtained on unstable with respect to those on stable surface.

Concluding that this study found evidences that non linear measurements may be valid to describe the changes in postural oscillations due to alterations of the sensory system. In particular, those produced by the absence of visual information and different support surfaces. Moreover, these methods may provide information that can be relevant to the analysis of human balance from the point of view of complex systems dynamics.

1 Introducción

1.1 Formulación e identificación del problema

La adopción de la postura ortostática (postura erecta y estática en bipedestación) fue uno de los logros más importantes alcanzado por la especie humana. Desde entonces, estamos desafiados por la fuerza de la gravedad para mantener el equilibrio del cuerpo sobre una pequeña área de soporte delimitada por los pies.

La habilidad de mantener el equilibrio en posición ortostática, denominada *Control Postural*, es una habilidad motora y puede ser definida como el acto de mantener, alcanzar o recuperar el estado de equilibrio del cuerpo (Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000), siendo los principales objetivos funcionales de control postural la *orientación postural* y *equilibrio postural*.

Técnicamente el control postural representa la habilidad del sujeto para mantener la posición del cuerpo y, específicamente, su centro de masas (*CM*) dentro de límites de seguridad respecto a lo que representa la posición erecta (ortostática) del cuerpo. Sin embargo, desde un punto de vista mecánico, el cuerpo nunca está en una condición de equilibrio absoluto. Por tanto, el equilibrio en posición ortostática es alcanzado generando momentos de fuerza sobre las articulaciones del cuerpo para neutralizar la aplicación permanente de las fuerzas externas (i.e. fuerza de la gravedad) e internas (i.e. respiración, ritmo cardíaco, etc...) que convierten a la postura erecta en una posición esencialmente inestable.

De acuerdo a este criterio, lo que realmente ocurre es que el cuerpo está constantemente en busca de un estado de máximo equilibrio. Objetivo que consigue a través de un proceso continuo de reequilibración y ajuste, oscilando alrededor de puntos instantáneos variables de los que depende la postura global del cuerpo (Blázquez, Anguiano, Arias de Saavedra, Lallena, & Carpena, 2009). A este proceso denominamos *oscilación postural*.

Introducción

Para esta labor constante de ajuste postural y reequilibración, el sistema necesita de informaciones acerca de las posiciones relativas de los segmentos corporales y de la magnitud de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo. Este proceso, tanto en reposo como en movimiento, se realiza gracias a los mecanismos de retroalimentación (*feedback*) neuromusculares que, a través de los sistemas sensoriales, informan sobre la situación exacta del centro de gravedad (CG) en un instante concreto, desencadenando la actividad muscular necesaria dependiendo de la naturaleza de la tarea demandada.

Estos receptores actúan de forma compleja, integrada, redundante y de manera diferenciada para cada perturbación sobre el cuerpo humano. La recepción e interpretación de la información relevante que el sujeto recibe de los distintos segmentos corporales y del medio externo (estrategias de estabilización reaccionales), y en ocasiones de los mecanismos de ajuste muscular anticipado (estrategias de estabilización anticipadas), constituye el elemento primario sobre el que se desarrolla el sistema de control motor para la correcta equilibración del cuerpo (Gahery, 1987).

En este proceso intervienen múltiples estructuras del sistema nervioso central (SNC), cada una con funciones específicas y secuencializadas, entre las que destacan el tronco cerebral, el cerebelo, los ganglios de la base y el córtex cerebral (Pompeiano, 1994).

El control de la postura ortostática es frecuentemente modelizado a partir del análisis de la evolución del *centro de presión* (CP) utilizando plataformas de fuerza (*Posturografía* - American Academy of Neurology, 1993).

Esta estrategia metodológica nos permite cuantificar el desplazamiento del CP, evaluando aspectos cinéticos y cinemáticos, como son las variaciones en el tiempo de las trayectorias del CP, en los planos antero-posterior (A-P) y medido-lateral (M-L). El análisis posturográfico no es nuevo y sus aplicaciones son ampliamente conocidas (ej., diagnóstico, evaluación terapéutica o para investigar el desarrollo y mecanismos del control postural).

Introducción

Tradicionalmente la oscilación postural, es vista como fluctuaciones aleatorias. Por lo tanto, la cantidad de oscilación es utilizada como un índice de estabilidad postural (Hufschmidt, Dichgans, Mauritz, & Hufschmidt, 1980). En consecuencia, una menor variabilidad sería indicativo de un mejor control de la postura. Sin embargo, las medidas tradicionalmente utilizadas no son capaces de tener en cuenta la organización temporal de la oscilación postural. El concepto de sistemas dinámicos sugiere que la variabilidad sería una respuesta no aleatoria, sino una señal que posee estructura propia, incluso capacidad de memoria. En este sentido, los sistemas dinámicos, el estudio de la complejidad y las herramientas no-lineales han abierto nuevos caminos en el estudio del movimiento humano (Harbourne & Stergiou, 2009).

Las herramientas no-lineales nos permiten analizar el orden inherente a un conjunto de datos aparentemente aleatorios. Recientemente el avance tecnológico, especialmente informático, ha permitido el desarrollo de estas técnicas ya que antes era prácticamente imposible realizar cálculos tan complejos. Este tipo de análisis nos aporta informaciones adicionales, sobre la estructura de la variabilidad y complejidad de la oscilación postural, que describió la evolución del movimiento en el tiempo (Harbourne & Stergiou, 2009).

La perspectiva de los sistemas dinámicos complejos aplicada al estudio de las oscilaciones del *CP*, difiere de la hipótesis tradicional que considera las oscilaciones del *CP* como ruido blanco (aleatoria), dándoles un comportamiento exploratorio que contiene una estructura significativa a diferentes escalas (Stergiou & Decker, 2011). Además, los métodos no-lineales tienen como objetivo identificar las sub-unidades en los datos que pueden estar relacionadas a los procesos subyacentes del control motor.

Años de investigación han proporcionado un entendimiento más preciso y profundo del sistema de control postural. Sin embargo, los mecanismos subyacentes del control postural aún no siguen estando totalmente comprendidos. No existe todavía un consenso ampliamente aceptado sobre los métodos, técnicas e interpretación de los datos que proporcionan las oscilaciones del *CP* (Baratto, Morasso, Re, & Spada, 2002).

Introducción

Todavía existen muchas preguntas por responder, entre otras, cuál es la utilidad práctica de los métodos, qué parámetros diferencian a los sujetos de una muestra, cuál de ellos corresponden a un cambio en la tarea y cuáles son sensibles a una mejora en el control postural y, además, cómo se deben procesar los datos brutos y cómo aplicar adecuadamente los métodos. Estos aspectos son muy importantes ya que pueden influenciar radicalmente en los resultados y en su interpretación y, por tanto, nuestro entendimiento sobre los mecanismos de control postural.

En este sentido, es necesario contribuir al entendimiento de los aspectos técnicos, metodológicos y procedimentales referentes a la cuantificación y evaluación de la variabilidad del control postural. Introducir en nuestro estudio herramientas matemáticas no-lineales puede ayudar a desvelar, con mayor precisión y profundidad, las propiedades dinámicas de la oscilación postural y, de forma más específica, nos puede proporcionar un mejor entendimiento del sistema/s subyacente/s en los procesos de reequilibración y control de la postura. Así como, obtener con mayor detalle los fenómenos básicos del movimiento, incluyendo cambios, estabilidad, variabilidad y surgimiento de nuevas funciones y estructuras (Newell, Deutsch, Sosnoff, & Mayer-Kress, 2006).

1.2 Objetivos

El presente trabajo tiene como principales objetivos:

- Caracterizar las oscilaciones del centro de presión en el control postural mediante metodologías lineales y no-lineales, analizando la eficacia, la validez o la aplicabilidad de cada método por separado.
- Proponer algún método para evaluar modelos multiescala mediante el exponente de Hurst.
- Establecer recomendaciones procedimentales útiles para el análisis de los datos estabilográficos derivados de pruebas de control postural.

Así mismo, el estudio intenta aproximarse al efecto que, sobre el equilibrio y el control de la postura, tienen las alteraciones de los principales mecanismos fisiológicos (sensoriales) vinculados a los diferentes procesos de control postural.

De entre los múltiples parámetros y sistemas que afectan al control postural, nuestros esfuerzos se han centrado en:

- Evaluar como movimientos oculares (sacádicos y de persecución) afectan la variabilidad del control postural en sujetos sanos.
- Estudiar como los cambios en la superficie de apoyo (superficies estables vs. inestables) influyen en la dinámica de oscilación del centro de presión.

1.3 Hipótesis

Las hipótesis experimentales subyacentes en la presente tesis son definidas de la siguiente forma:

- 1) Las oscilaciones del centro de presión responden a la integración de múltiples señales que provienen de los principales mecanismos fisiológicos (sensoriales) vinculados a los diferentes procesos de control postural.
- 2) Aunque tradicionalmente el sistema visual, el sistema vestibular y el cinestésico han sido considerados los más importantes en el control postural, el peso que tiene cada uno de ellos sobre la señal no es el mismo, pudiendo variar significativamente para cada sujeto.
- 3) Las oscilaciones del centro de presión no presentan un comportamiento aleatorio y, por lo tanto, poseen propiedades no-lineales.
- 4) La señal se comporta con un fuerte componente de memoria.
- 5) En consecuencia, la utilización de metodologías no-lineales, para la evaluación de la señal generada por el centro de presión son válidas y, nos permiten obtener diferente información sobre el control postural.

2 Marco teórico

Este capítulo corresponde a una revisión básica de los principales aspectos relacionados a la neurofisiología y a la biomecánica del sistema de control postural humano. Además, se abordará la temática de la variabilidad del control del movimiento humano y, más específicamente, sobre perspectivas de la variabilidad en el control postural.

2.1 Control Postural

La habilidad de mantener el equilibrio en posición ortostática (postura estática, bípeda), denominada *Control Postural*, es una habilidad motora y puede ser definida como el acto de mantener, alcanzar o recuperar el estado de equilibrio del cuerpo (Pollock et al., 2000). El control de la postura ortostática es la base para la ejecución de infinidad de tareas motoras utilizadas en la vida diaria o durante la práctica deportiva.

En las diferentes tareas que realiza el ser humano en su vida cotidiana, los principales objetivos funcionales del control postural son: la *orientación postural* y el *equilibrio postural* (Shumway-Cook, 1995). La *orientación postural* implica el control activo de la alineación del cuerpo y del tono muscular con respecto a la gravedad, la superficie de apoyo, el entorno visual y las referencias internas. El *equilibrio postural* está relacionado con la coordinación de estrategias sensorio-motoras para estabilizar el *CM*, durante alteraciones internas o externas de la estabilidad postural (Horak, 2006).

Técnicamente, la tarea del control postural tiene como objetivo principal mantener la proyección del centro de masas (*CM*) dentro de la base de sustentación. Esta base está definida por el área delimitada por los pies en posición ortostática del cuerpo (Frank & Earl, 1990; Duarte, 2000).

Marco teórico

La concepción fisiológica inicial de cómo los humanos son capaces de mantener una postura erecta estable proviene de los trabajos de Sherrington, de principios del siglo XX (Sherrington, 1906). Este autor establecía que los movimientos posturales correctivos eran iniciados por mecanismos reflejos en la medula espinal y en el tronco encefálico. Además, sugirió que los reflejos eran tónicos y ajustaban la configuración postural por una sucesión de actividades reflejas (reflejos que se originaban en diferentes segmentos corporales) y restauraban perturbaciones por reflejos correctivos.

Actualmente, el control postural ya no es considerado un sistema o una serie de reflejos correctivos y de equilibrio. Así, otros autores señalan que el control postural debe ser considerado como una habilidad motora compleja derivada de la interacción de múltiples procesos sensorio-motores (Horak, 2006).

El hecho de que el ser humano pueda mantenerse erecto sobre una pequeña base de sustentación delimitada por los pies, en la que casi 2/3 partes del peso corporal se encuentra a la altura del pecho, hace de la postura erecta una posición esencialmente inestable. Por tanto, durante la postura erecta no estamos parados, sino que estamos en constante movimiento: la *oscilación postural*. Esta oscilación es un continuo ajuste postural (equilibración o reequilibración) que se consigue a través de un proceso que envuelve los esfuerzos coordinados de los sistemas sensoriales aferentes (visual, vestibular y cinestésico o somatosensorial), que aportan la información que es llevada a los centros de control (*SNC*) para mantener estable la postura. Las estructuras superiores del *SNC* reciben, decodifican, evalúan y organizan estas informaciones y programan las respuesta motoras necesarias que son transmitidas a diferentes partes del cuerpo (sistema motor) por vías eferentes (Winter, 1995).

Marco teórico

En la Figura 2.1, se puede observar de forma esquemática el proceso de control postural (Duarte, 2000), donde los sistemas sensoriales son representados en un bucle de retroalimentación en los que los factores extrínsecos e intrínsecos pueden afectar la postura. Las informaciones captadas por el sistema sensorial (aférente) son llevadas al SNC (centro), donde esas informaciones son integradas y procesadas para que estrategias de ajustes y correcciones posturales sean realizadas por medio de acciones musculares (sistema efector), sinergias posturales y las propiedades pasivas del sistema músculo-esquelético y, de esta forma el cuerpo se pueda mantener en la postura deseada para ejecutar determinada tarea.

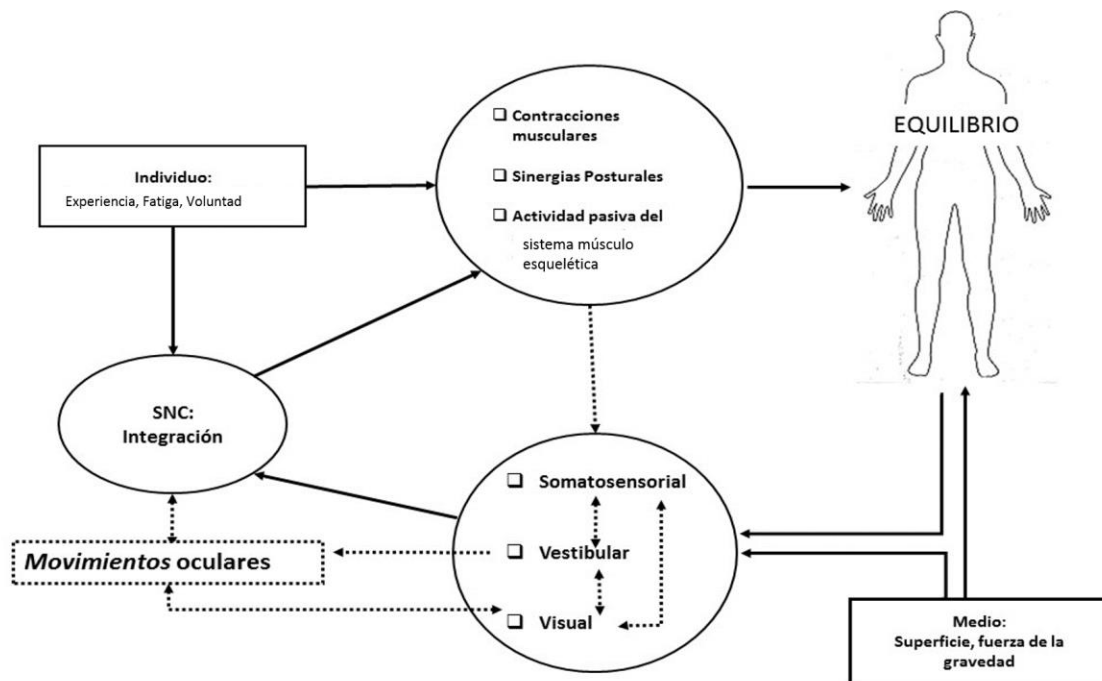


Figura 2.1. Diagrama representativo del Sistema de Control Postural (adaptado de Duarte, 2000)

2.2 Bases neurofisiológicas del control postural

2.2.1 Sistema sensorial (Aferente)

2.2.1.1 Sistema vestibular

El sistema vestibular es el encargado de informar al encéfalo, a través de los receptores vestibulares situados en el oído interno, sobre la posición de la cabeza y de los movimientos que realizan ésta y el tronco en el espacio. Además, ayuda a mantener las imágenes que percibe el sistema visual en la retina (acción coordinada con los movimientos de acomodación del cristalino) (García-Manso, Granell, Girón, & Abella, 2003).

La estabilización de la cabeza respecto al resto del cuerpo y el espacio circundante se logra mediante el reflejo vestibulo-ocular incidiendo sobre el control postural y en el rango de los movimientos de baja frecuencia (*feedback* y *reflejos vestibulo-espinal*) (Schubert & Minor, 2004). El control de la mirada también se consigue a través de este reflejo vestibulo-ocular que controla la posición ocular manteniendo una imagen fija y estable mientras se mueve la cabeza. Tales funciones le atribuyen un valor significativo en los procesos de control del equilibrio.

Dentro de la porción petrosa de cada hueso temporal se encuentra la membrana vestibular laberinto. En su interior contiene un líquido, endolinfa, que está aislado del hueso temporal por la perilinfa, que, al moverse genera información al estimular las estructuras sensitivas de este sistema. Estas estructuras sensitivas están formadas por: tres canales semicirculares y dos órganos otolíticos: utrículo y sáculo (Guyton, 2006).

Los canales semicirculares, orientados en los tres planos del espacio (sagital, frontal y horizontal), son sensibles a la aceleración angular y rotacional de la cabeza. Los canales semicirculares contienen líquido endolinfático que tiene una densidad un poco mayor que la del agua. Cada canal semicircular tiene un engrosamiento en uno de sus extremos denominado ampolla (Schubert & Minor, 2004).

Marco teórico

En la ampolla se encuentra la cúpula, una masa gelatinosa, que contiene las células ciliadas sensoriales, formadas por estereocilios y cinocilio. Cuando la cabeza empieza a rotar uno o más de los conductos semicirculares hace que el líquido permanezca estacionario, mientras que el conducto semicircular rota con la cabeza. Esto hace que el líquido circule desde el conducto hacia la ampolla inclinándose la cúpula hacia un lado. La rotación de la cabeza en sentido opuesto determina una inclinación contraria de la cúpula. El cinocilio de todas estas células ciliadas se dirige hacia el mismo lado de la cúpula, y la inclinación de la cúpula en esa dirección provoca una despolarización de las células ciliadas, mientras que la inclinación en sentido contrario las hiperpolariza. Desde las células ciliadas el nervio vestibular envía las señales apropiadas para informar al SNC de los cambios de la velocidad y dirección de la rotación de la cabeza en los tres planos del espacio (Guyton, 2006).

Los utrículos y los sáculos son dos sacos que forman los órganos otolíticos del laberinto membranoso y son sensibles a los cambios de posición de la cabeza y sus aceleraciones lineales. La excitación utricular ocurre durante la aceleración lineal horizontal o la inclinación de la cabeza en estático, y la excitación del sáculo ocurre durante aceleración lineal vertical. Localizada en la superficie interna de cada utrículo y sáculo, hay una pequeña área sensorial denominada mácula, la cual está formada por células sensoriales ciliadas y las células de sostén asociadas (Schubert & Minor, 2004).

Las células ciliadas del sistema vestibular están ubicadas en la capa gelatinosa de la mácula, estando formada por numerosos pequeños cristales de carbonato cálcico denominados estatoconía u otolitos, que proporcionan a los órganos otolíticos una masa inercial. Las células ciliadas son verticales en el utrículo (mácula horizontal) y horizontales en el sáculo (mácula vertical). El cinocilio de las células ciliadas del utrículo están orientadas hacia la estatoconía, mientras que el cinocilio de las células ciliadas del sáculo están orientadas en contra la estatoconía. El movimiento de las células ciliadas en los órganos terminales vestibulares abre mecánicamente los canales de transducción localizados en los extremos de los estereocilios despolarizando la célula ciliada, provocando la liberación del neurotransmisor específico del nervio vestibular (Purves, 2007).

Las aferencias vestibulares son complejas y variadas afectando a diferentes áreas cerebrales y contribuyendo a la regulación refleja de diversos sistemas, especialmente, el sistema visual y el sistema cinestésico. El *SNC* procesa las informaciones de estos sensores para desarrollar una sensación subjetiva de la posición de la cabeza en relación al medio y generar respuestas compensatorias (sistema neuromuscular).

La mayoría de las fibras nerviosas vestibulares terminan en los núcleos vestibulares especializados. Estableciendo sinapsis con neuronas y enviando fibras de segundo orden al cerebelo y, a los haces vestibuloespinales, al fascículo longitudinal medial y a otras áreas del tronco encefálico, en particular a los núcleos reticulares (Guyton, 2006).

La función del sistema vestibular puede ser adaptada y modificada de acuerdo con su interacción con otros sistemas sensoriales y las condiciones ambientales. Incluso en un entorno con perturbaciones visuales o superficie inestable, un individuo sano es capaz de utilizar la información del sistema vestibular para controlar el equilibrio.

2.2.1.2 Sistema cinestésico o somatosensorial

El sistema cinestésico o somatosensorial, está compuesto por dos tipos diferentes de receptores: los mecanorreceptores relacionados a la sensibilidad del tacto, presión y vibración y los propioceptores que son sensibles a la posición de los músculos, tendones y ligamentos durante postura estática y movimiento (Mitesh Patel, 2009). Por lo tanto, la función de los mecanorreceptores y propioceptores es la de informar al *SNC* de la posición de cada segmento del cuerpo con relación al otro y con respecto a la superficie de apoyo, así como de las magnitudes de elongación y fuerza ejercida o soportada por los músculos y tendones.

Marco teórico

Los mecanorreceptores están situados a diferentes profundidades de la piel y responden a los estímulos físicos, tales como presión mecánica o movimiento. Los que están en la superficie, son conocidos como mecanorreceptores cutáneos, se encuentran en áreas que requieren sensaciones precisas, como las plantas de los pies y los tobillos que están involucrados en el mantenimiento del control postural (Mitesh Patel, 2009). La participación de los receptores cutáneos en la motricidad no es del todo conocida, aunque se cree que aportan información sobre los ángulos articulares. No obstante, estos receptores también son importantes a la hora de manipular y controlar implementos gracias a la información que proporciona respecto al tacto, presión o vibración durante su manipulación.

La información cutánea se proyecta hacia el encéfalo a través de dos vías ascendentes: sistema espinotalámico anterolateral y sistema lemniscal. Una vez que la información llega al tálamo es redirigida hacia la corteza sensorial somática, en donde los receptores de cada zona corporal tienen una zona concreta donde proyectarse (Morenilla, 2000).

Con respecto al control postural, es necesario recordar que existen cuatro tipos diferentes de receptores mecánicos en las plantas de los pies. Los discos de Merkel y Endings Ruffini, los cuales son de adaptación lenta, y detectan el tacto, la presión y el estiramiento de los movimientos por debajo de 5 Hz. Los corpúsculos de Meissner y los corpúsculos de Pacini son de adaptación rápida y detectan los cambios rápidos de movimiento necesario para el control del pie (Inglis et al., 2002). Los mecanorreceptores plantares, sobre todo los corpúsculos de Pacini, proporcionan información al SNC sobre la posición del cuerpo en relación a la base de sustentación y a la fuerza de la gravedad, permitiendo detectar las variaciones de su posición y magnitud y, de esa forma, adaptar y ajustar los reflejos de equilibración (Dupui & Montoya, 2003).

Marco teórico

Los propioceptores (husos neuromusculares, el órgano tendinoso de Golgi y los receptores articulares) se encuentran en los músculos, tendones y ligamentos. Los husos neuromusculares nos informan sobre las modificaciones de la longitud (amplitud y velocidad) del músculo. Son los responsables de activar el reflejo miotático, localizándose en el interior de los músculos y, siendo extraordinariamente sensibles a los continuos cambios de longitud del mismo. Su densidad es mayor en músculos que requieren movimientos precisos, como los músculos de los dedos y los músculos cervicales profundos. La frecuencia de disparo de las neuronas que unen el músculo al SNC cambia en función de su longitud. Por lo tanto, pueden transmitir cualquier estiramiento o contracción del músculo y su velocidad. Estos receptores tienen un papel importante en el mantenimiento y control del tono muscular (Dupui & Montoya, 2003).

Los receptores tendinosos nos indican la tensión desarrollada por el músculo sobre la unión miotendinosa, teniendo una actividad opuesta a la de los husos neuromusculares. Los órganos tendinosos de Golgi se localizan en el tendón y son sensibles al estiramiento, respondiendo solamente a grandes cambios en su longitud y su principal función es informar al SNC del grado de contracción muscular (Mitesh Patel, 2009).

El recorrido seguido por estos receptores es procesado en circuitos espinales locales, a la vez que se transmite hasta la corteza somatosensorial correspondiente. Hacia estas estructuras del SNC asciende la información generada a través de los haces espinocerebelosos para proyectarse, parcialmente, en el cerebelo. Otras fibras se dirigen al talo del encéfalo (núcleo Z) desde donde la información llega al tálamo y la corteza.

Los receptores articulares están localizados en el tejido conectivo de las articulaciones y funcionan como mecanoreceptores de bajo umbral, respondiendo a los estímulos físicos, como presión mecánica o movimiento creado por las articulaciones.

Los receptores articulares parece que reaccionan al movimiento, y dan información sobre el grado de apertura de la articulación. Parte de las señales que se produce de éstos se transmite a través del sistema dorsal lemniscal camino de zonas subcorticales espinales, la formación reticular, núcleos del tallo cerebral y cerebelo, núcleos del tálamo, etc., desde donde pueden desarrollarse respuestas no conscientes de tipo reflejo o alcanzar la zona somatosensorial e intervenir en la elaboración de sensaciones conscientes (Morenilla, 2000).

La sensación de movimiento del sistema somatosensorial es probablemente mayor que otros sensores posturales, los husos musculares por encima de 1 Hz y los receptores articulares por debajo 1 Hz (Diener & Dichgans, 1988).

2.2.1.3 Sistema visual

La visión representa la capacidad de percibir la forma, color o comportamiento que tienen los objetos mediante la acción que sobre ellos provoca la luz. Los ojos suministran al cerebro información sobre el entorno en el que se mueve el sujeto, permitiéndole construir el conjunto de estímulos que le informa sobre las características de los sucesos que tienen lugar alrededor de él (García-Manso et al., 2003).

La información visual que recibe un sujeto de su entorno está relacionada con el *campo de visión* y la *motilidad ocular*. La sensibilidad absoluta del sistema visual del ser humano varía con la longitud de onda del estímulo percibido y el punto de la retina donde se localiza. Es así como configuramos nuestro campo de visión, estableciendo el mapa de la retina donde llegan los estímulos visuales, condicionado por mecanismos como la *excitabilidad* y la *visión periférica*.

Específicamente, el sistema visual humano proporciona informaciones aferentes (tridimensionales) sobre la posición y movimiento de un objeto en el espacio e información de los miembros en relación al entorno y el resto del cuerpo (receptores de la retina). Por otro lado, los receptores eferentes actúan en respuestas de información propioceptiva (propiocepción visual) de los músculos óculo-motores (Kapoula & Lê, 2006).

Marco teórico

La *percepción visual aferente* se inicia cuando la luz atraviesa la córnea y es proyectada sobre la retina. Los receptores sensibles a luz, los fotorreceptores de la retina (conos y bastones), recogen la información que es transformada en una señal eléctrica. Esta es enviada a la corteza visual primaria, a través de la vía óptica, donde es procesada en conjunto con otras áreas corticales (Ghez, Hening, & Gordon, 1991).

La percepción aferente del movimiento está compuesta por dos sistemas: *visión central* y *visión periférica*. La información más clara es la que se sitúa dentro del foco de la visión central, quedando limitado a un pequeño campo visual de 3° a 5° (Manno, 1991) y, permitiendo la detección y reconocimiento de imágenes muy precisas cuando el objeto no está en movimiento.

En la fóvea (o retina central) se encuentran predominancia de los fotorreceptores denominados conos, en la zona de mayor agudeza visual que proporciona información sobre la forma de los objetos fijados. Por otro lado, en la retina periférica (visión periférica) predominan los bastones (Crossman & Neary, 2007), que informan sobre el movimiento del objeto en relación al entorno.

La *visión focalizada* y, fundamentalmente estática, es importante en los deportes de precisión (tiro con arco, tiro con armas de fuego, etc.), pero es menos determinante en los deportes donde el campo visual es cambiante. En estas modalidades deportivas la *visión periférica* es más importante, y viene ligada al campo visual (como espacial que puede percibir un ojo manteniendo la mirada fija en un punto), a la excitabilidad y a la motilidad ocular. Esta visión periférica es sensible al movimiento de lo que nos rodea y es el principal sistema visual que se apoya el control postural, ya que nos permite percibir el auto-movimiento en el espacio tridimensional, informando la posición de los diferentes segmentos corporales y de la posición del cuerpo en el espacio (Dupui & Montoya, 2003).

Por su parte, Uchiyama, Demura, Yamaji, & Yamada, (2006) sugieren que en individuos con acuidad visual normal, las informaciones del campo visual periférico (ángulo visual $\geq 2,5^\circ$), en comparación a las informaciones visuales centrales (ángulo visual $\leq 2,5^\circ$), contribuyen de forma más significativa a la reducción de la oscilación postural.

Marco teórico

Complementaria a estos dos tipos de visión estáticas y, especialmente a la visión periférica, podemos incluir la *agudeza visual dinámica*, la cual permite a un sujeto detectar y reconocer imágenes en movimiento. Newell & Corcos (1993) señalan que la sensibilidad para detectar movimientos es, anatómicamente, más importante en las zonas periféricas de la retina, donde los bastones disponen de una mayor capacidad para detectar cambios en la intensidad luminosa que percibe. El tiempo de exposición es otra de las variables que deben ser consideradas a la hora de garantizar una percepción perfecta de la situación y conseguir una mejor precisión en la respuesta motora que se quiera efectuar.

Ambos sistemas visuales, central y periférico, dan información de todo lo que queda dentro del campo visual del sujeto, el cual varía de forma significativa entre cada persona y dependen del nivel de entrenamiento al que fuese sometido (Surkov, 1986).

Con la práctica podemos perfeccionar los mecanismos vinculados con la visión periférica, especialmente entre aquellos que practican modalidades deportivas donde el campo de visión es muy grande y sobre el que se mueven numerosos objetos. Surkov (1986), señala que el campo de visión de un sujeto varía según la posición del ojo (dirección de la mirada) y la información que recibe (tabla 2.1).

Tabla 2.1. Campo de visión con respecto a los movimientos de los ojos según el estado de entrenamiento

<i>Dirección de la mirada</i>	<i>Sedentarios</i>	<i>Entrenados</i>
<i>Hacia el exterior</i>	<i>90°</i>	<i>95°-100°</i>
<i>Hacia el interior</i>	<i>55°</i>	<i>60°</i>
<i>Hacia arriba</i>	<i>45°-55°</i>	<i>50°-60°</i>
<i>Hacia abajo</i>	<i>60°-65°</i>	<i>70°-75°</i>
<i>Hacia arriba y hacia fuera</i>	<i>60°-65°</i>	<i>65°-70°</i>
<i>Hacia abajo y hacia fuera</i>	<i>90°</i>	<i>90°</i>
<i>Hacia abajo y hacia dentro</i>	<i>50°</i>	<i>50°-55°</i>

Fuente: Surkov, 1986.

Marco teórico

En lo que respecta a la percepción visual eferente proviene de la información que proporcionan los receptores propioceptivos (ej. Husos musculares) de los músculos oculares, que informan sobre la posición y movimiento del ojo en la órbita ocular (Strupp et al., 2003). Estos movimientos del globo ocular son realizados por los músculos extraoculares, los cuales funcionan por pares para el mismo ojo y en sinergia para los dos ojos. Esta acción coordinada de la musculatura del ojo es lo que garantiza la convergencia binocular. Los músculos que afectan al movimiento son:

1. Rectos interno y externo (mueven el ojo de un lado a otro).
2. Rectos superior e inferior (mueven el ojo hacia arriba y abajo).
3. Oblicuos mayor y menor del ojo (controlan la rotación de los globos oculares).

Los movimientos oculares (horizontales, verticales o rotatorios) aseguran la captura del campo visual y garantizan la formación de la imagen en la fovea.

Dos regiones en el cerebro controlan el movimiento de los ojos, una para fijación voluntaria y otra para la fijación involuntaria. El mecanismo de fijación voluntaria permite que una persona mueva los ojos voluntariamente para fijarse en un objeto. Las fijaciones voluntarias son controladas por una pequeña área cortical localizada bilateralmente en la región premotoras del lóbulo frontal del cerebro. El mecanismo involuntario mantiene el ojo fijo una vez un objeto es encontrado. La corteza visual secundaria de la corteza occipital, controla las fijaciones involuntarias (Guyton, 2006)

Cuando la cabeza sufre una aceleración en cualquier dirección, vertical, horizontal y angular, el movimiento del ojo se puede acomodar inmediatamente a la posición opuesta (reflejo óculo-vestibular). Esto permite la fijación cuando la cabeza y el cuerpo se encuentran en movimiento. Estos movimientos son mucho más rápidos que los tipos de movimientos optocinéticos (sacádicos) y permiten la fijación incluso en movimientos espasmódicos de la cabeza (Guyton, 2006).

Marco teórico

Ambos mecanismos, voluntarios e involuntarios son importantes, ya que el movimiento involuntario fija el ojo automáticamente y el movimiento voluntario fija en el objeto de interés. Sin el control voluntario, una persona es incapaz de “desbloquear” el enfoque sobre un objeto para moverse a otro. Por otro lado, sin el control involuntario, una persona es incapaz de fijar la mirada (Guyton, 2006).

Para controlar los potenciales desplazamientos de un objeto en el espacio, el ojo realiza tres acciones mecánicas:

1. Micromovimientos oculares continuos (temblor) que impiden la proyección constante de la imagen sobre las células receptoras de la retina y facilitan la detección de los contrastes que contiene la imagen. Estos pequeños movimientos son provocados por contracciones sucesivas de los músculos oculares a una frecuencia de 30 a 80 ciclos por segundo.
2. Una lenta desviación de los globos oculares en una dirección u otra.
3. Movimientos de sacudida instantánea que están controlados por el mecanismo involuntario de fijación.

Este control de los movimientos oculares se efectúa a través de cinco sistemas neuronales (Morenilla, 2000) que pueden ser interpretados como tipos de movimiento visual:

- *Reflejos vestibulo-oculares*, que con participación del aparato vestibular, logran la estabilización de la visión a pesar del movimiento de la cabeza.
- *Reflejos opto-cinéticos*, que atraen la mirada hacia objetos en movimiento dentro del campo visual.
- *Movimientos de persecución lenta*, que mantienen el blanco en la fovea una vez localizado.
- *Movimientos sacádicos*, que permiten movimientos rápidos a saltos.
- *Movimientos de convergencia*, que mantienen la visión binocular, aunque el objeto se aleje o acerque del observador.

Marco teórico

Además, una de las características del sistema visual es que el ojo tiene la capacidad de modificar su campo visual adaptándolo a sus necesidades, mediante dos tipos de movimiento:

- 1) Movimientos sacádicos o saltos de la mirada (*saccades*).
- 2) Movimientos suaves del ojo de persecución (*tracking eye movements*).

La velocidad con la que se modifica el campo visual marca las diferencias entre estos: los *movimientos sacádicos* son rápidos (600°/segundo), y se ejecuta de forma independiente al objeto que se pretende controlar, pero tienen el inconveniente de provocar pérdidas momentáneas de información. En cambio, los *movimientos de persecución* de un objeto tienen lugar cuando el desplazamiento se produce a una velocidad inferior a los 120°/s. Tal comportamiento se sustenta en un mecanismo de *feedback* permanente sobre la posición del objeto cuya información está íntimamente relacionada con las áreas visuales del córtex occipital. La combinación de los dos tipos de movimientos oculares es lo que se suele denominar *visión dinámica*.

Los *movimientos sacádicos* de los ojos se dan cuando el campo visual se mueve, o cuando una persona realiza acciones como conducir un coche, girar la cabeza o leer un texto (en este caso la escena visual no se está moviendo, pero los ojos están escaneando la escena). Los cambios repentinos de fijación del ojo son denominados sacádicos y los movimientos del ojo correspondiente son denominados movimientos sacádicos. Estos son tan rápidos que apenas una pequeña fracción del tiempo el ojo permanece en movimiento y la mayor parte del tiempo es dedicado a las fijaciones (Guyton, 2006).

En los *movimientos de persecución* los ojos también pueden permanecer fijos sobre un objeto en movimiento. Existe un mecanismo cortical muy desarrollado que detecta automáticamente el curso del movimiento de un objeto y desarrolla con rapidez un curso semejante de movimiento de los ojos.

Cuando un objeto se mueve una velocidad de varias veces por segundo, los ojos al principio son incapaces de fijarse sobre él. Sin embargo, después de un segundo más o menos, los ojos comienzan a saltar cuando sigue un objeto, pero se irán ajustando e ira acompañar con movimientos más suaves para ajustarse perfectamente al objeto. Este es posible debido al alto desarrollo de la corteza cerebral, especialmente la situada en el córtex occipital (Guyton, 2006).

Así como las informaciones vestibulares y somatosensoriales, el efecto de la visión en el control postural depende de la naturaleza de la tarea. El papel de la información visual en el control postural ha sido investigado en diferentes situaciones. Las respuestas posturales a estímulos visuales dependen de la acción estática y dinámica (Uchiyama et al., 2006), el paralaje de movimiento (Bronstein & Buckwell, 1997), la sensibilidad al contraste, tamaño del campo visual (distancia) y a la visión periférica (Brooke-Wavell, Perrett, Howarth, & Haslam, 2002; Jahn et al., 2002). Sin embargo, ellos poseen diferentes umbrales para detectar el movimiento (Brandt, 2013).

Según Duarte (2000), de los bucles de retroalimentación de los tres sistemas sensoriales, los reflejos generados por el sistema visual son los más lentos. De esta forma la visión detecta prioritariamente movimientos corporales lentos $<0,1\text{Hz}$ (Diener & Dichgans, 1988). La visión también parece tener un papel importante en la detección y corrección de los movimientos de la cabeza, especialmente en movimientos lentos (i.e., entre $0,01\text{-}0,1\text{Hz}$) (Paulus, Straube, & Brandt, 1984).

Estos pueden desencadenar estrategias pre-programadas posturales para reducir la oscilación postural (Diener & Dichgans, 1988). De esta manera, la información visual puede proporcionar un marco de referencia para el movimiento que reduce la cantidad de movimiento rápido de alta frecuencia (i.e., $> 0,1\text{ Hz}$) (Paulus et al., 1984). Sin embargo, es sabido que las personas pueden presentar diferentes grados de dependencia de la información en el control postural (Collins & De Luca, 1995a).

2.2.2 Centros de integración y áreas de la corteza cerebral relacionadas con el control motor

Massion (2000) señala que el control del equilibrio implica diferentes niveles del control muscular con distintos niveles de complejidad que varían en función de la respuesta a posiciones estables o a acciones con desplazamientos. Dicho control incluye aspectos como el valor de referencia, el esquema corporal postural, los mensajes que detectan errores y los mecanismos de ajuste corporal.

El valor de referencia habitualmente viene determinado por la posición del centro CG y su proyección sobre la base de sustentación. El esquema corporal postural indica la representación interna que se tiene del cuerpo y de las fuerzas que lo sustentan. Los mensajes que detectan errores corresponden a los análisis de las aferencias que llegan de los intero y exteroceptores al SNC. Los ajustes posturales pueden ser múltiples y en ocasiones complejos y corresponden a patrones de corrección de la postura que parten desde el SNC a través de vías eferentes (García-Manso et al., 2003).

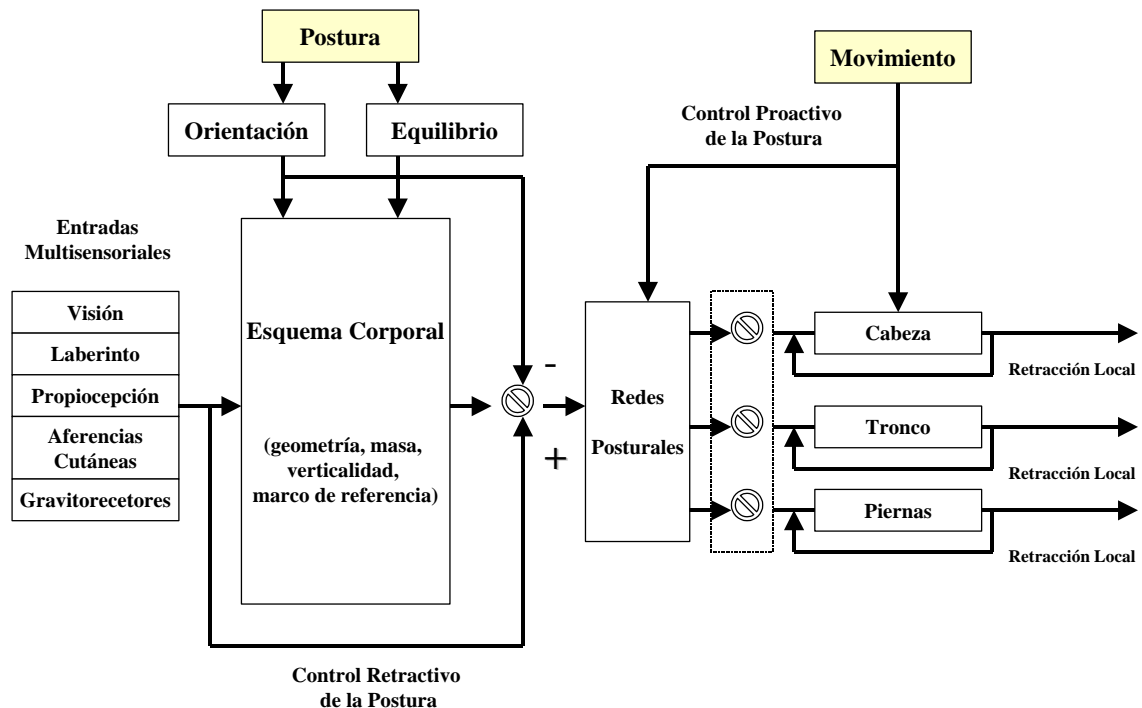


Figura 2.2. Organización central del control de la postura (Adaptado de Massion, 2000)

Marco teórico

La integración de la información de los receptores sensoriales produce una representación interna (modelo interno) de la posición y del movimiento del cuerpo del propio sujeto (cinestesia). En este complejo proceso intervienen múltiples estructuras del *SNC*, cada una con funciones específicas y secuencializadas. Las más importantes que se relacionan con el movimiento y que se organizan en la corteza cerebral son las siguientes:

- La corteza motora
- Las áreas sensitivomotoras
- Las áreas oculomotoras

La corteza motora es el centro principal para el control del movimiento humano, siendo su principal función la planificación y ejecución de actividades motoras complejas (Trew & Everet, 2006). Está localizada en el cerebro y es dividida principalmente en: área motora primaria, área premotoras y el área motora suplementaria.

El *área motora primaria* (*área 4 de Brodmann*) está situada justo por delante de la cisura de Rolando y es responsable de la ejecución de movimientos. Contiene las neuronas motoras piramidales, cuyas fibras son enviadas a través del tracto corticoespinal a la médula espinal. Estas fibras están conectadas a las neuronas motoras anteriores localizadas en la médula espinal que tienen la función de controlar músculos individuales y pequeños grupos de músculos. En consecuencia, representa el punto de salida de las órdenes motoras que van a las estructuras musculares correspondiente, a la vez que es donde llegan numerosas aferencias que vienen del área premotora, del área motora suplementaria, del núcleo ventrolateral intermedio del tálamo (que vienen de diferentes núcleos del cerebelo) y, a través de los núcleos ventrolateral, ventromediano y lateroventral del tálamo, de los núcleos de la base. También recibe aferencias sensoriales de los husos musculares y de otras áreas corticales sensitivas. Las órdenes de ejecución de movimientos se proyectan a las motoneuronas del tronco cerebral por medio de los tractos corticobulbares y a las motoneuronas de la médula espinal, bien directamente por medio del tracto corticoespinal o bien indirectamente por medio de los tractos extrapiramidales subcorticales.

Marco teórico

Tabla 2.2 Interacción del área Motora Primaria

Área Motora Primaria		
Aferencias	Eferencias	Funciones
Área Motora Suplementaria	Tracto Corticoespinal	Control de la musculatura
Corteza Premotora	Tronco Cerebral:	distal y de los
Corteza Somatosensitiva Primaria	Protuberancia a Cerebelo	movimientos finos y
Cerebelo vía Tálamo (VA-VL)	Núcleos nervioso craneales	precisos
Sistema de la columna dorsal y el lemnisco medial (VP tálamo)	Tractos extrapiramidales	Papel en el control de los reflejos de movimiento

Fuente: Baker, Barasi & Neal, 2002.

El *área premotora (área 6 de Brodmann)* se encuentra anteriormente al área motora primaria y tiene muy pocas neuronas que van directamente a la médula espinal. Esta área es responsable de los movimientos más complejos que requieren múltiples grupos musculares y, por tanto, envía señales al área motora primaria, ya sea directamente o a través de los ganglios basales o el cerebelo (y por lo tanto el tálamo), para excitar múltiples grupos musculares.

Tabla 2.3. Interacción entre las áreas Premotoras.

Área Premotora		
Aferencias	Eferencias	Funciones
Área Motora Suplementaria	Área Motora Primaria	Control de la musculatura
Corteza Prefrontal	Tracto Corticoespinal o piramidal	proximal
Corteza Somatosensitiva y Visual	Tronco Cerebral:	Control de la secuencia
Cerebelo vía Tálamo (VA-VL)	Protuberancia a Cerebelo	del movimiento y de la
Ganglios de la Base vía Tálamo (VA-VL)	Vías extrapiramidales	preparación para el movimiento

Fuente: Baker et al., 2002.

Marco teórico

El *área premotora* actúa, sobre todo, mediante eferencias directas hacia las motoneuronas espinales por medio del tracto corticoespinal o piramidal. También ejerce funciones de planificación y programación de los movimientos. Se localiza sobre la cara externa del córtex y corresponde a la porción lateral del área 6 donde se distinguen dos subáreas funcionalmente distintas:

- Área 6^a-alfa. Corresponde a la porción más cercana al área 4 y puede considerarse funcionalmente como extensión de ella. Implica a la musculatura del tronco y la proximal de las extremidades.
- Área 6^a-beta. Es la verdadera *área premotora* y se corresponde con la parte más anterior del área 6. Su estimulación provoca movimientos complejos contralaterales coordinados, de carácter postural, en los que participan un gran número de músculos y que son muy similares a los que ocurren durante la estimulación del *área motora suplementaria*.

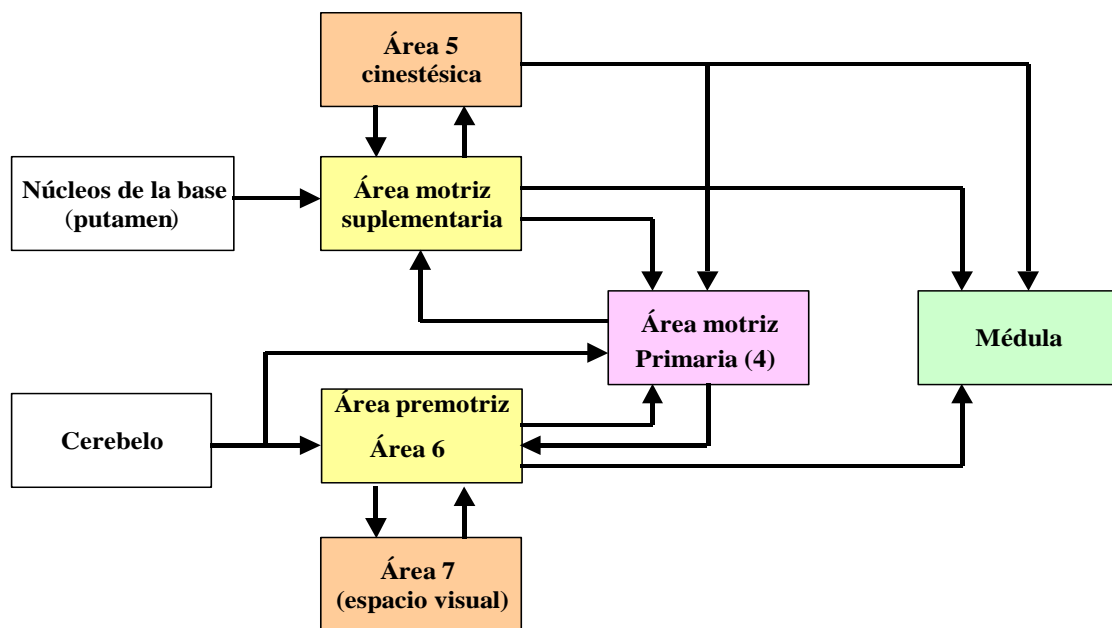


Figura 2.3. Conexiones entre el área motriz suplementaria, el área motriz y las zonas de regulación (García-Manso et al., 2003).

Marco teórico

El *área motora suplementaria* se localiza principalmente en la fisura longitudinal y se extiende unos centímetros sobre la porción superior de la corteza frontal. Está organizada somatotópicamente de forma que en los humanos pueden encontrarse representadas las diversas zonas contralaterales del cuerpo (*homúnculo motor*). A través de sus conexiones con los ganglios de la base, el tálamo y el cerebelo, garantizan las coordinaciones musculares que resultan de la puesta en marcha de diferentes grupos musculares de forma simultánea. En general funciona conjuntamente con el área premotora y proporciona movimientos posturales y movimientos de fijación de los diferentes segmentos del cuerpo, movimientos posicionales de la cabeza y ojos, etc. (Guyton, 2006). Su estimulación provoca la realización de movimientos contralaterales coordinados y, a menudo, bilaterales. Su relación con el área parietal cinestésica puede explicar su papel en la estabilización de los segmentos corporales que se utilizan en las manipulaciones. También juega un papel determinante en la preparación y la ejecución de secuencias de actos motores memorizados, así como en toda tarea que exige una secuencia temporal precisa.

Tabla 2.4. Interacción entre áreas motoras corticales

<i>Área Motora Suplementaria</i>		
Aferencias	Eferencias	Funciones
Corteza Prefrontal Ganglios de la Base vía Tálamo (VA-VL)	Área Motora Suplementaria Contralateral Corteza Premotora	Papel en la iniciación y planificación del movimiento
Corteza Singular Anterior Área Motora Suplementaria Contralateral	Corteza Motora Primaria	Papel en la coordinación bimanual

Fuente: Barker et al., 2002.

La *corteza somatosensitiva* (primaria y secundaria) está formada por cuatro áreas diferentes (3^a, 3^b, 1 y 2). Se encuentra en la parte posterior de la cisura de Rolando y que posee una representación separada de la superficie corporal contralateral (*homúnculo sensitivo*).

Marco teórico

Cuando los *receptores del tacto* (corpúsculo de Meissner, discos de Merkel, corpúsculos de Pacini y terminaciones de Ruffini) son estimulados (ej. durante la manipulación de un móvil), transmiten la información hacia la *asta dorsal* de la médula espinal, ascendiendo por la columna dorsal (por los *núcleos delgado y cuneiforme* de los *núcleos de la columna dorsal* y el *lemnisco medial*). A esta altura, reciben señales de la corteza sensitiva primaria, a la vez que se proyectan hacia el tálamo (VP, VM y VL) y otras estructuras del tronco cerebral. Al final, la información se proyecta hacia las áreas somatosensitivas.

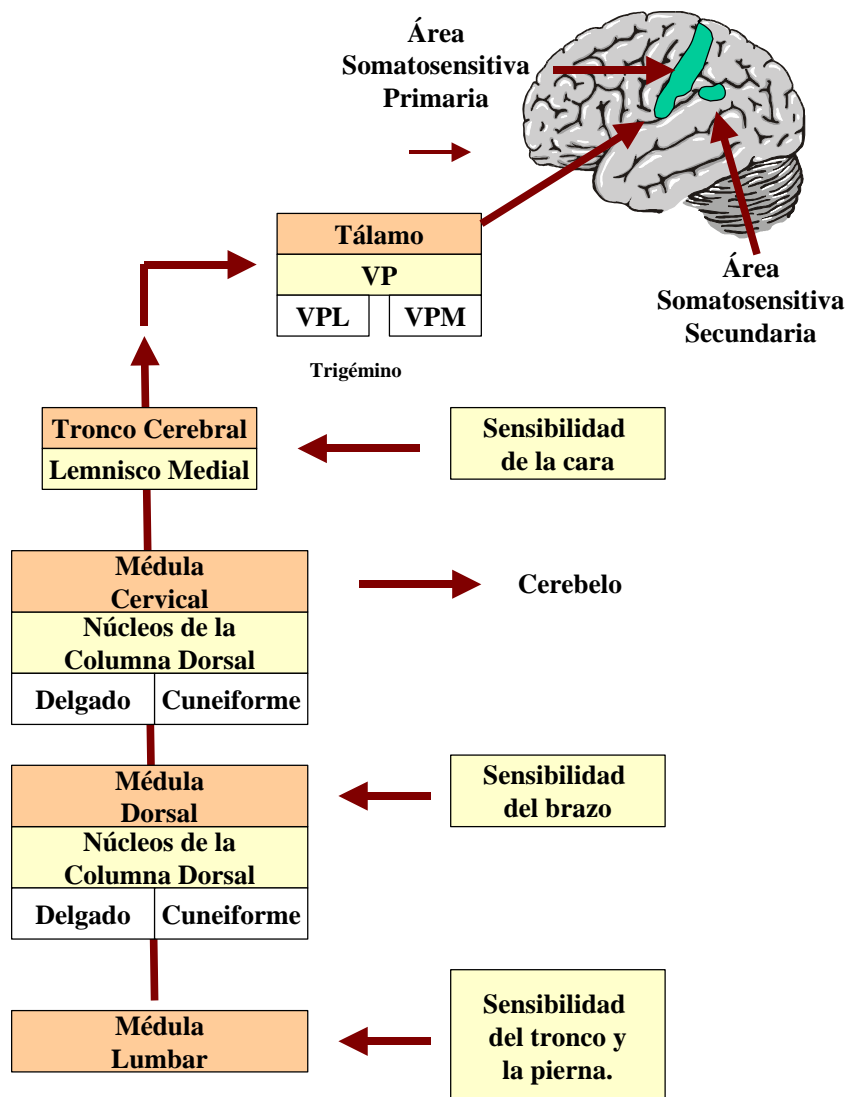


Figura 2.4. Esquema de organización del sistema sensitivo (García-Manso et al., 2003).

Marco teórico

Las *áreas corticales sensitivas* reciben, decodifican, interpretan y almacenan las informaciones que le llegan desde los receptores sensoriales por vías aferentes.

Anatómicamente se encuentran ocupando una amplia superficie de los lóbulos parietales, temporales y occipitales, que actúan de forma interconectada entre ellas y otras zonas del sistema nervioso, lo que dificulta la realización de una explicación detallada de cada una de las zonas que incluye, por lo que sólo haremos mención de algunas de las más importantes.

Así, las áreas 5 y 7 del lóbulo parietal participan en la programación de actividades motrices, especialmente de aquellas que tienen que ver con tareas de precisión oculomanual como son los lanzamientos o las manipulaciones, lo que obliga a su coordinación con otras zonas del córtex occipital y frontal. Las áreas 17 (área visual primaria), 18 y 19 (áreas visuales asociativas) se encuentran situadas en la zona occipital y se encuentran vinculadas con la visión. Los estímulos sonoros se vinculan con las áreas 41 (primaria), 42 y 43 (secundarias). Por su parte, el área 39 (*gyrus angular*) se encuentra en la parte posterior de la cisura de Rolando y recibe la información que proviene de las áreas de la asociación somestésica, visual y auditiva.

Las *áreas corticales asociativas* no intervienen directamente en los procesos motores o sensitivos, pero participan en las funciones más complejas del pensamiento humano. Comprenden zonas del lóbulo prefrontal con excepción de las áreas motrices y premotrices. Reciben aferencias del tálamo, del hipocampo, de la amígdala y de otras áreas corticales y tienen funciones en la planificación y, posiblemente, la iniciación de los movimientos. También existen zonas asociativas en el lóbulo temporal, con funciones ligadas a la audición y la visión al recibir aferencias de las zonas sensitivas correspondientes. El córtex asociativo parietal juega un papel fundamental en la orientación espacial suministrando un marco de referencia a los movimientos oculares y a los de guiado visual de un movimiento (Rigal, 1987).

Estructuras subcorticales relacionadas con el control y la regulación de los movimientos

Los *ganglios basales* se encuentran situados por debajo de la corteza cerebral de cada hemisferio y justo encima del núcleo talámico. Están constituidos por un conjunto de núcleos (putamen, núcleo caudado, núcleo pálido, núcleos subtalámicos, sustancia negra, núcleo rojo, núcleo intersticial de Cajal y oliva bulbar) que se encuentran en la profundidad del encéfalo (Trew & Everet, 2006).

Para el control motor y las funciones sensoriales los ganglios basales están estrechamente asociados con la corteza cerebral. La mayor parte de las vías aferentes que llegan hasta los ganglios de la base lo hacen en el núcleo caudado y el putamen, y proceden de casi todas regiones de la corteza cerebral (excepto la visual primaria y la auditiva primaria). El primero de estos núcleos (caudado) parece contribuir en el procesamiento de la información cognoscitiva que interviene en la iniciación de los movimientos complejos como los que realiza habitualmente un deportista. El segundo núcleo del estriado (putamen) recibe aferencias múltiples desde zonas como las somatosensitivas primaria y secundaria situadas en el lóbulo parietal, desde las áreas de asociación auditiva situadas en el lóbulo temporal, desde las cortezas premotora y motora del lóbulo frontal y desde las zonas visuales situadas en la parte occipital de la corteza. Tal complejidad parece tener la función de procesar en el putamen del estriado la información relativa al contexto sensitivo en el cual se efectúa un movimiento intencional (García-Manso et al., 2003).

Las vías eferentes que parten de los ganglios de la base van al globo pálido y la sustancia negra (*nigra*) hasta los núcleos, ventral anterior, ventral posterior y dorso medial del tálamo para, posteriormente, dirigirse hasta la corteza prefrontal (la que sale del núcleo caudado) o las cortezas premotora o motora suplementaria (la que sale del putamen).

Marco teórico

Los *núcleos basales* facilitan la conducta y el movimiento voluntario, además de inhibir los movimientos no deseados (Crossman & Neary, 2007), desempeñando un papel esencial en el inicio selectivo de la mayoría de las actividades corporales (Trew & Everet, 2006). Así, la vía ganglios basales-córtex se va a encargar de preseleccionar y optimizar las respuestas posturales basadas en el contexto del desequilibrio (Visser & Bloem, 2005).

El *cerebelo* va a ser indispensable en la regulación del movimiento ya que controla el mantenimiento del equilibrio, postura y tono muscular para coordinar el movimiento de manera inconsciente. El cerebelo no inicia las actividades motoras, pero es imprescindible en la planificación, intermediación, corrección, coordinación y predicción de las actividades motoras, especialmente en lo que se refiere a los movimientos rápidos o así como de los patrones de corrección ya aprendidos. Teniendo una importancia clave en el control postural y equilibrio, actuando conjuntamente con el tronco encefálico (Trew & Everet, 2006). En el proceso de aprendizaje y adquisición de habilidades motoras el cerebelo también es relevante (Houk, Davis, & Beiser, 1995).

Niveles de control de la información

Las áreas motoras de la corteza cerebral pueden influir en la médula directamente o a través de los sistemas descendentes del tronco encefálico.

La médula espinal también es un componente esencial del control postural. Además de entregar la información aferente y eferente, también sirve para otros propósitos en el mantenimiento del control postural. Por ejemplo, muchos reflejos que contribuyen al control postural y patrones centrales (Hale, 2004).

El tronco encefálico está formado por el bulbo raquídeo, la protuberancia y el mesencéfalo. En un sentido se trata de una extensión de la medula espinal en la cavidad craneal porque contienen los núcleos motores y sensitivas. Pero en otro sentido contiene muchos circuitos neuronales que controlan la respiración, la sistema cardiovascular, el función gastrointestinal, movimiento de oculares, el equilibrio y movimientos estereotipados del cuerpo (Guyton, 2006).

Marco teórico

El papel principal que desempeña el tronco encefálico en el control de la función motora es el inicio de las contracciones básicas de los músculos posturales, así como provisión de apoyo para el cuerpo frente a la fuerza de la gravedad (Trew & Everet, 2006). Estos niveles de control reciben aferencias sensitivas, además de ser influenciados por los dos sistemas subcorticales independientes: los ganglios basales y el cerebelo (los ganglios basales y el cerebelo actúan sobre la corteza cerebral mediante núcleos de relevo ubicados en el tálamo). Para realizar un movimiento voluntario todas estas estructuras tienen que trabajar en común para obtener un resultado óptimo por lo que van a ser necesarios una serie de complejos procesos que se resumen en la Figura 2.5 (Trew & Everet, 2006).

Como se puede observar en el esquema, las áreas de asociación corticales desempeñan un papel primordial en el diseño y la planificación de los movimientos voluntarios. Las señales procedentes de las áreas corticales se dirigen hacia los ganglios basales para los procesos de refinamiento y activación selectiva de los movimientos o inhibición de movimientos inadecuados. A su vez, el tálamo forma parte de los circuitos de los ganglios basales que envía impulsos hacia la corteza motora (considerada como la vía final común). De manera simultánea, la corteza motora envía impulsos al cerebelo, tronco de encéfalo y médula espinal (Trew & Everet, 2006).

El cerebelo compara esta información con la proveniente de la periferia (aferencias sensoriales); el tronco encefálico mantiene el control postural y los impulsos que llegan a la médula espinal activan la musculatura de manera individual o grupal según las necesidades. La sensación de movimiento se envía entonces al SNC de tal manera que esta información sensitiva se utiliza por las diferentes estructuras nerviosas: la médula espinal integra los reflejos medulares y el control de la marcha, siempre que el patrón de aferencias no cambie. El tronco encefálico controla la postura y el equilibrio y el cerebelo compara el movimiento, por si es necesario modificar la respuesta. Una vez que las aferencias llegan al tálamo, se distribuyen hacia la corteza. Las experiencias sensitivas entonces se interpretan por las diferentes áreas de asociación corticales y los movimientos memorizados se almacenan para el diseño y planificación de otros movimientos futuros (Trew & Everet, 2006).

Marco teórico

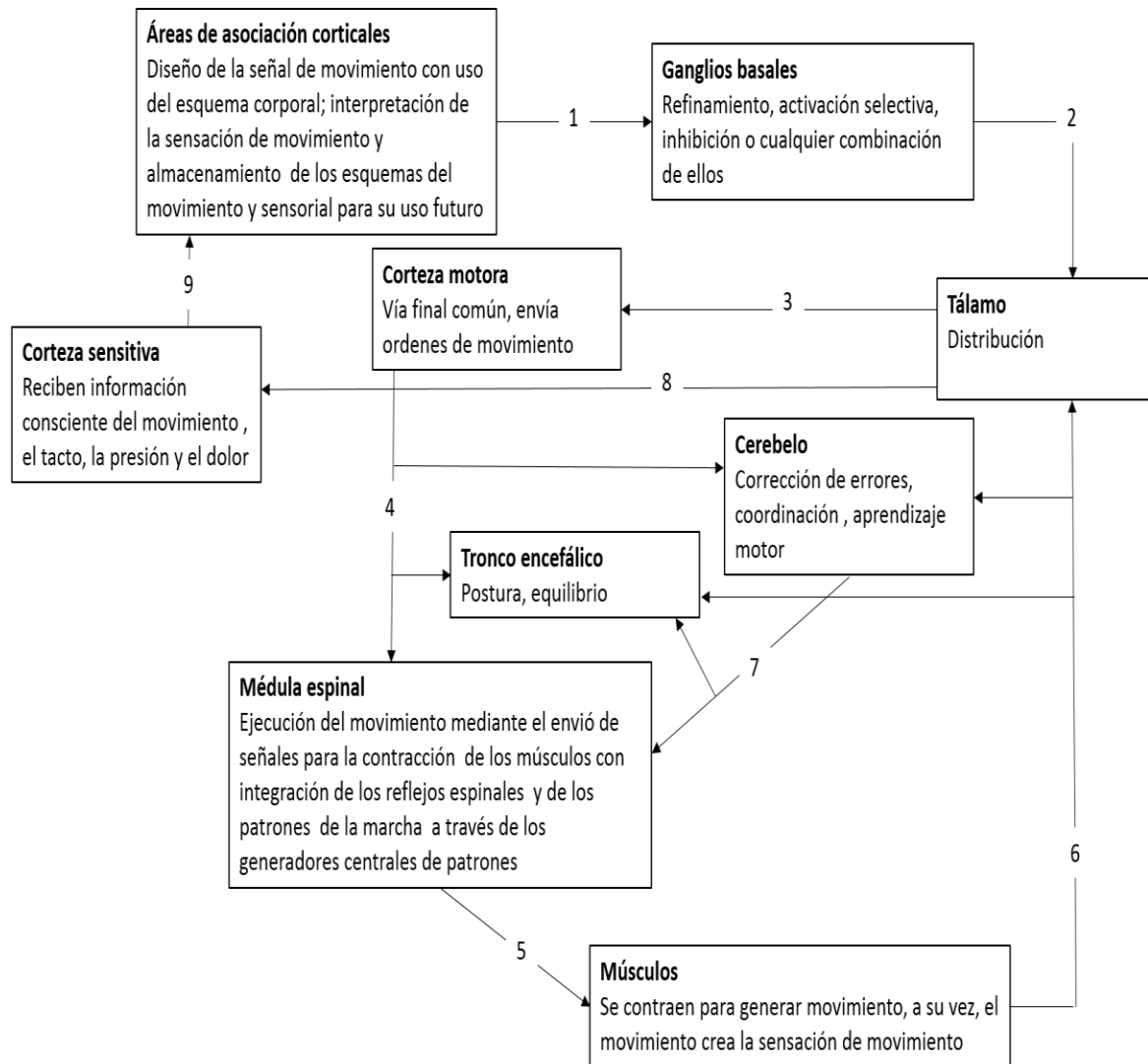


Figura 2.5. Esquema de representación de las asociaciones de las áreas corticales en el movimiento (Fuente: adaptado de Trew & Everett, 2006).

2.2.3 Sistema neuromuscular (Vía eferente)

Las vías eferentes transmiten los impulsos nerviosos desde el SNC hacia la periferia a través de complejas interconexiones anatómicas. El origen y destino de las eferencias de la corteza motora son muy variadas (cortical, talámica, rúbricas, pontinas, bulbares y espinales), de manera que, por ejemplo, los impulsos procedentes del córtex llegan a la neurona motora a través de la vía piramidal (neuronas que tienen su origen en la capa cortical V) y a través de los núcleos motores del tronco (García-Manso et al., 2003).

Para mantener una postura erecta en equilibrio, las extremidades inferiores y el tronco han de soportar el peso del cuerpo. Huesos y músculos componen este sistema de apoyo. El miembro inferior se divide en segmentos, el muslo, la pierna y el pie, que están conectados por articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo y pie. El SNC envía las señales necesarias para mantener el equilibrio a los músculos.

Los músculos están inervados por las motoneuronas anteriores de la médula espinal y envían información sensorial continua (retroalimentación) al SNC sobre el estado del músculo. Estas informaciones incluyen la longitud y la tensión del músculo y la rapidez con que se está cambiando.

En postura ortostática los músculos de la pantorrilla, principalmente el gastrocnemio y el sóleo, se oponen activamente al efecto de la fuerza de la gravedad. Cuando estos músculos están activos, generan momentos de fuerza sobre las articulaciones del cuerpo para neutralizar la aplicación permanente de fuerzas externas (i.e. fuerza de la gravedad) e internas (i.e. respiración, ritmo cardíaco, etc...). Sin embargo, producir la correcta cantidad de fuerza para equilibrar el cuerpo perfectamente en el momento necesario es casi imposible, lo que genera un continuo ciclo de correcciones, produciendo la *oscilación postural*. Por lo tanto, la oscilación postural es el resultado del sistema sensorial aferente, sistema nervioso (centros de información) y eferentes (sistema neuromuscular).

2.3 Marco biomecánico del control postural

2.3.1 Posturografía

Dentro de las investigaciones biomecánicas se denomina Posturografía a cualquier técnica que mida la oscilación del cuerpo o de una variable asociada a esta oscilación. Gagey & Weber (2001) la presenta como la herramienta de evaluación del control motor, de la postura a través de la determinación del Centro de Presión (CP).

La posturografía se divide en *posturografía estática*, cuando se estudia la postura erecta quieta de una persona y *posturografía dinámica* cuando se estudia la respuesta a una perturbación aplicada a esta persona.

El estudio de la oscilación postural no es un tema novedoso, pero en las últimas décadas el desarrollo tecnológico y el avance en el procesamiento de la señal han permitido un mejor entendimiento de los mecanismos de control postural y han obligado a un nuevo replanteamiento de los paradigmas sobre los que se sustentaba el estudio del *CP*.

Habitualmente, el aparato más utilizado para la evaluación del control postural es la plataforma de fuerza. La plataforma de fuerza nos proporciona información sobre el centro de presión (*CP*), que es una medida de posición, definida por dos coordenadas, plano *A-P* y *M-L*. El *CP* representa el resultado global resultante de la actividad compleja y final del sistema de control postural y la fuerza de la gravedad (Winter, 1995). Los datos que nos proporciona la plataforma pueden ser tratados de dos formas: por un *estatocinesiógrama* o el *estabilograma*.

- El estatocinesiógrama nos proporciona el mapa conjunto del *CP* en las direcciones *A-P* y *M-L*
- El estabilograma nos proporciona las series temporales en cada una de las direcciones.

Las primeras investigaciones realizadas con la plataforma de fuerza se remontan a principios de la década de los 60 del siglo XX (Baron, 1964). Las investigaciones realizadas con esta tecnología han demostrado que la plataforma de fuerza es una herramienta válida para evaluar el control postural (Piirtola & Era, 2006). Su aplicación ha sido ampliamente difundida en los campos de la medicina, la rehabilitación, el control motor, la educación física o el entrenamiento deportivo. En nuestro estudio nos centraremos sobre los aspectos relacionados al procesamiento de datos de la variable *CP*.

2.3.2 Relación entre centro de gravedad, centro de masa y centro de presión

Para un mejor entendimiento del sistema de control postural es importante entender los conceptos de centro de gravedad (CG), centro de masa (CM) y centro de presión (CP), ya que estos conceptos normalmente son malinterpretados (Winter, 2009).

- *Centro de gravedad.* El CG representa el punto central de aplicación de la fuerza gravitacional sobre el cuerpo. Es determinado a través de la media ponderada de las posiciones de cada unidad de fuerza que ejerce la gravedad sobre las distintas porciones materiales del cuerpo. Posee variaciones de acuerdo a los distintos sujetos, pero aproximadamente se encontraría anatómicamente delante del promontorio (vértebras L5 y S1) y la segunda vértebra sacra.
- *Centro de masas.* El CG puede ser considerado como un concepto análogo al CM, ya que, para cuerpos en la superficie terrestre, se considera que la gravedad es constante. Corresponde a la suma de las trayectorias o representación de todos los segmentos del cuerpo tanto en los planos antero/posterior como también medio/lateral (Winter, 2009).
- *Centro de presión.* El CP expresa la ubicación del vector resultante de las fuerzas verticales que actúan sobre la base de sustentación. Representa el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del piso. El vector resultante es igual y opuesto a la media ponderada de la ubicación de todas estas fuerza que actúan sobre la plataforma de fuerza y representa el resultado colectivo del sistema de control postural y la fuerza de la gravedad (Duarte, 2000). Este es totalmente independiente del CM y del CG. La localización del CP es el reflejo directo del control neural de los músculos que actúan sobre la articulación del tobillo.

Por lo tanto, la oscilación del CM es en realidad una magnitud que indica la oscilación del cuerpo, y el CP es la respuesta neuromuscular a la oscilación del CM (Duarte, 2000).

Marco teórico

Aunque las oscilaciones del *CP* no se consideran una medida directa de la oscilación postural, nos permite localizar la resultante del vector de las fuerzas ejercidas sobre la base de sustentación, lo que nos provee información acerca de las oscilaciones corporales que se producen. En principio estas oscilaciones, para un sistema gobernado por muchísimas variables (internas y externas) en su mayoría de tipo no lineal, deberían ser aleatorias y, por tanto, la posición del *CP* a lo largo del tiempo mostraría un carácter aleatorio. Por tanto, si en las medidas realizadas se encuentran comportamientos que muestren patrones o algún tipo de regularidades, podríamos mejorar el entendimiento de los subsistemas o de los procesos dinámicos que subyacen en los procesos fisiológicos y mecánicos que regulan el control postural. Esta posibilidad hace que la *CP* sea una medida comúnmente utilizada para el estudio y análisis del control postural (Duarte & Freitas, 2010).

La diferencia entre el *CM* y el *CP* se muestra de una manera simplificada en la Figura 2.6., donde el esquema representa un sujeto que oscila en el plano antero posterior. Cada elemento de la gráfica es un momento diferente en el tiempo.

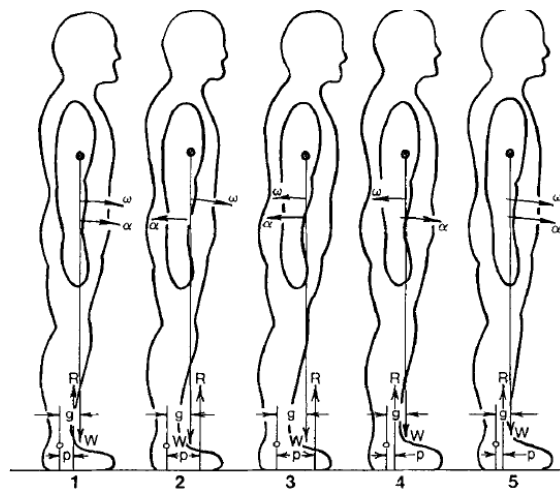


Figura 2.6. Representación de la relación del Centro de presión(*CP*) y del Centro de masas (*CM*) de un sujeto durante la oscilación en postura ortostática. Muestra la ubicación del centro de presión (*p*), centro de gravedad (*g*), con las aceleraciones angulares (α) y las velocidades angulares (ω) correspondientes en cinco momentos diferentes (Winter, 1995)

Marco teórico

Asumiéndose que el cuerpo pivota sobre los tobillos, donde CM es representado por el vector vertical del peso corporal W y CP representado por el vector vertical de la fuerza de reacción del suelo R , estas fuerzas actuarán a diferentes distancias horizontales " g " para W y " p " para R , produciendo momentos (torques o pares) de fuerza de valores Wg y Rp , respectivamente; donde, W y R representan las magnitudes o tamaños de los respectivos vectores W y R . Es importante resaltar que las magnitudes W y R son iguales y constante durante la postura ortostática (Winter, 2009).

Como podemos observar en el momento 1 la distancia " g " es mayor que " p ", resultando en un momento $Wg > Rp$, haciendo que el cuerpo experimente una aceleración angular (α) con una velocidad angular determinada (ω). Para corregir este desequilibrio, el sujeto aumentará la actividad de los músculos flexores plantares y, por tanto, la fuerza de presión, es decir el valor de R . Así, en el momento 2, el CP estará por delante del CM , quedando $Rp > Wg$.

Por tanto, la α cambia su signo y produce la disminución de la velocidad angular, que cambiará de sentido después de pasar por el valor cero, lo que se refleja en el momento 3 de la gráfica: ω ha cambiado de sentido. Ahora, tanto α como ω indican que el cuerpo se mueve hacia atrás, con una velocidad que aumenta al ritmo marcado por α , lo cual lo experimenta como desequilibrio; lo que induce una reducción de la actividad de los músculos flexores plantares y, por tanto, del valor de R . En este instante, $Wg > Rp$ y tanto α como w cambiarán de sentido volviendo el cuerpo a la posición inicial (momento 5), cerrando un ciclo que puede ser interpretado, en primera aproximación, como una oscilación completa de un péndulo invertido.

Las diferencias entre CP y CM se aprecian a través de las distintas distribuciones en el espectro de frecuencia. Cuanto menor las frecuencias de oscilación, menores diferencias entre CP y CM . Para frecuencias de hasta 0,2 Hz, aproximadamente un 10% de la oscilación del CP no representa la oscilación del CG , sino las aceleraciones de los segmentos corporales. Para 0,5 Hz ya es aproximadamente 50% (Duarte, 2000). Siendo que el contenido del espectro de potencia de la señal, para una persona normal erguida, se encuentra entre 0 y 2 Hz (Hayes, 1982), la mayor parte del contenido se encuentra hasta 0,5 Hz.

2.3.3 Modelo biomecánico

El cuerpo humano posee varios grados de libertad en cuanto al movimiento debido a su estructura multiarticular, aunque muchos de ellos son redundantes. Sin embargo, cuando estudiamos el control postural, sólo los segmentos y articulaciones más importantes son considerados, sin que por ello el modelo pierda las principales características de la dinámica músculo-esquelética.

En este sentido, para pequeñas desviaciones de la postura ortostática, se considera sólo el plano sagital y, el modelo físico-matemático simplificado de péndulo invertido, basado en la leyes newtonianas, ha sido el más utilizado para modelar el control de la postura (Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Periczak, 1998).

Este modelo agrupa los segmentos corporales por encima del tobillo para formar un cuerpo rígido donde los pies son considerados como parte de la superficie de apoyo. En este caso, apenas son considerados los movimientos que realiza el cuerpo a nivel de la articulación del tobillo (Winter et al., 1998), ya que al tomarse en cuenta sólo pequeños desplazamientos posturales, los movimientos que se producen a nivel de las articulaciones de rodillas y caderas son insignificantes (Li, 2010). En este abordaje metodológico simplificado, los músculos de cada segmento son agrupados como causas de los torques o pares de fuerza sobre cada articulación (Li, 2010). En el modelo del péndulo invertido, el par de fuerzas en torno a la articulación del tobillo, responsable de la estabilización del cuerpo durante la postura ortostática, puede ser producido activamente o pasivamente (Loram & Lakie, 2002). Los componentes del torque pasivo son el resultado de la tensión (*stiffness*) generado por el tono muscular y los tejidos adyacentes (tendones y ligamentos). El componente de torque activo es producido por las contracciones musculares (voluntarias) que afectan a las articulaciones de los tobillos (Morasso & Schieppati, 1999) y es necesario para mantener la estabilidad del cuerpo (Horak, 2006).

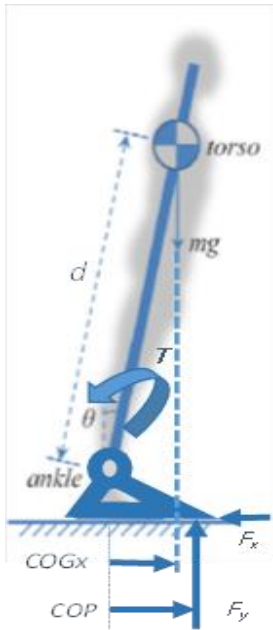
En este sentido, la actuación de los extensores del tobillo son los principales responsables del control del torque a la altura de los tobillos (Gatev, Thomas, Kepple, & Hallett, 1999; Magnusson, Enbom, Johansson, & Pyykkö, 1990; Masani, Popovic, Nakazawa, Kouzaki, & Nozaki, 2003). Otra manera de decir lo anterior sería que, en la posición ortostática, al estar el sujeto con los pies sólidamente apoyados sobre el suelo, es posible utilizar el brazo de palanca (torque) creado por el conjunto del pie a modo de péndulo invertido, situando su eje de rotación a nivel de la articulación tibiotarsiana.

Como en esta posición la vertical del centro de gravedad cae siempre por delante de las articulaciones de los tobillos, el peso del cuerpo crea un par mecánico alrededor de éste eje, que tiende siempre a hacer caer al individuo hacia delante; lo que vimos anteriormente con bastante detalle, basándonos en la Figura 2.6. Los músculos posteriores de las piernas ejercen un par mecánico igual y de sentido contrario que impiden esta caída (sinergia muscular).

Los estudios electromiográficos muestran que estos músculos son los primeros en responder a una perturbación del equilibrio; después, los músculos extensores de la articulación de la rodilla (cuádriceps), seguidos por las reacciones de los músculos extensores de la cadera (Gagey & Weber, 2001).

El balance medio-lateral, que no es tenido en cuenta en este modelo, puede controlarse utilizando la misma estrategia anteriormente descrita, trasladando el peso del cuerpo desde una pierna hacia la otra. La articulación principal en esta estrategia es la cadera, que mueve el CG en un plano frontal, oponiendo la abducción/aducción con inversión/eversión de los tobillos.

A continuación, se describe un modelo del péndulo simple (Duarte, 2000) para representar la dinámica del sistema músculo-esquelético humano, dónde:



- d es la altura del péndulo
- mg es la masa del cuerpo
- θ es el ángulo entre el eje vertical y el cuerpo
- h es la altura de la articulación de tobillo
- F_x, F_y son las fuerzas en la dirección AP y ML
- CP posición del CP en la dirección AP
- CG_x es la proyección del CM en la dirección AP
- T es el torque resultante en el tobillo

Figura 2.7. Esquema del péndulo invertido

La dinámica del péndulo invertido es expresada por:

$$M - mgd \operatorname{sen} \alpha = -I \frac{d^2 \alpha}{dx} \quad (2.1)$$

Esta ecuación puede ser simplificada para pequeñas variaciones angulares (modelo de pequeñas oscilaciones), ($\operatorname{sen}(\theta) \approx \theta$ siendo $\theta = CG_x / d$), donde CG_x es el desplazamiento de CG en la posición x :

$$M = -I \frac{d^2 CG_x}{dx^2} + mgCP_x \quad (2.2)$$

El torque en la articulación del tobillo también puede ser calculado a partir de la ecuación de movimiento del segmento del pie, donde no se considera el peso del pie y sus fuerzas inerciales ($F_y = mg$):

$$M = CPmg + hF_x \quad (2.3)$$

Marco teórico

La aceleración del CG puede ser calculada a partir de la fuerza F_x y de la masa del cuerpo, de acuerdo con la ecuación 4:

$$\frac{d^2 CG_x}{dt^2} = \frac{F_x}{m} \quad (2.4)$$

Combinando las ecuaciones anteriores obtenemos la expresión que contiene las variables antropométricas, m , L , h , l , las variables de la plataforma de fuerza F_x , F_y , CP y CG_x :

$$CP - CG_x = -(cd + h) \frac{F_x}{mg} \quad (2.5)$$

En esta ecuación se ve representada la relación entre aceleraciones del CM y de los desplazamientos del CM y CP .

En el dominio frecuencia (transformada de Fourier) aplicamos la siguiente ecuación:

$$\frac{CM(\omega)}{CP(\omega)} = \frac{\omega_0^2}{\omega^2 + \omega_0^2} \quad (2.6)$$

Donde ω es la frecuencia angular y $\omega_0 = \sqrt{\frac{mgd}{I}}$ representa la frecuencia natural del péndulo.

El valor del término en el lado derecho de la ecuación 6, es siempre menor que 1, lo que indica en efecto que el CM es una versión filtrada del CP en el dominio frecuencia. Si en una persona de 70kg de peso y 1,70 m de altura, ω_0 es igual a 3 rad/s (0,48 Hz), el filtro con este parámetro será similar a un filtro paso-bajo en el rango de 0,4-0,5Hz- (Benda, Riley, & Krebs, 1994; Caron, Faure, & Brenière, 1997).

2.4 Variabilidad en el control motor humano

Para un mejor entendimiento de la complejidad de los mecanismos que subyacen en el control postural es importante entender el fenómeno de la variabilidad en el movimiento humano. Aunque queramos, no somos capaces de reproducir un movimiento (gesto) de la misma manera, el sistema es, según la terminología moderna, caótico, es decir profundamente no lineal y dependiente de las condiciones iniciales. Así, una misma acción motora puede ser ejecutada mediante diferentes configuraciones de las articulaciones gracias a los elevados grados de libertad (*GDL*) que posee el sistema motor. Según (Bernshtein, 1967), la problemática fundamental del sistema motor está en el dominio de los *GDL* redundantes. Tales grados se refieren a los *GLD* biomecánicos que exceden el número mínimo necesario para ejecutar una tarea motora.

Por tanto, hay una variabilidad asociada al hecho de repetir un mismo gesto o acción motora un determinado número de veces (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006). Este fenómeno fue denominado por (Bernshtein, 1967) como la “*repetición sin repetición*”, ya que cada acción o gesto realizado es único, con patrones neuromotores que nunca volverán a repetirse. Estas variaciones son fácilmente observadas, mostrando una clara variabilidad residual incluso en acciones motoras muy automatizadas como, por ejemplo, en deportistas de elite, los cuales dedican mucho tiempo al entrenamiento de una tarea específica.

Tradicionalmente, en las teorías de aprendizaje del control motor estas variaciones han sido interpretadas como errores irrelevantes, eventos aleatorios o, más comúnmente, como ruido (Harris & Wolpert, 1998). Durante mucho tiempo se ha asumido, por tanto, que altos niveles de variabilidad implicaban bajos índices de rendimiento y, por el contrario, una baja variabilidad debería ir asociada a altos niveles de rendimiento (atletas de elite). Este enfoque considera que un número alto de respuestas diferentes asociadas a un determinado patrón de movimiento, se debe a errores en la habilidad de controlar los parámetros necesarios para utilizar un programa motor.

En consecuencia, con la práctica de tareas específicas, la cantidad de errores podría ser eliminada gradualmente y de esta forma se optimizaría la precisión y eficiencia del patrón motor.

Este enfoque de la variabilidad del movimiento se ha construido sobre los principios de la teoría de la información en los sistemas de comunicación. En esta teoría los errores o la variabilidad se consideran debido a la corrupción de una señal, al ser contaminada por ruido en algún momento del procesamiento de la información a lo largo del flujo de la señal (Newell et al., 2006). En este sentido, la variabilidad observada (por ejemplo: desviación estándar de un movimiento en particular o variable) se asume como un reflejo directo de la cantidad de ruido en el proceso perceptivo-motor subyacente en la tarea (Slifkin & Newell, 1998).

En la teoría de la información se asume que el ruido añadido a la señal es un ruido gaussiano blanco. Esto significa que las fluctuaciones de la señal son independientes una de las otras, es decir, carecen de memoria. Pero como es bien conocido, el ruido en una distribución normal se considera aditivo y, por lo tanto, podría ser minimizado o, en algún caso, eliminado, tanto como sea posible en el estudio de sistemas.

En el movimiento humano, el ruido y la variabilidad se han asociado principalmente con la transmisión eléctrica de la información mediante el mecanismo sensorio-motor (central y periférico) que posee el sistema nervioso. Este enfoque ha llevado incluso a la utilización del término *ruido neural* en el comportamiento motor (Newell et al., 2006).

El reciente desarrollo del conocimiento disponible obtenido a partir de la dinámica no lineal, la teoría del caos y el análisis fractal, se ha centrado en los aspectos funcionales de la variabilidad intrínseca de los sistemas no lineales. Desde este punto de vista, aquellas tareas motoras que implican múltiples elementos o grados de libertad (i.e. segmentos de las extremidades, articulaciones, músculos, unidades motoras, etc.), relacionados entre sí de manera no lineal, pueden dar un mismo resultado para un conjunto de configuraciones diferentes de estos elementos.

Marco teórico

A su vez, debido también a la no linealidad, para situaciones iniciales muy parecidas, el sistema puede dar soluciones muy diferentes e impredecibles.

En los organismos biológicos, esta capacidad para generar diferentes soluciones a una tarea particular (movimiento), ofrece flexibilidad y adaptabilidad al gesto y, de esta forma, poder hacer frente a las limitaciones inesperadas o cambiantes y enriquecer significativamente los potenciales patrones de movimiento.

En este sentido, los estudios muestran fuertes indicios que hacen de la variabilidad un elemento esencial y no perjudicial de un gesto motor (van Emmerik & van Wegen, 2002). Por lo tanto, la variabilidad ocupa un papel funcional que refleja la capacidad de adaptación y ajuste del sistema a los estímulos ambientales estresantes que pueden afectar a su comportamiento (Lipsitz & Goldberger, 1992; van Emmerik & van Wegen, 2002).

En el campo del deporte, integrar de alguna manera la variabilidad en las tareas de entrenamiento, motoras, etc., puede ofrecer ayuda a los deportistas para encontrar soluciones motoras en entornos complejos (Kirchner, 2013; Riley & Turvey, 2002).

Un ejemplo de variabilidad funcional se observa en los trabajos realizados con tiradores (Arutyunyan, Gurfinkel, & Mirskii, 1968). Los autores observaron en los deportistas más expertos una mayor variabilidad en las articulaciones de hombros y codos y una menor variabilidad en la articulación de la muñeca, lo que permite una mejor estabilidad del arma durante el disparo.

Estos resultados proporcionan una justificación para considerar la variabilidad funcional de la conducta motora como criterio de rendimiento, renunciando a la capacidad de replicar un movimiento ideal o patrón motor óptimo. Por lo tanto, debe ser aceptado que los patrones motores emergen bajo diferentes tareas para lograr respuestas estables, pero no aparecen como patrones anatómicos predeterminados e invariantes (Davids et al., 2003).

Marco teórico

No obstante, debemos comprender que las fluctuaciones, aunque siguen un comportamiento aparentemente aleatorio, en verdad responden a múltiples ajustes complejos que hacen de la variabilidad un mecanismo gestual bajo el que subyacen patrones estables. Este tipo de comportamiento, es típico de sistemas autoorganizados y en los que también pueden existir elementos de autosimilaridad funcional. Es aquí donde el concepto de fractalidad aplicada al control motor puede tener cabida.

Medidas tradicionales no fractales, poseen una escala característica, y estas no son influenciadas por unas medidas que son más finas que esta escala. En contraste, con los fractales, la resolución de las medidas influye en las características extraídas de la observación. Esto conduce a la auto-similitud de las observaciones realizadas a diferentes niveles de resolución (Mandelbrot & Wallis, 1968).

En las medidas fractales puede no haber una única escala de tiempo o frecuencia modal de la serie temporal. El espectro de potencia de la serie temporal puede exhibir un rango de escala en la gráfica log-log (potencia vs. frecuencia) que demuestra que los datos no tienen una escala temporal predeterminada (Bassingthwaighte, Liebovitch, & West, 1994).

Las relaciones clásicas de escala temporal múltiples tienen más poder en la baja que en las altas frecuencias y la pendiente de la gráfica log-log refleja la fuerza de dependencia secuencial en la serie temporal. La fuerza de la correlación de largo alcance se denota por el color asignado al ruido; que van desde el blanco, donde no existe dependencia del tiempo, al negro, donde hay una gran estructura de la serie temporal.

Los llamados colores del ruido podemos encontrarlos en muchos modelos de sistemas entre los que debemos incluir sistemas deterministas caóticos, el sistema estocástico y el sistema lineal con filtros (Newell et al., 2006) . En muchos fenómenos naturales se ha demostrado que el espectro de frecuencia se corresponde a $1/f$, donde la potencia es inversamente proporcional a la frecuencia (Bak, 1996). Entre estos fenómenos debemos incluir la variabilidad del movimiento humano (Duarte & Zatsiorsky, 2000; Gilden, Thornton, & Mallon, 1995; Vaillancourt & Newell, 2003).

Marco teórico

La suposición, de que las fluctuaciones del movimiento son independientes con el tiempo, proviene del punto de vista de un modelo de ruido blanco que es un ruido aditivo; donde el ruido en un momento es independiente del siguiente.

Sin embargo, el ruido intrínseco puede ser multiplicativo, en el sentido de que existe una influencia sobre el ruido en el tiempo que depende del estado del sistema. Es decir, podemos decir que el ruido tiene memoria.

La mayoría de los modelos dinámicos de la variabilidad del control motor entienden el concepto del ruido como aditivo. Debemos destacar que la idea de que el ruido aditivo está implícito en el ruido multiplicativo es algo muy extendido en la actualidad. Sin embargo, una conclusión clara que se detecta en las investigaciones recientes sobre la estructura de variabilidad del movimiento (experimentos motivados por los principios no-lineales), nos muestran que la variabilidad intraindividual siempre tiene algún tipo de estructura que depende del tiempo (Newell et al., 2006).

Por lo tanto, el enfoque teórico que considera la variabilidad del movimiento humano como ruido, se basa en el ruido aditivo blanco Gaussiano en lugar de la variabilidad en múltiples escalas de tiempo y sus influencias multiplicativas dependientes del tiempo.

Desde la perspectiva de la dinámica no lineal, las múltiples escalas de tiempo de la variabilidad reflejan las múltiples estructuras de control que influyen en el movimiento de una manera determinista pero probabilística (Mayer-Kress & Newell, 2002). Estas estructuras de control pueden crear variabilidades que imitan los aspectos de un modelo de ruido aditivo. No obstante, esta capacidad del sistema motor no debe ser considerada como un reflejo de un proceso de ruido blanco *per se*. Esta perspectiva teórica no descarta un papel para el ruido blanco como fondo en el sistema, incluso un papel adaptativo, pero se postula que la estructura de la variabilidad del control motor se debe principalmente a la influencia de las múltiples escalas de tiempo de las estructuras de control del sistema sensorio-motor (Newell et al., 2006).

2.4.1 Perspectivas de la variabilidad en el control motor

Una variedad de perspectivas teóricas han intentado explicar la variabilidad en el rendimiento motor en las últimas décadas (Newell & Corcos, 1993). Las más frecuentemente utilizadas son la “Teoría del Programa Motor Generalizado (GMO)” y la “Teoría de los Sistemas Dinámicos (TSD)”. Ambas teorías tienen criterios diferentes al definir variabilidad (Tabla 2.5) y proporcionan, por tanto, dos maneras de medirlas en el estudio del control motor.

Para la *GMP* estas fluctuaciones son vistas como ruido blanco sin significado y pueden ser eliminados por técnicas de estadística central. Por el contrario, la *TSD* considera la variabilidad como un componente importante en la ejecución de un movimiento, ya que en la práctica, el desarrollo de la solución más estable para generar un patrón de movimiento se basa en la exploración y la capacidad de auto-organización de acuerdo con las restricciones ambientales, biomecánicas y morfológicas del sujeto (Clark & Phillips, 1993; Kamm, Thelen, & Jensen, 1990; Thelen, 1995). Es decir: las variaciones muestran una estructura significativa (van Emmerik & van Wegen, 2002).

Tabla 2.5. Perspectivas teóricas de la variabilidad en los sistemas biológicos.

Perspectiva teórica	Perspectiva tradicional	Perspectiva actual
Modelo	modelo lineal	modelo no-lineal
Variabilidad de la señal	aleatoria (ruido blanco)	posee estructura
Cuantificación	cantidad de la variabilidad	organización temporal de las variabilidad
Medidas	ej.: desviación estándar, media, amplitud	Ej.: entropía, DFA, etc.
Significado	Variabilidad es perjudicial: representa erros del movimiento humano	Variabilidad es funcional: es beneficiosa para la organización y la calidad de la ejecución del movimiento
Interpretación	Expertos presentan menos variabilidad	Sistemas sanos: cantidad optima de variabilidad; comportamiento complejos
Implicación para el control postural	Menos oscilación es asociada a sistemas sanos: el resultado puede ser predecido por medio de ecuaciones lineales y relaciones conocidas de los sistemas	Interacciones complejas en diversas escalas de tiempo: las propiedades evolutivas de la oscilación postural reflejan interacciones del sistema de control subyacente

Fuente: Kirchner, 2013.

Desde un enfoque teórico, en los sistemas dinámicos la variabilidad del rendimiento se considera funcional, ya que ayuda a las personas a explorar su entorno y obtener información para ejecutar las acciones (Davids et al., 2003).

Como consecuencia, el análisis de la evolución temporal de las variaciones, es decir, la estructura temporal de las fluctuaciones es la clave para entender cómo los movimientos humanos evolucionan con el tiempo. La organización temporal se cuantifica por el grado en el que los valores emergen de una manera ordenada (Harbourne & Stergiou, 2009).

2.4.2 Variabilidad en el control postural

En la literatura especializada podemos encontrar dos tipos de estrategias metodológicas utilizadas para el análisis de la variabilidad del *CP* (Duarte, 2000):

- a) Métodos lineales;
- b) Métodos no-lineales.

2.4.2.1 Metodologías lineales en el análisis del centro de presión

Tradicionalmente los estudios del control postural se han limitado a realizar un análisis descriptivo del desplazamiento que realiza el *CP* durante el registro, aplicando estadísticos lineales clásicos (Noé & Paillard, 2005; Paillard et al., 2006; Vuillerme & Nougier, 2004).

Como podemos observar en la Tabla 2.6, un elevado número de métodos lineales han sido utilizados para la evaluación de la posición ortostática y la evolución del *CP*.

Estos parámetros pueden ser considerados en diferentes dominios para una mejor comprensión del sistema de control postural (Kirchner, 2013). Por razones metodológicas, podemos clasificar los dominios lineales en:

- Dominio Temporal
- Dominio Frecuencia (espectral).

El enfoque lineal clásico conduce a la hipótesis de que cuanto más oscilación se detecten en el *CP*, peor es el equilibrio de un sujeto. Es decir, el aumento de la variabilidad (tradicional) de la posición del *CP* sobre la base de sustentación tendría como consecuencia una menor estabilidad del sujeto.

En este sentido, se asume que personas más estables oscilarán menos en relación a un punto de equilibrio central durante la ejecución de tareas realizadas en una postura ortostática.

Como consecuencia estos estudios de control postural normalmente calculaban la desviación estándar o el camino recorrido por el *CP*. Valores mayores de estos parámetros son considerados como un indicador de estabilidad reducida. Esta suposición de que existe una correlación negativa entre la variabilidad postural y la estabilidad ha sido reforzada por los estudios en los que los sujetos con un equilibrio disminuido presentaban una mayor variabilidad del *CP* (Hufschmidt et al., 1980).

En este contexto, un elevado número de estudios realizados con personas mayores indican que una mayor variabilidad de la oscilación postural puede estar relacionada a las caídas que habitualmente se registran entre esta población (Błaszczyk et al., 2000; Maki et al., 1994) .

Marco teórico

Tabla 2.6. Principales metodologías lineales de análisis del CP (columna de la izquierda) y sus referencias (columna de la derecha)

Parámetros	Autores
<i>Dominio Temporal</i>	
<i>Posición media</i>	Carpenter et al., 1999; Maurer & Peterka, 2005; Paillard & Noé, 2006; Ponce-González et al., 2014; Prieto et al., 1996; Rocchi et al., 2004; Schubert et al., 2012; Sozzi et al., 2011.
<i>Amplitud (Rango)</i>	Bieć & Kuczyński, 2010; Blaszczyk, Prince, Raiche, & Hébert, 2000; Bräuer & Seidel, 1980; Cavalheiro, Almeida, Pereira, & Andrade, 2009; Frank, Zhou, Bezerra, & Crowley, 2009; Kirchner, Schubert, Getrost, & Haas, 2013; Kirchner, Schubert, Schmidtbleicher, & Haas, 2012; Laughton et al., 2003; Madeleine, Prietzel, Svarrer, & Arendt-Nielsen, 2004; Maki, Holliday, & Topper, 1994; Olivier, Palluel, & Nougier, 2008; Prieto et al., 1996; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005; Schubert et al., 2012; Vuillerme, Danion, et al., 2001.
<i>Desviación estándar</i>	Amiridis, Hatzitaki, & Arabatzi, 2003; Bieć & Kuczyński, 2010; Bräuer & Seidel, 1980; Caballero, Barbado, & Moreno, 2015; Donker, Ledebt, Roerdink, Savelsbergh, & Beek, 2008; Donker, Roerdink, Greven, & Beek, 2007; Duarte, Harvey, & Zatsiorsky, 2000; Hunter & Hoffman, 2001; Isotalo et al., 2004; Kapoula, Matheron, Demule, Fauvel, & Bucci, 2011; Kirchner et al., 2013, 2012; Kirshenbaum, Riach, & Starkes, 2001; Laughton et al., 2003; Lê & Kapoula, 2006; Negahban et al., 2009; Rocchi et al., 2004; Ross, Guskiewicz, Gross, & Yu, 2009; Schmit, Regis, & Riley, 2005; Schubert et al., 2012; Stoffregen, Bardy, Bonnet, Hove, & Oullier, 2007; van der Kooij, Campbell, & Carpenter, 2011.
<i>Raíz cuadrática media (Root mean square)</i>	Carpenter et al., 1999; Cavalheiro et al., 2009; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Ferdjallah, Harris, Smith, & Wertsch, 2002; Glasauer, Schneider, Jahn, Strupp, & Brandt, 2005; Maurer & Peterka, 2005; Mitchell, Collins, De Luca, Burrows, & Lipsitz, 1995; Ponce-González et al., 2014; Prieto et al., 1996; Redfern, Talkowski, Jennings, & Furman, 2004; Redfern, Jennings, Martin, & Furman, 2001; Rocchi et al., 2004; Schubert et al., 2012; Swanenburg, de Bruin, Favero, Uebelhart, & Mulder, 2008.
<i>Recorrido total</i>	Ajrezo; Wiener-Vacher, & Bucci, 2013; Amiridis et al., 2003; Cavalheiro et al., 2009; Chapman, Needham, Allison, Lay, & Edwards, 2008; Donker et al., 2007; Kirchner et al., 2013, 2012; Kirshenbaum et al., 2001; Laughton et al., 2003; Madeleine et al., 2004; Perrin, Deviterne, Hugel, & Perrot, 2002; Prieto et al., 1996; Rocchi et al., 2004; Ross et al., 2009; Sasaki et al., 2001; Sasaki et al., 2002; Schmit et al., 2005; Schubert et al., 2012.
<i>Velocidad media</i>	Ajrezo et al., 2013; Asseman, Caron, & Crémieux, 2004; Bieć & Kuczyński, 2010; Bronstein & Buckwell, 1997; Bucci, Seassau, Larger, Bui-Quoc, & Gerard, 2014; Cavalheiro et al., 2009; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Davids, Kingsbury, George, O'Connell, & Stock, 1999; Duarte et al., 2000; Frank et al., 2009; Guimarães-Ribeiro et al., 2015; Hasan, Lichtenstein, & Shiavi, 1990; Hunter & Hoffman, 2001; Kapoula & Lê, 2006; Kapoula et al., 2011; Kirchner et al., 2013, 2012; Kirshenbaum et al., 2001; Lê & Kapoula, 2006; Maki et al., 1994; Matsuda, Demura, & Uchiyama, 2008; Maurer & Peterka, 2005; Mayagoitia, Lötters, Veltink, & Hermens, 2002; Negahban et al., 2009; Noé & Paillard, 2005; Noé, Amarantini, & Paillard, 2007; Paillard et al., 2006; Paillard & Noé, 2006; Ponce-González et al., 2014; Prieto et al., 1996; Raymakers et al., 2005; Redfern et al., 2001; Riach & Starkes, 1993; Rocchi et al., 2004; Sakellari & Bronstein, 1997; Suárez, Musé, Suárez, & Arocena, 2001; Swanenburg et al., 2008; Takahashi & Murata, 2001; Teasdale & Simoneau, 2001; Vuillerme, Danion, et al., 2001; Vuillerme, Teasdale, & Nougier, 2001.

Marco teórico

Tabla 2.6. Continuación

Parámetros	Autores
<i>Dominio Temporal</i>	
<i>Área elíptica del 95% de confianza</i>	Cavalheiro et al., 2009; Chapman et al., 2008; Chiari, Bertani, & Cappello, 2000; Guimarães -Ribeiro et al., 2015; Kirchner et al., 2012; Prieto et al., 1996; Rocchi et al., 2004; Schubert & Kirchner, 2014; Schubert et al., 2012; Stins, Ledebt, Emck, van Dokkum, & Beek, 2009; Suárez et al., 2001; Suárez, Musé, Suárez, & Arocena, 2000; Swanenburg et al., 2008.
<i>Área elíptica del 90% de confianza</i>	Asseman & Gahéry, 2005; Bucci et al., 2014; Isotalo et al., 2004; Kapoula & Lê, 2006; Kapoula et al., 2011; Lê & Kapoula, 2006; Noé & Paillard, 2005; Noé et al., 2007; Paillard et al., 2006; Paillard & Noé, 2006; Sasaki et al., 2001; Sasaki et al., 2002.
<i>Otras medidas de área de oscilación</i>	Ajrezo et al., 2013; Asseman et al., 2004; Berencsi, Ishihara, & Imanaka, 2005; Calavalle et al., 2008; Cavalheiro et al., 2009; Duarte et al., 2000; Hasan et al., 1990; Mitchell et al., 1995; Morioka & Yagi, 2004; Perrin et al., 2002; Ponce-González et al., 2014; Prieto et al., 1996; Raymakers et al., 2005; Schubert et al., 2012; Silva, Nadal, & Infantosi, 2006; Takahashi & Murata, 2001.
<i>Dominio Frecuencia</i>	
<i>Frecuencia media</i>	Carpenter et al., 1999; Cavalheiro et al., 2009; Duarte et al., 2000; Laufer, Barak, & Chemel, 2006; Maki et al., 1994; Maurer & Peterka, 2005; Mayagoitia et al., 2002; Ponce-González et al., 2014; Prieto et al., 1996; Rocchi et al., 2004; Vieira, Oliveira, & Nadal, 2009; Williams, McClenaghan, & Dickerson, 1997.
<i>Potencia total</i>	Cavalheiro et al., 2009; Maurer & Peterka, 2005; Nagy et al., 2004; Paillard et al., 2006; Prieto et al., 1996.
<i>Frecuencia del 80% del espectro</i>	Baratto et al., 2002; Cavalheiro et al., 2009; Kirchner et al., 2013, 2012; Prieto et al., 1996; Rocchi et al., 2004; Schubert et al., 2012
<i>Frecuencia del 50% del espectro</i>	Cavalheiro et al., 2009; Kirchner et al., 2013, 2012; Maurer & Peterka, 2005; Mayagoitia et al., 2002; Rocchi et al., 2004; Schubert et al., 2012; van der Kooij et al., 2011; Williams et al., 1997.
<i>Análisis espectral (FFT) Banda de frecuencia</i>	Calavalle et al., 2008; Chagdes et al., 2009; Demura & Kitabayashi, 2008,2006; Golomer, Dupui, & Bessou, 1994; Golomer, Dupui, & Monod, 1997; Guimarães -Ribeiro et al., 2015; Nagy et al., 2004; Nakagawa, Ohashi, Watanabe, & Mizukoshi, 1993; Noé et al., 2007; Paillard et al., 2006; Salsabili, Bahrpeyma, Esteki, Karimzadeh, & Ghomashchi, 2013; Yoneda & Tokumasu, 1986.
<i>Transformada wavelet</i>	Bernard-Demanze, Dumitrescu, Jimeno, Borel, & Lacour, 2009; Chagdes et al., 2009; Gouleme, Ezane, Wiener-Vacher, & Bucci, 2014; Gouleme, Gerard, Bui-Quoc, & Bucci, 2015; Kapoula et al., 2011; Kirchner et al., 2013, 2012; Lacour, Bernard-Demanze, & Dumitrescu, 2008; Martínez-Ramírez et al., 2011; Martínez-Ramírez, Lecumberri, Gómez, & Izquierdo, 2010; Schubert et al., 2012; Suárez et al., 2013; Suárez et al., 2001, 2000; Zhang, 2006; Zhang, Nussbaum, & Agnew, 2015.

Sin embargo, también existen estudios que demuestran que un aumento de la variabilidad no siempre va asociado a una mayor inestabilidad. En esta línea, Davids et al., (1999) encuentran valores de velocidad del *CP*, que son mayores entre los sujetos de un grupo control respecto a los que mostraban los sujetos con alteraciones en la estructura interna de la articulación de la rodilla (lesión del ligamento cruzado anterior).

En estos casos las mayores oscilaciones de este parámetro no deberían ser interpretadas como una menor estabilidad de los sujetos, sino indicativo de un comportamiento exploratorio normal que realiza el sujeto para mantener una postura equilibrada y estable (Kirchner, 2013).

Otros estudios realizados con pacientes con Parkinson también nos demuestran que la magnitud de las oscilaciones no coincide con el grado de inestabilidad de los sujetos evaluados (Romero & Stelmach, 2003).

La reducción de las oscilaciones detectadas en los pacientes evaluados puede estar relacionada con una disminución de los movimientos funcionales cuando estos son explicados o entendidos en términos de comportamientos exploratorios.

En esta línea, una disminución del área del *CP* puede significar una mejor integración de la información multisensorial o, por el contrario, puede ser una señal de aumento en la rigidez corporal (Lacour et al., 2008).

Parece lógico pensar que la utilización única de metodologías lineales es una estrategia insuficiente para predecir con fiabilidad y objetividad el comportamiento del sistema control postural o para el entendimiento de los mecanismos de control. Métodos no-lineales que provienen de la teoría de los sistemas dinámicos complejos parecen ser especialmente interesantes para conseguir mayor información y obtener conclusiones más precisas sobre los mecanismos de control postural o para identificar patologías o disfunciones relacionadas con el equilibrio (Kirchner, 2013).

2.4.2.2 Metodologías no lineales en el análisis del centro de presión

Conceptos como sistemas dinámicos y complejidad, así como las herramientas no-lineales asociadas a estos conceptos, han abierto nuevos caminos en el estudio del movimiento humano (Harbourne & Stergiou, 2009).

La metodología no-lineal analiza el orden inherente a un conjunto de datos aparentemente aleatorios. Este tipo de análisis nos proporciona informaciones adicionales especialmente relevantes en la estructura de la variabilidad y complejidad que subyace en la oscilación postural, describiendo de forma precisa la evolución del movimiento en el tiempo (Harbourne & Stergiou, 2009).

El análisis no-lineal comienza a aplicarse a la trayectoria del *CP* a partir de los años noventa reproduciendo protocolos similares a los que estaban siendo aplicados a otras señales biológicas, como es el caso del electrocardiograma (Peng et al., 1993; Peng, Havlin, Stanley, & Goldberger, 1995).

En los últimos años, las técnicas de procesamiento de señales más complejas han sido utilizadas para extraer parámetros relacionados a la dinámica del *CP*. Estos métodos nos permiten evaluar sistemas complejos, calculando y cuantificando variables como previsibilidad, regularidad, orden y complejidad. La Tabla 2.7, muestra los parámetros más comúnmente encontrados en la literatura relacionada al análisis no lineal de las oscilaciones del *CP*.

De acuerdo con Duarte & Sternad (2008), la complejidad puede ser asociada a una evolución en el tiempo que contiene una estructura rica en diversas escalas de tiempo, las cuales provienen de las muchas escalas espacio-temporales en las que se puede mover un sistema biológico. Acreditase que, sistemas de control postural que demuestran un comportamiento complejo son más estables, flexibles y adaptables (Goldberger, Peng, & Lipsitz, 2002).

Una característica importante que subyace en los cambios que podemos encontrar en los procesos de control postural son debidas a procesos biológicos como el envejecimiento o las secuelas de múltiples procesos patológicos que pueden afectar al sistema motor o los múltiples y complejos sistemas que lo regulan (Lipsitz & Goldberger, 1992; Manor et al., 2010; Vaillancourt & Newell, 2002).

En la literatura podemos identificar, por criterios metodológicos, tres grupos de medidas no lineales que son comúnmente empleados en el análisis de las oscilaciones del *CP*. Los estudios basados en la geometría fractal, la teoría del caos y los relacionados a la entropía.

Con respecto a las oscilaciones del *CP*, los trabajos más conocidos y citados pertenecen al grupo de Collins, (Collins & De Luca, 1994, 1993, 1995a, 1995b; Collins, De Luca, Burrows, & Lipsitz, 1995; Collins, De Luca, Pavlik, Roy, & Emley, 1995), los cuales apoyan su hipótesis metodológica en el movimiento fraccional browniano de Mandelbrot (Mandelbrot & Wallis, 1968); analizando la varianza de los incrementos en la posición del *CP* en función de diversas escalas de tiempo en lo que se conoce como *Análisis de Difusión del Estabilograma (SDA)*.

Sus resultados sugirieron que el sistema de control postural tiene memoria, lo que venía indicado por la correlación positiva encontrada para altas frecuencias ($>1\text{Hz}$) y la correlación negativa que se detectaba para las bajas frecuencias ($< 1\text{Hz}$).

Este comportamiento fue interpretado como la existencia de dos mecanismos de control en la regulación de la postura ortostática, los cuales fueron denominados: “*open*” y “*closed loop*” (lazos abiertos y cerrados de control); en el “*open loop*” el sistema recoge información, pero no actúa, son oscilaciones exploratorias. De contrario, a bajas frecuencias las informaciones recogidas por los sistemas sensoriales hacen que el *CP* recupere el equilibrio.

Marco teórico

Tabla 2.7. Principales parámetros no lineales en el análisis del *CP* (columna de la izquierda) y sus referencias (columna de la derecha)

Parámetro	Autores
Medidas de Caos	
Exponente de Lyapunov (LE)	Collins & De Luca, 1994; Donker et al., 2007; Harbourne & Stergiou, 2003; Ladislao & Fioretti, 2007; Roerdink, Hlavackova, & Vuillerme, 2011; Stergiou et al., 2006; Yamada, 1995.
Medidas de Entropía	
Entropía de Información Shannon (SEn) Remi (REn) Lempel & Zic (CK)	Fino et al., 2015; Gao, Hu, Buckley, White, & Hass, 2011; Kilby, Slobounov, & Newell, 2014.
Entropía aproximada (ApEn)	Cavalheiro et al., 2009; Cavanaugh et al., 2006; Cavanaugh, Mercer, & Stergiou, 2007; Fino et al., 2015; Haran & Keshner, 2008; Rhea et al., 2011a; Sabatini, 2000; Stergiou et al., 2006.
Entropía muestral (SampEn)	Borg & Laxåback, 2010; Caballero et al., 2015; Caballero, Barbado, & Moreno, 2013; Castillo et al., 2008; Fino et al., 2015; Madeleine et al., 2004; Ramdani, Seigle, Lagarde, Bouchara, & Bernard, 2009; Rhea et al., 2011; Roerdink et al., 2006; Roerdink et al., 2011; Santarcangelo et al., 2009; Schniepp et al., 2013; Schubert et al., 2012; Stins et al., 2009.
Entropía de permutación (EP)	Caballero et al., 2015.
Entropía multiescala (MSE)	Chen & Jiang, 2014; Duarte & Sternad, 2008; Fino et al., 2015; Gruber et al., 2011; Kang et al., 2009; Kirchner et al., 2013, 2012; Lubetzky, Price, Ciol, Kelly, & McCoy, 2015; Manor et al., 2010; Ramdani et al., 2009; Schubert et al., 2012; Wayne et al., 2014; Yeh, Lo, Chang, & Hsu, 2014.
Entropía multiescala multivariante (MMSE)	Ahmed & Mandic, 2012; Chen & Jiang, 2014; Huang et al., 2015; Huang, Sue, Abbod, Jiang, & Shieh, 2013; Wei et al., 2012.

Marco teórico

Tabla 2.7. Continuación

Parámetros	Autores
Medidas Fractales	
Dimensiones fractales	Bieć et al., 2014; Collins & De Luca, 1995a,b,1994,1993; Donker et al., 2007; Doyle, Dugan, Humphries, & Newton, 2004; Harbourne & Stergiou, 2003; Madeleine et al., 2004; Prieto et al., 1996; Roerdink et al., 2006;
Análisis de difusión del estabilograma (SDA)	Cavalheiro et al., 2009; Chiari et al., 2000; Collins & De Luca, 1995a, 1995b, 1994, 1993, Collins, De Luca, Burrows, et al., 1995; Collins, De Luca, Pavlik, et al., 1995; Delignières, Deschamps, Legros, & Caillou, 2003; Delignières, Torre, & Bernard, 2011; Frank et al., 2009; Laughton et al., 2003; Lauk, Chow, Pavlik, & Collins, 1998; Mitchell et al., 1995; Newell, Slobounov, Slobounova, & Molenaar, 1997; Raymakers et al., 2005; Riley, Wong, Mitra, & Turvey, 1997; Rocchi et al., 2004.
Análisis de fluctuaciones sin tendencia (DFA)	Blázquez et al., 2009; Borg & Laxåback, 2010; Caballero et al., 2015; Caballero et al., 2013; Cavalheiro et al., 2009; Delignières et al., 2011, 2003; Donker et al., 2007; Duarte & Sternad, 2008; Duarte & Zatsiorsky, 2001; Harbourne & Stergiou, 2003; Kirchner et al., 2012; Roerdink et al., 2006; Schniepp et al., 2013.

Marco teórico

El punto crítico (umbral) de transición que separa las dos regiones de escala fue capaz de discriminar sujetos de diferente nivel (i.e. jóvenes vs. viejos) o diferentes procedimientos de evaluación (i.e. ojos abiertos vs. ojos cerrados).

Algunos autores sugieren que el cálculo de la dimensión fractal también puede ser útil para discriminar los sujetos sanos de aquellos que padecen algún tipo de patología (Doyle et al., 2004).

Otro método perteneciente a este grupo de técnicas que está muy ampliamente difundido es el llamado *Análisis de Fluctuaciones sin tendencia*, en inglés *Detrended Fluctuation Analysis (DFA)*. El *DFA* fue introducido por Peng et al. (1994) siendo un método de análisis de señales que permite estudiar las propiedades de correlación de la señal estudiada. Su algoritmo admite distintas variantes que se pueden utilizar para eliminar tendencias de diferente orden existentes en la señal. La *DFA* ha sido utilizado por diferentes autores en el estudio del control motor (Hu et al., 2004; Sapiro, Karasik, Havlin, Simon, & Hausdorff, 2003) y la evaluación de las oscilaciones del *CP* (Duarte & Zatsiorsky, 2001; Delignières et al., 2011, 2003).

Duarte & Zatsiorsky (2000), aplicaron el método *Análisis de Rango Rescalado*, en inglés *Rescaled Range Analysis*, para analizar el comportamiento de las oscilaciones del *CP* en diferentes escalas. Ellos estudiaron sólo el rango de bajas frecuencias (intervalos de tiempo entre 10 y 600 segundos) y sus resultados ampliaron el rango de escalas en el que la oscilación del *CP* presentan correlaciones negativas de largo alcance. Cabe resaltar que Duarte & Zatsiorsky (1999) propusieron un modelo de control postural basado en puntos de referencia establecidos. Para ello, descomponían el estabilograma en dos componentes: *rambling* y *trembling*. El *rambling* se refiere a un punto de referencia establecido por el *SNC* y el *trembling* a la oscilación del cuerpo con respecto a un punto de referencia. Cabe resaltar que los componentes de alta frecuencia participan en el *rambling* y los de baja frecuencia en el *trembling*, coincidiendo en este caso con las bajas frecuencias reportadas por Collins & De Luca (1994).

Marco teórico

Los métodos pertenecientes a la teoría del caos también han sido empleados para investigar si las oscilaciones del *CP* poseen estructuras caóticas o no. Los resultados observados en la literatura cuanto a la dinámica caótica son dispares.

Collins & De Luca (1994), utilizando el cálculo de los exponentes de Lyapunov, concluyen que las oscilaciones del *CP* en condiciones ortostáticas no debe ser modelizado como un proceso caótico. Por otra parte, Yamada (1995), encontró exponentes de Lyapunov positivos, sugiriendo que para asegurar la vinculación entre sistema de control postural y el medio, la estructura de la oscilación postural debe presentar una caótica. Ladislao & Fioretti, (2007), observaron valores de exponente de Lyapunov (*LE*) positivos sin embargo cercanos a uno. Estos resultados sugieren que la oscilación postural exhibe una dinámica caótica débil.

Roerdink et al., (2006) calcularon medidas no lineales, como *D2* y *LE*, del *exponente de Hurst (H)* en sujetos sanos y en un grupo que habían padecido un ictus. Los resultados reportados demuestran una diferencia substancial entre los dos grupos para las medidas mencionadas, que llevaban a los autores a considerar las metodologías no-lineales como las más adecuadas para evaluar las oscilaciones del *CP* a la hora de evaluar diferentes poblaciones.

Por último, están los estudios relacionados a regularidad y previsibilidad de la señal, es decir, los cálculos de entropía. Está acreditado que los valores de entropía están correlacionados positivamente con la complejidad de la señal (Rhea et al., 2011). Estudios recientes han demostrado que una mayor regularidad en las oscilaciones del *CP* está asociada a sujetos que, como ya señalamos, padecen algún tipo de patología que afecta al equilibrio del sujeto (Donker et al, 2008; Roerdink et al., 2006); también se ha relacionado la regularidad a la atención en el control postural (Donker et al., 2007; Roerdink et al., 2011).

Marco teórico

Los resultados de los trabajos perteneciente al grupo de metodologías no lineales, conducen a la conclusión de que el funcionamiento del sistema de control postural contiene estructura fractal, es decir, su comportamiento idéntico en diferentes escalas de tiempo, lo cual implica que estas tareas contienen un alto grado de desarrollo y complejidad, así como un potente proceso de información que le confiere memoria.

Además, como un importante elemento de aplicación en el campo clínico, parece existir una relación entre patología y pérdida de complejidad en la señal resultante de los procesos de control postural y reequilibración (Roerdink et al., 2006). En condiciones normales de tarea y medio, las propiedades no-lineales del sistema postural se dan, con mayor riqueza y complejidad, debido a las propiedades elásticas y de amortiguación que poseen los músculos, las cuales son corregidas y favorecidas, en las diversas escalas de tiempo (umbrales y retraso), por los diferentes sistemas sensoriales que regulan el control postural (Newell et al., 2006).

3 Metodología

En este capítulo, serán descritos los métodos de investigación, incluyendo el diseño experimental, la elección de la muestra, la recogida de datos y el tratamiento y análisis de los mismos. Para ello, organizaremos este capítulo en los siguientes apartados:

- Diseño de la investigación.
- Caracterización de la muestra utilizada.
- Descripción de los materiales empleados para el registro de las señales.
- Diseño experimental.
- Tratamiento de datos.

3.1 Diseño de investigación

En este trabajo se ha utilizado un diseño transversal descriptivo con el que tratamos de probar las hipótesis origen de esta investigación. Nos decidimos por este tipo de estudio, debido a que nuestro objetivo principal fue investigar la sensibilidad discriminativa de los paramentos utilizados para caracterizar la intensidad de ciertos patrones de oscilaciones posturales.

Así mismo, también podemos clasificar este trabajo como un estudio observacional no invasivo que describe el mecanismo de control postural mediante la plataforma de fuerza, siguiendo la tercera ley de Newton (principio de acción-reacción), evaluando el registro de las fuerzas que ejercen los pies sobre una plataforma dinamométrica.

3.2 Muestra

La población estudiada estaba formada por 16 sujetos (10 hombres y 6 mujeres), con una edad promedio de $24,6 \pm 7,9$ años (peso corporal: $67,8 \pm 8,7$ kg; estatura: $168,6 \pm 7,20$ cm).

Previo a la realización del protocolo experimental, se explicó a todos los sujetos que se ofrecieron a intervenir en el proyecto, de forma individualizada, todos los procedimientos a los que serían sometidos, así como los objetivos que perseguía el estudio. Al final de esta fase inicial de selección, todos los sujetos seleccionados firmaron un consentimiento informado aceptando su participación como sujetos experimentales (Anexo A), previamente aprobado por el Comité de Ética en Investigación de la ULPGC (Anexo B) y en consonancia con los criterios propuestos en la *Declaración de Helsinki* para la investigación con seres humanos.

Además, todos ellos, respondieron un cuestionario (Anexo C) con el objeto de obtener más informaciones sobre el estado de salud, nivel de actividad física y sobre potenciales patologías que pudieran afectar a la calidad de los resultados del estudio. Por tal motivo, fueron excluidos todos aquellos sujetos que usaran gafas graduadas, presentasen alteraciones neurológicas, disfunciones musculoesqueléticas (o que hubiesen tenido una lesión en los 6 meses previos), sufrieran mareos, contasen con un histórico de caídas recurrentes o que estuvieran bajo el efecto de medicamentos que pudieran alterar el equilibrio.

Con la finalidad de caracterizar mejor la muestra, y considerando que el experimento exigía una correcta motilidad ocular, todos los candidatos realizaron, con un especialista, pruebas ópticas y pruebas oftalmológicas básicas.

Todos los sujetos finalmente seleccionados mostraron una agudeza visual normal (20/20), una visión binocular normal (entre 40 y 20 segundo de arco), evaluada mediante el *TNO random dot test* y punto de convergencia normal (regla acomodativa de Bernell). Ninguno de los sujetos presentaba parálisis ocular o estrabismo.

3.3 Instrumento para la adquisición de las señales

Plataforma de fuerza

Una plataforma de fuerzas está compuesta por una superficie rígida de tamaño variable (dependiendo del fabricante y del modelo), equipadas por varios sensores (célula de carga o piezoeléctrico) que están conectados a un sistema electrónico de amplificación y registro que nos permite medir los tres componentes de fuerza (F_x , F_y y F_z) y los tres componentes de momentos de fuerza (M_x , M_y y M_z), que actúan sobre la plataforma mientras el sujeto permanece sobre la misma (Figura 3.1)

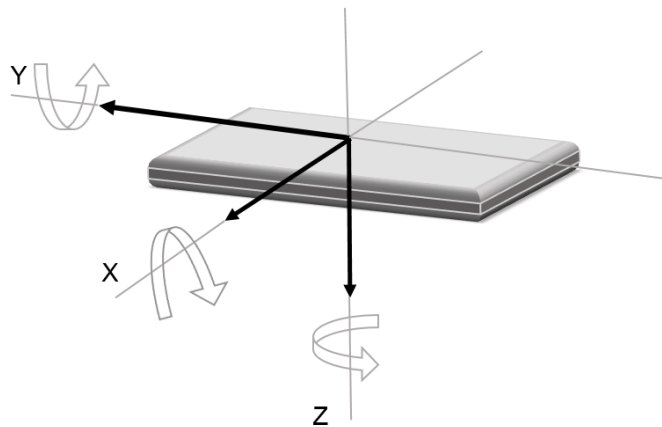


Figura 3.1. Representación de una plataforma de fuerza y los ejes de medida

La presión que ejerce el sujeto sobre la plataforma provoca cambios en la tensión que reciben los sensores permitiendo determinar los valores de fuerza en los tres ejes del espacio y el punto de aplicación de esa fuerza en cada momento del registro. Una tarjeta de conversión A/D, convierte la señal analógica (A) en una señal digital (D) que un programa de ordenador gestiona su adquisición y almacenamiento. El programa ofrece de manera instantánea la posición del CP, ya que, midiendo la fuerza y los momentos ejercidos en la plataforma, se pueden deducir las coordenadas del centro de presión y seguir sus variaciones durante el registro.

Metodología

La posición del *CP*, en las direcciones A-P y M-L son calculadas a partir de las siguientes ecuaciones:

$$CP_x = \frac{(-h \cdot F_x - M_y)}{F_z} \quad CP_y = \frac{(-h \cdot F_y - M_x)}{F_z} \quad (3.1)$$

Donde *h* es la altura del material.

En este estudio se utilizó una plataforma de fuerza (sistema MuscleLab™, tipo PFMA 4000e), con superficie de 60 X 40 cm (ancho y altura). Este instrumento de medición ha sido frecuentemente utilizado en investigación médico-deportiva y especialmente recomendado para evaluar control postural (Calavalle et al., 2008; Guimaraes-Ribeiro, Hernández-Suárez, Rodríguez-Ruiz, & García-Manso, 2015).

La señal generada fue recogida en un PC, por un convertor de datos 10 bit A/D (Sistema Muscle Lab Bosco, Ergotest Technology a.s., Langesund, Norway). La frecuencia de muestreo fue de 100 Hz. El procedimiento de calibración se realizó, en cada evaluación, de acuerdo con las instrucciones que indicaba el fabricante.

Para la determinación de la fiabilidad en las medidas que proporcionan los sensores de fuerza de la plataforma fueron realizadas pruebas de validación, previo a la fase experimental del estudio. Para ello, se situaron sobre la plataforma objetos de pesos conocidos y se realizaron 3 medidas de 1 minuto. Obteniendo errores promedio en los sensores de 0,76 N, con variaciones de 0,4mm, produciendo incertidumbre en los resultados finales que están muy por debajo de las variaciones estadísticas observadas entre los resultados de las medidas de un mismo individuo o de un grupo de individuos. Por lo tanto, en este trabajo no se consideró el error asociado a los sensores, debido a que es menor que las variaciones estadísticas detectadas en los individuos evaluados.

3.4 Protocolo experimental

El protocolo experimental, que fue realizado individualmente, se realizó en el laboratorio en días posteriores al proceso de selección aleatorio. El experimento se desarrolló en el Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo (LAPED) del Departamento de Educación Física de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

El protocolo consistía en ejecutar ocho tareas de control postural sobre una plataforma con diferentes características en las que se modificaba el nivel de activación de los principales sistemas sensoriales (visual y propioceptivo) que afectan al equilibrio y el control postural (Tabla 3.1).

Tabla 3.1. Pruebas experimentales realizadas

<i>Superficie Estable</i>	<i>Superficie Inestable</i>
1. Prueba ojos abiertos (OA)	5. Prueba ojos abiertos (OAsi)
2. Prueba de ojos cerrados (OC)	6. Prueba de ojos cerrados (OCsi)
3. Movimiento ocular de seguimiento (MP)	7. Movimiento ocular de seguimiento (MPsi)
4. Movimiento ocular Sacádicos (MS)	8. Movimiento ocular Sacádicos (MSsi)

Las características de cada una de las pruebas son:

TAREA REFERENCIA (OA):

1. *Tarea referencia ojos abiertos (OA)*: En posición ortostática el sujeto, durante 70 segundos, dirigía la mirada al frente en dirección a una pared blanca situada a una distancia de 1,5 metros de la plataforma (Freitas y Duarte, 2006).

TAREA EXPERIMENTALES:

2. *Prueba con ojos cerrados (OC)*. En posición igual a la anterior, los sujetos fueron instruido para mantener la “cabeza erguida” y con los ojos cerrados durante todo el tiempo que duró el registro.

TAREAS DE MOTILIDAD OCULAR:

Dos pruebas fueran diseñadas para evaluar el efecto de la percepción de estímulos visuales relacionados con la motilidad ocular (persecución y sacádicos). Los protocolos de demandas visuales fueron desarrollados utilizando un *PowerPoint® (Microsoft Office)*, en ambas condiciones. La imagen (20 pulgadas) fue proyectada a los sujetos sobre una pared completamente blanca, utilizando un proyector con una resolución de 800 x 600. El estímulo visual fue representado por un círculo de color negro de 2 cm de diámetro. La altura de proyección de la imagen fue regulada a la altura de los ojos de cada sujeto.

3. *Prueba con movimientos oculares sacádicos (MS)*. Los *MS* (horizontales/verticales) fueron aplicados utilizando el paradigma de superposición. El protocolo fue adaptado a lo que se conoce por *cartas Hart* muy utilizado en el ámbito clínico.

Este protocolo tiene como objetivos entrenar la rapidez, la precisión y la calidad de la fijación de la visión. Se realiza colocando la carta de *Hart*, que contiene distintas letras dispuestas en columnas, que es leída sin mover la cabeza en el siguiente orden: 1ª y última columna, 2ª y antepenúltima y así sucesivamente.

En el protocolo desarrollado para nuestro trabajo, el sujeto tenía que fijar la mirada en el “blanco” que aparecía en el centro de la imagen, por un periodo que variaba de entre 2000 y 3000 ms, entonces el “blanco” central desaparecía y reaparecía en el canto superior izquierdo de la imagen, después de un retraso aleatorio de 400, 600 u 800 ms, aparecía otro “blanco” a la derecha sin que el anterior desapareciera y así sucesivamente, hasta 10 veces (Figura 3.2).

Posteriormente se seguía con la misma dinámica en la línea inferior (como al leer un texto) hasta completar 7 líneas con 60 movimientos sacádicos voluntarios.

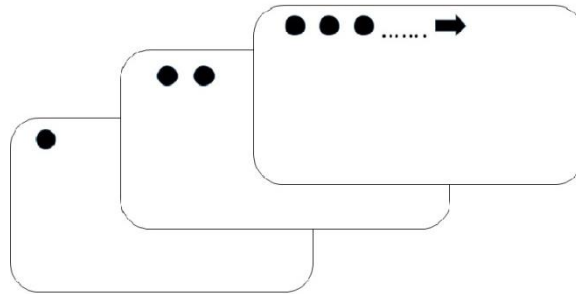


Figura 3.2. Representación de la imagen durante la prueba de movimientos oculares sacádicos. El círculo negro es el blanco donde hay que fijar la mirada. Cada cuadrado representa la misma pantalla utilizada en el protocolo

4. *Prueba de Persecución Visual (MP)*: El blanco fue el mismo que se utilizó en la prueba descrita anteriormente. El protocolo aplicado fue adaptado del que se conoce por *Pelota de Mardsen*. Esta prueba tiene como objetivo evaluar los movimientos de persecución, la facilidad de enfoque, la agudeza visual dinámica y la visión periférica.

El ejercicio utiliza una pelota que movemos delante del sujeto a la altura de los ojos de izquierda a derecha, de arriba a abajo, en cruz y en círculos alrededor de él. En el protocolo desarrollado por nosotros, se utilizó un “blanco” que seguía una trayectoria continua. Los sujetos inicialmente tenían que fijar la mirada en el “blanco” que aparecía en el centro de la imagen para después moverse de hacia arriba-abajo, izquierda-derecha y en movimientos circulares hacia la derecha y hacia la izquierda a una velocidad de 2000 a 3500 milisegundos (Figura 3.3).

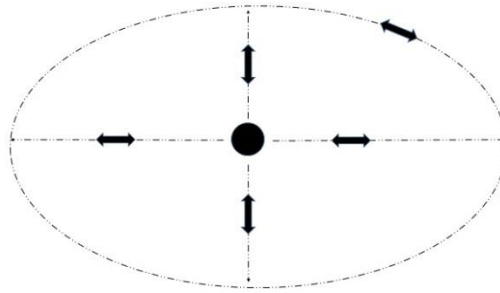


Figura 3.3. Representación de la imagen vista por el sujeto durante la prueba de movimientos oculares de persecución (MP). El círculo negro representa el blanco que debe ser seguido y las líneas discontinuas el recorrido

En las dos pruebas de motilidad ocular, a los sujetos se les enfatizaba que no se podía mover la cabeza y a “priorizar el control de la postura ante la tarea”. Los mismos protocolos descritos anteriormente, también fueron realizados por los sujetos sobre superficie inestable (gomaespuma) con el fin de alterar la señal que el sujeto recibía del sistema cinestésico.

La gomaespuma utilizada tenía una densidad (ρ) de 25 Kg/m³. Calculada dividiendo la masa (Kg) por el volumen del bloque de espuma (m³). El volumen (V) fue calculado con la siguiente ecuación:

$$V = \text{longitud (m)} * \text{ancho (m)} * \text{altura de la espuma (m)} \quad (3.2)$$

INSTRUCCIONES UTILIZADAS EN LA RECOGIDA DE DATOS

Previo a la realización de las pruebas se efectuó la demarcación de la base de sustentación con la finalidad de mantener, en todas las pruebas (incluidas las de superficie inestable), la misma posición de los pies sobre la plataforma de fuerza.

Metodología

Para garantizar las mismas condiciones ambientales, en la sala siempre se mantuvo el mismo nivel de luminosidad artificial y todas las puertas y persianas estuvieron cerradas durante las pruebas con la finalidad de eliminar posibles señales sonoras que pudieran alterar la atención del sujeto. Es sabido que la atención del individuo es un factor que interfiere en la evaluación del control postural. Las pruebas fueron realizadas con los pies descalzos, sin ropa o accesorios pesados y, durante el registro, el evaluador daba las mismas instrucciones a todos los participantes.

En cada prueba los sujetos fueron instruidos a mantenerse lo más inmóviles posible en bipedestación, posicionar los pies en las marcas previamente delineadas, mantener los brazos relajados a los lados del cuerpo y la cabeza erguida en lo que sería el plano horizontal de Frankfurt (Plano cefalométrico que pasa por el punto infraorbitario, o punto más bajo del reborde inferior de la órbita, y por la porción o el punto más alto del conducto auditivo externo).

El orden en que fueron ejecutadas las diferentes tareas de control postural fue, en todos los casos, aleatorio. Todo el protocolo experimental fue realizado con anterioridad con pruebas de familiarización para minimizar el factor aprendizaje.

Cada uno de los registros tenía una duración de 70 segundos, descartando los primeros 10 segundos para eliminar posibles estados transitorios del centro de presión. Con el fin de obtener una medida fiable, cada prueba era realizada tres veces siguiendo los protocolos utilizados por otros investigadores (Duarte & Freitas, 2010). En total, cada sujeto realizaba 24 test (8 pruebas x 3 intentos). La media de los tres valores recogidos en cada prueba fue utilizada para los cálculos de medidas del centro de presión. Se utilizó un intervalo de receso de 30 segundos entre intentos y de 2 minutos entre tareas.

3.5 Análisis estadístico

Se utilizó estadística descriptiva, incluyendo los valores de media, desviación típica y valores mínimo y máximo. Esta información fue completada mediante gráficos de cajas (*boxplot*) para conocer las características de la distribución (mediana, rangos intercuartílicos, valores límites y potenciales *outliers*) y la tendencia que muestran los datos en cada una de las tareas analizadas (Figura 3.4).

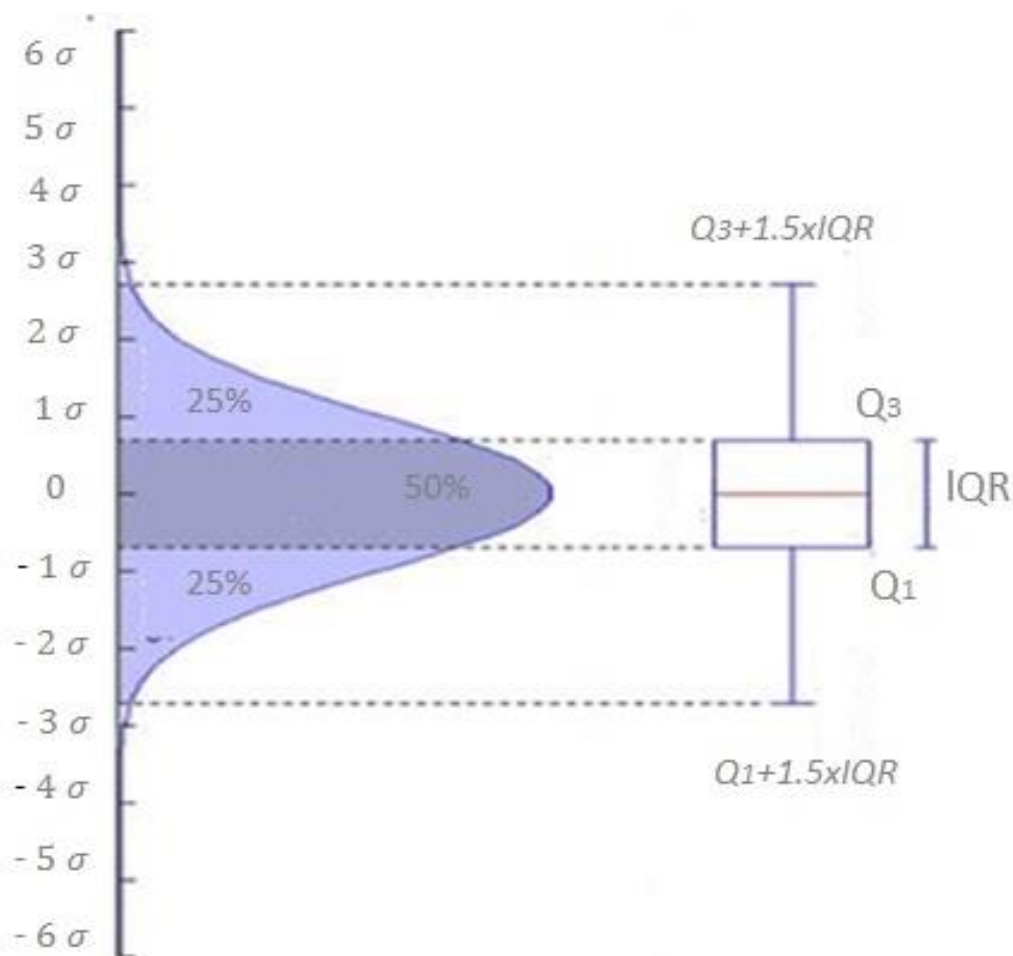


Figura 3.4. Gráfica de cajas y su correspondencia con una distribución normal

Metodología

La comparación de las medias en las cajas *boxplot* es como un test de hipótesis visual, análoga a la distribución *t de student*. Las cajas de un *boxplot* proporcionan más informaciones que una simple media, y mucho más que la media complementada por los valores máximos y mínimos. Este tipo de gráficos usan para su construcción cinco medidas descriptivas a saber: mediana, primer cuartil (Q₁), tercer cuartil (Q₃), valor máximo y valor mínimo. Presenta, además, información sobre la tendencia central, dispersión y simetría de los datos obtenidos para cada variable, en cada situación analizada. En cada caja se aportan datos sobre:

- *Límite superior*. Es el extremo superior de cada caja. Los resultados por encima de este límite se consideran datos atípicos (*outliers*). Su valor se calcula sumando al tercer cuartil el múltiplo del rango intercuartílico (25%-75%) por 1,5.
- *Tercer cuartil (Q₃)*: Por debajo de este valor se encuentra como máximo el 75% de los datos de cada serie.
- *Mediana*: Coincide con el segundo cuartil. Divide a la distribución en dos partes iguales, de forma que el 50% de los datos observados están por debajo de la mediana y 50% está por encima.
- *Primer cuartil (Q₁)*: Por debajo de este valor se encuentra como máximo el 26% de los valores obtenidos para cada serie.
- *Límite inferior*. Es el extremo inferior de la caja. Los datos por debajo de este valor se consideran atípicos. Su valor se calcula restando al primer cuartil el múltiplo del rango intercuartílico (25%-75%) por 1,5.

Un gráfico de cajas también permite comparar a la vez varios grupos de datos sin perder información ni saturarse de ella.

En el análisis comparativo de cada una de las series registradas, el primer paso que se realizó fue la aplicación del test de *Shapiro-Wilks* para comprobar normalidad de distribución de los datos. En los casos de presentar una distribución normal, los cambios observados por cada variable fueron evaluados mediante un análisis de la varianza (ANOVA de dos factores) para medidas repetidas: 1-factor = visión(x4); 2-factor = superficie de apoyo(x2). El control de la tasa de error se determinó con el test de efectos principales de Bonferroni. En este estudio se aceptó como significativo I de alfa de 0,05 ($p \leq 0,05$).

En el caso de las variables que no presentaban una distribución normal se utilizó la prueba de Friedman para medidas repetidas donde se analizó la diferencia global de los tratamientos y sólo se hizo las comparaciones por pares. El análisis estadístico fue realizado con el programa estadístico informático *SPSS*[®] (versión 20).

3.6 Análisis de los datos

Esta fase del trabajo requirió un estudio exploratorio con el fin de encontrar los métodos más adecuados para evaluar la mayor información como fuese posible.

Los datos obtenidos por la plataforma de fuerza (sistema *Musclelab*[®]), la señal *CP*, se editaron usando el programa *UltraEdit*[®] (IDM Computer Solutions, USA) y procesados mediante programas específicos desarrollados en la plataforma *MATLAB*[®] (The Math Works, USA) por nuestro grupo de trabajo del LAPED.

Una primera comprobación visual no permitió detectar registros erróneos, por tanto, se analizaron un total de 384 series temporales; todas las series fueron normalizadas restando la media y dividiendo por la desviación estándar.

Análisis de Serie Temporal

Una serie temporal es una secuencia de datos ordenada cronológicamente. Es decir, son procesos aleatorios que producen series de eventos, usualmente (pero no necesariamente) a lo largo del tiempo. Estos datos pueden ser obtenidos por seguimiento del comportamiento de cualquier proceso en el tiempo a través de observación directa o utilizando un instrumento específico de registro (i.e. plataforma de presión).

La serie temporal de cualquier sistema (físico, biológico, químico, etc.) es la única información sobre su estado. Cada dato nos proporciona información sobre el estado de la variable en un determinado tiempo y si el valor de esta variable se da de manera continua. También nos aporta información sobre los cambios instantáneos de la señal que tienen lugar durante el tiempo que dura el registro.

Cuando analizamos una serie temporal, es importante centrarse en los aspectos a seguir:

Primero obtener una señal lo más limpia posible del evento (fenómeno) que queremos analizar.

Cuando se ha definido la serie, el siguiente paso suele ser modelarla. El análisis de la serie incluye: test de estacionalidad, tendencias y periodicidad, aumentos o caídas en los datos, como correlación y análisis espectral y también la posibilidad de aleatoriedad en el proceso (movimientos irregulares determinados por el azar).

Análisis de la previsibilidad y la predicción del comportamiento de la señal, es decir, obtener la información necesaria que permita establecer si los datos contienen alguna información que permite la predicción de futuros eventos, y a cada medida.

Entendimiento los procesos subyacentes en la generación de estas secuencias o las leyes que gobiernan el comportamiento en el tiempo de variables observadas.

Cualquier modelo científico habitualmente se sustenta en la suposición de que existe un proceso, tiempo-dependiente, que modula el comportamiento de la variable o la serie de datos. También se apoya en el intento de reproducir tal comportamiento (métodos no lineales: Teoría del Caos). En otros casos, donde el proceso es muy complejo y con demasiadas variables implicadas, cualquier intento de entendimiento del proceso subyacente es desaconsejable y, el foco debe atenerse en la búsqueda de patrones o regularidades que permitan la predicción con alguna garantía.

El análisis de una serie temporal normalmente empieza por una exploración visual de la señal global. Esto permite la detección de artefactos o pérdidas de datos, que necesitaran un ajuste (interpolación) por medio de alguna de las funciones matemáticas disponibles. Otro aspecto que habitualmente es observado visualmente, es la tendencia general de la señal (ej. aumento, caída, oscilaciones periódicas, etc.), la cual debe ser eliminada previamente. Para tal objetivo, técnicas como el suavizado o la diferenciación son frecuentemente utilizadas en este tipo de procesos.

3.7 Métodos seleccionados para el análisis de las oscilaciones del centro de presión

El análisis de las oscilaciones del *CP* requiere medidas que puedan caracterizar estas oscilaciones y que además sean sensibles a la hora de poder detectar sutiles diferencias inter o intra-sujetos.

Actualmente, numerosos parámetros han sido utilizados tratando de entender y profundizar en las características específicas del sistema y obtener más información sobre la naturaleza multifactorial que subyace bajo el control postural (Harbourne & Stergiou, 2009).

En consecuencia, tanto parámetros lineales como no-lineales deben ser combinados en una perspectiva holística de la variabilidad presente en este complejo sistema funcional que posee el ser humano (Duarte & Freitas, 2010; Harbourne & Stergiou, 2009; Kirchner et al., 2012).

Metodología

Las diferentes estrategias metodológicas utilizadas han ido aportando información concreta y diferenciada del fenómeno en su totalidad o de aspectos parciales vinculados a los mecanismos de control postural.

No obstante, la elevada cantidad de propuestas planteadas en la bibliografía especializada hace difícil establecer con precisión cuales son las más apropiadas para efectuar un estudio preciso y eficiente del CP. Es por ello que, en este trabajo, hemos seleccionado las que, a nuestro entender, son más potentes y nos permitan realizar un análisis comparativo para establecer su validez y enunciar en que aspecto son más eficaces cada una de ellas.

En la Tabla 3.2, se muestran los métodos utilizados en este estudio para caracterizar la variabilidad en el control postural, durante distintas tareas de estímulo visual que fueron sometidos los sujetos. Más detalles de los métodos seleccionados se darán a continuación, donde trataremos de describir los conceptos y los métodos con el control postural y, los métodos matemáticos para cálculo de estos parámetros.

Tabla 3.2. Metodología utilizada para el análisis de las oscilaciones del CP en el presente estudio

LINEALES	Dominio Temporal	⌋ <i>Desviación Estándar (DE)</i>
		⌋ <i>Velocidad Media (VM)</i>
		⌋ <i>Área de la Elipse 95% (A95)</i>
	Dominio frecuencia	⌋ <i>Potencia Total (PT)</i>
		⌋ <i>Frecuencia del 80% del espectro (f80)</i>
		⌋ <i>Frecuencia del 50% del espectro (f50)</i>
⌋ <i>Análisi detallada del espectro de frecuencia</i>		
Dominio tiempo-frecuencia	⌋ <i>Transformada Wavelet Discreta (TWD)</i>	
NO-LINEALES	Entropía	⌋ <i>Índice de Complejidad de Kolmogorov (CK)</i>
		⌋ <i>Entropía Permutación (EP)</i>
		⌋ <i>Entropía Muestral (SampEn)</i>
		⌋ <i>Entropía Multiescala (MSE)</i>
		⌋ <i>Multiescala Permutación (MPE)</i>
		⌋ <i>Entropía Multivariante (MMSE)</i>

3.7.1 Parámetros lineales

Entre las diferentes metodologías que con mayor frecuencia podemos encontrar en la bibliografía especializada, los parámetros utilizados se suelen organizar principalmente en dos grupos: a) Dominio temporal (desviación estándar, amplitud, velocidad media, longitud de la trayectoria recorrida por el centro de masas, longitud normalizada de la trayectoria, área del 95% de la elipse) y b) parámetros espectrales (espectro de frecuencia y tiempo-frecuencia).

3.7.1.1 Dominio temporal

En este estudio, los parámetros calculados para evaluar las oscilaciones del *CP* en el dominio del tiempo, fueron:

- *Desviación estándar del CP (DE)*: Comúnmente referido como la variabilidad del *CP*, indica la dispersión de la oscilación del *CP*.
- *Velocidad Media del CP (VM)*: es considerada una estimación de la variación de fuerza del sistema muscular. La *VM* ha demostrado tener una alta reproducibilidad entre pruebas (Baratto et al., 2002) y además ser sensible a la hora de discriminar diferentes estrategias de control postural relacionadas a la salud (Raymakers et al., 2005).
- *El área del 95% de la elipse del CP (A95)*: La medida de estimación del área de oscilación es un método ampliamente utilizado para cuantificar el “tamaño” de la oscilación postural. El área del *CP* esta correlacionada con el centro de gravedad y se puede utilizar como un indicador de rendimiento postural, de forma que a menor área mejor rendimiento (Paillard et al., 2006).

Un aumento de los valores de estos parámetros está asociado a pérdida en la capacidad de control postural.

Metodología

La *Desviación Estándar* se calculó a partir de la raíz cuadrada de la varianza en cada plano, Antero-Posterior (DE_{A-P}) (1) y Medio-Lateral (DE_{M-L}).

$$DE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (CP - \overline{CP})^2} \quad (3.3)$$

Velocidad Media (VM). La *VM* de desplazamiento del *CP*, se calculó en los planos *Antero-Posterior* (VM_{A-P}) (1), *Medio-Lateral* (VM_{M-L}) (2). La *VM*, es dada por la suma acumulada del desplazamiento del centro de presión por tiempo total. Donde v es la velocidad

$$VM = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} v(i) \quad (3.4)$$

Para el cálculo de la superficie del *CP* se utilizó el método de la elipse de confianza del 95%(A95) que estima el área del desplazamiento del *CP*, englobando aproximadamente el 95% de los puntos del recorrido del *CP*. El procedimiento para el cálculo es presentado en las siguientes ecuaciones,

$$DE_{APML} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^N AP(i) * ML(i) \quad (3.5)$$

$$D = \sqrt{(DE_{AP}^2 + DE_{ML}^2) - 4 * (DE_{AP}^2 * DE_{ML}^2 - DE_{APML}^2)} \quad (3.6)$$

$$Eje_{principal} = \sqrt{2 * (DE_{AP}^2 + DE_{ML}^2 + D)} \quad (3.7)$$

$$Eje_{secundario} = \sqrt{2 * (DE_{AP}^2 + DE_{ML}^2 - D)} \quad (3.8)$$

Donde; DE_{A-P} y DE_{M-L} son las desviaciones estándares del desplazamiento del *CP* en la dirección antero-posterior y medio-lateral respectivamente, y DE_{AP-ML} es la covarianza entre los desplazamientos del *CP* y ambas direcciones.

3.7.1.2 Dominio frecuencia

El análisis de potencia espectral o análisis espectral (*PSA*), tiene su base en la utilización de la transformada de Fourier (*FFT*). El análisis de Fourier descompone una señal cualquiera, como la sumatoria de funciones seno y coseno, con diferentes amplitudes, frecuencias y fases. De esta manera, es posible obtener información sobre las frecuencias que componen una señal (Duarte & Freitas, 2010) permitiendo investigar la invariancia bajo cambio de escala de frecuencia.

Esta metodología, ampliamente aplicada en diversas áreas de investigación, como, por ejemplo, en el análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (Peressutti, Martín-González, García-Manso, & Mesa, 2010) y también lo encontramos aplicado a la trayectoria del *CP* (Demura & Kitabayashi et al., 2008,2006; Golomer et al., 1997; Guimarães-Ribeiro et al., 2015; Nagy et al., 2004).

Según Baratto et al. (2002), la banda de frecuencia con el 80% (*f80*) de la potencia espectral es la que mejor caracteriza las alteraciones en el sistema de control postural. Además, es común la utilización de la frecuencia del 50% (*f50*), de la frecuencia media y frecuencia mediana de la señal para la caracterización del control postural (Prieto et al., 1996; Kirchner et al., 2012). El valor de la Potencia espectral total (*PT*) también ha sido utilizado para observar el comportamiento del espectro de frecuencia del *CP* (Nagy et al, 2004; Paillard et al., 2006).

En general, los estudios indican que los cambios del *CP* en la postura ortostática es dominada por frecuencias bajas (< 1 Hz) (Maurer & Peterka, 2005; van der Kooij et al., 2011). Además, un 90% de la energía total espectral se encuentra por debajo de 2 Hz (Soames & Atha, 1982).

Cómo vimos en la fundamentación teórica, diferentes circuitos neurofisiológicos son la base de las distintas frecuencias de oscilación postural (bandas de frecuencias) observadas durante la regulación de la postura erecta (Bräuer & Seidel, 1980; Duarte et al., 2000; Golomer et al., 1994, 1997; Mayagoitia et al.,

2002; Nagy et al., 2004; Oppenheim, Kohen-Raz, Alex, Kohen-Raz, & Azarya, 1999; Paillard et al., 2006; Williams et al., 1997).

Por lo tanto, el análisis espectral nos permite estimar la importancia relativa de cada una de estas bandas de frecuencias, así como su contribución a la varianza total de la serie.

El análisis de las frecuencias de las oscilaciones corporales, puede aportar importante información con respecto a la estratégica de control postural que sigue un individuo cuando trata de mantener una posición estática y equilibrada. Es decir, nos proporcionan información con respecto a la contribución de los diferentes sistemas que intervienen en el control postural: el sistema vestibular, somatosensorial (cinestésico), visual y otros subsistemas que mantiene la estabilidad de la postura.

No obstante, no existe un consenso absoluto a la hora de establecer con precisión estas bandas de frecuencia. En la literatura encontramos algunos ejemplos de la subdivisión de las bandas de frecuencias del espectro de potencia en el CP.

Por ejemplo, Golomer, Dupui, Séréni, & Monod, (1999), dividieron la energía total del espectro de potencia, en tres bandas (0–0,5, 0,5–2 and 2–20 Hz), con el fin de atribuir los valores observados a la regulación central de los bucles neuronales.

Oppenheim et al., (1999), proponen que el espectro de frecuencia sea dividido en cuatro bandas. Esta organización sugiere que las bajas frecuencias están relacionadas con el control visual de la postura, las frecuencias medias-bajas con los reflejos vestibulares, las frecuencias medias-altas con la actividad somatosensorial y las bandas de alta frecuencia con las funciones de ejecuta el SNC. En este estudio nos decantamos por analizar detalladamente el espectro de frecuencia sin que una división sea realizada.

Transformada rápida de Fourier

La *transformada de Fourier* es una transformación matemática empleada para transformar señales desde el *dominio del tiempo* (o espacial) y el *dominio de la*

frecuencia (espectral). Por lo tanto, representa el espectro de frecuencias de una función.

Así, si $x(t)$ es un valor observable, es decir algún valor obtenido matemáticamente o mediante algún sistema de medida, definido en cierto intervalo temporal $0 < t < T$, lo podemos representar como

$$x(t) = \sum_{n=0}^{\infty} a_n \cos(n\omega t) + b_n \operatorname{sen}(n\omega t) \quad (3.9)$$

Donde $\omega=2\pi f$ es la frecuencia angular, y a_n y b_n son coeficientes.

Otra manera de expresar $x(t)$ es en forma compleja:

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} F_n e^{i2\pi f t} \quad (3.10)$$

O en forma integral:

La función $F(f)$ es la transformada de Fourier de la función $x(t)$ y se define como

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F(f) e^{i2\pi f t} df \quad (3.11)$$

$$F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-i2\pi f t} dt \quad (3.12)$$

Se suele denominar energía contenida en la serie $x(t)$ al valor:

$$E = \int_0^{\infty} |x(t)|^2 dt \quad (3.13)$$

O bien a la suma de los cuadrados de los valores

$$E = \sum_{i=1}^{\infty} |x(i)|^2 \quad (3.14)$$

Si la serie de datos es discreta, cumpliéndose el *teorema de Parseval*

$$E = \int_0^{\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |F(f)|^2 df \quad (3.15)$$

Nótese que la información contenida en la señal es la misma tanto en el dominio temporal (o espacial) como en dominio de frecuencia. Desde este punto de vista, podemos decir que cada intervalo de frecuencia df contribuye a la energía total en $|F(f)|^2$ y la potencia promedio (energía por unidad de tiempo) de la señal $x(t)$ en todo el intervalo $0 < t < T$ es $\frac{E}{T}$.

El valor $|F(f)|^2$, representa una potencia, es decir, la energía por unidad de tiempo (nivel de variabilidad). El valor $|F(f)|^2$ representa el espectro de potencia promediado que permite la estimación de la densidad espectral a través de diferentes métodos, tales como el modelo autoregresivo y el periodograma de *Welch*.

Si la señal es periódica o casi periódica, al representar $|F(f)|^2$ para cada valor de f , sólo unos pocos valores discretos aparecen, es decir, las líneas o los picos se observan sólo en algunas frecuencias (espectro de potencia discreto) y para el resto de las frecuencias el valor es cero. En otros casos, el espectro de frecuencia puede ser continuo o distribuido en rangos o intervalos.

En este trabajo hemos utilizado el periodograma de *Welch*, con una ventana tipo Hamming de longitud 512, para estimar la densidad espectral. Este método consiste en dividir la serie temporal en segmentos (que pueden solaparse entre sí), calculando un periodograma modificado para cada segmento que, una vez promediado, nos permite obtener una estimación de la densidad espectral. El

método de *Welch* es una mejora del método estándar de periodograma, pues reduce el ruido en los espectros de potencia estimada (Welch, 1967).

Transformada wavelet

Uno de los últimos avances en el estudio de la variabilidad del *CP* se ha producido gracias a la utilización de la *Transformada Wavelet (TW)*. Las TW son especialmente útiles en el estudio de señales no estacionarias y de rápida transitoriedad. Su comportamiento es similar al uso de un microscopio que permite analizar y ver la señal en diferentes escalas temporales. Permiten la identificación de cambios temporales de modos dominantes de variabilidad, mientras que otros modelos como la *Transformada de Fourier* solo nos dan el contenido espectral de la serie en su totalidad.

La *TW* de una serie temporal, técnicamente es la convolución con una función de base local llamada *wavelet*. Las wavelets son familias de funciones, definidas, tanto espacial como temporalmente, que son producidas por escalamiento y traslación de una función simple llamada ***mother wavelet*** o función de base. El escalograma (gráfico tiempo-frecuencia o tiempo-escala), de una señal es el módulo al cuadrado de la transformada wavelet $|WT(a, b)|^2$, y es un espectro de potencia promediado para todas las escalas o frecuencias (coeficientes wavelet), similar a un espectro de Fourier suavizado, para cada valor del tiempo.

La descomposición de la señal, a través de la transformada wavelet, es considerada una importante herramienta en el análisis del control postural, la estabilidad y la reequilibración, debido a que varios circuitos de retroalimentación actúan a diferentes escalas de tiempo discretos y no son perceptibles, durante toda la serie temporal, debido a su intermitencia.

El hecho de que las wavelets, puedan ser analizadas en diferentes escalas de tiempo, en distintos instantes de tiempo, proporciona un medio útil para identificar los cambios en el control de la postura debido a procesos como, por ejemplo, el envejecimiento o una enfermedad subyacente o los efectos del desarrollo motor (Chagdes et al., 2009). También, el análisis con *TW* ha sido utilizado para determinar valores de coherencia entre el movimiento de la escena y los ajustes posturales (Slobounov, Ray, Cao, & Chiang, 2007).

Las transformadas wavelets han sido aplicadas en sus formas *continua* (*TWC*) (Suárez et al., 2000; Suárez et al., 2001) y *discreta* (*TWD*) (Turner, Mittermaier, Hanel, & Ehrenberger, 2000), para la exploración de los coeficientes wavelet (*WCs*) de las fluctuaciones del *CP*. Las *TWD* también han sido utilizadas para descomponer la señal del *CP* en múltiples escalas de tiempo con la finalidad de examinar la varianza de los *WCs* a escalas de tiempo específicas (Uetake, Tanaka, Shindo, & Okada, 2004). Además, las *TWD* han sido empleadas para describir el espectro multi-fractal de las señales de *CP* (Morales & Kolaczyk, 2002).

Transformada Wavelet Discreta (*TWD*)

La *TWD* se obtiene descomponiendo la señal en diferentes zonas del espectro de frecuencias. La idea básica del esquema de una *TWD* es filtrar la sucesión de datos para obtener los coeficientes wavelet a los diferentes niveles: la señal se descompone en coeficientes de aproximación (*cAj*) y de detalle (*cDj*), mediante los filtros (*quadrature mirror filter*) de paso bajo y de paso alto.

El proceso de división puede ser repetido descomponiendo las sucesivas aproximaciones en componentes de resolución más baja. A cada nivel de descomposición J se calculan los coeficientes de aproximación cA_j y los coeficientes de detalle cD_1, cD_2, \dots, cD_j , lo que permite reconstruir las correspondientes señales de aproximación $A_j(t)$ y de detalles $D_j(t)$, $j=1 \dots J$. Por lo tanto, la señal $f(t)$ puede ser expresada como la suma de la señal de aproximación más las que representan los detalles a cada escala:

$$f(t) = A_J(t) + \sum_{j=1}^J D_j(t) \quad (3.16)$$

El método permite, por tanto, obtener cada una de las series correspondientes a los detalles por separado, de manera que la serie D_j se asocia con cambios en la escala física de $s_j = 2^j - 1$; $j=1 \dots J$, mientras que las aproximaciones A_j representan variaciones en escalas de 2^J y superiores (Percival & Walden, 2000). En este trabajo para el análisis de las oscilaciones del *CP* en el dominio tiempo-frecuencia hemos utilizado las *Daubechies wavelets* de octava orden (*db8*). La Figura 3.5 muestra una descomposición de la señal de *CP*, referente a un sujeto evaluado en postura de referencia en el plano *A-P* utilizando la *TWD*.

3.7.2 Parámetros no lineales

En la evaluación de tareas motoras, como puede ser el caso del control postural, las interacciones complejas de los diversos componentes de los sistemas de control biológico a menudo en una dinámica no lineal de respuestas que evolucionan con el tiempo. En los últimos años cada vez es más frecuente el uso de estadísticas no lineales como es el caso de la entropía. Además, el hecho de que sea una herramienta fiable, precisa y no invasiva ha provocado que cada vez sea mayor su utilización a la hora de identificar clínicamente patrones fisiológicos que permitan evaluar aquellas potenciales perturbaciones que pudieran aparecer por efecto de una patología o por cambios (internos o externos) introducidos durante el registro de la señal.

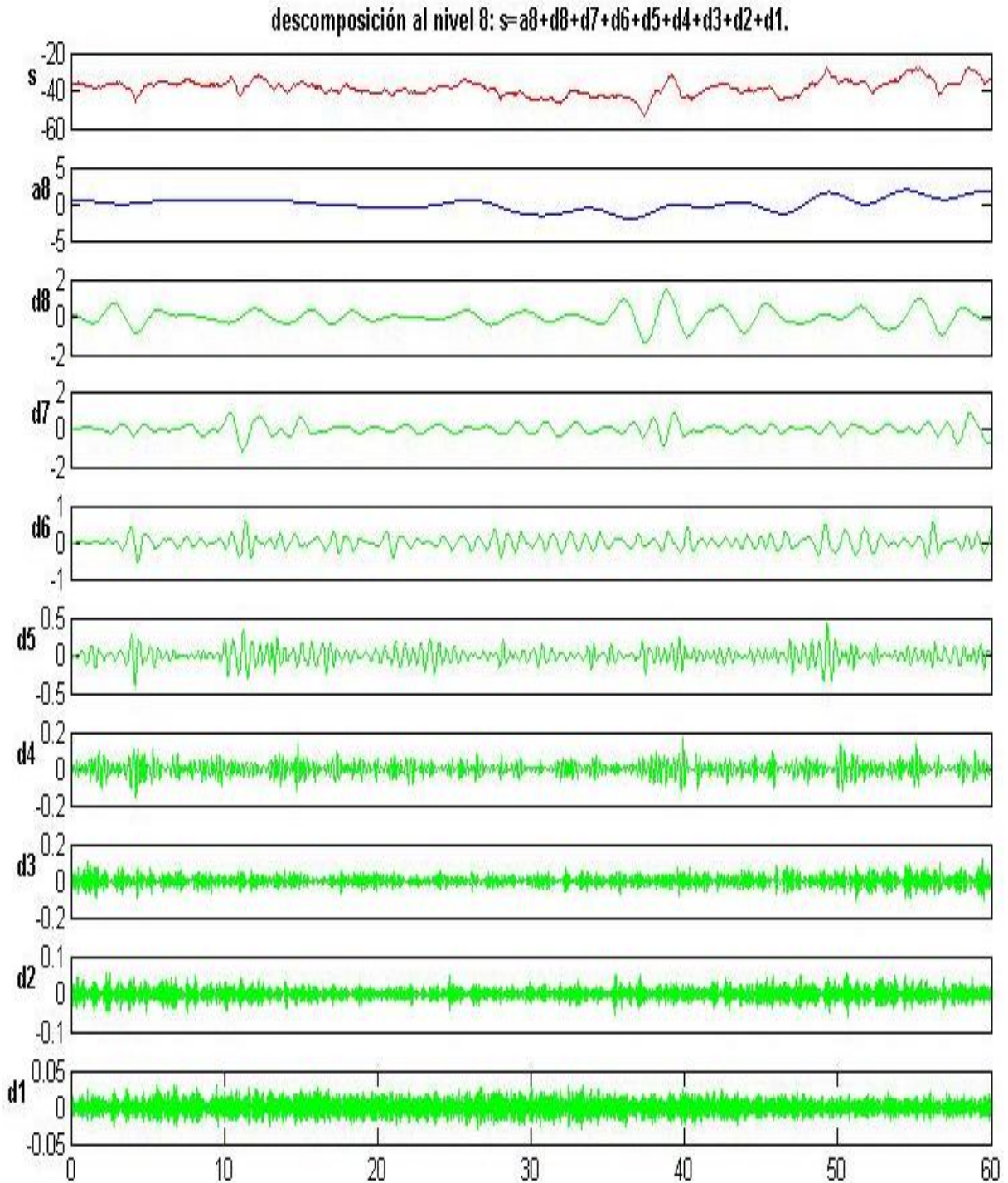


Figura 3.5. Descomposición de la señal de CP a 8 niveles usando la *Daubechies wavelets (db8)* (s =señal original; a_8 =señal de aproximación; d_8-d_1 =señales de detalles. Esta figura fue obtenida mediante MATLAB *Wavelet toolbox* (Math Works, USA)

3.7.2.1 Índice de complejidad de Kolmogorov

La complejidad de Kolmogorov es una medida de información que fue introducido por el matemático ruso Andréi Kolmogorov (1903-1987). Es un método de análisis relativamente grosero que, por combinación binaria, permite determinar el grado de complejidad de la serie. Su magnitud es definida como el menor valor, en *bits* que una información necesita para describir un determinado objeto (Durand & Zvonkin, 2007).

Esta medida fue la base sobre la cual Lempel & Ziv, (1976), desarrollaron un algoritmo (*ALZ*) para el cálculo del índice de complejidad $c(n)$, que es una aproximación de la complejidad de Kolmogorov que mide la información aleatoria en una serie de datos. Este algoritmo fue utilizado para el cálculo de la complejidad de las oscilaciones del *CP* al cual nos referiremos en este estudio como *índice de complejidad de Kolmogorov (CK)*.

Esta medida nos permite caracterizar la evolución en el tiempo de patrones espacio-temporales, en sistemas no lineales como los que se producen en las oscilaciones del centro de presión (Kilby et al., 2014). Es decir, la idea básica de este algoritmo es encontrar patrones repetitivos/similares en una determinada secuencia (serie), y comprimir cualquier serie o conjunto de datos ahorrando espacio de almacenamiento.

Eso significa que, si existen patrones repetidos en la serie, la información puede ser comprimida y, por lo tanto, la descripción de esta información comprimida será más pequeña que la longitud de la serie original.

El índice de complejidad $c(n)$ mide el número de diferentes patrones en una determinada serie (secuencia) y representa la cantidad de información en una serie temporal. De acuerdo al algoritmo de *ALZ*, la complejidad de una serie temporal $\{X_i\}$, $i = 1, 2, 3, 4, \dots, n$, se calcula de la siguiente manera:

1. En un primer paso la serie original es codificada. En nuestro caso, la serie *CP* fue diferente (*vCP*), siendo la serie resultante *vCP* utilizada para el cálculo de complejidad ($x < 0$).

2. El índice de complejidad $c(n)$, es una función de la longitud de la secuencia N . Los valores de $c(n)$, se aproximan a un valor máximo $b(n)$ cuando la N se acerca al infinito. Por ejemplo:

$$c(n) = O(b(N)), b(N) = \frac{\log_2 n}{n} \quad (3.17)$$

3. Se calcula la medida de información normalizada, definida como:

$$C(n) = \frac{c(n)}{b(n)} = c(n) \frac{\log_2 n}{n} \quad (3.18)$$

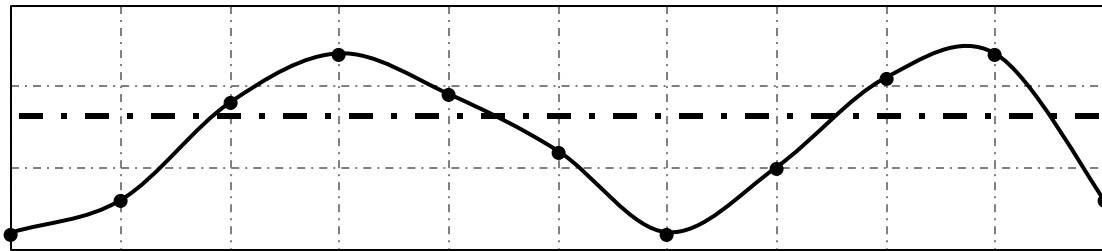
Los valores de ALZ normalizados en señales biológicas es habitualmente menor que 1 (Zhang, Roy, & Jensen, 2001), a pesar de que ha sido demostrado que los valores de la complejidad de Kolmogorov puede presentar valores mayores que 1 (Hu, Gao, & Principe, 2006). Altos valores de $ALZ C(n)$ indican una mayor complejidad o aleatoriedad. Un bajo contenido/complejidad de información o una alta consistencia/estructura están relacionadas a un incremento en la predictibilidad (Kilby et al., 2014). El algoritmo para el cálculo de $c(n)$, es descrito a continuación:

Definimos S y Q , como subsecuencias de una serie $X = S_1 S_2 \dots S_n$, siendo $SQ\pi$ la secuencia SQ menos el último dígito de la secuencia ($\pi =$ borrar el último dígito de la secuencia). El $v(SQ\pi)$ se refiere, al vocabulario de todas las diferentes subsecuencias de $SQ\pi$.

Al principio, $c(n) = 1$, $S = S_1$, $Q = S_2$, por tanto $SQ\pi = S_1$. Ahora supongamos que, $S = S_1 S_2 \dots S_r$, $Q = S_{r+1}$, luego $SQ\pi = S_1 S_2 \dots S_r$. Si $Q \in v(SQ\pi)$, Q es una subsecuencia de $SQ\pi$, y no se define como una secuencia nueva, así que S no cambia. Ahora, el nuevo Q es S_{r+1}, S_{r+2} y entonces comprobamos si Q pertenece a $v(SQ\pi)$ o no; y continuamos hasta $Q \notin v(SQ\pi)$. Cuando, $S_{r+1}, S_{r+2}, \dots, S_{r+i}$, no es una subsecuencia de $SQ\pi = S_1 S_2 \dots S_r, S_{r+1}, \dots, S_{r+i-1}$, lo que resulta en un incremento $c(n)$. Por lo tanto, combinase S con Q y S es renovado para $S_1 S_2 \dots S_r, S_{r+1}, \dots, S_{r+i}$, al mismo tiempo tenemos $Q = S_{r+i+1}$.

El proceso se repite hasta que Q sea el último carácter. El número de diferentes subsecuencias corresponde al $c(n)$. Calculase el ALZ (Ec. 3.17 y 3.18).

A continuación, representamos un ejemplo (Figura 3.6), donde consideramos una serie binaria de 0 y 1, a fin de facilitar en entendimiento de la medida.



001110000110

secuencia binaria

0●01●110●00110●

resultado del análisis de complejidad

Figura 3.6. Representación de una codificación en secuencia binaria de una serie temporal, para el análisis de la complejidad de Kolmogorov

La Figura representa una señal donde en un primer paso se codificó a una secuencia binaria de 1 y 0. La línea descontinua representa el umbral de la serie que, habitualmente, es considerado el valor medio de la serie temporal (Zhang et al., 2001). En una secuencia $X=[0,0,1,1,1,0,0,0,0,1,1,0]$ (longitud $n=11$).

El número de diferentes subsecuencias contenida en esta secuencia es calculada por el análisis de complejidad de acuerdo al siguiente procedimiento en el que el símbolo ● representa el final de cada subsecuencia diferente.

1. El primer carácter (en este caso el cero) es siempre nuevo. De esta manera, la primera subsecuencia es $\rightarrow 0●$.
2. El segundo carácter de X es cero, y es idéntico a la primera subsecuencia. En este caso, la secuencia anterior $S=0$, la secuencia actual $Q=0$, y $SQ=00$, la secuencia $SQ\pi=0$. Por lo tanto, $SQ\pi$ contiene Q , lo que significa que Q no es una subsecuencia nueva $0●0$.

Metodología

3. El tercer carácter de X es uno. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes de \bullet) es cero, por lo tanto, $S=0$, la secuencia actual, $Q=01$, y $SQ=001$, y la subsecuencia $SQ\pi =00$. Por lo tanto $SQ\pi$ no contiene Q , así que Q es una subsecuencia nueva $0\bullet01\bullet$
4. El cuarto carácter de X es uno. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes de \bullet) $S=001$, la secuencia en actual $Q=1$, y $SQ=0011$, y la subsecuencia $SQ\pi =001$. Por lo tanto $SQ\pi$ contiene Q , así que Q no es una subsecuencia nueva $0\bullet01\bullet1$.
5. El quinto carácter es uno. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes de \bullet) $S=001$, la secuencia en actual $Q=11$, y $SQ=00111$, y la subsecuencia $SQ\pi =0011$. Por lo tanto $SQ\pi$ contiene Q , así que Q no es una subsecuencia nueva $0\bullet01\bullet11$
6. El sexto carácter de X es cero. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes de \bullet) $S=001$, la secuencia en actual $Q=110$, y $SQ=001110$, y la subsecuencia $SQ\pi =00111$. Por lo tanto, $SQ\pi$ contiene Q , así que Q es una subsecuencia nueva $0\bullet01\bullet110\bullet$
7. El séptimo carácter es cero. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes del tercer \bullet), por lo tanto, $S=001110$, la secuencia en actual $Q=0$, y $SQ=0011100$, y la subsecuencia $SQ\pi =001110$. Por lo tanto $SQ\pi$ contiene Q , así que Q no es una subsecuencia nueva $0\bullet01\bullet110\bullet0$
8. El octavo carácter es cero. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes del tercer \bullet), por lo tanto, $S=001110$, la secuencia en actual $Q=00$, y $SQ=00111000$, y la subsecuencia $SQ\pi=0011100$. Por lo tanto $SQ\pi$ contiene Q , así que Q no es una subsecuencia nueva $0\bullet01\bullet110\bullet00$
9. El nono carácter es uno. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes del tercer \bullet), por lo tanto, $S=001110$, la secuencia en actual $Q=001$, y $SQ=001110001$, y la subsecuencia $SQ\pi =00111000$. Por lo tanto $SQ\pi$ contiene Q , así que Q no es una subsecuencia nueva $0\bullet01\bullet110\bullet001$

10. El décimo carácter es uno. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes del tercer ●), por lo tanto, $S=001110$, la secuencia en actual $Q=0011$, y $SQ=001110011$, y la subsecuencia $SQ\pi =00111001$. Por lo tanto $SQ\pi$ contiene Q , así que Q no es una subsecuencia nueva $0●01●110●0011$
11. El undécimo carácter es uno. La subsecuencia anterior (secuencia definida antes del tercer ●), por lo tanto, $S=001110$, la secuencia en actual $Q=00110$, y $SQ=0011100110$, y la subsecuencia $SQ\pi =001110011$. Por lo tanto $SQ\pi$ no contiene Q , así que Q es una subsecuencia nueva $0●01●110●00110●$

El número subsecuencias (patrones distintos) divididas por ● es 4, índice de complejidad. La correspondiente medida de complejidad $c(n)$ es obtenida por normalización.

3.7.2.2 Entropía muestral

Las medidas de entropía analizan la regularidad y estiman los grados de previsibilidad en una serie temporal. La idea básica de estas medidas se refiere a la cuestión de, cuando se conoce la serie en el tiempo t_0 , a qué medida se puede predecir su sucesión o estado en el tiempo $t > t_0$.

Los valores de entropía incrementan con el grado de aleatoriedad. Eso significa que valores pequeños de entropía corresponden a series regulares o deterministas, mientras valores altos de entropía, pueden encontrarse en una señal irregular y compleja o completamente aleatoria.

Actualmente, existe un creciente cuerpo de evidencias que apoya el uso de entropía para detectar cambios en la variabilidad del CP que no son siempre detectables utilizando medidas biomecánicas de la estabilidad postural (Cauvaugh, 2007).

Metodología

En el análisis de series temporales de *CP*, las medidas de entropía comúnmente utilizadas son:

- La *entropía aproximada (ApEn)*, introducida por Pincus, (1991), es una herramienta que nos permite medir la regularidad de la serie. Altos valores conllevan altos valores de irregularidad y bajos valores lo contrario.
- La *entropía muestral (SampEn)*, en inglés *Sample Entropy* fue introducida por Richman & Moorman, (2000). Es una modificación de la *ApEn* utilizada para evaluar la regularidad de una serie dándonos información sobre el nivel de predicción de la serie analizada.

Ambas son aproximaciones de la entropía de Kolmogorov (medidas indirectas de la complejidad de Kolmogorov que calculamos en este estudio) que determinan la probabilidad de que un patrón se repita en la serie temporal.

Estudios recientes que han utilizado medidas de entropía para analizar las oscilaciones del *CP* durante postura ortostática, demuestran que una mayor regularidad en las oscilaciones del *CP* está asociada a sujetos que padecen algún tipo de patología que afecta al equilibrio del sujeto (Donker et al , 2008; Roerdink et al, 2006). También, oscilaciones muy irregulares fueron encontrados en sujetos que practicaban regularmente actividad física (Stins et al, 2009) y cuando el control postural fue manipulado experimentalmente mediante tareas secundarias (Cavanaugh et al., 2007; Donker et al, 2007; Roerdink et al, 2006; Stins et al, 2009).

La entropía muestral (*SampEn*), es una herramienta utilizada para la cuantificación de la regularidad de una señal a partir de valores que oscilan entre 0 a 2. Donde:

- $SampEn = 0$ representa una señal muy regular
- $SampEn = 2$ representa una señal irregular, aleatorio (ruido blanco)

En este estudio elegimos utilizar la *SampEn*, debido a las ventajas que este algoritmo presenta frente al *ApEn*. Concretamente nos referimos a la simplicidad en su cálculo, su aplicabilidad a series más cortas y a ser un parámetro muy consistente (Castillo et al, 2008).

Metodología

La *SampEn*, es definida como el negativo del logaritmo natural de la probabilidad condicional en el caso de que dos patrones fueran similares. En consecuencia, para el cálculo de la *SampEn* hay que elegir dos parámetros:

- la longitud m , que determina el tamaño de los vectores comparados, es decir, la longitud del patrón
- el valor r , o ventana de tolerancia, que se refiere a la distancia como criterio de similitud.

En el presente estudio, definimos, $m = 2$ and $r = 0.2*DE$, basándonos en el estudio del movimiento humano efectuado por Vaillancourt et al. (2000).

De acuerdo a Castillo et al., (2008), el cálculo se realiza de la siguiente forma:

Dada una secuencia de N medidas, $X_N = \{X_1, X_2, \dots, X_N\}$, sean $x_m(i)$ y $x_m(j)$ dos patrones de X_N , los dos de longitud m . En $x_m(i)$ el patrón comienza en el elemento X_i de la serie y $x_m(j)$ en el elemento X_j . Se define la distancia $d[x_m(i), x_m(j)]$ entre dos patrones $x_m(i)$ y $x_m(j)$, como la diferencia máxima entre sus respectivos componentes, de forma que los dos patrones serán similares si $d[x_m(i), x_m(j)] < r$, siendo r el parámetro que define el criterio de similitud.

Consideramos ahora X_m como el conjunto de todos los patrones de longitud m dentro de X_N (es decir, $x_m(1), x_m(2), \dots, x_m(N-m+1)$). Dado un patrón $x_m(i)$ se cuenta el número de patrones $x_m(j)$, donde $1 \leq j \leq N-m$, tales que $d[x_m(i), x_m(j)] < r$. A ese número lo denominamos B_i . Así, para $1 \leq i \leq N-m$:

$$B_m(i) = \frac{B_i}{N - m} \quad (3.19)$$

La probabilidad de que dos patrones de m puntos coincidan será:

$$B_m = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} B_m(i) \quad (3.20)$$

Repetimos el procedimiento para $m+1$ y obtenemos A_{m+1} y A_m .

Definimos $SampEn$ como:

$$SampEn(m,r) = \lim_{n \rightarrow \infty} \left\{ -\ln \left[\frac{A_m}{B_m} \right] \right\} \quad (3.21)$$

N es finita, luego resulta:

$$SampEn(m,r) = -\ln \left[\frac{A_m}{B_m} \right] \quad (3.22)$$

Donde,

A_m = número de vectores conteniendo $d[x_m(i), x_m(j)] < r$ de longitud $m + 1$,

B_m = número de vectores conteniendo $d[x_m(i), x_m(j)]$ de longitud m .

Una serie temporal simulada $x[1], \dots, x[n]$ es presentada (Figura 3.7) para ilustrar el procedimiento para el cálculo de la entropía muestral para el caso $m=2$ y criterio de similitud $r=1$.

Líneas discontinuas horizontales alrededor de los datos de puntos $x[1]$, $x[2]$, y $x[3]$ representan $x[1] \pm r$, $x[2] \pm r$ y $x[3] \pm r$, respectivamente. Dos puntos de datos coinciden entre sí, es decir, son indistinguibles, si la diferencia absoluta entre ellos es $\leq r$. Típicamente, r varía entre 10% y 20% de desviación estándar de la serie temporal. El símbolo \circ es utilizado para representar los puntos de datos que coinciden con el punto de datos $x[1]$. Del mismo modo, los símbolos Δ y \square se utilizan para representar puntos de datos que coinciden con los puntos de datos $x[2]$ y $x[3]$, respectivamente.

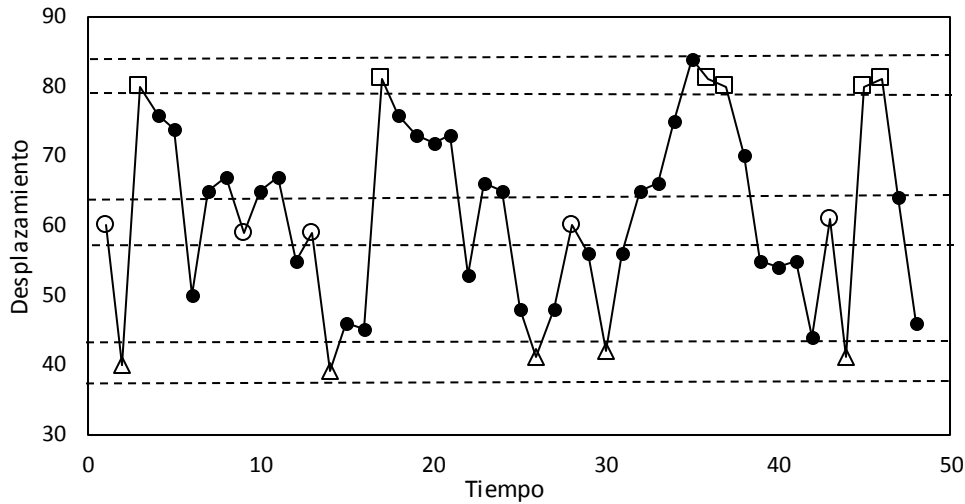


Figura 3.7. Serie temporal simulada para ilustrar el procedimiento de cálculo de la entropía muestral

Considere la secuencia $\circ-\Delta$ de dos componentes $x[1], x[2]$ y la secuencia $\circ-\Delta-\square$ de tres componentes $x[1], x[2], x[3]$. Para la serie temporal presentada, hay dos secuencias de $\circ-\Delta$, que coinciden con la secuencia $x[1], x[2]$, pero sólo una secuencia de $\circ-\Delta-\square$ que coincide la secuencia patrón componentes $x[1], x[2], x[3]$. Por lo tanto, en este caso, el número de secuencias que coinciden con la secuencia patrón de dos componentes es 2 y el número de secuencias que coincide con la secuencia patrón de tres componentes es 1. Estos cálculos se repiten para la siguiente secuencia patrón de dos componentes y de tres componentes, que son $x[2], x[3]$ y $x[2], x[3], x[4]$, respectivamente. El número de secuencias que coincidan con cada uno de los patrones dos y tres componentes se suman y se añaden a los valores previos. Este procedimiento se repite para todos las demás secuencias posibles $x[3], x[4], x[5], \dots, (x[N-2], x[N-1], x[N])$, para determinar la relación/ proporción entre el número total de secuencia dos componentes y el número total de secuencias tres componentes. SampEn es el logaritmo natural de esta relación y refleja la probabilidad de que las secuencias que coinciden los dos primeros puntos de datos también coincidirá con el siguiente punto.

3.7.2.3 Entropía de permutación

En 2002, Bandt & Pompe combinaron los conceptos de entropía y análisis simbólico (dinámica simbólica) para crear una nueva medida de regularidad denominada entropía de permutación (*EP*).

Su determinación mide esencialmente la cantidad de información basándose en la ocurrencia o la ausencia de un patrón. Este patrón es definido por una codificación natural que refleja el orden de ranking de los patrones determinando, de esta forma, la permutación de los valores de una serie temporal. Su información nos permite caracterizar la estructura de orden local en una serie temporal, siendo una medida de complejidad para sistemas dinámicos

De acuerdo a Riedl, Müller, & Wessel, (2013), para el cálculo de la *EP* de una determinada serie temporal $\{x\}$ de longitud N , son necesarios 7 pasos:

1. Se define el orden de la permutación m . Lo cual lleva a un patrón de permutación, π_j ($i = 1, \dots, m!$), que son ordenados de $1, \dots, m$. Su representación dinámica es presentada en la Figura. 3.8, donde $m! = 3$.

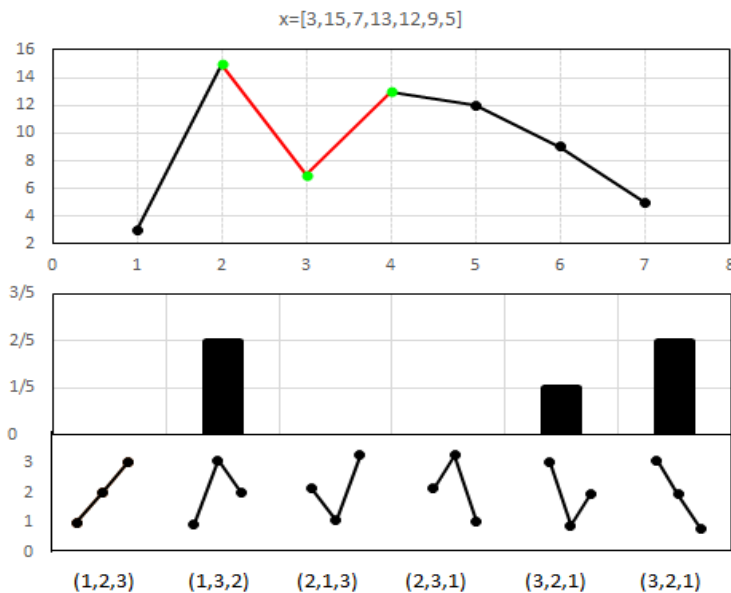


Figura 3.8. Representación de las permutaciones $m=3$ y sus frecuencias en una señal

2. Se comienza con $i = 1$, como el índice de la serie temporal $\{x_i\}_{i=1, \dots, N}$ y el contador $z_j = 0$ para cada π_j .

Metodología

3. Se calcula el ranking de los valores en la secuencia s_i, \dots, s_{i+n-1} , resultando en una secuencia de ranking de r_i, \dots, r_{i+n-1} . Los rankings son los índices de valores ordenados de forma ascendente
4. Se compara la secuencia de ranking del paso 3, con todas los patrones de permutaciones y aumenta el contador del patrón similar $\pi_k = r_i, \dots, r_{i+n-1}$, por uno ($z_k = z_k + 1$).
5. Si $i \leq N - m$, se incrementa i por uno ($i = i + 1$) y se vuelve a iniciar en el paso 3. Si $i > N - m$, se va al paso siguiente.
6. Se calcula la frecuencia relativa de todos los patrones de permutación con π_j utilizando $p(\pi_j) = z_j / \sum z_k$, como estimación de la probabilidad p_j .
7. Se seleccionan todos los valores de $p(\pi_j)$ mayores que 0 ($0 \log 0 = 0$) y se calcula la entropía con la siguiente ecuación:

$$EP = - \sum_{j=1}^{m!} p'_j \log_2(p'_j) \quad (3.23)$$

El p'_j representa las frecuencias relativas de los patrones posibles detectados en los símbolos de la secuencia. Estas frecuencias relativas son denominadas permutación. La permutación por símbolo es dada por:

$$EP_n = -1/n - 1 \sum_{j=1}^{m!} p'_j \log_2(p'_j) \quad (3.24)$$

Este cálculo es necesario para que sea posible la comparación de entropías de permutación con diferentes valores de m .

El valor de EP más alto es 1, lo que nos indica que todas las permutaciones tienen las mismas probabilidades; el valor más bajo de EP es cero, indicando que la serie temporal es muy regular.

El cálculo de la EP dependerá de la elección del valor de m . Cuando este es muy pequeño (menor que 3) no funcionara bien ya que existen pocos estados diferentes de las oscilaciones de CP . Para series largas un valor de m mayor es preferible (Ouyang, Li, Liu, & Li, 2013). En este estudio calculamos EP con un $m=4$:

A continuación, un ejemplo del algoritmo es ilustrado. Para que sea fácil su comprensión utilizaremos una serie corta, por lo que elegiremos $m=3$ en la serie temporal, $X = [3, 15, 7, 13, 12, 9, 5]$, $N=7$, representada en la Figura 3.8.

- Paso 1: El orden de permutación es $m=3$. ¡Por tanto, $m! = 6$ permutaciones son posibles: $\pi_1 = 1, 2, 3$, $\pi_2 = 1, 3, 2$, $\pi_3 = 2, 1, 3$, $\pi_4 = 2, 3, 1$, $\pi_5 = 3, 1, 2$, y $\pi_6 = 3, 2, 1$.
- Paso 2: Iniciamos $i = 1$ and $z_j = 1, \dots, 6 = 0$.
- Paso 3: El ranking de la secuencia seleccionada es 8, 10, 6 es 2, 3, 1.
- Paso 4: Es igual a π_4 , luego z_4 se incrementa a 1
- Paso 5 y paso 3: se $i = 1 < 7-3$, vuélvemos al paso 3; los siguientes valores seleccionados 15, 7, 13 tienen la secuencia de ranking 3, 1, 2.
- Paso 4: es igual a π_5 , por lo tanto, se incrementa a uno z_5 .
- Paso 5: $i=2 < 7-3$, entonces seguimos repitiendo el proceso hasta que $i=5 < 7-3$, resultando con los contadores $z_1 = 2$, $z_2 = 2$, $z_3 = 0$, $z_4 = 2$, $z_5 = 1$, y $z_6 = 2$.
- Paso 6: Los valores de los contadores z son divididos por la suma=5 :
$$p_1 = 0, p_2 = 2/5, p_3 = 0, p_4 = 0, p_5 = 1/5, \text{ y } p_6 = 2/5.$$
- Paso 7: La entropía de permutación de orden 3 es: $EP_3 = -(2/5 \log_2(2/5) + 1/5 \log_2(1/5) + 2/5 \log_2(2/5)) \approx 1.5$ (Ec. 3.23) y la normalizada $EP_{3n} = H_3/2 \approx 0,76$ (Ec. 3.24).

3.7.2.4 Entropía multiescala

Las medidas estándares de entropías, como las anteriormente descritas (*Entropía Aproximada* y *Entropía Muestral*), se basan en la diferencia de un paso (e.j., $H_{n+1} - H_n$). Por tanto, no consideran las características estructurales y su organización a diferentes escalas de tiempo (Ahmed & Mandic, 2011).

Para evitar este problema, Costa, Goldberger, & Peng, (2002) introdujeron la *entropía multiescala (MSE)*. Su objetivo era evaluar la complejidad de una señal a diferentes escalas de tiempo (progresivamente más groseras), cuantificando la interdependencia entre entropía y escala, a través de la cuantificación de la *SampEn* de series temporales “*coarse grained*” univariantes y, en consecuencia, evaluando la complejidad en un sistema dinámico.

La funcionalidad integrativa de la multiescala es interpretada por valores de entropía que no disminuyen con el incremento de escalas temporales.

Calculo de la Entropía Multiescala (MSE)

El algoritmo fue desarrollado para tener en consideración las múltiples escalas intrínsecas a una serie temporal (Costa, Goldberger, & Peng, 2005). La *MSE*, incorpora dos procesos.

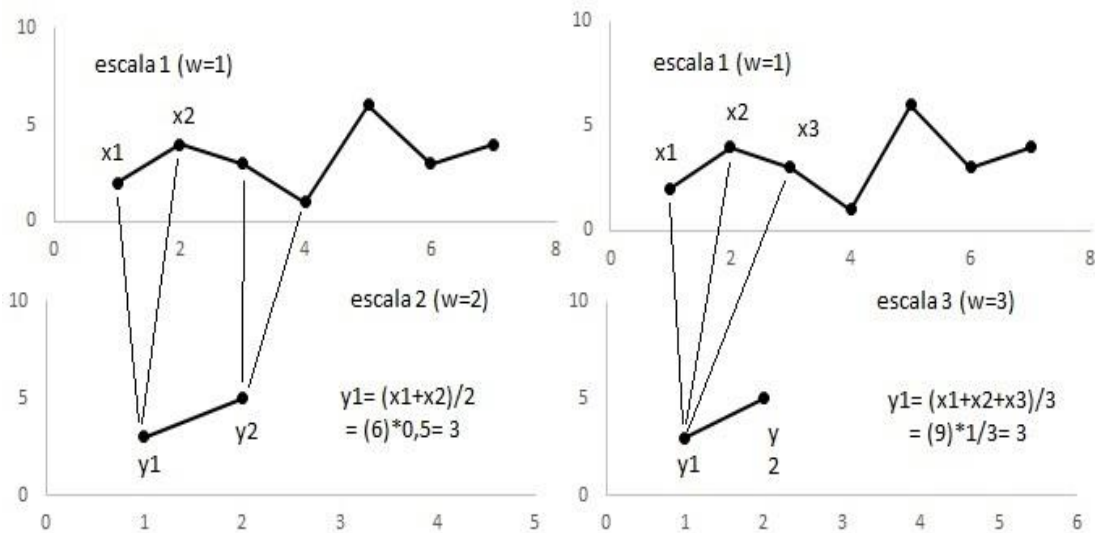


Figura 3.9. Ejemplificación del método “*Coarse Grained*”

En un primer paso, un proceso de *coarse grained* es aplicado a la serie. En este paso, el algoritmo divide la serie en ventanas, sin solapamientos, de tamaño w ($w \neq 1$ muestras). Para la señal original $w = 1$ (escala 1), y la serie en la escala 2, corresponde a $w = 2$ (Figura 3.9). En cada ventana de tiempo los datos son promediados, lo que finalmente nos lleva a una nueva señal $(y_k)_k$, con $k=1, \dots, (N-(w-1))$ y donde:

$$y_k = \frac{1}{w} \sum_{j=a}^{j+w} x_j \quad \text{con } a = w \cdot (k - 1) + 1 \quad (3.25)$$

El segundo paso del algoritmo consiste en el cálculo de la *SampEn* para las series “*coarse grained*” generadas. La curva de la *MSE* es grafica dada por la *SampEn* en función de la escala.

Costa et al. (2002) sugieren realizar el cálculo de un índice de complejidad (*IC*). El *IC* representará el área por debajo de la curva obtenida. Como el *IC* es calculado a través de los valores de *SampEn*, un área o *IC* grande representa mayor irregularidad a través las escalas temporales y por lo tanto mayor complejidad.

$$IC = \sum_{i=2}^{i_{max}} SampEn(i) \quad \text{con } i_{max} = \text{mayor escala} \quad (3.26)$$

3.7.2.5 Entropía multiescala de permutación

Ouyang et al. (2013) propusieron un método que engloba la *MSE* y la *EP* al que denominaron *Entropía de Permutación Multiescala (MPE)*. El cálculo de la *MPE* es similar al método de *MSE* (Costa et al., 2002).

La *MPE* también incorpora dos procesos. En un primer paso, el método *coarse-grained* es aplicado la serie temporal tal y como se ha explicado anteriormente para *MSE*. Posteriormente, la *EP* es calculada para cada serie temporal *coarse-grained* y graficada en función de la escala. El índice de complejidad (*IC*) de la *MPE*, es calculado de acuerdo a la Ecuación (3.26).

3.7.2.6 Entropía multivariante

Las entropías multiescala solo pueden ser aplicadas a series temporales univariantes. Por lo tanto, no son capaces de llevar en consideración series temporales multivariantes, las cuales son series que habitualmente observamos en el mundo real. Para superar este problema, recientemente Ahmed & Mandic (2011), propusieron la *Entropía Multivariante Multiescala (MMSE)*.

Este valor de entropía es calculado a partir de la *SampEn Multivariante (MSampEn)* que permite analizar series temporales multivariantes simultáneamente. En este sentido, la *MMSE* funciona en el análisis de dos o más series temporales generadas por el mismo sistema (Ni, Cao, & Wang, 2015).

La *MMSE* se considera una herramienta útil para el análisis de complejidad de datos del mundo real. Es decir, datos multivariantes. Por ese motivo es utilizado en el análisis de datos biológicos (Ahmed & Mandic, 2011). De esta manera, series temporales multivariantes de diferentes sistemas o canales pueden ser descompuestas y analizadas por *MMSE*.

Con respecto a la señal *CP*, que contiene datos en los planos *M-L* y *A-P*, la *MMSE* puede adaptarse al procesamiento de la señal *CP*.

Calculo de la Entropía Multivariante

Segundo Ahmed & Mandic, (2011), el cálculo de la Entropía Multiescala Multivariante (*MMSE*) debe seguir los siguientes pasos:

1. Definir las escalas temporales por un incremento en longitud de las series temporales multivariantes *coarse graining* $\{x_{k,i}\}_{i=1}^N$, $k = 1, 2, \dots, p$, donde p indica el número de variantes (canales) y N el número de muestras de cada variante. Luego, para un factor de escala ϵ , los elementos de la serie temporal multivariante *coarse grained* son calculadas por la siguiente ecuación:

$$y_{k,j}^{\epsilon} = \frac{1}{\epsilon} \sum_{i=(j-1)\epsilon+1}^{j\epsilon} (x_{k,i}) \quad (3.27)$$

Donde $1 \leq j \leq \frac{N}{\epsilon}$ y $k = 1, \dots, p$.

2. Calcular al *SampEn Multivariante (MSampEn)* para cada *coarse-grained* multivariante $y_{k,j}^{\epsilon}$, y graficar la *MSampEn* en función del factor de escala ϵ . La *MSampEn* es por lo tanto un prerrequisito para realizar el análisis de entropía multiescala (*MMSE*) a través de más de un canal u origen de los datos. Para más detalles para el cálculo de la *MSampEn*, ir a Ahmed & Mandic, (2011).

3.7.2.7 Análisis surrogate

Habitualmente el método “*surrogate*” es aplicado *a posteriori* de los cálculos de las medidas no lineales para justificar la no linealidad (Theiler, Eubank, Longtin, Galdrikian & Farmer, 1992). Existen dos razones por las que se utilizan metodologías no-lineales cuando se analiza una serie temporal. La primera es que, a pesar de haber utilizado métodos lineales, algunas estructuras de la serie temporal siguen siendo desconocidas. La segunda, es que posiblemente se tenga un conocimiento previo del comportamiento no lineal del sistema evaluado y, por lo tanto, una descripción lineal del fenómeno sería inadecuada.

El hecho que un sistema dinámico contenga componentes no lineales no supone que estos estén reflejados en la señal que se ha medido. Tampoco se conoce si tiene interés práctico ir más allá de la aproximación lineal.

Lógicamente, no se desea que el análisis realizado sobre la serie temporal refleje los prejuicios del investigador sobre el sistema subyacente, sino que se desea que el análisis se realice de acuerdo a las estructuras presentes en los datos. Por lo tanto, previo a la aplicación de cualquier método de análisis no-lineal se debe determinar si esta es realmente una serie o señal no-lineal.

Metodología

Las series *surrogate* son creadas a partir una modelización experimental de los datos a algún proceso lineal (preservando/destruyendo alguna característica de los datos experimentales). La *surrogate* y los datos experimentales disponibles son comparados a través de medidas estadísticas para asesar las diferencias/similitud entre ellos.

En nuestro caso, las series *surrogate* fueron obtenidas por una aleatorización del orden temporal de los datos, correspondientes a cada tarea. De esta forma, los *test surrogate* aplicados nos permitían investigar a hipótesis nula que la serie temporal era ruido no correlacionado a través de la reorganización aleatorios de los puntos de datos (Collins et al., 1994). Esta aleatorización del orden temporal de una serie hace que se pierdan las correlaciones y se generen series altamente irregulares.

4 Resultados

En este apartado, se muestran los resultados correspondientes al análisis de las oscilaciones del *CP*, de las distintas tareas de control postural a que fueron sometidos los sujetos que participaron en este estudio (*OA, OC, MP, MS, sobre superficie estable y superficie inestable*).

Los datos del *CP*, fueron evaluados a través del análisis de los parámetros lineales y no lineales que habitualmente se utilizan en la bibliografía especializada, tratando de organizar los métodos respecto a comportamientos lineales o no-lineales en la evaluación de las series:

- **Parámetros lineales:** Dominio Temporal (*DE, VM, A95*) y Dominio Frecuencia (*FFT: PT, f80, f50, bandas de frecuencia y TWD: bandas de frecuencia*)
- **Parámetros no lineales:** Entropía (*CK, SampEn, EP*) y Entropía Multiescala (*MSE, MPE, MMSE*).

En un primer análisis, se caracterizó el comportamiento de las oscilaciones del *CP* durante la postura ortostática de referencia (*OA*). El patrón de referencia, *gold standard*, es aquel en el que el sujeto permanece de pie en la plataforma de fuerza (superficie estable) con los ojos abiertos.

Posteriormente se analizó el efecto que tiene, sobre estas oscilaciones, la manipulación de la información sensorial que recibe los sujetos por vías aferentes y que son la base sobre la que elaborar patrones de control muscular que le permiten mantener una posición equilibrada. Para tal efecto, tal y como se señala en el apartado de metodología, se diseñaron tareas que comprometía la información recibida desde el sistema visual (privación de la información visual, seguimiento de un foco de atención mediante movimientos oculares de persecución y con movimientos oculares sacádicos) y también diferentes superficies de apoyo (superficie estable e inestable). A seguir las diferencias significativas entre las condiciones de control postural que fueron sometidos los sujetos serán relatadas en consideración a los ajustes de Bonferroni. Los valores de *P* detallados y los valores de los testes estadísticos se pueden apreciar en el Anexo D (Tablas D.1 a D.4).

4.1 Parámetros lineales

4.1.1 Dominio temporal

Postura ortostática de referencia

Los mecanismos de control postural, son expresados por el “tamaño” de las oscilaciones del *CP*, el cual es cuantificado por las desviaciones estándares (*DE*) y por la velocidad de ajuste postural (*VM*) del *CP* a lo largo de la tarea (Tabla 4.1). Parte de la estabilidad del cuerpo queda expresada por la superficie que describe el centro de presión (*A95*) durante el tiempo de evaluación. En nuestra muestra, el patrón postural de referencia *OA* presenta valores de *A95* de $198,2 \pm 92 \text{ mm}^2$. Estos valores son similares a los de referencia que podemos encontrar en la literatura (Paillard et al., 2006).

Tabla 4.1. Se muestran los valores (media \pm la desviación estándar) de la postura ortostática de referencia (*OA*), expresados a partir del área de superficie sobre la que se desplaza el *CP* (*A95*) y los movimientos de ajuste (*VM* y *DE*) que realizan los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*).

Tarea	Variable	Valor
Tarea de referencia (OA)	<i>DE</i>_{A-P} (mm)	4,60 \pm 1,36
	<i>DE</i>_{M-L} (mm)	2,45 \pm 1,52
	<i>VM</i>_{A-P} (mm/s)	8,97 \pm 1,97
	<i>VM</i>_{M-L} (mm/s)	13,53 \pm 1,79
	<i>A95</i> (mm²)	198,20 \pm 192,0

También observamos que en la postura ortostática de referencia, se detectan valores superiores de *DE* en el plano *A-P* respecto al plano *M-L*, lo que nos indica que los desplazamientos en el plano *A-P* tienen mayor incidencia sobre la capacidad de control de la postura ortostática (Figura 4.1).

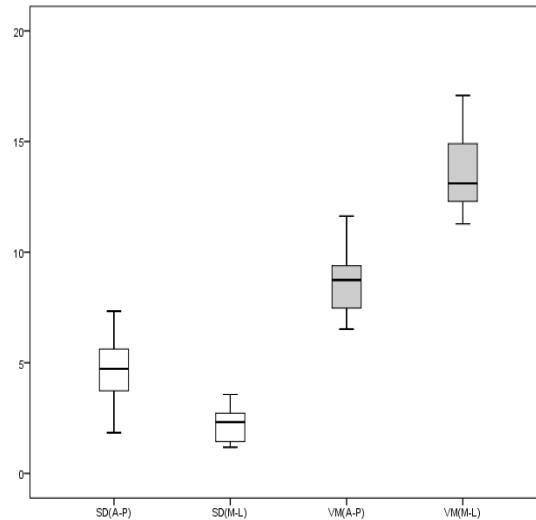


Figura 4.1. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de desviación estándar (*DE*) y velocidad media (*VM*) del CP, en los planos antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), durante la postura ortostática de referencia (*OA*)

Un comportamiento diferente es observado en la velocidad de ajuste (*VM*). En este caso se aprecia una mayor velocidad de ajuste del CP en el plano medio-lateral respecto al plano antero-posterior.

Postura ortostática con manipulación de la información visual

Al realizar la tarea de control postural en ausencia de la información visual, condición ojos cerrados (*OC*), se observan cambios significativos en los patrones de ajustes, especialmente los que se producen en el plano *A-P*. Estos cambios quedan reflejados en un incremento significativo en los valores medios de DE_{A-P} ($p = 0,009$) y VM_{A-P} ($p = 0,001$) con respecto a la tarea de referencia (*OA*) (Tabla 4.2).

Como observamos en la Tabla 4.2, aunque los valores también aumentaron en el plano *M-L*, no se detectaron incrementos estadísticamente significativos para ninguna de las otras variables analizadas DE_{M-L} ($p = 0,143$), VM_{M-L} ($p = 0,485$).

Tabla 4.2. Valores medios y desviación típica del área ($A95$), desviación estándar (DE) y velocidad media del CP , en el plano antero-posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$), en la postura ortostática de referencia (OA) y en la tarea ojos cerrados (OC), sobre superficie estable ($n=16$)

Variable	OA	OC
DE_{A-P} (mm)	4,60 ± 1,36	5,80 ± 1,50*
DE_{M-L} (mm)	2,45 ± 1,52	2,85 ± 1,30
VM_{A-P} (mm/s)	8,97 ± 1,97	11,11 ± 2,78*
VM_{M-L} (mm/s)	13,53 ± 1,79	13,98 ± 1,72
$A95$ (mm²)	198,2 ± 192	265,6 ± 261

$p < 0,05$ (Anova dos factores medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea referencia (OA).

Como observamos en la Figura 4.2, la ejecución de una tarea visual (MP y MS), conlleva diferentes dinámicas de oscilación postural en relación a la condición referencia.

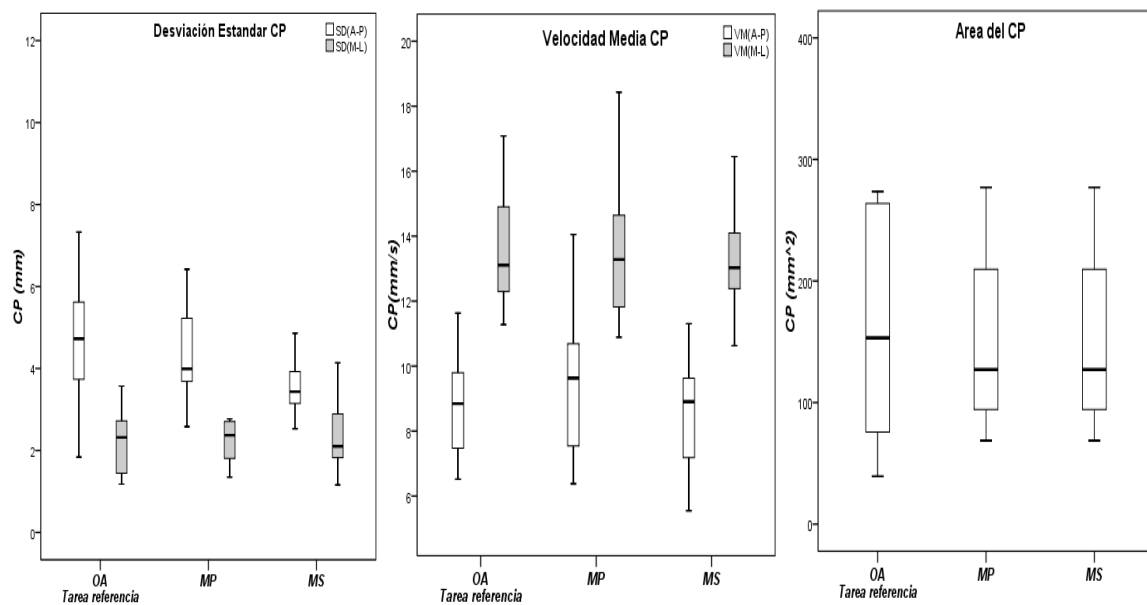


Figura 4.2. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de desviación estándar (DE), velocidad media (VM) y área ($A95$) de las oscilaciones de CP , en el plano antero posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$), en las tareas de control postural de referencia (OA), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS), realizadas sobre superficie estable ($n=16$)

En el plano *A-P*, la condición *MP* no muestra cambios importantes en los valores medios de dispersión (*DE*) y velocidad (*VM*) del ajuste postural. No obstante, tal y como se observa en los gráficos de cajas, las dispersiones de los valores de *DE* disminuyen, mientras que las dispersiones de *VM* aumentan moderadamente. La superficie descrita por el *CP* fue prácticamente la misma que la del valor de referencia (*OA*).

En la condición *MS*, las oscilaciones de *CP* fueron significativamente menores en relación a la condición referencia, reflejado por una menor valor de *DE* en el plano *A-P* (DE_{A-P} : 23,0% - $p = 0,006$) con respecto a la tarea de referencia. Este comportamiento podría estar indicándonos que la tarea con demanda de movimientos oculares sacádicos afecta de forma diferente la estabilidad del *CP*.

Tabla 4.3. Valores medios y desviación típica, de los valores del área (*A95*), desviación estándar (*DE*) y velocidad media (*VM*) del *CP*, en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados en la postura ortostática de referencia (*OA*) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) sobre superficie estable ($n=16$)

Variable	OA	MP	MS
<i>DE</i>_{A-P}(mm)	4,60 ± 1,36	4,72 ± 2,1	3,54 ± 0,71*
<i>DE</i>_{M-L}(mm)	2,45 ± 1,52	2,60 ± 1,3	2,31 ± 0,8
<i>VM</i>_{A-P}(mm/s)	8,97 ± 1,97	9,47 ± 2,10	8,50 ± 1,74
<i>VM</i>_{M-L}(mm/s)	13,53 ± 1,79	13,66 ± 2,19	13,52 ± 1,97
<i>A95</i>(mm²)	198,2 ± 192	197,1 ± 174	134,8 ± 82

$p < 0,05$ (Anova dos factores medidas repetidas, ajuste de Bonferroni), *diferencia en relación a la tarea referencia (*OA*).

Postura ortostática sobre superficie inestable

Como se observa en la Figura 4.3, realizar las tareas de control postural sobre superficie de apoyo inestable supone un aumento significativo en los valores de oscilaciones de CP, en ambos planos (A-P y M-L), en todas las condiciones en relación a las tareas realizadas sobre superficie estable.

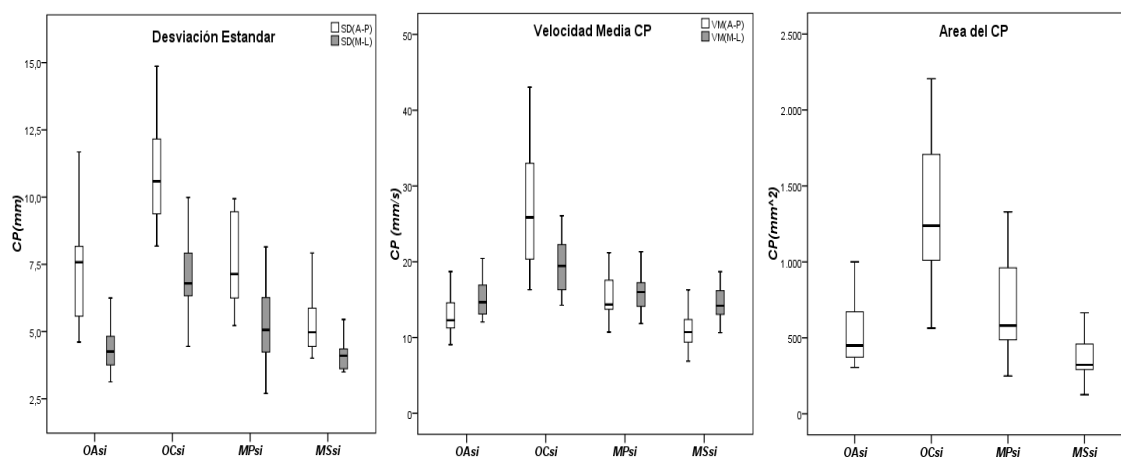


Figura 4.3. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de desviación estándar (*DE*), velocidad media (*VM*) y área (*A95*) de las oscilaciones de CP, en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas de control postural de referencia (*OAsI*), ojos cerrados (*OCsI*), movimientos oculares de persecución (*MPsI*) y sacádicos (*MSsI*), realizadas sobre superficie inestable ($n=16$)

Aunque, se observaron dinámicas de oscilación posturales similares entre las diferentes condiciones analizadas, las tareas realizadas sobre superficie inestable permiten una mayor discriminación entre las condiciones de información visual. En ese sentido, podemos ver como se detectaron aumentos estadísticamente significativos ($p < 0,001$) de los valores de todas las variables evaluadas cuando el sujeto cerraba los ojos mientras trataba de mantener la posición de equilibrio sobre una superficie inestable (Tabla 4.4).

Tabla 4.4. Valores medios y desviación típica de área ($A95$), desviación estándar (DE) y velocidad media (VM) del CP , en el plano antero-posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$), cuando los sujetos ($n = 16$) eran evaluados en postura ortostática de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie inestable: ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS)

Variable	OA_{SI}	OC_{SI}	MP_{SI}	MS_{SI}
$DE_{A-P}(mm)$	7,33 ± 1,98	10,79 ± 1,91*	7,53 ± 1,57	5,23 ± 1,04*
$DE_{M-L}(mm)$	4,53 ± 1,16	7,00 ± 1,68*	5,25 ± 1,39*	4,07 ± 1,10
$VM_{A-P}(mm/s)$	12,90 ± 2,82	26,77 ± 7,81*	15,33 ± 3,11*	11,02 ± 2,48*
$VM_{M-L}(mm/s)$	15,13 ± 2,43	19,50 ± 3,92*	15,83 ± 2,52	14,57 ± 2,30
$A95(mm^2)$	573,6 ± 272	1321,0 ± 464*	683,6 ± 301	360,2 ± 142*

$p < 0,05$ (Anova dos factores medidas repetidas, ajuste de Bonferroni), *diferencia en relación a tarea ojos abiertos (OAS_i).

Con la incorporación de un estímulo visual (MP o MS) ocurre algo similar a lo que ocurría al evaluar los sujetos sobre una superficie estable, pero con magnitudes superiores de sus valores (Tabla 4.4). En la condición MP , se observaron diferencias significativas en DE_{M-L} ($p = 0,027$) y VM_{A-P} ($p < 0,001$). Para el test de seguimientos de objetos, con movimientos sacádicos sobre superficie inestable, las diferencias significativas fueron encontradas para DE_{A-P} ($p = 0,006$), VM_{A-P} ($p = 0,002$) y $A95$ ($p = 0,014$).

4.1.2 Dominio frecuencia

4.1.2.1 Transformada rápida de Fourier

Postura ortostática de referencia

En el dominio de la frecuencia, se ha evaluado la potencia espectral total (PT) junto con las frecuencias correspondientes al 80% ($f80$) y al 50% ($f50$) de la energía de la señal. Las características de las oscilaciones corporales globales, expresadas por su frecuencia de sucesos a partir del análisis de potencia espectral en la tarea ortostática de referencia (OA), son representadas en la Figura 4.4.

Como podemos observar en el gráfico de la Figura 4.4, la oscilación del *CP* durante (*OA*) se caracteriza por valores de energía, expresado por la potencia del espectro (*PT*), muy superiores en el plano *A-P* respecto a los observados en el *M-L*.

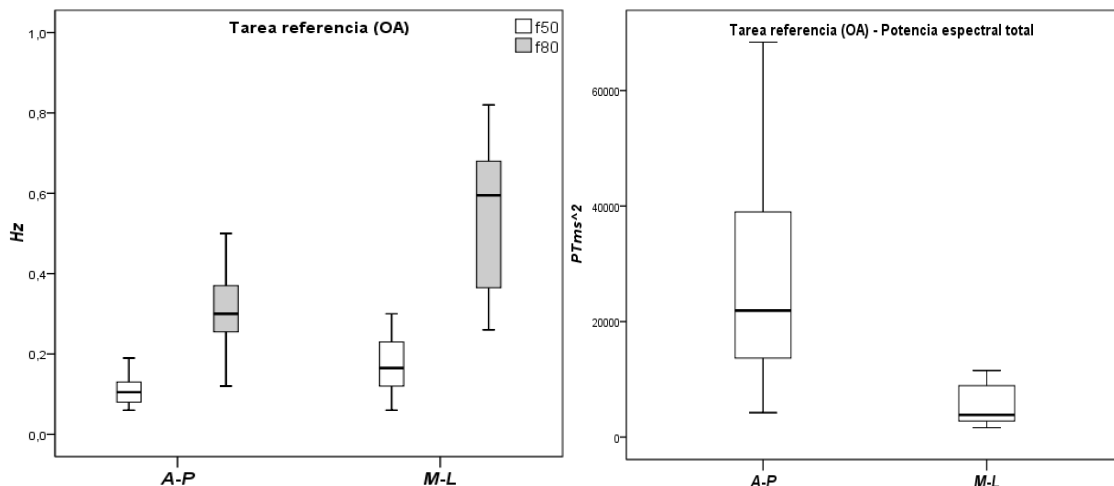


Figura 4.4. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del espectro de frecuencia: potencia espectral total (*PT*), el 80% (*f80*) y el 50% (*f50*) de la frecuencia del *CP* en la postura ortostática de referencia (*OA*)

Además, el espectro de frecuencia es dominado por las bajas frecuencias. El 80% de la energía total de la señal (*f80*) se encuentra alrededor de 0,3Hz en el plano *A-P* y 0,6Hz en el plano *M-L*. Ello nos indica que los ajustes de control postural en el plano *M-L* ocurren a frecuencias más altas, lo que también se ve reflejado en valores superiores de frecuencia del espectro *f50* en el mismo plano.

Postura ortostática con manipulación de la información visual

Cuando el sistema de control postural, se ve afectado por la ausencia de la información visual (*OC*), se observa un claro incremento en la energía de la señal (*PT*) en ambos planos (*A-P* y *M-L*) (Figura 4.5). Este aumento presenta valores estadísticamente significativos en el plano *A-P* ($p = 0,034$) (Tabla 4.5).

Además, se detecta una moderada tendencia a incrementar las frecuencias de oscilación del *CP*. Estos resultados se reflejan en el incremento mostrado de *f80* y *f50*, en el plano *A-P*, con respecto a la postura ortostática de referencia. En el

plano *M-L*, las características de la oscilación postural en modo frecuencia, no presentaron diferencias significativas (Tabla 4.5).

Tabla 4.5. Valores medios y desviación estándar de la potencia espectral total (*PT*), frecuencia del 80% (*f80*) y del 50% (*f50*) de las oscilaciones de *CP*. Los valores están presentados según los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en las tareas de control postural de referencia (*OA*) y ojos cerrados (*OC*), realizadas sobre superficie estable ($n=16$)

Variable	OA	OC
<i>PT</i>_{A-P} (<i>ms</i>²)	25989 ± 16966	36031 ± 23543*
<i>PT</i>_{M-L} (<i>ms</i>²)	6619 ± 7172	9566 ± 15055
<i>f80</i>_{A-P} (Hz)	0,30 ± 0,10	0,37 ± 0,14
<i>f80</i>_{M-L} (Hz)	0,54 ± 0,17	0,53 ± 0,19
<i>f50</i>_{A-P} (Hz)	0,10 ± 0,03	0,14 ± 0,06
<i>f50</i>_{M-L} (Hz)	0,17 ± 0,06	0,19 ± 0,10

$p < 0,05$ (Anova dos factores medidas repetidas, ajuste Bonferroni), *diferencia en relación a la tarea referencia (*OA*).

En la Figura 4.5, también se muestra los valores en el dominio de frecuencia correspondiente a las tareas de control postural bajo demanda de movimientos oculares (*MP* y *MS*).

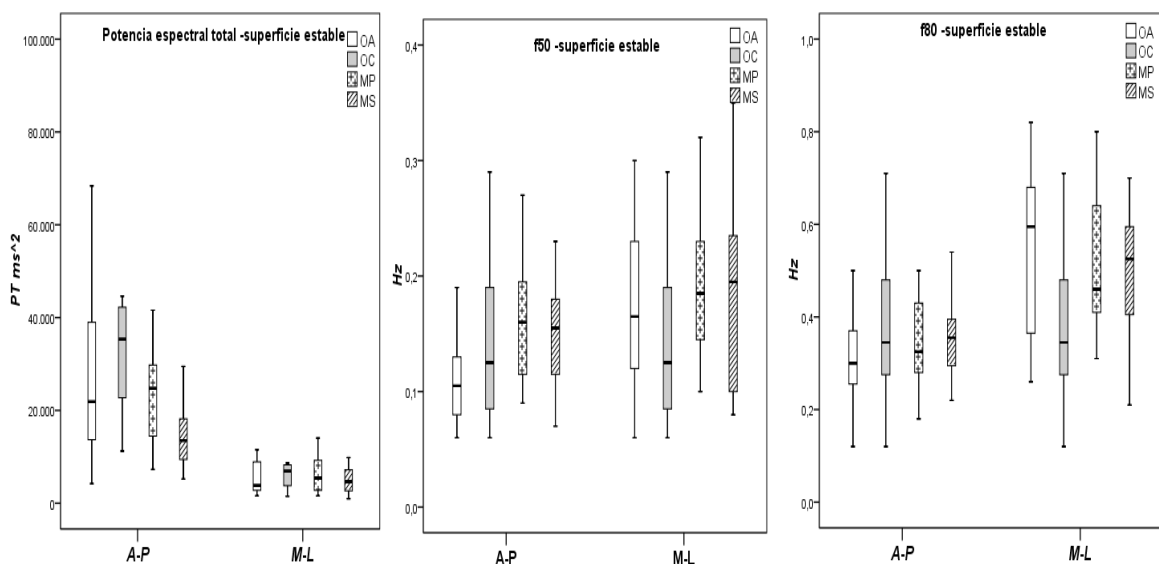


Figura 4.5. Gráfica de cajas, que muestra los valores de potencia espectral total (*PT*) el 80% (*f80*) y 50% (*f50*) de la frecuencia del *CP*, en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), correspondiente a las tarea de control postural de referencia (*OA*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), realizadas sobre superficie estable ($n=16$)

Cuando se realiza un seguimiento continuado de un objeto (*MP*) se observa un incremento moderado de todos los valores excepto para $f80_{M-L}$. Estos cambios fueron especialmente importantes para $f50$ donde se observó un aumento del 37% ($p = 0,016$). Por lo contrario, cuando la tarea se realizaba bajo demanda de movimientos oculares sacádicos (*MS*) los cambios presentan disminuciones estadísticamente significativas en la energía total de la señal ($p = 0,011$) y en $f50$ ($p = 0,015$) en el plano *A-P*. Los valores sufren pocos cambios en el plano *M-L*.

Tabla 4.6. Valores medios, desviación típica de la potencia espectral total (*PT*), frecuencia del 80% ($f80$) y del 50% ($f50$) de las oscilaciones de *CP*. Los valores están presentados según los planos antero-posterior (*A-P*) y medio lateral (*M-L*) en las tareas de control de referencia (*OA*) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y movimientos oculares sacádicos (*MS*) realizadas sobre superficie inestable ($n=16$)

Variable	OA	MP	MS
<i>PT</i>_{A-P} (ms^2)	25989 ± 16966	29415 ± 23122	15637 ± 8596*
<i>PT</i>_{M-L} (ms^2)	6619 ± 7172	7900 ± 8999	5840 ± 5327
<i>f80</i>_{A-P} (Hz)	0,30 ± 0,10	0,36 ± 0,13	0,36 ± 0,09
<i>f80</i>_{M-L} (Hz)	0,54 ± 0,17	0,51 ± 0,14	0,49 ± 0,14
<i>f50</i>_{A-P} (Hz)	0,10 ± 0,03	0,16 ± 0,05*	0,16 ± 0,06*
<i>f50</i>_{M-L} (Hz)	0,17 ± 0,06	0,19 ± 0,06	0,18 ± 0,08

$p < 0,05$ (Anova dos factores medidas repetidas, ajuste Bonferroni), *diferencia en relación a la tarea de control (*OA*).

Postura ortostática sobre superficie inestable

Al realizar las tareas sobre superficie inestable se observó un claro incremento en la energía de la oscilación postural, representada por valores medianos de *PT* muy superiores en ambas direcciones en todas las condiciones analizadas (Tabla 4.7).

Además, las tareas sobre superficie inestable permitieron una mayor discriminación, respecto a la condición ojos abiertos (*OAs*), cuando el análisis se realiza en modo frecuencia. Esto es especialmente relevante cuando la evaluación se hace comparando las variables con respecto a la condición *OCs*.

En ese sentido, se observaron diferencias estadísticamente significativas para todas las variables (PT_{A-P} : $p= 0,001$; PT_{M-L} : $p= 0,000$; $f80_{A-P}$: $p= 0,050$; $f50_{A-P}$: $p = 0,002$; $f50_{M-L}$: $p = 0,014$), excepto para $f80_{M-L}$. Estos cambios están caracterizados por frecuencias de oscilación superiores a las observadas en superficie estable (OA).

Las tareas en las que se manipula la información visual (MP_{SI} y MS_{SI}) y el sujeto es evaluado sobre superficie inestable, los valores presentaron comportamientos similares a los observados en la evaluación realizada sobre superficie estable. Valores similares o ligeramente incrementados cuando el seguimiento del objeto es continuado (MP_{SI}) y valores disminuidos cuando el seguimiento se hace a saltos (MS_{SI}).

Las diferencias más importantes en la condición MS, respecto al patrón de referencia (OA_{SI}), se detectaron en el plano A-P para PT_{A-P} ($p = 0,005$) y $f50_{A-P}$ ($p = 0,008$). En la tarea MP_{SI} los valores sólo presentaron cambios estadísticamente significativos en $f50_{A-P}$ ($p = 0,006$).

Tabla 4.7. Valores medios y desviación típica de potencia total (PT), frecuencia del 80% (f80) y del 50% (f50) de las oscilaciones de CP, en los planos antero-posterior (A-P) y medio lateral (M-L) en las tareas de control postural sobre superficie inestable: ojos abiertos (OA_{SI}), ojos cerrados (OC_{SI}), movimiento de persecución (MP_{SI}) y movimientos académicos (MS_{SI})

Variable	OA_{SI}	OC_{SI}	MP_{SI}	MS_{SI}
PT_{A-P} (ms^2)	80743 ± 38193	186430 ± 81728	86539,4 ± 44120	40173 ± 15755*
PT_{M-L} (ms^2)	30189 ± 18773	75493 ± 37336*	35286 ± 20710	21847,8 ± 10122
$f80_{A-P}$ (Hz)	0,36 ± 0,19	0,57 ± 0,22*	0,43 ± 0,15	0,41 ± 0,17
$f80_{M-L}$ (Hz)	0,42 ± 0,10	0,46 ± 0,11	0,40 ± 0,10	0,37 ± 0,07
$f50_{A-P}$ (Hz)	0,14 ± 0,08	0,28 ± 0,12*	0,17 ± 0,06*	0,19 ± 0,09*
$f50_{M-L}$ (Hz)	0,16 ± 0,05	0,23 ± 0,07*	0,16 ± 0,06	0,16 ± 0,06

$p < 0,05$ (Anova dos factores medidas repetidas, ajuste Bonferroni), *diferencia en relación a la tarea de referencia (OA).

En la Figura 4.6, se muestran las distribuciones de los valores en el dominio de frecuencia (PT , f_{80} y f_{50}), en ambos planos ($A-P$ y $M-L$) para todas las tareas de control postural evaluadas en superficie inestable. Los valores de frecuencia en el plano $A-P$ se representan en las figuras superiores y los de la del plano $M-L$ se muestran en las figuras inferiores. Debe tenerse en cuenta que, para una mejor visualización de los cambios potenciales, la gráfica (parte izquierda de cada figura) incluye los datos detectados en los sujetos cuando eran evaluados sobre superficie estable.

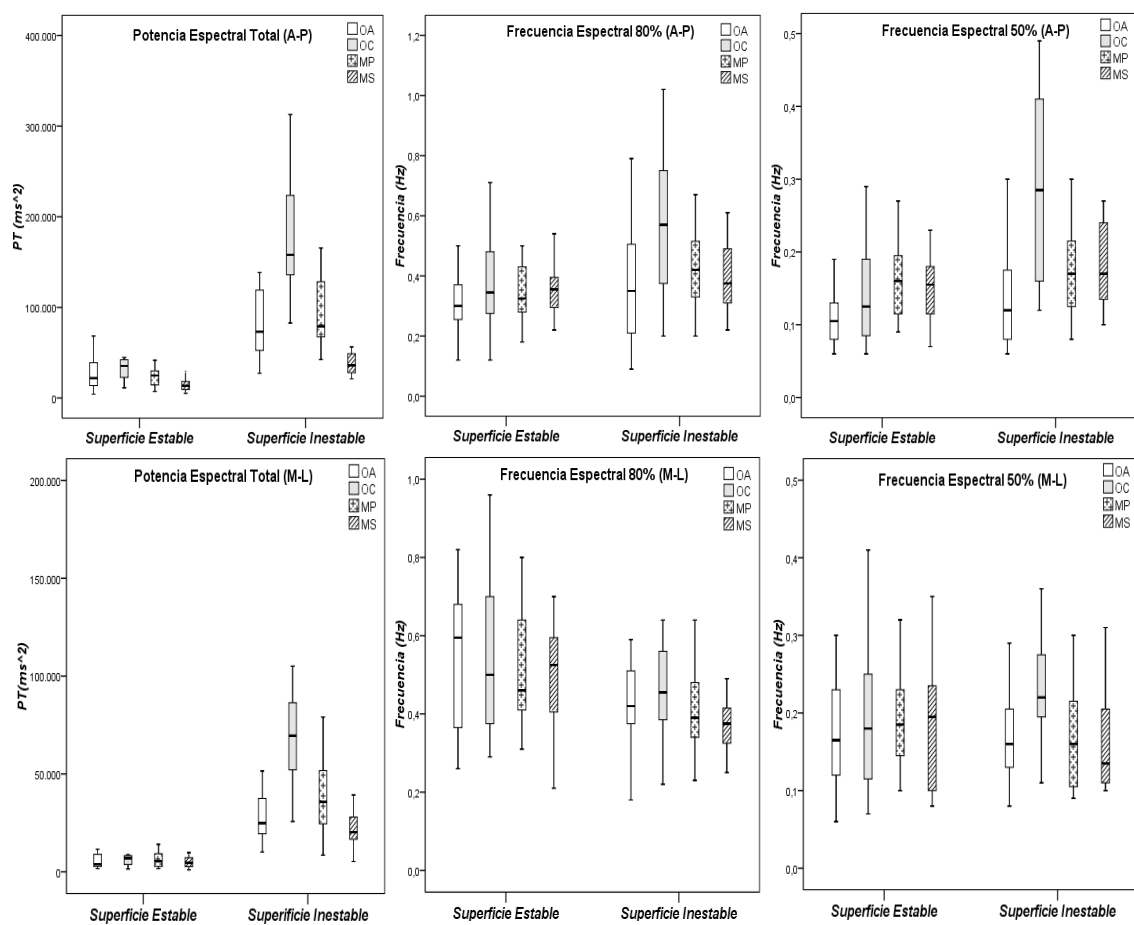


Figura 4.6. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del espectro de frecuencia: potencia espectral total (PT), el 80% (f_{80}) y el 50% (f_{50}) de la frecuencia del CP, en las tareas ojos abiertos (OA), ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) en superficie estable y superficie inestable

Análisis detallado de los espectros de frecuencia

Para aumentar el poder del análisis en el dominio frecuencia, analizamos las series de una manera más detallada. Así, el espectro total de frecuencias fue dividido en bandas (ver métodos). El espectro de frecuencia fue calculado a partir de la señal CP (serie temporal posición) y de la señal vCP (serie temporal de la velocidad).

Análisis de la serie temporal de la posición del centro de presión

La Figura 4.7, muestra los picos correspondientes a las diferentes bandas de frecuencias generadas. Como podemos observar, en los dos planos evaluados ($A-P$ y $M-L$), la condición de referencia se caracteriza por un predominio de las oscilaciones posturales en la banda de muy baja frecuencia ($<0,5Hz$).

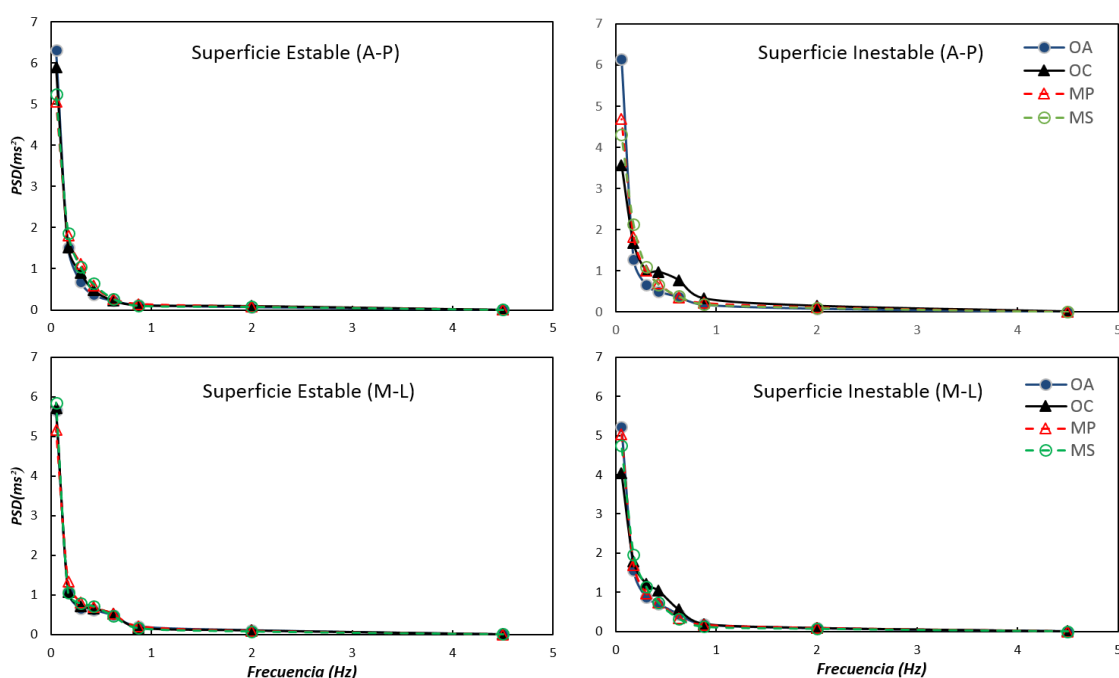


Figura 4.7. Valores medios ($n=16$) de los picos de frecuencia (FFT) de la serie CP en los planos antero posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$), en las tareas de control postural de referencia (OA), ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS), sobre superficie de estable e inestable. El eje X muestra los valores de frecuencia (Hz) y el eje Y la densidad de la potencia espectral media

También se detecta que, en el plano *M-L*, el peso de la señal respecto al plano *A-P*, tiende a ser ligeramente superior en la banda de 0,5 a 1.0 *Hz*.

Este incremento de la densidad espectral en la zona de estas frecuencias también se manifiesta en el plano *A-P* cuando el sujeto es evaluado sobre una superficie inestable con ojos cerrados. No obstante, a nuestro modo de ver, el espectro de frecuencia correspondiente a la serie temporal de posición del *CP* no permite diferenciar los cambios en las oscilaciones corporales, en las distintas condiciones evaluadas. Sólo pequeñas modificaciones pueden ser observadas al eliminar totalmente las referencias visuales.

Análisis de la serie temporal de la velocidad del centro de presión

Postura ortostática con manipulación de la información visual

En la Figura 4.8, se representan los picos, por bandas de frecuencia, de la serie *vCP*. Tal y como podemos observar, en el plano *A-P*, la condición de control postural de referencia (*OA*) se caracteriza por presentar un comportamiento bimodal, es decir, un espectro con dos zonas de frecuencias dominantes claramente diferenciadas:

- Una primera zona de baja frecuencia se encuentra situada por debajo 1,0 *Hz*
 - En el plano *A-P* un pico de frecuencia situado alrededor de 0,3 *Hz*.
 - En el plano *M-L* el pico se sitúa en frecuencias de 0,7 *Hz*.
- Una segunda zona situada más allá de 1,0 *Hz*
 - En el plano *A-P* el pico de frecuencia se sitúa alrededor de 2 *Hz*.
 - En el plano *M-L* el pico de frecuencia no aparece tan definido, aunque sus valores máximos también están próximos a los 2 *Hz*.

En el plano *A-P*, la potencia de los casos *OC*, *MP* y *MS* es superior a la de *OA*, en la banda de frecuencia en torno a los 0,3 *Hz*. Conviene también señalar que para *OC* y *MS* la separación entre ambas bandas de frecuencia es más acusada.

En el plano *M-L*, los picos por bandas de frecuencias no permiten discriminar entre las distintas pruebas en las que se evaluó el control postural sobre superficie estable.

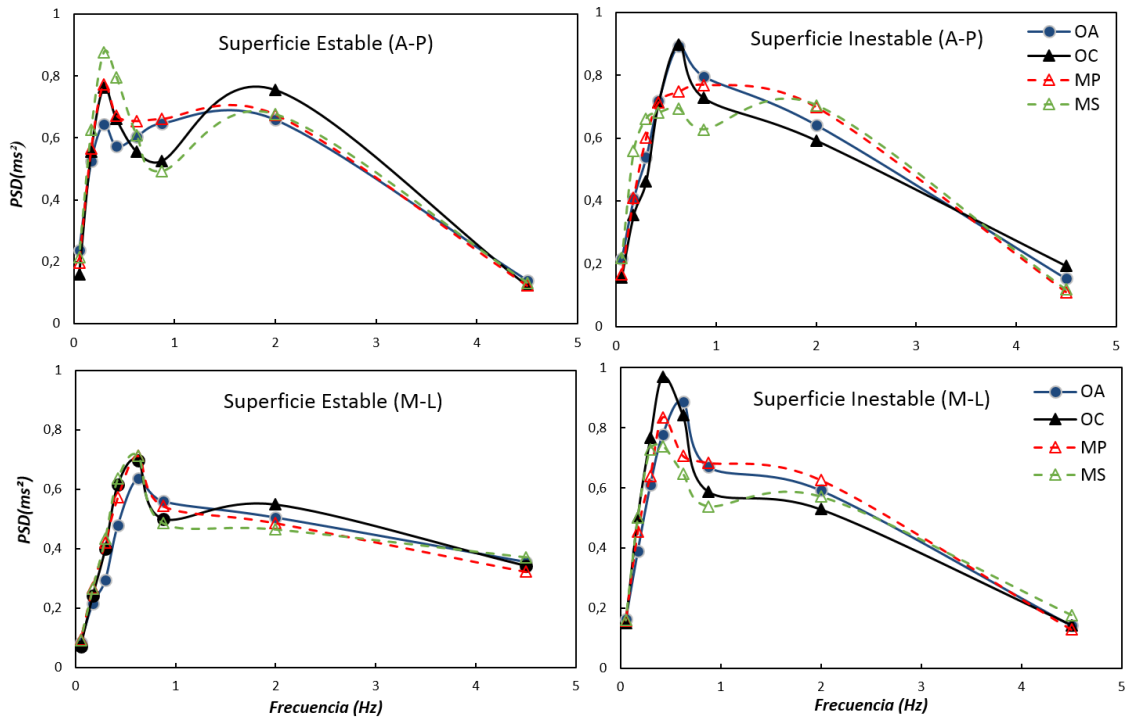


Figura 4.8. Curvas medias ($n=16$) de los picos de frecuencia (*FFT*) de la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), sobre superficie estable e inestable. El eje *X* muestra los valores de frecuencia (*Hz*) y el eje *Y* la densidad de la potencia espectral

Postura ortostática sobre superficie inestable

Cuando la tarea se realizó sobre superficie de apoyo inestable, las oscilaciones de la serie *vCP* en el plano *A-P* presentaban un pico de frecuencia dominante alrededor de $0,7 \text{ Hz}$. Esto se manifiesta, también, en una mayor energía en la zona de frecuencia mediana y en un menor peso de la señal en las zonas de baja y alta frecuencias con respecto a las mismas tareas realizadas sobre superficie estable.

En el plano *M-L* el fenómeno es diferente. Es decir, las oscilaciones, experimentaron un incremento en la energía de la señal en la banda de baja frecuencia y con un pico de frecuencia dominante más definido a frecuencias más bajas ($0,4-0,5 \text{ Hz}$ vs. $0,6 \text{ Hz}$) (Figura 4.8).

A pesar de que en superficie inestable no fue posible encontrar diferencias, al evaluar la ausencia visual en el plano *A-P*, en el plano *M-L* si se detectaron diferencias marcadas en el peso que tiene cada banda con respecto a la tarea ojos abiertos (*OAs*). En ese sentido, la ausencia de visual se muestra con frecuencias dominantes en la banda de baja frecuencia, mientras que en la condición *OAs* se caracteriza por la aparición clara de frecuencias de oscilación en la banda de frecuencia media (Figura 4.8).

En relación a los movimientos oculares sacádicos (*MS*), podemos ver cómo, en el plano *A-P*, es posible la identificación de dos zonas de frecuencia dominantes. En la primera el pico de frecuencia se sitúa alrededor de 0,5 *Hz*, y en la segunda a frecuencias más altas ($> 1\text{ Hz}$).

En el caso de la tarea de movimientos oculares de persecución (*MP*), las bandas de media y alta frecuencia contienen la mayor parte de la energía de la señal sin que se detecte un pico de frecuencia claramente definido en el plano antero-posterior. En el plano *M-L*, las tareas bajo manipulación de la información visual, apenas presentan diferencias en relación a la tarea referencia realizada en superficie inestable.

4.1.2.2 Transforma wavelet discreta

La transformada wavelet discreta (*TWD*) fue aplicado a la serie temporal del *CP* (*serie posición*) y *vCP* (*serie velocidad*). El análisis por bandas fue realizado en las distintas tareas de control postural propuestas en el estudio.

Análisis wavelet de la serie de la posición del centro de presión

En la Figura 4.9 se representan los coeficientes de varianza por bandas de frecuencia. Como observamos, los coeficientes de varianza de la serie *CP* muestran un dominio de la banda de muy baja frecuencia.

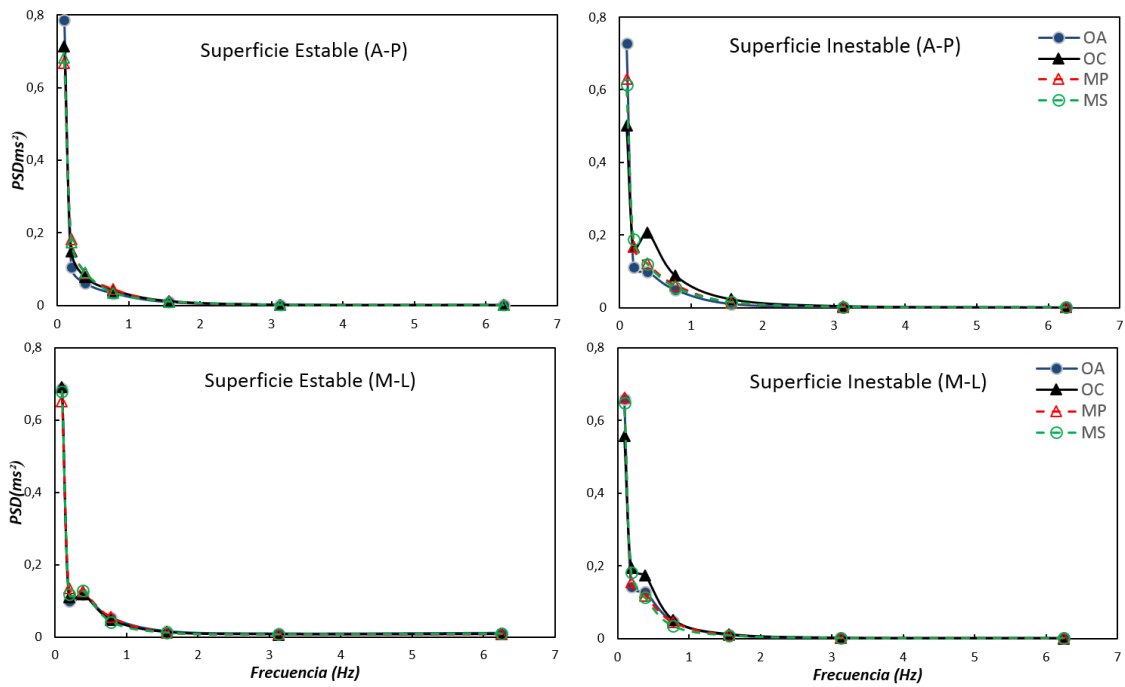


Figura 4.9. Curvas medias ($n=16$) de los coeficientes de varianza de la transformada wavelet discreta (*TWD*) de la serie *CP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), sobre superficie estable e inestable. Las gráficas de la izquierda, muestran las tareas sobre superficie de estable, y gráficas de la derecha tareas realizadas sobre superficie inestable

En cualquier caso, la energía de la señal tiende a incrementar en las bandas de frecuencias media en el plano *M-L*.

Este incremento en la zona de frecuencia media también se manifiesta en el plano *A-P* cuando el sujeto es evaluado sobre una superficie inestable y el sujeto cierra los ojos. Los cambios para las demás tareas (OA_{SI} , MP_{SI} y MS_{SI}) son menos notorios. Igual a como ocurría cuando el análisis con la *FFT*, la *TWD* correspondiente a la serie temporal de posición de *CP* no permite diferenciar los cambios en las oscilaciones corporales, en las distintas condiciones evaluadas. Sólo pequeñas modificaciones pueden ser observadas al eliminar totalmente las referencias visuales.

Análisis wavelet de la serie de la velocidad del centro de presión

Postura ortostática con manipulación de la información visual

En la Figura 4.10, los coeficientes de varianza de la serie v_{CP} . Tal y como podemos observar, en el plano $A-P$, la condición de control postural de referencia (OA) se caracteriza por presentar un comportamiento bimodal, similar al observado con FFT:

- En el plano $A-P$, se observan dos zonas dominantes, una de baja frecuencia con un pico definido y otra a más altas frecuencia.
- En la dirección $M-L$, se observan dos zonas una con menor energía en la zona de baja frecuencia y otra en zonas de muy alta frecuencia, sin embargo, estas zonas no están bien definidas.

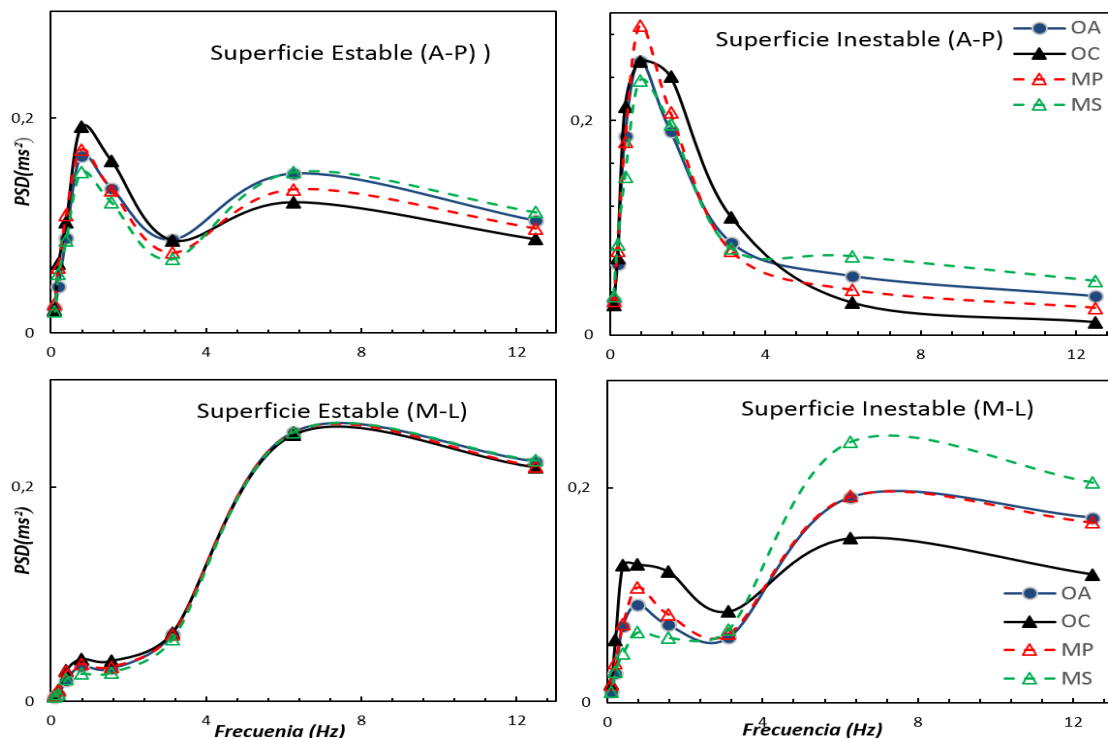


Figura 4.10. Curvas medias ($n=16$) de los coeficientes de varianza de la transformada wavelet discreta (TWD) de la serie CP en los planos antero posterior (A-P) y medio-lateral (M-L), en las tareas de control postural de referencia (OA), ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS). Las gráficas de la izquierda, muestran las tareas sobre superficie estable y las gráficas de la derecha tareas realizadas sobre superficie inestable

En relación a la tarea referencia, cuando analizamos el efecto que provoca la ausencia de información visual sobre la serie *CP* en el plano *A-P*, observamos que la señal en la condición *OC*, contiene más energía en zonas de baja frecuencia y menos peso en la zona de alta frecuencia, aunque estas diferencias no son muy elevadas.

En las condiciones experimentales de control postural con manipulación de información visual se aprecian diferencias especialmente para la tarea bajo demanda de movimientos oculares sacádicos (*MS*). En este caso es donde se observa un menor peso de la señal en la banda de alta frecuencia. En la dirección *M-L*, no se aprecian diferencias (Figura 4.10).

Postura ortostática sobre superficie inestable

Cuando se realizó el análisis de los coeficientes de varianza con los ojos abiertos sobre una superficie inestable (*OAs_i*), se observa una clara diferencia en la dinámica de la curva en relación a la postura ortostática de referencia (*OA*). En este tipo de superficie, la energía de la señal se encontró casi totalmente en la zona de baja frecuencia y mediana frecuencia. La zona de alta frecuencia, en nuestra muestra, no tiene un peso importante en la señal. En plano *M-L*, también se observa una mayor energía de la señal *CP* en las zonas de baja frecuencia en comparación a la tarea de referencia (*OA*).

El análisis de la manipulación visual sobre superficie inestable reveló cambios con respecto a la condición *OAs_i*, en ambos planos. En el plano *A-P*, estos cambios se reflejan especialmente en un menor peso de la señal en las bandas de alta frecuencia en las condiciones *OCs_i* y *MPs_i*, mientras en la condición de movimientos oculares sacádicos (*MSs_i*) se observa un mayor peso para altas frecuencias con respecto a *OAs_i*.

En el plano *M-L* se aprecian algunas diferencias entre las diferentes condiciones experimentales. Estas diferencias nos muestran como la privación de información visual aumenta el peso de la señal en zonas de baja frecuencia. Sin embargo, la señal pierde de peso en zonas de alta frecuencia en relación a la señal observada al evaluar los sujetos con ojos abiertos sobre superficies inestables (*OAsi*).

Por el contrario, cuando el sujeto hace seguimientos visuales con movimientos sacádicos, vemos como la señal muestra un menor peso en zonas de baja frecuencia y más peso en zonas de alta frecuencia. Cuando los sujetos son evaluados con movimientos oculares continuos (*MPs*), la señal no presenta diferencias importantes con respecto a la condición referencia *OAsi*.

4.2 Parámetros no lineales

4.2.1 Índice de complejidad de Kolmogorov (*Lempel-Ziv*)

Postura ortostática de referencia

En la Figura 4.11, se muestran las oscilaciones posturales, expresadas por valores de la complejidad de Kolmogorov (*CK*), calculadas a partir de las series temporales de *vCP* cuando los sujetos eran evaluados en la postura de referencia (*OA*) (cajas de la izquierda). Además, el gráfico incluye (cajas de la derecha) dos series obtenidas al aleatorizar las originales para cada plano y que denominaremos 'surrogate', siguiendo la tradición en sistemas dinámicos no lineales. Sus valores los utilizaremos como patrones de referencia para asegurarnos cuanto se alejan las señales obtenidas del ruido blanco.

Según este criterio, la tarea de referencia se caracteriza por contener valores altos de complejidad en la oscilaciones de la serie *vCP* en ambos planos (*A-P*: $0,80 \pm 0,09$; *M-L*: $0,94 \pm 0,03$).

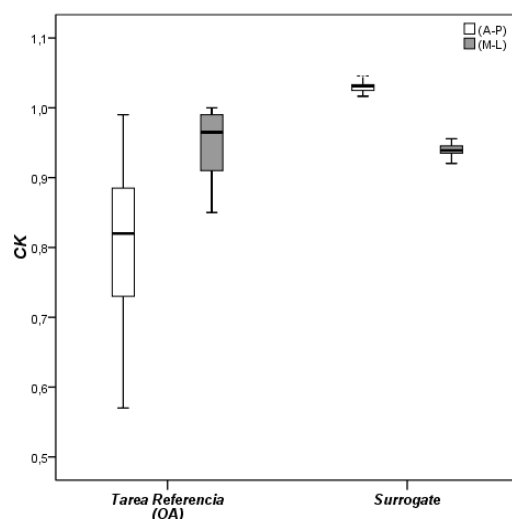


Figura 4.11. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del índice de complejidad de Kolmogorov (*CK*), correspondientes a la serie del vCP en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en la tarea de referencia (*OA*). A la derecha, se muestran las cajas con los valores de *CK* obtenidos en las series *surrogate*

La comparación con las series de referencia nos indica que en el plano *M-L* la señal no es significativamente diferente ($p = 0,583$) de la serie *surrogate* (aleatoria). Por el contrario, la señal para el plano *A-P* es claramente diferente ($p < 0,001$), con respecto a la serie aleatoria. Estos resultados nos están indicando que la serie en el plano *A-P* posee alguna estructura interna, algo que no parece ocurrir con las oscilaciones detectadas en el plano *M-L*, donde la señal registrada puede ser considerada una serie aleatoria (ruido blanco).

Postura ortostática con manipulación de la información visual

En las tareas donde se manipuló la información visual que percibía el sujeto, se detectaron cambios en el plano *A-P*. Por el contrario, en el plano *M-L* no fueron observadas diferencias entre las diferentes tareas experimentales evaluadas.

Los cambios fueron significativos ($p = 0,014$) cuando el sujeto cierra los ojos. Los resultados indican menores valores de complejidad con respecto al patrón de referencia (*OA*).

Las tareas bajo demanda de movimientos oculares presentan diferentes tendencias con respecto a la postura ortostática de referencia (OA). Mientras, MP presento un valor más bajo, MS mostró un valor más elevado de CK (Tabla 4.8).

Tabla 4.8. Valores medios y desviación típica, del índice de complejidad de Kolmogorov correspondientes a la serie de oscilación del vCP en la postura ortostática de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) ($n=16$)

Tarea	CK(CP_{A-P})	CK(CP_{M-L})
OA	0,80 ± 0,09	0,94 ± 0,03
OC	0,74 ± 0,12*	0,94 ± 0,02
MP	0,77 ± 0,11	0,94 ± 0,02
MS	0,82 ± 0,10	0,94 ± 0,02

$p < 0,05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la condición referencia (OA)

Postura ortostática sobre superficie inestable

En la Figura 4.12, se muestra el comportamiento de los valores del CK para todas las condiciones de control postural a las que fueron sometidos los sujetos ($n=16$) en condiciones de superficie inestables. También incluye los datos detectados en los sujetos cuando eran evaluados sobre una superficie estable (parte izquierda de cada figura).

Los resultados muestran un cambio importante y estadísticamente significativo ($p < 0,001$) con respecto a las mismas tareas realizadas sobre superficie estable. Estos cambios se reflejan en valores más bajos de complejidad, para las series vCP, correspondientes a las tareas realizadas sobre superficie inestable (Tabla 4.9).

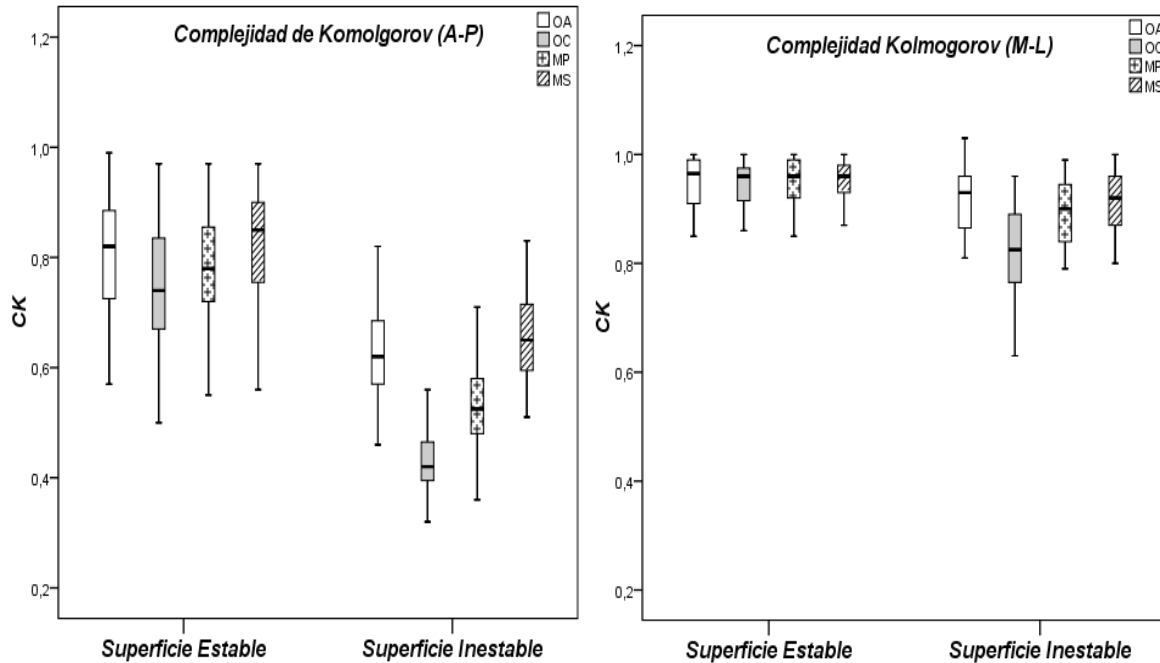


Figura 4.12. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores del índice de complejidad de Kolmogorov correspondiente a la serie *CP*, en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en las tareas de control postural: ojos abiertos (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), realizadas sobre superficie estable y superficie inestable

Nótese como, en relación con el patrón de referencia utilizado en superficie inestable (*OASi*), aparecen comportamientos similares en ambos planos (*A-P* y *M-L*) y en cada uno de los registros realizados, pero de diferente magnitud. Este resultado es un indicador de que, en el caso de superficie inestable, los posibles mecanismos deterministas que gobiernan el movimiento del *CP* se manifiestan con más claridad. También revela la ausencia prácticamente total de tales mecanismos en el plano *M-L*, en cualquiera de los casos.

En el plano *A-P*, se observan diferencias cuando el sujeto es evaluado con los ojos cerrados y cuando se evalúa el control postural bajo demanda de movimiento ocular de persecución (*OCs*: $p = ,000$; *MPs*: $p = ,000$). Los cambios muestran menores valores de complejidad para estas condiciones, especialmente para *OC* (Tabla 4.9). En la condición (*MSs*) los valores de complejidad (*CK*) son ligeramente superiores sin que los cambios observados sean significativos. En el plano *M-L*, cambios significativos fueron observados sólo en la tarea con ojos cerrados ($p < 0,001$).

Tabla 4.9. Valores medios y desviación típica del índice complejidad de Kolmogorov (*CK*) correspondientes a la serie de oscilación del *vCP* en la tarea de control postural ojos abiertos sobre superficie inestable (*OAS_I*). También se muestran los valores de *CK* en las condiciones experimentales en las que se manipula la información visual sobre superficie inestable: ojos cerrados (*OC_{S_I}*), movimientos oculares de persecución (*MP_{S_I}*) y sacádicos (*MS_{S_I}*) (*n*=16)

Tarea	CK(CP_{A-P})	CK(CP_{M-L})
OAS_I	0,62 ± 0,07	0,91 ± 0,04
OC_{S_I}	0,43 ± 0,04*	0,81 ± 0,06*
MP_{S_I}	0,53 ± 0,06*	0,89 ± 0,04
MS_{S_I}	0,65 ± 0,08	0,91 ± 0,05

p<0,05 (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de ojos abiertos en superficie inestable (*OAS_I*)

4.2.2 Entropía muestral

Postura ortostática sobre superficie estable

En la Figura 4.13, se muestran las oscilaciones posturales, expresadas por valores de entropía muestral (*SampEn*), correspondientes a las series de velocidad del *CP* (*vCP*), en los planos *A-P* y *M-L*, cuando el sujeto era evaluado en posición ortostática de referencia (cajas de la izquierda). Además, en la figura se incluyen dos series aleatorizadas (*surrogate*) para cada plano.

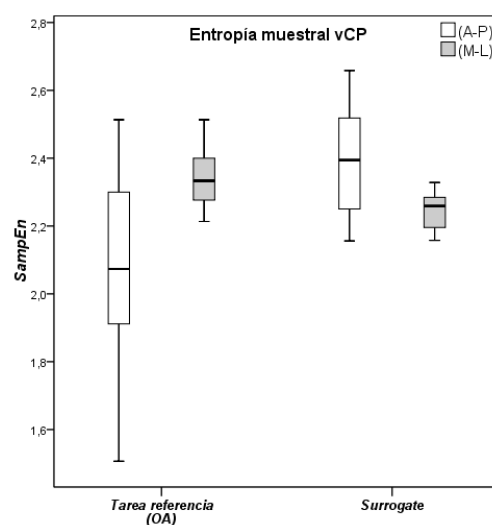


Figura 4.13. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía muestral correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la postura ortostática de referencia (*OA*). También se muestran los valores de *SampEn* de las series *surrogate* (cajas de la derecha)

Como podemos observar, la tarea de referencia se caracteriza por presentar oscilaciones bastante irregulares en el plano M-P, aunque lejos de los *surrogates*, y elevados valores de la *SampEn*, en el plano M-L (A-P: $2,12 \pm 0,22$ vs. M-P: $2,35 \pm 0,02$).

El análisis comparativo, reveló que existían diferencias estadísticamente significativas de los valores de *SampEn* en el plano A-P ($p < 0,001$) respecto a los de la señal *surrogate*. En el plano M-L, no fueron encontradas diferencias estadísticamente significativas. Esto resultados nos indica que las oscilaciones en el plano A-P, son menos aleatorias, algo más predecibles al menos a corto plazo y, por tanto, muestran cierta correlación entre los datos que reflejan la acción de mecanismos deterministas subyacentes o de cierta estructura interna. Por el contrario, las oscilaciones en el plano M-L son aleatorias, es decir, corresponden a un ruido no correlacionado (ruido blanco)

Postura ortostática con manipulación de la información visual

En superficie estable, la medida *SampEn* de la *vCP*, no fue capaz de detectar diferencias entre la tarea de referencia (OA) y las tareas de manipulación visual (OC, MP y MS) (Tabla 4.10 y Figura 4.14). Sin embargo, la tarea OC presentó una moderada tendencia a mostrar valores más bajos de entropía.

Tabla 4.10. Valores medios y desviación típica, de los valores de entropía muestral (*SampEn*), de la oscilación de *vCP* en la tarea de control postural de referencia (OA) y en las condiciones experimentales de manipulación de la información visual: ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS) sobre superficie estable ($n=16$)

Tarea	<i>SampEn</i>(<i>vCP</i>_{A-P})	<i>SampEn</i>(<i>vCP</i>_{M-L})
OA	$2,12 \pm 0,22$	$2,35 \pm 0,02$
OC	$2,00 \pm 0,26$	$2,38 \pm 0,02$
MP	$2,00 \pm 0,41$	$2,37 \pm 0,03$
MS	$2,14 \pm 0,24$	$2,41 \pm 0,02$

$p < 0.05$ (Anovade dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de referencia (OA).

Postura ortostática sobre superficie inestable

En la Figura 4.14, se muestran las distribuciones de los valores *SampEn* de la *vCP* para todas las tareas de control postural evaluadas en superficie inestable. Los valores en el plano *A-P* se representan en la figura de la izquierda y los de la del plano *M-L* se muestran en la figura de la derecha. Debe tenerse en cuenta que, para una mejor visualización de los cambios potenciales, la gráfica (parte izquierda de cada figura) incluye los datos detectados en los sujetos cuando eran evaluados sobre superficie estable.

Nótese como, en el plano *A-P*, los valores de *SampEn* correspondientes a todas las tareas evaluadas son estadísticamente diferentes entre los dos tipos de superficie ($p < 0,001$). En todos los casos los valores de la *SampEn* de la *vCP* son más bajos (más regulares) en la superficie inestable. En el plano *M-L* las alteraciones siguen patrones similares, pero menos evidentes.

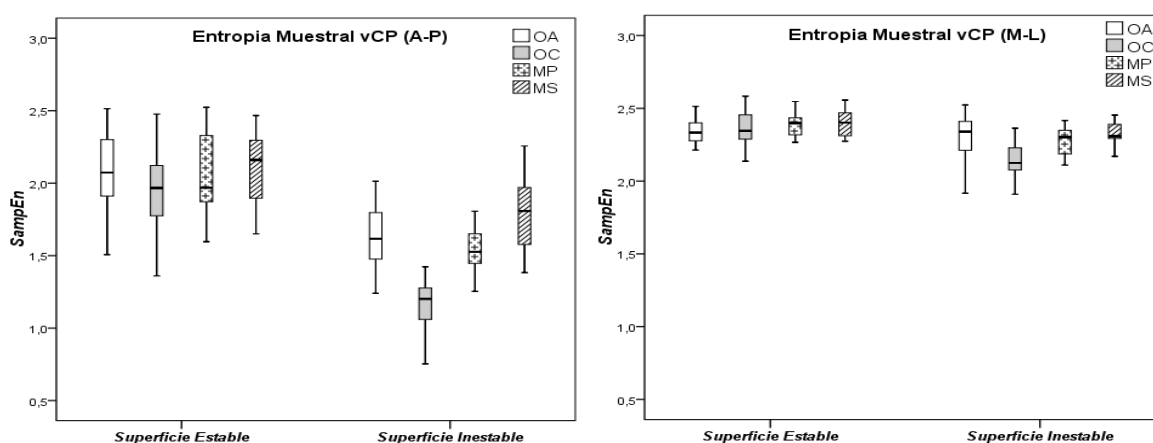


Figura 4.14. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía muestral correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) de las tareas de control postural: de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), de movimiento ocular de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) realizadas sobre superficie estable y superficie inestable

El análisis comparativo de las distintas tareas en superficie inestable reveló diferencias significativas para las tareas OC_{SI} ($p = 0,00$) y MP_{SI} ($p = 0,008$). En estos casos, los valores de *SampEn* fueron siempre más bajos, especialmente cuando comparamos la tarea OC_{SI} con la tarea realizadas con ojos abiertos (OAs).

Por otro lado, aunque no fueron encontradas diferencias estadísticamente significativas entre la tarea realizada con movimientos oculares sacádicos (MS_{SI}) con respecto a la tarea realizada con ojos abiertos (OAS_{SI}), los resultados mostraron una tendencia a presentar valores más elevados de $SampEn$, lo que nos indica que la serie MS_{SI} es más irregular.

En el caso del plano $M-L$, diferencias estadísticamente significativas fueron observadas apenas cuando la tarea era ejecutada con los ojos cerrados ($p = 0,004$), con valores bajos de $SampEn$ (Tabla 4.11).

Tabla 4.11. Valores medios y desviación típica de entropía muestral, correspondiente a la serie vCP , de la tarea de control postural de ojos abiertos (OAS_{SI}) y las condiciones experimentales de manipulación de la información visual sobre superficie inestable ($n=16$): ojos cerrados (OC_{SI}), movimientos oculares de persecución (MP_{SI}) y movimientos oculares sacádicos (MS_{SI})

Tarea	$SampEn(vCP_{A-P})$	$SampEn(vCP_{M-L})$
OAS_{SI}	1,67 ± 0,20	2,31 ± 0,16
OC_{SI}	1,20 ± 0,13*	2,13 ± 0,13*
MP_{SI}	1,53 ± 0,16*	2,28 ± 0,08
MS_{SI}	1,78 ± 0,27	2,33 ± 0,09

$p < 0.05$ (Anova dos factores medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea ojos abiertos sobre superficie inestable (OAS_{SI}).

4.2.3 Entropía de permutación

Los valores entropía de permutación, se calcularon y analizan utilizando dos variables (series) distintas del CP :

- La serie temporal posición CP ,
- La serie diferenciada o de velocidad del CP (vCP).

En este sentido los resultados de entropía de permutación (EP) serán presentados separadamente de acuerdo con la serie temporal utilizada.

Entropía de permutación correspondiente a la serie temporal del centro de presión

Postura ortostática de referencia

En la Figura 4.15 se observan, en las cajas del lado izquierdo del gráfico, los valores de entropía de permutación (EP) correspondientes a las series temporales de las oscilaciones de posición del CP en la tarea de referencia (OA). También se muestran (cajas de la derecha del gráfico) los valores de EP obtenidos a partir de las series *surrogate*.

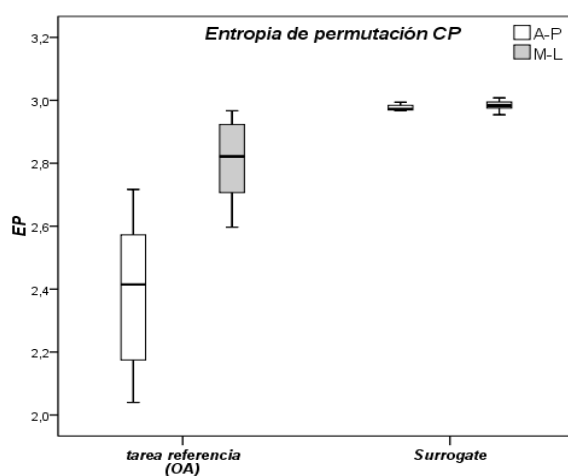


Figura 4.15. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación (EP), correspondientes a la serie CP en el plano antero posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$) en la postura ortostática de referencia (OA). A la derecha se muestran las cajas con los valores de entropía de permutación correspondientes a las series *surrogate*

Los resultados muestran como las series de CP en ambos planos ($A-P$ y $M-L$) son estadísticamente ($p < 0,001$) diferentes que sus respectivas series *surrogate*. Además, notese que el valor de EP es claramente mayor en el plano $M-L$ con respecto al plano $A-P$. Estos resultados nos están indicando que la serie de CP en el plano $A-P$, puede poseer alguna estructura interna.

Postura ortostática con manipulación de la información visual

En las tareas donde se manipuló la información visual se detectaron cambios significativos ($p = 0,010$) en el plano *A-P* cuando el sujeto cerraba los ojos (Tabla 4.12). Estos cambios se manifiestan con menores valores de entropía con respecto al patrón de referencia (*OA*). Tal comportamiento de la *EP* nos indica, que en ausencia de información visual, la serie del *CP* es más regular. No se detecta que cerrar los ojos afecte a los valores de *EP* en el plano *M-L*.

Tabla 4.12. Valores medios y desviación típica de entropía de permutación (*EP*), correspondientes a la serie de *CP*, cuando los sujetos eran evaluados en la postura de referencia (*OA*) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable ($n=16$): ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*)

Tarea	<i>EP</i>(<i>CP</i>_{<i>A-P</i>})	<i>EP</i>(<i>CP</i>_{<i>M-L</i>})
<i>OA</i>	2,39 ± 0,21	2,80 ± 0,12
<i>OC</i>	2,24 ± 0,28*	2,77 ± 0,09
<i>MP</i>	2,31 ± 0,26	2,79 ± 0,12
<i>MS</i>	2,46 ± 0,24	2,81 ± 0,13

$p < 0.05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea referencia (*OA*).

Incorporar tareas de seguimiento visual tampoco afectó a los niveles de entropía de permutación registrada en las series de *CP* registradas en ambos planos.

Postura ortostática sobre superficie inestable

En la Figura 4.16, podemos observar los valores de *EP* correspondientes al comportamiento del *CP* cuando los sujetos eran evaluados sobre una superficie inestable. Se incluyen los datos resultantes de las tareas ejecutadas sobre superficie estable para facilitar la visualización de los resultados obtenidos en las dos condiciones experimentales. Los datos del lado izquierdo de las gráficas muestran los valores de *EP* en el plano *A-P* en las diferentes situaciones evaluadas. El gráfico de la derecha muestra los valores en el plano *M-L*.

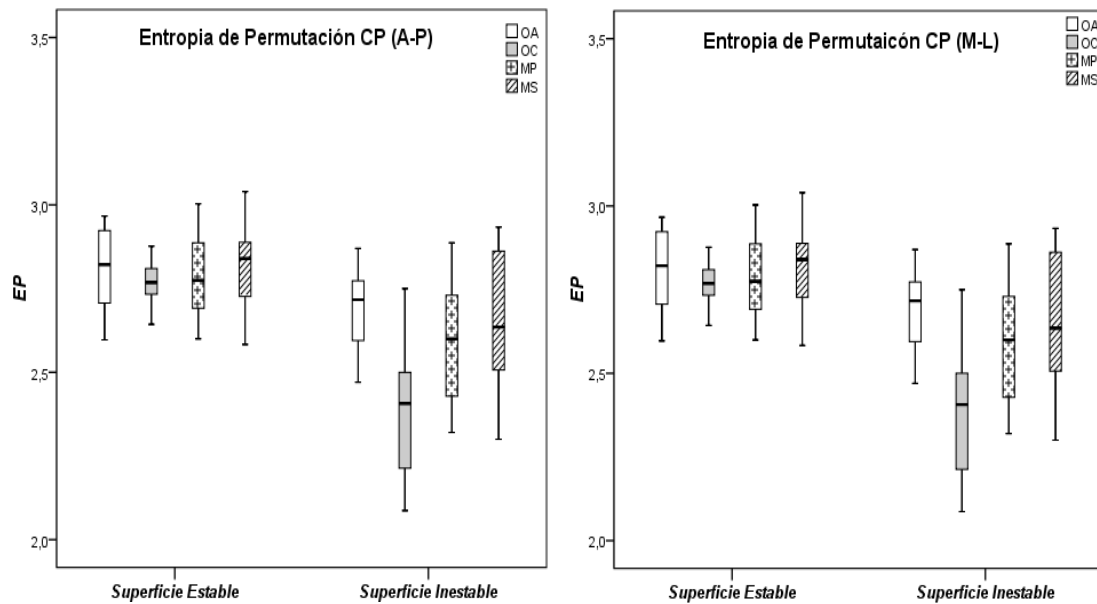


Figura 4.16. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación (*EP*) correspondientes a la serie *CP* en el plano antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*) realizadas sobre superficie de apoyo estable e inestable

Nótese como los valores de *EP* son estadísticamente diferentes ($p < 0,001$) cuando cambia la superficie sobre la que se realiza la tarea. Estos cambios se reflejan en valores más bajos de entropía de permutación en las tareas ejecutadas sobre una superficie inestable (Tabla 4.13).

El análisis comparativo de las diferentes tareas experimentales realizadas con respecto a la tarea con ojos abiertos *OAs_i*, detectó cambios importantes, especialmente en la prueba en la que los sujetos no percibían ningún tipo de información visual (*OCs_i*). Este comportamiento se reproducía tanto en el plano *A-P* ($p < 0,001$), como en el plano *M-L* ($p < 0,001$).

También se detectaron diferencias significativas ($p < 0,001$) en el plano *A-P*, cuando la tarea se ejecutaba con demanda de movimientos oculares de persecución (*MPs_i*). En ambas tareas (*MPs_i* y *OCs_i*) estos cambios se ven reflejados en valores más bajos de entropía de permutación que en la prueba ejecutada con *OA* (Tabla 4.13). Por el contrario, aunque las diferencias no fueron significativas, la tarea realizada bajo demanda de movimientos oculares sacádicos, presenta valor medio más alto con respecto a *OAs_i*.

Tabla 4.13. Valores medios y desviación típica de entropía de permutación (*EP*) correspondientes a la serie *CP*, cuando los sujetos eran evaluados sobre superficie inestable: ojos abiertos (*OAS_I*) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados (*OC_{S_I}*), movimientos oculares de persecución (*MP_{S_I}*) y sacádicos (*MS_{S_I}*) (*n*=16)

<i>Tarea</i>	<i>EP (CP_{A-P})</i>	<i>EP (CP_{M-L})</i>
<i>OAS_I</i>	1,98 ± 0,18	2,67 ± 0,16
<i>OC_{S_I}</i>	1,53 ± 0,13*	2,38 ± 0,19*
<i>MP_{S_I}</i>	1,80 ± 0,17*	2,59 ± 0,18
<i>MS_{S_I}</i>	2,06 ± 0,22	2,64 ± 0,20

p<0,05 (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea ojos abiertos (*OAS_I*).

Entropía de permutación correspondiente a la serie temporal de velocidad del centro de presión

Postura ortostática de referencia

En la Figura 4.17 se muestran las oscilaciones posturales expresadas en valores de entropía de permutación (cajas de la izquierda) correspondientes a la serie de velocidad del *CP* (*vCP*) de la prueba de referencia (*OA*). Además, en las cajas de la derecha, se incluyen las series *surrogate* (aleatorias) correspondientes a los planos *A-P* y *M-L*.

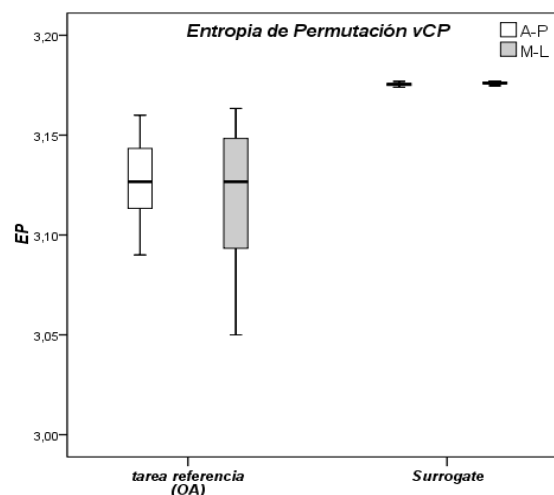


Figura 4.17. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación (*EP*), correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la postura ortostática de referencia (*OA*). A la derecha se muestran las cajas con los valores de entropía de permutación correspondientes a las series *surrogate*

Nótese que en la tarea de referencia los valores promedios de *EP* muestran oscilaciones de la *vCP* similares en ambos planos (*A-P*: $3,12 \pm 0,03$; *M-P*: $3,11 \pm 0,03$; *ns*). Ambos planos presentan valores elevados de entropía de permutación a pesar de que son significativamente diferentes de sus correspondientes series *surrogate*. Estos resultados nos indican que las series de *vCP*, en ambos planos, se caracterizan por un grado apreciable de aleatoriedad.

Postura ortostática con manipulación de la información visual

Los valores de *EP*, no presentan cambios estadísticamente significativos en ningún de los dos planos analizados en las distintas situaciones experimentales en las que se modificaba la información visual que percibía, los sujetos (Tabla 4.14).

Tabla 4.14. Valores medios y desviación típica de entropía de permutación (*EP*), correspondientes a la serie de *vCP*, de las tareas de control postural de referencia (*OA*) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable ($n=16$): ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*)

Tarea	<i>EP</i> (<i>vCP</i>_{<i>A-P</i>})	<i>EP</i> (<i>vCP</i>_{<i>M-L</i>})
<i>OA</i>	$3,12 \pm 0,03$	$3,11 \pm 0,03$
<i>OC</i>	$3,11 \pm 0,01$	$3,11 \pm 0,02$
<i>MP</i>	$3,12 \pm 0,01$	$3,12 \pm 0,03$
<i>MS</i>	$3,12 \pm 0,02$	$3,12 \pm 0,02$

$p < 0,05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de referencia (*OA*).

Estos resultados nos permiten afirmar que la entropía de permutación no es una herramienta sensible para detectar los cambios que teóricamente debe sufrir el *vCP* de un sujeto cuando este es evaluado en una posición erecta mantenida; a la vez que se le modifican las condiciones experimentales, reduciendo o anulando mecanismos de *feedback* visual que pudieran servir para reajustar, modificar o mantener la postura.

Postura ortostática sobre superficie inestable

En la Figura 4.18, se muestran los valores de la *EP* correspondientes a la serie *vCP* de cada una de las tareas realizadas (superficie estable y superficie inestable). En la figura de la izquierda se reflejan los valores de las series en el plano *A-P* y en la figura de la derecha los correspondientes al plano *M-L*.

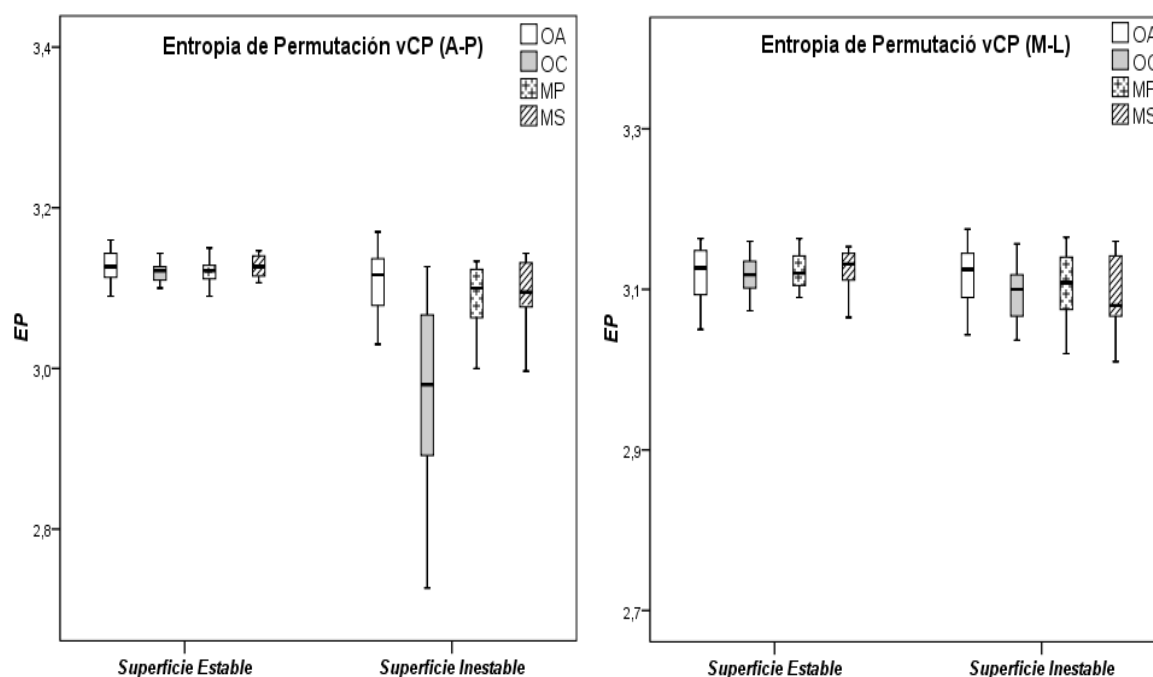


Figura 4.18. Gráfica de cajas (*boxplot*) que muestra los valores de entropía de permutación, correspondientes a la serie *vCP* en el plano antero-posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en las tareas de control postural de referencia (*OA*), ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*), realizadas sobre superficie de apoyo estable e inestable

Los resultados muestran comportamientos distintos en ambos planos cuando las tareas con respecto a la superficie de sustentación (estable vs. inestable) que se ejecuta la tarea. Estos cambios se reflejan en valores siempre más bajos de *EP* para las *vCP* correspondientes a la superficie inestable (Tabla 4.15).

En el plano *A-P* los cambios que provoca el cambio de superficie son relevantes en todas las tareas evaluadas excepto cuando el sujeto se mantenía erecto con los ojos abiertos. En el plano *M-L* los cambios sólo son relevantes cuando el sujeto cierra los ojos.

Cuando el análisis lo realizamos entre las diferentes tareas experimentales realizadas en superficie inestable (Cajas de la derecha de cada gráfico de la Figura 4.18), observamos cambios significativos sólo en los valores de EP en el plano $A-P$ de la tarea realizada con OC_{SI} , cuando estos valores son comparados respecto a la tarea OA_{SI} . Estos cambios se ven reflejados en los valores de EP más bajos y en los cambios estadísticamente significativos en la prueba de referencia ($p = 0,001$).

Tabla 4.15. Valores Medios y desviación típica de entropía de permutación (EP), correspondientes a la serie vCP , cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados sobre superficie inestable en la tarea de ojos abiertos (OA_{SI}) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados (OC_{SI}), movimientos oculares de persecución (MP_{SI}) y sacádicos (MS_{SI})

Tarea	$EP (vCP_{A-P})$	$EP (vCP_{M-L})$
OA_{SI}	$3,10 \pm 0,03$	$3,11 \pm 0,00$
OC_{SI}	$2,97 \pm 0,11^*$	$3,09 \pm 0,00$
MP_{SI}	$3,08 \pm 0,04$	$3,10 \pm 0,01$
MS_{SI}	$3,09 \pm 0,04$	$3,09 \pm 0,01$

$p < 0,05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de ojos abiertos en superficie inestable (OA_{SI}).

4.2.4 Entropía multiescala

La entropía multiescala (MSE) representa el valor de $SampEn$ en diferentes escalas i ($i=1-12$). En este caso, el valor de entropía en la escala $i=1$, corresponderá al valor de la entropía estándar ($SampEn$) que hemos determinado anteriormente en todos los casos evaluados. De acuerdo a lo indicado en la metodología, el análisis de la MSE se realiza a partir del análisis cualitativo de la curva resultante. La curva es representada por líneas que conectan los valores medios de $SampEn$ para todas las series temporales “grano-grueso o coarse-grained” derivadas de la serie original.

Primero, para comprobar la consistencia del método *MSE*, simulamos series con distintas funciones de auto-correlación. En este caso, se utilizó el exponente de Hurst para determinar el grado de auto-correlación de la serie ($H < 0,5$: *correlación anti-persistente*; $H > 0,5$: *correlación persistente*; $H = 0,5$: serie no correlacionadas). Una vez determinadas las series para cada valor de H aplicamos el algoritmo *MSE*, para la comparación con las series de *CP*.

La Figura 4.19, muestra los valores de la *MSE* aplicada a cada una de las series simuladas. Nótese, que para la escala uno ($i=1$), los valores más altos de entropía corresponden a la serie temporal no correlacionada ($H=0,5$: aleatoria), mientras los valores más bajos corresponden a las series con correlación persistente ($H > 0,5$).

En el análisis cualitativo de la curva, observamos que la serie aleatoria ($H=0,5$) muestra una disminución constante de los valores de entropía conforme aumenta la escala. Para las series con correlación persistente ($H > 0,5$) los valores de entropía permanecen prácticamente constantes para todas las escalas. En escalas para las que $i > 3$, los valores son mayores que los valores correspondientes para el ruido blanco ($H=0,5$) (Figura 4.19).

Por lo otro lado, en las curvas correspondientes a las señales con correlación anti-persistente ($H < 0,5$) se observa una caída más acentuada que la que se detecta en la serie aleatoria ($H=0,5$). En este caso sus valores se mantienen por debajo de los valores de esta última en el resto de escalas. Estos resultados son consistentes con el hecho de que, al contrario del ruido blanco, el ruido correlacionado contiene estructuras complejas en diferentes escalas de tiempo.

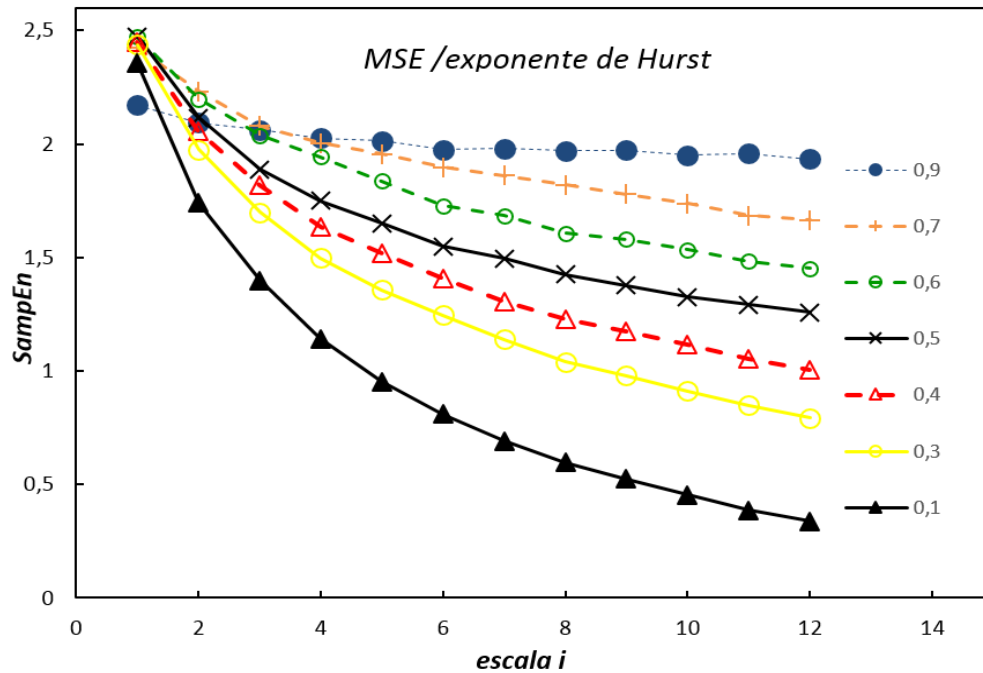


Figura 4.19. Curvas de la *MSE* calculadas para series temporales con diferentes exponentes de *Hurst* ($H=0,1$ a $0,9$). Series generadas en ambiente *MATLAB*[®] (The Math Works, USA)

Por lo tanto, el análisis de la entropía multiescala nos permite evaluar el comportamiento de la serie de las oscilaciones del *CP* en diferentes escalas. Esta estrategia metodológica nos permite profundizar en el análisis de los diferentes factores subyacentes en los mecanismos del control postural. En consecuencia, además del análisis de la muestra en su conjunto, con esta herramienta analizaremos algunos casos individuales, tratando de ilustrar algunos de estos comportamientos.

En este estudio, la *MSE* será aplicada sólo en la serie de velocidad del *CP* (*vCP*), ya que el análisis de *SampEn* (medida utilizada en el algoritmo *MSE*) nos proporciona más informaciones que la que nos aportan las oscilaciones de la serie posición de *CP*.

Postura ortostática de referencia

La Figura 4.20 muestra las curvas resultantes del análisis de la MSE en la postura ortostática de referencia (OA) en ambos planos (líneas continuas). También se muestran (líneas discontinuas) las curvas MSE correspondientes a las series estimadas.

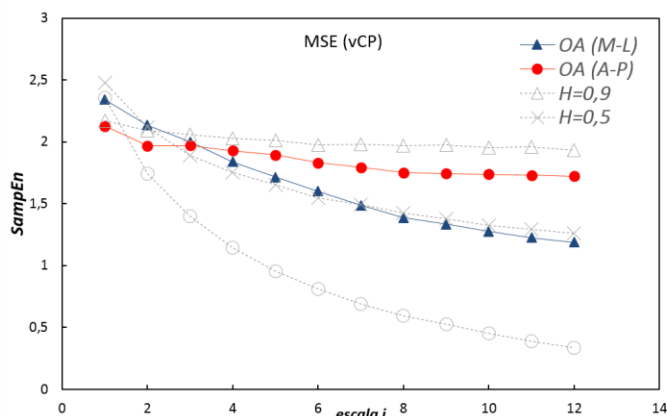


Figura 4.20. Curvas de los valores medios ($n=16$) de la entropía multiscala (MSE) correspondientes a la serie vCP en los planos antero posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$), en la postura ortostática de referencia (OA). Las líneas discontinuas corresponden a las series simuladas: aleatoria ($H=0,5$), correlación persistente ($H>0,5$) y antipersistente ($H<0,5$)

Nótese que, para la escala $i=1$, el valor medio de entropía más bajo es observado en el plano $A-P$. Además, los valores de MSE presentan valores similares a los observados en la serie con correlación persistente ($H>0,5$).

Salvo en las primeras escalas, el comportamiento de la curva muestra que los valores de entropía tienden a estabilizarse conforme aumenta la escala. Este comportamiento similar al observado para la serie con correlación persistente ($H>0,5$).

Para el plano $M-L$ los valores en la escala $i=1$ se encuentran próximos a los observados en la serie aleatoria. La similitud entre ambos valores (real y aleatorio) se repite en el resto de las escalas.

En el plano $A-P$, los resultados indican que series temporales (vCP_{A-P}) poseen estructura interna (persistente-memoria). Esto nos indica que un dato en un determinado momento/estado puede estar relacionado con los estados inmediatamente anteriores.

En la Figura 4.21, se muestran las curvas de la *MSE*, planos *A-P* (gráfica izquierda) y *M-L* (gráfica derecha), correspondientes a las series *vCP* obtenidas en distintas tareas de control postural ejecutadas con manipulación de las informaciones visuales realizadas sobre superficie estable.

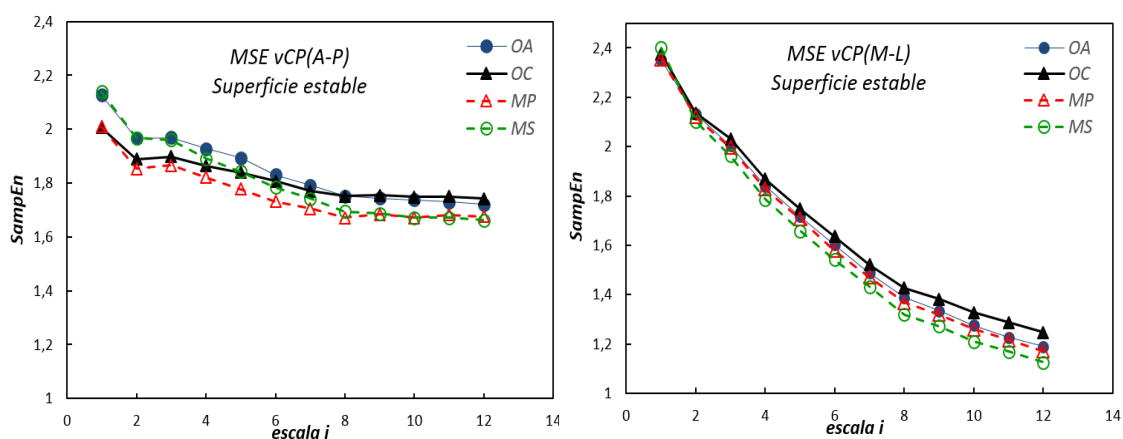


Figura 4.21. Curvas de los valores medios de la *MSE* ($n=16$) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la tarea de control postural de referencia (*OA*) y con manipulación de la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*)

En el plano *A-P*, el valor de entropía en la escala $i=1$, es decir la *SampEn* de la serie original de *vCP*, no presentó diferencias estadísticamente significativas entre cada una de las tareas evaluadas. Con el aumento de la escala ($i=2 \dots i=12$) la tendencia de los valores de entropía es similar en cada uno de los casos estudiados. El valor disminuye rápidamente en las primeras escalas y tiende a estabilizarse en las más altas. Los valores de entropía de cada escala no muestran diferencias importantes entre cada protocolo.

No obstante, entendemos necesario destacar que el análisis cualitativo de las curvas *MSE* permite observar pequeñas diferencias en la dinámica de la serie *vCP*. Estos cambios son especialmente observados cuando la tarea se realiza con los ojos cerrados (*OC*), presentando una tendencia a estabilizar los valores de entropía con respecto a las demás tareas. Esto nos estaría indicando que las series de *vCP* correspondientes a las tareas realizadas en ausencia de visión muestran una mayor estructura interna que el resto de las series.

En el caso de las pruebas con demanda de movimientos oculares (*MP* y *MS*), muestra que la tarea con movimientos sacádicos presentan una mayor disminución en los valores de entropía en función de escala *i*. Las tareas con movimientos de persecución muestran una tendencia a mantener los valores de entropía constante con el incremento de escala.

En el plano *M-L*, las curvas de *MSE* mostraron un patrón similar en las tareas, con disminución constante de los valores de entropía y de forma similar a la que podríamos observar en una señal aleatoria ($H=0,5$).

El análisis de los valores del índice de complejidad de entropía multiescala (IC_{MSE}), que corresponde a la suma de las áreas debajo de la curva, no fue capaz de detectar diferencias estadísticamente significativas entre las distintas condiciones analizadas (Tabla 4.16).

Tabla 4.16. Valores medios y desviación típica del índice de complejidad multiescala (IC_{MSE}), correspondientes a la serie de vCP , cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados en la postura ortostática de referencia (*OA*) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*)

<i>Tarea</i>	$IC_{MSE}(vCP_{A-P})$	$IC_{MSE}(vCP_{M-L})$
<i>OA</i>	22,18 ± 0,92	19,53 ± 1,10
<i>OC</i>	22,83 ± 1,12	19,96 ± 1,24
<i>MP</i>	21,70 ± 1,36	19,36 ± 1,24
<i>MS</i>	21,72 ± 1,02	19,29 ± 1,27

$p < 0,05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de referencia (*OA*).

Posición ortostática sobre superficie inestable

En la Figura 4.22, se muestra, para ambos planos, las curvas de MSE para las series de vCP de las distintas tareas de control postural evaluadas sobre una base de apoyo inestable.

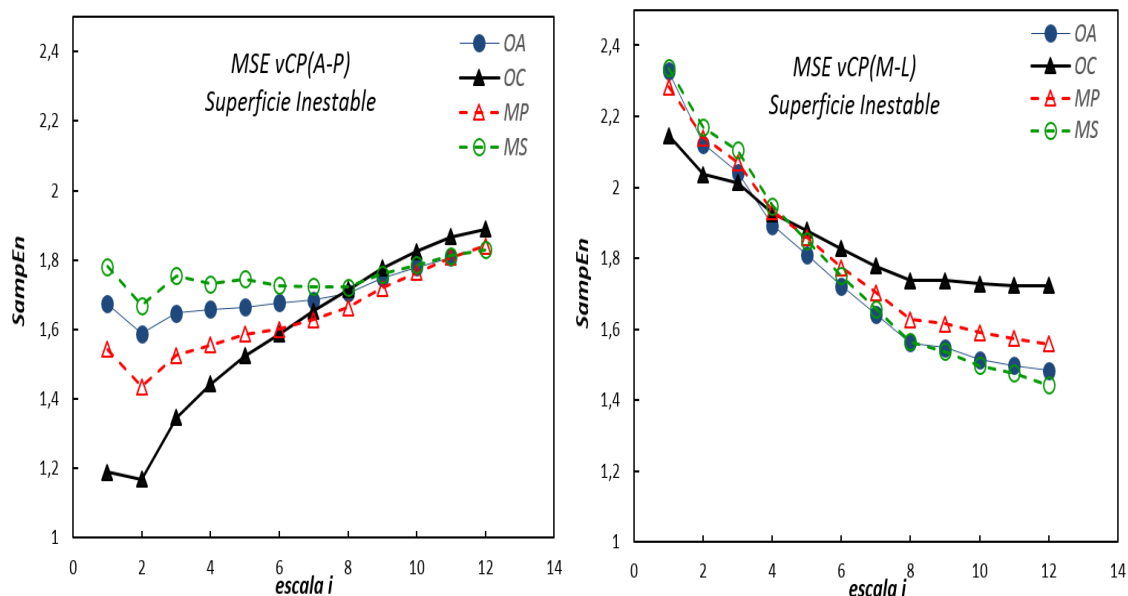


Figura 4.22. Curvas de los valores medios de la MSE ($n=16$), correspondientes a la serie vCP en los planos antero posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$), en las tareas realizadas sobre superficie inestable: ojos abiertos (OA_{si}), ojos cerrados (OC_{si}), movimientos oculares de persecución (MP_{si}) y sacádicos (MS_{si}).

Se detecta, en el plano $A-P$, un claro efecto del tipo de superficie de apoyo en el que se realiza la tarea sobre las oscilaciones posturales. Además, se observa que valores de entropía de vCP en superficie inestable tienden a estabilizarse en escalas pequeñas, pero a incrementar su valor en escalas mayores. Por el contrario, en superficies estables los valores tienden a disminuir con el aumento de la escala i (Figura 4.21)

Estos resultados indican una mayor estructura interna en la dinámica de las oscilaciones posturales cuando la evaluación de la vCP se realiza sobre superficie inestable.

El análisis comparativo en el que se evalúa el efecto que pudiera tener la manipulación de las informaciones visuales en superficies inestables, revela que existen diferencias importantes en los valores de entropía para todos los protocolos aplicados. Estas diferencias son especialmente importantes cuando la tarea se realiza con los ojos cerrados (OC_{SI}). En este caso, la entropía presentó valores más bajos para escalas pequeñas y más altos para las escalas mayores de siete ($i > 7$).

Las tareas que demandaban movimientos oculares (MP_{SI} y MS_{SI}) presentaron comportamientos similares al observado en la tarea OA_{SI} . No obstante, los valores de entropía encontrados fueron más bajos en estos casos, especialmente la prueba MP_{SI} .

En el plano $M-L$ apenas se detectaron cambios en la tarea OC_{SI} . Esta tarea mostró valores de entropía más bajos para las escalas $i < 3$, mientras que para las escalas $i > 4$ los valores eran más altos que en los observados en las demás tareas.

El análisis IC_{MSE} , para los dos planos, valores significativamente distintos entre la tarea OA_{SI} y OC_{SI} . Estas diferencias se manifiestan en la tarea realizada con ausencia visual, mostrando valores más bajos de complejidad para el plano $A-P$ y de mayor complejidad en el plano $M-L$ (Tabla 4.17).

Tabla 4.17. Valores medios y desviación típica, del índice de complejidad de entropía multiescala (IC_{MSE}), correspondiente a la serie vCP , cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados sobre superficie inestable en la tarea de ojos abiertos (OA_{SI}) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual: ojos cerrados (OC_{SI}), movimientos oculares de persecución (MP_{SI}) y sacádicos (MS_{SI})

Tarea	$IC_{MSE}(vCP_{A-P})$	$IC_{MSE}(vCP_{M-L})$
OA_{SI}	20,50 ± 1,66	21,15 ± 0,97
OC_{SI}	19,37 ± 1,45*	22,24 ± 1,10*
MP_{SI}	20,01 ± 1,49	21,70 ± 1,14
MS_{SI}	21,03 ± 1,01	21,38 ± 1,38

$p < 0.05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de ojos abiertos en superficie inestable (OA_{SI}).

SUJETO 1

Tarea referencia (OA) vs. Tarea ojos abiertos sobre superficie inestable

La Figura 4.23, representa el análisis *MSE* de la serie *vCP* correspondiente a la tarea de referencia (OA) y a la tarea ojos abiertos (OAsi). Además, se representa la curva correspondiente a la señal estimada con un exponente un *Hurst* correspondiente a un ruido aleatorio ($H=0,5$). Nótese que los valores de entropía para la escala $i=1$, son claramente distintos en cada uno de estos casos. Estas diferencias se manifiestan con valores más bajos de entropía en la tarea realizada sobre superficie inestable, lo cual podría estar indicándonos una mayor estructura interna de la serie.

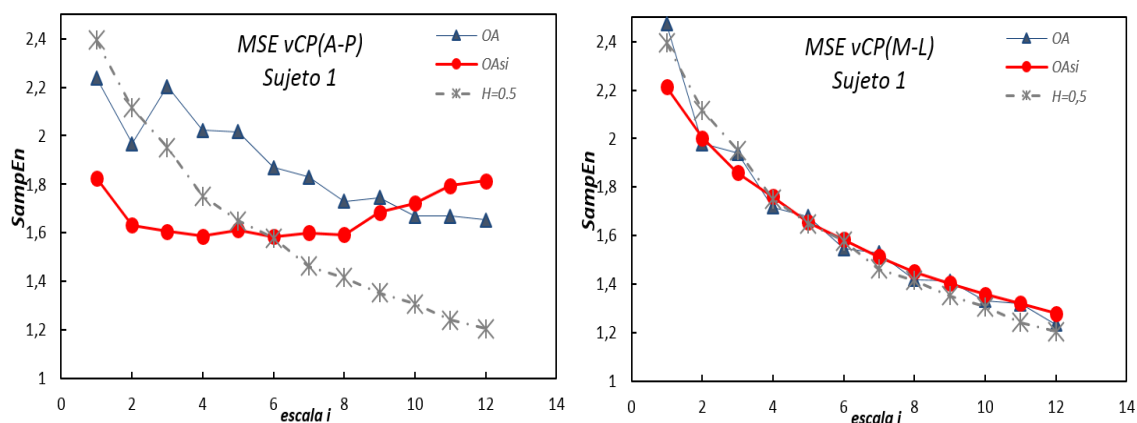


Figura 4.23. Curvas resultantes del análisis de entropía multiescala (*MSE*), para la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), correspondientes al sujeto 1, en las tareas de control postural de referencia (OA) y las tareas de ojos abiertos sobre superficie de apoyo inestable (OAsi)

En el plano *A-P*, se observa que los valores de entropía en apoyo estable presentan una disminución de sus valores a partir de la escala $i=3$. Sobre superficie inestable los valores de entropía se mantienen constantes a pequeñas escalas y aumentan su valor a escalas superiores. A partir de la escala $i=10$, estos valores de entropía serán mayores con respecto a las oscilaciones en superficie estable. Estos resultados nos podrían estar indicando la existencia de una mayor estructura interna en el control de las oscilaciones observadas en la *vCP* sobre superficie inestable.

En el plano $M-L$, apenas pequeñas diferencias son observadas para escala $i=1$, con valores de entropía más bajos para la tarea realizada sobre superficie inestable.

SUJETO 10

Tarea realizada con ojos abiertos (OAs_i) y ojos cerrados sobre superficie inestable

En la Figura 4.24 se representan las curvas MSE correspondientes a las tareas OAs_i y OCs_i sobre superficie inestable. Nótese que ambas series tienden a incrementar suavemente el valor de entropía con el incremento de la escala. A escalas pequeñas los valores son más bajos que los de la serie no correlacionada ($H=0,5$), pero más elevados en las escalas superiores ($i>7$). Además, debemos señalar que, para todas las escalas, los valores de entropía de la serie OCs_i son más bajos que los de OAs_i , siendo la mayor diferencia para la escala 1.

En el plano $M-L$ no fueron apreciadas diferencias en las series vCP analizadas. En ambos casos los valores de entropía multiescala presentan un comportamiento similar al observado para una serie que contiene ruido blanco.

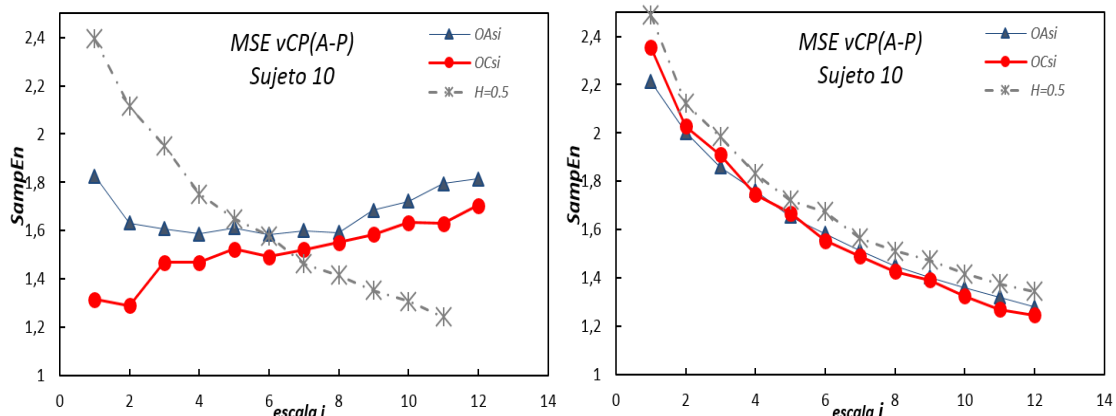


Figura 4.24. Curvas resultantes del análisis de MSE para la serie vCP en los planos antero posterior (A-P) y medio-lateral (M-L), del sujeto 10. Los valores corresponden a las tareas de ojos abiertos (OAs_i) y ojos cerrados (OCs_i) sobre superficie de apoyo inestable

4.2.5 Entropía de permutación multiescala

Como en el caso de la *MSE*, la *MPE* se basa en el análisis de los valores de entropía en función de la escala i . En este caso, la curva *MPE* es representada por una línea que conecta los valores de entropía a las diferentes escalas que, en este caso, corresponderán a los valores de *EP*. El valor de entropía en la escala $i=1$, corresponderá al valor de la entropía estándar (*EP*) que hemos determinado anteriormente.

En primer lugar, tal y como hicimos con *MSE*, comprobamos el comportamiento de la dinámica de series temporales con correlaciones conocidas a través del *MPE* (Figura 4.25). Los resultados de *MPE* aplicado a señales simuladas con diferentes correlaciones aportó datos diferentes al análisis de la *MSE*. Para una señal no correlacionada ($H=0,5$), los valores de entropía tienden a ser altos para todas las escalas, de manera que no se observa una disminución de los valores con incremento de la escala. Un comportamiento similar fue observado para la señal correlacionada ($H>0,5$), aunque los valores de entropía son claramente más bajos.

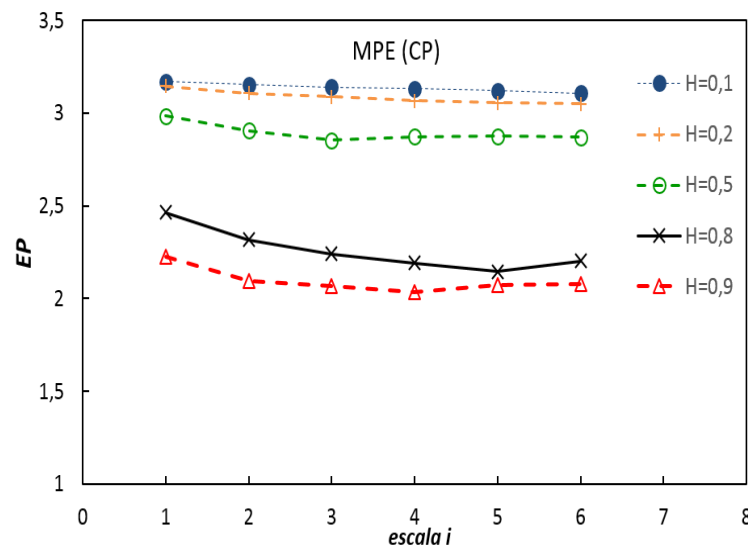


Figura 4.25. Curvas de la *MPE* calculadas para series temporales con diferentes exponentes de Hurst ($H=0,1$ a $0,9$). Series generadas en ambiente *MATLAB*[®] (The Math Works, USA)

Postura ortostática de referencia

En la Figura 4.26 se muestran las curvas de valores medios resultantes del análisis de la *MPE* de la tarea referencia (*OA*). También se muestran (líneas discontinuas) las curvas de las series aleatorias estimadas ($H=0,5$) para cada serie.

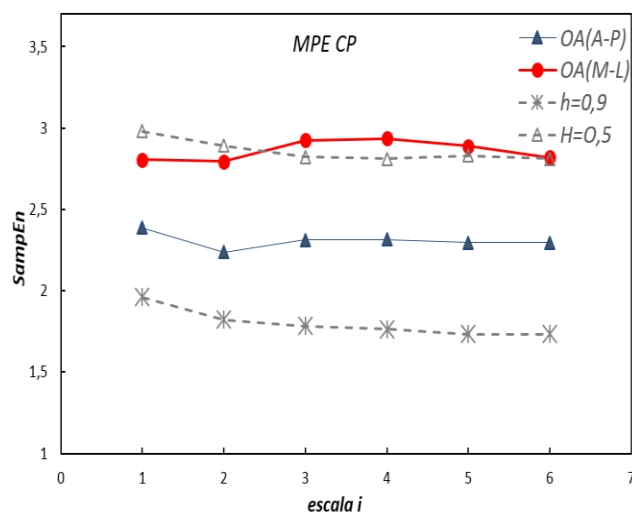


Figura 4.26. Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía de permutación multiscala (*MPE*) correspondiente a la serie *CP*, en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en la postura ortostática de referencia (*OA*). Las líneas discontinuas corresponden a las series simuladas: aleatoria ($H=0,5$), correlación persistente ($H>0,5$) y antipersistente ($H<0,5$)

Como observamos las curvas de *MPE* correspondientes a la tarea de referencia, en el plano *A-P*, presentan valores más bajos de entropía que la serie aleatoria ($H=0,5$). La serie en el plano *M-L* presenta un comportamiento similar a la señal aleatoria.

En consecuencia, podemos decir que la herramienta es consistente a la hora de discriminar las diferencias entre planos, pero no es capaz de detectar cambios entre las escalas utilizadas (6 escalas).

Postura ortostática con manipulación de la información visual

En la Figura 4.27 se presentan las curvas de *MPE*, planos *A-P* (gráfica izquierda) y *M-L* (gráfica derecha), para todas las condiciones de tareas de control postural a las que fueron sometidos los sujetos cuando eran evaluados sobre una superficie estable.

Como podemos observar, en el plano *A-P*, la *MPE* apenas permite diferenciar los cambios provocados por las diferentes condiciones de tarea visual. En este plano, las mayores diferencias entre protocolos se encuentran en la escala $i = 1$, es decir, el valor correspondiente a la *EP* (escala simple) de la serie original. Además, nótese que todas las series presentan un comportamiento similar a lo largo de la escala, mostrando valores más bajos de entropía en la tarea *OC*.

En el plano *M-L* las tareas experimentales presentan siempre un comportamiento similar al observado para series aleatorias. Esto impide que la *MPE* sea una herramienta útil para discriminar entre tareas.

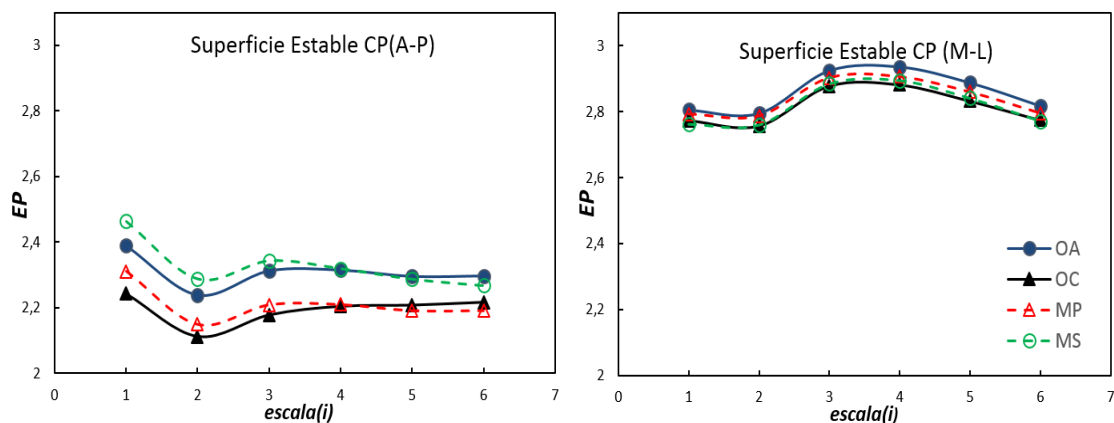


Figura 4.27. Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía de permutación multiscala (*MPE*) correspondientes a la serie *CP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la tarea de control postural de referencia (*OA*) y con manipulación de la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*)

El análisis de valores del índice de complejidad de entropía de permutación (IC_{MPE}) se muestra en la Tabla 4.18. Tal y como se puede observar, existen diferencias estadísticamente significativas entre *OC* y *OA*. Estas diferencias se manifiestan por valores más bajos de *IC* para *OC*, lo que podría estar indicándonos una mayor estructura de la serie.

En la tarea *MP* no se observan diferencias estadísticamente significativas con respecto a los valores de la tarea de referencia. Sin embargo, esta condición también mostró una tendencia a valores más bajos. Por lo contrario, *MS* presentó valores más elevados (Tabla 4.18).

Tabla 4.18. Valores medios y desviación típica del índice de complejidad de la entropía de permutación multiescala (IC_{MPE}), correspondientes a la serie CP cuando los sujetos ($n=16$) eran evaluados en la postura ortostática de referencia (OA) y en las condiciones experimentales en las que se manipulaba la información visual sobre superficie estable: ausencia de visión (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS)

Tarea	$IC_{MPE}(CP_{A-P})$	$IC_{MPE}(CP_{M-L})$
OA	13,86 ± 1,25	17,18 ± 0,63
OC	13,15 ± 1,49*	16,91 ± 0,78
MP	13,25 ± 1,60	17,04 ± 0,71
MS	14,01 ± 1,47	17,28 ± 0,62

$p < 0,05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de referencia (OA).

Postura ortostática sobre superficie inestable

La Figura 4.28 muestra las curvas resultantes del análisis de entropía de permutación multiescala (MPE), correspondiente a la serie temporal del CP , planos $A-P$ (gráfica izquierda) y $M-L$ (gráfica derecha), en las tareas realizadas sobre superficie inestable.

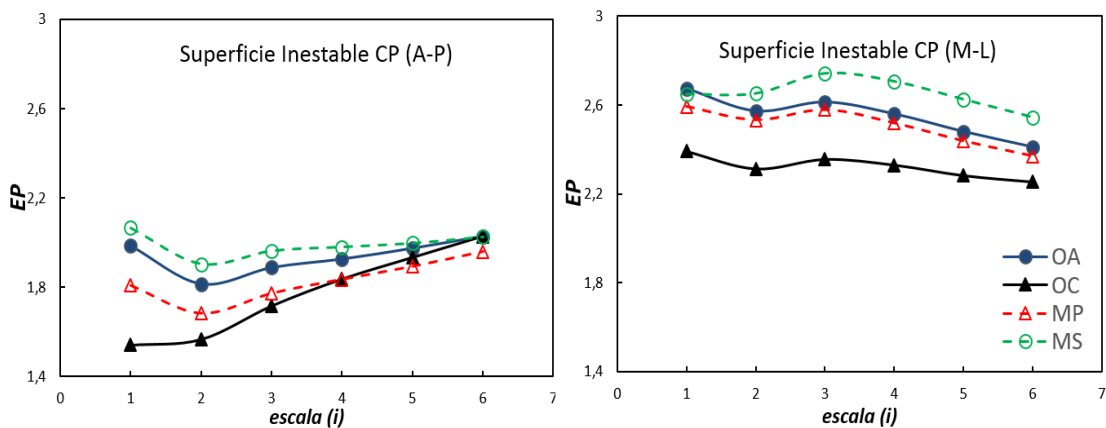


Figura 4.28. Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía de permutación multiescala (MPE) correspondientes a la serie CP en los planos antero posterior ($A-P$) y medio-lateral ($M-L$), en las tareas realizadas sobre superficie inestable: ojos abiertos (OA_{Si}), ojos cerrados (OC_{Si}), movimientos oculares de persecución (MP_{Si}) y sacádicos (MS_{Si})

Los resultados indican un cambio en los valores de MPE con respecto a la superficie en que se realiza la tarea, especialmente en el plano $A-P$. Estos cambios se manifiestan en valores de entropía más bajos para las tareas realizadas en superficie inestable.

El análisis del efecto de la información visual sobre las oscilaciones del *CP* reveló un comportamiento similar entre las tareas, en ambos planos, pero con diferentes magnitudes. En el plano *M-L*, las diferencias fueron apenas detectadas con respecto a la magnitud de los valores de entropía para cada escala *i*. Estas diferencias fueron especialmente observadas en la tarea *OC_{SI}*, que se reflejan en valores más bajos de entropía (*EP*) y que se mantuvieron constantes con un incremento de la escala. No obstante, en el plano *A-P*, la tarea realizada sin información visual presentó un aumento en todas las escalas. Por el contrario, las demás tareas *A-P* muestran una disminución inicial de su valor para la escala *i* = 2, incrementando posteriormente su valor.

El análisis del índice de complejidad de entropía de permutación multiescala (*IC_{MPE}*) sobre superficie inestable (Tabla 4.19), permitió detectar diferencias estadísticamente significativas en todas las tareas de manipulación visual (*OC_{SI}*: $p < 0,001$; *MP_{SI}*: $p < 0,001$; *MS_{SI}*=,039) con respecto a la tarea ojos abiertos en superficie inestable (*OA_{SI}*). En el plano *M-L* diferencias significativas fueron encontradas en la tarea ojos cerrados (*OC_{SI}*: $p < 0,001$) y demanda de movimientos oculares sacádicos (*MS_{SI}*: $p = 0,017$).

Tabla 4.19. Valores medios y desviación típica del índice de complejidad de entropía de permutación multiescala (*IC_{MPE}*), correspondientes a la serie *CP*, cuando los sujetos eran evaluados sobre superficie inestable ($n=16$): en la tarea de ojos abierto (*OA_{SI}*) ojos cerrados (*OC_{SI}*), movimientos oculares de persecución (*MP_{SI}*) y sacádicos (*MS_{SI}*)

Tarea	<i>IC_{MPE}</i>(<i>CP_{A-P}</i>)	<i>IC_{MPE}</i>(<i>CP_{M-L}</i>)
<i>OA_{SI}</i>	11,62 ± 0,50	15,29 ± 0,68
<i>OC_{SI}</i>	10,63 ± 0,67*	13,89 ± 0,50*
<i>MP_{SI}</i>	10,92 ± 0,52*	14,99 ± 0,72
<i>MS_{SI}</i>	11,93 ± 0,62*	15,91 ± 0,76*

$p < 0,05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea ojos abiertos sobre superficie inestable (*OA_{SI}*).

4.2.6 Entropía multiescala multivariante

Para el análisis de entropía multiescala multivariante (*MMSE*), hemos utilizado la serie de velocidad del *CP* (*vCP*).

El algoritmo de *MMSE* incluye el cálculo de la *entropía muestral multivariante* (*MSampEn*), para las series “grano grueso o *coarse grained*” derivadas de la serie original de *vCP* en función de la escala i ($i=1-6$). La *MSampEn*, nos permite analizar simultáneamente más de una serie temporal (multivariante), generadas por un mismo sistema. En este caso, para el análisis de la *MMSE*, las series temporales en los planos *A-P* y *M-L*, fueron analizadas simultáneamente para el cálculo de la *MSampEn*.

Primeramente, como para la medida *MSE* (univariante), para comprobar la consistencia del método, aplicamos la *MMSE*(Multivariante) a series temporales estimadas a partir del exponente de *Hurst*.

El resultado se muestra en la Figura 4.29, representados por los valores de *MSampEn* en función de la escala i ($i=1:6$). Nótese que para la escala $i=1$, los valores más altos corresponden a las señales que contiene, por lo menos, una serie no correlacionada/aleatoria ($H=0,5$). Con el incremento de la escala, las señales que contienen correlación persistente ($H>0,5$), tienden a estabilizar los valores de entropía. Por lo contrario, las señales con correlación antipersistente ($H<0,5$), muestran una disminución en los valores de entropía con el aumento de la escala i , y sus valores siempre se encuentran por debajo de los observados para las series aleatorias ($H=0,5$).

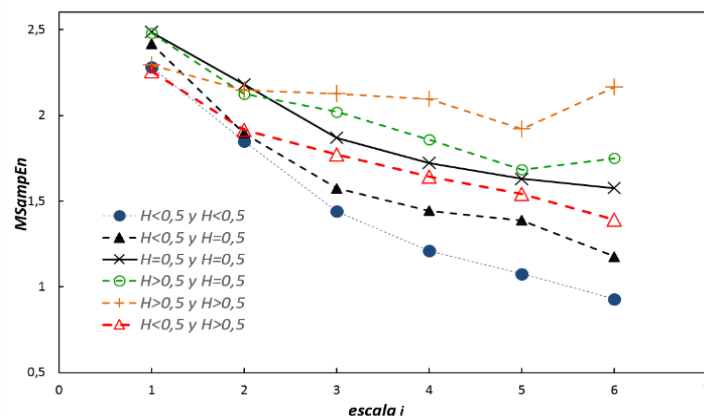


Figura 4.29. Curva de la *MMSE* calculada para diferentes series temporales estimadas a través del exponente de *Hurst*. Series generadas en ambiente *MATLAB*[®] (The Math Works, USA)

Las series aleatorias no correlacionadas presentan una caída similar a la observada en el caso de la *MSE* (univariante), es decir, una disminución constante en los valores de entropía con el aumento de la escala.

Postura ortostática de referencia

En la Figura 4.30 se muestran las curvas de valores medios del análisis de la entropía multivariante multiescala (*MMSE*) en la tarea referencia (*OA*). También se muestran las curvas resultantes de la *MMSE* aplicada a las series simuladas ($H < 0,5$: no persistente; $H > 0,5$: persistente; $H = 0,5$: aleatorias).

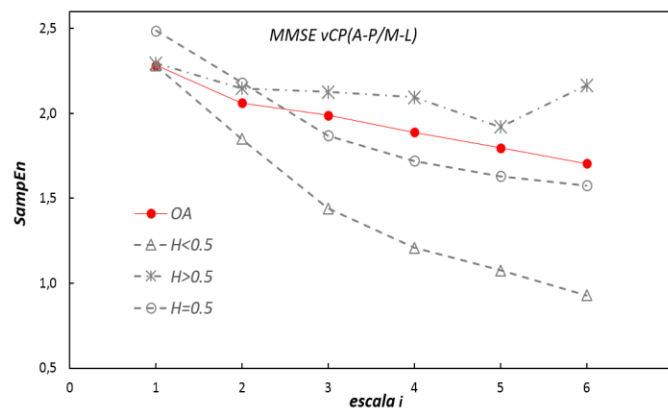


Figura 4.30. Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía multivariante multiescala (*MMSE*) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*), en la postura ortostática de referencia (*OA*). Las líneas discontinuas corresponden a las series simuladas: aleatoria ($H=0,5$), correlación persistente ($H > 0,5$) y antipersistente ($H < 0,5$).

Como observamos, la curva *vCP* en la tarea de referencia presentan valores en la escala $i=1$, que están por debajo de los valores observados para la señal aleatoria ($H=0,5$). Además, los valores de entropía de la serie *vCP* muestran una leve disminución con aumento de la escala i , similar al comportamiento observado para parámetros multivariantes que contienen por lo menos una serie temporal con correlación persistente.

Postura ortostática con manipulación de la información visual

La Figura 4.31 muestra las curvas de *MMSE* correspondientes a la serie *vCP* en las tareas de control postural con manipulación de la información visual de las tareas ejecutadas sobre superficie estable.

Nótese, que el comportamiento de las tareas de manipulación visual es muy similar al observado para la tarea de referencia, sin que se detecten cambios importantes. No obstante, observamos que las tareas con ausencia de la visión y bajo demanda de movimientos oculares de persecución se caracterizan por menores valores de entropía a pequeñas escalas ($i < 4$).

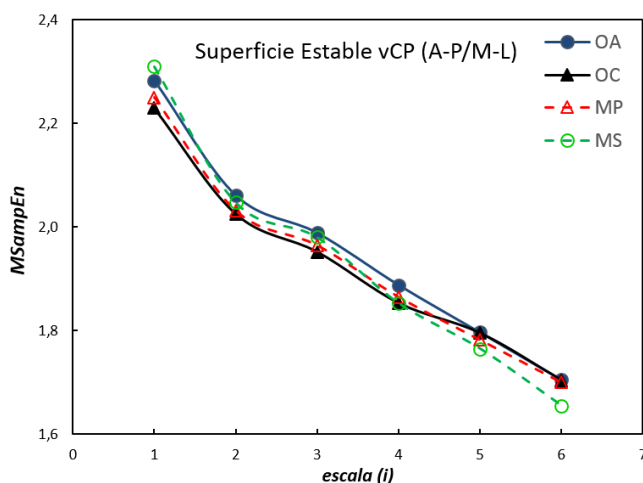


Figura 4.31. Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía multivariante multiscala (*MMSE*) correspondientes a la serie *vCP* en los planos antero posterior (*A-P*) y medio-lateral (*M-L*) en la tarea de control postural de referencia (*OA*) y con manipulación de la información visual sobre superficie estable: ojos cerrados (*OC*), movimientos oculares de persecución (*MP*) y sacádicos (*MS*)

El análisis del índice de complejidad de la *MMSE* (IC_{MMSE}) tampoco fue capaz de detectar diferencias entre las tareas realizadas bajo manipulación de la información visual con respecto a la tarea de referencia (Tabla 4.20).

Tabla 4.20. Valores medios y desviación típica del índice de complejidad de la entropía multivariante multiescala (IC_{MMSE}), correspondientes a la serie vCP , cuando los sujetos eran evaluados en las condiciones: ojos abiertos (OA), ojos cerrados (OC), movimientos oculares de persecución (MP) y sacádicos (MS), sobre superficie estable e inestable ($n=16$)

Variable	Superficie estable	Superficie inestable
	$IC_{MMSE}(vCp)$	
OA	11,77 ± 0,42	11,07 ± 0,51
OC	11,61 ± 0,51	10,43 ± 0,44*
MP	11,41 ± 1,10	10,96 ± 0,58
MS	11,66 ± 0,42	11,43 ± 0,44

$p < 0,05$ (Anova de dos factores de medidas repetidas, ajuste de Bonferroni) *diferencia en relación a la tarea de referencia (OA).

Posición ortostática sobre superficie inestable

El análisis de la $MMSE$ reveló cambios con respecto a la superficie de apoyo en la que se realizan las tareas de control postural (Figura 4.32). Estos cambios se reflejan en valores de entropías más bajos para las oscilaciones de vCP en superficie inestable en la escala $i = 1$. Nótese también que los valores de entropía en superficie inestable tienden a disminuir menos o incluso estabilizarse, especialmente durante la tarea en ausencia de la información visual (OC_{Si}), en función del aumento de la escala,

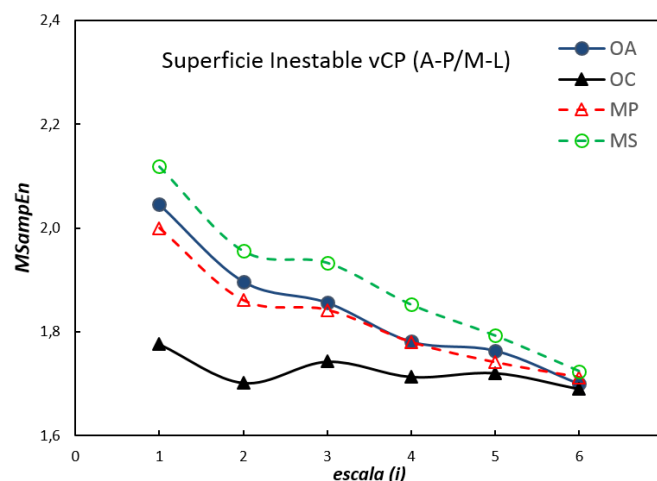


Figura 4.32. Curvas de los valores medios ($n=16$), de la entropía multivariante multiescala ($MMSE$) correspondientes a la serie vCP en los planos antero posterior (A-P) y medio-lateral (M-L), en las tareas realizadas sobre superficie inestable: ojos abiertos (OA_{Si}), ojos cerrados (OC_{Si}), movimientos oculares de persecución (MP_{Si}) y sacádicos (MS_{Si})

Estos resultados posiblemente indican una mayor estructura de la señal vCP cuando es obtenida a partir de una superficie de apoyo inestable. También se hace visible al comprobar las tareas con estímulo visual, que el efecto de la superficie inestable permitió detectar diferencias entre tareas en función del tipo de manipulación visual efectuada.

En la escala $i = 1$, encontramos valores de entropía más bajos para la tarea realizada con ausencia de la visión (OC_{SI}), mientras los valores más altos fueron observados para la tarea con demanda de movimientos oculares sacádicos (MS_{SI}). Todas las tareas, excepto OC_{SI} , presentaron una disminución de los valores de entropía con incremento de la escala. Las mayores diferencias se encuentran en las escalas pequeñas, ya que a escalas altas los valores tienden a converger en un punto.

El análisis del IC_{MMSE} reveló diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,001$) entre las tareas OC_{SI} y OA_{SI} (Tabla 4.20). Estos cambios se ven reflejado por valores más bajos de entropía en la tarea con ausencia de información visual (OC_{SI}).

5 *Discusión*

El control postural ha sido motivo de estudio en las últimas décadas. Sin embargo, en la literatura hemos encontrado algunas lagunas en asuntos como: resultados aparentemente contradictorios; falta de estandarización en el análisis de los datos o en los protocolos de evaluación. Además, la gran complejidad del mecanismo del control postural, que no está completamente entendido a pesar del avance tecnológico en el análisis de los datos, hace que actualmente sea necesario seguir investigando sobre el tema.

En este sentido, el estudio de la variabilidad de la oscilación postural se ha convertido en un aspecto fundamental para el entendimiento de los mecanismos subyacentes al control postural. Recientemente la teoría de los sistemas dinámicos complejos permite ampliar el conocimiento de las características de los mecanismos de control, al proporcionar información sobre las propiedades de las oscilaciones posturales dependientes del tiempo (estructura).

Las complejas interacciones de los subsistemas del control postural limitan la posibilidad de los métodos lineales tradicionales para describir la dinámica subyacente del mecanismo de control. Por lo tanto, entendemos que la evaluación del control postural necesita la inclusión de métodos lineales y no lineales para cuantificar las diferentes propiedades del sistema.

La presente tesis tiene como principal objetivo evaluar la eficacia de varios métodos de análisis, especialmente no lineales, a la hora de caracterizar la dinámica de la oscilación postural y, por tanto, discriminar el efecto que tienen las alteraciones de los principales mecanismos vinculados a los procesos de control postural (i.e. movimientos oculares). De esta manera, tratamos de facilitar recomendaciones prácticas sobre el análisis de los datos de *CP*.

5.1 Dominio temporal

Este estudio demuestra que entre las variables lineales (tradicionales) medidas en el dominio temporal, la velocidad media en el plano antero posterior, es la más adecuada (sensible) para detectar cambios en las oscilaciones posturales cuando manipulamos la información visual. Especialmente cuando el sistema cinestésico se ve afectado por el tipo de superficie de apoyo (inestable).

En la literatura se puede encontrar una gran cantidad de estudios que han investigado el control postural mediante los parámetros en el dominio temporal para caracterizar las oscilaciones del CP, entre los que podemos citar:

- *La velocidad media de desplazamiento del CP* (Asseman et al., 2004; Bieć & Kuczyński, 2010; Bucci et al., 2014; Cavalheiro et al., 2009; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Duarte et al., 2000; Frank et al., 2009; Kapoula & Lê, 2006; Kapoula et al., 2011; Kirchner et al., 2013, 2012; Kirshenbaum et al., 2001; Matsuda et al., 2008; Maurer & Peterka, 2005; Mayagoitia et al., 2002; Negahban et al., 2009; Noé & Paillard, 2005; Noé, et al., 2009; Paillard et al., 2006; Prieto et al., 1996; Raymakers et al., 2005; Redfern et al., 2001; Riach & Starkes, 1993; Rocchi et al., 2004; Sakellari & Bronstein, 1997; Swanenburg et al., 2008; Teasdale & Simoneau, 2001; Vuillerme, Danion, et al., 2001; Vuillerme, Teasdale, et al., 1991).
- *El área de superficie del desplazamiento del CP* (Cavalheiro et al., 2009; Chapman et al., 2008; Kirchner et al., 2012; Prieto et al., 1996; Rocchi et al., 2004; Schubert & Kirchner, 2014; Schubert et al., 2012; Stins et al., 2009; Swanenburg et al., 2008)
- *La desviación estándar del CP* (Amiridis et al., 2003; Bieć & Kuczyński, 2010; Bräuer & Seidel, 1980; Caballero et al., 2015; Donker et al., 2008;2007; Duarte et al., 2000; Isotalo et al., 2004; Kapoula et al., 2011; Kirchner et al., 2013, 2012; Kirshenbaum et al., 2001; Laughton et al., 2003; Lê & Kapoula, 2006; Negahban et al., 2009; Rocchi et al., 2004; Ross, Guskiewicz, 2009; Schmit et al., 2005; Schubert et al., 2012; van der Kooij, Campbell, & Carpenter, 2011).

Discusión

Entre estos estudios, es fácil observar diferencias en los grupos muestrales analizados (adultos sanos, niños, y mayores, pacientes), la variación en los diseños de los protocolos de evaluación y, fundamentalmente, diferencias metodológicas (parámetros analizados, frecuencia de muestro, filtros utilizados, etc.).

Teniendo en consideración estos aspectos y las características de la muestra estudiada en este trabajo (adultos jóvenes sanos), los valores medios observados para velocidad media, área de superficie y desviación estándar del *CP*, en la postura ortostática de referencia, nuestros datos son similares a los reportados en la literatura (Prieto et al., 1996; Noé et al., 2009; Noé & Paillard, 2005; Donker et al., 2007).

Además, los resultados confirman la mayor dispersión de las oscilaciones del *CP* en el plano antero posterior durante situaciones estables de equilibrio en bipedestación (Rougier & Garin, 2006). Esto se debe a una mayor implicación de la estrategia del tobillo, en situaciones de postura estática sin perturbación, habitualmente modelizada a partir del péndulo invertido (Winter, 1995).

Los parámetros tradicionales nos aportan información sobre el *tamaño* de las oscilaciones corporales. En este sentido, cuando los parámetros de oscilación del *CP* son comparados en diferentes situaciones a la hora de la realización de las tareas de control postural, se asume que los valores obtenidos aumentan, reflejando una disminución en el equilibrio (estabilidad). Por ejemplo: ante la ausencia de la información visual o sobre la alteración de la información propioceptiva a través de diferentes superficies de apoyo.

Considerando las aportaciones de las investigaciones previas (Berencsi et al., 2005; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Donker et al., 2007; Prieto et al., 1996; Raymakers et al., 2005; Sozzi et al., 2011), hemos podido confirmar la dependencia visual en el control postural. Expresado por un incremento de los valores de la desviación estándar (variabilidad) y la velocidad media (ajuste) en el plano antero posterior, cuando la información visual no está disponible.

Discusión

En nuestro trabajo, el cambio porcentual en la *velocidad media del CP* entre la tarea de referencia (OA) y la tarea con ojos cerrados (OC) fue de un 23% (OA-OC). Estos valores son similares a los presentados por Prieto et al. (1996), que al evaluar el efecto de la información visual sobre las oscilaciones de *CP* (tiempo: 30s y frecuencia: 100Hz) en un grupo de 20 adultos jóvenes (edad media 26,4 ± 4,9 años), encontró un aumento de la velocidad media del *CP* de un 36% en la tarea de ojos cerrados.

Con respecto a la variabilidad (*DE*), en nuestro estudio observamos un cambio del 26% (OA-OC). Valor similar al encontrado por Donker et al., (2007) en un grupo de 30 adultos jóvenes sanos (media de edad = 24 años; rango: 19-30 años), durante postura ortostática (tiempo: 35s y frecuencia; 100 Hz) con los ojos abiertos y ojos cerrados.

En la bibliografía consultada hemos encontrado diferentes estudios que no obtienen cambios en la oscilación del *CP* cuando se manipula la información visual (OA-OC) (Chiari et al., 2000; Silva et al., 2006). Estos resultados pueden ser explicados por la gran variabilidad intra e inter-individual existente en la medidas que evalúan el control postural, representada por desviaciones estándares que varían entre un 25 a 50% de los valores medios (Hufschmidt et al., 1980). En nuestro caso la alta desviación presentada por el área de *CP*, no permitió observar diferencias estadísticamente significativas, aunque los valores medios presentan una tendencia a aumentar, similar a los otros parámetros (*VM* y *DE*) cuando la información visual no está disponible.

Teniendo presente los dos mecanismos principales implicados en la estabilización de la postura mediante la visión: la percepción del movimiento aferente y eferente. El mecanismo aferente está basado en las características de flujo visual (*retinal slip* - desplazamiento angular de la imagen en la retina), mientras que el eferente puede estar asentado en una respuesta del comando motor (respuesta eferente) o en los músculos extraoculares aferentes (re-aferencia-propioceptiva) seguido de un movimiento ocular (Bronstein & Buckwell, 1997; Guerraz et al., 2000; Guerraz & Bronstein, 2008; Jahn et al., 2002; Kapoula & Lê, 2006; Strupp et al., 2003).

Discusión

En nuestro trabajo, la ejecución de movimientos oculares sacádicos produjo una disminución en las oscilaciones posturales reflejada en los valores de *DE* en el plano antero posterior con respecto a la tarea de referencia (fijación).

Este comportamiento coincide con la mayor parte de los estudios que relacionan los movimientos oculares sacádicos con la oscilación postural (Ajrezo et al., 2013; Bucci et al., 2014; Rougier & Garin, 2006; Stoffregen et al., 2007; Stoffregen, Bardy, Bonnet, & Pagulayan, 2006; Uchida, Hashimoto, Suzuki, Takegami, & Iwase, 1979; White, Post, & Leibowitz, 1980). Comparada con la tarea de referencia (fijación), la tarea con movimientos sacádicos parece demandar una gran estabilidad para permitir una mayor precisión espacial de los cambios de mirada, indicando una función integrada entre el control postural y la visión (Stoffregen et al., 2006).

Según Legrand et al., (2013), muchas estructuras del sistema nervioso en el córtex cerebral (frontal, parietal, occipital) y, en el tronco encefálico (formación reticular del *pontine paramediane* y colículo superior) tienen un papel importante en el control postural, así como en la programación y ejecución de movimientos oculares sacádicos. Por tanto, se cree que existe una interdependencia entre el control postural y el control oculomotor.

Por otro lado, la tendencia al aumento de las oscilaciones del *CP* observada durante la ejecución de movimientos oculares de persecución es similar al obtenido en otros estudios, que encontraron un aumento de la inestabilidad en el control postural, aunque en muchos, éste no es significativo (Bucci et al., 2014; Glasauer et al., 2005; Hunter & Hoffman, 2001; Suárez et al., 2000; Suárez et al., 2001). No obstante, creemos necesario advertir que los estudios anteriormente citados presentan diferencias respecto a los protocolos de estimulación visual utilizados.

Discusión

Estos resultados reafirman los presentados recientemente por Bucci et al., (2014), al investigar el efecto de tareas oculomotoras sobre las oscilaciones posturales en un grupo de 14 niños sanos con media de edad de 9,75 años. En este estudio, los sujetos realizaron pruebas de control postural con diferentes estímulos visuales: fijación, movimientos oculares persecución y sacádicos. Los autores obtuvieron menores valores del área y de la velocidad media de *CP* para la tarea con movimientos oculares sacádicos respecto a las otras dos pruebas, mientras que la tarea de persecución presentó mayores valores con respecto a la tarea de fijación. Entendemos que estas diferencias pueden ser explicadas debido a los mecanismos aferente y eferente de estabilización visual de la postura (Guerraz & Bronstein, 2008) explicados anteriormente.

Una explicación alternativa para la reducción observada es que la tarea de movimientos oculares sacádicos proporciona mejores señales/pistas visuales para la percepción del movimiento, y esta información es utilizada por el sistema de control postural para atenuar estas oscilaciones. Más específicamente, cuando el participante tiene que buscar la aparición de un blanco (sacádicos), la escena proporciona un mayor contraste visual que puede ser utilizado por los mecanismos del control postural.

Aunque no fue el objetivo de este trabajo, debemos considerar la hipótesis de que los movimientos oculares debidos a la estimulación visual involucran la demanda de atención a una tarea secundaria (Deubel & Schneider, 1996) , así como al control postural (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). La tarea secundaria puede aumentar o disminuir la estabilidad postural dependiendo del tipo y del grado de atención necesaria para la realización de la tarea (Bucci et al., 1994). Consideramos que la tarea de fijación y la de movimientos oculares de persecución son pruebas con un alto grado de demanda de atención, produciendo una menor estabilidad. Por el contrario, una tarea sencilla como mantener la postura durante movimientos oculares sacádicos, cambia el foco de atención del control postural y conduce a un mejor desempeño automático postural.

Discusión

Estas explicaciones sobre el uso de estímulos visuales no excluyen la hipótesis de una modulación funcional de la oscilación postural en las tareas supraposturales (Stoffregen, Pagulayan, Bardy, & Hettinger, 2000; Stoffregen, Smart, Bardy, & Pagulayan, 1999) y es posible que ambos factores hayan contribuido a la reducción de la oscilación postural observada en este estudio.

Otro objetivo de este trabajo ha sido analizar la relación entre las demandas visuales anteriormente descritas y como estas son afectadas por la alteración de la superficie de apoyo, por ejemplo, manteniéndose de pie sobre una gomaespuma. Hay que tener presente, que la superficie de apoyo afecta a la precisión de la información cinestésico/somatosensorial de los mecanorreceptores de la planta del pie (Chiang & Wu, 1997). Esta técnica es comúnmente utilizada en el ambiente clínico e investigación del sistema de control postural (Blackburn, Riemann, Myers, & Lephart, 2003; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Fransson, Gomez, Patel, & Johansson, 2007; Jeka, Kiemel, Creath, Horak, & Peterka, 2004; Patel et al., 2008; Patel, Fransson, Johansson, & Magnusson, 2011; Raymakers et al., 2005; Tanaka & Uetake, 2005; Teasdale, Stelmach, & Breunig, 1991; Vuillerme, Danion, et al., 2001; Vuillerme & Nougier, 2004; Vuillerme, Teasdale, et al., 2001).

En nuestro estudio, pudimos confirmar el efecto que supone mantenerse sobre una gomaespuma en las oscilaciones del *CP* (Teasdale et al., 1991, Fransson et al., 2007; Patel et al., 2008). Todos los parámetros lineales calculados en el dominio temporal reflejaron un incremento en las oscilaciones del *CP*. Estos cambios fueron especialmente observados en el plano antero posterior, pero también verificamos cambios en el plano medio lateral, especialmente en la condición de ojos cerrados. La gomaespuma produce un mayor movimiento de la articulación de la rodilla y de la cadera (Fransson et al., 2007; Blackburn et al., 2003), reflejando que la estrategia de la cadera también interviene el plano medio lateral en las oscilaciones posturales (Horak, 2006).

Discusión

Los resultados de los cambios porcentuales del *CP* en el plano antero posterior debido al tipo de superficie de apoyo (*DE*: 59% y 86%; *VM*: 43% y 140%, para *OA* y *OC* respectivamente) en este trabajo son similares a lo que se ha señalado por Teasdale et al., (1991). No obstante, es importante advertir que los estudios citados anteriormente utilizaron espumas de diferentes propiedades y diferentes parámetros para el análisis del *CP*. Ha sido demostrado que las propiedades de la espuma afectan de forma diferente las medidas de oscilación postural (Patel et al., 2008). Como no existe una estandarización cuanto a la espuma a ser utilizada, se debe tener cuidado a la hora de comparar resultados.

La información visual se torna todavía más importante cuando la información de al menos uno de los otros sistemas sensoriales no es fiable (Riemann, Myers, & Lephart, 2003). Al mantenerse de pie sobre una gomaespuma, las contribuciones relativas del sistema cambian (Patel et al., 2011). En nuestro caso la gomaespuma intensificó los efectos del estímulo oculomotor demandado. Es decir, los cambios debidos al efecto de la visión fueron más fuertes cuando los sujetos se evaluaron sobre superficie inestable, lo que confirma la sensibilidad de la velocidad media para discriminar todas las condiciones de alteración del sistema visual en ambos planos para ojos cerrados.

Estos resultados concuerdan con estudios previos que demostraron que la información alterada de los receptores somatosensoriales aumentaron la dependencia del sistema visual en el control postural (Cornilleau-Pérès et al., 2005; Fransson et al., 2007; Teasdale et al., 1991).

Según Stål, Fransson, Magnusson, & Karlberg (2003), durante el mantenimiento de la postura ortostática, receptores sensoriales ubicados en la planta del pie, conocidos como mecanoreceptores de umbral bajo, contribuyen al mantenimiento de la estabilidad postural, ya que son capaces de sentir la distribución de presión y la orientación espacial.

Por tanto, cuando se está de pie sobre una gomaespuma, las informaciones de los mecanorreceptores del pie son menos fiables (Chiang & Wu, 1997; Fransson et al., 2007), alterando el patrón del umbral de excitación de estos receptores, que incrementan la oscilación postural, cambiando también la estrategia postural (Fransson et al., 2007). Además, la espuma también ofrece una menor resistencia mecánica de oposición a la ejecución de los movimientos correctivos, lo que hace que sea más difícil corregir los desequilibrios (Patel et al., 2008).

Estos resultados nos hacen entender que la velocidad media del *CP* es el parámetro que más información nos revela sobre la oscilación del *CP*, especialmente en el plano *A-P*. Este trabajo confirma los resultados de otros estudios que han encontrado que *VM* es el parámetro más fiable para detectar variaciones en el control postural en diferentes condiciones (Lafond, Corriveau, Hébert, & Prince, 2004; Jeka et al., 2004; Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008; Prieto et al., 1996; Raymakers et al., 2005). Esto se debe a la gran fiabilidad demostrada por *VM* entre repeticiones (Cornilleau-Pérès et al., 2005).

Más recientemente, Ponce-González et al., 2014, también señalan una alta fiabilidad de la velocidad del *CP* y consideran esta una variable adecuada, para evaluar el equilibrio sobre una pierna.

5.2 Dominio frecuencia

En este trabajo los resultados con respecto al análisis en el dominio de frecuencia de las oscilaciones del *CP* reveló que la *Transformada Wavelet Discreta aplicada a la serie velocidad del CP* es el método más sensible para detectar diferencias entre las condiciones de manipulación de la información sensorial. Además, parece ser importante tener en consideración las bandas de frecuencias con la finalidad de investigar la estructura de la señal.

Discusión

Estos resultados son compatibles con la idea de una existencia de la integración de la información sensorial por el sistema de control postural, permitiendo al individuo usar estímulos visuales disponibles para realizar las correcciones posturales necesarias.

El análisis en el dominio frecuencia ha sido ampliamente aplicado a las oscilaciones del *CP* con respecto al estudio del control postural. La gran mayoría de estudios han utilizado medidas de tendencia central y dispersión del espectro de frecuencia (ej. *PT*, *f80* y *f50*), obtenidas a través de la *Transformada Rápida de Fourier* aplicada a la serie temporal de la posición del *CP* (Baratto et al., 2002; Cavalheiro et al., 2009; Carpenter et al., 1999; Kirchner et al., 2013, 2012; Laufer et al., 2006; Maurer & Peterka, 2005; Mayagoitia et al., 2002; Nagy et al., 2004; Paillard et al., 2006; Prieto et al., 1996; Rocchi et al., 2004; Schubert et al., 2012; van der Kooij et al., 2011; Vieira et al., 2009; Williams et al., 1997).

Según este criterio, los valores medios del espectro de frecuencia (*PT*, *f80* y *f50*) del *CP* seleccionados en este trabajo para caracterizar las oscilaciones del *CP*, son similares a los observados en la literatura (Carpenter et al., 1999; Cavalheiro et al., 2009; Kirchner et al., 2013, 2012; Nagy et al., 2004; Paillard et al., 2006; Prieto et al., 1996). En nuestro trabajo encontramos que el 80% de la energía de la señal (*f80*) se encontró alrededor de 0,3 Hz, indicando una dominancia de las oscilaciones posturales en las bajas frecuencias. Este dato es similar a lo que se relata habitualmente en la literatura especializada (Chagdes et al., 2009; Gouleme et al., 2014, 2015; Maurer & Peterka, 2005; van der Kooij et al., 2011; Vieira et al., 2009).

Tanto es así que según Bernard-Demanze, (2009), en adultos jóvenes sanos el espectro de energía del *CP* durante postura ortostática no contiene energía por encima de 1,5Hz

Discusión

Con respecto a la manipulación de la información visual los resultados observados confirman el efecto de la visión en la disminución de las oscilaciones del *CP* comúnmente observado en la literatura (Carpenter et al., 1999; Cavalheiro et al., 2009; Laufer et al., 2006; Prieto et al., 1996; Williams et al., 1997). Las diferencias se encontraron especialmente por un incremento del valor de la *f50*, en la tarea en ausencia de información visual (*OC*). Sin embargo, nuestros resultados no coinciden con los presentados por Barrato et al., (2002), que enuncian que el *f80* es el parámetro en el dominio de frecuencia más fiable para detectar los efectos de la visión en adultos sanos.

Estos resultados contradictorio podrían deberse, en alguna medida a diferencias en los protocolos y, al hecho de que el sistema visual actúa en las oscilaciones en la banda de baja frecuencia ($<0,5\text{ Hz}$) (Lacour et al., 2008). Por otro lado, entendiendo que el rango de frecuencia *f80* engloba la señal de más alta frecuencia, en el estudio de Barrato et al., (2002), se podría estar enmascarando este efecto.

En relación al efecto de las tareas oculomotoras (movimientos oculares sacádicos y de persecución) sobre la oscilación postural, el espectro frecuencia *f50* en plano antero-posterior fue capaz de discriminar ambas tareas con respecto a la tarea de referencia de fijación. Sin embargo, este parámetro no fue capaz de discriminar las tareas oculomotoras entre sí. En este sentido, el estudio de Rodrigues et al., (2013), realizado con un grupo de 12 estudiantes ($21,9 \pm 3,6$ años), observaron una disminución en la frecuencia media de oscilación postural durante la tarea fijación con respecto a la tarea con movimientos oculares sacádicos. Hay que tener presente que el análisis espectral en este estudio se realizó sobre la serie temporal de posición de las trayectorias de tronco y cabeza y no de la serie temporal del *CP*. Razón que podría explicar que este estudio presente resultados contrarios a los nuestros. Tras realizar una búsqueda entre los estudios que han investigado el efecto de los movimientos oculares de persecución sobre el control postural, no hemos encontrado ninguno que aplique el análisis espectral de frecuencia.

Discusión

Por otro lado, realizar la tarea de control postural sobre una superficie inestable significó un claro aumento en la energía de la señal en ambos planos, especialmente en la tarea realizada con ojos cerrados. En nuestro estudio, encontramos un cambio del 20 y un 40% para f_{80} y f_{50} respectivamente y para la tarea de ojos cerrados un 54% y 100% respecto a la tarea de referencia cuando implementamos la superficie inestable. Estos valores se encuentran por debajo de los cambios percentiles, tal y como encontramos anteriormente para la velocidad media.

En otro estudio, Fransson et al., (2007) evaluó el efecto de la espuma sobre las oscilaciones del *CP* en un grupo de adultos jóvenes, reportando un aumento en la varianza total del *torque* (parámetro equivalente al *CP*) de un 177% para ojos abierto y 234% para ojos cerrados con respecto a condición estable. Los autores encontraron un aumento en las frecuencias de oscilación para todas las tareas evaluadas, como efecto del cambio de superficie. Mismo efecto que encontramos en nuestro estudio. Estos efectos fueron especialmente observados en la tarea OC en superficie inestable con respecto a superficie estable.-En relación al efecto de la tarea visual sobre superficie inestable en el plano medio-lateral, solo se apreciaron diferencias en la tarea OCs.

En cuanto a los parámetros medios y de dispersión del espectro de frecuencia, nuestros resultados sugieren que el f_{50} es el parámetro en el dominio frecuencia que mejor caracteriza los cambios en el sistema sensorial durante postura ortostática. Sin embargo, este parámetro ha demostrado no ser suficiente y, por tanto, el análisis espectral necesita ser complementado con un análisis más detallado para conseguir un mejor entendimiento y/o caracterización de las oscilaciones de *CP*. Por tanto, para llevar en consideración los distintos subcomponentes del sistema de control postural, que actúan a diferentes escalas de tiempo, es necesario analizar el espectro de frecuencia de forma detallada (Oppenheim et al., 1999; Golomer et al., 1997; Paillard et al., 2006; Noé et al., 2007; Zhang, 2006; Lacour et al., 2008).

Discusión

De esta forma podemos asumir que las distintas zonas de frecuencia están relacionadas con los principales sistemas sensoriales (Lacour et al., 2008; Oppenheim et al., 1999; Zhang, 2006):

- 0–0,1 Hz corresponden al control visual.
- 0,1–0,5 Hz es dominada por la actividad vestibular.
- 0,5 – 1 Hz refleja la actividad somatosensorial.

Según dos recopilaciones de los estudios anteriores realizados por Calavalle et al., (2008) y Chagdes et al., (2009), el análisis del espectro de frecuencia de las oscilaciones del CP por bandas, también nos permite analizar las estrategias de control postural de bucle abierto y cerrado (Collins & De Luca, 1994), analizar la serie de velocidad del CP (Delignières et al., 2011), o también el método de análisis de las oscilaciones del CP propuesto por Duarte (2000) conocido como *ramblingy trembling*.

En nuestro trabajo, el análisis espectral por bandas fue realizado por la *Transformada Rápida de Fourier (FFT)* y *Transformada Wavelet (TW)*, que recientemente ha sido aplicado al análisis de las oscilaciones del CP (Bernard-Demanze et al. 2009; Chagdes et al., 2009; Gouleme et al., 2015, 2014, Kirchner et al., 2013, 2012; Lacour et al, 2008; Schubert et al., 2012; Suárez et al, 2013; Zhang 2006; Zhang et al., 2014;). Además, estos métodos fueron aplicado al análisis de la serie velocidad del CP, debido a naturaleza no estacionaria de la serie de la posición CP (Demura & Kitabayashi, 2006, 2008).

El espectro de frecuencia de las series temporales de oscilaciones de posición y velocidad del CP, en nuestro estudio, mostraron diferentes características de distribución en las bandas de baja frecuencia. Además, la serie velocidad del CP presentó una mayor amplitud de espectro, comportamiento similar a lo observado por Demura & Kitabayashi, (2006, 2008). Los resultados sugieren que el análisis espectral (*FFT* y *TWD*) sobre la serie temporal de la velocidad del CP proporciona mejores resultados sobre las oscilaciones posturales que las alteraciones de los principales sistemas sensoriales, especialmente en el plano A-P.

Discusión

También pudimos comprobar que el análisis *TWD* provee mejores resultados con respecto a la *FFT*. Otros autores (Bernard-Demanze et al., 2009; Chagdes et al. 2009; Kirchner, 2013; Ramírez et al., 2011), han confirmado la superioridad del análisis *Transformada Wavelet* sobre métodos de análisis comunes (ej. *Transformada de Fourier*). Esto es debido que la *Transforma Wavelet* permite una resolución más detalla de la frecuencia.

Según Lacour et al., (2008) una de las limitaciones de la *FFT* es que la precisión espectral en las bajas frecuencia es influenciada por la duración y, en cambio, la alta frecuencia por la frecuencia de muestreo. Además, debido a la inercia del cuerpo, la potencia del espectro *FFT* tiende a estar más presente en las bandas de bajas frecuencias, donde se encuentran las grandes oscilaciones corporales comparadas. En cambio, las bandas de alta frecuencia presentan apenas pequeñas oscilaciones. Finalmente, la *FFT* no posee resolución temporal y puede proveer una falsa imagen del contenido de frecuencia de oscilación postural.

Por estos motivos, nos centraremos en la discusión de los resultados referentes al análisis del espectro de frecuencia correspondiente al análisis *TWD*, aplicados a la serie velocidad. En cambio, como hemos comentado anteriormente, la gran mayoría de los estudios han realizado el análisis espectral (*FFT* y *TWD*) sobre a la serie posición del *CP*. Tenemos conocimiento de al menos dos estudio en el que la *FFT* ha sido aplicado a la serie de velocidad del *CP* (Demura & Kitabayashi, 2006; 2008) y tenemos conocimiento de apenas un estudios que haya aplicado el análisis *TWD* a la serie velocidad de *CP* (Kirchene, 2013). Por lo tanto, en la comparación entre estudios y, sobre todo en el análisis de los resultados, debe tenerse en cuenta este aspecto. No obstante, las hipótesis centradas en las estrategias del control postural que son generalmente aceptadas son: La información visual corresponde a las oscilaciones en las bajas frecuencias y, que oscilaciones a altas frecuencias son controladas por la información propioceptiva (Nagy et al., 2004).

Discusión

Hay que tener presente que el espectro de velocidad del *CP* en a la postura ortostática de referencia pierde información a frecuencias muy bajas ($<0,1\text{Hz}$) con respecto al espectro correspondiente a la posición del *CP*. Esto es debido a que el espectro de velocidad del *CP* en el plano antero posterior contiene una mayor amplitud de energía y, aunque las frecuencias bajas también son dominantes, también presenta información en las bandas de alta frecuencia ($> 1,5$); por tanto, la mayor parte de la energía de la señal se encontrará por debajo de los 6 Hz de acuerdo con lo que se ha relatado en los trabajos de Demura & Kitabayashi (2006, 2008).

Esta característica hace que la amplitud del espectro de la serie velocidad nos permita analizar la información en las escalas pequeñas (muy bajas frecuencias), que generalmente no es tenida en consideración en el análisis de la serie de posición del *CP* (Kirchner, 2013). Estas escalas estarán relacionadas a la estrategia de bucle cerrado, es decir, el ajuste fino, que pueden contener información discriminadora útil. Por ejemplo, durante la tarea de referencia, el pico de frecuencia se encontró alrededor de los $0,3\text{Hz}$, frecuencia de oscilación esperada para una persona de 70kg de peso y 1.70m de altura, a través del modelo de péndulo invertido (Benda et al., 1994; Caron et al., 1997).

La reducción de las oscilaciones corporales en el plano anterior posterior observadas cuando la información visual está disponible concuerda con los resultados de otros estudios que han utilizado la *TWD* en el análisis del *CP* (Chagdes et al., 2009; Gouleme et al., 2014, 2015; Suárez et al., 2013). Además, en nuestro estudio encontramos que los efectos de las distintas tareas de control postural realizadas en este trabajo están relacionados a las bandas de baja y alta frecuencia (bucle abierto y cerrado, respectivamente), sugiriendo diferentes estrategias de control postural. En este contexto los resultados sugieren que durante la tarea de referencia (ojos abiertos) los individuos utilizaron más información del control de bucle cerrado (aferencia visual *retinal slip*).

Discusión

Con respecto a la tarea con ejecución de movimientos oculares sacádicos produjo una disminución de la potencia de la señal a baja frecuencia (grandes escalas) con respecto a la tarea de referencia. En cambio, la tarea de persecución de un estímulo visual produjo diferencias en las altas frecuencias. (pequeñas escalas).

Gouleme et al., (2014), evaluó el efecto de la estimulación visual a través de una bola optocinética durante postura ortostática en un grupo de 13 adultos jóvenes sanos (media of 25 ± 3 años). El análisis *TW* encontró un mayor índice de potencia espectral en el plano antero posterior que fue significativamente menor cuando la información visual estaba disponible (en *OA* más que en *OC* o durante estimulación optocinética).

Mantenerse de pie sobre una gomaespuma (superficie inestable) produjo un aumento de las oscilaciones en las escalas grandes en ambos planos de acuerdo con los resultados de otros (Fransson et al., 2007; Gouleme et al., 2015; Suárez et al 2013). Por otro lado, observamos una disminución de las oscilaciones en las escalas pequeñas en ambos planos, especialmente en la tarea realizada con ausencia de la visión. En este sentido, Gouleme et al., (2015) enuncian que el análisis *wavelet* muestra que los índices de potencia espectral fueron mayores en superficie inestable y, significativamente menores en la condición *OA* respecto a *OC*. Estos resultados, en conjunto, sugieren que en superficie estable la información sensorial disponible conlleva a un control postural más eficiente. Por otro lado, Suárez et al., (2013), indican que el análisis *wavelet* para evaluar el control en mayores sanos (76.25 ± 8.99 años), mostró una mayor energía para la tarea realizada con una gomaespuma y, mayor para la tarea con ojos cerrados comparado con la de ojos abiertos. Las tareas oculomotoras presentaron un mismo comportamiento en relación a las tareas realizadas en superficie estable. Sin embargo, como pudimos comprobar para los parámetros calculados del dominio del tiempo, cuando utilizamos la gomaespuma, en nuestro estudio, se consiguió una mayor discriminación entre las tareas visuales.

La división del espectro de potencia en bandas de frecuencia, basada en la propuesta de Kapteyn et al., (1983) no distingue entre las series temporales de oscilaciones de posición y, la de velocidad *CP* (antero posterior y medio lateral). Por esta razón, Demura & Kitabayashi, (2008), recomiendan que es necesario que se establezcan rangos de frecuencias de acuerdo con las oscilaciones correspondiente a la serie velocidad. Para Kirchner, (2013) estos valores tienen que ser considerados con cuidado y no es recomendado una división. Por tanto, queda claro que es necesario adoptar una resolución detallada de frecuencia.

Como conclusión el análisis de la distribución de energía en el dominio de frecuencia nos da una idea de las principales escalas que contribuyen para la señal *CP*. Estas informaciones son importantes para seleccionar qué bandas de frecuencias deben ser seleccionadas para un análisis estructural adicional.

5.3 Medidas de entropía

Recientemente el análisis de entropía se ha mostrado una herramienta útil para caracterizar la dinámica no lineal (complejidad) de las oscilaciones del *CP* (Cavanaugh, Guskiewicz, & Stergiou, 2005). No obstante, los diferentes algoritmos utilizados para su cálculo y los resultados contradictorios observados en la literatura, suscitan dudas en cuanto a su aplicabilidad e interpretación.

En este trabajo, se realizó un estudio comparativo entre diferentes métodos de cálculo de entropía de la serie *CP*, con la finalidad de evaluar la fiabilidad y sensibilidad de cada método en detectar los efectos de alteraciones sometidas en los principales mecanismos fisiológicos (sensoriales) vinculados a los diferentes procesos de control postural. Así como describir la dinámica no lineal de las oscilaciones del *CP*, a través de medidas de complejidad.

Actualmente se asume que la complejidad asociada a las oscilaciones del *CP* es dependiente de la tarea, sin embargo la relación entre complejidad y grado de dificultad de la tarea no está claro (Lubetzky et al., 2015).

Discusión

Los resultados presentados en este trabajo proporcionan evidencias de que el análisis de entropía de las oscilaciones del *CP* es un método válido para discriminar distintas condiciones de control postural. Además, la complejidad está positivamente relacionada al grado de dificultad de la tarea. Por tanto, este método debe ser utilizado en conjunción con los métodos posturográfico tradicionales.

Los distintos algoritmos seleccionados por nosotros para cuantificar las características no lineales de la serie del *CP* se mostraron robustos a la hora de detectar diferencias entre las tareas de control postural *OA* y *OC*. Que el método de entropía sea capaz de detectar estas diferencias conocidas valida su utilización en el análisis de las oscilaciones del *CP*. No obstante, parece ser que la medida de entropía estándar (escala simple) no es suficiente para revelar la naturaleza de los mecanismos o dinámicas subyacentes a la variabilidad de la oscilación del *CP*, es decir su complejidad.

Estos resultados confirman el de otros autores (Costa et al., 2005; Duarte & Sternad, 2008; Kirchner et al., 2012), que han observado que el análisis de entropía en diferentes escalas (multiescala) ofrece más informaciones sobre la compleja dinámica de las oscilaciones de *CP*.

Comúnmente el análisis del *CP* mediante métodos entrópicos (*escala simples*) ha sido relacionado a la complejidad de las oscilaciones del *CP* (Rhea et al., 2011). Sin embargo, según Kirchner et al., (2012), estas son medidas del grado de regularidad de la señal y no una medida directa de complejidad. Señales completamente regulares (bajos valores de entropía) y completamente irregulares (altos valores de entropía) no son estructuralmente complejas, por admitir una simple descripción a nivel global. A grosso modo se asume que las medidas de entropía están asociadas a la regularidad de la señal mientras las medidas fractales están relacionadas a la complejidad, por describir las características en diferentes escalas de tiempo. Sin embargo, no existe un consenso sobre esta cuestión, dado que no existe una definición inequívoca (clara) de complejidad, por tanto no existe una única y definitiva medida de complejidad (Roerdink et al., 2007; Donker et al., 2006).

Discusión

Recientemente, Costa et al., (2002) introdujeron un análisis de entropía multiescala, con la finalidad de describir las características a diferentes escalas. Los autores sugieren que los sistemas biológicos, incluyendo la oscilación postural, se organizan en múltiples escalas espaciales y temporales, y que la complejidad está asociada con una “riqueza estructural significativa” (Costa et al., 2005).

Para una correcta interpretación de los resultados encontrados, estos han de ser distinguidos de un ruido aleatorio, para ello se compara cada señal con ella misma una vez aleatorizada (*surrogate*). De esta manera, si la diferencia entre el resultado obtenido es estadísticamente diferente del obtenido para la *surrogate*, tendremos alguna evidencia de que existe algún mecanismo subyacente, sea este determinista o no, responsable de la respuesta dinámica del sistema a las diferentes solicitudes o tareas que le demandemos.

Aunque las medidas no lineales estimadas no son fácilmente interpretables en un sentido absoluto, si puede proporcionarnos información la comparación entre condiciones diferentes y sus correspondientes *surrogates* (Donker et al., 2007).

En general, el análisis *surrogate* reveló que la variabilidad del *CP* observada no es un proceso únicamente ruidoso, rechazando la hipótesis de que las oscilaciones del *CP* en el plano *A-P* corresponde a un proceso aleatorio no correlacionado (Donker et al., 2007; Ramdani et al., 2009; Roerdink et al., 2006). Por tanto, a diferencia de la serie *surrogate*, la serie original del *CP* demostró características dinámicas con presencia de una estructura correlacionada.

No obstante, el análisis *surrogate* referente a la serie de *CP* en el plano *M-L* no mostró diferencias estadísticamente significativas, indicando un alto grado de aleatoriedad o ruido en la serie *CP* en este plano (Ramdani et al., 2009), con excepción de la tarea de control postural más desafiante (*OCs*).

Discusión

En lo que a se refiere a las medidas de entropía en escala simples (*CK*, *SampEn*, *EP*), los valores encontrados por nosotros en este trabajo son similares a los habitualmente observados en la literatura (Caballero et al., 2015, 2013; Castillo et al., 2008; Cavalheiro et al., 2009; Donker et al., 2011, 2007; Harbourne & Stergiou, 2003; Kilby et al., 2014; Kirchner et al., 2012; Ramdani et al. 2009, Roerdink et a., 2006, 2011; Rhea et al., 2011; Sabatini, 2000; Shubert et al., 2012; Stins et al., 2009).

Actualmente, se utilizan dos formas de entropía (escala simple) en los datos biomecánicos, los que cuantifican la cantidad de información contenida en la señal (estado de entropía) y los que analizan la repetición de patrones de una señal (entropía de la secuencia). El primer tipo de entropía se deriva de la teoría de la información de Shannon y evalúa la repetición de ciertos estados dentro de una señal. El algoritmo Lempel-Ziv, una aproximación de la complejidad de Kolmogorov (*CK*), pertenece a este grupo de cálculo de entropía. A pesar que este parámetro no ha sido comúnmente relacionado a las oscilaciones posturales, lo hemos aplicado debido a su bajo coste computacional y su aplicabilidad al monitoreo de dispositivos de asistencia médica online (Kilby et al., 2014). Un bajo contenido de información o una alta estructura/consistencia está relacionado a un aumento de la regularidad/predictibilidad.

Nuestros resultados están de acuerdo con los presentados por Kilby et al., 2014, que demuestran que la tarea *OC* está asociado a un aumento en la regularidad de la serie *CP*; es decir, su comportamiento se torna más predecible. No obstante, cabe resaltar que para el cálculo de la complejidad (*CK*), utilizaron la serie temporal del *CP* de límite de estabilidad (tiempo de contacto virtual).

Con respecto a los métodos de entropía que analizan la repetición de patrones de una señal (entropía de la secuencia) la entropía muestral, que es basada en la *ApEn*, es actualmente la más utilizada en la literatura especializada para describir la naturaleza dinámica de oscilaciones del *CP*.

Discusión

Los resultados del análisis de entropía muestral presentados por nosotros corroboran los de Rhea et al., (2011) y Ramdani et al., (2009). Estos estudios demostraron que el análisis realizado sobre la serie velocidad es superior sobre la serie posición. De acuerdo con Rhea et al., (2011) antes del cálculo de entropía muestral las correlaciones de largo alcance deben ser removidas, por el método de diferenciación de la serie original resultando en este caso en la serie velocidad del *CP* (*vCP*). Este autor indica que la serie velocidad es una medida más robusta, siendo menos influenciada por el ruido y por la frecuencia de muestreo.

Además, la mayoría de estudios que han utilizado la de entropía muestral para cuantificar las características no lineales de la serie del *CP* están de acuerdo con nuestros resultados (Donker et al., 2007; Ramdamini et al., 2009; Rhea et al., 2011; Schniepp et al., 2013; Stins et al., 2009;) con respecto al efecto de la ausencia de la información visual indicado por un menor valor de entropía.

Sin embargo, están de desacuerdo con otros (Roerdink et al., 2006; Sabatini, 2000). Estos resultados contradictorios pueden estar relacionados a las correlaciones de largo alcance ya que estas no fueron llevadas en consideración en estos estudios (Ramdani et al., 2009).

Bieć et al., (2014) observó una mayor regularidad en las series *CP* en función del grado de dificultad de la tarea de control postural en un grupo de 11 estudiantes con una edad media = $28,4 \pm 3,9$. Los sujetos realizaron tareas *OA* y *OC* sobre superficie estable e inestable (densidad gomaespuma = 50-kg/m^3) con una duración 20 s y una frecuencia de muestro de 100 Hz

Ramdani et al., (2009) investigaron el efecto de la información visual sobre la regularidad (*SampEn*) de la serie *CP* en un grupo de diez adultos jóvenes sanos (edad media $24,1 \pm 2,7$ años, peso $66,6 \pm 10,8$ kg y la altura $174,5 \pm 9,1$ cm). Los sujetos fueron evaluados en dos condiciones experimentales con los ojos abiertos (*EO*) y ojos cerrados (*OC*) durante 51,2s, con una frecuencia de muestreo de 40Hz para la colecta de los datos. Encontraron que la *SampEn* aplicada a la serie velocidad de *CP* es superior a la serie de posición de *CP* a la hora de discriminar el efecto de la visión sobre la regularidad de la oscilación postural.

Discusión

Stins et al., (2009) reportó menores valores de entropía durante la tarea de ojos cerrados en relación a ojos abiertos en un grupo de niños normalmente desarrollados (edad $10,1 \pm 1,3$ años). También encontró menores valores de entropía muestral (*SampEn*) para la tarea realizada sobre superficie inestable (espuma con densidad media, medidas: $40 \times 40 \times 8$ cm). Además, el efecto de la tarea reveló que la señal más irregular cuando se realizaba un test de memoria. Los datos fueron colectados con una frecuencia de muestro de 200Hz , durante 20 segundos.

Schniepp et al., (2013) también demostró que, un aumento en el grado de dificultad de la tarea (ojos abiertos, ojos cerrados y ojos cerrados sobre espuma) conllevó a una disminución de los valores de entropía muestral en un grupo de sujetos sanos (edad $37,1 \pm 10,6$, $1,78 \pm 0,12$ m, $74,5 \pm 7,5$ kg). Los sujetos fueron evaluados durante 30s y con una frecuencia de muestro del *CP* de 40Hz .

La entropía de permutación fue originariamente introducida por Bandt & Pompe, (2002) es un método poco conocido en el análisis de la variabilidad del control motor. Los resultados observados para entropía permutación por nosotros, están en línea con los resultados reportados por el único estudio que tenemos conocimientos que utiliza la *EP* en la oscilación postural. Caballero et al., (2015). Estos autores evaluaron el control postural 30 sujetos sanos ($27 \pm 6,48$ años; $1,74 \pm 0,09$; $73,94 \pm 10,77$ kg). Los participantes fueron evaluados en dos condiciones, ojos abiertos sobre superficie estable e inestable (espuma sin características). La frecuencia de muestro del *CP* fue 20Hz , y la colecta durante 25s.

Los resultados demostraron un aumento de la regularidad de las oscilaciones del *CP* medidas por la entropía muestral y la entropía de permutación cuando la prueba era realizada sobre espuma. Además, también confirmamos que el análisis de entropía de permutación de la serie posición aportó resultados más consistentes en superficie estable e inestable en relación al análisis sobre la serie posición del *CP* y la entropía muestral. Estos resultados pueden deberse a su robustez que presenta este método con respecto al ruido, siendo menos afectada por la no estacionaridad de la señal.

Discusión

Aunque la entropía de permutación se mostró la medida más robusta, parece ser que los parámetros *KC* (*vCP*), *SampEn* (*vCP*) y la *EP* (*CP*) nos fornecen informaciones similares. Es decir, un aumento de la regularidad de la serie *CP* en función del aumento de del grado de dificultad de la tarea de control postural.

Como reflejamos anteriormente los algoritmos tradicionales para cálculo de entropía están basado en una única escala y, por tanto, no tienen en cuenta las múltiples escalas de tiempo inherente a los sistemas fisiológicos (Costa, et al., 2005). Debido a esto Costa et al., (2002) proponen el uso de la *Entropía Multiescala* (*MSE*) para resolver la aparente paradoja entre la variabilidad y complejidad, ya que produce valores de entropía más altos para señales correlacionada que para no correlacionadas a través de un rango de escalas. Este método cuantifica el contenido de información de una señal a través de múltiples escalas de tiempo y puede ser utilizado con una variedad de medidas de entropía.

Las curvas generadas por el análisis *MSE* son utilizadas para el cálculo de los índices de complejidad, que son definidas como el área por debajo de la curva (Kang et al., 2009; Manor et al., 2010). El índice de complejidad (*IC*) de la oscilación postural ha demostrado una disminución en un grupo de mayores con diferentes patologías (Kang et al., 2009), escoliosis (Gruber et al., 2011), deficiencia sensorial (Manor et al., 2010), en algunas enfermedades comparada a sujetos sanos (Yeh et al., 2014) y recientemente en función del grado de dificultad de la tarea (Lubetzky et al., 2015). No obstante, como cambian la regularidad y complejidad en función del grado el nivel de dificultad de la tarea es actualmente poco clara.

Referente a las entropías multiescala, nuestros hallazgos apoyan la hipótesis de que la inclusión de diferentes escalas de tiempo es muy valiosa para la evaluación de las propiedades dinámica de las señales *CP* (Kirchner et al., 2012; Costa et al., 2005). Además, nuestros resultados indican que además del índice de complejidad propuesto por Costa et al. (2002), es necesario analizar la progresión de la curva *MSE*.

Discusión

Entre los métodos multiescala seleccionados por nosotros para describir la complejidad de las oscilaciones del *CP*, la *MSE* fue la más sensible a la hora de describir el comportamiento del *CP* en múltiples escalas.

Los resultados presentados por *MSE*, con respecto al grado de dificultad de la tarea revelo comportamientos interesantes cuando la *MSE* es aplicada a la serie *vCP*. Las intersecciones observadas en las curvas de *MSE* apoyan las recomendaciones realizadas por Kirchner (2013), de considerar toda progresión de la curva. Segundo este autor considerar apenas el índice de complejidad puede enmascarar diferencias entre las dinámicas de oscilaciones del *CP*. La presencia de las intersecciones sugiere diferentes estrategias de control postural.

El aumento de las curvas *MSE* y de los índices de complejidad con el grado de dificultad, observados en el presente trabajo coinciden con los resultados recientemente presentados por Lubetzky et al., (2015) Estos autores evaluaron en control postural en un grupo de 30 adultos jóvenes en 5 condiciones: *OA*, *OC*, *OASi*, *OCsi*, *OABOSU*. Encontraron mayores valores de *IC* para la tarea de ojos cerrados y valores más bajos para las tareas realizadas sobre superficie inestable. Se espera que el valor de *IC* para superficie inestable debe ser inferior a superficie estable, porque cuando los sujetos se colocan sobre una gomaespuma necesitan un mayor esfuerzo para mantener el equilibrio para evitar caídas que al estar de pie en la plataforma directamente. Por otro lado, Kirchner et al., (2013) encontró mayores valores de *IC* en diferentes posiciones de apoyo (paso, tabla inestable, declivio, inclinación, y posiciones en pendientes) comparada a la posición de referencia en mayores.

Kirchner et al., (2012) observo mayor irregularidad en escalas grandes y complejidad para tarea dual comparada a tarea de referencia en adultos jóvenes sanos. Mientras Kang et al. (2009), estudios observo una disminución en el *IC* en cuando adultos realizaban tarea dual.

Con respecto a la *MMSE* no pudimos confirmar la superioridad sobre la *MSE* encontrado por otros (Ahmed & Mandic, 2012; Chen & Jiang, 2014; Huang et al., 2015; Huang, et al., 2013; Wei et al., 2012).

Discusión

Cuanto el análisis de entropía de permutación multiescala ha sido utilizado con éxito para distinguir entre estados del cerebro en pacientes con Alzheimer y sujetos con deficiencia cognitiva leve de sujetos mayores (Morabito et al., 2012).

No tenemos conocimientos de estudios que han analizada las características dinámicas del *CP* a través de la entropía de permutación multiescala. Nuestros resultados de los datos originales del *CP* y las señales sintéticas, no permiten distinguir comportamientos a diferentes escalas, ya que las mayores diferencias entre condiciones se encontrar en la primera escala y los valores tienen a mantenerse constantes con el incremento de la escala.

Las diferencias observadas pueden estar relacionada a los diferentes grupos analizados (adultos sanos, niños, y mayores), la variación en los protocolos de evaluación (tipo de superficie inestable, estímulo visual), y fundamente diferencias metodológicas. Los cálculos de entropía y el proceso *coarse graining* utilizado para calcular el *IC* es altamente dependiente de la frecuencia de muestro.

Sin embargo, no está claro que escalas de tiempo deben ser considerada para obtener una cuantificación útil de la complejidad de una señal (Turner et al., 2000). Manor et al. (2010) excluyo las escalas de tiempo pequeñas $< 0,13$ s. Mientras otros han analizado apenas grandes escalas (Kirchner, 2013).

La frecuencia de muestreo utilizada por nosotros es consistente con Kirchner et al. (2013, 2012) y Lubetsky, pero diferente de Kang et al., (2009) y Manor et al., (2010) que utilizaron 240 Hz, Gruber et al. (2011) a 1080 Hz, Ramdani et al. (2009) que utilizo 40 Hz. La mayoría de estudios aplican un filtro pasa baja pero algunos (Ramdani et al., 2009; Gruber et al., 2011; Kirchner et al., 2013) han utilizado filtros de corte alto (ej. 20 and 10 Hz) similar al que hemos utilizado nosotros para el tratamiento de los datos de *CP*. Kang et al., (2009) y Manor et al. (2010), han utilizado filtro pasa alta de 7.5 Hz.

Finalmente, Lubetsky et al., (2015) han elegido utilizar un filtro de pasa bajo con una frecuencia de corte de 5 Hz. Estas diferencias afectan las escalas de tiempo en que la *SampEn* y la *MSE* son calculadas. Es lógico pensar que el filtro utilizado por nosotros haya influenciado los resultados.

Discusión

En la actualidad, se asume que el mantenimiento y el control de la postura ortostática requiere una cierta cantidad de atención (Woollacott & Shumway-Cook, 2002).

La relación entre las fuentes de atención y el procesamiento de información de los sistemas somatosensoriales, visuales y vestibular es evidente en los casos en que la información sensorial es reducida o conflictiva (Redfern et al., 2004; Redfern et al., 2001; Teasdale & Simoneau, 2001).

Por tanto, al discutiremos los resultados referente a la cuantificación de la regularidad y complejidad de las oscilaciones del *CP* en términos fisiológicos, debemos considerar la hipótesis “atención-regularidad” propuesta por Donker et al., (2007). Estos autores sugieren que la regularidad es positivamente relacionada al grado de atención invertida en el control postural.

Se asume que la regularidad *CP* disminuye cuando se retira la atención de la postura (por ejemplo, la tarea cognitiva) y aumenta con limitaciones sensoriales difíciles (por ejemplo, de pie sobre una espuma) (Roerdink et al., 2011).

En adultos jóvenes sanos mantenerse de pie con los ojos cerrados resultado en una oscilación del *CP* más regular, implica en una mayor " control activo" del control postural con el aumento del grado de dificultad de la tarea (Donker et al., 2007).

La ausencia de la información visual aumentó la conciencia de la tarea postural (es decir, la creación de un foco interno), lo que resulta en los esfuerzos para activamente (consciente) controlar la postura y, como tal, evitando que el sistema de control postural trabaje de una manera relativamente automática y eficiente (Donker et al., 2007)

Estas observaciones están en de acuerdo con la noción común de que la ausencia visual aumenta la dificultad de la tarea del control postural, y, en consecuencia, requiere una implicación cognitiva de control postural.

Discusión

Estos resultados son consistentes con los resultados de otros estudios que muestran que la variabilidad *CP* tiende a aumentar en las condiciones más difíciles, mientras que la estructura temporal de oscilación postural tiende a ser cada vez más regular (Donker et al., 2007; Riley & Clark, 2003; Roerdink et al., 2006; Roerdink et al., 2011; Stins et al., 2009; Thurner et al., 2000).

Mantenerse de pie sobre una superficie inestable (gomaespuma) resulta en un reto importante para el equilibrio postural y se utiliza a menudo para investigar las contribuciones relativas de visual, somatosensorial y sistemas vestibulares. Además, la función adicional de este reto en el presente estudio fue de gravar la respuesta sensorial de nuestros temas en términos de la automaticidad y la adaptabilidad.

La disminución de los valores de entropía de las series *CP* obtenidas en las tareas de control postural realizadas sobre superficie inestable en individuos sanos está de acuerdo con los resultados de otros autores (Bieć et al., 2014; Strang, Haworth, Hieronymus, Walsh, & Smart, 2011) y puede dar cuenta de la selección de un nivel óptimo de automaticidad a la dificultad de la tarea.

De hecho, Strang et al. (2011) sugiere que la amplia, continua y deliberada influencia refleja la estrategia postural más apropiada disponible en este entorno. Esa estrategia fue evidente en nuestro grupo, que invirtió más atención en el control postural, tratando de ajustar su comportamiento postural a las limitaciones impuestas por una superficie flexible. Esto puede reflejar su voluntad de explorar el nuevo entorno y, posiblemente, la reestructuración de las respectivas sinergias posturales basados en la retroalimentación percibida. (Bieć et al., 2014).

Las conclusiones de Donker et al., (2007) se basan en estimaciones de entropía con respecto a una escala de tiempo simples (*SampEn*) y sólo bajo la consideración de datos de posición *CP*. Su hipótesis tiene que ser evaluado aún más en el contexto de las diferentes escalas de tiempo y con respecto a los datos de la serie de velocidad de *CP*. Este último punto es abordado por Roerdink et al., (2011) que llegan a la conclusión de que uno obtiene resultados cualitativamente similares para los datos originales y los datos diferenciados (velocidad).

Discusión

Sin embargo, hemos verificado que esto puede cambiar cuando múltiples escalas son consideradas. En nuestro estudio las oscilaciones de *CP* más regulares se observaron en la condición de ojos cerrados sobre superficie inestables. En el contexto de la hipótesis regularidad-atención esto indicaría que la mayor atención en el control de la postura que se invierte cuando los sujetos son sometidos a la condición más difícil. Nuestros resultados confirman la propuesta de que con en condiciones de limitación sensorial la regularidad de *CP* aumenta. Mayor complejidad de las respuestas en las condiciones de superficie alterada en comparación con la condición referencia probablemente apoya que estas tareas son más difíciles en términos de control postural.

6 Conclusiones

En este trabajo se aportan evidencias de que las técnicas de análisis centradas en metodologías no lineales o procedentes del estudio de sistemas complejos, pueden ser de gran ayuda en el estudio y entendimiento del análisis del control postural. Los resultados, a nuestro juicio, más destacados obtenidos en este trabajo son expuestos a continuación en forma de conclusiones:

- Antes de comenzar con las técnicas no lineales, hemos utilizado algunas técnicas de tipo lineal, tanto en el dominio temporal como en el de frecuencia, destacando la *Transformada Rápida de Fourier*. Además, se ha realizado un análisis tiempo-frecuencia, mediante la *Transformada Wavelet Discreta*. En este caso los resultados obtenidos por la *TWD*, son ligeramente mejores, aunque refrendan los del análisis clásico de Fourier. En estos análisis se destaca una banda de frecuencias entre $0,3-0,5$ Hz, mejor definida en el caso de la velocidad de la serie, ya que al diferenciar se filtran las frecuencias muy bajas. El papel de las series de velocidad ha sido resaltado en los análisis en ambos dominios.
- Entre los parámetros que tratan de cuantificar la complejidad de un sistema, destaca el índice de Kolmogorov (CK). Este se calculó en el caso de las series de velocidad (diferenciadas) y sus series *surrogates*; este índice permitió detectar diferencias entre las señales CP en el plano *A-P*, tarea *OC*, especialmente en la superficie inestable. En el plano *M-L* no fueron apreciados cambios en los valores del *CK* destacándose el bajo contenido en información de este plano, lo que es reflejado también por el resultado obtenido para la serie *surrogate*. Aunque, en el caso de superficie inestable y ojos cerrados, hay alguna diferencia estadísticamente significativa.

Conclusiones

- La Entropía de Permutación, que es otra medida de complejidad análoga a la *CK*, evita alguno de los problemas asociados a ésta ya que selecciona patrones más complejos. Por tanto, nos permite analizar tanta posición como velocidad. Podemos concluir, en este caso, que el análisis realizado con este índice sobre la serie de posición proporciona mejores resultados que los correspondientes a la de velocidades; siendo capaz de permitir una mayor discriminación entre las distintas tareas de control postural. En este caso también se encuentra alguna diferencia en el plano *M-L*, especialmente en el caso *OC* sobre superficie inestable.
- Encontramos, además, que este método no es capaz de distinguir la serie de velocidad de una serie aleatoria. Por tanto, entre los modelos analizados, lo consideramos el más adecuado si queremos analizar la evolución temporal de la posición del *CP*.
- Los resultados obtenidos para la entropía muestral (*SampEn*), aplicada a la serie diferenciada (velocidad) del *CP*, son análogos a los del *CK* en las distintas condiciones de control postural.

A continuación, comentaremos, a modo de conclusiones, algunos de los resultados obtenidos al realizar cálculos multiescala. Este tipo de análisis se hace con la finalidad de mejorar el entendimiento de la dinámica de la señal desde el punto de vista de la persistencia de patrones; tanto la predictibilidad como el efecto memoria típico de los Sistemas Complejos no Lineales.

- En este trabajo se propone el siguiente método: se genera un conjunto de series temporales con valores conocidos del exponente de *Hurst* ($H = 0,1, 0,2, \dots, 0,9$), a las que se le calculan las entropías multiescala (12 escalas) correspondientes. Con los resultados se construye una plantilla con la que posteriormente se podrá comparar el análisis aplicado a las series de datos del *CP*.

Conclusiones

- Podemos concluir que este método proporciona mucha más información sobre los procesos a estudiar, que los obtenidos mediante el conocido “índice de complejidad multiescala”, que se define mediante el área bajo de la curva. Proponemos, por tanto, en este trabajo el uso de este método.
- El análisis multiescala mediante la entropía de permutación (*MPE*), junto al uso de la plantilla mencionada, no permitió apreciar una mejora a la hora de interpretar los resultados en función de la escala. El método *MPE* parece ser útil sólo en el caso de la primera escala y de la serie de evolución temporal de la posición de *CP*, como concluimos anteriormente.
- En el caso de *MSE (Multiscale Entropy)* hemos comprobado que todas las series en el plano *A-P*, sobre superficie estable, tienen un parámetro de *Hurst* en torno a $0,7$ ($H > 0,5$), en todos los casos. En el caso del plano *M-L*, el valor de todas se encuentra muy próximo a $0,5$, denotando que cada dato depende muy poco del valor del dato anterior: posee un alto grado de aleatoriedad.
- Sobre superficie inestable y en el plano *A-P*, el método *MSE* es eficaz para valores de escala $i < 8$, ya que para escalas $i > 8$ los valores de *SampEnt* tienden a ser similares. Los valores de *H*, en casi todos los casos, son cercanos a $0,9$.
- En el caso de *OC*, con superficie inestable, la traza de los valores *MSE* queda fuera de la plantilla basada en el exponente *H*. Al parecer, es el caso *OC* el que mejor parece indicar que hay factores deterministas que subyacen en la dinámica de los mecanismos que regulan este sistema. Este hecho también ha sido detectado por los otros métodos utilizados aquí.
- Es muy probable que estos métodos detecten el efecto péndulo invertido, explicando la frecuencia entre $0,3$ y $0,5$ Hz observada en los distintos análisis espectrales (*FFT*, *TWD*) para *OC*.
- También en el caso del plano *M-L* y superficie inestable, el método *MSE* permite diferenciar el caso de *OC*, con valores de *H* entre $0,6-0,7$ y los demás valores en torno a $0,5-0,6$, algo menos aleatorios que los de la superficie estable.

Conclusiones

- Estos resultados se confirmaron al realizar el análisis sobre un sujeto en particular elegido aleatoriamente.
- Por último hemos realizado un análisis MMSE, utilizando las dos series *A-P* y *M-L*, del *CP*, como un sistema bivariado. Esperábamos que, como se señala en la bibliografía, una serie apoye a la otra mejorando el valor del índice que puede ser evaluado por el método. Sin embargo, nuestros resultados son distintos a los mencionados y, en general, no se aprecia una mejora cuando se analiza con nuestro método basado en el exponente de *Hurst*, ya que se observa un aumento en el grado de aleatoriedad. En todo caso, las mayores diferencias se observan en la escala 1, especialmente en superficie inestable.

Por último, como conclusión general, podemos señalar que:

- Se han encontrado evidencias de que las medidas no lineales pueden ser válidas para describir los cambios en las oscilaciones posturales que son debidas a las alteraciones del sistema sensorial. En particular, las producidas por movimientos oculares y diferentes superficies de apoyo. Estos métodos, aportan información que puede resultar relevante para el análisis del equilibrio humano desde el punto de vista de la dinámica de sistemas complejos.

7 Futuras líneas de investigación

El presente trabajo podría ser completado y reforzado analizando una muestra más grande, incluyendo sujetos con distintas edades y niveles físicos. Además, cuestiones de interés para abordar en el futuro serían la evaluación de registros con respecto a distintos movimientos oculomotoras analizando los movimientos de los ojos.

Para comprender la dinámica del *CP* durante diferentes estímulos del sistema sensorial en mucho más detalle, otros datos de tipo multivariante pueden ser empleados, tales como la evaluación simultánea de las series temporales de video, electromiografía, análisis frecuencia cardíaca y respiración. La alta complejidad que muestran las series temporales de *CP* es un reflejo de la interacción entre subprocesos que operan a escalas particulares y, en este sentido, la metodología empleada en esta tesis podría ser útil en estudios de la *CP* aplicados otros subsistemas.

Esta tesis es el resultado de un trabajo multidisciplinar. A lo largo de este estudio se han desarrollado y puesto a punto una serie de programas de cálculo originales, a veces acoplados a otros ya conocidos y de amplio uso, especialmente en el análisis de entropía. También se han desarrollado otros programas que tienen que ver con el análisis espectral y no lineal de series temporales. Sin embargo, el uso de tales programas no es accesible a otros investigadores que no estén muy familiarizados, o sin un profundo conocimiento, tanto de herramientas de programación en cálculo numérico como en los adecuados conocimientos matemáticos básicos. La elaboración de un programa, con una adecuada interface con el usuario, que permita la utilización de este software por cualquier profesional, es un trabajo que aún está pendiente de realizar. Creemos que podría en un futuro ayudar a entender mejor la dinámica del *CP* bajo diversas condiciones, permitiendo la colaboración entre profesionales procedentes de otros campos como la física, las matemáticas, etc.

8 Referencias

1. Ahmed, M. U., & Mandic, D. P. (2011). Multivariate multiscale entropy: a tool for complexity analysis of multichannel data. *Physical Review E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics*, 84(6 Pt 1), 061918.
2. Ahmed, M. U., & Mandic, D. P. (2012). Multivariate Multiscale Entropy Analysis. *IEEE Signal Processing Letters*, 19(2), 91–94. <http://doi.org/10.1109/LSP.2011.2180713>
3. Ajrezo, L., Wiener-Vacher, S., & Bucci, M. P. (2013). Saccades improve postural control: a developmental study in normal children. *PloS One*, 8(11), e81066. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0081066>
4. Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, 350(3), 137–140.
5. Arutyunyan, G. A., Gurfinkel, V., & Mirskii, M. L. (1968). Investigation of aiming at a target. *Biophysics*, 13(3), 642–645.
6. Asseman, F., Caron, O., & Crémieux, J. (2004). Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neuroscience Letters*, 358(2), 83–86. <http://doi.org/10.1016/j.neulet.2003.12.102>
7. Asseman, F., & Gahéry, Y. (2005). Effect of head position and visual condition on balance control in inverted stance. *Neuroscience Letters*, 375(2), 134–137. <http://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.10.085>
8. Assessment: posturography. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. (1993). *Neurology*, 43(6), 1261–1264.
9. Bak, P. (1996). *How nature works: the science of self-organized criticality*. Copernicus.
10. Bandt, C., & Pompe, B. (2002). Permutation entropy: a natural complexity measure for time series. *Physical Review Letters*, 88(17), 174102.

Referencias

11. Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6(3), 246–270.
12. Barker, Barasi, & Neal. (2002). *Neurociencia en esquemas*. Barcelona: Editorial Ars Médica.
13. Baron, J. (1964). Presentation d'un appareil pour mettre en evidence les déplacements du center de gravite du corps dans le polygone de sustentation. *Societe de Medecine et d'Hygiene duTravail*, 25, 41–49.
14. Bassingthwaighte, J. B., Liebovitch, L. S., & West, B. J. (1994). *Fractal Physiology*. American Physiological Society.
15. Benda, B. J., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1994a). Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(1), 3–10. <http://doi.org/10.1109/86.296348>
16. Benda, B. J., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1994b). Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(1), 3–10. <http://doi.org/10.1109/86.296348>
17. Berencsi, A., Ishihara, M., & Imanaka, K. (2005). The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Human Movement Science*, 24(5-6), 689–709. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2005.10.014>
18. Bernard-Demanze, L., Dumitrescu, M., Jimeno, P., Borel, L., & Lacour, M. (2009). Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. *Current Aging Science*, 2(2), 139–149.
19. Bernshtein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press.
20. Bieć, E., & Kuczyński, M. (2010). Postural control in 13-year-old soccer players. *European Journal of Applied Physiology*, 110(4), 703–708. <http://doi.org/10.1007/s00421-010-1551-2>

Referencias

21. Bieć, E., Zima, J., Wójtowicz, D., Wojciechowska-Maszkowska, B., Kręcisz, K., & Kuczyński, M. (2014). Postural stability in young adults with Down syndrome in challenging conditions. *PloS One*, 9(4), e94247. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0094247>
22. Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(7), 655–661.
23. Blaszczyk, J. W., Prince, F., Raiche, M., & Hébert, R. (2000). Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1243–1248.
24. Blázquez, M., Anguiano, M., Arias de Saavedra, F., Lallena, A., & Carpena, P. (2009). Aplicación del método “Detrended Fluctuation Analysis” a la trayectoria del centro de presión del cuerpo humano. *Rev Fis Med*, 10(1), 27–34.
25. Borg, F. G., & Laxåback, G. (2010). Entropy of balance--some recent results. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7, 38. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-7-38>
26. Brandt, T. (2013). *Vertigo: Its Multisensory Syndromes*. Springer Science & Business Media.
27. Bräuer, D., & Seidel, H. (1980). The autoregressive structure of postural sway. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquées Aux Effets De L'agression*, 21(E), 101–104.
28. Bronstein, A. M., & Buckwell, D. (1997). Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Experimental Brain Research*, 113(2), 243–248.
29. Brooke-Wavell, K., Perrett, L. K., Howarth, P. A., & Haslam, R. A. (2002). Influence of the visual environment on the postural stability in healthy older women. *Gerontology*, 48(5), 293–297. <http://doi.org/65252>.

Referencias

30. Bucci, M. P., Seassau, M., Larger, S., Bui-Quoc, E., & Gerard, C. L. (2014). Effect of visual attention on postural control in children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Research in Developmental Disabilities, 35*(6), 1292–1300. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.03.029>
31. Caballero, C., Barbado, D., & Moreno, F. J. (2013). El procesado del desplazamiento del centro de presiones para el estudio de la relación complejidad/rendimiento observada en el control postural en bipedestación. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte, 6*(3), 101–107.
32. Caballero, C., Barbado, D., & Moreno, F. J. (2015). What COP and Kinematic Parameters Better Characterize Postural Control in Standing Balance Tasks? *Journal of Motor Behavior, 47*(6), 550–562. <http://doi.org/10.1080/00222895.2015.1014545>
33. Calavalle, A. R., Sisti, D., Rocchi, M. B. L., Panebianco, R., Del Sal, M., & Stocchi, V. (2008). Postural trials: expertise in rhythmic gymnastics increases control in lateral directions. *European Journal of Applied Physiology, 104*(4), 643–649. <http://doi.org/10.1007/s00421-008-0815-6>
34. Caron, O., Faure, B., & Brenière, Y. (1997). Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *Journal of Biomechanics, 30*(11-12), 1169–1171.
35. Carpenter, M. G., Frank, J. S., & Silcher, C. P. (1999). Surface height effects on postural control: a hypothesis for a stiffness strategy for stance. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation, 9*(4), 277–286.
36. Castillo, J. A. del, de la Cruz Torres, B., Naranjo Orellana, J., Prada, C., A, R., Jiménez, B., & D, J. de. (2008). Análisis del equilibrio estático en sujetos sanos mediante el cálculo de la entropía muestral. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte, 01*(03), 98–101.
37. Cavalheiro, G. L., Almeida, M. F. S., Pereira, A. A., & Andrade, A. O. (2009). Study of age-related changes in postural control during quiet standing through linear discriminant analysis. *Biomedical Engineering Online, 8*, 35. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-8-35>

Referencias

38. Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., Giuliani, C., Marshall, S., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2006). Recovery of postural control after cerebral concussion: new insights using approximate entropy. *Journal of Athletic Training, 41*(3), 305–313.
39. Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., & Stergiou, N. (2005). A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Medicine, 35*(11), 935–950.
40. Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 4*, 42. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-4-42>
41. Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Raman, A., Rhea, C. K., & Silver, T. A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research, 197*(3), 297–310. <http://doi.org/10.1007/s00221-009-1915-1>
42. Chapman, D. W., Needham, K. J., Allison, G. T., Lay, B., & Edwards, D. J. (2008). Effects of experience in a dynamic environment on postural control. *British Journal of Sports Medicine, 42*(1), 16–21. <http://doi.org/10.1136/bjism.2006.033688>
43. Chen, M.-S., & Jiang, B. C. (2014). Resistance training exercise program for intervention to enhance gait function in elderly chronically ill patients: multivariate multiscale entropy for center of pressure signal analysis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2014*, 471356. <http://doi.org/10.1155/2014/471356>
44. Chiang, J.-H., & Wu, G. (1997). The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait & Posture, 5*(3), 239–245. [http://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01091-0](http://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01091-0)

Referencias

45. Chiari, L., Bertani, A., & Cappello, A. (2000). Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Human Movement Science, 19*(6), 817–842. [http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(01\)00024-0](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00024-0)
46. Clark, J. E., & Phillips, S. J. (1993). A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. *Child Development, 64*(4), 1143–1157.
47. Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1994). Random walking during quiet standing. *Physical Review Letters, 73*(5), 764–767.
48. Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research, 95*(2), 308–318.
49. Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1995a). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research, 103*(1), 151–163.
50. Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1995b). Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system. *Chaos (Woodbury, N.Y.), 5*(1), 57–63. <http://doi.org/10.1063/1.166086>
51. Collins, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research, 104*(3), 480–492.
52. Collins, J. J., De Luca, C. J., Pavlik, A. E., Roy, S. H., & Emley, M. S. (1995). The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms: human neurovestibular studies on SLS-2. *Experimental Brain Research, 107*(1), 145–150.

Referencias

53. Cornilleau-Pérès, V., Shabana, N., Droulez, J., Goh, J. C. H., Lee, G. S. M., & Chew, P. T. K. (2005). Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait & Posture*, 22(2), 96–106. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.07.009>
54. Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C.-K. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical Review Letters*, 89(6), 068102.
55. Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C.-K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical Review. E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics*, 71(2 Pt 1), 021906.
56. Crossman, A. R., & Neary, D. (2007). *Neuroanatomia: Illustrada*. Elsevier.
57. Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Medicine*, 33(4), 245–260.
58. Davids, K., Kingsbury, D., George, K., O'Connell, M., & Stock, D. (1999). Interacting Constraints and the Emergence of Postural Behavior in ACL-Deficient Subjects. *Journal of Motor Behavior*, 31(4), 358–366. <http://doi.org/10.1080/00222899909601000>
59. Delignières, D., Deschamps, T., Legros, A., & Caillou, N. (2003). A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact? *Journal of Motor Behavior*, 35(1), 86–97. <http://doi.org/10.1080/00222890309602124>
61. Delignières, D., Torre, K., & Bernard, P.-L. (2011). Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control. *PLoS Computational Biology*, 7(2), e1001089. <http://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1001089>

Referencias

62. Demura, S., & Kitabayashi, T. (2006). Comparison of power spectrum characteristics of body sway during a static upright standing posture in healthy elderly people and young adults. *Perceptual and Motor Skills*, 102(2), 467–476. <http://doi.org/10.2466/pms.102.2.467-476>
63. Demura, S., & Kitabayashi, T. (2008). Power spectrum characteristics of body sway time series and velocity time series of the center of foot pressure during a static upright posture in preschool children. *Sport Sciences for Health*, 3(1-2), 27–32. <http://doi.org/10.1007/s11332-008-0057-3>
64. Deubel, H., & Schneider, W. X. (1996). Saccade target selection and object recognition: evidence for a common attentional mechanism. *Vision Research*, 36(12), 1827–1837.
65. Diener, H. C., & Dichgans, J. (1988). On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Progress in Brain Research*, 76, 253–262.
66. Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, 184(3), 363–370. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>
67. Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1–11. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>
68. Doyle, T. L. A., Dugan, E. L., Humphries, B., & Newton, R. U. (2004). Discriminating between elderly and young using a fractal dimension analysis of centre of pressure. *International Journal of Medical Sciences*, 1(1), 11–20.

Referencias

69. Duarte, M. (2000). *Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática*. (Tese). Universidade de São Paulo. Retrieved from <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/livredocencia/39/tde-07022007-070941/>
70. Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira De Fisioterapia (São Carlos (São Paulo, Brazil))*, 14(3), 183–192.
71. Duarte, M., Harvey, W., & Zatsiorsky V.M., null. (2000). Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*, 43(11), 1824–1839. <http://doi.org/10.1080/00140130050174491>
72. Duarte, M., & Sternad, D. (2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, 191(3), 265–276. <http://doi.org/10.1007/s00221-008-1521-7>
73. Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (1999). Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control*, 3(1), 12–27.
74. Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2000). On the fractal properties of natural human standing. *Neuroscience Letters*, 283(3), 173–176.
75. Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2001). Long-range correlations in human standing. *Physics Letters A*, 283(1–2), 124–128. [http://doi.org/10.1016/S0375-9601\(01\)00188-8](http://doi.org/10.1016/S0375-9601(01)00188-8)
76. Dupui, P., Lacour, M., & Montoya, R. (2003). *Physiologie, Techniques, Pathologies*. Groupe de Boeck.
77. Durand, B. & Zvonkin, A. (2007). In: Charpentier, E., Lesne, A., & Nikolski, N. K., editors, *Kolmogorov's Heritage in Mathematics*, pages 281-300. Springer Science & Business Media.

Referencias

78. Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(3), 203–210.
79. Fino, P. C., Mojdehi, A. R., Adjerid, K., Habibi, M., Lockhart, T. E., & Ross, S. D. (2015). Comparing Postural Stability Entropy Analyses to Differentiate Fallers and Non-fallers. *Annals of Biomedical Engineering*. <http://doi.org/10.1007/s10439-015-1479-0>
80. Frank, J. S., & Earl, M. (1990). Coordination of posture and movement. *Physical Therapy*, 70(12), 855–863.
81. Frank, M., Zhou, S., Bezerra, P., & Crowley, Z. (2009). Effects of Long-Term Recreational Surfing on Control of Force and Posture in Older Surfers: A Preliminary Investigation. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 7(1), 31–38. [http://doi.org/10.1016/S1728-869X\(09\)60005-8](http://doi.org/10.1016/S1728-869X(09)60005-8)
82. Fransson, P. A., Gomez, S., Patel, M., & Johansson, L. (2007). Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *European Journal of Applied Physiology*, 101(1), 81–89. <http://doi.org/10.1007/s00421-007-0476-x>
83. Gagey, P.-M., & Weber, B. (2001). *Posturología: regulación y alteraciones de la bipedestación*. Elsevier España.
84. Gahery, Y. (1987). Associated movements, postural adjustments and synergie: Some comments about the history and significance of three motor concepts. *Archives Italiennes de Biologie*, 125(4), 345–360.
85. Gao, J., Hu, J., Buckley, T., White, K., & Hass, C. (2011). Shannon and Renyi entropies to classify effects of Mild Traumatic Brain Injury on postural sway. *PloS One*, 6(9), e24446. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0024446>

Referencias

- 86.
87. García-Manso, J. ., Granell, J. C., Girón, P. L., & Abella, C. P. (2003). *El talento deportivo: Formación de elites deportivas*. España: Gymnos.
88. Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*, 514 (Pt 3), 915–928.
89. Ghez, C., Hening, W., & Gordon, J. (1991). Organization of voluntary movement. *Current Opinion in Neurobiology*, 1(4), 664–671.
90. Gilden, D. L., Thornton, T., & Mallon, M. W. (1995). 1/f noise in human cognition. *Science (New York)*, 267(5205), 1837–1839.
91. Glasauer, S., Schneider, E., Jahn, K., Strupp, M., & Brandt, T. (2005). How the eyes move the body. *Neurology*, 65(8), 1291–1293. <http://doi.org/10.1212/01.wnl.0000175132.01370.fc>
92. Goldberger, A. L., Peng, C.-K., & Lipsitz, L. A. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, 23(1), 23–26.
93. Golomer, E., Dupui, P., & Bessou, P. (1994). Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. *Archives Internationales De Physiologie, De Biochimie Et De Biophysique*, 102(3), 225–229.
94. Golomer, E., Dupui, P., & Monod, H. (1997). The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(2), 140–144. <http://doi.org/10.1007/s004210050226>
95. Golomer, E., Dupui, P., Séréni, P., & Monod, H. (1999). The contribution of vision in dynamic spontaneous sways of male classical dancers according to student or professional level. *Journal of Physiology, Paris*, 93(3), 233–237.

Referencias

96. Gouleme, N., Ezane, M. D., Wiener-Vacher, S., & Bucci, M. P. (2014). Spatial and temporal postural analysis: a developmental study in healthy children. *International Journal of Developmental Neuroscience: The Official Journal of the International Society for Developmental Neuroscience*, 38, 169–177. <http://doi.org/10.1016/j.ijdevneu.2014.08.011>
97. Gouleme, N., Gerard, C. L., Bui-Quoc, E., & Bucci, M. P. (2015). Spatial and temporal analysis of postural control in dyslexic children. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 126(7), 1370–1377. <http://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.10.016>
98. Gruber, A. H., Busa, M. A., Gorton Iii, G. E., VanEmmerik, R. E. A., Masso, P. D., & Hamill, J. (2011). Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait & Posture*, 34(1), 13–18. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.015>
99. Guerraz, M., & Bronstein, A. M. (2008). Mechanisms underlying visually induced body sway. *Neuroscience Letters*, 443(1), 12–16. <http://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.07.053>
100. Guerraz, M., Shallo-Hoffmann, J., Yarrow, K., Thilo, K. V., Bronstein, A. M., & Gresty, M. A. (2000). Visual control of postural orientation and equilibrium in congenital nystagmus. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 41(12), 3798–3804.
101. Guimarães-Ribeiro, D., Hernández-Suárez, M., Rodríguez-Ruiz, D., & García-Manso, J. (2015). Efecto del entrenamiento sistemático de gimnasia rítmica sobre el control postural de niñas adolescentes. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 8(2), 54–60. <http://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.11.001>
102. Guyton, A. C. (2006). *Textbook of Medical Physiology*. Elsevier Saunders.
103. Hale, S. A. (2004, August). *Postural control in children and young adults*. The Pennsylvania State University The Graduate School College of Health and Human Development, Pennsylvania.

Referencias

104. Haran, F. J., & Keshner, E. A. (2008). Sensory reweighting as a method of balance training for labyrinthine loss. *Journal of Neurologic Physical Therapy: JNPT*, 32(4), 186–191.
<http://doi.org/10.1097/NPT.0b013e31818dee39>
105. Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2003). Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental Psychobiology*, 42(4), 368–377. <http://doi.org/10.1002/dev.10110>
106. Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. <http://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
107. Harris, C. M., & Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695), 780–784.
<http://doi.org/10.1038/29528>
108. Hasan, S. S., Lichtenstein, M. J., & Shiavi, R. G. (1990). Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. *Journal of Biomechanics*, 23(8), 783–789.
109. Hayes, K. C. (1982). Biomechanics of postural control. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 10, 363–391.
110. Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 Suppl 2, ii7–ii11. <http://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
111. Horak, F. B., Nutt, J. G., & Nashner, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, 111(1), 46–58.
112. Houk, J. C., Davis, J. L., & Beiser, D. G. (1995). *Models of Information Processing in the Basal Ganglia*. MIT Press.
113. Huang, C.-W., Chen, W.-H., Chu, H.-H., Jiang, B. C., Abbod, M., & Shieh, J.-S. (2015). Simple Tai Chi Exercise for Improving Elderly Postural Stability via Complexity Index Analysis. *Artif. Life Robot.*, 20(1), 42–48.
<http://doi.org/10.1007/s10015-014-0193-6>

Referencias

114. Huang, C.-W., Sue, P.-D., Abbod, M. F., Jiang, B. C., & Shieh, J.-S. (2013). Measuring center of pressure signals to quantify human balance using multivariate multiscale entropy by designing a force platform. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13(8), 10151–10166. <http://doi.org/10.3390/s130810151>
115. Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K. H., & Hufschmidt, M. (1980). Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Archiv Für Psychiatrie Und Nervenkrankheiten*, 228(2), 135–150.
116. Hu, J., Gao, J., & Principe, J. C. (2006). Analysis of biomedical signals by the lempel-Ziv complexity: the effect of finite data size. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 53(12 Pt 2), 2606–2609. <http://doi.org/10.1109/TBME.2006.883825>
117. Hu, K., Ivanov, P. C., Chen, Z., Hilton, M. F., Stanley, H. E., & Shea, S. A. (2004). Non-random fluctuations and multi-scale dynamics regulation of human activity. *Physica A*, 337(1-2), 307–318.
118. Hunter, M. C., & Hoffman, M. A. (2001). Postural control: visual and cognitive manipulations. *Gait & Posture*, 13(1), 41–48.
119. Inglis, J. T., Kennedy, P. M., Wells, C., & Chua, R. (2002). The role of cutaneous receptors in the foot. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 508, 111–117.
120. Isotalo, E., Kapoula, Z., Feret, P.-H., Gauchon, K., Zamfirescu, F., & Gagey, P.-M. (2004). Monocular versus binocular vision in postural control. *Auris, Nasus, Larynx*, 31(1), 11–17. <http://doi.org/10.1016/j.anl.2003.10.001>
121. Jahn, K., Strupp, M., Krafczyk, S., Schüler, O., Glasauer, S., & Brandt, T. (2002). Suppression of eye movements improves balance. *Brain*, 125(9), 2005–2011. <http://doi.org/10.1093/brain/awf204>

Referencias

122. Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F., & Peterka, R. (2004). Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *Journal of Neurophysiology*, 92(4), 2368–2379. <http://doi.org/10.1152/jn.00983.2003>
123. Kamm, K., Thelen, E., & Jensen, J. L. (1990). A dynamical systems approach to motor development. *Physical Therapy*, 70(12), 763–775.
124. Kang, H. G., Costa, M. D., Priplata, A. A., Starobinets, O. V., Goldberger, A. L., Peng, C.-K., ... Lipsitz, L. A. (2009). Frailty and the degradation of complex balance dynamics during a dual-task protocol. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 64(12), 1304–1311. <http://doi.org/10.1093/gerona/glp113>
125. Kapoula, Z., & Lê, T.-T. (2006a). Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental Brain Research*, 173(3), 438–445. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0382-1>
126. Kapoula, Z., & Lê, T.-T. (2006b). Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental Brain Research*, 173(3), 438–445. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0382-1>
127. Kapoula, Z., Matheron, E., Demule, E., Fauvel, C., & Bucci, M.-P. (2011). Postural Control during the Stroop Test in Dyslexic and Non Dyslexic Teenagers. *PLoS ONE*, 6(4), e19272. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0019272>
128. Kapteyn, T. S., Bles, W., Njikiktijen, C. J., Kodde, L., Massen, C. H., & Mol, J. M. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquées Aux Effets De L'agression*, 24(7), 321–326.
129. Kilby, M. C., Slobounov, S. M., & Newell, K. M. (2014). Postural instability detection: aging and the complexity of spatial-temporal distributional patterns for virtually contacting the stability boundary in human stance. *PloS One*, 9(10), e108905. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0108905>

Referencias

130. Kirchner, M. (2013). *Characterising postural sway fluctuations in humans using linear and nonlinear methods*. Thesis Doctoral. University of Goethe, Frankfurt am Main, Germany.
131. Kirchner, M., Schubert, P., Getrost, T., & Haas, C. T. (2013). Effect of altered surfaces on postural sway characteristics in elderly subjects. *Human Movement Science*, 32(6), 1467–1479. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2013.05.005>
132. Kirchner, M., Schubert, P., Schmidtbleicher, D., & Haas, C. T. (2012). Evaluation of the temporal structure of postural sway fluctuations based on a comprehensive set of analysis tools. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 391(20), 4692–4703. <http://doi.org/10.1016/j.physa.2012.05.034>
133. Kirshenbaum, N., Riach, C. L., & Starkes, J. L. (2001). Non-linear development of postural control and strategy use in young children: a longitudinal study. *Experimental Brain Research*, 140(4), 420–431. <http://doi.org/10.1007/s002210100835>
134. Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 38(6), 411–421. <http://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.005>
135. Ladislao, L., & Fioretti, S. (2007). Nonlinear analysis of posturographic data. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(7), 679–688. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0213-y>
136. Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., & Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 896–901.
137. Laufer, Y., Barak, Y., & Chemel, I. (2006). Age-related differences in the effect of a perceived threat to stability on postural control. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(5), 500–504.

Referencias

138. Laughton, C. A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J. F., Kerrigan, D. C., Collins, J. J. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture*, *18*(2), 101–108.
139. Lauk, M., Chow, C. C., Pavlik, A. E., & Collins, J. J. (1998). Human Balance out of Equilibrium: Nonequilibrium Statistical Mechanics in Posture Control. *Physical Review Letters*, *80*(2), 413–416. <http://doi.org/10.1103/PhysRevLett.80.413>
140. Legrand, A., Mazars, K. D., Lazzareschi, J., Lemoine, C., Olivier, I., Barra, J., & Bucci, M. P. (2013). Differing effects of prosaccades and antisaccades on postural stability. *Experimental Brain Research*, *227*(3), 397–405. <http://doi.org/10.1007/s00221-013-3519-z>
141. Lempel, A., & Ziv, J. (1976). On the Complexity of Finite Sequences. *IEEE Transactions on Information Theory*, *22*(1), 75–81. <http://doi.org/10.1109/TIT.1976.1055501>
142. Lê, T.-T., & Kapoula, Z. (2006). Distance impairs postural stability only under binocular viewing. *Vision Research*, *46*(21), 3586–3593. <http://doi.org/10.1016/j.visres.2006.06.018>
143. Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, *28*(2), 337–342. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.005>
144. Lipsitz, L. A., & Goldberger, A. L. (1992). Loss of “complexity” and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA*, *267*(13), 1806–1809.
145. Li, Y. (2010). *An optimal control model for human postural regulation*. Thesis Doctoral. University of Maryland, United States of America.
146. Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *The Journal of Physiology*, *545*(Pt 3), 1041–1053.

Referencias

147. Lubetzky, A. V., Price, R., Ciol, M. A., Kelly, V. E., & McCoy, S. W. (2015). Relationship of multiscale entropy to task difficulty and sway velocity in healthy young adults. *Somatosensory & Motor Research*, 32(4), 211–218. <http://doi.org/10.3109/08990220.2015.1074565>
147. Madeleine, P., Prietzel, H., Svarrer, H., & Arendt-Nielsen, L. (2004). Quantitative posturography in altered sensory conditions: a way to assess balance instability in patients with chronic whiplash injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(3), 432–438.
148. Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Pyykkö, I. (1990). Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Oto-Laryngologica*, 110(3-4), 182–188.
149. Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology*, 49(2), M72–84.
150. Mandelbrot, B. B., & Wallis, J. R. (1968). Noah, Joseph, and Operational Hydrology. *Water Resources Research*, 4(5), 909–918. <http://doi.org/10.1029/WR004i005p00909>
151. Manno, R. (1991). *Fundamentos del entrenamiento deportivo*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
152. Manor, B., Costa, M. D., Hu, K., Newton, E., Starobinets, O., Kang, H. G., Lipsitz, L. A. (2010). Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 109(6), 1786–1791. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.00390.2010>
153. Martínez-Ramírez, A., Lecumberri, P., Gómez, M., & Izquierdo, M. (2010). Wavelet analysis based on time-frequency information discriminate chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(3), 256–264. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.11.004>

Referencias

154. Martínez-Ramírez, A., Lecumberri, P., Gómez, M., Rodríguez-Mañas, L., García, F. J., & Izquierdo, M. (2011). Frailty assessment based on wavelet analysis during quiet standing balance test. *Journal of Biomechanics*, *44*(12), 2213–2220. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.06.007>
155. Masani, K., Popovic, M. R., Nakazawa, K., Kouzaki, M., & Nozaki, D. (2003). Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, *90*(6), 3774–3782. <http://doi.org/10.1152/jn.00730.2002>
156. Massion, J. (2000). *Cerebro y motricidad: funciones sensoriomotrices*. INDE.
157. Matsuda, S., Demura, S., & Uchiyama, M. (2008). Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of Sports Sciences*, *26*(7), 775–779. <http://doi.org/10.1080/02640410701824099>
158. Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, *93*(1), 189–200. <http://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>
159. Mayagoitia, R. E., Lötters, J. C., Veltink, P. H., & Hermens, H. (2002). Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait & Posture*, *16*(1), 55–59.
160. Mayer-Kress, G., & Newell, K. . (2002). Stochastic Iterative Maps with Multiple Time-Scales for Modelling Human Motor Behavior. *Nonlinear Phenomena in Complex Systems*, *5*(4), 418–427.
161. Mitchell, S. L., Collins, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing. *Neuroscience Letters*, *197*(2), 133–136.

Referencias

162. Morabito, F. C., Labate, D., La Foresta, F., Bramanti, A., Morabito, G., & Palamara, I. (2012). Multivariate Multi-Scale Permutation Entropy for Complexity Analysis of Alzheimer's Disease EEG. *Entropy*, *14*(7), 1186–1202. <http://doi.org/10.3390/e14071186>
163. Morales, C. J., & Kolaczyk, E. D. (2002). Wavelet-based multifractal analysis of human balance. *Annals of Biomedical Engineering*, *30*(4), 588–597.
164. Morasso, P. G., & Schieppati, M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of Neurophysiology*, *82*(3), 1622–1626.
165. Morenilla, F. (2000). *Influencia de la información visual sobre el control de la estabilidad en la recepción de saltos gimnástico-acrobáticos*. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Universidad de Granada, Granada.
166. Morioka, S., & Yagi, F. (2004). Influence of perceptual learning on standing posture balance: repeated training for hardness discrimination of foot sole. *Gait & Posture*, *20*(1), 36–40. [http://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00090-0](http://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00090-0)
167. Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, *92*(4-5), 407–413. <http://doi.org/10.1007/s00421-004-1157-7>
168. Nakagawa, H., Ohashi, N., Watanabe, Y., & Mizukoshi, K. (1993). The contribution of proprioception to posture control in normal subjects. *Acta Oto-Laryngologica. Supplementum*, *504*, 112–116.
169. Negahban, H., Hadian, M. R., Salavati, M., Mazaheri, M., Talebian, S., Jafari, A. H., & Parnianpour, M. (2009). The effects of dual-tasking on postural control in people with unilateral anterior cruciate ligament injury. *Gait & Posture*, *30*(4), 477–481. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.112>
170. Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). *Variability and Motor Control*. Human Kinetics Publishers.

Referencias

171. Newell, K. M., Deutsch, K. M., Sosnoff, J. J., and Mayer-Kress, G. (2006). Variability in motor output as noise: a default and erroneous proposition? In: Davids, K., Bennett, S., and Newell, K., editors, *Movement system variability*, pages 3–24. Human Kinetics
172. Newell, K. M., Slobounov, S. M., Slobounova, E. S., & Molenaar, P. C. (1997). Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles. *Experimental Brain Research*, *113*(1), 158–164.
173. Ni, L., Cao, J., & Wang, R. (2015). Dynamic multivariate multiscale entropy based analysis on brain death diagnosis. *Science China Technological Sciences*, *58*(3), 425–433. <http://doi.org/10.1007/s11431-014-5757-0>
174. Noé, F., Amarantini, D., & Paillard, T. (2007). How experienced alpine-skiers cope with restrictions of ankle degrees-of-freedom when wearing ski-boots in postural exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *19*(2), 341–346. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.09.003>
175. Noé, F., & Paillard, T. (2005). Is postural control affected by expertise in alpine skiing? *British Journal of Sports Medicine*, *39*(11), 835–837. <http://doi.org/10.1136/bjism.2005.018127>
176. Olivier, I., Palluel, E., & Nougier, V. (2008). Effects of attentional focus on postural sway in children and adults. *Experimental Brain Research*, *185*(2), 341–345. <http://doi.org/10.1007/s00221-008-1271-6>
177. Oppenheim, U., Kohen-Raz, R., Alex, D., Kohen-Raz, A., & Azarya, M. (1999). Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, *22*(2), 328–332.
178. Ouyang, G., Li, J., Liu, X., & Li, X. (2013). Dynamic characteristics of absence EEG recordings with multiscale permutation entropy analysis. *Epilepsy Research*, *104*(3), 246–252. <http://doi.org/10.1016/j.eplepsyres.2012.11.003>

Referencias

179. Paillard, T., & Noé, F. (2006). Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *16*(5), 345–348. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00502.x>
180. Paillard, T., Noé, F., Rivière, T., Marion, V., Montoya, R., & Dupui, P. (2006). Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of Athletic Training*, *41*(2), 172–176.
181. Patel, M. (2009, May). *Postural control and adaptation to threats to balance stability* (Doctorial Dissertation). Lund University, Sweden.
182. Patel, M., Fransson, P. A., Johansson, R., & Magnusson, M. (2011). Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. *Experimental Brain Research*, *208*(4), 519–527. <http://doi.org/10.1007/s00221-010-2498-6>
183. Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D., Petersen, H., Magnusson, M., Johansson, R., & Gomez, S. (2008). The effects of foam surface properties on standing body movement. *Acta Oto-Laryngologica*, *128*(9), 952–960. <http://doi.org/10.1080/00016480701827517>
184. Paulus, W. M., Straube, A., & Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain: A Journal of Neurology*, *107* (Pt 4), 1143–1163.
185. Peng, C. K., Havlin, S., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*, *5*(1), 82–87. <http://doi.org/10.1063/1.166141>
186. Peng, C. K., Mietus, J., Hausdorff, J. M., Havlin, S., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1993). Long-range anticorrelations and non-Gaussian behavior of the heartbeat. *Physical Review Letters*, *70*(9), 1343–1346.
187. Percival, D., & Walden, A. (2000). *Wavelet Methods for Time Series Analysis*. Cambridge: Cambridge University Press.

Referencias

188. Peressutti, C., Martín-González, J. M., M García-Manso, J., & Mesa, D. (2010). Heart rate dynamics in different levels of Zen meditation. *International Journal of Cardiology*, 145(1), 142–146. <http://doi.org/10.1016/j.ijcard.2009.06.058>
189. Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., & Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait & Posture*, 15(2), 187–194.
190. Piirtola, M., & Era, P. (2006). Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology*, 52(1), 1–16. <http://doi.org/10.1159/000089820>
191. Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 88(6), 2297–2301.
192. Ponce-González, J. G., Sanchis-Moysi, J., González-Henriquez, J. J., Arteaga-Ortiz, R., Calbet, J. a. L., & Dorado, C. (2014). A reliable unipedal stance test for the assessment of balance using a force platform. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 54(1), 108–117.
193. Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406.
194. Pompeiano. (1994). *Neural mechanism of postural control*. Amsterdam: Elsevier.
195. Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 43(9), 956–966. <http://doi.org/10.1109/10.532130>
196. Purves, D. (2007). *Neurociencia*. Editorial Médica Panamericana.
197. Ramdani, S., Seigle, B., Lagarde, J., Bouchara, F., & Bernard, P. L. (2009). On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Medical Engineering & Physics*, 31(8), 1023–1031. <http://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.06.004>

Referencias

198. Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, *21*(1), 48–58. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>
199. Redfern, M. S., Jennings, J. R., Martin, C., & Furman, J. M. (2001). Attention influences sensory integration for postural control in older adults. *Gait & Posture*, *14*(3), 211–216.
200. Redfern, M. S., Talkowski, M. E., Jennings, J. R., & Furman, J. M. (2004). Cognitive influences in postural control of patients with unilateral vestibular loss. *Gait & Posture*, *19*(2), 105–114. [http://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00032-8](http://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00032-8)
201. Rhea, C. K., Silver, T. A., Hong, S. L., Ryu, J. H., Studenka, B. E., Hughes, C. M. L., & Haddad, J. M. (2011). Noise and complexity in human postural control: interpreting the different estimations of entropy. *PloS One*, *6*(3), e17696. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0017696>
202. Riach, C., & Starkes, J. (1993). Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait & Posture*, *1*(2), 105–111. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(93\)90021-R](http://doi.org/10.1016/0966-6362(93)90021-R)
203. Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, *278*(6), H2039–2049.
204. Riedl, M., Müller, A., & Wessel, N. (2013). Practical considerations of permutation entropy. *The European Physical Journal Special Topics*, *222*(2), 249–262. <http://doi.org/10.1140/epjst/e2013-01862-7>
205. Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*(1), 90–95. <http://doi.org/10.1053/apmr.2003.50004>

Referencias

206. Rigal. (1987). *Motricidad humana. Fundamentos y aplicaciones pedagógicas* (Editorial Augusto Pila Teleña.). Madrid.
207. Riley, M. A., & Clark, S. (2003). Recurrence analysis of human postural sway during the sensory organization test. *Neuroscience Letters*, *342*(1-2), 45–48.
208. Riley, M. A., & Turvey, M. T. (2002). Variability of determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior*, *34*(2), 99–125. <http://doi.org/10.1080/00222890209601934>
209. Riley, M. A., Wong, S., Mitra, S., & Turvey, M. T. (1997). Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research*, *117*(1), 165–170.
210. Rocchi, L., Chiari, L., & Cappello, A. (2004). Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *42*(1), 71–79.
211. Rodrigues, S. T., Aguiar, S. A., Polastri, P. F., Godoi, D., Moraes, R., & Barela, J. A. (2013). Effects of saccadic eye movements on postural control stabilization. *Motriz: Revista de Educação Física*, *19*(3), 614–619. <http://doi.org/10.1590/S1980-65742013000300012>
212. Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C. H., & Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, *174*(2), 256–269. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0441-7>
213. Roerdink, M., Hlavackova, P., & Vuillerme, N. (2011). Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science*, *30*(2), 203–212. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2010.04.005>
214. Romero, D. H., & Stelmach, G. E. (2003). Changes in postural control with aging and Parkinson's disease. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, *22*(2), 27–31.

Referencias

215. Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., Gross, M. T., & Yu, B. (2009). Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*(2), 399–407. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181872d89>
216. Rougier, P., & Garin, M. (2006). [Performing saccadic eye movements modifies postural control organisation]. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, *36*(4), 235–243. <http://doi.org/10.1016/j.neucli.2006.09.003>
217. Sabatini, A. M. (2000). Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *38*(6), 617–624.
218. Sakellari, V., & Bronstein, A. M. (1997). Hyperventilation effect on postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *78*(7), 730–736.
219. Salsabili, H., Bahrpeyma, F., Esteki, A., Karimzadeh, M., & Ghomashchi, H. (2013). Spectral characteristics of postural sway in diabetic neuropathy patients participating in balance training. *Journal of Diabetes and Metabolic Disorders*, *12*, 29. <http://doi.org/10.1186/2251-6581-12-29>
219. Santarcangelo, E. L., Scattina, E., Carli, G., Balocchi, R., Macerata, A., & Manzoni, D. (2009). Modulation of the postural effects of cognitive load by hypnotizability. *Experimental Brain Research*, *194*(2), 323–328. <http://doi.org/10.1007/s00221-009-1740-6>
220. Sapir, N., Karasik, R., Havlin, S., Simon, E., & Hausdorff, J. M. (2003). Detecting scaling in the period dynamics of multimodal signals: application to Parkinsonian tremor. *Physical Review E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics*, *67*(3 Pt 1), 031903.
221. Sasaki, O., Gagey, P. M., Ouaknine, A. M., Martinerie, J., Le Van Quyen, M., Toupet, M., & L'Heritier, A. (2001). Nonlinear analysis of orthostatic posture in patients with vertigo or balance disorders. *Neuroscience Research*, *41*(2), 185–192.

Referencias

222. Sasaki, O., Usami, S., Gagey, P.-M., Martinerie, J., Le Van Quyen, M., & Arranz, P. (2002). Role of visual input in nonlinear postural control system. *Experimental Brain Research*, *147*(1), 1–7. <http://doi.org/10.1007/s00221-002-1170-1>
223. Schmit, J. M., Regis, D. I., & Riley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, *163*(3), 370–378. <http://doi.org/10.1007/s00221-004-2185-6>
224. Schniepp, R., Wuehr, M., Pradhan, C., Novozhilov, S., Krafczyk, S., Brandt, T., & Jahn, K. (2013). Nonlinear variability of body sway in patients with phobic postural vertigo. *Frontiers in Neurology*, *4*, 115. <http://doi.org/10.3389/fneur.2013.00115>
225. Schubert, M. C., & Minor, L. B. (2004). Vestibulo-ocular physiology underlying vestibular hypofunction. *Physical Therapy*, *84*(4), 373–385.
226. Schubert, P., & Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture*, *39*(1), 518–522. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.001>
227. Schubert, P., Kirchner, M., Schmidtbleicher, D., & Haas, C. T. (2012). About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I). *Journal of Biomedical Science and Engineering*, *05*(09), 496–507. <http://doi.org/10.4236/jbise.2012.59062>
228. Sherrington, C. S. (1906). Observations on the scratch-reflex in the spinal dog. *The Journal of Physiology*, *34*(1-2), 1–50.
229. Shumway-Cook., A. (1995). *Motor Control: Theory And Practical Applications*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins. Retrieved from https://docs.google.com/document/d/1QreO0BsFTjUN_PakdBd8HlzoNB3qXDKY69Vc8hSrAdo/edit?pli=1&usp=embed_facebook
230. Silva, P. J. G., Nadal, J., & Infantosi, A. F. C. (2006). A visão no controle postural ortostático: a área elíptica e o Quociente de Romberg do sinal estabilométrico. *Rev. Bras. Eng. Biomed*, *22*(1), 13–22.

Referencias

231. Slifkin, A. B., & Newell, K. M. (1998). Is Variability in Human Performance a Reflection of System Noise? *Current Directions in Psychological Science*, 7(6), 170–177.
232. Slobounov, S., Ray, W., Cao, C., & Chiang, H. (2007). Modulation of cortical activity as a result of task-specific practice. *Neuroscience Letters*, 421(2), 126–131. <http://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.04.077>
233. Soames, R. W., & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 49(2), 169–177.
234. Sozzi, S., Monti, A., De Nunzio, A. M., Do, M.-C., & Schieppati, M. (2011). Sensori-motor integration during stance: time adaptation of control mechanisms on adding or removing vision. *Human Movement Science*, 30(2), 172–189. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2010.06.002>
235. Stål, F., Fransson, P. A., Magnusson, M., & Karlberg, M. (2003). Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration-induced body sway and adaptation. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 13(1), 39–52.
236. Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human Movement Variability, Nonlinear Dynamics, and Pathology: Is There A Connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
237. Stergiou, N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy: JNPT*, 30(3), 120–129.
238. Stins, J. F., Ledebt, A., Emck, C., van Dokkum, E. H., & Beek, P. J. (2009). Patterns of postural sway in high anxious children. *Behavioral and Brain Functions: BBF*, 5, 42. <http://doi.org/10.1186/1744-9081-5-42>
239. Stoffregen, T. A., Bardy, B. G., Bonnet, C. T., Hove, P., & Oullier, O. (2007). Postural sway and the frequency of horizontal eye movements. *Motor Control*, 11(1), 86–102.

Referencias

240. Stoffregen, T. A., Bardy, B. G., Bonnet, C. T., & Pagulayan, R. J. (2006). Postural Stabilization of Visually Guided Eye Movements. *Ecological Psychology*, 18(3). http://doi.org/10.1207/s15326969eco1803_3
241. Stoffregen, T. A., Pagulayan, R. J., Bardy, B. G., & Hettinger, L. (2000). Modulating postural control to facilitate visual performance. *Human Movement Science*, 19(2), 203–220. [http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(00\)00009-9](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00009-9)
242. Stoffregen, T. A., Smart, L. J., Bardy, B. G., & Pagulayan, R. J. (1999). Postural Stabilization of Looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25(6), 1641–1658. <http://doi.org/10.1037/0096-1523.25.6.1641>
243. Strang, A. J., Haworth, J., Hieronymus, M., Walsh, M., & Smart, L. J. (2011). Structural changes in postural sway lend insight into effects of balance training, vision, and support surface on postural control in a healthy population. *European Journal of Applied Physiology*, 111(7), 1485–1495. <http://doi.org/10.1007/s00421-010-1770-6>
244. Strupp, M., Glasauer, S., Jahn, K., Schneider, E., Krafczyk, S., & Brandt, T. (2003). Eye movements and balance. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1004, 352–358.
245. Suárez, H., Muse, P., Suárez, A., & Arocena, M. (2000). Postural behaviour responses to visual stimulation in patients with vestibular disorders. *Acta Oto-Laryngologica*, 120(2), 168–172.
246. Suárez, H., Musé, P., Suárez, A., & Arocena, M. (2001). Assessment of the risk of fall, related to visual stimulation, in patients with central vestibular disorders. *Acta Oto-Laryngologica*, 121(2), 220–224.
247. Suárez, H., Sotta, G., San Roman, C., Arocena, S., Ferreira, E., Geisinger, D., Picerno, J. (2013). Postural response characterization in elderly patients with bilateral vestibular hypofunction. *Acta Oto-Laryngologica*, 133(4), 361–367. <http://doi.org/10.3109/00016489.2012.739731>

Referencias

248. Surkov, E. (1986). *Psicomotricità dell'atleta*. Roma: Editorial Società Stampa Sportiva.
249. Swanenburg, J., de Bruin, E. D., Favero, K., Uebelhart, D., & Mulder, T. (2008). The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9, 162. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-9-162>
250. Takahashi, Y., & Murata, A. (2001). Change of equilibrium under the influence of VR experience. In *10th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, 2001. Proceedings* (pp. 642–647). <http://doi.org/10.1109/ROMAN.2001.981977>
251. Tanaka, H., & Uetake, T. (2005). Characteristics of postural sway in older adults standing on a soft surface. *Journal of Human Ergology*, 34(1-2), 35–40.
252. Teasdale, N., & Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & Posture*, 14(3), 203–210.
253. Teasdale, N., Stelmach, G. E., & Breunig, A. (1991). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *Journal of Gerontology*, 46(6), B238–244.
254. Theiler, J., Eubank, S., Longtin, A., Galdrikian, B., & Doyne Farmer, J. (1992). Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 58(1), 77–94. [http://doi.org/10.1016/0167-2789\(92\)90102-S](http://doi.org/10.1016/0167-2789(92)90102-S)
255. Thelen, E. (1995). Motor development. A new synthesis. *The American Psychologist*, 50(2), 79–95.
256. Turner, S., Mittermaier, C., Hanel, R., & Ehrenberger, K. (2000). Scaling-violation phenomena and fractality in the human posture control systems. *Physical Review. E, Statistical Physics, Plasmas, Fluids, and Related Interdisciplinary Topics*, 62(3 Pt B), 4018–4024.

Referencias

257. Trew, M., & Everet, T. (2006). *Fundamentos del movimiento humano*. Elsevier España.
258. Uchida, T., Hashimoto, M., Suzuki, N., Takegami, T., & Iwase, Y. (1979). Effects of periodic saccades on the body sway in human subjects. *Neuroscience Letters*, *13*(3), 253–258.
259. Uchiyama, M., Demura, S., Yamaji, S., & Yamada, T. (2006). Influence of differences of visual acuity in various visual field conditions on spectral characteristics of the center of pressure sway. *Perceptual and Motor Skills*, *102*(2), 327–337. <http://doi.org/10.2466/pms.102.2.327-337>
260. Uetake, T., Tanaka, H., Shindo, M., & Okada, M. (2004). Two new methods applicable to center of pressure swing analysis. *Anthropological Science*, *112*(2), 187–193. <http://doi.org/10.1537/ase.00075>
261. Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2002). Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiology of Aging*, *23*(1), 1–11.
262. Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2003). Aging and the time and frequency structure of force output variability. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *94*(3), 903–912. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.00166.2002>
263. Van der Kooij, H., Campbell, A. D., & Carpenter, M. G. (2011). Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. *Gait & Posture*, *34*(1), 19–24. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.025>
264. Van Emmerik, R. E. A., & van Wegen, E. E. H. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *30*(4), 177–183.
265. Vieira, T. M. M., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2009). Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research = Revista Brasileira De Pesquisas Médicas E Biológicas / Sociedade Brasileira De Biofísica ... [et Al.]*, *42*(7), 665–673.

Referencias

266. Visser, J. E., & Bloem, B. R. (2005). Role of the Basal Ganglia in Balance Control. *Neural Plasticity*, 12(2-3), 161–174. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.161>
267. Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J. M., Weise, I., & Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, 303(2), 83–86.
268. Vuillerme, N., & Nougier, V. (2004). Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Research Bulletin*, 63(2), 161–165. <http://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2004.02.006>
269. Vuillerme, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience Letters*, 311(2), 73–76.
270. Wayne, P. M., Gow, B. J., Costa, M. D., Peng, C.-K., Lipsitz, L. A., Hausdorff, J. M., ... Manor, B. (2014). Complexity-Based Measures Inform Effects of Tai Chi Training on Standing Postural Control: Cross-Sectional and Randomized Trial Studies. *PloS One*, 9(12), e114731. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0114731>
271. Wei, Q., Liu, D.-H., Wang, K.-H., Liu, Q., Abbod, M. F., Jiang, B. C., ... Shieh, J.-S. (2012). Multivariate Multiscale Entropy Applied to Center of Pressure Signals Analysis: An Effect of Vibration Stimulation of Shoes. *Entropy*, 14(11), 2157–2172. <http://doi.org/10.3390/e14112157>
272. Welch, P. D. (1967). The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, 15(2), 70–73. <http://doi.org/10.1109/TAU.1967.1161901>
273. White, K. D., Post, R. B., & Leibowitz, H. W. (1980). Saccadic eye movements and body sway. *Science (New York, N.Y.)*, 208(4444), 621–623.

Referencias

274. Williams, H. G., McClenaghan, B. A., & Dickerson, J. (1997). Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(7), 737–744.
275. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](http://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
276. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
277. Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221.
278. Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16(1), 1–14.
279. Yamada, N. (1995). Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, 14(6), 711–726. [http://doi.org/10.1016/0167-9457\(95\)00032-1](http://doi.org/10.1016/0167-9457(95)00032-1)
280. Yeh, J.-R., Lo, M.-T., Chang, F.-L., & Hsu, L.-C. (2014). Complexity of human postural control in subjects with unilateral peripheral vestibular hypofunction. *Gait & Posture*, 40(4), 581–586. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.016>
281. Yoneda, S., & Tokumasu, K. (1986). Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular disease. *Acta Oto-Laryngologica*, 102(1-2), 87–92.
282. Zhang, H. (2006). Use of statistical mechanics methods to assess the effects of localized muscle fatigue on stability during upright stance. Thesis Masters. the Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University. United States of America.

Referencias

283. Zhang, H., Nussbaum, M. A., & Agnew, M. J. (2015). A time-frequency approach to estimate critical time intervals in postural control. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(15), 1693–1703. <http://doi.org/10.1080/10255842.2014.946915>
284. Zhang, X. S., Roy, R. J., & Jensen, E. W. (2001). EEG complexity as a measure of depth of anesthesia for patients. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 48(12), 1424–1433. <http://doi.org/10.1109/10.966601>

ANEXOS

Anexo A - Consentimiento informado



CONSENTIMIENTO INFORMADO

Proyecto: Caracterización de las fluctuaciones de la señal COP mediante métodos procedentes de la teoría de sistemas complejos no lineales.

Investigador: Daniel Guimarães Ribeiro

Directores: Dr. David Ruiz Rodríguez, Dr. Juan Manuel García Martín y Dr. Juan Manuel García Manso.

- He leído y entiendo la información ofrecida sobre la investigación en la hoja de información.
- Mis preguntas han sido respondidas satisfactoriamente y entiendo que puedo consultar mis dudas en cualquier momento.
- Yo entiendo que tengo el derecho a abandonar el estudio en cualquier momento y no responder algunas cuestiones personales.
- Estoy de acuerdo en dar información al investigador entendiéndolo que mi identidad no será usada sin permiso.
- No sufro ninguna lesión o problema médico que impida realizar las pruebas.
- Estoy de acuerdo en realizar la batería de test de equilibrio.
- Estoy de acuerdo en formar parte de esta investigación.

Nombre: _____

Firma del participante o responsable: _____

Testigo: _____

Anexo B - Informe Comité de Ética



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
Vicerrectorado de Investigación,
Desarrollo e Innovación

Comité Ético de Investigación Humana de la ULPGC

REFERENCIA: CEIH-2015-04

Antonio Falcón Martel, Vicerrector de Investigación, Desarrollo e Innovación y Presidente del Comité Ético de Investigación Humana de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria,

CERTIFICA

Que el Proyecto de Investigación titulado “**Caracterización de las fluctuaciones de la señal COP mediante métodos procedentes de la teoría de sistemas complejos no lineales.**” cuyo Investigador Principal es **Daniel Guimaraes Ribeiro**, ha obtenido la consideración de **FAVORABLE** por los miembros vocales del Comité Ético de Investigación de la ULPGC reunidos a tal efecto.

Y para que surta los efectos oportunos, firmo la presente en Las Palmas de Gran Canaria a nueve de noviembre de dos mil quince.

NOMBRE
FALCON
MARTEL
ANTONIO - NIF
43256292P

Firmado digitalmente por
NOMBRE FALCON MARTEL
ANTONIO - NIF 43256292P
Nombre de reconocimiento
(DN): c=ES, o=FNMT, ou=FNMT
Clase 2 CA, ou=679370027,
cn=NOMBRE FALCON MARTEL
ANTONIO - NIF 43256292P
Fecha: 2015.11.09 20:03:23 Z

Anexo C - Cuestionario personal

Hoja de datos personales

Fecha/Hora:

Nombre:

Fecha de Nacimiento:

Profesión:

Teléfono de contacto:

Correo electrónico:

Peso:

Estatura:

Nivel de actividad física actual: suave__ moderado__ intenso__

Actividades físicas que practica:

Indique si practicó algún deporte y a qué nivel:

¿Es fumador? Sí __ No __

¿Suele beber alcohol?

En caso afirmativo indicar: frecuentemente__ moderadamente__
ocasionalmente __

Tipo de alimentación: copiosa__ normal ____ moderada

A su entender: equilibrada__ no equilibrada____

¿Toma algún medicamento de forma habitual? Sí__ No__

En caso afirmativo por favor, indique cual es:

Por favor describa sintéticamente su historial médico y situación actual:

Anexo D - Tabla de resultados estadísticos

Tabla E.1. Resultados del análisis de la varianza (ANOVA de dos factores) para medidas repetidas: 1 - factor = visión (x4); 2 - factor = superficie de apoyo (x2) de los parámetros lineales calculados de las oscilaciones del centro de presión en los planos antero-posterior (A-P) y medio-lateral (M-L). Ver tablas E.3 y E.4 para los resultados de las múltiples comparaciones post hoc realizadas por el test de efectos principales de Bonferroni.

	<i>Visión (OA,OC,MP,MS)</i>			<i>Superficie (Estable, Inestable)</i>			<i>Interacción</i>		
	<i>F_(3,45)</i>	<i>P</i>	<i>η²</i>	<i>F_(1,15)</i>	<i>P</i>	<i>η²</i>	<i>F_(3,45)</i>	<i>P</i>	<i>η²</i>
<i>Desviación Estandar(DE)</i>									
<i>A-P</i>	57,700	<0,001	0,793	85,058	<0,001	0,85	9,964	<0,001	0,393
<i>M-L</i>	28,095	<0,001	0,652	90,183	<0,001	0,857	19,749	<0,001	0,568
<i>Velocidad Média (VM)</i>									
<i>A-P</i>	70,462	<0,001	0,824	119,791	<0,001	0,889	49,102	<0,001	0,766
<i>M-L</i>	29,073	<0,001	0,660	48,017	<0,001	0,792	25,380	<0,001	0,692
<i>Area de la elipse del 95%</i>									
<i>A-P/M-L</i>	51,468	<0,001	0,774	105,582	<0,001	0,876	43,337	<0,001	0,743
<i>Potencia Espectral Total</i>									
<i>A-P</i>	32,566	<0,001	0,685	62,628	<0,001	0,807	21,524	<0,001	0,589
<i>M-L</i>	28,259	<0,001	0,653	51,745	<0,001	0,775	20,878	<0,001	0,582
<i>Banda de Frecuencia del 50%</i>									
<i>A-P</i>	8,972	<0,001	0,347	13,815	0,002	0,479	7,119	0,001	0,322
<i>M-L</i>	3,605	0,020	0,194	0,170	ns	0,110	1,905	ns	0,113
<i>Banda de frecuencia del 80%</i>									
<i>A-P</i>	8,981	<0,001	0,375	7,698	0,014	0,339	3,848	0,016	0,204
<i>M-L</i>	2,547	0,068	0,145	10,076	0,006	0,402	0,389	ns	0,025

F: cociente de varianza, *P*: nivel de significancia, η^2 : "partial eta squared".

Tabla E.2. Resultados del análisis de la varianza (ANOVA de dos factores) para medidas repetidas: 1 - factor = visión (x4); 2 - factor = superficie de apoyo (x2) de los parámetros no lineales calculados de las oscilaciones del centro de presión en los planos antero-posterior (A-P) y medio-lateral (M-L). Ver tablas E.3 y E.4 para los resultados de las múltiples comparaciones post hoc realizadas por el test de efectos principales de Bonferroni.

	<i>Visión (OA,OC,MP,MS)</i>			<i>Superficie (Estable, Inestable)</i>			<i>Interacción</i>		
	<i>F_(3,45)</i>	<i>P</i>	<i>η²</i>	<i>F_(1,15)</i>	<i>P</i>	<i>η²</i>	<i>F_(3,45)</i>	<i>P</i>	<i>η²</i>
<i>Índice de complejidad de Kolmogorov</i>									
<i>A-P</i>	83,606	<0,001	0,848	215,458	<0,001	0,935	34,590	<0,001	0,698
<i>M-L</i>	15,818	<0,001	0,513	37,518	<0,001	0,714	12,656	<0,001	0,458
<i>Entropía Muestral</i>									
<i>A-P</i>	38,307	<0,001	0,719	173,170	<0,001	0,920	12,382	<0,001	0,452
<i>M-L</i>	8,798	<0,001	0,370	20,404	<0,001	0,576	8,046	<0,001	0,349
<i>Entropía de Permutación (Posición CP)</i>									
<i>A-P</i>	76,812	<0,001	0,837	199,086	<0,001	0,930	22,941	<0,001	0,605
<i>M-L</i>	10,293	<0,001	0,407	32,179	<0,001	0,682	6,267	0,001	0,295
<i>Entropía de Permutación (velocidad CP)</i>									
<i>A-P</i>	12,616	<0,001	0,457	43,504	<0,001	0,744	17,750	<0,001	0,542
<i>M-L</i>	0,857	0,470	0,054	6,525	0,022	0,303	0,887	0,455	0,056
<i>Entropía Multiescala</i>									
<i>A-P</i>	11,184	<0,001	0,427	50,010	<0,001	0,769	6,189	0,001	0,292
<i>M-L</i>	4,351	0,009	0,225	69,459	<0,001	0,822	1,554	ns	0,094
<i>Entropía Multiescala de Permutación</i>									
<i>A-P</i>	45,139	<0,001	0,751	71,062	<0,001	0,826	1,773	ns	0,106
<i>M-L</i>	49,025	<0,001	0,766	322,500	<0,001	0,956	25,058	<0,001	0,626
<i>Entropía Multiescala Multivariante</i>									
<i>A-P/M-L</i>	8,588	<0,001	0,364	43,803	<0,001	0,745	6,300	0,001	0,296

F: cociente de varianza, P: nivel de significancia, η^2 : "partial eta squared".

Tabla E.3. Comparación estadística de los parámetros calculados de las oscilaciones del centro de presión en los planos antero-posterior (A-P) y medio-lateral (M-L) entre las tareas de control postural (OA, OC, MP, MS) realizadas sobre superficie estable. Los valores de $P \leq 0,05$ son mostrados y valores de $P > 0,05$ son marcados por una señal de menos (-).

	OA vs. OC	OA vs. MP	OA vs. MS	OC vs. MP	OC vs. MS	MP vs. MS
DE_{A-P}	$p=0,009$	-	$p=0,006$	-	$p<0,001$	-
DE_{M-L}	-	-	-	-	-	-
VM_{A-P}	$p=0,001$	-	-	$p=0,001$	$p<0,001$	$p=0,008$
VM_{M-L}	-	-	-	-	-	-
A95	-	-	-	-	-	-
f50_{A-P}	-	-	-	-	-	-
f50_{M-L}	-	-	-	-	-	-
f80_{A-P}	-	-	-	-	-	-
f80_{M-L}	-	-	-	-	-	-
PT_{A-P}	-	-	$p=0,006$	-	$p=0,003$	-
PT_{M-L}	-	-	-	-	-	-
CK_{A-P}	$p=0,014$	-	-	-	$p=0,001$	$p<0,001$
CK_{M-L}	-	-	-	-	-	-
SampEn_{A-P}	-	-	-	-	-	-
SampEn_{M-L}	-	-	$p=0,048$	-	-	-
EP_{A-P}(posición)	$p=0,010$	-	-	-	$p<0,001$	$p<0,001$
EP_{M-L}(posición)	-	-	-	-	-	-
EP_{A-P}(velocidad)	-	-	-	-	-	-
EP_{M-L}(velocidad)	-	-	-	-	-	-
IC_{MSE(A-P)}	-	-	-	-	-	-
IC_{MSE(M-L)}	-	-	-	-	-	-
IC_{MPE(A-P)}	$p=0,001$	$p=0,053$	-	-	$p<0,001$	$p<0,001$
IC_{MPE(M-L)}	-	-	-	-	-	-
IC_{MMSE(A-P)}	-	-	-	-	-	-

Tabla E.4. Comparación estadística de los parámetros calculados de las oscilaciones del centro de presión en los planos antero-posterior (A-P) y medio-lateral (M-L) entre las tareas de control postural (OA_{SI} , OC_{SI} , MP_{SI} , MS_{SI}) realizadas sobre superficie inestable. Los valores de $P \leq 0,05$ son mostrados y valores de $P > 0,05$ son marcados por una señal de menos (-).

Parametros	OA vs. OC	OA vs. MP	OA vs. MS	OC vs. MP	OC vs. MS	MP vs. MS
DE_{A-P}	$p < 0,001$	-	$p = 0,006$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
DE_{M-L}	$p < 0,001$	$p = 0,027$	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,010$
VM_{A-P}	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,002$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
VM_{M-L}	$p < 0,001$	-	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,002$
A95	$p < 0,001$	-	$p = 0,014$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,001$
$f50_{A-P}$	$p = 0,002$	-	-	$p = 0,008$	-	-
$f50_{M-L}$	$p = 0,014$	-	-	$p = 0,063$	$p = 0,016$	-
$f80_{A-P}$	$p = 0,005$	-	-	$p = 0,011$	$p = 0,023$	-
$f80_{M-L}$	-	-	-	-	$p = 0,046$	-
PT_{A-P}	$p = 0,001$	-	$p = 0,009$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
PT_{M-L}	$p < 0,001$	-	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,023$
CK_{A-P}	$p < 0,001$	$p < 0,001$	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
CK_{M-L}	$p < 0,001$	-	-	$p < 0,001$	$p = 0,001$	-
$SampEn_{A-P}$	$p < 0,001$	$p = 0,008$	-	$p = 0,000$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
$SampEn_{M-L}$	$p = 0,004$	-	-	$p = 0,001$	$p = 0,001$	-
$EP_{A-P}(\text{posición})$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
$EP_{M-L}(\text{posición})$	$p < 0,001$	-	-	$p = 0,002$	$p = 0,007$	-
$EP_{A-P}(\text{velocidad})$	$p = 0,001$	-	-	$p = 0,002$	$p = 0,003$	-
$EP_{M-L}(\text{velocidad})$	-	-	-	-	-	-
$IC_{MSE(A-P)}$	$p = 0,008$	-	-	-	$p < 0,001$	$p = 0,008$
$IC_{MSE(M-L)}$	$p < 0,001$	-	-	-	-	-
$IC_{MPE(A-P)}$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,039$	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$
$IC_{MPE(M-L)}$	$p < 0,001$	$p = 0,514$	$p = 0,017$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
$IC_{MMSE(A-P)}$	$p = 0,001$	-	-	$p = 0,015$	$p < 0,001$	$p = 0,004$

Anexo E - Trabajos presentados y publicados

RESUMENES PRESENTADOS EN CONGRESOS

Daniel Guimarães Ribeiro, David Rodríguez Ruiz, Maria Hernández Suarez, Dario Rodríguez Matoso, Manuel García Manso Juan. Expertise and strategies on postural control of young surfers at different level of competition. 3rd European College of Sports and Exercise Physicians (ECOSEP) conference on 25–27 April 2013. Publicado en: *British Journal of Sports Medicine* 47(10e3): DOI: 10.1136/bjsports-2013-092558.84. ISSN: 0306-3674.

Maria Hernández Suárez, **Daniel Guimarães Ribeiro**, José Enrique Hernández Rodríguez , David Rodríguez Ruíz, Juan Manuel García Manso . The effect of early systematic gymnastics training on postural control. 3rd. European College of Sports and Exercise Physicians (ECOSEP) conference on 25–27 April 2013. *British Journal of Sports Medicine* 47(10e3): DOI: 10.1136/bjsports-2013-092558.79. ISSN: 0306-3674.

David Rodríguez Ruíz, **Daniel Guimarães Ribeiro**, Antonio Palomino, Manuel García Manso Juan, Juan Manuel Martín-González. Effect of aquatic exercise program intervention on the complexity of the center of pressure oscillations time series in patients diagnosed with Parkinson's disease. The MDS 18th International Congress of Parkinson's Disease and Movement Disorders. June 8-12, 2014. Publicado en: *Movement Disorders*, 29(S1): S261-S262. DOI: 10.1002/mds.25914. ISSN: 0885-3185.

Guimarães-Ribeiro, Daniel; Sarmiento S., Rodríguez-Ruiz, David; Martín-González, Juan Manuel; García-Manso, Juan Manuel. Age difference on cop regularity in single leg quiet stance. Publicado en: *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(11): 80. ISSN. 1064-8011.

Guimarães-Ribeiro, Daniel; Rodríguez-Matoso, Dario; García-Manso, J.M.; Rodríguez-Ruiz, David. Efecto del nivel competitivo sobre el control postural en jóvenes surfers. VII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Publicado en: Libro de Abstracts (área análisis del rendimiento deportivo – Performance analysis). Pág. 421. Ed. Asociación Española de Ciencias del Deporte. 2012. ISBN: 978-84-1576-8319.

Daniel Guimarães Ribeiro. Diferencia en el control postural estático y dinámico en participantes del campeonato europeo junior de surf 2012. 1as Jornadas internacionales sobre entrenamiento, docencia e investigación en surf. Las Palmas de Gran Canaria 20 y 21 de septiembre 2012. Comunicación libre.

CAPITULOS DE LIBRO

Almudena Cubas Monroy, **Daniel Guimarães Ribeiro**, Saúl Martín Rodríguez, David Rodríguez Ruiz (2015) “Efectos de dos programas de entrenamiento de ejercicios de equilibrio (estático y dinámico) sobre los sistemas somatosensorial y cognitivo del control postural en mujeres de mediana edad”, en Alfonso Castillo Rodríguez (Ed). Longevidad y salud. Innovación en la actividad física. (355-363). Editado por Área de Cultura y Deportes de la Diputación de Málaga. ISBN: 978-84-7785-955-0.

Almudena Cubas Monroy, **Daniel Guimarães Ribeiro**, Saúl Martín Rodríguez, David Rodríguez Ruiz. (2015) “Evaluación de dos programas de entrenamiento del control postural estático y dinámico en mujeres de mediana edad”, en Alfonso Castillo Rodríguez (Ed). Longevidad y salud. Innovación en la actividad física. (455-463). Editado por Área de Cultura y Deportes de la Diputación de Málaga. ISBN: 978-84-7785-955-0.

Almudena Cubas Monroy, **Daniel Guimarães Ribeiro**, Saúl Martín Rodríguez, David Rodríguez Ruiz (2015). “Efectos de dos programas de entrenamiento de equilibrio sobre el sistema visual del control postural en mujeres de mediana edad”, en Alfonso Castillo Rodríguez (Ed). Longevidad y salud. Innovación en la actividad física. (364-373). Editado por Área de Cultura y Deportes de la Diputación de Málaga. ISBN: 978-84-7785-955-0.

ARTICULOS EN REVISTAS

D. Guimarães-Ribeiro, M. Hernández-Suárez, D. Rodríguez-Ruiz* y J.M. García-Manso. Efecto del entrenamiento sistemático de gimnasia rítmica sobre el control postural de niñas adolescentes. Rev Andal Med Deporte. 2015;8(2):54–60. Publicado.