



TESIS DOCTORAL

Análisis y valoración del control postural
mediante indicadores basados en
acelerometría. Propuesta de aplicación en
hipoterapia

M^a Dolores Apolo Arenas

Departamento de Terapéutica Médico Quirúrgica

2015

A mi familia.

A mi hermano David, siempre en mi corazón. Tu ausencia marca mi presencia.

"Necesitas la posición del silencio. Si tu cuerpo no está en armonía con el del caballo, no puedes escuchar lo que él te está diciendo"

JANE BARTLE WILSON

AGRADECIMIENTOS

Sin duda, el camino recorrido para llegar hasta aquí, parecía dilatarse en el tiempo. Numerosas circunstancias han dificultado el final. Este logro, realmente lo he conseguido gracias al esfuerzo, apoyo y ayuda de muchos. Por ello este capítulo cobra una gran importancia, escribiendo mis más sinceros agradecimientos:

A Javier Moral, a quien considero mi maestro, no sólo por sus enseñanzas sobre lo relacionado con el análisis de señales, sino también por sus aportaciones y punto de vista de lo que es la investigación. Sin su ayuda y dedicación esta tesis no hubiera sido posible. Un correo siempre a tiempo, un consejo, unas palabras de consuelo y ánimo (...) han sido las responsables de alcanzar el final. Pocas palabras para expresar y agradecer a ti y a tu familia la involucración en este proyecto. Admiro tu conocimiento, entusiasmo y manera de ver y desarrollar las cosas. Agradecer que la hipoterapia fuera el motivo de encontrarnos en el camino.

A mi tutora, y compañera, la profesora y Doctora Esperanza, por aceptar guiarme en este proyecto. Su templanza, serenidad, su optimismo han sido clave. Gracias por tu apoyo incondicional.

Al Doctor Pablo, también tutor de esta tesis, porque soy consciente del gran esfuerzo prestado para el desarrollo, corrección y dedicación a la misma, a pesar de las limitaciones de tiempo. Su punto de vista exquisito y su gran visión de la investigación han contribuido para marcar rigor en el trabajo.

A Jerónimo, para mí, un gran profesional ingeniero en telecomunicaciones, comprometido con sus ideas y proyectos. Gracias por tantas horas dedicadas al desarrollo técnico de la plataforma de análisis, por tantas horas analizando e intentando entender cual era el objetivo de análisis. Admirable tu constancia y capacidad de resolver los errores, imprevistos o problemas. Sin duda, tu ayuda incondicional ha sido imprescindible.

Al profesor Jesús Montanero, por tu disponibilidad y ayuda desinteresada tan importante para entender los números. Conocerle y trabajar contigo, ha sido una gran oportunidad para mí.

A la profesora y doctora Rosa E. Montes, por tu ayuda en las correcciones de redacción, muy relevantes para poder entender lo que realmente se quiere expresar, y más aún cuando el contenido no es sencillo.

A la Asociación de Zooterapia de Extremadura. Agradecer a las mejores profesionales, personas y amigas que comparten hoy en día la ilusión por sacar adelante el proyecto de esta asociación, vinculado a la hipoterapia y las IAC. Su apoyo y su ayuda en los registros han sido imprescindibles. Gracias a Cristina, Alba, Luis, Miguel y Sara, por facilitarme el tiempo que he necesitado y mantener actualmente “vivos” los programas de hipoterapia y así poder aplicar lo estudiado en esta investigación. Gracias también a todos los que en algún momento formásteis parte del equipo y tuve vuestro apoyo: Miriam, Milagos, Yasmid, Noe, Concha, M^a del Mar. Y como no a Manuel, nuestro gran amigo, por tu apoyo incondicional y tus siempre bienvenidas palabras de ánimo.

A la Fundación Carriegos y especialmente a Álvaro y el equipo de profesionales, por facilitarme la recogida de registros y la buena atención siempre recibida.

A Tori, que de alumno ha pasado a ser mi maestro, y con quien empecé en el ámbito de la hipoterapia. Su gran capacidad y actitud crítica ha contribuido en mi interés por indagar en el por qué de las cosas. Gracias por la insistencia en dar fin a este documento, tus consejos han sido de gran utilidad.

A J. Zaldivar, por ser la persona a la que realmente le debo la oportunidad de formarme e iniciarme en hipoterapia. Gracias por confiar en mí tu proyecto, por animar gráficamente mis ideas, por apoyarme y motivarme en la investigación en este campo. Para mí siempre serás un maestro y un gran referente.

A Coro, Alejandro e Irene, quienes fueron mis alumnos, y actualmente grandes profesionales, por vuestra ayuda y colaboración en el análisis de datos, un

trabajo tan extenso aún podría haber sido mayor. Gracias por vuestra espera en este periodo.

A los niños, mayores y familias que han aceptado la participación en este estudio. Sin ellos nada hubiera sido posible. Vosotros soys la motivación verdadera para invertir el tiempo en la investigación. Cualquier posibilidad para contribuir en la mejora de vuestra calidad de vida es para mí un reto. Mil gracias.

A mi familia y especialmente a mis grandiosos padres, por su paciencia, por sus esfuerzos y su educación que han marcado mi trayectoria profesional y sobretodo personal, a los que les debo todo lo que hoy puedo ser. Gracias por vuestra dedicación en el cuidado de las pequeñas cuando yo no pude estar. Siempre estáis ahí y esa es mi gran fortuna. Siempre tendría poco espacio para escribir los agradecimientos que realmente os merecéis.

A mi hermana, por intentar entenderme y por tener a mi disposición su ayuda siempre que la he necesitado.

A Pablo, por su gran paciencia, por intentar entenderme, por su insistencia y empeño en que finalizara esta tesis, por el tiempo regalado, por tolerar mis agobios, por sus importantes consejos y porque realmente ha sido el motor impulsor en toda esta trayectoria.

A Amalia y Mariana, mis dos hijas, que a pesar de su corta edad han sido conscientes y han aceptado mis ausencias. Espero poder compensar el tiempo robado. Muchas gracias por aportarme esa fuerza y felicidad en los momentos de mayor agobio.

A mis compañeros, amigos y a todos aquellos, que directa e indirectamente han contribuido al desarrollo de este proyecto, animándome hasta el final.

MUCHAS GRACIAS A TODOS, ESTE LOGRO REALMENTE ES EL ESFUERZO Y APORTACIÓN DE TODOS VOSOTROS.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XIII
ABREVIATURAS	XV
I. RESUMEN	3
II. MOTIVACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
III. MARCO TEÓRICO	15
III.1 HIPOTERAPIA	16
III.1.1 Historia.....	16
III.1.2 Concepto y teorías conceptuales.....	21
III.1.3 Principios o fundamentos de la hipoterapia.....	28
III.1.4 Beneficios de la hipoterapia.....	48
III.1.5 Indicaciones-Contraindicaciones de la Hipoterapia.....	65
III.1.6 Metodología general de intervención.....	67
III.2 EL SISTEMA POSTURAL	68
III.2.1 Mecanismo de control postural.....	72
III.2.2 Estrategias posturales.....	76
III.2.3 Reacciones de enderezamiento, equilibrio y apoyo.....	79
III.2.4 Factores que influyen en el control postural.....	80
III.2.5 Desarrollo del sistema de control postural.....	81
III.2.6 Control postural y equilibrio en sedestación.....	83
III.2.7 Interacción postura-movimiento.....	85
III.2.8 Valoración del control postural.....	91

III.2.9	Control postural, estabilidad e hipoterapia.....	94
III.3	PARÁLISIS CEREBRAL.....	96
III.3.1	Definición y Clasificación.....	96
III.3.2	Control postural y parálisis cerebral.	98
III.4	ACELEROMETRÍA. UTILIDAD DE LOS ACELERÓMETROS EN EL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO	100
III.4.1	Generalidades sobre el funcionamiento de un acelerómetro	101
III.4.2	El procesamiento de la señal.....	102
III.4.3	Colocación de los acelerómetros	103
III.4.4	Aplicaciones de la acelerometría.....	104
IV.	HIPÓTESIS	111
V.	OBJETIVOS	115
VI.	METODOLOGÍA	119
VI.1	Revisión bibliográfica	119
VI.2	Diseño del estudio.....	119
VI.3	Estudio preliminar.....	119
VI.4	Población del estudio.....	123
VI.5	Materiales y recursos.....	124
VI.6	Procedimiento	127
VI.7	Variables	130
VI.8	Análisis de datos	134
VI.8.1	Procedimiento de transferencia de datos.....	134
VI.8.2	Análisis de las variables de acelerometría.....	139
VI.8.3	Análisis estadístico.....	144

VII. RESULTADOS	149
VII.1 Análisis descriptivo de los sujetos.....	149
VII.2 Caracterización a nivel descriptivo de los caballos	150
VII.3 Análisis en el dominio del tiempo.....	151
VII.3.1 Relación de la aceleración entre la pelvis, el tórax y la cabeza en ambos grupos.	151
VII.3.2 RMS según características de los caballos.....	156
VII.4 Análisis en el dominio de la frecuencia.	160
VII.4.1 Análisis espectral caballos tipo 1	160
VII.4.2 Análisis espectral caballos tipo 2.	163
VII.4.3 Interacción caballo-jinete. Comparación entre sujetos con y sin alteración neuromotora.....	166
VII.4.4 Influencia de las características morfológicas del caballo en la transmisión del movimiento.....	188
VIII. DISCUSIÓN	193
VIII.1 Influencia de la morfología de los caballos	193
VIII.2 Importancia de la pelvis en la transmisión del movimiento	199
VIII.3 Aportaciones de la acelerometría.....	205
VIII.4 Aspectos metodológicos.....	212
IX. LIMITACIONES	221
X. LÍNEAS FUTURAS	225
XI. CONCLUSIONES	229
XII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	233
XIII. ANEXOS	257
XII.1 ANEXO 1	259
XII.2 ANEXO 2	263

XII.3	ANEXO 3	265
XII.4	ANEXO 4	267
XII.5	ANEXO 5	271

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de contextualización	11
Figura 2. Postura a horcajadas (hipoterapia)	32
Figura 3. Postura correcta en equitación.....	32
Figura 4. Posiciones correctas e incorrectas montados a caballo.....	33
Figura 5. Fenómeno de rueda dentada en la corrección de la pelvis cuando se monta a caballo.....	34
Figura 6. Secuencia del paso del caballo	37
Figura 7. Representación de la transmisión del movimiento de anteversión y retroversión de la pelvis del jinete.	40
Figura 8. Representación de la transmisión del movimiento de elevación y descenso de la pelvis del jinete.....	40
Figura 9. Representación de la transmisión del movimiento de lateralidad de la pelvis del jinete.....	41
Figura 10. Representación de la transmisión del movimiento de rotación de la pelvis del jinete.....	42
Figura 11. Modelo de acelerómetro triaxial GT3X.....	124
Figura 12. Colocación de los acelerómetros en el jinete y el caballo	127
Figura 13. Caballos representativos de los dos tipos utilizados según sus características morfológicas.....	128
Figura 14. Diagrama del funcionamiento de la Plataforma tecnológica para el diseño y seguimiento de terapias ecuestres en pacientes con Parálisis Cerebral".	135

Figura 15. Página de registro de la Plataforma	136
Figura 16. Formulario para identificar las sesiones y subir los archivos CSV a la plataforma	137
Figura 17. Procedimiento de recorte de la señal de la aceleración en el tiempo...138	
Figura 18. Procedimiento del análisis gráfico de la señal.	140
Figura 19. Procedimiento de obtención de los datos de las frecuencias fundamentales del movimiento.....	141
Figura 20. Procedimiento de obtención de los datos de las “PENDIENTES del acumulado de la DEE de la señal”	141
Figura 21. Procedimiento de obtención de los datos del PAE.....	142
Figura 22. Sistema de referencia. Asignación de las coordenadas.	142
Figura 23. Valores medios del RMS en el eje Y distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del grupo de estudio.....	153
Figura 24. Valores medios del RMS en el eje X distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del grupo de estudio.....	154
Figura 25. Valores medios del RMS en el eje Z distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del grupo de estudio.....	154
Figura 26. Valores medios del RMS en el eje Y distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del tipo de caballo.	158
Figura 27. Valores medios del RMS en el eje X distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del tipo de caballo.	159
Figura 28. Valores medios del RMS en el eje Z distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del tipo de caballo.	159
Figura 29. Distribución de las frecuencias fundamentales en los tres ejes del movimiento de los caballos tipo 1.....	162

Figura 30. Distribución de las frecuencias fundamentales en los tres ejes del movimiento del Caballo tipo 2.....	165
Figura 31. Gráficos del espectro de frecuencias. Ejemplo de un sujeto del G1 (jinete sin alteración neuromotora)	168
Figura 32. Gráficos del espectro de frecuencias. Ejemplo de un sujeto del G2 (jinete con PC).	169
Figura 33. Gráficos del acumulado de la DEE. Ejemplo de un sujeto del G1 (jinete sin alteración neuromotora).	170
Figura 34. Gráficos del acumulado de la DEE. Ejemplo de un sujeto del G2 (jinete con PC).	171
Figura 35. Diferencia media del análisis frecuencial en el G1 y G2.	175
Figura 36. Diferencia de las medias de las “Pendientes del acumulado de energía de la señal” G1 y G2.....	178
Figura 37. Diferencia de las medias del PAE según grupo de estudio (G1, G2).	181
Figura 38. Evolución del contenido energético de la señal (PAE) en diferentes rangos de frecuencia en el eje Y según grupos de estudio (G1, G2).	182
Figura 39. Evolución del contenido energético de la señal (PAE) en diferentes rangos de frecuencia en el eje X según grupos de estudio (G1, G2).	182
Figura 40. Evolución del contenido energético de la señal (PAE) en diferentes rangos de frecuencia en el eje Z según grupos de estudio (G1, G2)	183
Figura 41. Árbol de decisión para distinguir entre jinetes con PC y sin alteración neuromotora.....	186
Figura 42. Sistemas de información anterógrada y de retroalimentación correspondientes a un movimiento voluntario.	259

Figura 43. Sistemas de información anterógrada y de retroalimentación correspondientes al control postural.....	260
Figura 44. Procesos de control para el movimiento voluntario	261

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Estadísticos descriptivos de los valores de RMS en cada ubicación del acelerómetro en el jinete y diferencia de medias entre ambos grupos G1 y G2. ...	152
Tabla 2. Correlación de Pearson entre los valores de RMS de la pelvis, el tórax y la cabeza en ambos grupos.	155
Tabla 3. Resultados de la comparación de la RMS de la grupa de ambos tipos de caballo	156
Tabla 4. Resultados de la comparación del RMS de la pelvis, el tórax y la cabeza de los jinetes del G1 caballo tipo 1 (C1) <i>versus</i> caballo tipo 2 (C2).	157
Tabla 5. Estadísticos descriptivos y coeficiente de variación del análisis del espectro de frecuencia de la grupa del caballo tipo 1 en los tres ejes del movimiento.	161
Tabla 6. Estadísticos descriptivos y coeficiente de variación del análisis del espectro de frecuencia de la grupa del caballo tipo 2 en los tres ejes del movimiento.	164
Tabla 7. Análisis descriptivo de las frecuencias fundamentales en el movimiento de la pelvis del Jinete (J) y la grupa del caballo (C).....	173
Tabla 8. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las frecuencias fundamentales de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en G1 y G2	174
Tabla 9. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las pendientes de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en ambos grupos.	177
Tabla 10. Diferencia entre ambos grupos según el indicador PAE.....	180
Tabla 11. Regresión logística, modelo “Wald atrás”	184

Tabla 12. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las frecuencias fundamentales de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en caballo tipo 1 (C1) y caballo tipo 2 (C2). 189

Tabla 13. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las pendientes de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en caballo tipo 1 (C1) y caballo tipo 2 (C2). 189

Tabla 14. Resultados de la comparación del PAE de la pelvis del sujeto según el caballo donde se realizó la prueba, caballo tipo 1 (C1) y caballo tipo 2(C2)..... 190

ABREVIATURAS

AVD: Actividades de la vida diaria

BBS: *Balance Berg Scale*. Escala de valoración del equilibrio de Berg

CI: Intervalo de confianza

CIF: Clasificación internacional del funcionamiento

cms: centímetros

CP: Control postural

CoP: *Center of pressure*. Centro de presiones

DEE: Densidad espectral de energía

Desv. Típ: Desviación típica

DI: Deficiencia Intelectual

EMG: Electromiografía

GMFCS: *Gross Motor Function Classification System*. Sistema de clasificación de la función motora gruesa

GMFM: *Gross Motor Function Measurement*. Escala de valoración de la función motora gruesa

Gs: unidad de aceleración

Hz. Hercios. Unidad de medida de la frecuencia

IMU: *Inertial Measurement Unit*. Unidad de medida inercial

Km: kilómetros

m/s: metros/segundo. Unidad de velocidad

MEMS: *Micro-Electro-Mechanized-System*. Sistemas-Micro-Electro-Mecanizados

ms: milisegundos

OMS: Organización mundial de la salud

PAE: Porcentaje del acumulado de la energía de la señal

PAS: *Posture Assessment Scale* (Bertoti). Escala de valoración postural propuesta por Bertoti

PBS: *Pediatric Balance Scale*. Escala de valoración del equilibrio en pediatría

PC: Parálisis cerebral

PDMS: *Peabody Developmental Motor Scales*

PEDI: *Pediatric Evaluation of Disability Inventory*

RMS: (*Root Mean Square*). Valor medio cuadrático

SAS: *Sitting Assessment Scale*. Escala para medir el control postural en sedestación

Seg: Segundos

SNC: Sistema nervioso central

TR: *Therapeutic riding*. Equitación terapéutica

TUG: "*Timed Up and Go*". Escala de valoración del equilibrio

I. RESUMEN

I. RESUMEN

La investigación científica y la práctica clínica demuestran que la hipoterapia produce efectos positivos en control y estabilidad postural, equilibrio, marcha y función motora gruesa en personas con diversidad funcional. Generalmente las intervenciones se realizan en base a criterios subjetivos sin la utilización de una herramienta que facilite el estudio y la valoración de la cinética del caballo y la interacción caballo-jinete. Para ello se precisa de una herramienta versátil, objetiva, transportable, útil en personas con limitaciones físicas y cognitivas y funcional en espacios abiertos que permita la valoración durante la sesión, es decir, aporte información directa sobre la interacción caballo-jinete (principio fundamental de la hipoterapia). Se ha demostrado que el análisis de la señal obtenida de un acelerómetro es de utilidad en diversos campos, como la valoración de control postural y equilibrio, análisis de marcha, diferenciar posturas y movimientos, cuantificar la actividad física, análisis de la cinemática equina, aplicación en parálisis cerebral, diferenciar entre jinetes expertos y noveles y análisis de la interacción jinete-caballo.

El **OBJETIVO** principal es proponer un método de valoración objetiva que permita analizar la interacción del movimiento del binomio caballo-jinete y su aplicación como herramienta para valorar y orientar la intervención en hipoterapia. Para ello pretendemos determinar qué indicadores basados en la acelerometría permiten establecer un sistema de valoración de la estabilidad de una persona a caballo, analizar la importancia de la pelvis como elemento transmisor del movimiento, evaluar la utilidad de la acelerometría para caracterizar los movimientos inducido en el jinete por el caballo y confirmar la variabilidad en el movimiento del jinete según las características morfológicas del caballo.

METODOLOGÍA: Planteamos un estudio observacional que trata de relacionar el factor o característica bajo estudio (el movimiento del caballo) y el

efecto (la transmisión del movimiento al jinete). Realizamos un registro de acelerometría mediante cuatro acelerómetros triaxiales ubicados en la cabeza, el tórax y la pelvis del jinete y la grupa del caballo, mientras efectuaban una prueba que consistía en mantenerse equilibrado mientras se monta simulando una sesión de hipoterapia durante 15 minutos. Se establecieron dos grupos: grupo 1, formado por personas sin alteración neuromotora y grupo 2, compuesto por personas con parálisis cerebral. Los sujetos del grupo 1 realizaron dos pruebas en dos caballos con características morfológicas diferentes. **RESULTADOS:** Analizamos 70 registros (58 del grupo 1 y 22 del grupo 2). En el análisis en el dominio del tiempo se obtuvieron: diferencias significativas en el RMS de la pelvis y el tórax entre ambos grupos de estudio; en el grupo sin alteración neuromotora se apreciaron más correlaciones significativas entre las tres ubicaciones que en el grupo de PC; el valor de RMS en el movimiento antero-posterior de la pelvis es mayor cuando se monta en caballos altos y estrechos, sin embargo en el tórax fue mayor el RMS en el movimiento lateral cuando se montó en el caballo más bajo y ancho. En el análisis en el dominio de la frecuencia observamos: que el movimiento del caballo se define por unas frecuencias fundamentales pero con cierta variabilidad; en la comparación de las gráficas del acumulado de la densidad espectral de energía entre la grupa del caballo y las de la pelvis del jinete existen diferencias entre ambos grupos, siendo menos similares en el grupo con PC que en el grupo de jinetes sin alteración neuromotora, mostrando estos últimos mejor armonización; y los sujetos con PC concentran un mayor porcentaje de la energía de la señal en frecuencias bajas.

CONCLUSIONES: Montar a caballo lleva implícito una transmisión de movimiento del caballo al jinete independientemente de la capacidad de éste; las características morfológicas del caballo influyen en el movimiento transmitido al jinete; la acelerometría ha demostrado cumplir los requisitos como sistema de valoración objetivo de utilidad en hipoterapia, ya que la estabilidad de una persona a caballo podría valorarse considerando como indicador el grado de armonización entre el movimiento del caballo y el jinete, y por tanto este indicador puede ser de utilidad tanto para la valoración como para la orientación de las intervenciones terapéuticas en hipoterapia.

II. MOTIVACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

II. MOTIVACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las personas con discapacidad física, como es el caso de la parálisis cerebral (PC), precisan de un programa de rehabilitación, en muchas ocasiones a lo largo de toda su vida. Existen diversas metodologías fisioterápicas y de rehabilitación que intentan ofrecer un recurso terapéutico. La hipoterapia es una metodología que, basada en fundamentos neurofisiológicos, presenta características que la convierten en recurso de elección para potenciar el desarrollo físico, psíquico y social de personas con diversidad funcional. El entorno donde esta se desarrolla (al aire libre, en ambiente lúdico...) constituye un elemento primordial que favorece la motivación y por ende facilita el aprendizaje y potencia las capacidades. Sin duda, la transmisión de movimientos rítmicos del caballo al jinete es el principio fundamental de actuación y la convierte en un recurso terapéutico¹.

Además, mi experiencia clínica, de más de catorce años, en el desarrollo de sesiones de hipoterapia me ha permitido observar la importancia del movimiento del caballo y cómo este movimiento es transmitido al jinete, cómo reacciona y cómo se van modificando esas reacciones según mejora el control de la postura y debido a la estimulación continua y rítmica transmitida por el movimiento del caballo. Al igual que en cualquier otra intervención, el procedimiento conlleva la valoración que permita determinar los problemas, establecer los objetivos y orientar las decisiones terapéuticas, así como analizar la evolución. Desde este punto de vista, nos hemos encontrado con la dificultad para establecer unos criterios objetivos que puedan cuantificar las modificaciones obtenidas orientadas a la estabilidad postural.

Conocemos que desde los años 50 se viene utilizando la hipoterapia como alternativa terapéutica para la mejora de la función psicomotriz, el control postural y el equilibrio en personas con discapacidad física. Estos resultados se han analizado críticamente en revisiones sistemáticas²⁻⁴, que concluyen que la hipoterapia aporta estas mejoras, debido entre otras causas al efecto que el movimiento rítmico del caballo provoca en la compensación inercial y en la corrección postural del jinete.

En busca de una evidencia científica o una explicación científica del por qué a través de la hipoterapia se pueden alcanzar objetivos a veces de manera más eficiente que con otras metodologías⁵⁻⁷ y otras veces cuando la hipoterapia se aplica conjuntamente⁸⁻¹¹, hemos realizado una extensa revisión bibliográfica. Los resultados de dicha revisión nos confirman que gran parte de los estudios enfocados a evaluar la utilidad de la terapia asistida con caballos para la rehabilitación en personas con discapacidad coincide que este tipo de terapia mejora la capacidad motriz y el control postural de los pacientes. Algunos de estos estudios⁸⁻¹⁶ extraen sus conclusiones a partir de la aplicación de la terapia en diferentes sesiones y en la medición de las mejoras a partir de métodos observacionales de valoración como el GMFM –Gross Motor Function Measure-¹⁷. Otros estudios^{10,18-20} utilizan grabaciones videográficas u otras técnicas de análisis de movimiento para validar de forma objetiva estos resultados. En este sentido se valoran aspectos como los cambios en la amplitud del movimiento corporal^{19,20} o el balanceo del tronco en el jinete¹⁸. La EMG²¹, las mantas de sensores de presión²² y los acelerómetros^{23,24} también son instrumentos tecnológicos que se están incorporando para comprobar las aportaciones de la hipoterapia.

Ciertamente la observación de la eficacia de un programa de hipoterapia es relevante, pero detectamos algunos *hándicaps* en la investigación sobre las metodologías de valoración. Las herramientas de valoración requieren de un gran tiempo para su aplicación y llevan implícito un gran componente subjetivo y dependiente de la experiencia del profesional que la aplica. Además requieren capacidades no siempre presentes en las personas con discapacidad, como la bipedestación, caminar o un nivel cognitivo para entender cómo debe realizarse la

prueba. Otros métodos más objetivos y que utilizan los avances tecnológicos, como la EMG y mantas de presión, presentan un coste elevado, o bien, precisan de medios e infraestructuras específicas de difícil aplicación con el caballo en pista, como es el caso de la videografía. La mayoría de las herramientas de valoración se aplican antes y después de un programa de intervención para determinar su eficacia y no durante el programa. No existe un sistema de valoración asociado al principio fundamental de la terapia, que es el movimiento del caballo, y que además tenga en cuenta la realidad de la hipoterapia, es decir, la variabilidad de terrenos, caballos, imprevistos (...). Los sistemas inerciales²⁵⁻²⁷ han contribuido al estudio de la cinética y cinemática equina y del cuerpo humano; sin embargo pocos estudios analizan la relación entre el caballo y la reacción del jinete.

Teniendo en cuenta lo anterior, es razonable considerar que **la valoración de la estabilidad postural en hipoterapia puede constituir un indicador para determinar la efectividad de la terapia**. No obstante, hasta donde conocemos, aún se precisa de metodologías de valoración objetivas y a la vez de seguimiento que faciliten la intervención terapéutica personalizada y permitan que ésta sea lo más eficiente posible. Se requieren herramientas que sirvan de complemento para validar la subjetividad y entrenar en la práctica terapéutica, así como disponer de un **sistema para valorar la estabilidad postural en la sesión, es decir, en sedestación y sobre medio inestable**. La herramienta de valoración debe ser transportable, de fácil manejo y utilizable en medios abiertos que permitan análisis de campo sin precisar de infraestructuras específicas.

La utilización de las tecnologías ha permitido profundizar en la investigación de la biomecánica de los movimientos de los caballos y ayudar a crear terapias adaptadas a las necesidades fisioterapéuticas. La hipoterapia carece hoy en día de herramientas tecnológicas de análisis que permitan reforzar la utilización de unas pautas específicas y elegir los animales que mejor se adapten a cada caso. Estas decisiones se toman utilizando criterios subjetivos sin tener en cuenta los resultados de un estudio de la cinética de los movimientos y la biomecánica del animal.

Estas observaciones, hallazgos y limitaciones han motivado, nuestra investigación, bajo el marco de esta tesis, con el fin de conocer, medir y analizar de manera científica y objetiva el movimiento e interacción entre el caballo y el jinete, para identificar los elementos fundamentales que intervienen en el sistema y así poder orientar una intervención terapéutica en hipoterapia más eficiente.

El carácter novedoso de la presente propuesta reside precisamente en la posibilidad de contribuir a la mejora y personalización en el diseño de las sesiones de hipoterapia a partir de un proceso basado en el análisis de indicadores obtenidos de la acelerometría y su interpretación respecto a la estabilidad postural.

En la figura 1, se representa un esquema que contextualiza la motivación y propuesta de la tesis.

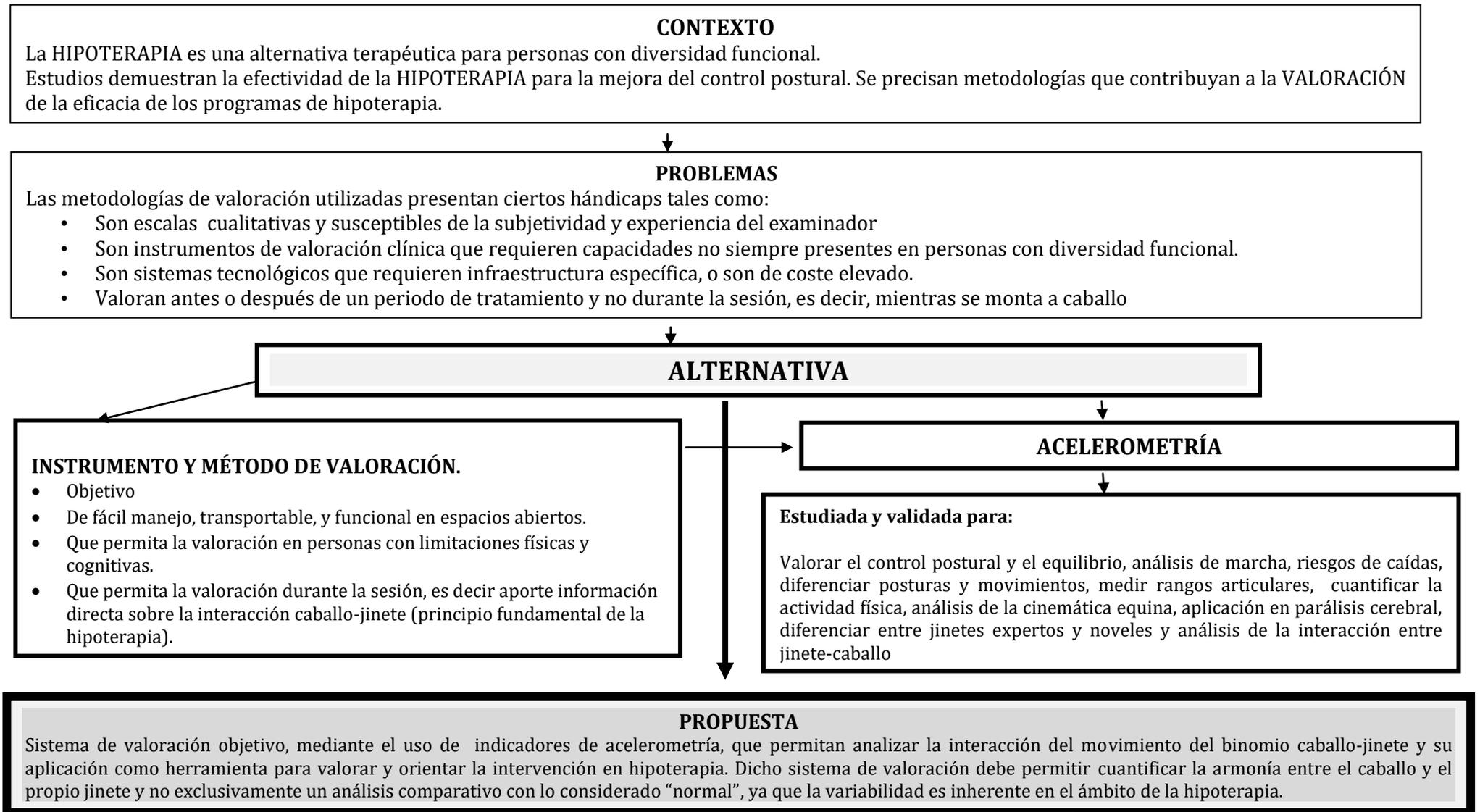


Figura 1. Esquema de contextualización

III. MARCO TEÓRICO

III. MARCO TEÓRICO

El objetivo de este capítulo es exponer el marco teórico sobre el que se fundamenta la tesis. Destacaremos principalmente qué es la hipoterapia, qué beneficios son los que se han investigado, indicaciones, contraindicaciones y metodología general de intervención. Además se abordarán los principios y fundamentos en los que se basa esta “modalidad terapéutica”, siendo de especial mención la postura y el movimiento que el caballo transmite al jinete, ya que será el objeto principal de estudio de esta tesis.

Por otro lado, se mencionarán los conceptos relacionados con el sistema postural, con el fin de contextualizar el por qué la hipoterapia está relacionada con la estabilidad postural y por ende con el control postural y el equilibrio.

Por último, las dos últimas secciones abordarán las generalidades de la parálisis cerebral así como conceptos introductorios de acelerometría, por ser respectivamente el grupo de sujetos de estudio y la metodología de valoración principal en la que versamos nuestra propuesta.

III.1 HIPOTERAPIA

III.1.1 Historia

Haciendo un recorrido histórico, el uso del caballo como herramienta terapéutica se viene utilizando desde tiempos remotos. Ya en la Grecia clásica (460-370 a. C.), Hipócrates se refiere al “saludable ritmo del caballo”, siendo el primero en describir los beneficios terapéuticos de la equitación ²⁸⁻³⁰. El emperador Marco Aurelio y Galeno de Pérgamo diferenciaban la equitación de la utilización del caballo como medio de terapia para los soldados enfermos.

Merkurialis (1569) en su obra *De Arte Gimnástica* menciona la observación hecha por Galeno, que la equitación ejercita no solo el cuerpo, sino también los sentidos. El autor cita los diferentes tipos de pasos del caballo; dice que la equitación aumenta “el calor natural” y remedia la “escasez de excreciones”. Al inicio del siglo XIV César Borgia afirmó que “aquél que desea conservar un buena forma física, deberá cabalgar”.

Thomas Sydenham (1624-1689) en un tratado sobre la gota aconsejaba practicar asiduamente el deporte ecuestre. En *Observaciones médicas* ha afirmado que “la mejor cosa que he conocido para fortificar y reanimar la sangre y la mente es montar diariamente y hacer largos paseos al aire libre”. En consecuencia, aconseja esta actividad como un tratamiento ideal para la tuberculosis, cólicos biliares y flatulencias, y llega a colocar a disposición de los pacientes pobres sus propios caballos.

George E. Stahl (1660-1734) y el médico personal de la emperatriz María Teresa de Austria (Gerard Von Swietens), que pertenecía a la primera escuela de medicina de Viena, apoyaban la hipótesis de que con la práctica de la equitación las fibras musculares disminuían su excitabilidad, razón por la cual disminuían los episodios de hipocondría e histeria. También realizó afirmaciones tales como “con el movimiento del vaivén del caballo, se mueven los órganos internos del abdomen y el tórax, se consigue y logra un efecto de masaje y fortalecimiento muscular”. Destaca la importancia de realizar actividades al aire libre, pues ayuda a mejorar la melancolía.

Francisco Fuller (1654-1734), en el tratado de *Medicina Gimnástica*, publicado en 1704, describe en cuarenta y seis páginas a la equitación como un método eficaz contra la hipocondría, que él mismo había experimentado.

Charles Castel (1734), para solventar las limitaciones y el coste económico del mantenimiento de un caballo y las necesidades de pistas cubiertas para las situaciones de inclemencias meteorológicas, inventó en 1734 una “butaca vibratoria” que denominó *tremousoir*.

El gran poeta alemán Johann Wolfgang Goethe (1749-1832), planteaba que el movimiento del caballo se une a la persona, endereza la columna vertebral y es beneficioso para la circulación sanguínea. Admiraba tanto la postura sobre el caballo que mandó construir una silla en forma de montura para su escritorio.

Samuel T. Quelmalz (1697-1758), médico de Leipzig (Alemania), también inventó, en 1747, una máquina ecuestre. Era una especie de grúa que imitaba de la mejor forma posible los efectos inducidos por el movimiento del caballo. En su obra *La salud a través de la equitación* se hace por primera vez referencia a la transmisión del movimiento tridimensional del dorso del caballo.

John Pringle (1752), en sus observaciones acerca de las dolencias de los militares, afirmó que el ejercicio ecuestre es un elemento valioso para preservar la salud de los ejércitos.

Gustave Zander (1890), fisiatra en mecanoterapia, fue el primero en afirmar que las vibraciones transmitidas al cerebro con 180 oscilaciones por minuto estimulan el sistema nervioso simpático. Zander estudió este fenómeno y lo comprobó pero sin asociarlo al caballo. Introdujo el caballo mecánico para entrenar el equilibrio del tronco, tonificándolo a través de vibraciones y estimulando la actividad de los órganos internos. Por primera vez se especificaron las direcciones de los movimientos según el problema. Así, para el caso de lordosis y cifosis los movimientos eran verticales, y para desviaciones laterales los movimientos eran laterales ³¹. Casi cien años después, el médico sueco y profesor Dr. Rieder, jefe de la unidad neurológica de la Universidad Martín Luther (Alemania), midió las vibraciones sobre el dorso del caballo al paso y encontró coincidencias con los valores recomendados por Zander.

El francés Joseph C. Tissot, en 1782, en su libro *Gimnástica Médica*, trató exhaustivamente los efectos de los movimientos ecuestres. También describió, por primera vez, las contraindicaciones de la práctica excesiva de la equitación. De acuerdo con el autor, existen tres formas de movimiento en la equitación: activo, pasivo y activo-pasivo. Él ilustra los diferentes efectos de los aires del caballo, considerando el paso como el más eficaz desde el punto de vista terapéutico.

Podemos considerar que el valor de la equitación como rehabilitación para las personas con discapacidad física, se remonta al año 1875, cuando Chassaignac, fisioterapeuta, observó por su propia experiencia como amazona que con la práctica de la equitación se mejoraba el equilibrio, se fortalecían los músculos, se mejoraba la flexibilidad y se producía una gran mejoría en la moral del jinete ³². Es en el año 1875 cuando aparece el primer estudio que señala que la hipoterapia puede ayudar en desórdenes neurológicos, señalando los beneficios citados ³³.

A principios del siglo XX encontramos los primeros registros de una actividad ecuestre ligada a un hospital. En 1901 fue fundado el Hospital Ortopédico de Oswentry (Inglaterra), primer Hospital Ortopédico donde fueron derivados soldados de la Guerra del Sur de África. Una dama inglesa, voluntaria de aquel hospital, llevó sus caballos allí para romper con la monotonía del tratamiento de los mutilados, hecho que se repitió en 1917 en el Hospital Universitario de Oxford, donde se fundó el primer grupo de “equinoterapia” para atender a los heridos de la 1º Guerra Mundial, asistidos por la fisioterapeuta Miss Oliver Sand.

Es también a principios del siglo XX cuando los médicos comienzan a prescribir la equitación para mejorar problemas cardiacos, circulatorios y digestivos. En la primera mitad de este siglo se impone la tendencia a dosificar y especificar los tratamientos y ejercicios según el diagnóstico.

En Berlín, Romberg (1906), como médico, recomendaba la equitación para enfermos cardiacos siempre y cuando estuvieran preparados y entrenados físicamente. R. Pickenbach (1909), galeno, escribió sobre la influencia de la equitación en el organismo, e indicó que “era recomendable prevenir los daños causados por una vida inquieta y devastadora”. Según él, la equitación podría tomar el primer lugar entre todos los ejercicios físicos.

El doctor Max Senator editó en 1930 el libro *La importancia de la equitación para la salud*; donde también trataba el arte de la dosificación ³¹.

Se pueden considerar como precursores de la hipoterapia los países escandinavos, especialmente Noruega, donde desde 1950 se empezaron a tratar con caballos niños con poliomielitis en una iniciativa apoyada y financiada por el Estado.

Es a partir de un hecho que se da en Dinamarca cuando el caballo comienza a utilizarse regularmente como asistente de terapia y bajo una supervisión médica. Liz Hartel era una joven amazona que sufrió poliomielitis y su fisioterapeuta la Sra. Bodtker tuvo la idea de tratarla y reeducarla mediante la equitación. Algún tiempo después Liz era medalla de plata en Doma clásica en los juegos olímpicos de Helsinki (1952), victoria que repitió unos años más tarde en las Olimpiadas de Melbourne (1956).

En 1954 aparecía en Noruega el primer equipo interdisciplinario formado por una fisioterapeuta y su novio, psicólogo e instructor de equitación.

A partir de los años 60 esta forma de equitación kinésica comenzó a llamarse equitación terapéutica o hipoterapia. En la década de los 60 se comenzó a extender en Europa, siendo los países pioneros Noruega, Dinamarca, Alemania, Italia, Gran Bretaña y Francia. En Estados Unidos comienza a desarrollarse a mediados de la década de los 70.

En los países de Hispanoamérica comenzaron con la práctica de la “equinoterapia” a finales de los años ochenta.

En España a finales de los años 90 comienzan a extenderse y conocerse más las llamadas terapias ecuestres, aunque previamente ya existían experiencias aisladas. Mencionaremos a María Ernst como precursora en la utilización del caballo con fines terapéuticos. En los últimos años ha habido un incremento de centros hípicos que en su cartera de servicios ofrecen Intervenciones asistidas con caballos (IAC) y de profesionales especializados en este campo. En Extremadura, la Asociación de Zooterapia de Extremadura ³⁴ creada en 1999 en Cáceres, continúa, a día de hoy en Badajoz con un equipo de profesionales de la salud, educación y

equitación. Actualmente existen otros equipos que también están desarrollando IAC en Villanueva-Don Benito, Plasencia y Monesterio.

Cabe destacar que en algunos países incluso son consideradas como una terapia complementaria integrada en la oferta de la seguridad social, dentro del sistema público de salud. Citemos como ejemplo, que en Argentina las ayudas familiares para la atención a la discapacidad incluyen la hipoterapia. En España algunos centros son reconocidos por la administración pública autonómica como centros de carácter sanitario. En Extremadura, de manera aislada, también conocemos que familias han sido beneficiarias de ayudas de la administración autonómica destinadas a la hipoterapia o a las IAC.

En la actualidad hay una creciente puesta en marcha de entidades organizadas (asociaciones, fundaciones, empresas) o profesionales autónomos que desarrollan IAC, por lo que se hace necesario la creación de entidades estatales con el fin de regular esta práctica, que sin duda se considera una especialidad para profesionales de la salud y educación. En EEUU, en 1969, se crea la NARHA (North American Riding for the Handicapped Association) que aglutina los centros de hipoterapia de EEUU y Canadá. Actualmente esa entidad ha pasado a ser PATH Intl (Professional Association of Therapeutic Horsemanship International), que está formada, además de por los centros, por profesionales internacionales ³⁵. A nivel Europeo, en 1956 fue creada la primera Asociación en Inglaterra; en Francia en 1974 se realizó el primer Congreso Internacional de Equitación Terapéutica, que se celebra cada tres años, y en el Congreso Internacional de Equitación Terapéutica celebrado en Milán (1985) se crea la Federación Internacional de Equitación para personas con Discapacidad: Federation Riding Disabled Internacional (FRDI), cuya sede es Bélgica. Aglutina a 47 países y 263 miembros afiliados ³⁶. Hay que destacar que en Alemania, en 1970, surge el Deutsches Kuratorium für Therapeutisches Reiten ³⁷ formado por ochocientos miembros, y responsable y encargado de la formación de los profesionales. En este país, por ley, solo los fisioterapeutas pueden realizar hipoterapia.

En España, en el 2004, se creó la Federación Española de Terapias Ecuestres (F.E.T.E), entidad sin ánimo de lucro compuesta por asociaciones que realizan IAC y profesionales independientes ³⁸. Entre los objetivos de esta entidad está regular

las IAC y trabajar en pro del reconocimiento terapéutico y educativo de estas intervenciones desarrolladas por profesionales de la salud, la educación y la equitación. Actualmente el organismo ha puesto en marcha un “Programa F.E.T.E de regulación de las I.A.C”, en el cual, entre otros aspectos, se establecen los principios básicos para la regulación de la formación, diseñada por ciclos formativos.

III.1.2 Concepto y teorías conceptuales

Existen divergencias en la terminología utilizada para hablar de la utilidad del caballo con fines terapéuticos, al igual que de los profesionales y de la formación que se precisa para llevar a cabo esta actividad. En la bibliografía se pueden consultar las nomenclaturas: terapias ecuestres, equinoterapia, rehabilitación ecuestre, equitación terapéutica, monta terapéutica, equitación para “discapacitados”, intervenciones asistidas con caballos, hipoterapia. Además, en la literatura científica, cuyos idiomas predominantes son el inglés y alemán³⁹, también observamos que se utilizan términos diversos: therapeutic riding, hippotherapy, horseback riding therapy, therapy assist equine, equinotherapy. El empleo indistinto de esta terminología puede llevar a confusiones, por lo que se precisa un análisis exhaustivo basado en los objetivos de la investigación y la metodología de trabajo para poder hacerse una idea clara del tipo de intervención llevada a cabo. El sentido terapéutico de la actividad está determinado por la forma en la que el profesional emplea al caballo y por las acciones desarrolladas según las características específicas de cada usuario. La hipoterapia es una metodología o modalidad específica dentro del conjunto de las intervenciones asistidas con caballos o terapias ecuestres.

Esta variabilidad viene determinada por la evolución en las definiciones y la utilización de diferentes conceptos según zonas geográficas. Por ejemplo, Equinoterapia es un término más utilizado en Hispanoamérica, y que se designa a lo mismo que Rehabilitación Ecuestre y que Monta Terapéutica.

Teniendo en cuenta la evolución de la terminología en castellano y nuestra manera de entender la utilidad terapéutica o educativa del caballo, definimos:

Intervenciones asistidas con caballos (IAC): conjunto de actividades realizadas con o sobre el caballo y su entorno, llevadas a cabo de forma programada e individualizada por un equipo especialista con la finalidad de intervenir sobre las diferentes áreas que conforman el desarrollo integral de la persona.

Según el Programa F.E.T.E de regulación de las I.A.C: es una técnica/metodología de las intervenciones físicas, psicológicas, educativas, sociales, ocupacionales, *coaching*, de ocio etc., para la mejora de la calidad de vida de personas con necesidades especiales mediante el uso de un caballo apto, debidamente entrenado. Se trata de una técnica asistida por profesionales formados y reconocidos y realizada en lugares destinados para este fin.

Juan Vives (2004)⁴⁰ define la Terapia asistida con caballos como “Metodología de rehabilitación complementaria, diseñada, ejecutada y evaluada por un técnico especialista en la que se utiliza el caballo y todo su entorno para intervenir sobre diferentes áreas que conforman el desarrollo integral de la persona.”

Este concepto es similar a “Terapias ecuestres”, “Equinoterapia”, “monta terapéutica”, “Rehabilitación ecuestre”: método terapéutico y educacional que utiliza el caballo dentro de un abordaje multidisciplinario en las áreas de salud, educación y equitación, buscando el desarrollo biopsicosocial de personas con discapacidad o necesidades especiales.

El objetivo buscado es la rehabilitación, reeducación e integración social de las personas con problemas motrices y necesidades especiales, utilizando el caballo como elemento integrador.

Las intervenciones asistidas con caballos son susceptibles de dividirse en diferentes disciplinas o especialidades. Según Biery ⁴¹, el uso del caballo con fines terapéuticos puede ser descrito en cuatro categorías: hipoterapia, volteo, equitación terapéutica y equitación para la rehabilitación, considerando la hipoterapia como la primera fase de intervención de terapia para personas con discapacidad.

La palabra hipoterapia proviene del griego antiguo, *hippos*, que significa “caballo” y *therapeuteia*, que significa “cuidado” o “tratamiento”. Por tanto, la hipoterapia es la rehabilitación con la ayuda del caballo. Originalmente constituía una especialidad de la kinesiterapia en la cual se combinan los efectos terapéuticos del caballo con ejercicios kinésicos específicos ³¹.

La American Hippotherapy Association, la mayor asociación en el mundo de hipoterapia, define HIPOTERAPIA como una estrategia de tratamiento físico, ocupacional y del lenguaje que utiliza el movimiento del caballo. Cuando un terapeuta usa el movimiento del caballo para mejorar la función neuromuscular, hablamos de hipoterapia ⁴².

Según Heine, citado en Granados⁴³, la hipoterapia se puede clasificar en Hipoterapia Clásica e Hipoterapia Moderna:

Hipoterapia clásica: refleja el modelo alemán extendido en Europa desde los años 60. Se desarrolla aprovechando el movimiento tridimensional que realiza el caballo al paso que moviliza de manera “pasiva” al paciente. El terapeuta es un fisioterapeuta, terapeuta ocupacional o logopeda. El paciente puede ser colocado en diferentes posiciones sobre el caballo. Personalmente difiero de este concepto, al considerar que no existe movimiento pasivo ya que la persona tiene que activarse y reaccionar ante los impulsos transmitidos por el caballo.

Hipoterapia moderna: es un tratamiento que aprovecha el movimiento del caballo pero añadiendo a la intervención un componente psicológico. La hipoterapia moderna se utiliza para alcanzar mejoras físicas, psicológicas, cognitivas, sociales y educativas. La desarrolla un equipo multidisciplinar formado por fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales y psicólogos.

Desde nuestro punto de vista y tomando como referencia las afirmaciones de los autores Han⁴⁴, Kang⁵ y Benda²¹ aportamos la siguiente definición de Hipoterapia: un tratamiento fisioterapéutico y psicomotriz de base neurofisiológica que utiliza como herramienta las propiedades físicas que aporta el **caballo** al paso (movimiento, ritmo, calor...), para incrementar la función neuromuscular y estimular el desarrollo psicomotor a nivel de reacciones de enderezamiento, reflejos, coordinación, equilibrio y control de la postura. El

paciente no lleva mando ni control sobre el caballo, que es manejado por un "monitor-guía" de terapias ecuestres, ayudante o auxiliar. Su participación es activa desde el punto de vista en que reacciona ante los movimientos que le transmite el animal. Supone un tratamiento alternativo y complementario a los utilizados habitualmente dentro del programa de rehabilitación de personas con diversidad funcional. La hipoterapia es clasificada como un método de facilitación propioceptiva neuromuscular, y se puede llevar a cabo en personas con gran discapacidad física.

Aunque entendamos la hipoterapia como una intervención terapéutica con objetivos principalmente centrados en mejoras a nivel físico, se debe considerar a la persona en su globalidad, orientando la intervención desde una premisa holística. La hipoterapia es desarrollada por profesionales de la salud con el objetivo de alcanzar mejoras a nivel físico, funcional, psicológicos, cognitivos, y de comportamiento ²⁹.

Las condiciones necesarias para realizar hipoterapia son: una, tener conocimiento de la neurofisiología, del desarrollo psicomotor, control motor y control postural; dos, conocer la patología susceptible de intervención; y tres, conocer los elementos y beneficios que el caballo nos aporta para sacar el mayor rendimiento de tan especial "instrumento de trabajo" y desarrollar un método de intervención sistemático que incluya una valoración inicial y periódica para el adecuado establecimiento de objetivos y elección de metodología terapéutica. El objetivo último reside en mejorar la calidad de vida.

La utilización de la hipoterapia se fundamenta en las teorías actuales sobre el desarrollo y control motor, así como en los principios de tratamiento neurofisiológico ^{13,21}. Podríamos decir que existen tres **TEORÍAS CONCEPTUALES** que explican sus efectos ⁴³:

1. **La Teoría de los Sistemas Dinámicos (TSD)**. Esta teoría mantiene que el complejo sistema humano interactúa, se adapta y se modifica en relación a factores cambiantes relacionados con cada persona, las tareas que esta realiza y el entorno en el que se mueve. El desarrollo es considerado un proceso auto-organizado con una serie de estados de estabilidad-inestabilidad que dan como

resultado la aparición de nuevas conductas. A partir de las conclusiones que se pueden obtener de la investigación sobre la TSD, se ha propuesto variar las condiciones del entorno durante el aprendizaje para favorecer la autoorganización del sistema en la dirección de dicho aprendizaje ⁴⁵.

La Teoría de Sistemas Dinámicos también ha sido utilizada como marco conceptual para analizar la interacción caballo-jinete. Se puede asumir que la fase de sincronización entre el caballo y el jinete es un caso especial de coordinación inter-personal que pertenece a la familia de los procesos genéricos que intervienen en la organización del complejo sistema del comportamiento cerebral ⁴⁶. En la equitación, el caballo y el jinete realizan un movimiento tridimensional como resultado de las fuerzas mecánicas asociadas al paso del caballo, pero el jinete debe adaptar continuamente su movimiento para mantener unos patrones coordinados que sean óptimos y eficientes y permitan mantener el control del caballo a través de la información que recibe desde la silla de montar⁴⁶.

Esta teoría puede explicar el valor terapéutico de la hipoterapia porque en esta modalidad terapéutica existe una interacción y modificación continua del jinete con el medio y el caballo en movimiento, lo cual estimula y motiva, aportando múltiples e intensas influencias sobre los sistemas sensorial, motor, cognitivo y límbico, facilitando nuevas estrategias de movimiento que no son desarrolladas a través de otros tratamientos tradicionales²¹.

Uno de los elementos fundamentales en la hipoterapia es el patrón preciso, rítmico y repetitivo de movimiento que el caballo al paso transmite, similar a la mecánica normal del paso humano⁴⁷. A la persona que no ha desarrollado un patrón de marcha rítmico, la hipoterapia le puede facilitar la adquisición de aspectos recíprocos de movimiento y mejorar el control postural a través de la estimulación de reacciones de equilibrio normales¹⁹, y los estímulos repetitivos favorecerán una coordinación postural. El aumento del estímulo vestibular y propioceptivo, el cambio constante del campo visual y un continuo cambio del centro de gravedad del paciente proporcionan importantes experiencias para el aprendizaje del movimiento que los niños sin discapacidad adquieren durante el juego o en las actividades de la vida diaria²¹. El ritmo es un aspecto fundamental del movimiento; los patrones de movimientos rítmicos durante la hipoterapia

desarrollarán movimientos espontáneos en el paciente, los cuales contribuyen al desarrollo cognitivo y motor⁴³.

2. **Teoría de la Integración sensorial.** Esta teoría define el proceso de integración sensorial como el “proceso neurológico que organiza las sensaciones del propio cuerpo y del ambiente, y hace posible utilizar el cuerpo de manera eficaz en su contexto”⁴⁸. Este proceso tiene lugar a nivel del Sistema Nervioso Central y permite analizar, organizar e interpretar todas las sensaciones captadas por los diversos sistemas sensoriales (visual, auditivo, gustativo, olfativo, táctil, propioceptivo y vestibular) y utilizarlas para poder responder de forma adecuada al ambiente que nos rodea, actuar y desempeñar las actividades de la vida diaria. Este proceso neurológico, que se realiza de manera automática e inconsciente, es muy complejo e implica numerosos subprocesos a nivel del Sistema Nervioso Central. Cada persona procesa la información sensorial de una manera diferente, dependiendo de factores genéticos, biológicos, ambientales, de experiencias vitales... dándose una interacción dinámica entre ellos. Por eso las disfunciones sensoriales pueden tener un origen multicausal.

La integración sensorial es de vital importancia para el desarrollo cerebral y las futuras capacidades de adaptación de la persona en su entorno. Es la base para el posterior desarrollo a nivel emocional, cognitivo, motor y comunicativo. Influye de manera determinante en la participación del niño en sus ocupaciones cotidianas y es fundamental en los siete primeros años de vida. En este periodo se desarrollan aprendizajes importantes que influirán en el desempeño ocupacional futuro. Es relevante la influencia del ambiente sensorial donde crece el niño y la importancia de las oportunidades de participación en actividades que conlleven estímulos sensoriales organizadores. El sistema sensorial necesita trabajar conjuntamente y en armonía ⁴⁹.

La Teoría de la Integración Sensorial puede explicar el valor terapéutico de la hipoterapia porque en esta modalidad terapéutica el entorno, el caballo y la monta ofrecen una estimulación simultánea de todo el sistema sensorial (visual, olfativo, auditivo, táctil, vestibular, propioceptivo) y con gran componente motivacional, lo cual se puede potenciar con diversidad de actividades y ejercicios orientados por los terapeutas ⁴³.

Realizando un análisis de los principios fundamentales que se deben desarrollar en una intervención desde el punto de vista de la Integración Sensorial según Ayres⁴⁸, observamos que en una sesión de hipoterapia realizada por profesionales se respetan todos los principios, se puede guiar y facilitar la entrada de las experiencias sensoriales con el fin de hacer que el niño mejore en su participación y en su capacidad de desempeño.

3. **Teoría de la Selección de Grupos Neuronales.** Esta teoría está apoyada por resultados de investigaciones neurobiológicas y observaciones conductuales, cuyo precursor es el Dr. Edelman. En resumen, la teoría de la selección de grupos neuronales se basa en tres principios fundamentales:

- *Selección en el desarrollo:* La evolución anatómica y estructural del cerebro. Durante el desarrollo ontogenético del sistema nervioso resultan seleccionados aquellos elementos que ofrecen mejores perspectivas adaptativas.

- *Selección en la experiencia:* La experiencia como factor principal en la selección de respuestas a patrones de movimiento. El cerebro posee diversidad neuronal pero no está genéticamente predeterminado, es modificable por la experiencia. Todas las experiencias en los niños crean nuevas conexiones cerebrales. El código genético por sí solo es insuficiente para especificar la organización acabada del cerebro: esta adopta una forma determinada partiendo de una excesiva población neuronal, que con el transcurso del tiempo y el influjo de la experiencia se ve reducida y perfilada, y sobre la cual opera la selección de las interconexiones y grupos neuronales (unidades de la selección neuronal, que incluye tanto procesos motores como perceptivos) más adecuados para la conducta adaptada.

- *Reentradas de señales:* La aparición de mapas o engramas neuronales resultantes de la interacción estructura-ambiente que originan conductas únicas para cualquier individuo⁵⁰. Las reentradas en grupos de neuronas localizadas en diferentes áreas del cerebro y su activación recíproca repercute en otras áreas. La señal de reentrada entre grupos neuronales permite la continuidad espacio-temporal de respuesta a las

interacciones del mundo real. Cada persona tiene experiencias únicas a lo largo de su vida, por lo que existen conexiones específicas en cada individuo⁴³.

Mediante la hipoterapia se desarrolla la plasticidad neuronal. Debido a la estimulación multisensorial, tanto perceptiva como motora y de manera simultánea, se ofrece una gran variedad de experiencias que obligan a una adaptación a un medio continuamente cambiante, por lo que la hipoterapia puede contribuir al desarrollo de nuevas conexiones cerebrales. Esto es un postulado teórico que aún no ha sido demostrado de manera empírica.

III.1.3 Principios o fundamentos de la hipoterapia

Las características morfológicas, cinesiológicas y psicológicas del caballo aportan al jinete variables o elementos que los terapeutas pueden utilizar para obtener modificaciones que proporcionen mejoras en la persona. Estas variables se pueden considerar los principios básicos en los que se fundamenta la hipoterapia, es decir, los elementos inherentes al caballo y su entorno que pueden producir beneficios terapéuticos.

Analizamos los principios fundamentales:

Transmisión de **calor** corporal. La temperatura de los caballos es, dependiendo de la actividad realizada, entre 1 y 5 grados más elevada que la de las personas. Al ser mayor que la temperatura del jinete, se utiliza como instrumento calorífico para favorecer la elasticidad, relajación muscular y ligamentosa, reducir la espasticidad y mejorar la fuerza muscular, así como para estimular la senso-percepción táctil^{43,51}. Con el fin de aprovechar este calor, en hipoterapia el elemento que se suele utilizar entre el caballo y el jinete es una mantilla, y de este modo el contacto con el animal sea más directo. En la postura de sentado a horcajadas, gran superficie de la zona pélvica y la parte interna de los miembros inferiores está en contacto con el caballo. La superficie de contacto puede aumentarse si se adoptan posturas en decúbito prono o supino.

Ritmo, transmisión de impulsos rítmicos. El caballo transmite un movimiento rítmico¹ de 90-110 impulsos por minuto. El ritmo es un aspecto fundamental del movimiento, y los patrones de movimiento rítmicos durante la hipoterapia desarrollan movimientos espontáneos en el paciente, que contribuyen al desarrollo cognitivo y motor³¹. Los impulsos inducidos por el caballo se propagan siguiendo una trayectoria helicoidal, desde la pelvis hacia craneal, a través de la columna vertebral, provocando reacciones de equilibrio y enderezamiento. Mediante el ritmo se entrena la estabilización y automatización de movimientos³¹. El ritmo es un elemento fundamental en la hipoterapia. Es inherente al paso del caballo, por eso es el équido ideal para la hipoterapia. La frecuencia del ritmo es modificable, por ejemplo, con el cambio de la velocidad. El terapeuta adoptará una decisión según los objetivos que quiera conseguir. Una mayor frecuencia en los movimientos (más ritmo) producirá un efecto vibratorio.

Transmisión de movimientos tridimensionales (anteversión, retroversión, rotación e inclinación pélvica). El principio de actuación de la hipoterapia es el impulso tridimensional del movimiento del caballo al paso⁵². A medida que el caballo camina, su centro de gravedad se va desplazando en tres dimensiones con un movimiento muy similar a la acción de la pelvis humana durante la marcha^{19,53-55}, por lo cual la columna recibe estímulos similares a los que se recibe en el deambular humano. Por tanto, se transmite un patrón de

movimiento tridimensional, rítmico y repetitivo, con un matiz fundamental, y es su similitud con la marcha. Esto supone un elemento de gran valor terapéutico, ya que en personas que no pueden caminar debido a alteraciones en los miembros inferiores, su pelvis y columna pueden recibir un “patrón normalizado” de la marcha y por tanto, la activación y facilitación de información al SNC, propiciando un equilibrio dinámico del tronco y la cabeza hacia su estabilización.

Movimiento de cizallamiento al tejido fascial. El contacto con el caballo genera una movilización del sistema miofascial que repercute positivamente en las funciones digestivas, cardiorrespiratorias y circulatorias.

Entorno. El medio “caballo” y el entorno (naturaleza, aire libre) donde se desarrolla la hipoterapia favorece el bienestar y la motivación, contribuyendo a la consecución de los objetivos, mejorando la calidad de vida y percepción del entorno en personas con limitaciones en actividades de la vida diaria o en la sociedad.

De manera general, se puede decir que el fundamento principal de la hipoterapia radica en la transmisión de información exteroceptiva y propioceptiva. El movimiento del caballo produce estimulación propioceptiva neuromuscular por la movilización de músculos, tendones, ligamentos y articulación, y también la estimulación de receptores exteroceptivos (temperatura, presión...). La hipoterapia es uno de los pocos métodos, o más bien, quizás el único, que permite que el paciente experimente muchos eventos al mismo tiempo, y en el que las acciones, reacciones e información son muy numerosas⁵³. Todo ello favorece la activación de vías del SNC.

Teniendo en cuenta los elementos que aporta el caballo, la intervención mediante hipoterapia está basada en el MOVIMIENTO (y sus variaciones) del caballo y la POSTURA adoptada. Podríamos decir que son los dos elementos principales que el fisioterapeuta utiliza para conseguir normalizar tono, mejorar la postura y por tanto posibilitar que reciba un movimiento lo más normalizado posible, con una estimulación a nivel del sistema musculoesquelético y SNC.

III.1.3.1 La postura en hipoterapia

En las sesiones de hipoterapia es fundamental la postura adoptada; se trata de un prerrequisito para poder percibir los estímulos y la información más “normalizada” y un movimiento óptimo. Se precisa una postura correcta sobre el caballo para que la interacción entre caballo-jinete esté armonizada y en resonancia, y por tanto resulta más eficiente y económica. La postura también determinará un trabajo adecuado y evitará lesiones o efectos no deseados.

Hay que tener en cuenta la estrecha relación existente entre el tono muscular, la postura y el movimiento. Una postura incorrecta, que puede estar generada por un tono anormal, aportará una mala sensación de movimiento y patrones motores incorrectos. A su vez un movimiento incorrecto alterará la postura y el tono. De ahí la importancia de una postura correcta para facilitar una correcta sensación de movimiento y romper el círculo vicioso.

Describiremos cómo debe ser la postura sobre el caballo y qué posturas se pueden adoptar.

El asiento correcto a horcajadas, cuando se utiliza la mantilla y cinchuelo es (Figura 1):

- Apoyo sobre los isquiones.
- Abducción y ligera rotación externa de caderas.
- Piernas caídas de forma natural.
- Rodillas ligeramente flexionadas, sin presionar al caballo.
- Pies en ligera flexión plantar. El pie no está en la misma línea de plomada que la rodilla, quedando ligeramente más adelantado que la rodilla.
- Cabeza mirando al frente.
- Columna vertebral manteniendo las curvaturas fisiológicas
- Hombros alineados, evitar la antepulsión o retropulsión.
- Brazos y codos con caída natural y con posibilidad de manipulación o sujeción al cinchuelo.
- Manos en posición funcional con opción a la manipulación.

Esta postura difiere en algunos aspectos respecto a la postura ideal en equitación (*Figura 2*), la cual es correcta si existe una alineación entre el lóbulo de la oreja, hombro, codo, cadera y tobillo. En esta postura, debido a la posición en el estribo, existe una flexión dorsal del pie, hecho que no se da si el pie cae libremente. También la postura de los miembros superiores está condicionada con la sujeción de las riendas. Los media de los rangos articulares al paso, en un jinete experto, es de $158,4^{\circ} \pm 3,7^{\circ}$ de flexión de codo, $21,5^{\circ} \pm 2,1^{\circ}$ de flexión de hombro, $119,9^{\circ} \pm 2,9^{\circ}$ de flexión de cadera, $110,4^{\circ} \pm 1,6^{\circ}$ de flexión de rodilla y $81,4^{\circ} \pm 1,3^{\circ}$ de flexión de tobillo, presentado algunas diferencias cuando el jinete es novel⁵⁶.

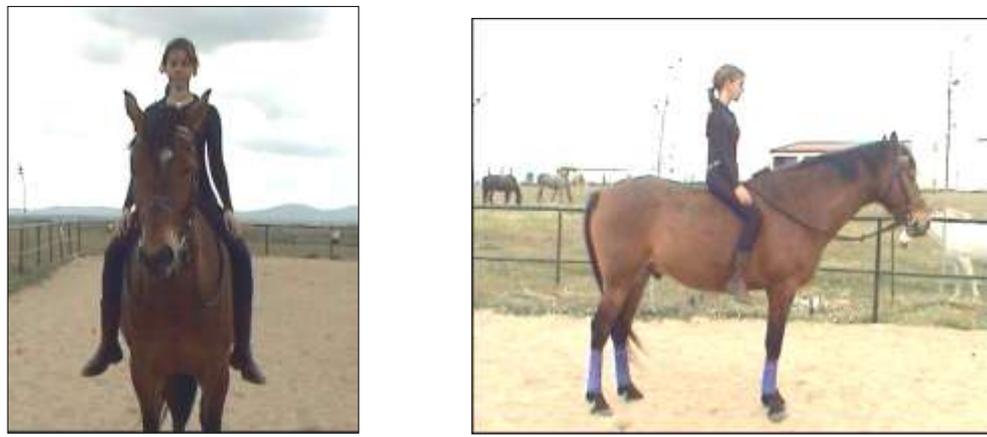


Figura 2. Postura a horcajadas (hipoterapia)

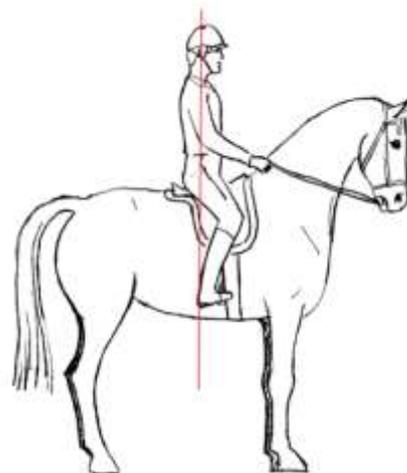


Figura 3. Postura correcta en equitación⁵⁷

Para adoptar la correcta postura reviste gran importancia la **posición de la pelvis**, ya que es la base para posteriormente facilitar la postura de la columna

vertebral y transmitir un movimiento normalizado. Se debe hacer un apoyo sobre los isquiones (*Figura 3-b*) y evitar la anteversión excesiva con apoyo sobre el pubis (*Figura 3-a*) o la retroversión excesiva con apoyo sobre el sacro (*figura 3-c*). La adopción de estas posturas dificulta la respiración, favorece el babeo, dificulta el lenguaje y la manipulación con los miembros superiores.

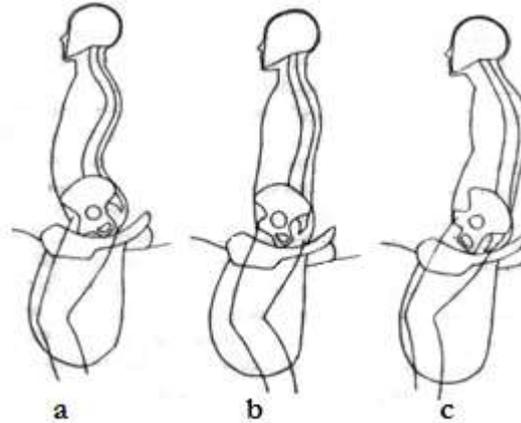


Figura 4. Posiciones correctas e incorrectas montados a caballo.⁵⁸

En la posición correcta se deben mantener las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral. Solo de esta manera la columna se activará en respuesta al movimiento del caballo y podrá transferir la estimulación a las partes distales del cuerpo. El apoyo sobre isquiones garantizará la activación de la musculatura profunda del tronco, responsable del mantenimiento de la postura y no solo y exclusivamente de la musculatura superficial, que puede aparentar un “falso” enderezamiento. La correcta rectitud del tronco no garantiza la correcta posición de la pelvis; sin embargo, si la posición de la pelvis no es la correcta, no será posible conseguir una postura correcta. La pelvis es el bloque más importante y debe colocarse correctamente; solo así el movimiento de la pelvis generará el movimiento del tronco, como una reacción en cadena, similar a un sistema de engranaje⁵⁹, tal como se muestra en la *figura 4*. Cuando la pelvis pierde el equilibrio el tronco se vuelve más inestable y hay que sujetarse con las piernas, lo que conlleva una mayor tensión muscular que limitará la movilidad de la pelvis.

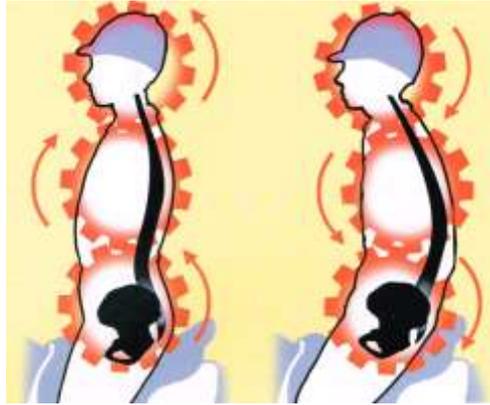


Figura 5. Fenómeno de rueda dentada en la corrección de la pelvis cuando se monta a caballo⁵⁹

“La estimulación propioceptiva lograda en una correcta posición montada permite el aprendizaje y consolidación de patrones de movimientos , mientras se favorece la regulación del tono muscular”⁶⁰ .

POSTURAS SOBRE EL CABALLO

Para que la persona reciba una estimulación del tronco y una sensación de movimiento normal, similar a la marcha humana, se precisa una postura correcta a horcajadas sobre el caballo. Pero durante las sesiones de hipoterapia se pueden adoptar diferentes posturas, con el objetivo de normalizar y estimular para posteriormente facilitar la postura a horcajadas o para conseguir otras aportaciones. Las diferentes posturas que se pueden adoptar sobre el caballo son:

Decúbito supino hacia la grupa. Es una postura que puede facilitar estiramientos de la cadena. Para su realización hay que tener en cuenta la longitud del dorso del caballo y la talla del sujeto, ya que se puede producir una hiperlordosis lumbar, y de toda la columna vertebral, con un aumento de la presión intervertebral. En este caso se debe controlar mediante la flexión de rodillas.

Decúbito prono sobre la grupa. Puede ser una postura relajante, aumenta el contacto con el caballo y se produce una mayor estimulación táctil. Se favorece el estiramiento de la cadena posterior, se favorece el patrón de extensión, estimulando el control de cabeza, y además la postura permite el trabajo de apoyos

y transferencias, favorece posiciones relacionadas con el desarrollo psicomotor y la eliminación de secreciones, debido a un aumento del flujo espiratorio provocado en cada fase de apoyo de los posteriores. Hay que tener en cuenta que para su realización se precisa gran amplitud en aductores, no es óptima en todas las patologías y edades y no es recomendable en el caso de debilidad importante de la musculatura respiratoria.

Decúbito prono sobre el cuello. Puede ser una posición incómoda según la cruz del caballo, para lo cual se precisaría realizar una adaptación. No se puede utilizar cinchuelo con un asa rígida.

Decúbito prono perpendicular al dorso. Es una postura que puede ser incómoda debido a que la cabeza queda hacia abajo, dependiendo del tamaño de la persona. No resulta recomendable para personas adultas o muy altas. Existe la posibilidad de desaturación de oxígeno, por lo que se precisa su valoración en personas con problemas respiratorios.

Sedestación lateral. Es una posición inestable. Permite la realización de transferencias de peso y la estimulación de reacciones de enderezamiento y equilibrio y apoyo lateral, pero hay que tener cuidado por riesgos de caídas hacia atrás.

Mirando hacia atrás. Es una postura que aporta nuevas sensaciones y cambio de percepción. En este caso el estímulo se transmite de delante a atrás, por lo que hay que hacer un trabajo más activo de la musculatura posterior del tronco, pero hay que observar que la activación no se realiza exclusivamente con la musculatura superficial. Para su realización se precisa mayor abducción de caderas.

Cuando se adoptan estas posturas el paso del caballo debe ser lento y rítmico.

III.1.3.2 El movimiento: Análisis biomecánico del paso del caballo. La interacción caballo-jinete. El movimiento en hipoterapia.

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL PASO DEL CABALLO

El aire utilizado en hipoterapia es principalmente el paso. El paso es un aire natural, simétrico, basculado de cuatro tiempos, es decir, cada una de las extremidades apoya sobre el suelo en un tiempo diferente. El desplazamiento se produce con pequeñas aceleraciones (despegue e impulsión desde los posteriores) y desaceleraciones (toma de contacto de los anteriores).

El caballo avanza en bípedo diagonal, es decir, avanza a la vez el posterior izquierdo y la mano derecha y viceversa. Cuando un miembro apoya, comienza la elevación de su homólogo, por ejemplo cuando se apoya el posterior derecho, se eleva la mano derecha. Nunca hay cuatro extremidades en apoyo en el mismo momento, se describen fases alternas de apoyo tripedal (tres extremidades en apoyo) y bipedal (dos extremidades en apoyo diagonal o lateralmente). Esto permite un equilibrio muy estable.

Un trancoⁱ se divide en cuatro tiempos, coincidiendo con el apoyo de cada una de las extremidades, y ocho fases o batidas que completan un ciclo completo. (Figura 5). El tranco se caracteriza por la **amplitud** (distancia lineal entre dos pisadas consecutivas de un mismo pie), **duración** (tiempo empleado en la realización de un tranco), **frecuencia** (número de trancos por unidad de tiempo) y **fases** (fase de apoyo y fase de suspensión).

ⁱ Tranco: ciclo de pisadas desde que apoya una extremidad hasta que vuelve a apoyar. Hace referencia al ciclo completo de movimiento de cada aire.

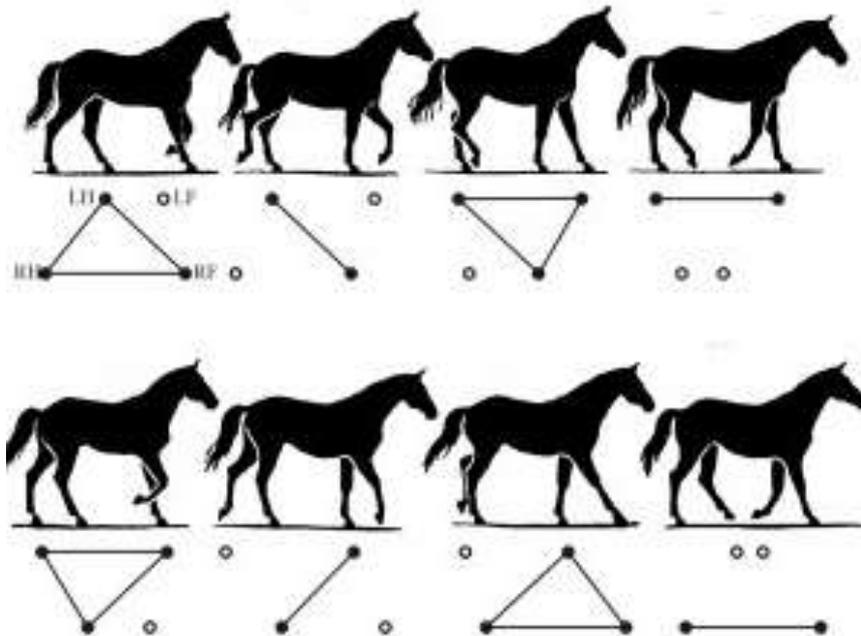


Figura 6. Secuencia del paso del caballo⁶¹

En conclusión, se producen ocho movimientos (fases) que se pueden reducir a cuatro repetidas una vez por el lado izquierdo (fase 1-4) y otra vez por el lado derecho (fases 5-8). Se suceden cuatro apoyos tripodales (fase 1, 3, 5, 7) alternados con apoyos bípedos diagonales (fase 2 y 6) y apoyos bípedos homolaterales (Fase 4 y 8).

Podemos observar que mientras se desarrollan los cuatro tiempos del paso, la espalda del caballo se va incurvando. La impulsión se produce desde los posteriores y durante el empuje de cada posterior la espalda se estira para transmitir el esfuerzo de la cadera al cuarto delantero. En los apoyos bípedos homolaterales las incurvaciones son máximas. La espalda está incurvada y el cuello recto durante el apoyo de tres cascos, entre ellos el apoyo de un anterior. La espalda está más enderezada y el cuello se incurva durante el apoyo de tres cascos, entre ellos, el apoyo de un posterior.

Siendo el paso del caballo el aire utilizado principalmente en hipoterapia, se puede hacer distinción entre paso lento y paso rápido.

Según Queralt⁶², un paso lento presenta una frecuencia media de paso de 41.96 pasos/minutos (desv.típ 0,88), con una fase de propulsiónⁱⁱ de 233 ms y una fase de frenadaⁱⁱⁱ de 477 ms. El paso rápido presenta un promedio de frecuencia de paso de 54.30 pasos/minuto (desv.típ. 1,19), con un fase de propulsión aproximadamente de 110 ms y una fase de frenada de 425 ms. Se observa que en la locomoción equina, la fase de propulsión es menor que la de frenada y ambas influenciadas por la velocidad, ya que el porcentaje que ocupa la fase de propulsión se reduce en un 50% cuando se incrementa la velocidad. En el paso lento la fase de propulsión y frenada es más simétrica, por lo que la velocidad del paso generará una modificación en la frecuencia del paso, la duración de las fases de propulsión y frenada y la simetría del paso.

Las variables cinemáticas de la locomoción equina pueden estar condicionadas por muchos factores. Buchner et al.⁶³ encontraron que la cojera influye en el movimiento de la cabeza y el tronco. Al caminar, los caballos con trastornos de espalda tienen un rango menor de la rotación axial de la pelvis⁶⁴. Esto justifica la importancia de que los caballos utilizados en hipoterapia no presenten alteraciones musculoesqueléticas (cojeras, deformidades en las extremidades y el dorso...) que modifiquen los patrones del paso, ya que de ser así podrían ocasionar problemas musculoesqueléticos a los usuarios y no se cumpliría el principio fundamental de transmisión de información y movimiento “normal”.

La posición de la cabeza y el cuello del caballo son relevantes en el movimiento. El cuello se encuentra relacionado directamente con los miembros torácicos e indirectamente con los pelvianos por lo que el movimiento de la *cabeza y cuello* se encuentra íntimamente coordinado con el de los miembros.

Un descenso del cuello se produce entre las pisadas de las extremidades anteriores (fases de suspensión de los anteriores) y asciende en la toma de

ⁱⁱ Fase de propulsión: tiempo transcurrido entre la separación de la vertical del apoyo de los miembros de cada diagonal y su fase de despegue.

ⁱⁱⁱ Fase de frenada: Tiempo transcurrido entre el impacto de los miembros de cada diagonal y su respectiva llegada a la posición vertical del apoyo.

contacto con el suelo de los anteriores. El descenso del cuello desplaza hacia delante la masa del caballo, justo cuando la propulsión disminuye. La elevación del cuello facilita el empuje de los posteriores.

Los movimientos del cuello regulan la velocidad y extensión del paso con su cadencia y amplitud. Su movimiento de incurvación hacia la derecha e izquierda permite y facilita el avance de las extremidades anteriores. El movimiento de la cabeza dibuja “un signo de infinito”, que es mayor cuanto más amplio sea el paso.

El movimiento del dorso también puede estar influenciado por la posición de cabeza y cuello⁶⁵. Cuando la cabeza se fija en una posición alta, el movimiento de flexo-extensión, inclinación lateral y rotación axial del dorso se reduce en comparación a cuando la cabeza está en posición baja.

ANÁLISIS DE LA INTERACCIÓN CABALLO-JINETE

La interacción caballo-jinete es realmente el elemento fundamental en hipoterapia que será objeto tanto de valoración como de mejora para así garantizar la transmisión correcta de movimientos.

La relación entre caballo y jinete es compleja y mejorar en la monta está influenciado por variables tales como el temperamento, morfología, cinesiología y nivel de educación del caballo⁵⁹.

La pelvis ha sido indentificada como la parte más importante del jinete por ser el centro y desde donde se transmite los movimientos del caballo hacia las piernas y la cabeza ^{59,66}.

El caballo al paso, inducirá al jinete los siguientes movimientos:

Anterversión y retroversión pélvica: Cada vez que un posterior impulsa, se produce un empuje hacia delante de la cadera, seguido de un retroceso. El empuje hacia delante, acompañado de una anteversión pélvica se produce cuando las extremidades anteriores están separadas y el retroceso- retroversión, cuando son los posteriores los que están separados. En cada tranco el jinete realizará el

movimiento de anteversión y retroversión dos veces. Movimiento representado en la *figura 6*.

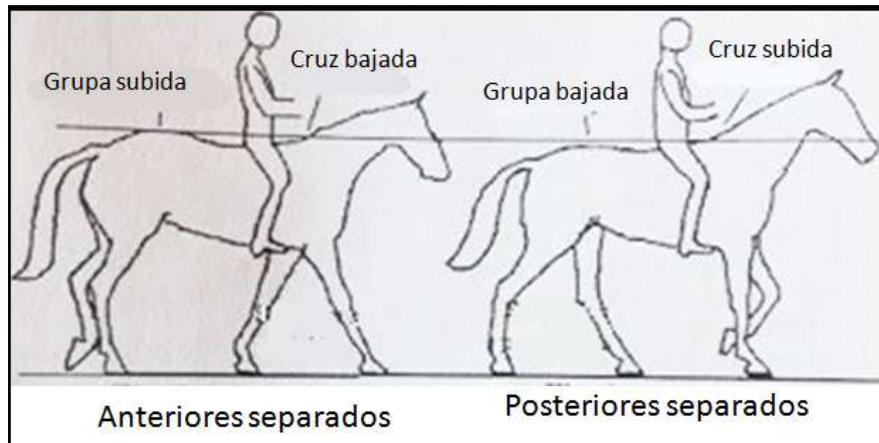


Figura 7. Representación de la transmisión del movimiento de anteversión y retroversión de la pelvis del jinete.

Elevación y descenso: Se transmite junto al movimiento de avance y retroceso, coincidente con el descenso y elevación de la cruz. Es un movimiento menos perceptible al ser atenuado por la anteversión y retroversión. Cuanto más relajada tenga el jinete la pelvis y cadera mayor será la atenuación. Al poner vertical cada posterior en su empuje, la grupa se eleva, la cruz descende y el jinete experimenta un deslizamiento hacia arriba y hacia delante. Cuando se encuentra vertical la extremidad anterior sobre el suelo, comienza un movimiento inverso: baja la grupa y asciende la cruz, experimentando el jinete un deslizamiento hacia posterior. Tal como se ilustra en el *figura 7*, este movimiento observado lateralmente y tomando como referencia la articulación de la cadera, produce una sinusoide suave.

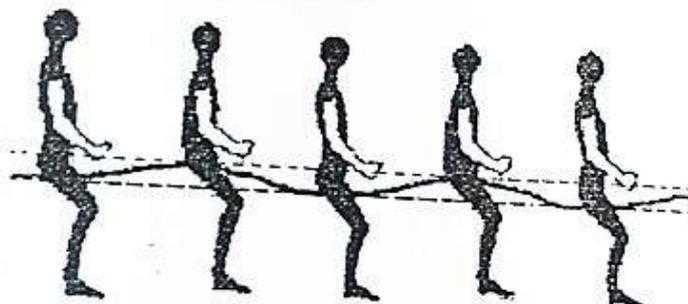


Figura 8. Representación de la transmisión del movimiento de elevación y descenso de la pelvis del jinete.

Inclinaciones laterales: Tiene lugar en cada empuje con los posteriores. El posterior que efectúa el empuje produce una elevación de esa hemipelvis y el posterior en fase de suspensión o balanceo genera un descenso pélvico (*figura 8*). Este movimiento es más notorio cuanto mayor es la amplitud de paso.

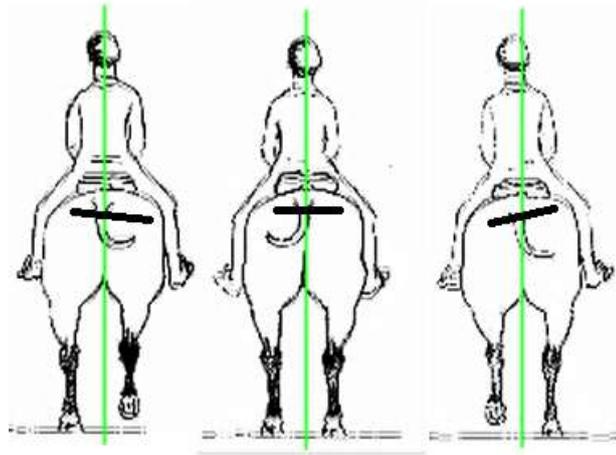


Figura 9. Representación de la transmisión del movimiento de lateralidad de la pelvis del jinete.

Rotación pélvica: Este movimiento se produce en los tiempos del paso del caballo en los que existe apoyo bipodal homolateral, momentos de máxima incurvación del equino. La rotación se desarrolla en el sentido contrario de la incurvación, hacia las extremidades en apoyo, es decir, el apoyo de las dos extremidades derechas produce una incurvación a la izquierda y una rotación pélvica a la derecha (la cadera izquierda se encuentra más adelantada que la derecha). Estas rotaciones se corrigen tan pronto como se produce el siguiente apoyo de una extremidad posterior, iniciándose una rotación en sentido contrario. Podemos observar una representación gráfica en la *figura 9*.

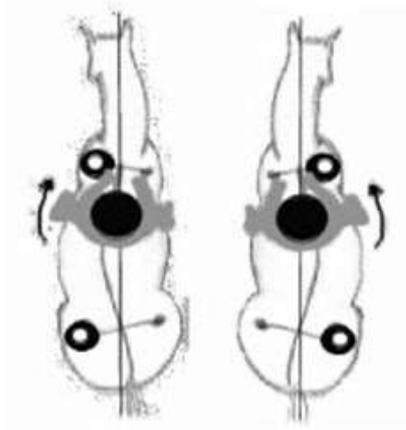


Figura 10. Representación de la transmisión del movimiento de rotación de la pelvis del jinete^{iv}.

Todos los movimientos que recibe el jinete, tienen su “contramovimiento”; la reacción de corrección sucede siempre inmediatamente al movimiento.

La amplitud de los movimientos es variable según las características morfológicas de los caballos y puede diferir si el jinete es novel o experto ⁵⁶. Según Corredor⁶⁷, el movimiento vertical es de aproximadamente 5 cms., los movimientos laterales de 7-8 cms., la flexión lateral de la columna lumbar en relación al sacro de 16º, la rotación pélvica (anteversión) de 8º y la rotación de la columna lumbar de 19º. En un tranco, el rango de movimiento que tiene lugar en la cadera es de 5,9º, en la rodilla de 1,9º y en el tobillo de 2,9º ⁶⁸.

Esto es lo normal siempre que el paso del caballo sea adecuado y no presente alteraciones de la marcha.

Algunos autores han estudiado la descripción biomecánica de las reacciones del jinete mediante EMG y análisis videográfico tridimensional del movimiento⁶⁹. Se toman como referencia para la videografía las apófisis espinosas de C2, C7, T5, T10, L1 y L5, el acromion y la espina del omóplato, y para el análisis electromiográfico la musculatura paravertebral, recto abdominal y oblicuos internos y externos.

^{iv} Las figuras 6-9 son gráficos realizados junto con el equipo de la asociación de Zooterapia de Extremadura (J.A. Zaldivar) como material didáctico de la biomecánica caballo-jinete.

Según Goldmann⁶⁹, existe un movimiento axial originado a nivel lumbar y que se propaga en sentido craneal. La duración de la onda es de 0.8 s y la frecuencia de 1.25 Hz. Este movimiento se correlaciona con el movimiento del tronco del caballo y tiene las mismas características para todos los puntos de referencia de la columna vertebral del jinete. Sin embargo, el movimiento lateral es variable en cada punto. El desplazamiento lateral de la columna lumbar se correlaciona con los movimientos del tronco del caballo, pero la parte superior de la columna se mueve con diferente frecuencia y rango de movimiento que la parte inferior. El desplazamiento de la parte superior de la columna puede explicarse como un movimiento de compensación hacia el lado contrario al desplazamiento de la columna lumbar. La parte media de la columna es como un punto intermedio para realizar las inclinaciones laterales de la parte superior e inferior.

Existe diferencia entre la trayectoria de las vértebras de la parte superior e inferior. Las vértebras L5, L1 y T10 circunscriben durante todo el paso del caballo una doble elipse con idéntico desplazamiento lateral a derecha e izquierda (analogía de la curva senoide). Las vértebras C7, C2 y el occipucio circunscriben un bucle, el cual describe el incremento del desplazamiento hacia un lado y el decrecimiento al regresar a la posición inicial.

Las vértebras L5 y L1 y T10 en la mitad de la fase del paso del caballo se mueven hacia el lado izquierdo, y las vértebras C7, C2 y occipucio se mueven ligeramente hacia el lado derecho.

La diferencia entre la distancia máxima y la distancia mínima entre C2 y L5 es de 7 cms. cuando se compara el desplazamiento de izquierda a derecha.

El movimiento de T5 es mínimo en las inclinaciones laterales, incluso si se compara con las vértebras C2 y C7. Los autores suponen que la parte media de la columna vertebral es el umbral del movimiento lateral de la parte superior e inferior de la columna.

Respecto a la EMG, existe una aparente correlación entre la inclinación posterior y un incremento en la actividad de la musculatura abdominal, así como un incremento de la actividad de la musculatura estabilizadora contralateral al lado de la inclinación.

Teniendo en cuenta todo lo expuesto, de manera general, el paso del caballo además produce disociación de cintura pélvica y escapular. Las características armónicas de la dinámica del paso del caballo implican la utilización de una gran variedad de musculatura, activando las cadenas musculares cruzadas, requiriendo una gran implicación neuromuscular y posibilitando el fortalecimiento, así como modulando respuestas de enderezamiento y equilibrio. La musculatura profunda del tronco, glúteos, flexores de cadera, abdominales, oblicuos externos e internos, músculos laterales del tronco, cuádriceps, e isquiotibiales, son cruciales en el mantenimiento de la pelvis, y su elasticidad juega un papel importante tanto en la postura como para la percepción del movimiento⁶⁶.

Los músculos responsables de la postura se sustentan en reflejos de equilibrio y postura. En la equitación, los músculos interactúan coordinadamente; por tanto, no existe una contracción constante de la musculatura, las cadenas musculares están interaccionando con su opuesto en constante sincronización.

Existen estudios que demuestran que el movimiento de la pelvis del jinete sobre el caballo es similar a la marcha humana, siendo comparables cuantitativa y cualitativamente las aceleraciones de ambos⁵⁵.

EL MOVIMIENTO EN HIPOTERAPIA

El movimiento del caballo al paso es un elemento que el terapeuta puede modificar para transmitir diferentes estímulos y obtener diferentes reacciones.

Del movimiento del caballo y sus variaciones podemos conseguir:

- **Impulsión.** La impulsión del caballo surge con la tracción del posterior contra el suelo.

- **Ritmo.** Implícito en la locomoción del caballo y relacionado con la velocidad.

- **Cambios en la velocidad.** La velocidad puede estar influida por las características del caballo. La velocidad media de un caballo de alzada media es 1,46 m/s⁷⁰; sin embargo, otros autores en caballos de hipoterapia obtuvieron como resultado una media de 1,23 m/s.⁶⁷. En un paso rápido la duración de las fases de apoyo bipedal aumentan, mientras que en un paso lento se acortan o incluso desaparecen, alternándose entonces únicamente fases de apoyo tripedal. Cuando el caballo se ve obligado a aumentar su velocidad de paso tiende a aumentar la frecuencia de tranco. No obstante, manteniendo el mismo ritmo de pisadas (igual frecuencia de tranco) también puede aumentar hasta cierto punto su velocidad aumentando el espacio recorrido en cada pisada (amplitud de tranco).

- **Amplitud.** El alargamiento del cuello y los movimientos más acusados de elevación y descenso de la cabeza hacen que el caballo amplíe el tranco (paso largo) pues el brazo de palanca muscular de la protracción (desplazamiento craneal del miembro) es mayor dando más juego a éstos. Por el contrario el acortamiento del cuello disminuye la amplitud de las pisadas y consecuentemente la velocidad (paso corto). La relación del movimiento de la cabeza y cuello con el de los miembros pelvianos se basa en la inercia de la impulsión que éstos transmiten hacia delante a través de la columna vertebral y en la compensación del desplazamiento del centro de gravedad del caballo durante la marcha. Al paso, la impulsión viene determinada principalmente

desde el tercio posterior de forma simétrica pero alterna. Ello origina en la *columna vertebral* oscilaciones que se adaptan a la amplitud, el ritmo y la velocidad de los movimientos de los miembros^{71,72}.

Es lógico preferir caballos con una buena amplitud, pues siempre que sean capaces de mantener la velocidad exigida, a igualdad de condiciones físicas, su gasto muscular será menor y con ello su cansancio y fatiga aparecerá después.

- **Aceleraciones y desaceleraciones.** En la secuencia del paso del caballo se van produciendo aceleraciones y desaceleraciones, que se pueden modificar con la amplitud del paso y la velocidad. La parada y el arranque son los elementos principales con los que se pueden incrementar las aceleraciones (arranque) y desaceleraciones (parada). Con ello se consigue una mayor activación del sistema vestibular y de las cadenas musculares anteriores (arranque) o cadenas musculares posteriores (parada). Se puede intensificar su efecto según la intensidad con la que se realicen y con la eliminación de estímulos visuales o auditivos ante su ejecución.

- **Cambios de dirección.** Los cambios de dirección y la flexión lateral del caballo amplían los movimientos en diagonal. Los cambios de dirección se pueden hacer efectivos con la realización de serpentinas o simplemente los cambios de mano de diferentes formas (en diagonal, vuelta a media pista). La dirección del paso es relevante ya que la transmisión del movimiento difiere del lado interno al externo cuando se realizan tramos curvos o círculos^{60,73,74}. También hay que considerar la predominancia del caballo hacia un lado u otro, aunque esto debe ser corregido con el entrenamiento.

- **Trabajo simétrico y asimétrico.** Nos referimos a si ambas partes del cuerpo reciben el mismo estímulo o estímulo diferente. La diferencia principal está en el trabajo en línea recta (simétrico) o el trabajo en círculo (asimétrico). El movimiento en línea recta es el descrito anteriormente, pero cuando se hace un círculo el paciente recibe una estimulación adicional debido a la fuerza centrífuga, la cual causa la transferencia del peso del jinete y por

tanto una variación en la carga de la pelvis. Esta situación fuerza al paciente a activarse y responder en sentido opuesto a la fuerza centrífuga para no caerse hacia fuera⁶⁰. La pelvis del caballo y del jinete se mueven en paralelo⁷⁴. La cintura escapular se mueve en disociación. De esta manera el paciente aprende a compensar y activar las transferencias de peso, estimulando reacciones de enderezamiento y equilibrio.

Cada una de estas características aporta unas reacciones al jinete que son las utilizadas terapéuticamente según las necesidades de cada persona. La postura adoptada junto con la transmisión de movimiento son los principios de la intervención en hipoterapia. A todo ello se pueden añadir ejercicios de las extremidades con multitud de posibilidades según los objetivos que se quieran conseguir.

A este análisis hay que sumarle las características morfológicas del caballo, las cuales pueden ser influyentes en el movimiento que transmiten y por ende en la reacción del jinete^{75,76}.

III.1.4 . Beneficios de la hipoterapia

Realizar una relación de los beneficios puede resultar una tarea incompleta. Por ello, en esta sección haremos referencia a un listado de posibles beneficios que se pueden obtener y a continuación detallaremos qué aporta la literatura científica sobre los efectos más analizados según diferentes patologías o disfunciones susceptibles de hipoterapia/TR (*Therapeutic riding*)

Montar a caballo como intervención terapéutica se remonta a la antigua Grecia, donde se prescribe para mejorar el bienestar físico y mental. Como ya se ha mencionado, Hipócrates se refiere al “saludable ritmo del caballo”, siendo el primero en describir los beneficios terapéuticos de la equitación. La hipoterapia aporta diferentes efectos a través de la facilitación neuronal, estimulación vestibular, estimulación propioceptiva e influencia psicósomática⁶ y además proporciona una estimulación física, cognitiva, emocional y social²¹. Montar a caballo aporta al sistema nervioso y vestibular patrones de movimiento⁷⁷, el calor del animal mejora la circulación sanguínea, reduce el tono anormal y relaja los músculos espásticos en pacientes con PC¹⁴. Mejoras sobre el autoconcepto, autoestima y habilidades sociales son propuestas por Miller and Alston⁷⁸. Durante las sesiones de hipoterapia se liberan endorfinas, por lo que es una actividad de la que personas con discapacidad física pueden beneficiarse recibiendo sensaciones de bienestar físico y emocional⁷⁷.

A lo largo de nuestra experiencia y práctica terapéutica asistida con caballos, hemos podido observar empíricamente, beneficios físicos, psíquicos, comportamentales y sociales. Las IAC proporcionan beneficios en las áreas de terapia, educación, deporte y ocio y tiempo libre de forma integral. Sin embargo, cada uno puede ser practicado como una disciplina independiente, siempre que se realice un programa individualizado, dirigido a unos objetivos y desarrollado por profesionales.

Las IAC, para su estudio, se dividen en las siguientes áreas de trabajo: psicomotriz, psico/pedagógica, comunicación y lenguaje y social. Aunque se planteen objetivos para la consecución de beneficios específicos siempre se debe considerar a la persona de manera integral y como parte de un sistema. En

hipoterapia los objetivos normalmente están más enfocados hacia la consecución de beneficios en el ámbito psicomotor, pero tal como se ha mencionado, siempre hay que tener en cuenta a la persona en su globalidad. Mencionamos como beneficios generales:

Beneficios psicomotrices: Facilitación del desarrollo psicomotor, mejora del equilibrio, coordinación y postura, mejora de las habilidades motoras y motricidad fina, normalización del tono postural, mejora de la fuerza y flexibilidad, beneficios cardiorrespiratorios y circulatorios, mejora del peristaltismo, aportaciones sobre conciencia del esquema corporal. (...)

Beneficios psico-socio-educativos: mejora de la conciencia espacio-temporal, integración sensorial, mejora de la atención, aumento de la autoestima, control y reconocimiento de las emociones, aumento de la motivación, mejora la adquisición de responsabilidades, favorece el cambio conductual, mejora las habilidades comunicativas, reconocimiento y aceptación de los miedos, desarrolla y mejora la empatía, favorece la integración y socialización (...)

Como objetivo y beneficio general destacamos la mejora de **la calidad de vida**. Incluso a personas con grandes limitaciones, con plurideficiencias, se les ofrece la oportunidad de realizar una actividad en un ambiente saludable y se les proporcionan experiencias de movimiento.

La mayoría de estos beneficios son consecuencia de que la hipoterapia genera una estimulación sensorial integrada, que incluye la percepción táctil, visual, vestibular, así como reacciones posturales, motoras y de equilibrio⁷⁹. Esta estimulación, relacionada principalmente con las percepciones sobre el caballo, se complementa con todas las aportaciones que se pueden conseguir a través del entorno y los recursos del pie a tierra y la equitación.

A continuación exponemos las aportaciones de las investigaciones científicas recientes o más novedosas sobre los beneficios y metodologías de valoración e intervención en las diferentes patologías o discapacidades.

III.1.4.1 Efectos analizados en parálisis cerebral

Los efectos de la hipoterapia en personas con PC son los más analizados en la literatura científica. Se han estudiado las aportaciones sobre el control postural, el equilibrio, la función motriz gruesa, la función motora fina, la simetría muscular, la marcha, inhibición de reflejos patológicos, coordinación, parámetros fisiológicos como la frecuencia cardiaca, aspectos psicosociales, calidad de vida y motivación. Existen ensayos clínicos que analizan las diferencias y similitudes de un programa de hipoterapia respecto a otras metodologías y tratamientos: hipoterapia versus actividades cotidianas, concepto Bobath⁸⁰, barril estático²¹ o simulador^{6,81,82}, tratamiento habitual de neurodesarrollo^{5,8,14}, metodología Vojta⁸³, masoterapia y fisioterapia⁸⁴ (...).

Respecto al **CONTROL POSTURAL**, mediante la escala propuesta por Bertoti Posture Assessment Scale (PAS)³², que valora la posición del cuerpo y la simetría, se observa que tras diez semanas de hipoterapia, en sesiones de dos veces por semana y de una hora de duración, en niños con cuadriplejía y diplegia espástica, se encuentran mejoras en el control postural. Se consigue mejor simetría del tronco y alineación de la cabeza y de la pelvis. Sin embargo, utilizando esa misma escala, Mackinnon¹⁶ no encontró diferencias significativas entre un grupo control y otro grupo que recibe hipoterapia una vez a la semana durante seis meses (veintiseis sesiones). Este autor afirma que los niños con afectación moderada mostraron mejores valores post-tratamiento que los de afectación leve. Los resultados de la escala no eran coincidentes con la **percepción de los padres**, los cuales sí percibieron mejoras significativas¹⁶. El efecto sobre el control postural, reacciones posturales y equilibrio difiere del nivel de afectación. Según el autor MacPhail¹⁹, un niño sin discapacidad y los niños con diplegia muestran mayores desplazamientos laterales y por tanto más reacciones posturales y equilibrio que los niños con cuadriplejía.

Shurtleff¹⁰ evidenció diferencias en la **estabilidad de la cabeza y el tronco**. Mediante el uso de videografía evaluó objetivamente la eficacia de una sesión semanal (cuarenta y cinco minutos) de hipoterapia, durante doce semanas, en un grupo de seis niños con diplegia espástica, comparando con seis niños sin discapacidad. Concluye que hay una reducción significativa en la variabilidad del

movimiento de cabeza y tronco, indicando una mejora en el control de los movimientos de la cabeza y el tronco en respuesta a las perturbaciones de la pelvis. Además este mismo autor en otro estudio similar⁸⁵ demuestra mejora en la estabilidad de extremidades y afirma que los efectos de la hipoterapia son mantenidos después de doce semanas sin intervención, proporcionando una base para mejorar el **rendimiento profesional y la participación**.

Otros estudios¹¹ no han evidenciado mejoría sobre el control postural en niños con PC (cuadriplegia) tras una programa de hipoterapia de una sesión semanal (cincuenta minutos) durante diez semanas, con resultados que se mantienen cuatro semanas postintervención. Las escalas de valoración utilizadas fueron la Sitting Assessment Scale (SAS) y la dimensión "B" de la GMFM, correspondientes a los ítems valorados en sedestación. Algunas de las limitaciones de este estudio, expuestas por el propio autor, son la muestra reducida de tan solo tres niños con edad comprendida entre los 27 y 54 meses, nivel V según la GMFCS, y la poca sensibilidad de las escalas utilizadas para la valoración. Sin embargo, en niños con disfunción motórica, si la intervención se reduce a una sesión quincenal de unos 30 minutos, no se observan mejoras en el control postural después de la primera sesión, ni después de un programa de ocho semanas (cuatro sesiones), ni tras siete semanas sin hipoterapia⁵².

Investigaciones recientes ponen de manifiesto que incluso en una sola sesión se consiguen modificaciones en la transferencia de peso y del centro de gravedad, mejorando la simetría en la distribución de la carga en niños con PC que mantienen la bipedestación. Tras una valoración mediante plataforma de presión se determina el lado de menor carga y se programa la intervención incluyendo la realización de círculos para que mediante la reacción a la fuerza centrífuga se modifique la transferencia de peso. Ello da como resultado un aumento del desplazamiento del centro de gravedad en el plano frontal hacia el lado antigravitatorio (el de menor apoyo) y un cambio en la velocidad media en el plano sagital⁶⁰. Resultados similares fueron hallados en un estudio de caso⁸⁶, en el que tras un programa de 14 sesiones de hipoterapia se mejoró la distribución de la carga en ambos pies, y el desplazamiento del centro de gravedad hacia el lado de menor apoyo. Esta modificación también fue manifestada en la estabilometría

realizada en sedestación⁸³. Si la hipoterapia se combina con un tratamiento neurofisiológico que trabaje de manera específica el pie, como elemento de apoyo, aún se consiguen mejores valores estabilométricos, transferencia de peso y más superficie de apoyo en ambos pies⁸³.

Respecto al **EQUILIBRIO**, no hay muchos estudios que analicen de manera aislada el equilibrio en personas con PC. La justificación puede ser múltiple ya que se realizan estudios que analizan de manera indirecta el equilibrio a través de actividades funcionales como la marcha, pero una gran mayoría de usuarios potenciales de hipoterapia no mantienen una bipedestación estable. Los efectos sobre el **equilibrio en sedestación** han sido estudiados por Kang⁵. Mediante el uso de plataformas de fuerza y con la medición del desplazamiento y la velocidad del centro de presiones, se determina que un programa de ocho semanas de hipoterapia, (treinta minutos/sesión) produce mejoras significativas en el equilibrio en sedestación. La combinación de hipoterapia junto con un programa de fisioterapia puede aportar mejores resultados que solo un programa de fisioterapia convencional. La escala PBS (Pediatric Balance Scale) también es sensible para determinar mejoras significativas en niños con PC tras dieciséis sesiones de tratamiento (treinta minutos/sesión, dos sesiones/semana)⁸⁷. Las mejoras en el equilibrio y la función se correlacionan después de doce sesiones de hipoterapia y no parecen ser dependientes del diagnóstico, sino de la gravedad de la alteración basal del equilibrio, ya que estas mejoras se manifiestan en niños con déficits de equilibrio y diagnósticos diferentes (autismo, síndrome de Down, PC-diplejía, tetraparesia, hiperplasia cerebelar, deficiencia visual)⁸⁸.

En cuanto a la **FUNCIÓN MOTRIZ GRUESA**, varios autores han encontrado mejorías^{6,8,9,12,14,15,87,89}. Normalmente es valorada mediante la escala GMFM (Gross Motor Function Measure). La dimensión "E" de esta escala, que corresponde a la capacidad para la marcha, la carrera y el salto, es la dimensión que presenta con más frecuencia mejora significativa después de un programa de hipoterapia^{6,8,9,12,14,87}. También en la dimensión "D" (bipedestación), se muestran cambios significativos tras un programa de 16 sesiones de tratamiento⁸⁷ o de cinco sesiones⁹, manteniéndose los efectos cinco semanas después de finalizar la intervención⁹. En las dimensiones A-C no se aprecian mejoras estadísticamente

significativas^{11,90}, a excepción del estudio de Casady y Nichols-Larsen¹³, que encontró mejoras significativas en el apartado “C” (Gatear y arrodillarse), en la puntuación total de la escala PEDI y el subapartado referente a las habilidades sociales de dicho test. Aunque no existan diferencias significativas no se pueden descartar las mejorías obtenidas y habría que revisar la sensibilidad de los instrumentos de valoración⁹⁰.

Mackinnon et al.¹⁶ analizan **La FUNCIÓN MOTORA FINA** con la escala Peabody Developmental Motor Scale (PDMS), para valorar el agarre, la inclusión de la mano, la coordinación óculo-manual y la destreza manual. En los sujetos que obtuvieron valores más altos en la escala PDMS además completaron el Bruininks-Oserestky Test of Motor Proficiency, para valorar la velocidad de respuesta, la destreza y velocidad del brazo. Estos autores sugieren que la hipoterapia aporta mejoras significativas en el apartado relacionado con el agarre de la escala PDMS. Esta conclusión es obtenida tras comparar a un grupo de diez niños que recibe hipoterapia con un grupo de nueve niños como grupo control.

El concepto de “**SIMETRÍA MUSCULAR**” es introducido por Benda et al. en el año 2003²¹, y lo definen como la diferencia de actividad electromiográfica entre un mismo músculo de cada hemicuerpo. La hipoterapia aporta mejoras significativas en la simetría muscular de los grupos musculares paravertebrales, adductores y abductores durante la sedestación, bipedestación y la marcha después ocho minutos de hipoterapia *versus* al resultado obtenido en un grupo control sentado a horcajadas sobre un barril estático. Son resultados similares a los obtenidos por McGibbon y col⁶, que analizaron los efectos inmediatos de diez minutos de hipoterapia, en comparación con un simulador, sobre la simetría de la actividad muscular de los adductores durante la marcha en niños con PC (diplejía, cuadriglejía y hemiplejía espástica y mixta. GMFCS I-IV). Observando disminución en la asimetría muscular en el grupo que recibe hipoterapia, los resultados que se mantienen doce semanas después de la intervención.

Los efectos en los parámetros cinemáticos y temporales de la **MARCHA** también han sido objeto de estudio^{8,91-94}. Kwon et al.⁸ realiza un estudio en 32 niños con PC espástica bilateral (GMFCS I y II). Establece dos grupos de intervención G1: fisioterapia convencional y G2: fisioterapia convencional más

hipoterapia y mediante el uso de videografía. Determina que treinta minutos dos veces por semana durante ocho semanas de hipoterapia mejoran la longitud del paso en comparación con el grupo que recibe fisioterapia convencional. Ambos grupos mejoran la velocidad de la marcha y el grupo control incrementa la cadencia, resultados similares a los obtenidos por McGibbon y col⁹³. Como resultado de una única sesión, Manikowska et al.⁹² encontraron cambios significativos en la velocidad de la marcha en niños ambulantes (GMFCS I-II), valorada mediante un acelerómetro triaxial. Sin embargo en otros estudios⁹⁴ no se obtuvieron cambios significativos en la marcha tras una sesión de hipoterapia, valorada mediante el sistema de análisis de marcha (GAITRite Gold Walkway System). Por otra parte, también se ha observado una disminución del consumo energético durante la marcha tras un programa de hipoterapia en una muestra de cinco niños⁹³.

Un programa de hipoterapia de diez semanas, con una sesión semanal de veinte minutos, en una muestra de ocho niños (GMFCS II-IV), da lugar a que durante el mismo tratamiento de hipoterapia aumenten de manera estadísticamente significativa los valores basales, el valor de la mediana y el valor máximo de la **FRECUENCIA CARDIACA** en los niños con mayor discapacidad, dependientes (GMFCS IV), en comparación con los niños ambulantes (GMFCS II-III)⁹⁵.

La literatura científica no muestra resultados concluyentes sobre el efecto de la hipoterapia en la **NORMALIZACIÓN DEL TONO**, concretamente sobre la **espasticidad**. Hasta donde conocemos, no existen estudios claros que lo analicen de manera específica. Podemos entender que la monta terapéutica tiene efectos positivos sobre la normalización del tono muscular, ya que se ha demostrado mejora en la estabilidad de la cabeza, el tronco y las extremidades, y mejora de la coordinación^{10,85,96}, para lo cual se precisa un tono muscular adecuado. Ionatamishvili et al.⁸⁰ proponen beneficios en la adquisición del movimiento, reducción de la espasticidad e hipercinesias. Sin embargo, incluso tras un programa de equitación terapéutica de treinta y dos sesiones con una periodicidad de dos veces por semana, no se han manifestado mejoras en la espasticidad de adductores¹².

Otros efectos investigados son la **CALIDAD DE VIDA, NIVEL DE SALUD, FACTORES PSICOLÓGICOS Y PSICOSOCIALES**. Se han hallado mejoras en la percepción sobre sí mismo⁶. En un estudio cualitativo en diecisiete personas con PC (diplejía espástica, hemiplejía, cuadriplejía) entre 4 y 63 años, con o sin sus padres, durante seis semanas de tratamiento, una vez por semana, se obtuvieron como resultado las siguientes apreciaciones cualitativas: que la hipoterapia constituye una oportunidad única para el aprendizaje motor; usuarios y padres consideran que la hipoterapia es más efectiva que la fisioterapia convencional; los efectos psicológicos están integrados en el resto de los efectos y realzan los efectos físicos; la hipoterapia es beneficiosa para personas con PC a nivel de su discapacidad, actividad y participación, independientemente de la edad; la mejoría en la funcionalidad después de la hipoterapia aumenta la autoestima y autoeficacia; los efectos físicos y psicológicos mejoran la calidad de vida de las personas con PC⁹⁷.

Sin embargo, según el estudio de Davis et al.⁹⁰, valorando mediante el Child Health Questionnaire, la intervención de hipoterapia en un grupo de personas con PC no muestra mejoras significativas sobre el estado de salud, pero sí mejoras en la cohesión familiar.

Se destaca que el efecto terapéutico no se limita solo a la influencia del movimiento sobre los ajustes posturales del niño, sino que la actividad por su naturaleza es agradable y estimulante y una oportunidad de mejorar los procesos cognoscitivos, el lenguaje y la socialización²⁹. Por ello, cada vez más se considera la hipoterapia una intervención eficaz basada en la comunidad⁹ y con un gran componente de motivación¹⁶ que facilitará el aprendizaje integral, con efectos positivos en la memoria y la atención⁹⁸.

Observamos que la mayoría de las investigaciones en PC e hipoterapia o TR están centradas en la valoración de parámetros cuantitativos y en niños o adolescentes. Algunas referencias se han centrado en la valoración cualitativa realizada por los usuarios y padres. Aunque hay pocos estudios que analicen los métodos complementarios y alternativos para personas adultas con PC, encuestas

nacionales a adultos con discapacidades crónicas demuestran que hasta estarían dispuestos a pagar de su bolsillo este tipo de terapias alternativas, ya que creen que alivian el dolor, reducen el estrés, la ansiedad y dan lugar a sensación de bienestar⁹⁹. Las personas que tienen posibilidad de decisión frecuentemente se sienten más cómodas con estos métodos que con los tradicionales. Concretamente, respecto a la hipoterapia, las encuestas revelan que resulta más divertido cuando se realiza en grupo, incrementando la socialización, lo cual es una meta de la Clasificación Internacional del Funcionamiento (CIF), de la OMS.

Actualmente no hay un tratamiento específico para la PC. Es necesaria una buena información para que la toma de decisiones sea coherente con las necesidades del paciente y la familia y los recursos económicos. La introducción de nuevas alternativas terapéuticas facilita un plan individualizado, pero es imprescindible un equipo multi e interdisciplinar para optimizar el tratamiento multimodal¹⁰⁰. Podemos concluir que la hipoterapia está categorizada como un método terapéutico complementario o alternativo o un tratamiento recreacional que es eficaz, y está indicada en la rehabilitación de personas con PC, siendo uno de los mejores tratamientos preferidos por niños y padres¹⁰⁰.

III.1.4.2 Efectos analizados en esclerosis múltiple

Los efectos de la hipoterapia en el **EQUILIBRIO** en personas con Esclerosis Múltiple es analizado en una revisión sistemática publicada por Bronson et al.¹⁰¹.

Los tres artículos analizados concluyen que existen mejoras en el equilibrio^{102,103}. Silkwood-Sherer y Warmbier¹⁰², evaluaron la eficacia de un programa de hipoterapia (catorce sesiones de cuarenta minutos de duración, periodicidad una sesión semanal), en una muestra de nueve sujetos con esclerosis múltiple en comparación con un grupo control de seis sujetos que no reciben intervención. En el grupo de intervención observaron una mejoría significativa en el equilibrio valorado mediante la escala de Berg (Berg Balance Scale) y la escala de Tinetti (Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment-POMA). En el estudio de Hammer et al.¹⁰³, con una muestra de once sujetos, en un programa de hipoterapia semanal, treinta minutos/sesión durante diez semanas, obtienen

mejoras en el equilibrio (Escala de Berg), en la **velocidad de la MARCHA** (Test 10 metros) y en la **CALIDAD DE VIDA** medida con el cuestionario SF-36. Sin embargo, no puede afirmar que la hipoterapia produzca mejoras significativas estadísticamente en otras variables valoradas como la **espasticidad, la fuerza muscular, la coordinación, el dolor, la percepción de la tensión muscular** y las **actividades de la vida diaria**, ya que los resultados son muy variables entre los sujetos de la muestra. A conclusiones similares llegaron otros estudios⁷.

La estabilometría y las plataformas de fuerzas también se han utilizado para analizar los resultados sobre las aportaciones de la hipoterapia en sujetos con esclerosis múltiple, existiendo diversidad en los resultados. Según Mackay-Lyons¹⁰⁴ no se encuentran diferencias significativas en el desplazamiento del centro de presiones que pueda afirmar mejoras en los ajustes posturales. Sin embargo, en un estudio reciente¹⁰⁵, aparecen mejoras en la **ESTABILIDAD POSTURAL**, manifestadas mediante una disminución en la amplitud del desplazamiento del centro de presiones en el eje antero-posterior y en la velocidad en el eje medio-lateral. Estas conclusiones son el resultado de un programa de hipoterapia realizado durante cuatro meses, dos veces a la semana con una duración de la sesión de cuarenta minutos. Utiliza para su valoración una plataforma de fuerza y la muestra total es de once sujetos (siete en el grupo de intervención y cuatro sujetos como grupo control), de edad entre 32 y 58 años.

Debido a que las muestras de estudios son pequeñas y no todos los estudios tienen grupo control, no podemos generalizar los beneficios de la hipoterapia en todos los pacientes con esclerosis múltiple, pero sí afirmar que se pueden obtener mejorías, sobre todo en el equilibrio para las AVD, la marcha y calidad de vida¹⁰⁴, y beneficios en la fuerza, enderezamiento del tronco, coordinación y mejora de la función respiratoria¹⁰⁶. La hipoterapia estaría indicada mientras la persona sea capaz de mantenerse sentada libremente sobre el caballo y mantener el equilibrio al paso¹⁰⁶.

III.1.4.3 Efectos analizados en lesiones medulares

En pacientes con lesiones medulares se ha estudiado el efecto de la hipoterapia en la **ESPASTICIDAD** de miembros inferiores, valorada mediante la escala de Ashworth, demostrando una disminución significativa de dicha espasticidad tras 11 sesiones de hipoterapia, (veinticinco-treinta minutos/sesión) en un grupo de personas con lesión medular (N=32) de edad comprendida entre 16 y 72 años y con lesión entre C4 y T12. No existen diferencias en los efectos a corto plazo entre sujetos con paraplejia y tetraplejia¹⁰⁷. Además de la espasticidad, se han apreciado mejoras en **SÍNDROMES DOLOROSOS** asociados a la inmovilización y beneficios positivos en **ASPECTOS PSICOLÓGICOS**¹⁰⁸. Los profesionales que prestan cuidados a personas con lesiones medulares aprecian efectos asociados tales como: mejor cateterización, mejor función y ritmo intestinal, mejor sueño, más estabilidad emocional, y en general, un incremento en la participación y la **MOTIVACIÓN**¹⁰⁹.

III.1.4.4 Efectos analizados en adultos con lesiones cerebrales

Existen algunos estudios enfocados al efecto de la hipoterapia en personas adultas con lesiones cerebrales. Según Sunwoo et al.⁷⁹, en una muestra de ocho sujetos (edad 25-70 años), que recibe dos sesiones a la semana (treinta minutos/sesión) durante ocho semanas, obtuvieron mejoras significativas en el **EQUILIBRIO** (escala de Berg y Escala Tinetti) y la **velocidad de la MARCHA** (Test de 10 metros marcha). Efectos que se mantienen ocho semanas después de finalizar la intervención. Sin embargo, no observa diferencias en los test relacionados con el **ámbito EMOCIONAL** valorado mediante el Inventario de Depresión Beck (BDI) y la Escala de evaluación para la depresión de Hamilton (HAM-D).

III.1.4.5 Efectos analizados en alteraciones de la columna y alteraciones ortopédicas.

Hay gran controversia sobre si es beneficiosa o perjudicial la equitación/hipoterapia para las alteraciones ortopédicas de columna. Hay estudios que argumentan que incluso en pacientes intervenidos de hernias discales o radiculalgias, la hipoterapia puede ser beneficiosa¹¹⁰⁻¹¹³.

La **ESCOLIOSIS NEUROMUSCULAR** progresiva es una alteración de la columna vertebral en ocasiones asociada a otras patologías. No existen muchas investigaciones que analicen y, por tanto, siempre se debe valorar al usuario. Destacamos un estudio de caso de un niño de once años con escoliosis neuromuscular a nivel toracolumbar (Cobb 32º) a consecuencia de una PC. Aunque la intervención es realizada mediante un simulador de hipoterapia, sus resultados son de interés. Obtiene una mejora en la **ALINEACIÓN POSTURAL**, con disminución en la angulación de la curvatura observada mediante radiografía. También una mejora en la **FUERZA MUSCULAR**, actividad electromiográfica de paravertebrales y recto anterior del abdomen y una mejora en la **FUNCIONALIDAD** en bipedestación y sedestación valorada mediante la GMFM. Estos resultados son obtenidos tras un programa de cinco semanas con una duración de la sesión de sesenta minutos, cinco veces a la semana¹¹⁴.

Las **ESPONDILOLISTESIS** es una patología ortopédica caracterizada por el desplazamiento de una vértebra sobre la vértebra inferior. Normalmente se produce en la zona lumbar o lumbo-sacra. Es por ello una situación que nos plantea los beneficios o perjuicios de la equitación o hipoterapia. En el estudio del caso publicado por Ungermann y Gras.¹¹⁰, se observa que en una mujer con espondilolistesis en L4-L5 de grado I, un programa de equitación terapéutica tres veces en semana (veinte minutos/sesión más diez minutos de marcha) durante cuatro semanas, produce mejoras en el **RANGO ARTICULAR** de la mayoría de las articulaciones del miembro inferior, mejoras en la **FUERZA** y el **EQUILIBRIO**. Los resultados presentan interés, para considerar que un programa de hipoterapia puede contribuir a evitar el riesgo de caídas en este tipo de usuarios.

En personas con **COXARTROSIS** se ha observado que después de recibir un programa de hipoterapia durante tres meses, tres veces a la semana, se aprecian mejoras biomecánicas y funcionales en la articulación de la cadera¹¹⁵. Se considera que la postura adoptada mientras se monta aporta beneficios a nivel de la cadera.

La literatura argumenta que en las patologías ortopédicas el número de sesiones semanales es mayor (entre tres y cinco sesiones).

III.1.4.6 Efectos asociados a la actividad física

Debido a que la equitación y la hipoterapia realmente son un tipo de actividad física en las que cabe controlar la intensidad, los investigadores también están centrando su atención en los beneficios fisiológicos que montar a caballo puede producir.

Kubota et al.¹¹⁶ centran su estudio en pacientes con **DIABETES TIPO II** (N=6), los cuales reciben un programa de ejercicio en un simulador mecánico de hipoterapia, cuatro días a la semana (treinta minutos/sesión) durante doce semanas. Mediante los resultados obtenidos, observan que se producen modificaciones en la sensibilidad de la insulina al ejercicio, aumentando la captación de la glucosa inducida por la insulina, por lo que la equitación terapéutica puede ser un tratamiento auxiliar en este tipo de pacientes.

Recientemente se ha publicado un estudio piloto sobre los efectos fisiológicos y psicológicos de las intervenciones asistidas con caballos en mujeres con **CÁNCER DE MAMA**¹¹⁷. Tras un programa de dieciséis semanas, dos horas semanales, han observado mejoras en el **consumo máximo de oxígeno** ($VO_{2m\acute{a}x}$), disminución en el índice de **masa corporal**, aumento en el porcentaje de **agua corporal**, aumento de la **fuerza** en miembros superiores e inferiores y un incremento en la **calidad de vida**, valorada mediante la escala FACIT Fatigue. (Evaluación funcional para el tratamiento de enfermedades crónicas-13 items sobre la fatiga). Estas diferencias no han sido observadas en el grupo control. Tras los resultados obtenidos, los autores sugieren una nueva estrategia como método para la rehabilitación después de un cáncer, en un entorno no médico.

III.1.4.7 Efectos- beneficios asociados a las IAC psico-socio-educativas

En este apartado se aglutinan ciertas patologías o síndromes cuyas terapias establecen como objetivos prioritarios aquellos orientados a una mejora educativa, psicológica y/o social, aunque en algunos casos también se han investigado efectos desde un punto de vista físico o fisiológico.

Los estudios que analizan los efectos de las intervenciones asistidas con caballos en **SÍNDROME DE DOWN** tienen una muestra muy reducida. En un estudio de caso¹¹⁸ se concluye que un programa de hipoterapia de dieciséis sesiones mejora el **equilibrio estático**, valorado mediante fotogrametría. Ello puede ser debido a que los estímulos recibidos montando a caballo favorecen la coordinación motora, la integración sensorial, flexibilidad y fortalecimiento muscular. Se pueden obtener mejoras en la **función motora gruesa**, especialmente para caminar, correr, saltar (**dimensión "E"**) y en el **control postural**, considerando un mejor control postural a una menor acumulación de energía de baja frecuencia, medido mediante acelerometría²⁴. Las modificaciones obtenidas en relación con la marcha se orientan a un aspecto muy concreto como es el incremento en la **movilidad articular del tobillo durante la marcha**¹¹⁹.

La mayoría de los estudios determinan mejoras en las habilidades motoras (equilibrio, postura, flexibilidad)¹²⁰ y en la seguridad¹²¹, pero no hay manifestaciones claras sobre las aportaciones en el ámbito del lenguaje y la interacción social. Algunos estudios han encontrado que la hipoterapia *versus* hidroterapia aporta un desarrollo mayor sobre todo en las **áreas de audición y lenguaje, realización y habilidades personales y sociales**, pero que es una intervención complementaria a otras.

Sobre los efectos de las terapias con caballos en niños diagnosticados de **AUTISMO** la literatura científica muestra resultados de mejora en la organización flexible del entorno, una mejor **adaptación** a los cambios y una **disminución de**

los problemas de comportamiento en calidad y cantidad. En el estudio realizado por Nelson et al.¹²², con tres niños de edades comprendidas entre los 2 y 3 años que muestran poco o ningún comportamiento social verbal, tras la intervención terapéutica asistida con caballos y con necesidad de utilizar estrategias de desensibilización, se supera la resistencia a la transición, se produce un aumento de la **búsqueda sensorial, motivación social, atención** y una disminución de conductas graves. Estos resultados son obtenidos mediante la observación de videos. Resultados similares manifiestan Bass et al.¹²³.

Un estudio reciente, realizado en la Universidad de Extremadura en colaboración con la Asociación de Zooterapia de Extremadura, con un grupo de ocho niños con autismo, analizó después de cada sesión de IAC los niveles salivares de las hormonas cortisol y progesterona, que están relacionados con los niveles de oxitocina, hormona liberada como respuesta neuroendocrina ante los efectos beneficiosos de estímulos sociales positivos. Los resultados muestran un aumento de los niveles de progesterona y disminución de los de cortisol y por tanto, debido a la correlación hormonal, un aumento de la oxitocina, por lo que se puede decir que las IAC mejoran aspectos relacionados con la comunicación, imaginación, planificación y reciprocidad emocional en personas con autismo^{124,125}.

Aunque el enfoque principal en la investigación con autismo se centra en la comunicación, comportamiento y adaptación social, Steiner et al.¹²⁶ evaluaron el efecto de la equitación terapéutica en los parámetros del **ciclo de la marcha y habilidades de comportamiento** de niños autistas. Participaron veintiseis niños con autismo, de los que trece realizan IAC y trece son grupo control (no reciben IAC durante tres meses). El tratamiento se lleva a cabo durante un mes, una vez a la semana, en sesiones de treinta minutos. Se obtiene como resultado que la longitud del ciclo de la marcha se incrementa, lo que significa **más estabilidad** en el plano sagital.

En niños con **TRASTORNO DE DÉFICIT DE ATENCIÓN CON HIPERACTIVIDAD (TDAH)** de edades comprendidas entre 9 y 14 años, se han observado mejoras en el **comportamiento, el lenguaje y la coordinación motriz,**

después de realizar dos sesiones semanales durante doce semanas de un programa psicoeducativo asistido por caballos¹²⁷.

En adolescentes con **DEFICIENCIA INTELECTUAL** (DI) se han analizado los efectos de un programa de hipoterapia (diez semanas, dos sesiones semanales de treinta minutos) en el **equilibrio estático** y la **fuerza**. Mediante la utilización de una plataforma de fuerza, se obtienen como resultados mejora del equilibrio estático, sobre todo en apoyo monopodal, y mejora de la fuerza muscular de miembros inferiores. Estos hallazgos son de relevancia si se tiene en cuenta que las personas con discapacidad intelectual suelen tener problemas de equilibrio y fuerza muscular, que se refleja en una disminución de las habilidades motoras y frecuentes caídas. Este trabajo aporta que las IAC permiten en personas con DI un aumento de su interés hacia el ejercicio durante periodos de tiempo más largo¹²⁸.

Los efectos de la hipoterapia sobre la **marcha** también han sido objeto de estudio en niños con **DEFICIENCIA VISUAL**, con edades comprendidas entre 4 y 13 años, algunos con DI. Mediante la utilización de videografía y el análisis del desplazamiento angular de las articulaciones en el ciclo de la marcha, se ha observado que una sesión semanal de treinta minutos mejora la movilidad de las articulaciones (cadera) de los miembros inferiores durante la marcha, y estimula una **marcha más funcional y económica**. Los porcentajes de mejora son mayores en aquellos niños que además presentan DI¹²⁹.

También han sido observados beneficios psicosociales en pacientes adultos con **PROBLEMAS PSIQUIÁTRICOS**¹³⁰.

Estos resultados sobre los efectos terapéuticos se han analizado críticamente en revisiones bibliográficas y sistemáticas^{2-4,7,39,131,132}. El uso del caballo puede considerarse como un tratamiento eficaz e integral para niños con necesidades especiales. La teoría de sistemas dinámicos, la teoría de la selección de grupos neuronales y la teoría de la integración sensorial forman parte del marco

conceptual que puede explicar los beneficios que aportan el caballo, la hipoterapia y las IAC. Estos beneficios están condicionados en la liberación de endorfinas, que producen la sensación de bienestar emocional⁴³.

Es *evidente* que en la investigación existen limitaciones, debido a la dificultad de encontrar grupos homogéneos en el colectivo de personas con discapacidad. Resulta difícil conseguir una muestra amplia y además representativa dentro de los diferentes niveles de clasificación de la discapacidad y que permita extraer resultados estadísticamente significativos transferibles al resto de la población. Otra limitación reside en la gran heterogeneidad existente en aspectos de relevancia como la duración de la sesión, la periodicidad, la duración del tratamiento y el tiempo de seguimiento. Por otro lado, la mayoría de los estudios no presentan la descripción de las técnicas y frecuentemente existe el sesgo del enfoque del terapeuta, al no ser una metodología sistemática. Todo ello influye en la diversidad de opiniones respecto al periodo necesario para obtener resultados. Según Drnach et al.⁹, cinco semanas con una periodicidad de una hora a la semana son suficientes para producir cambios positivos en la función motora gruesa. La hipoterapia influye en las funciones motoras gruesas entre la primera y la décima semana de intervención; se precisan al menos diez sesiones para que se aprecien beneficios y es a partir de los cinco minutos sobre el caballo cuando aparecen modificaciones en la simetría muscular. Las diferencias significativas se aprecian a partir de los ocho minutos²¹.

Aunque es necesario investigar más mediante ensayos clínicos de calidad, con grupos control, la hipoterapia es una de las pocas metodologías de fisioterapia que está siendo objeto de análisis e investigación. *A priori* parece ser beneficiosa y aporta las mejoras mencionadas, debido, entre **otras causas, al efecto que el movimiento rítmico del caballo provoca en la compensación inercial y en la corrección postural del jinete.**

En la actualidad podemos afirmar que, tanto a nivel científico como en la práctica, las intervenciones asistidas por caballos se pueden considerar como una terapia integral, que no solo cumple funciones en el área motora, sino que también ofrece amplios beneficios en el área psico-socio-educativa. Es una alternativa que

favorece la realización de actividades en un entorno natural, lúdico, favoreciendo la motivación y, por tanto, repercutiendo positivamente en los efectos terapéuticos.

Existe una evolución en el tipo de estudios influida por el avance tecnológico que permite la investigación más cuantificable. Aún se PRECISA MÁS INVESTIGACIÓN que tenga en cuenta las distintas variables, con una adecuada metodología del diseño e instrumental. También es de interés que los resultados sean medidos según la CIF de la OMS¹⁰⁰.

III.1.5 Indicaciones-Contraindicaciones de la Hipoterapia

III.1.5.1 Indicaciones

Para determinar si las IAC están indicada en alguna patología concreta tendríamos que conocer las características de esta y lo que puede aportar el uso del caballo, de esta manera podemos determinar si es o no recomendable para el usuario la actividad asistida con caballo.

De manera general y teniendo en cuenta los beneficios que se obtiene en las IAC, se pueden beneficiar:

- Patologías que cursen con alteraciones del tono, el movimiento, el equilibrio, la coordinación. Por ejemplo, personas con PC, esclerosis múltiple, espina bífida, lesiones medulares, distrofias musculares, secuelas de ACV (accidente cerebro vascular), síndrome de Rett, secuelas de lesiones traumáticas, amputaciones, afecciones pulmonares...
- En el ámbito psico-socio-educativo, están indicada en personas con DI, trastornos del espectro autista, trastornos del lenguaje, trastornos del aprendizaje, trastornos de la conducta o diversos síndromes como el síndrome de Down, X frágil etcétera.
- En el ámbito social, están indicadas para los colectivos en riesgos de exclusión social, tanto niños como adultos. Víctimas de violencia de género, inmigrantes, drogodependientes, penitenciarios...
- Otro colectivo susceptible de recibir IAC son las personas que sufren trastornos psiquiátricos (depresión, alteraciones en la autoimagen, ansiedad),

trastornos en la conducta alimentaria, alzheimer, personas mayores y personas en curso de procesos oncológicos.

- Disfunciones sensoriales.

III.1.5.2 Contraindicaciones

Siempre son valorables. Existen contraindicaciones específicas de algunas patologías. Se pueden considerar contraindicaciones generales:

- Cualquier patología en estado agudo.
- Pacientes con escaras por presión en las zonas de contacto.
- Algunas afecciones de columna evolutivas o malformativas que puedan presentar un riesgo de agravamiento de la diversidad funcional en caso de traumatismo (escoliosis muy graves y no estabilizadas)
- Alergias al pelo del caballo o a cualquier elemento de su entorno.
- Enfermedades inflamatorias de órganos internos, como cistitis o nefritis.
- Hemofilia, por el riesgo de sufrir heridas o caídas.
- Osteoporosis avanzada, por el riesgo de fracturas espontáneas.
- Enfermedades contagiosas graves.
- Problemas cardíacos de alto riesgo.
- El uso de sonda vesical (el movimiento del caballo puede favorecer infecciones renales).
- Protrusiones discales con riesgo de desplazamiento.
- Luxación de cadera (solo posible si existe el visto bueno del profesional facultativo).
- Artritis reumatoide en estado agudo.
- Fijaciones articulares en la cadera o zona lumbopélvica (se precisa informe médico).
- Epilepsias no controladas.
- Lesiones medulares completas, si no existe posibilidad de que el paciente se mantenga sobre el caballo.

- Problemas de comportamiento demasiado graves.
- Inestabilidad en la articulación atlantoaxial en el caso de Síndrome de Down.
- Espasticidad e hipotonía excesiva.

III.1.6 Metodología general de intervención

Como metodología de trabajo, recomendamos:

- Indicación o prescripción médica, según proceda.
- Entrega y recepción de documentación: Hoja de inscripción, informes, autorización de imagen, consentimiento informado, solicitud de valoración o programación de centro educativo o centro terapéutico de referencia.
- Entrevistas con padres y familiares, según proceda.
- Valoración inicial pie a tierra y sobre el caballo, dependiendo del caso. Revisión de valoraciones de años anteriores (si es el caso).
- Revisión de informes de otros profesionales y consulta con ellos si fuera necesario.
- Formulación del programa de intervención, que incluye: el planteamiento de objetivos y prioridades, la elección del caballo más adecuado, el diseño de actividades y metodología de actuación, el análisis de la modalidad de intervención más idónea y el establecimiento de las necesidades del equipo multidisciplinar.
- Valoraciones periódicas, siendo recomendable el uso de la fotografía y el vídeo.
- Elaboración de informes de manera periódica y al final de la temporada. Se recomienda establecer evaluaciones por trimestre.

Cada trimestre se evaluará el trimestre anterior, introduciendo adaptaciones o modificaciones según los objetivos propuestos y conseguidos.

III.2 EL SISTEMA POSTURAL

El término “control postural” a veces se confunde o se utiliza de manera indiferente para hablar de postura, equilibrio, estabilidad postural... Por otro lado, existe problemática con la nomenclatura, que puede implicar confusión, entre estabilidad postural y equilibrio¹³³. Esto lleva a que se utilice de manera indiferente un concepto u otro. Dicha problemática se ve incrementada por las traducciones de los textos originales al inglés, lo cual supone que al iniciar una revisión bibliográfica surjan dudas sobre los conceptos de análisis y estudio.

El control postural es considerado como una parte integral de las habilidades de la persona para poder interactuar con el entorno y poder realizar movimientos coordinados¹³⁴.

En los niños con alteraciones del movimiento, la pérdida de control postural, que se relaciona con déficits del equilibrio, es a menudo un factor limitante para la participación de actividades en el hogar, en la escuela y durante el juego¹³⁵.

Postura

La postura (de *positus*=poner) podría definirse como la POSICIÓN RELATIVA, la relación de las diferentes partes del cuerpo entre sí y de este con el espacio o el campo gravitatorio. Depende de factores muy individualizados como la edad, el sexo o la constitución.

Puede caracterizarse según dos propiedades: la orientación y la estabilización.

- La orientación postural es la habilidad para mantener una relación adecuada entre los segmentos del cuerpo, y entre el cuerpo y el entorno, así como para mantener una actividad determinada. Para ello se utilizan las múltiples aferencias sensoriales (la gravedad, la superficie de soporte, la relación del cuerpo con los objetos del entorno, etcétera).

- La estabilidad postural es la habilidad para mantener la posición del cuerpo, específicamente el centro de masa corporal, dentro de los límites de la base de sustentación (límites de seguridad)¹³⁶.

Desde el punto de vista filogenético, el paso del ser humano de la posición cuadrúpeda a la bípeda ha conllevado una serie de modificaciones corporales debido a nuevas demandas mecánicas y a la interacción con el entorno, como son la orientación espacial de la cabeza y la modificación del tronco y las extremidades. Esto implica una mayor actividad de grupos musculares, principalmente del tronco y miembros inferiores, para contrarrestar la fuerza de la gravedad y mantener el control postural¹³⁷. El mantenimiento de la postura necesita un buen control postural.

Control Postural

El control postural es la capacidad del cuerpo de mantener una alineación correcta del centro de gravedad dentro de los límites de estabilidad, de manera que todas las articulaciones y segmentos del cuerpo trabajen de forma óptima y global, coordinando las distintas tensiones musculares para equilibrar la postura y conseguir la orientación y la estabilidad.

Para conseguir estas dos habilidades se necesita percepción (integración de la información sensorial para analizar la posición y el movimiento del cuerpo en el espacio) y acción (generación de fuerzas para adecuar las distintas partes del cuerpo, por lo que es necesaria una buena integración de los sistemas nervioso y musculoesquelético)¹³⁸.

Equilibrio

“Equilibrio” es un término utilizado en distintos ámbitos para hacer referencia de alguna forma a un estado en el que se mantiene una posición intermedia sin evolucionar hacia un extremo u otro.

Desde el punto de vista de la física, el equilibrio está relacionado con las fuerzas que actúan sobre un cuerpo, y se clasifica en estático (el cuerpo no se desplaza, está en reposo), cinético (cuerpo en movimiento rectilíneo y uniforme) y dinámico (cuando intervienen fuerzas inerciales).

En el ámbito del movimiento humano, al hablar de equilibrio se hace referencia al mantenimiento de la postura. El equilibrio puede definirse de forma general como “la capacidad de asumir y sostener cualquier posición del cuerpo contra la ley de la gravedad”. Desde un enfoque de la biomecánica, el equilibrio se define como “un término genérico que describe la dinámica de la postura corporal para prevenir las caídas, relacionado con las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y las características inerciales de los segmentos corporales.”¹³⁹

Así, el **equilibrio postural** es el estado en el que todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo (la gravedad, las originadas por el propio cuerpo en el movimiento y las externas) están equilibradas, de tal forma que el cuerpo mantiene la posición deseada (equilibrio estático) o es capaz de avanzar según un movimiento deseado sin perder el equilibrio (equilibrio dinámico); es decir, la suma de las fuerzas ejercidas y de sus momentos es cero¹⁴⁰. La regulación de la postura es importante para mantener el equilibrio postural.

Para el mantenimiento del equilibrio es necesario que la proyección del centro de gravedad se mantenga dentro de la base de sustentación, equilibrar la gravedad. Además el cuerpo debe mantenerse alineado de modo que el gasto energético sea el menor posible y exista el mínimo efecto de la gravedad, y esto se consigue modificando o adaptando la configuración corporal.

Los factores que determinan el equilibrio son:

- *La amplitud de la base de sustentación:* Cuanto mayor sea la base de sustentación, mayor será el equilibrio.
- *La ubicación del centro de gravedad:* Cuanto más abajo se encuentre el CG, mayor equilibrio.
- *La estabilidad:* podríamos decir que la estabilidad es la mayor o menor facilidad que tiene un cuerpo de mantener su estado de equilibrio al actuar sobre él fuerzas externas o perturbadoras. Una misma base de sustentación puede ser más o menos eficaz según la dirección de la fuerza perturbadora.
- *La complejidad de la tarea:* Cuanto más compleja es la tarea que se realiza, más difícil será mantener el equilibrio. Por ejemplo, no es

igual mantenerse de pie que hacer el pino aunque la base de sustentación sea casi la misma y también la proyección del CGC.

- *La posición y movimiento de la cabeza:* en la cabeza se encuentran dos sistemas relevantes para el mantenimiento del equilibrio: la visión y el sistema vestibular.

- *La cantidad de información que recibe el organismo,* es decir, la percepción de la información somatosensorial. Ello es lo que hace que por ejemplo en la oscuridad sea más difícil mantener el equilibrio.

- *La edad:* existe una gran relación entre el equilibrio y las experiencias motrices. Hasta la pubertad, el sistema nervioso alcanza un gran desarrollo y por eso se alcanzan las máximas posibilidades en tareas que requieran equilibrio. En edades avanzadas, debido a cambios fisiológicos (deterioro del sistema visual, vestibular y somatosensorial, reducción de la resistencia muscular y degeneración de la motoneurona)¹⁴¹, así como por la inactividad, disminuye el equilibrio.

Equilibrio y estabilidad postural son dos términos que se utilizan en muchas ocasiones de manera indiferente. Según Nashner y McCollum, citados en Pickerill¹³³, la **estabilidad postural estática** como la habilidad para limitar el movimiento del CG cuando la base de apoyo está fija; la **estabilidad postural dinámica** como la habilidad para cambiar y controlar el CG dentro de una base de apoyo fija; y la **estabilidad postural funcional** como aquella que se caracteriza por la habilidad para mover y controlar el centro de gravedad dentro de una base de sustentación cambiante, en movimiento.

Desde el punto de vista de la Hipoterapia y teniendo en cuenta estas aportaciones, podríamos decir que debe existir una estabilidad postural funcional, aunque según Von Dietze, en su libro Equilibrio en movimiento⁵⁹, en equitación, “el secreto de la buena rectitud del tronco es un sutil movimiento y una postura dinámica y activa. Esto es lo que se llama estabilidad dinámica. Consecuentemente la estabilidad no significa rígido ni firme, sino más bien ágil y equilibrado”.

III.2.1 Mecanismo de control postural

Mantener el equilibrio, y por lo tanto la postura, precisa el mantenimiento del centro de gravedad dentro de la base de sustentación, y para ello se requiere una regulación neuronal continua: la compleja integración de la información sensorial sobre la posición del cuerpo y la habilidad de generar fuerzas de control del movimiento del cuerpo.

En el **CICLO DEL CONTROL POSTURAL** intervienen:

1. **Aferencias periféricas**: entrada de información sensitiva a través del sistema somatosensorial (aferencias musculares, articulares y cutáneas), sistema vestibular y sistema visual.

La información somatosensorial es la más importante en el control postural¹⁴², pero cuando las tareas se complican en número o velocidad de ejecución, toman mayor protagonismo el sistema vestibular y visual. Cuando existe un déficit en alguno de los sistemas sensoriales mencionados, es necesario que los individuos “redefinan” la contribución de las distintas entradas somatosensoriales al proceso de integración del SNC para mantener el control postural y el estado de equilibrio, y así prevenir las caídas.

El sistema visual, aunque importante, no es esencial para el control postural voluntario, salvo que fallen el sistema vestibular y somatosensorial. En una persona sin alteraciones del equilibrio, una información visual que muestre un entorno visual alterado, discordante a los otros sistemas aferentes, es normalmente suprimida sin mayor trascendencia.

Cada sistema sensorial presenta un rango de frecuencia óptima para su estimulación: sistema somatosensorial > 1 Hz; sistema vestibular (canales semicirculares) entre 0,5 Hz-1 Hz; sistema vestibular (otolitos) entre 0,1-0,5 Hz; sistema visual < 0,1 Hz. La integración de todas estas

señales requiere un correcto procesamiento de los inputs a nivel central para asegurar un buen control postural^{143,144}.

2. **Integración de la información**, con la participación del sistema nervioso central.

Los centros principales que intervienen en el control postural son: tronco cerebral, los ganglios de la base (núcleo caudado, putamen, globo pálido, sustancia negra y núcleo subtalámico), el cerebelo, los hemisferios cerebrales a nivel del área motora suplementaria y del lóbulo parietal derecho y la médula espinal.

El tronco encefálico (formación reticular) y los ganglios de la base regulan los ajustes posturales, actúan de forma anticipada (*feedforward*) y en el bucle de retroacción (*feedback*).

En el tronco del encéfalo también se ubican los núcleos vestibulares, que establecen numerosas conexiones con otras estructuras del SNC. Las más importantes se realizan con los núcleos de la musculatura del globo ocular y la corteza cerebral a través del tálamo, médula espinal, cerebelo, formación reticular y receptores vestibulares.

Los ganglios de la base funcionan en estrecha relación con la corteza cerebral en actividades de regulación motora y sensorial. Una de las principales funciones de los ganglios de la base es el control subconsciente de los patrones complejos de actividad motora aprendidos, y también participan en el control cognitivo de las secuencias de patrones motores y en la regulación de la intensidad y duración de los movimientos.

Los hemisferios cerebrales desempeñan un papel especial en la representación corporal, que fija el sistema de referencia egocéntrico, y en la elaboración de la respuesta motora. La corteza cerebral está regulada principalmente por el sistema somatosensorial y en menor grado por el vestibular y visual. La información obtenida de estos sistemas es procesada

por la corteza, en asociación con los ganglios basales y el cerebelo, para determinar la acción motora adecuada.

El cerebelo es relevante en la regulación del movimiento a nivel de las sinergias musculares. También tiene un papel clave en la adquisición y aprendizaje de los movimientos. El cerebelo es la estructura que más aferencias y eferencias recibe de los núcleos vestibulares. No genera actividad muscular. Compara el estado físico de cada parte del cuerpo, según la información sensorial, con el estado que intenta lograr el sistema motor, y transmite las señales correctoras oportunas al sistema motor para alcanzar el objetivo¹⁴⁵.

La médula espinal es la estructura nerviosa que constituye el soporte de un cierto número de actividades reflejas y de actividades motoras simples o complejas pero estereotipadas. Además, constituye el paso obligado de toda orden nerviosa, vías aferentes y eferentes.

3. **Resultado efector**, intervención del sistema músculo-esquelético.

Tanto la musculatura axial como periférica juegan un papel primordial para el mantenimiento del control postural y el equilibrio, oponiéndose a la acción de la gravedad.

Según Shepard¹⁴⁶, citado por Lirola¹⁴⁵, se pueden distinguir tres tipos de mecanismos motores empleados en el control de la postura estática y dinámica:

a. **Reflejo miotático.** Es la respuesta a un estiramiento exógeno de un músculo. Al estimularse los receptores de estiramiento muscular (husos neuromusculares), se inhibe la contracción de los antagonistas y se produce la contracción del agonista; así se regula la estabilidad de las articulaciones que intervienen en la estabilidad postural. El reflejo miotático tiene una función postural, es el responsable del tono muscular. Posee gran relevancia en la retroalimentación sensorial.

b. **Respuesta muscular automática** (respuesta de estiramiento funcional). Es la que después de la acción de una perturbación externa que desestabiliza el centro de gravedad corporal proporciona la acción correctora para recuperar el equilibrio. Está mediada por las vías espinales, pero su amplitud e inicio se encuentran modulados por trayectos troncoencefálicos y subcorticales, incluyendo los ganglios basales. Se caracteriza por movimientos coordinados de segmentos corporales sobre articulaciones como el tobillo y la cadera. Generalmente se trata de respuestas estereotipadas, pero tienen capacidad de adaptación si el contexto ambiental requiere un ajuste del movimiento reflejo habitual. El reflejo de estiramiento funcional se desencadena principalmente mediante las aferencias propioceptivas; solo cuando estas fallan recurre a las aferencias vestibulares.

La amplitud de los movimientos automáticos está principalmente relacionada con la intensidad del estímulo somatosensorial desencadenante, pero también influye la información visual, vestibular y las experiencias previas en el individuo. En el caso del patrón de movimiento de respuesta de los músculos de la pierna y el tronco, la amplitud está determinada por las características de la superficie de sustentación y la experiencia previa del individuo, y no por el estímulo desencadenante. Por ello podemos entender que el sistema del equilibrio presenta propiedades de adaptación, ya que existe la habilidad para modificar la respuesta automática de las eferencias musculares por un estímulo determinado en un contexto de cambio ambiental.

c. **El movimiento voluntario.** Son los responsables de los movimientos intencionales aprendidos. Está regulado a todos los niveles, incluyendo las áreas corticales sensoriales y motoras. Son movimientos muy adaptables.

III.2.2 Estrategias posturales

Ante situaciones perturbadoras, con la finalidad de mantener el equilibrio, y como resultado de la integración de la información sensorial, se producen las estrategias posturales o estrategias de estabilización. Estas estrategias pueden ser modificadas por el aprendizaje y adaptarse a situaciones específicas. Es decir, las estrategias posturales son los procedimientos utilizados por el cerebro para compensar el efecto perturbador del movimiento y reducir al máximo el desplazamiento del centro de gravedad, y pueden ser reaccionales o anticipados.

Los **ajustes posturales reaccionales** son el conjunto de **reflejos** que requieren información sensorial para contribuir en el mantenimiento de la postura. La finalidad de los reflejos posturales es mantener la postura de referencia o adaptarla al entorno. Primero se estabiliza la cabeza respecto al espacio (vestibulocervicales y cervicocervicales), después el tronco en relación con la cabeza (vestibuloespinales y cervicoespinales) y por último los miembros en relación al tronco^{147,148}.

Se consideran **ajustes posturales anticipados** a los acompañamientos posturales que prevén el efecto del movimiento con el fin de reducir al mínimo la alteración postural producida. Estos ajustes aparecen al realizar movimientos voluntarios, estabilizando la postura. Se caracterizan por la contracción de ciertos grupos musculares que no intervienen directamente en el movimiento voluntario propiamente dicho. A través de redes nerviosas adaptativas, se liberarían con anterioridad a la perturbación. Están generadas centralmente (*feedforward*) y no requieren aferencias sensitivas; requieren la adquisición de información a través de la experiencia y el aprendizaje y almacenaje de esas reacciones o sinergias, que se liberarán de manera inconsciente y automática¹⁴⁰.

El cerebelo juega un papel importante en todos los ajustes posturales y se sabe que interviene en la adaptación del control vestibuloocular, pero las investigaciones no aclaran la forma en la que participa. Aún no se conoce el lugar de almacenaje de la señal adaptativa del control postural, ya que algunos autores afirman que el cerebelo almacena e integra¹⁴⁹ y otros que el cerebelo integra y dirige la señal hacia el tronco de encéfalo donde se almacena¹⁵⁰. Esta idea lleva a

entender el hecho de que en lesiones cerebelosas se encuentre suprimido el potencial de aprendizaje.

Tanto los ajustes posturales como las estrategias de estabilización reaccionales y las anticipadas se producen de un modo prácticamente simultáneo y en la práctica son difíciles de distinguir. La elección de una determinada estrategia depende de la tarea fijada, de las características de la base de apoyo, de la estabilización y de las aferencias periféricas disponibles¹⁵¹. Por tanto si estos ajustes se consideran de forma global, el resultante son estrategias posturales para recuperar la posición de equilibrio del centro de gravedad. Tales sinergias musculares (conjunto de músculos que se contraen como una única unidad para llevar a cabo una acción o función) podrían tener tres orígenes: genéticamente determinadas (sinergias fijas), construidas a través del aprendizaje (sinergias flexibles) y las sinergias resultantes de la operación de redes que calcularían en cada instante el estado del sistema interno y el del mundo exterior (sinergias “computacionales”).

Podemos concluir que:

Son requisitos para una respuesta de control postural integrada¹⁵²:

- Normalidad del sistema sensorial: receptores, nervios y vías de comunicación.
- Normalidad del SNC: vías de conducción, redes de comunicación interna, sistemas de patrones de referencia para respuestas aprendidas relevantes.
- Normalidad del sistema musculoesquelético: vías efectores, incluyendo los nervios, las uniones neuromusculares, la fuerza y resistencia de los músculos, y el rango de movimiento en las articulaciones efectoras.
- Implicación psicológica con el entorno: hay que tener en cuenta que la formación reticular es la responsable de la coordinación de la actividad del tono muscular postural en respuesta a la estimulación de los centros superiores.
- Un ambiente externo que permita la realización de las modificaciones posturales precisas en las situaciones de perturbación.

- La organización central del control del equilibrio se basa en cuatro elementos¹⁴⁰:
 - Valor de referencia estabilizado: aquel lugar de proyección al suelo del centro de gravedad en condiciones estáticas.
 - Señales detectoras de error: Información aferente procedente de los sistemas laberíntico, visual, propioceptivo y cutáneo respecto a los desequilibrios.
 - Esquema corporal postural: aquel que informa sobre la orientación del cuerpo con respecto a la vertical gravitaria (receptores vestibulares, graviceptores somáticos), sobre la posición de los segmentos corporales unos respecto a otros (aferencias Ia de los husos neuromusculares) y sobre sus propiedades dinámicas, principalmente de las condiciones de apoyo.
 - Reacciones posturales: aquellas que mantienen la posición de referencia y que se organizan a partir de los mensajes de error mediante dos tipos de bucles: uno continuo ante los cambios lentos de posición y otro discontinuo y fásico que garantiza una rápida corrección.

Destaquemos la posibilidad de aprendizaje. El ser humano va adquiriendo su capacidad para mantener el equilibrio mediante un aprendizaje motor. A través de este proceso se adquieren multitud de patrones, modelos y mecanismos para reajustar mediante reflejos y con precisión la actividad muscular en cada momento, de forma que el cuerpo esté equilibrado. Al ser fruto de un aprendizaje, el control del equilibrio varía ampliamente incluso entre personas sanas¹⁴⁵.

III.2.3 Reacciones de enderezamiento, equilibrio y apoyo

Las reacciones de enderezamiento, equilibrio y apoyo son conceptos relacionados con el control postural y equilibrio, utilizados con frecuencia en la práctica terapéutica. La valoración de estas reacciones es la base para poder determinar déficits en el mecanismo de control postural y establecer el nivel del desarrollo psicomotor en el caso de los niños. Contribuyen a determinar y orientar los objetivos de las intervenciones.

Se define como **reacciones de equilibrio** a las pequeñas o mínimas reacciones, asociadas a cambios de tono, que se suceden continuamente para poder mantener el equilibrio ante pequeños desplazamientos de peso. Se efectúan constantemente, ya que funciones vitales como el ritmo cardiaco, la respiración, la circulación, la deglución y los movimientos oculares son pequeñas perturbaciones permanentes. No pueden realizarse de forma voluntaria.

Las **reacciones de enderezamiento** se producen para recuperar el equilibrio cuando el desplazamiento del centro de gravedad es mayor, pero aún está dentro de los límites de estabilidad. El objetivo es conseguir la correcta alineación de la cabeza en el espacio, de la cabeza respecto al tronco y del tronco respecto a las extremidades. Los componentes de las reacciones de enderezamiento pueden efectuarse de forma voluntaria.

Reacciones de apoyo tienen lugar para proporcionar una nueva base de sustentación ante un desplazamiento del centro de gravedad próximo a los límites de estabilidad, y así evitar la caída. Estas reacciones aparecen tanto en miembro superior (apoyo) como en miembro inferior (paso anterior o lateral)¹⁵³.

Todas estas reacciones son automáticas y se van adquiriendo durante el desarrollo psicomotor. En el adulto están integradas.

III.2.4 Factores que influyen en el control postural

Es obvio que cualquier elemento que altere la función de las estructuras y sistemas que intervienen en el control postural repercutirá en las respuestas de control postural. Aquí mencionaremos algunas situaciones comunes que dificultan las respuestas de equilibrio.

- **El envejecimiento.** El balanceo del cuerpo aumenta con la edad. El envejecimiento disminuye la función de los sistemas sensoriales. El sistema visual adquiere una importancia cada vez mayor a medida que se reducen la fuerza muscular de las extremidades inferiores y la función del sistema vestibular¹⁵². Con el avance de la edad la conducción nerviosa y el procesamiento central en el tronco encefálico muestran una disminución de su velocidad.

- **El ejercicio.** El ejercicio prolongado (por ejemplo una carrera de 25 km.) reduce el control postural. Según Leper et al.¹⁵⁴, la causa es que los receptores sensoriales del sistema deben reajustar sus niveles de sensibilidad en respuesta a la hiperestimulación que tiene lugar durante el ejercicio.

El déficit de actividad física conlleva una disminución de la fuerza y tono muscular, siendo este fundamental para el buen mantenimiento de la postura.

Otra consecuencia de la inactividad puede ser la obesidad y esta influye negativamente en las respuestas posturales, sobre todo si las perturbaciones del equilibrio tienen una dirección mediolateral. Las personas con obesidad tienen sistemas propioceptivos y sensoriales normales; el control postural podría verse alterado debido a la alteración del cociente peso de los músculos/peso corporal, con incremento de la inercia del cuerpo, de manera que es necesaria la generación de una mayor cantidad de fuerza, de modo que el coste del control postural es elevado^{155,156}.

- **La realización simultánea de diversas tareas.** En personas que intentan mantener posturas con gran grado de dificultad y debido a que la regulación del equilibrio requiere una capacidad de procesamiento de la información importante se produce una demanda intensa sobre los recursos de los centros superiores, lo cual, a su vez, reduce la capacidad para la realización de actividades simultáneas, como por ejemplo actividades de memoria y comprensión¹⁵².

III.2.5 Desarrollo del sistema de control postural

El sistema de control postural se va desarrollando desde el nacimiento hasta la edad adulta, alterándose con la edad algunos aspectos relacionados con el sistema somatosensorial, vestibular y musculoesquelético.

Los patrones de respuesta del niño ante un estímulo podrían ser comparables a los del adulto entre los 7 y los 10 años de edad¹⁵⁷⁻¹⁵⁹, puesto que se considera que a dicha edad se ha producido la maduración de los sistemas de organización. Otros autores sugieren que algunos aspectos del control postural continúan desarrollándose hasta después de los 9-10 años de edad, y algunos afirman que continúa su desarrollo más tardíamente llegando a alcanzar el nivel adulto hacia los 14-15 años^{160,161}.

La influencia de la visión en el mantenimiento del equilibrio parece ser fundamental antes de los 6-7 años, aunque la habilidad para mantener el control postural con perturbaciones de las referencias visuales se encuentra presente a los 3-4 años^{161,162}. Cronológicamente, en la población en general, los cambios más significativos durante el desarrollo del control postural aparecen alrededor de los 6-7 años de edad y después de esa edad se produce el paso de la dependencia visual a un control multimodal por parte del niño, en el que hay más factores intervinientes.

Podemos describir la ontogénesis del equilibrio postural en las siguientes etapas¹⁶³:

Etapa I:

- Comprende desde el nacimiento hasta la adquisición de la postura erecta.
- Se inicia cuando el niño coloca la cabeza en vertical, lo cual implica el desarrollo del reflejo vestibulocervical, que facilita la contribución de la visión al control del equilibrio.
- La adquisición de la sedestación controlando el tronco permitirá al niño mantener fija la base de apoyo y podrá mover la cabeza a su alrededor y

estabilizar la cabeza en el espacio, utilizando información vestibular y visual.

- Una vez que ha aparecido el control de los miembros inferiores, podrá adquirir la postura erecta.
- En esta etapa las respuestas posturales se desarrollan en dirección céfalo-caudal. El control de la musculatura comienza por el cuello, seguido por el tronco y finalmente las piernas. Es un control descendente del equilibrio postural.

Etapa II

- Se inicia con la postura erecta que comienza alrededor de los 10-12 meses. El niño, al controlar y coordinar otras articulaciones como la del tobillo, la rodilla con las de la cintura pélvica y el cuello, aprende a mantenerse quieto de pie y a caminar.
- Es capaz de mantenerse parado por la coactivación de músculos agonistas y antagonistas y por un aumento de la base de sustentación, por lo que coloca los pies muy separados.
- La postura estable en bipedestación es un control ascendente del equilibrio postural, y se organiza desde los pies a la cabeza.

La adquisición progresiva de la activación recíproca de la musculatura de las extremidades inferiores le permite caminar, en principio con una gran base de sustentación. Para caminar estabiliza la cadera, a partir de la cual se organiza el control del equilibrio postural, un control mixto (ascendente y descendente).

Se estabiliza la cabeza sobre el tronco de tal manera que forman un solo segmento, lo cual facilita el control del equilibrio.

III.2.6 Control postural y equilibrio en sedestación

La literatura refleja estudios que han analizado los mecanismos de control postural y equilibrio en bipedestación, pero existen pocas referencias que hagan mención a las estrategias posturales en sedestación. Sin duda, la habilidad para equilibrarse en sedestación es básica para la vida diaria. Esta habilidad implica la participación de los diferentes segmentos corporales.

Existen cambios en el control postural en bipedestación y sedestación. A nivel de inputs somatosensoriales, en caso de la sedestación, no existen los estímulos táctiles y de presión de los pies, y estarían implicados principalmente los receptores ubicados en la zona de contacto: glúteos, isquiones, parte posterior del muslo y planta de los pies, si estos están apoyados. Dicha superficie también es variable según el tipo de asiento, ya que por ejemplo a horcajadas sobre el caballo también existe un contacto con la parte interna del muslo y la pierna.

A nivel motor el centro de gravedad no está tan alto, la base de sustentación es mayor y el número de articulaciones que deben ser controlados es menor. La posición de sedestación es principalmente controlada por la musculatura del tronco y la movilidad de las articulaciones pélvicas.

En el análisis del desplazamiento del centro de presiones mediante plataformas de fuerza, la magnitud del CoP es menor que en bipedestación^{164,165}.

Teniendo en cuenta estas diferencias, tanto la posición en bipedestación como en sedestación presentan las mismas características mecánicas y son controladas por el mismo sistema y en ambas posiciones se precisa la capacidad para mantenerse contra la gravedad y además la posibilidad de movimiento¹⁶⁴.

Los ajustes posturales en sedestación son esenciales para la ejecución de cualquier movimiento activo intencional. La independencia en la sedestación ofrece la posibilidad de la función activa de miembros superiores, imprescindible para las AVD como el aseo personal, para una mejor percepción, para el desarrollo cognitivo y la interacción social¹⁶⁶.

El problema del control motor en sedestación se manifiesta por: la incapacidad de realizar ajustes posturales preparatorios adecuados, la falta de habilidad para coordinar las rotaciones segmentales del cuerpo y la incapacidad para generar la fuerza muscular adecuada que permita la funcionalidad de los miembros superiores. Tengamos en cuenta que la musculatura del tronco es fundamental para mantener la postura sedente.

El déficit de control postural en sedestación además contribuirá a la adopción de posturas incorrectas que, a su vez, favorecerá la aparición de úlceras por presión y de deformidades que impedirán la correcta funcionalidad del tronco y la limitación en actividades de alcance y manipulación. Un buen control postural en sedestación es también relevante para funciones básicas como la respiración y la deglución.

Para aprender a desarrollar los ajustes posturales, la práctica terapéutica debe facilitar la actividad muscular, la estabilidad pélvica y el mantenimiento de la flexibilidad y movimiento de la parte superior del tronco, cabeza y brazos. Todo ello en un contexto particular que proporcione la suficiente motivación y que le sea de utilidad al individuo para su actividad funcional y lúdica¹⁶⁷.

Teniendo en cuenta que hay evidencias que demuestran que el cambio en el control postural sentado influye en el desarrollo de tareas cognitivas¹⁶⁸⁻¹⁷¹, y que es de gran relevancia para la independencia funcional, su mejora o recuperación cuando existe un déficit debe ser un objetivo terapéutico preferente.

III.2.7 Interacción postura-movimiento

Sin duda, la postura y movimiento están en estrecha relación y en muchas situaciones es difícil delimitar sus interacciones. Así sucede en la temática principal de esta tesis, la hipoterapia, que se basa en la transmisión y percepción de un movimiento para el que se precisa una postura correcta y así poder “sentir” lo más normalizado posible el movimiento transmitido por el caballo. O dicho de otra manera, el movimiento del caballo transmite un movimiento y el jinete debe “repcionar y actuar” ante esa perturbación constante y rítmica adaptando su postura.

El movimiento en sí mismo es una fuente de perturbación de la postura, ya que modifica la proyección del centro de gravedad y genera un conjunto de fuerzas de reacción sobre los distintos segmentos que contribuyen al desequilibrio. En la mayor parte de los actos motores hay que desplazar algunos segmentos corporales, y al mismo tiempo estabilizar la posición o la orientación de otros como la cabeza y el tronco, que sirven de valor de referencia (referencial egocéntrico).

Atendiendo al Concepto Bobath, con respecto al sistema locomotor, “postura y movimiento son una misma cosa”. Según Karel Bobath “la postura es un movimiento parado, el movimiento es una postura más el factor tiempo”. Y según Paeth, “la postura es movimiento en su mínima expresión”¹⁵³. Estudios revelan que incluso en bipedestación y sedestación estática existe un desplazamiento del centro de presiones¹⁷². Según Oliva et al.¹⁴², “en bipedestación, un individuo sano no puede mantenerse completamente quieto, necesita realizar pequeños movimientos para poder mantener el equilibrio”. Una postura normal nunca es rígida e inmóvil. Cuando la amplitud del movimiento es tan pequeña que no se hace visible es cuando reconocemos una postura, y cuando la amplitud del desplazamiento aumenta es cuando reconocemos el movimiento.

Teniendo en cuenta las consideraciones inherentes a cada individuo, podríamos decir que los criterios en los que se basan la postura y el movimiento normal son¹⁵³:

- El movimiento normal es la respuesta del mecanismo de control postural central a un pensamiento o a un estímulo sensitivomotor intrínseco o extrínseco.

- La respuesta del mecanismo de control postural central sirve para alcanzar una finalidad sensitivomotora.

- La respuesta del mecanismo de control postural central es económica, coordinada, adaptada y automática, voluntaria o automatizada.

Una postura y movimiento normal requieren de una adaptación constante del tono postural. Por tanto, es imprescindible desde el punto de vista terapéutico tener en cuenta estas premisas y la relación recíproca entre tono-postura-movimiento-tono y la relevancia de la inervación recíproca. En este punto, cabe destacar la importancia de la “sensación de movimiento”, la experiencia previa ante la ejecución de un movimiento. La idea de movimiento que tiene una persona influye en el tono postural a causa de una sensación anticipadora (*feedforward*). El tono postural aumenta cuando un movimiento es considerado difícil o cuando es nuevo y se va a efectuar por primera vez. Se necesita un sistema de control flexible que se adapte a las distintas demandas.

En términos generales, una clasificación de los movimientos puede ser la que distinga entre movimientos reflejos y movimientos aprendidos. Y ambos tipos pueden ser sencillos o complejos.

Los movimientos reflejos suelen ser hereditarios. Por ejemplo, el parpadeo en respuesta a la proximidad de un objeto al ojo es un movimiento reflejo simple, y la respiración sería una tarea motora compleja sometida a una variación importante (reposo-ejercicio), pero que está bajo control reflejo. Ninguno de los actos motores mencionados son aprendidos de manera consciente.

Los movimientos aprendidos no parecen ser hereditarios y por tanto deben ser practicados. Un ejemplo de una tarea aprendida simple es el dar palmadas o extender un brazo para coger un juguete. Para realizar esos movimientos de manera coordinada se requiere un número de repeticiones que permita el aprendizaje. Sin embargo, la “toma de tierra” de un gimnasta es una tarea aprendida pero compleja que requiere muchas horas de práctica y que se

acompaña de un control consciente importante a lo largo de todo el proceso de aprendizaje.

Centrándonos en los movimientos voluntarios, la mayor parte de ellos requieren el diseño y la planificación de un centro de control que utiliza las experiencias previas para la planificación de los movimientos. Para la ejecución del movimiento se produce tanto una información de *feedback* como de *feedforward*, al igual que en el control postural. El centro de control de la postura utiliza las experiencias previas que contribuyen a una representación interna del cuerpo o a la elaboración de un esquema corporal. El objetivo del sistema nervioso es el mantenimiento del esquema corporal durante las modificaciones del ambiente o durante el movimiento¹⁵².

Con objeto de facilitar la comprensión de estos procesos, que sin duda son complejos, en el *anexo 1* se esquematizan los sistemas de información anterógrada y de retroalimentación correspondientes a un movimiento voluntario “simple”, los sistemas correspondientes al control postural y los procesos de control para el movimiento voluntario.

Cabe mencionar que los movimientos se pueden aprender. El **aprendizaje motor** se puede definir como “el conjunto de procesos internos asociados a la práctica y la experiencia, que producen cambios relativamente permanentes en la capacidad de producir actividades motoras, a través de una habilidad específica. Lo que aprendemos se almacena en nuestro cerebro y constituye la memoria”¹⁷³; entendiendo habilidad como la exactitud, constancia y eficiencia en el despliegue de un movimiento. En otras palabras, el resultado perseguido (exactitud) con la tarea motora se debe conseguir en una proporción elevada de intentos (constancia o precisión) y con la cantidad mínima de esfuerzo físico (eficiencia)¹⁵². No se consideran aprendizaje las modificaciones a corto plazo.

III.2.7.1 Factores influyentes en el aprendizaje motor

Es de relevancia para la práctica clínica conocer las teorías y los factores que influyen en el aprendizaje motor, ya que los procesos de neurorrehabilitación, en términos generales, tienen como objeto el mantenimiento de las habilidades existentes, la readquisición de habilidades perdidas y el aprendizaje de nuevas destrezas.

Existen factores intrínsecos como la edad, la raza, la cultura o la predisposición genética, que influyen en el aprendizaje motor. Pero también otros factores de gran relevancia en la aplicación clínica como son las instrucciones verbales, las características y variabilidad de la práctica, el control postural, la participación activa y la motivación, la transferencia positiva/negativa del aprendizaje, la memoria y la retroalimentación¹⁷³.

-Las instrucciones verbales facilitan a la persona que centre su atención en los objetivos determinados establecidos. Condicionan las estrategias de aprendizaje que empleará a la hora de realizar un movimiento¹⁷⁴.

-Las características y la variabilidad de la práctica: hay que plantear tareas que conlleven repetición, teniendo en cuenta el concepto “repetir sin repetir”, es decir, realizar actividades variables pero que impliquen tareas similares, controlando los parámetros de variabilidad y con posibilidad de trasladar el aprendizaje a diferentes entornos y situaciones. Diferentes contextos producirán un mayor desarrollo del aprendizaje, resultando este más general y enriquecedor. La práctica distribuida, con tiempos de descanso prolongados entre los tiempos de trabajo, parece que logra incrementar la transferencia del aprendizaje, en comparación con la ejecución de tareas continuas sin descanso. La fatiga no facilita el aprendizaje y puede arrojar un mayor margen de error debido al agotamiento tanto físico como mental. Las condiciones biofísicas del movimiento que sean entrenadas han de ser idénticas a las del movimiento diana que se desea estimular, lo cual implica que los movimientos practicados en la clínica han de reproducir los mismos rasgos motrices en cuanto a postura, fuerza, amplitud, dirección y velocidad que posea la

habilidad que se pretenda alcanzar con la rehabilitación. Algunos autores sugieren que cuando la práctica física no es posible, la práctica mental puede ser una forma efectiva de estimular el aprendizaje¹⁷⁵.

- El control postural: la postura debe facilitar el movimiento, facilitando la actuación del grupo muscular adecuado e inhibiendo a otros grupos musculares sinérgicos o compensatorios del déficit.

-La motivación: es un factor crucial para implicar al sujeto en la ejecución de la tarea o actividad y así facilitar el aprendizaje motor. Una manera de hacerlo, si es posible, es asegurarse de que el paciente entienda el por qué una determinada tarea es útil dentro de un programa de tratamiento¹⁷⁶. La participación activa realza el procesamiento del aprendizaje y ayuda a la adhesión de la intervención.

-La posibilidad de cometer errores durante la ejecución de una actividad y el facilitar o fomentar que él mismo proponga soluciones supone un añadido en el trabajo del aprendizaje motor de nuevas estrategias.

-La memoria: es considerada un elemento clave. Una vez que se ha establecido un programa motor, se debe repetir para conseguir un patrón de movimiento de habilidad. Para que tenga lugar el aprendizaje debe existir una memoria de la habilidad concreta que permita su repetición y refinamiento. Se considera que el control tiene lugar en el área de la corteza implicada en la memoria a largo plazo. Para ello, algunas estrategias aptas para el ámbito terapéutico pueden ser: explicar al paciente las razones por las que se realiza el ejercicio, de manera que lo pueda estructurar y almacenar en su memoria a largo plazo, enseñar al paciente la habilidad motora concreta requerida, añadir una actividad nueva, relacionada con la primera y repetir la primera habilidad intentado que el paciente recuerde lo enseñado¹⁵⁰.

-La desviación de la atención. La presencia de un estímulo de distracción puede dar lugar a un efecto positivo o negativo, según el momento del estímulo. Si la persona necesita concentrarse para aprender el movimiento porque es una nueva tarea, la distracción puede reducir la seguridad con la que la realiza. Sin embargo, el estímulo de distracción

puede ser apropiado como forma de progresión en fases posteriores del programa de rehabilitación. Cuando una tarea se inicia por primera vez, se debe dedicar un grado relativamente elevado de atención cognitiva para poder apreciar el conjunto de los movimientos necesarios¹⁵².

-La retroalimentación. Es información resultante de la ejecución del movimiento. Puede ser intrínseca (vía exteroceptiva o propioceptiva), que permite los ajustes posturales, o extrínseca, que es la proporcionada por una vía externa como puede ser la comunicación verbal del terapeuta. Esta última es esencial cuando está disminuida o distorsionada la retroalimentación intrínseca, como puede suceder en las alteraciones neuromusculares. El objetivo de la retroalimentación es motivar la consecución de objetivos, reforzar el desarrollo de una actividad e informar acerca del desarrollo de la acción. Hay que tener en cuenta que el refuerzo positivo tiene mejor efecto que el negativo, y también evitar la dependencia, por lo que habrá que ir modulando los refuerzos y reducirla progresivamente para estimular el esfuerzo cognitivo y el aprendizaje motor. Respecto a la diferencia entre niños y adultos, los niños precisan un refuerzo más continuo y menos preciso, requieren un mayor número de ensayos prácticos con retroalimentación para formar una representación más precisa y estable de la tarea.

Tal como se ha expuesto, el aprendizaje motor puede depender de las pautas de administración de las tareas de entrenamiento, aunque también son muy importantes las habilidades cognitivas del paciente, ya que la automatización está condicionada en gran medida por el grado de esfuerzo atencional y de la capacidad de almacenamiento de información que posea el sujeto. Esto no quiere decir que en personas con una leve o moderada disminución de la atención y la memoria sea posible el aprendizaje motor de algunas tareas, pero sí implica que a medida que el deterioro de las capacidades cognitivas sea mayor, la recuperación del control motor va a ser más difícil y menos generalizable. Si los déficits cognitivos son leves son importantes la programación y las pautas de administración de los distintos protocolos para alcanzar con más éxito un aprendizaje motor que facilite el desarrollo de un nuevo esquema corporal o imagen mental del movimiento¹⁷⁶.

III.2.8 Valoración del control postural

La valoración del control postural y el equilibrio constituye una de las mediciones predictoras de mayor utilidad sobre el estado de salud global del individuo, considerándose su realización necesaria desde la niñez para prevenir posibles trastornos importantes en la edad adulta.

Existen un gran número de tests y escalas estandarizadas que de manera directa e indirecta valoran el control postural¹⁷⁷: el *Test de Romberg*, *Tamden stance*, *Sharpened Romberg*, *Fukuda stepping test*, *Posture grid*, Test de Interacción Sensorial, Test de Organización Sensorial, Apoyo monopodal, Escala de equilibrio de Berg, *Timed Up and Go* (TUG).

También hay escalas que de manera específica valoran el control postural en sedestación¹⁷⁸: *Seated Postural Control Measure*, *Level of Sitting Scale*, *Chailey Levels of Ability*, *Box Sitting Ability Scale*, *Seated Postural Control Measure* (que tiene dos secciones: alineación y function), *Sitting Assessment for Children with Neurological Dysfunction*, *Sitting Assessment Scale*, *Trunk Control Measurement Scale*, *Segmental Assessment of Trunk Control*, *Fugl-Meyer test*¹⁶⁴.

Otras escalas como la GMFM y la *Peabody Developmental Motor Scale*, aunque no son específicas de control postural o equilibrio, valoran capacidades o tareas para las que se requieren control postural y equilibrio. Igual es el caso de la valoración de los parámetros de la marcha como indicadores del estado del control postural.

Estas escalas utilizadas en el ámbito clínico presentan el *handicap* de que pueden ser subjetivas y dependientes de la interpretación individual del examinador y en algunos casos poco sensibles a los cambios¹⁷⁷. También que para su realización se requiere que los usuarios tengan ciertas capacidades como mantenerse de pie, caminar, la sedestación y un nivel cognitivo para entender cómo se deben realizar las pruebas.

Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de nuevos instrumentos de valoración que pretenden complementar desde un punto de vista

más objetivo la valoración del control postural y el equilibrio. Para cada uno de ellos hay diferentes protocolos de evaluación y distintas técnicas para el tratamiento de los datos¹⁷⁹. Algunos de los sistemas utilizados son las plataformas baropodométricas, las plataformas de fuerzas y los sistemas de posturografía dinámica computarizada, que permiten determinar la trayectoria del CoP, indicador de validez clínica que determina déficits sensorio-motores; la videografía, la EMG de superficie, que permite determinar los patrones de activación de los músculos implicados en un movimiento¹⁸⁰, y la acelerometría.

Esta tecnología ha permitido cuantificar la valoración del equilibrio postural, pero aún en la mayoría de los casos se precisa que los sujetos presenten capacidades para la realización de las pruebas, y sobre todo la posibilidad de mantenerse quietos durante el tiempo de valoración. La EMG y la acelerometría pueden ser sistemas excepcionales que no exigen para su utilización esas capacidades del sujeto, e incluso permiten la valoración durante la función y las AVD.

En los niños aún es más complicada la valoración del control postural y la cuantificación de pequeñas modificaciones usando herramientas estándar de valoración. Varios problemas contribuyen a esta dificultad: los niños no atienden instrucciones y se mueven mucho de manera variable¹⁸¹. Esta variabilidad del movimiento es importante y necesaria para el desarrollo de tareas, por lo que hay que tenerla presente la valoración de las mismas.

Teniendo en cuenta lo mencionado, la investigación sobre la valoración del control postural no solo se está centrando en mediciones lineales como el rango, longitud y desviación estándar del CoP, que algunos autores consideran incompletos para describir el control postural¹⁸². Existen propuestas de la utilización de herramientas no lineales que puedan cuantificar la estructura de la variabilidad del movimiento y nos aporten un punto de vista de la generación del movimiento, que de otro modo no es posible. El uso de herramientas no lineales para medir el CoP se ha extendido a la valoración del CP en sedestación¹⁸³, también utilizada en adultos para describir estrategias de control postural^{184,185}.

La valoración del control postural durante las actividades funcionales permite comprender mejor la relación entre el deterioro de las estructuras orgánicas y la realización de la actividad. Además, facilita una mejor comprensión de las capacidades de los niños, así como de las consecuencias de la lesión cerebral en la funcionalidad. La actividad funcional más valorada es la marcha y el movimiento de alcance con la mano dominante^{186,187}.

Tras el análisis bibliográfico, hemos comprobado cómo se ha incrementado el uso de los instrumentos tecnológicos para la valoración del control postural. Realmente las plataformas de fuerza, los sistemas de videografía y la posturografía dinámica computarizada son equipamientos que requieren una gran inversión económica y son inmóviles. Además su utilización está sujeta a un laboratorio, lo que constituye un impedimento para el análisis del control postural en actividades funcionales esporádicas. Sin embargo, los sensores inerciales son instrumentos pequeños de fácil manejo, económicos y que no precisan de una infraestructura. Hay estudios que han encontrado relación de la acelerometría con test y escalas clínicas (TUG y BBS)¹⁸⁸ y correlación con el CoP medido en plataforma de fuerza^{165,189} Estos hallazgos sugieren que la acelerometría puede ser una medida cuantitativa válida de la oscilación postural que está más fuertemente relacionada con las medidas basadas en tareas.

III.2.9 Control postural, estabilidad e hipoterapia

La literatura¹⁹⁰ muestra que en pacientes con problemas neurológicos el ejercicio físico es una forma efectiva de mejorar el equilibrio, y estas mejoras podrían potencialmente mejorar la funcionalidad y reducir el número de caídas. La efectividad de este tipo de programas depende de la inclusión de ejercicios multidimensionales más que de los que se dirigen a un solo aspecto. Existen estudios en los que se observa una mejora del equilibrio dinámico, en pacientes cuyo programa de ejercicios incluyen modificaciones sensoriales¹⁹¹. También, siguiendo las teorías del aprendizaje motor, se están incluyendo nuevas metodologías como el entrenamiento sensorial¹⁹² y el entrenamiento de tarea doble¹⁹³ (tarea motora más cognitiva).

Mediante la práctica de la hipoterapia estamos facilitando la realización de ejercicio físico en aquellas personas que tienen muy limitada la posibilidad de otra actividad física, bien por su condición física, por la cognitiva o por ambas (plurideficiencias)⁹⁵.

A cada paso del caballo, ocurren en el paciente ajuste tónicos que son capaces de promover una contracción/relajación simultánea de agonistas y antagonistas. Esto quiere decir que habrá mejoría en la respuesta de inervación recíproca que se encuentra debilitada en las lesiones del SNC y la información propioceptiva se vuelve más rápida. Ello explica que la hipoterapia active de manera constante el ciclo del control postural e implique mantener la estabilidad.

La hipoterapia es un recurso terapéutico que contribuye a la mejora de la estabilidad postural y el aprendizaje motor. La postura a horcajadas realmente está “a caballo” entre la postura sedente y la bipedestación. Por una parte, los inputs sensoriales que se transmiten tienen relación con la sedestación. Por otra parte, realmente la alineación de todos los segmentos corporales y la estimulación continua de patrones rotacionales que favorecen mediante una estabilización dinámica de la pelvis, la movilidad y flexibilización de la parte superior del tronco, cabeza y miembros superiores, están más asociados a la bipedestación, o más bien a la marcha. Por ello, aunque se está en movimiento, la postura que se adopta es

sedente. De este modo, durante la sesión terapéutica se pueden establecer objetivos funcionales de los brazos, actividades de alcance y manipulación, y todo ello en un medio lúdico que favorece la motivación y que provoca una activación para el fortalecimiento de la musculatura del tronco.

Teniendo en cuenta los aspectos relacionados con el aprendizaje motor, en las sesiones de hipoterapia se llevan a cabo varios factores que favorecen dichos aprendizajes:

-Está implícita la repetición del movimiento del caballo y a la vez la variabilidad presente en el propio paso. Dicha variabilidad puede ser marcada o estimulada por las modificaciones en el paso del caballo o las actividades introducidas por el terapeuta. El movimiento además conlleva modificación constante de las aferencias propioceptivas, exteroceptivas, y vestibulares.

-La motivación es uno de los factores inherentes a la práctica de la hipoterapia por la que se facilita la adquisición de habilidades y potenciación de las capacidades.

-La retroalimentación por parte del terapeuta es un estímulo constante presente en una sesión de hipoterapia.

-En hipoterapia se puede potenciar y trabajar la “doble tarea”: debido al cambio constante del centro de gravedad, se precisa un mantenimiento de la postura y la estabilidad, y de manera simultánea se pueden solicitar tareas cognitivas o habilidades manuales o de coordinación.

-Hay que tener en cuenta que las estrategias desarrolladas, mientras se monta, deben ser trasladadas a las actividades de la vida diaria. Es decir, para mejorar los patrones de la marcha se precisa caminar posteriormente a la realización de las sesiones de hipoterapia.

III.3 PARÁLISIS CEREBRAL

III.3.1 Definición y Clasificación

La PC constituye la causa más frecuente de discapacidad motora en la edad pediátrica y el principal motivo de discapacidad física grave¹⁹⁴.

A lo largo de la historia, la Parálisis Cerebral (PC) ha sido definida y clasificada de formas diferentes.

El término “parálisis cerebral” no es un diagnóstico específico, es un abanico clínico que incluye múltiples formas patológicas. Las características que permiten incluir un cuadro dentro del término de parálisis cerebral fueron consensuadas en 2005 y revisadas en 2007, conteniendo diversos conceptos que definen la PC: Trastorno del desarrollo de la postura y el movimiento, de carácter persistente (aunque no invariable), que condiciona una limitación en la actividad y es secundario a una agresión no progresiva de un cerebro inmaduro. De esa manera, la actividad postural anómala es la principal característica de la PC, que origina patrones anómalos de postura y de movimiento, con mala coordinación o capacidad de regulación del tono muscular. Estas alteraciones motrices con frecuencia llevan asociadas otras alteraciones de tipo sensitivo, cognitivo, de conducta, de comunicación, perceptivas o epileptógenas, así como diferentes afecciones musculoesqueléticas secundarias, cuya existencia condiciona de manera importante pronóstico individual de los niños¹⁹⁵.

La PC no se considera invariable, pues la interacción de los patrones motores anómalos (propios de la lesión) con el proceso madurativo del sistema nervioso activa nuevas áreas y funciones, generando la aparición de nuevos signos clínicos meses o años después. Esto puede generar una falsa imagen de progresividad del cuadro clínico, en el que, sin embargo, no se produce pérdida de adquisiciones. De manera similar se comporta el sistema músculo-esquelético, en el que con el crecimiento se desarrollan deformidades.

El hecho de que la afectación se produzca en un cerebro inmaduro hace que las consecuencias de la lesión sean difícilmente predecibles, por la plasticidad y la capacidad de reorganización del cerebro, de circuitos tanto «sustitutorios» como «aberrantes», que pueden originar nuevos síntomas, como epilepsia o distonía.

El límite de edad para considerar un trastorno motor cerebral adquirido como PC es ambiguo (cerebro inmaduro), pero en general se aceptan los primeros 2-3 años de vida.

La incidencia en los países desarrollados es de 2-3 por 1000 niños recién nacidos vivos^{194,196}, permaneciendo estable desde la década de los 50. Sin embargo, la prevalencia ha aumentado, debido a la mayor viabilidad de los prematuros y al aumento de la esperanza de vida de los adultos con PC.

El origen de la PC puede ser prenatal, perinatal o posnatal, no pudiéndose hacer una estimación exacta debido a los cambios operados por los avances médicos en cada década y al polémico límite entre prenatal y neonatal de los prematuros.

La causa más frecuente de PC parece ser el deficiente suministro sanguíneo a un encéfalo en desarrollo, debido a hemorragias o fenómenos hipóxico-isquémicos con repercusión cerebral microscópica y macroscópica, dependiendo además del momento en que se producen.

En cuanto a la clasificación clínica, se realiza en función de la afectación topográfica o el trastorno motor predominante.

Topográficamente se puede clasificar en: diplejía (30-40% total de casos de PC), hemiplejía (representa el 20-30%), tetraplejía (10-15%), monoplejía y triplejía (poco frecuentes)¹⁹⁷.

Según el trastorno motor se diferencia¹⁹⁸: PC Espástica (representa el 80% de los casos), PC Discinética o Atetósica (10-20% de los casos), PC Atáxica (5-10%), Hipotonía y mixta, otras formas menos frecuentes.

III.3.2 Control postural y parálisis cerebral.

Las personas con PC tienen un problema principal en la actividad antigravitatoria a causa de la distorsión de las respuestas posturales. Esto es debido al tono postural anormal, invervación recíproca anormal que causa alteraciones en la coordinación y trabajo de los grupos musculares y alteraciones en la percepción y postura anormal, así como patrones motores anormales. Este déficit tiene una influencia considerable en las estrategias posturales, lo cual implica que el control postural y el mantenimiento de la estabilidad son críticos¹⁹⁹.

En niños con PC, la mayor disfunción postural es la incapacidad para coordinar la activación de la musculatura que mantiene la alineación, especialmente durante el desarrollo de actividades funcionales²⁰⁰.

Los niños con PC se caracterizan por un modelo de compensación definido por una asimetría de los segmentos del tronco, oblicuidad de la pelvis y sobrecarga del pie de apoyo⁶⁰.

Para el desarrollo de las actividades de la vida diaria, los niños con PC adoptan diferentes posturas (por ellos mismos o con ayuda terapéutica) buscando siempre una correcta alineación que les permita tener mayor actividad funcional en los brazos y una mejor interacción con su entorno.

Las limitaciones biomecánicas en los niños con PC contribuyen a los déficits en la recuperación de la postura ante una perturbación de la estabilidad.

Respecto al control postural anticipatorio, exige que se activen los músculos posturales antes de realizar un movimiento. Los niños con PC tienen problemas para activar la musculatura necesaria para realizar alguna actividad muscular voluntaria²⁰¹. Este déficit se encuentra principalmente en los niños con PC espástica.

Algunos estudios relacionados con el control postural y PC han argumentado que debido a la dificultad que los niños con PC tienen para flexionar las caderas, conseguir la postura de sedestación puede ser un gran logro. Las posturas anormales que interfieren en la sedestación dependen de las características clínicas de cada niño. Suelen adoptar posturas asimétricas del

tronco con falta de alineación de la cabeza. En sedestación, los niños con PC presentan mayor oscilación de la cabeza, incluso cuando están con apoyo de tronco^{202,203}. En el caso de PC severa, ante un movimiento de alcance manual durante la posición sedente, la cabeza y el tronco tienden a flexionarse²⁰⁴. En bipedestación, para un niño con PC realizar una actividad visual conlleva una mayor oscilación corporal²⁰⁵.

En definitiva, es conocido que las personas que presentan PC tienen alteración en el sistema de control postural, lo que lleva implícita la alteración de la estabilidad, la postura y por ende el movimiento. Ello implica un círculo vicioso (alteración de tono-postura- movimiento), que impide la sensación de movimiento normal y la posibilidad de aprendizaje motor. Por consiguiente las intervenciones terapéuticas tienen que contribuir a facilitar una sensación de movimiento normalizada, evitar la progresión de deformidades, potenciar las capacidades y mejorar la calidad de vida. En todo ello juega un papel relevante la mejora de la estabilidad.

III.4 ACELEROMETRÍA. UTILIDAD DE LOS ACELERÓMETROS EN EL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO

Los avances y desarrollos tecnológicos en el campo de la automoción, las telecomunicaciones y la electrónica han permitido una mayor evolución en las posibilidades para la medición y monitorización del movimiento humano. Esto, unido a la gran precisión de la tecnología y a la necesidad de incorporar dispositivos electrónicos que permitan la valoración y seguimiento de las intervenciones de los pacientes, ha llevado a introducir los acelerómetros como herramienta para la adquisición de datos corporales, los cuales pueden ser de gran utilidad sin un coste excesivo.

Los acelerómetros son sensores inerciales, que sirven para medir la aceleración de la superficie a la que están unidos. Son transductores, es decir, instrumentos que detectan aceleraciones y desaceleraciones y las transforman en una señal eléctrica^{206,207}.

Los acelerómetros y los giroscopios basados en Sistemas-Micro-Electro-Mecanizados, MEMS (Micro-Electro-Mechanized-System) se han convertido en los dispositivos más utilizados en el estudio del movimiento humano²⁰⁸, ya que son de pequeño tamaño y peso, lo que facilita la no invasividad. Los MEMS se emplean junto a un microcontrolador que procesa los datos suministrados y también se emplean junto a módulos de almacenaje de memoria de datos o módulo que permita enviar la información hacia algún agente exterior como un PC, tablet o teléfono móvil. Los protocolos de comunicación pueden llevarse a cabo a través de comunicaciones cableadas o inalámbricas (Bluetooth o Zigbee). Estos sistemas, en su conjunto (sensores inerciales, microcontrolador y módulos de comunicación), se denominan IMU (Inertial Measurement Unit). Es decir, un IMU es un dispositivo que captura datos inerciales y además procesa y envía datos en bruto o tratados a otras plataformas para su análisis.

Por tanto, podríamos decir que los acelerómetros son un tipo de IMU, que estima la aceleración a partir de la medición del desplazamiento que sufre una masa contenida dentro del sensor. Es un circuito integrado cuya superficie está sostenida en un sistema masa/resorte/amortiguador.

III.4.1 Generalidades sobre el funcionamiento de un acelerómetro

La medida de la aceleración depende del movimiento y de la orientación del instrumento respecto al campo gravitacional²⁰⁸. Su funcionamiento puede explicarse a partir de la aplicación de la Ley de Hooke, la cual plantea que todos los resortes en su región lineal exhibirán una restauración de la fuerza proporcional a la dimensión en la cual ha sido alargado o comprimido, es decir, $F = K \cdot x$, donde F es la Fuerza, K es la constante de proporcionalidad y x es desplazamiento. Según la segunda Ley de Newton, se establece que la fuerza que opera en una masa acelerada corresponde a una magnitud $F = m \cdot a$. En el caso de resorte la fuerza provocará compresión o elongación y restauración de la fuerza, expresándose en $F = m \cdot a = K \cdot x$. Por lo tanto, el desplazamiento estará dado por $x = (m \cdot a) / K$, lo que nos permite la posibilidad de conocer la aceleración de un sensor si conocemos el desplazamiento $a = (K \cdot x) / m$. Así, medir la aceleración se convierte en la medición del desplazamiento de una masa conectada a un resorte. Existen acelerómetros uniaxiales, biaxiales o triaxiales, los cuales miden la aceleración en un eje, dos o tres respectivamente.

En el análisis del movimiento humano, los datos obtenidos del acelerómetro dependen de la posición en la que este es colocado y de la orientación respecto al sujeto, la postura del sujeto y la actividad que realice. Si la orientación del acelerómetro respecto al sujeto es conocida, entonces el acelerómetro puede ser utilizado para determinar la orientación del sujeto respecto a la vertical. Si existe movimiento, la señal resultante es una combinación de la orientación del sujeto y los movimientos. La aceleración global de un movimiento se debe a diversas componentes. Estas aceleraciones son producidas por movimientos traslacionales y rotacionales²⁰⁸.

Existen diversos tipos de acelerómetros dependiendo de la naturaleza del transductor. Pueden ser mecánicos, de efecto Hall, piezoeléctricos, piezoresistivos y capacitivos. Son los tres últimos los utilizados en los estudios cinemáticos, y se sirven del mismo principio básico²⁰⁸⁻²¹⁰.

III.4.2 El procesamiento de la señal

Toda señal puede representarse tanto en el dominio temporal como en el dominio de la frecuencia. Las componentes frecuenciales de una señal, que pueden resultar difíciles de discernir en una representación temporal, son susceptibles de ser separadas y analizadas más fácilmente en el dominio de las frecuencias. Para ciertas aplicaciones de procesamiento de señal (por ejemplo, filtrado) resulta más útil realizar el análisis en el dominio espectral. En otros casos el procesamiento temporal es más apropiado.

La señal procedente de los acelerómetros precisa ser tratada para poder obtener datos interpretables según el objetivo del estudio. Existen algoritmos específicos de tratamiento de señal que permiten determinar las fases de la marcha, el nivel de control postural, el equilibrio, el gasto energético o nivel de actividad física, la coordinación entre varios segmentos e incluso la coordinación entre caballo-jinete. En la bibliografía analizada existe una amplia variedad de indicadores relacionados con la acelerometría y su utilización en el análisis del movimiento, control postural o equilibrio. Estos indicadores incluyen desde medidas sencillas como la potencia media RMS (*Root Mean Square*)^{177,179,188,189,211-220} o valores pico a pico de la aceleración^{179,215}, hasta otras medidas basadas en el análisis espectral⁵⁵ como la relación de potencias entre armónicos^{217,221}, o el valor acumulado de la densidad espectral de potencia^{24,221}, pasando por otras medidas más complejas sustentadas en dinámica no lineal, como la entropía aproximada (Approximate Entropy, ApEn²²¹).

Para realizar un procesamiento más enfocado al rango espectral de interés, en algunos casos, puede resultar útiles los filtros digitales. Un filtro es un sistema que dependiendo de algunos parámetros, realiza un proceso de discriminación de parte de la señal de entrada obteniendo variaciones en su salida. La variación se

presenta en amplitud, frecuencia o fase según las características del filtro. Existen diferentes tipos: Filtro pasa bajos (Low pass filter- LPF), que permite el paso de frecuencias bajas; filtro pasa altos (High pass filter- HPF), el que permite el paso de frecuencias desde una frecuencia de corte determinada hacia arriba, sin que exista un límite superior especificado; filtro pasa banda, que permite el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias; y filtro elimina banda, que dificulta el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias.

La frecuencia a la que puede ejercerse el movimiento humano es determinada. Sin embargo, suele resultar de interés únicamente por debajo de 40Hz²²². Por ello, en ocasiones se hace uso de un filtro paso bajo para eliminar las señales por encima de esa frecuencia. Dado que la mayoría de los movimientos humanos ocurren entre 0,3 y 3,5 Hz, la mayoría de los investigadores usan filtros para separar el componente de la orientación estática y el movimiento del cuerpo²⁰⁸, pero ello depende del objetivo de estudio. Para medir actividades de la vida diaria los acelerómetros deben medir aceleración de +/-12g en general y más de +/- 6G si es colocado en la cintura. Además debe medir frecuencias entre 0 y 20 Hz²⁰⁸.

III.4.3 Colocación de los acelerómetros

En el cuerpo humano existen muchos movimientos que se pueden medir. La colocación y número de acelerómetros dependerá del objetivo del estudio y el segmento corporal que se quiere valorar.

Cuando el objeto de estudio hace referencia al cuerpo humano completo la colocación del acelerómetro triaxial se suele realizar cerca del centro de masas, en la cintura, entre L3-L5, consiguiendo así información muy útil y de interés²²³, pues este lugar se considera el más idóneo para realizar un análisis global del movimiento humano^{224,225}. En esta localización el rango de las aceleraciones alcanza como máximo +/-6G²²³.

Para el análisis de la marcha, aunque la zona de colocación de los acelerómetros más utilizada es la zona lumbar (centro de masa), también la

bibliografía muestra estudios con la colocación de los acelerómetros en diferentes partes como la cabeza, la mandíbula, la parte superior del tronco, el pie, la tibia y el muslo²⁵.

Cuando el estudio busca el análisis del control postural y el equilibrio y su relación/correlación con otros tests o instrumentos de valoración, la colocación del acelerómetro se realiza en L3^{188,189,226}, L3-L4^{218,227}; L3-L5 (Weiss10) L5^{213,219,220}, S2¹⁷⁷, zona lumbar^{212,228,229}, pelvis^{179,230}, esternón^{211,216,230}, cabeza^{231,232} y tobillo^{229,233}.

En los estudios que utilizan la acelerometría para determinar el nivel de actividad física, la relación actividad-sedentarismo o cuantificar los cambios posturales, la colocación de los acelerómetros suele ser muslo, esternón, muñeca²³⁴⁻²³⁶, cadera o tobillo^{237,238}.

En las investigaciones relacionadas con el análisis del movimiento del caballo, equitación e hipoterapia, las zonas más frecuentes de colocación de los acelerómetros son el esternón^{46,76,239,240} y grupa^{23,83} del caballo y la cintura^{23,46,55,75,76,83,239} del jinete. Pero también se han colocado en el esternón²⁴⁰, parte posterior del tórax²⁴, en el vértex^{24,241} de la cabeza o la frente⁸³, en el brazo²⁴² y en la pierna²⁴² del jinete, así como en la silla de montar^{55,242}.

III.4.4 Aplicaciones de la acelerometría.

El uso de acelerómetros para evaluar el movimiento del cuerpo humano se propuso por primera vez en la década de 1950, aunque entonces su utilización estaba limitada debido a su alto coste. Con los avances en la ciencia y la tecnología resurgieron de nuevo en los años setenta²¹⁰, aportando medidas cuantitativas del movimiento corporal en el espacio, y constituyendo un instrumento con más ventajas que otros como la videografía, electrogoniometría o las plataformas de fuerza. Esto se debe en parte a su pequeño tamaño, a la posibilidad de recoger datos de manera continua por periodos de días y semanas, incluso meses, a su reducido coste, al hecho de no precisar de un laboratorio, no limitar el movimiento y a poder ser usado en las AVD o durante una sesión de terapia.

Los sensores de aceleración en el ámbito de la bioingeniería se han utilizado entre otros en marcapasos, para la determinación y registro de bradicardias, para la monitorización de movimientos respiratorios; en teleasistencia, en anestesiología para la determinación de la relajación muscular, para la identificación del estado de sueño/vigilia en infantes, para la monitorización de temblores de varias etiologías, (...) ²⁴³.

Por otro lado, la acelerometría es una herramienta adecuada a la hora de monitorizar movimientos humanos de una forma objetiva y fiable, aplicable a la vida diaria y sin implicar grandes costes ²⁴⁴. El uso de los acelerómetros y el análisis de indicadores de acelerometría se ha extendido como herramienta para detectar cambios significativos en las modificaciones del equilibrio y control postural ^{179,245}, análisis del rango articular ²⁴⁶, estimación del gasto de energía metabólica, medición de la actividad física ^{224,234,247-249}, análisis de la marcha ^{25,250-257}, detección de cambios posturales ^{235,236}, detección de caídas ^{258,259} y control al levantarse-sentarse ²¹¹, validando su utilidad frente a otros tests y herramientas ^{188,211}. Algunos autores incluso proponen que la aceleración del centro de masa puede ser una medida más adecuada para medir el equilibrio que parámetros derivados del desplazamiento del centro de presiones medidos solamente con una plataforma de fuerza ²⁶⁰. La acelerometría ha mostrado ser sensible para discriminar diferencias entre diferentes condiciones de inestabilidad y visión entre sujetos jóvenes y mayores ^{177,226}, y manifiesta más variabilidad y cambios en la amplitud las personas mayores. Así, también permite determinar los pequeños desplazamientos presentes en la bipedestación estática ^{142,165,172}. Por ello la acelerometría puede tener valor en la estimación del equilibrio y minimizar el tiempo de evaluación clínica ¹⁷⁹. Respecto a los tests clínicos validados para la valoración del equilibrio como la *escala de Berg* y *TUG*, se ha encontrado correlación con los datos de acelerometría (valor RMS), sobre todo en plano inestable y con ojos abiertos ¹⁸⁸. En el *test de Romberg*, con la utilización de acelerómetros, en un análisis en el tiempo, se puede observar que a medida que pasa el tiempo se inician respuestas de corrección postural, lo cual se manifiesta en un incremento en los valores de la aceleración ¹⁷⁷.

Dentro del análisis del control postural la acelerometría también ha demostrado su utilidad en diferentes patologías^{213,218,220,229,261}, y en la detección de los cambios en el control postural y problemas vestibulares tras un programa de tratamiento, en cuyo caso los cambios en la atenuación de craneal a caudal se pueden considerar como resultado positivo. Más estabilidad en la parte craneal a los movimientos de la zona caudal es compatible con mejoras en el control de la cabeza²⁶².

Una ventaja añadida a la utilización de los acelerómetros es la posibilidad de utilizarse como *feedback* para la rehabilitación o entrenamiento del equilibrio y control postural¹⁷⁷.

En el ámbito de la PC la acelerometría se ha utilizado con diferentes objetivos: análisis de la marcha^{215,263}; instrumento para clasificar patrones de la marcha²⁶⁴; valorar la actividad física^{248,265-267}; análisis del rango articular²⁴⁶; con la finalidad de desarrollar una metodología que permita objetivar el diagnóstico de los desórdenes del movimiento mediante la colocación de acelerómetros en las manos y los pies en niños recién nacidos²⁶⁸; para valorar la eficacia de terapias como HABIT (trabajo bimanual)²⁶⁹ o la efectividad de un asiento adaptado²⁷⁰; para medir la calidad del movimiento mientras se realizan actividades²⁷¹, y como *feedback*, para jugar²⁷² o reentrenar la marcha^{273,274}.

El uso de los sensores inerciales, acelerómetros, también se ha extendido al contexto de la equitación y la hipoterapia. Matsuura et al.⁷⁵ determinan la influencia de la conformación del caballo según las razas sobre la oscilación del jinete con el objetivo de caracterizarlos para evaluar los caballos de terapia. Otros autores²⁴⁰⁻²⁴², estudian las diferencias en la interacción caballo-jinete en la comparativa entre jinetes noveles y expertos. Los resultados sugieren que al paso, cuando el acelerómetro es colocado en la cabeza, no existen diferencias significativas entre novel y experto en dirección cráneo-caudal, pero sí en dirección antero-posterior²⁴¹. No obstante, desde el punto de vista de la actividad muscular, en los jinetes expertos las bandas de frecuencias de los abdominales, espinales y aductores indican actividad similar, mientras que en el jinete novel existe más alta intensidad de frecuencia especialmente en erectores. Tampoco se registran diferencias significativas cuando el acelerómetro es colocado en el

esternón del jinete; solo los movimientos de los expertos están más coordinados y sincronizados con el caballo. Respecto a la técnica deportiva del salto, los jinetes noveles presentan mayor aceleración en la cabeza y la pierna pero no en el brazo²⁴². La acelerometría también ha mostrado potencial para caracterizar los patrones de coordinación caballo-jinete, es decir, identificar entre el trote y el galope en pruebas de gran distancia⁴⁶ y caracterizar el movimiento de la pelvis en los tres aires (paso, trote, galope)²³⁹.

De manera específica, en hipoterapia la literatura muestra la utilidad de la acelerometría con aras a establecer comparación entre la marcha humana y el movimiento del jinete⁵⁵, analizar los efectos de la hipoterapia sobre los parámetros espacio-temporales de la marcha en niños con PC⁹² y determinar los efectos sobre la estabilidad postural en niños con Síndrome de Down²⁴ o de PC⁸³, mediante el análisis de la señal de la aceleración en el dominio de la frecuencia. En estudios preliminares²³ se manifiesta que la acelerometría puede aportar un método basado en el análisis de la interacción caballo-jinete para estimar el “nivel de actividad” del jinete y la estabilidad del mismo, y por tanto contribuir a la personalización de las sesiones de hipoterapia, haciéndolas más eficientes, además de ser un método que pondera la evolución del jinete.

En definitiva, los acelerómetros para el análisis del movimiento humano se han convertido en una alternativa portátil, de bajo coste y útil para detectar deficiencias sutiles de estabilidad postural en el ámbito clínico, siendo una herramienta sensible, fiable y válida. Además pueden aplicarse en situaciones muy peculiares, como es el caso de la hipoterapia, que requiere características particulares como el lugar donde se desarrolla, el trabajo con caballos y con un colectivo con necesidades especiales.

IV. HIPÓTESIS

IV. HIPÓTESIS

Planteamos comprobar el cumplimiento de las siguientes hipótesis:

H1. Existe una transmisión del movimiento y un mecanismo de reacción del jinete. Aunque el sujeto presente una limitación funcional en la postura o el movimiento, el caballo “obliga” al jinete a moverse debido a un cambio constante del centro de gravedad y por tanto a la estimulación constante del mecanismo de estabilidad postural. Esta reacción es diferente según las capacidades del jinete.

H2. La pelvis recibe el movimiento y lo transmite al tórax y a la cabeza.

H3. La mejor armonización entre los movimientos del caballo y del jinete conlleva más estabilidad (equilibrio cinético). La armonía es considerada como la coordinación del juego de fuerzas de los movimientos que se producen en una dirección y en una frecuencia para aumentar la efectividad de los movimientos de equilibrio.

H4. La transmisión del movimiento del caballo está influenciada por las características morfológicas del équido.

V. OBJETIVOS

V. OBJETIVOS

Considerando el movimiento del caballo al paso como elemento fundamental y “terapéutico” en la hipoterapia, nos planteamos como objetivo principal de esta tesis proponer un método de valoración objetiva que permita analizar la interacción del movimiento del binomio caballo-jinete y su aplicación como herramienta para valorar y orientar la intervención en hipoterapia.

Para ello se plantean los siguientes objetivos específicos:

01. Demostrar la importancia de la pelvis como elemento transmisor del movimiento y generador de estabilidad (equilibrio cinético). Puesto que para proponer un método de valoración objetivo de la interacción caballo-jinete se necesita identificar el elemento de transmisión principal que transmite la mayor parte de la señal de aceleración en los movimientos de equilibrado, este objetivo específico nos ayuda a valorar el movimiento global.

02. Confirmar la variabilidad del movimiento del jinete según las características morfológicas del caballo.

03. Evaluar la utilidad de la acelerometría para caracterizar los movimientos inducidos en el jinete por el caballo y los esfuerzos y desequilibrios del binomio caballo-jinete.

04. Identificar indicadores que permitan establecer un sistema de valoración de la estabilidad de una persona a caballo al paso.

05. Proponer pautas que valoren la eficacia de la hipoterapia y orientar las intervenciones terapéuticas, principalmente en personas con PC. .

VI. METODOLOGÍA

VI. METODOLOGÍA

VI.1 Revisión bibliográfica

Partiendo de la motivación, previa a la recogida de datos y en continuidad durante todo el desarrollo de la tesis, se realizó una amplia revisión bibliográfica para contextualizar, enmarcar el estado de la cuestión y conocer las investigaciones principales relacionadas con el tema de estudio. Con este objeto, se utilizaron principalmente las bases de datos Medline y Scopus. Las búsquedas se completaron con el análisis de monografías y las actas de los Congresos de la FRDI, relacionados con hipoterapia e IAC. Las estrategias de búsquedas utilizadas fueron la combinación de los descriptores *accelerometry*, *accelerometer*, *“postural control”*, *“cerebral palsy”*, *hippotherapy*, *“therapeutic riding”*, *“horse backriding”*, *“horse rider”*, *“therapy assisted-equine”*. El resultado de dicha revisión se incluye en el capítulo 2.

VI.2 Diseño del estudio

Se plantea un estudio observacional que trata de relacionar el factor o característica bajo estudio (el movimiento del caballo) y el efecto (la transmisión del movimiento al jinete).

VI.3 Estudio preliminar

Para determinar el protocolo de valoración, es decir, la colocación de los acelerómetros, el tiempo de la prueba y su modo, se realizó un estudio preliminar.

Se valoró a doce sujetos sanos en dos caballos con diferentes características morfológicas y a ocho sujetos con PC con una gran diversidad funcional, incluyendo la monta gemela en aquellos que lo precisaran. La duración de la prueba para sujetos sanos fue de 30 minutos y para los sujetos con PC entre 15-20 minutos según tolerancia.

Las configuraciones de la colocación de los acelerómetros fueron las siguientes:

1. 3 acelerómetros colocados en: 1. la cintura a nivel de L4 (ubicación denominada pelvis), 2. el esternón (ubicación denominada tórax) y 3. la frente del jinete (ubicación denominada cabeza). Cada uno de ellos en una modalidad: conteo, *pre-filtered* y *post-filtered* (ver sección 5.5.)
2. 3 acelerómetros colocados en pelvis, tórax y cabeza del jinete en modalidad *pre-filtered* y un acelerómetro sobre la grupa del caballo en modalidad *post-filtered*.
3. 3 acelerómetros colocados en pelvis, tórax y cabeza del jinete en modalidad *pre-filtered* y un acelerómetro sobre la grupa del caballo, en modalidad *pre-filtered*.

Cada sujeto sano realizó dos pruebas con dos configuraciones diferentes asignadas de manera aleatoria. Los sujetos con PC sólo realizaron una prueba con una configuración asignada de manera aleatoria.

Para la valoración, el sujeto se montaba en el caballo equipado con mantilla y cinchuelo, simulando una sesión de hipoterapia, realizando una *reprise* que incluía trabajo en línea recta, cambios de manos en diagonal, paradas, serpentina y círculos (*Anexo 2*). En el caso de las personas con PC el terapeuta intervenía si era necesario para el mantenimiento de la postura.

El tiempo entre prueba y prueba con dos caballos distintos fue al menos de 30 minutos.

Tras el análisis de los datos se determinó la ubicación de los acelerómetros, la modalidad de registro, la duración y características de la prueba y las particularidades de la muestra.

A. Ubicación de los acelerómetros

La colocación de los acelerómetros que permitió un mejor análisis fue: 3 acelerómetros colocados en el jinete (pelvis, tórax, cabeza)⁸³ y uno sobre la grupa²³ del caballo. Consideramos imprescindible recoger datos de cada elemento del binomio (jinete y caballo) para poder establecer relaciones, caracterizar el movimiento del caballo y su relación con el movimiento del jinete. Los criterios para la ubicación fueron:

- En la pelvis^{23,46,55,75,76,239}, porque es la estructura de contacto con el caballo y el centro del movimiento que determina la coordinación entre la parte superior y los miembros inferiores⁷⁰, y por estar ubicada próxima al COM.

- En el tórax^{24,240}, a nivel del esternón, PCC (punto clave central), porque es un punto de relevancia en el control postural¹⁵³.

- En la cabeza, porque se analiza en estudios de control postural, considerándose que aporta información sobre la estabilidad del jinete^{24,241,242} y además por estar ubicada en ella el sistema vestibular y visual, partícipe del sistema de control postural.

- En la grupa²³, porque es la ubicación que representa la zona desde donde recibe el estímulo el jinete, ya que el motor del caballo, generador de la impulsión, son los posteriores. Y además, porque la bibliografía normalmente asimila el comportamiento de la pelvis del caballo al comportamiento de la pelvis del jinete⁷⁴.

B. Modalidad de registro

La modalidad de registro que se determinó fue *pre-filtered*, es decir, la señal completa, sin filtros²⁷⁵. Los datos proporcionados por esta modalidad de la señal garantizan más información y posibilidad de

análisis. Hasta donde sabemos, no existen referencias previas que aseguren qué tipo de filtros es recomendable para el análisis del movimiento en hipoterapia.

C. Duración y características de la prueba

Determinamos que la duración de la prueba es de quince minutos y se desarrolla simplemente en línea recta, realizando el mismo recorrido a ambas manos. Se descartó realizar círculos y serpentinatas porque se pretendía el análisis del movimiento básico de hipoterapia al paso y el círculo y la serpentina tiene un comportamiento asimétrico que precisan de un estudio independiente. La opción de que la duración de la prueba fuera de quince minutos fue debido a que la revisión bibliográfica nos indica a que se precisan entre 8²¹-10 minutos para obtener modificaciones. Aunque la duración de una sesión oscila desde 20-30 minutos a 45-60 minutos, al tratarse de una prueba de valoración un tiempo superior a 15 minutos dificultaría su realización en un gran número de sujetos que no tolerarían el mantenimiento de la postura sobre el caballo al paso más tiempo. En el estudio preliminar, en algunos casos más de 10 minutos no fueron tolerados.

D. Particularidades de la muestra

- Descartar todos los usuarios que precisaran monta gemela o intervención constante por parte del terapeuta para el mantenimiento de la postura y la estabilidad o equilibrio sobre el caballo. Si incluíamos un elemento externo añadido, podríamos encontrar limitaciones para poder determinar cuál es la acción-reacción del caballo-jinete.

VI.4 Población del estudio

La muestra está formada por dos grupos, definidos por los siguientes **criterios de inclusión:**

Grupo 1:

- Personas sin alteraciones psicomotrices, con indiferencia de la experiencia en la práctica de la equitación.
- Ambos sexos.
- Edad igual o superior a 5 años.

Grupo 2:

- Personas con PC que puedan mantenerse sentadas a horcajadas sobre el caballo durante 15 minutos sin ayuda ni necesidad de *backriding* o monta gemela.
- Ambos sexos.
- Edad igual o superior a 5 años.
- Según la Gross Motor Function Classification System (GMFCS)²⁷⁶ al menos nivel 2.

Criterios de exclusión para ambos grupos:

- Tener miedo a montar a caballo
- Alergias relacionadas con el caballo o el entorno.
- Estado patológico agudo, malestar o fiebre el día de la prueba.
- Presencia de escaras por presión.
- Padecer crisis epilépticas o convulsivas no controladas.
- Presentar alguna contraindicación absoluta para montar a caballo.
- No aceptar las condiciones del estudio.

VI.5 Materiales y recursos

Acelerómetros

El instrumento utilizado en esta tesis, para la valoración ha sido un acelerómetro triaxial GT3X de la marca ActiGraph. Registra las aceleraciones en los tres ejes del movimiento (XYZ). Las aceleraciones del eje "Y" reflejan los movimientos realizados en sentido vertical, el eje "X" los movimientos antero-posteriores (sentido de la marcha) y el eje "Z" los movimientos realizados en sentido lateral (*figura 10*).



Figura 11. Modelo de acelerómetro triaxial GT3X²⁷⁷

Es un instrumento pequeño, compacto y ligero de peso. Sus dimensiones son 3,7cms x 3,8 cms x 1,8 cms y peso de 27 gramos. Posee una batería recargable de polímero de litio capaz de proporcionar alimentación hasta 10 días entre cargas. Mide y registra aceleraciones variantes en el tiempo que van en magnitud desde -6 Gs hasta +6 Gs.

La salida del acelerómetro está digitalizada mediante un Conversor de Analógico a Digital (ADC) de 12 bits a una tasa de treinta veces por segundo (30 Hz).

Este modelo de acelerómetro puede programarse para registrar en *epochs* (modalidad conteo, intervalos de tiempo que acumulan las medidas de aceleración que superan un determinado umbral, es una unidad utilizada principalmente para el registro de la actividad física) o en RAW, es decir, registra los datos de aceleración en bruto con la posibilidad de ser tratados y analizados con posterioridad. Las medidas de datos crudos presentan una opción de volcado de datos filtrados utilizando un filtro propietario que atenúa las frecuencias fuera de

la banda de actividad humana habitual (*post-filtered*) o sin procesar (*pre-filtered*). Se eligió finalmente esta modalidad por proporcionar una mayor cantidad de información para el análisis y para asegurar que el rango de actividad del caballo no se perdía. Los datos fueron almacenados en un fichero CSV

La activación y descarga de los datos se realiza mediante el Software Actilife versión 4.2.0, conectados a un ordenador a través de un USB 2.0.

Para la fijación de los acelerómetros al jinete se han utilizado cinchas elásticas y para la fijación en el caballo cinta adhesiva.

Cámara de vídeo

Para la filmación de las valoraciones se utilizó una cámara de vídeo digital, marca Sony, situada sobre un trípode en el centro de la pista. Los datos almacenados en el disco duro de la cámara se volcaron a un ordenador para su posterior visualización y análisis.

Materiales de equipamiento para el caballo.

Los caballos fueron equipados con una mantilla y un cinchuelo de una sola asa central²⁴, similar a como se utiliza en las sesiones de hipoterapia. Para guiar al caballo se le colocó su cabezada específica y un ramal.

Infraestructura

Las pruebas se han realizado en pistas rectangulares destinadas a la práctica de equitación e hipoterapia. Estas instalaciones estaban delimitadas por elementos de seguridad y cubiertas por al menos 15 centímetros de arena.

Las infraestructuras utilizadas pertenecen a la Asociación de Zooterapia de Extremadura (Badajoz), entidad con más de catorce años de experiencia en hipoterapia, y a la Fundación Carriegos (León), entidad con más de doce. Ambas disponían de rampa como elemento de accesibilidad para montar en el caballo.

Los caballos

Los caballos utilizados se clasificaron en dos grupos según características morfológicas similares:

Caballo tipo 1 (C1): Más alto y estrecho. Alzada media 150 cms. y anchura media de la grupa (medición entre las crestas iliacas) 50 cms. Cinco caballos utilizados cumplieron estas características, todos ellos con más de tres años de experiencia en programas de hipoterapia.

Caballo tipo 2 (C2): Más bajo y ancho. Alzada media 136 cms. y anchura de la grupa 56 cms. Cumplía con estas características un caballo, y también tenía más de tres años de experiencia en programas de intervenciones asistidas con caballos.

Recursos humanos

Para el desarrollo de las valoraciones se precisó de:

-Un guía que condujo al caballo durante la prueba, se responsabilizó de todas sus necesidades y garantizó todas las medidas de seguridad.

-Un fisioterapeuta con experiencia en hipoterapia que adecuó la postura del sujeto antes del inicio de la prueba. En el caso del grupo con PC, además lo acompañó en el lateral del caballo durante todo el tiempo que duró la valoración.

-Un auxiliar para garantizar la seguridad de los sujetos del grupo con PC, si así se consideró. Dicho auxiliar acompañaba en el otro lateral del caballo durante la valoración.

-Una persona para grabar la prueba.

Todo el personal necesario colaboró y fueron profesionales con experiencia en hipoterapia pertenecientes a las entidades Asociación de Zooterapia de Extremadura (Badajoz) y Fundación Carriegos (León)

VI.6 Procedimiento

Para la realización de esta tesis se contó con la aprobación de la Comisión de Bioética y Bioseguridad de la Universidad de Extremadura, con registro número 51/2012, a fecha de 9 de diciembre de 2012. (*Anexo 3*)

Ambos grupos fueron informados y firmaron el Consentimiento Informado (*Anexo 4*). En caso de menores o imposibilidad para firmar fue firmado por el padre/madre o tutor. Posteriormente se registraron los datos personales y antropométricos.

A cada sujeto se le colocaron tres acelerómetros, previamente configurados, en la cabeza (frente), tórax (PCC Punto Clave Central, esternón²⁴⁰) y pelvis (a nivel de la cintura, L3-L4^{23,46,55,75,76,239})(*Figura 11*). Todos ellos fueron fijados al sujeto mediante cinchas elásticas. El cuarto acelerómetro se ubicó en la línea media de la grupa del caballo²³, entre las crestas iliacas, fijado con cinta adhesiva y garantizado la máxima estabilidad. La configuración de los acelerómetros se realizó en modo *pre-filtered* (ver sección 3.5) y a una frecuencia de muestreo de 30 Hz. Al establecer esa frecuencia de muestreo, la frecuencia máxima del espectro obtenido será de 15 Hz ya que, según el teorema del muestreo de una señal de frecuencia f_m (Hz) queda contenida en sus muestras uniformemente espaciadas a intervalos menores de $f_m/2$.



Figura 12. Colocación de los acelerómetros en el jinete y el caballo

Prueba de valoración

Los sujetos se colocaron en sedestación a horcajadas sobre el caballo, a nivel de las vértebras dorsales T13-T14, en la mejor postura posible, que es orientada por una fisioterapeuta especializada en hipoterapia. El caballo es guiado por un guía experto en el manejo del caballo y con experiencia en terapias ecuestres. La prueba consistió en mantenerse durante 15 minutos sobre el caballo al paso, intentando no realizar movimientos voluntarios importantes. El guía fue instruido para que el caballo mantuviera una velocidad constante. La trayectoria se definió alrededor de una pista rectangular de equitación, para que predominara principalmente la línea recta y el trabajo simétrico. Cada tres minutos, aproximadamente, se realizó cambio de mano por la diagonal. En el *anexo 5*, se adjunta un modelo de la hoja de registro utilizada, donde se fueron anotando el número de trancos y la duración de cada trayectoria.

El G1 (jinete sin alteración neuromotora) realizó la misma prueba dos veces, en dos caballos con características morfológicas diferentes (C1, C2, representados en la *figura 12*), y con un periodo de descanso entre una prueba y otra de al menos 30 minutos.



Figura 13. Caballos representativos de los dos tipos utilizados según sus características morfológicas.

El G2, constituido por jinetes con PC, solo realizó una prueba en el caballo considerado más apropiado para sus necesidades y que habitualmente utilizaba en las sesiones de hipoterapia. Esta decisión fue adoptada debido a que en el caso de diversidad funcional hay que tener en cuenta las capacidades de los sujetos para la asignación del caballo y en algunos casos podría estar contraindicado el uso de uno

de los caballos utilizado en el G1. Todos los sujetos del G2 realizaron la prueba en caballos tipo 1 (C1).

Debido a la alta variabilidad en el colectivo de personas con PC y a las exigencias funcionales para la participación en el proyecto, ha resultado complicado conseguir un grupo muestral que cumpliera los criterios de inclusión. Por ello se precisó de la colaboración de la Asociación de Zooterapia de Extremadura, y de la Fundación Carriegos, de las cuales se obtuvo la muestra del G2 para la realización de esta tesis.

Todas las pruebas fueron filmadas para poder obtener información relacionada con el espacio y tiempo empleado en cada fase del trayecto, en el cual predominó el trabajo en línea recta, a excepción de los giros en los ángulos de la pista. Las grabaciones en vídeo también permitieron la obtención del número de trancos y de la velocidad del caballo, mediante el análisis del tiempo y distancia recorrida en cada tramo. Estos datos fueron de utilidad para revisar posibles alteraciones durante la realización de la prueba.

VI.7 Variables

Se analizaron variables cualitativas y cuantitativas, mediante la observación de las gráficas y la obtención de datos numéricos a través del tratamiento de la señal.

Los indicadores basados en acelerometría propuestos y utilizados fueron:

- **Análisis en el dominio del tiempo**
 - RMS de la grupa del caballo, la pelvis, el tórax y la cabeza del jinete.

- **Análisis en el dominio de la frecuencia.**
 - “ANÁLISIS ESPECTRAL de los armónicos (frecuencias) fundamentales de la señal de aceleración²²¹” para los movimientos del caballo y de la pelvis del jinete en los tres ejes (X,Y,Z).
 - “PENDIENTES del acumulado de la DEE de la señal” entre frecuencias fundamentales de la grupa del caballo y la pelvis del jinete en los tres ejes del movimiento.
 - “PORCENTAJE del acumulado de la energía de la señal” del movimiento de la pelvis del jinete en los tres ejes.

A continuación se explica cada uno de los indicadores y su interpretación relacionada con el tema de estudio de esta tesis, el análisis del movimiento y la interacción caballo-sujeto. Para la obtención de dichos indicadores se realizó un tratamiento a la señal de aceleración del jinete y el caballo.

- Valor **RMS** (valor cuadrático medio): cuantifica la magnitud media de la aceleración en cada eje durante la duración de la prueba. Se calcula mediante la raíz cuadrada de la media aritmética de los cuadrados de los valores. Es un parámetro calculado a lo largo del tiempo para las muestras de la señal²¹⁷. Para una señal x_i , con i el instante con el que la señal se muestrea, dicho valor se calcula mediante la ecuación (1).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (1)$$

Este indicador es frecuentemente utilizado en los estudios que proponen la acelerometría como instrumento de valoración para determinar parámetros del control postural, equilibrio^{179,188,189,211-213,218,219} y marcha^{216,217} y también en el análisis de la interacción caballo-jinete²⁴².

- **“ANÁLISIS ESPECTRAL de los armónicos fundamentales”**. Aporta información para caracterizar el movimiento y la existencia o no de movimientos repetidos y las frecuencias fundamentales en la que se producen esos movimientos.

Considerando el movimiento del caballo y del jinete como un movimiento periódico y compuesto por oscilaciones, dichas oscilaciones se pueden caracterizar por una o varias frecuencias de oscilación^{55,75}. Las series de Fourier permiten describir las señales periódicas como una combinación de señales armónicas (sinusoides). Con esta herramienta podemos analizar una señal periódica en términos de su contenido frecuencial o espectro. Mediante la Transformada de Fourier, las señales de aceleración registradas en el dominio del tiempo fueron transformadas en señales en el dominio de la frecuencia, como se expresa en la ecuación (2).

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-i2\pi t} dt \quad (2)$$

Las herramientas de análisis frecuencial proporcionan una representación matemática y visual de las componentes frecuenciales contenidas en una cierta señal, por tanto, en física, el ANÁLISIS ESPECTRAL es el proceso de obtención del espectro de una señal dada, la forma de representar una señal cualquiera en el dominio frecuencial. Este análisis nos permitió conocer ciertas características de la señal, que no serían evidentes al representarla en el dominio temporal. En la práctica, la señal que está siendo analizada no conduce a una descripción matemática exacta, realmente la señal puede ser portadora de cierta información que intentamos extraer, por lo que lo que se realiza se denomina estimación espectral.

- **“PENDIENTES del acumulado de la DEE de la señal”.**

La Densidad Espectral de Energía (DEE) nos informará de cómo está dispersada la energía. Por ende, el acumulado de la DEE muestra la distribución de la energía para un determinado intervalo de frecuencias y proporciona la relación entre la frecuencia de la señal y la energía de los movimientos.

El indicador propuesto para esta tesis como PENDIENTE DEL ACUMULADO DE LA DEE^{24,221} nos aporta información relacionada con la dispersión del movimiento en diferentes rangos de frecuencias. En particular, se calculan las pendientes entre rangos de frecuencias considerados como bajos, medios y altos. Cuanto mayor sea el valor estas pendientes nos indican que el movimiento es menos armónico, al existir zonas intermedias con contenido frecuencial significativo. Las pendientes comparadas entre el caballo y el sujeto nos informan del grado de armonización.

- **“PORCENTAJE del acumulado de la energía de la señal”.** En adelante PAE. Este indicador nos informa de hasta qué frecuencia se va acumulando la energía de la señal. Un valor bajo a una determinada frecuencia indicará que la mayoría del movimiento es de mayor frecuencia. Por ejemplo, si a frecuencia 1,5 Hz, el porcentaje es de 10%, esto nos indica que la mayoría del movimiento (90%) es de mayor frecuencia.

En términos del movimiento se puede asociar que a menor contenido energético, mejor estabilidad²⁴; el sujeto para mantenerse estable emplea los esfuerzos necesarios. Puede ocurrir que haya jinetes que sean capaces de mantener la estabilidad, pero que los esfuerzos requeridos para ello (actividad muscular, adaptación de compensaciones) sean más elevados. Por tanto, los valores de PAE a esa frecuencia determinada serán mayores.

En el análisis de la señal, la “armonización” en la interacción caballo-jinete se ha considerado como la similitud entre la representación gráfica y los indicadores: FRECUENCIAS fundamentales en los tres ejes, “PENDIENTE del acumulado de la DEE de la señal” en los tres ejes. Se consideró que cuanto más próximo a 0 sea este valor, más el jinete enfoca sus movimientos acompañando a

los del caballo. Para ello se calculó la diferencia entre los datos obtenidos de las diferentes variables de la grupa del caballo menos las obtenidas de la pelvis del jinete, dando lugar a un nuevo conjunto de variables:

- DYF1: Diferencia entre la primera FRECUENCIA de la grupa (Fg) y la primera FRECUENCIA de la pelvis del jinete (Fp) en el eje Y.
- DYF2: Diferencia entre la segunda Fg y la segunda Fp en el eje Y.
- DYF3: Diferencia entre la tercera Fg y la tercera en el eje Y.
- DXF1: Diferencia entre la primera Fg y la primera Fp en el eje X.
- DX2F: Diferencia entre la segunda Fg y la segunda Fp en el eje X.

- DYP1: Diferencia entre la primera “PENDIENTE del acumulado de la energía de la señal” de la grupa (Pg) y la primera “PENDIENTE del acumulado de la energía de la señal” de la pelvis del jinete (Pp) en el eje Y.
- DYP2: Diferencia entre la segunda Pg y la segunda Pp en el eje Y.
- DYP3: Diferencia entre la tercera Pg y la tercera Pp en el eje Y.
- DXP1: Diferencia entre la primera Pg y la primera Pp en el eje X.
- DXP2: Diferencia entre la segunda Pg y la segunda Pp en el eje X.
- DZP1: Diferencia entre la primera Pg y la primera Pp en el eje Z.
- DZP2: Diferencia entre la segunda Pg y la segunda Pp en el eje Z.
- DZP3: Diferencia entre la tercera Pg y la tercera Pp en el eje Z.

Estas variables se asociaron a cada uno de los tipos de caballos.

VI.8 Análisis de datos

VI.8.1 Procedimiento de transferencia de datos.

Una vez que los datos se registraron en el dispositivo del acelerómetro, se descargaron para posterior procesado. Para su descarga al ordenador, se utilizó el Software Actilife versión 4.2.0 a través de un cable USB. Dicho software nos facilitó un documento CSV en el que se registraron los datos de los tres ejes del movimiento. Debido a que la frecuencia de muestreo fue de 30 HZ (30 muestras por segundo) y cada prueba tuvo una duración de 15 minutos, el resultado fue de más de 27.000 muestras por cada coordenada, que multiplicado por las tres coordenadas asciende a 81.000 por usuario. Por ello, para profundizar en el estudio de los datos en “bruto” que se obtuvieron del acelerómetro, se precisó de la creación de una herramienta de software que permitió automatizar, según las condiciones especificadas, el procesado de los datos y su representación para la lectura e interpretación. Dicha herramienta, denominada **“Plataforma tecnológica para el diseño y seguimiento de terapias ecuestres en pacientes con Parálisis Cerebral”**⁵, nos permitió el análisis de los registros de acelerometría y los indicadores mencionados.

A continuación explicamos el funcionamiento de la plataforma²⁷⁸, así como su utilización en el análisis de los datos para esta tesis.

Para la creación de la plataforma se ha precisado un servidor WEB (Apache), un servidor de aplicaciones como (PHP) y un servidor de Base de Datos como MySQL.

El siguiente diagrama (*Figura 13*) muestra la funcionalidad de la aplicación, que se explica seguidamente.

⁵ Plataforma creada para la elaboración de esta tesis por profesionales Ingenieros en Telecomunicaciones, expertos en análisis de la señal (Javier Moral Blanco y Jerónimo Álvaro de Diego), en colaboración con M^a Dolores Apolo Arenas. http://www.computerhorses.com/Proyecto_acelerometro5/

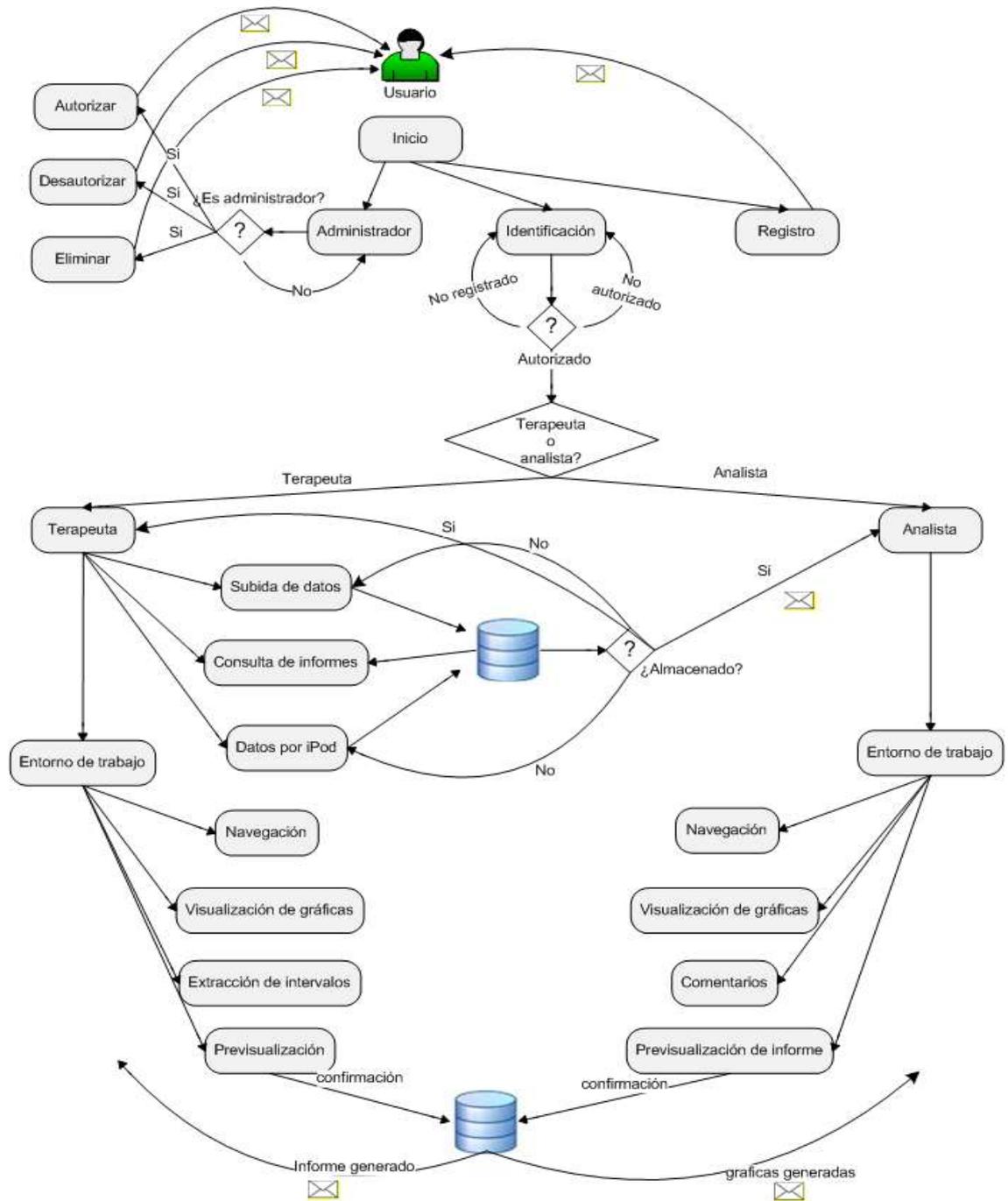


Figura 14. Diagrama del funcionamiento de la Plataforma tecnológica para el diseño y seguimiento de terapias ecuestres en pacientes con Parálisis Cerebral²⁷⁸

El acceso a la plataforma se realiza a través del navegador Mozilla Firefox, en la dirección http://www.computerhorses.com/Proyecto_acelerometro5/ (en el proceso de la elaboración de la tesis se han creado y actualizado cinco versiones).

El usuario de la plataforma puede ser el administrador, el terapeuta o el analista. Cada uno de ellos tiene un rol y puede acceder a gestionar una información diferente. En nuestro caso fue necesario el manejo de la plataforma como terapeuta y analista.

El primer paso consistió en registrarse en la plataforma y tras la autorización por parte del administrador, se envió una contraseña al correo electrónico con la que se accedió a la utilización de dicha plataforma. (Figura 14)



Figura 15. Página de registro de la Plataforma

Para subir los datos obtenidos del acelerómetro (fichero CSV) se accedió como terapeuta y se realizaron los siguientes pasos:

- Desde el apartado “Subir datos de actímetros GT3Y”, se accedió a un formulario que permite identificar las sesiones, especificar la colocación de los acelerómetros y enviar los datos, los cuales fueron subidos a una base de datos. (Figura 15).

Figura 16. Formulario para identificar las sesiones y subir los archivos CSV a la plataforma

Figura 16. Formulario para identificar las sesiones y subir los archivos CSV a la plataforma

- Una vez enviados los archivos CSV, se procedió al recorte de la señal para delimitar los 15 minutos de la prueba a través de la función de la plataforma “Entorno de Trabajo”. Este recorte fue realizado mediante la visualización de una gráfica que representa la aceleración en el tiempo. Como terapeuta se especificaron el usuario y el caballo, previamente introducidos en la base de datos, y se determinó el tramo a analizar. El resultado final es un archivo CSV que contiene solo y exclusivamente los datos que se deseaba analizar (Figura 16). Estos datos almacenados en la base de datos fueron enviados desde la funcionalidad “Sesiones” al analista, el cual procedió al análisis de los indicadores incluidos en la plataforma.

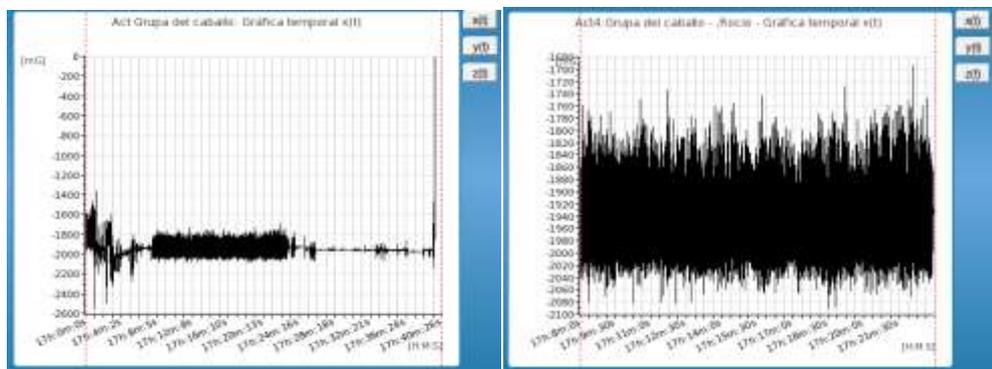
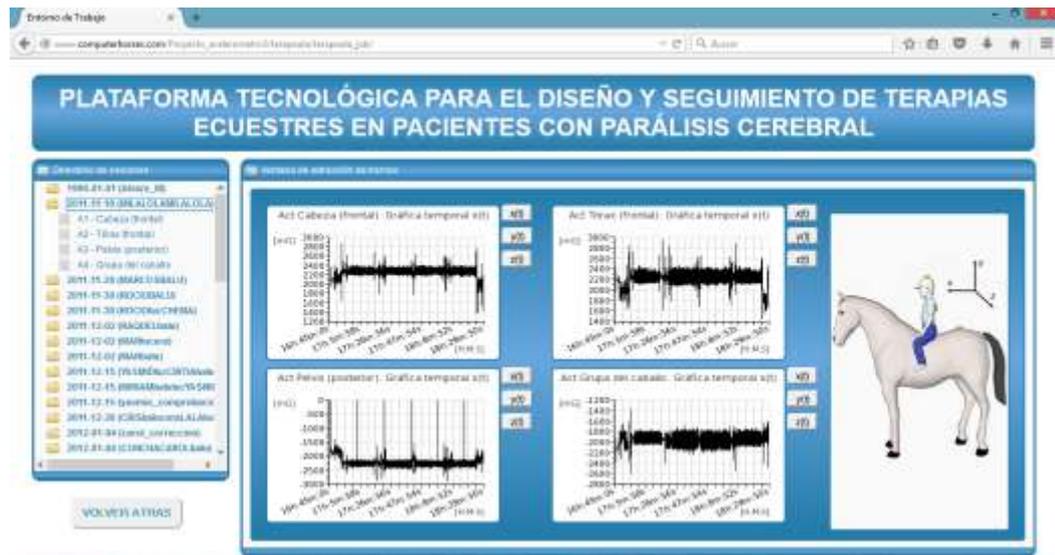


Figura 17. Procedimiento de recorte de la señal de la aceleración en el tiempo.

En resumen, el procedimiento de subida de datos a la plataforma fue: identificación como terapeuta, registro del paciente y caballo, subida de los ficheros “en bruto” obtenidos del acelerómetro, recorte de los ficheros y envío a los analistas.

Para la visualización de las gráficas y datos resultantes de los indicadores se procedió al acceso a la plataforma a través de la identificación como **analista**.

Desde la funcionalidad Indicadores fueron obteniéndose las gráficas de cada usuario, identificados mediante un número de expediente y la fecha de realización de la prueba. Las gráficas posibles que se pueden obtener son:

- A. Distribución de la aceleración en el tiempo en los tres ejes y en cada ubicación del acelerómetro [$f(x)$, $f(y)$, $f(z)$]
- B. Análisis frecuencial en las tres coordenadas y en cada ubicación del acelerómetro [$F(x)$, $F(y)$, $F(z)$]
- C. Histograma en dos planos de movimiento [$H(xy)$, $H(zy)$]
- D. Gráfica polar en dos planos de movimiento [$C(xy)$, $C(zy)$]
- E. acumulado de la densidad espectral de la energía en los tres ejes y en cada ubicación [$S[E(x)]$, $S[E(y)]$, $S[E(z)]$]

Para la realización de esta tesis, se utilizaron las gráficas correspondiente a los ítems A, B y E.

VI.8.2 Análisis de las variables de acelerometría.

- Análisis en el dominio del tiempo

Se calculó la RMS de cada eje de la señal registrada en los acelerómetros de la grupa del caballo, la pelvis, el tórax y la cabeza del jinete. Desde la plataforma fueron extraídos los documentos CSV correspondientes a los tramos de análisis y fueron tratados con el programa FreeMat 4.1.

- Análisis en el dominio de la frecuencia

Se realizó un análisis observacional y cualitativo de las gráficas del espectro de frecuencias y de las gráficas del acumulado de la DEE²⁴.

Para la obtención de datos cuantitativos se analizaron cada una de las gráficas del acumulado de la DEE correspondientes a la pelvis del sujeto y la grupa del caballo, de todos los registros y en los tres ejes. Fueron analizadas un total de 421 gráficas.

En cada gráfica se analizaron las frecuencias fundamentales entre 0-5,5 Hz y se calculó la pendiente y el porcentaje de la energía de la señal, entre tres rangos de frecuencias en dicho tramo. Estos datos se registraron manualmente en una hoja de cálculo y se transfirió a un documento SPSS versión 19.0 para realizar el análisis estadístico.

En resumen, de la señal registrada en el tiempo, de la cual se calculó el RMS y gráficamente no se podían obtener información relevante, tras el tratamiento de la señal se obtuvieron las gráficas del espectro de frecuencia de la señal de aceleración. Esta representación nos permitió caracterizar el movimiento, el cual tiene un carácter repetitivo y rítmico manifestado por unas frecuencias fundamentales. Aún se precisó más información de la señal, por lo que se procedió a la realización y análisis de la representación gráfica del acumulado de la DEE de la señal, de la cual se obtuvieron los indicadores: FRECUENCIAS, las PENDIENTES y el PAE. (Figura 17)

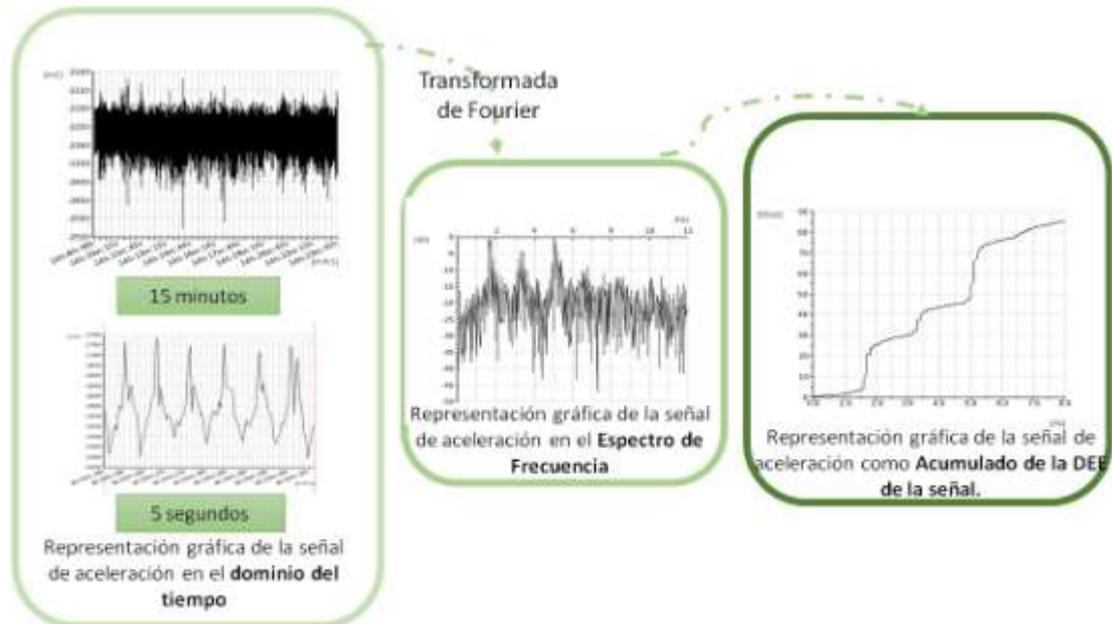


Figura 18. Procedimiento del análisis gráfico de la señal.

- Análisis ESPECTRAL (FRECUENCIAS) de los movimientos del caballo y de la pelvis del jinete en los tres ejes (X,Y,Z), medidos según se indica en la *figura 18*. Estableciendo una relación en la gráfica del acumulado de la DEE de la señal, cada inicio del “salto” (pico) se corresponde con un una frecuencia fundamental en el espectro de la frecuencia. La localización del pico en el espectro revela la frecuencia dominante.

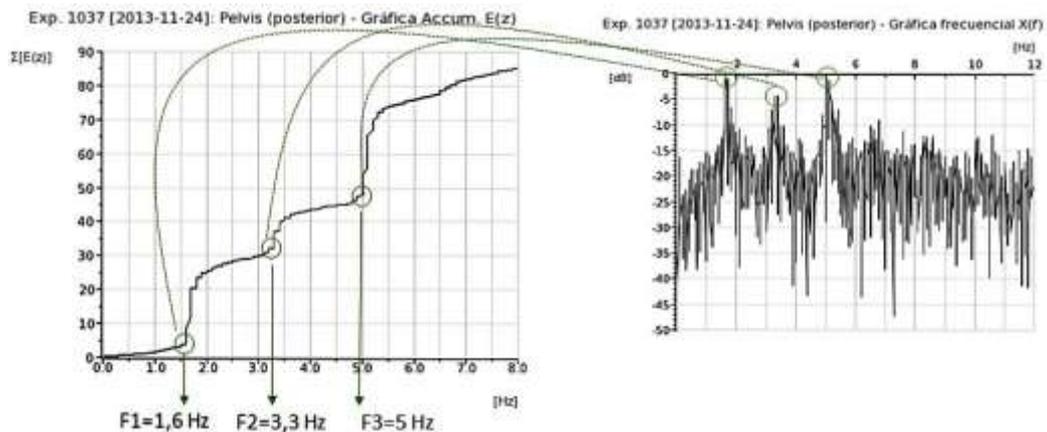


Figura 19. Procedimiento de obtención de los datos de las frecuencias fundamentales del movimiento.

- “PENDIENTES del acumulado de la DEE de la señal” entre frecuencias fundamentales de la grupa del caballo y la pelvis del jinete en los tres ejes del movimiento. Medidos según se indica en el ejemplo de la *figura 19*. En el eje Y se realizó la valoración de 3 pendientes, en el eje X, 2 pendientes y en la Z, 3 pendientes.

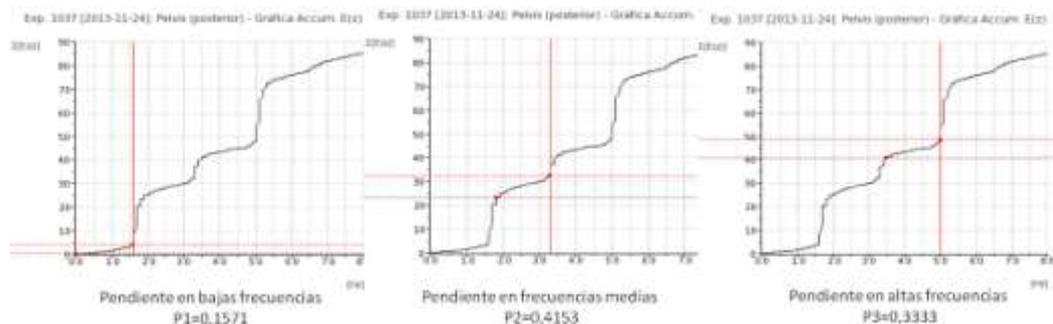


Figura 20. Procedimiento de obtención de los datos de las “PENDIENTES del acumulado de la DEE de la señal”

- “PORCENTAJE del acumulado de la energía de la señal” (PAE) del movimiento del caballo y del jinete en los tres ejes del movimiento. Medido según se indica en la *figura 20*.

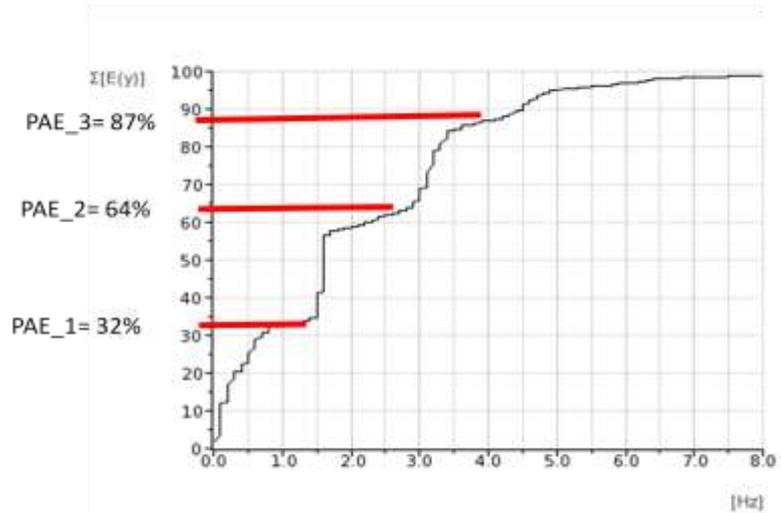


Figura 21. Procedimiento de obtención de los datos del PAE.

Sistema de referencia. Asignación de las coordenadas

Al tratarse de un acelerómetro triaxial y registrar información en tres ejes del movimiento, se estableció una relación entre las coordenadas internas del actímetro y el sistema de referencia elegido. En este sistema de referencia se consideró el eje X como el sentido de la marcha (antero-posterior); el eje Y, el movimiento vertical, arriba-abajo, y el eje Z el movimiento lateral, izquierda-derecha. *Figura 21*.

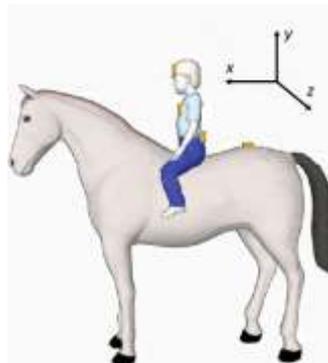


Figura 22. Sistema de referencia. Asignación de las coordenadas. (Modificado de Champagne y Dugas²⁴)

La colocación del acelerómetro se tuvo en cuenta para realizar los análisis, cuya corrección era realizada desde la “Plataforma tecnológica para el diseño y seguimiento de las terapias ecuestres en pacientes con PC”.

La comparación de los indicadores obtenidos del movimiento vertical del caballo se hace con la del movimiento antero posterior del sujeto, porque es donde se observaron los efectos del mismo. De la misma forma, el movimiento antero-posterior del caballo se refleja en el movimiento vertical del jinete para acoplarse en el asiento. Como se ha descrito en el movimiento de interacción entre el caballo y el jinete, el movimiento de elevación y descenso se transmite junto al movimiento de avance y retroceso, coincidente con el descenso y elevación de la cruz. Es un movimiento menos perceptible al ser atenuado por la anterversión y retroversión. Cuanto más relajada tenga la pelvis y cadera el jinete mayor será la atenuación. Al poner vertical cada posterior en su empuje, la grupa se eleva, la cruz descende y el jinete experimenta un deslizamiento hacia arriba y hacia delante, comenzando un ligero descenso.

VI.8.3 Análisis estadístico

Una vez obtenidos los datos de todas las variables de cada registro, para llevar a cabo el análisis estadístico de los datos se utilizó el programa informático SPSS v.19.0 (SPSS, Chicago, IL) para Windows.

Con el fin de estudiar y analizar los objetivos e hipótesis propuestos en esta tesis, tras un análisis descriptivo general de los datos y para determinar si las variables consideradas tienen capacidad para discriminar entre los grupos definidos, se procedió a un estudio comparativo mediante la prueba *t-student* para muestras independientes, considerando la alternativa no paramétrica de Mann-Whitney cuando las variables no se ajustaban suficientemente a un modelo de distribución normal, según el test de Kolmogorov-Smirnov. No obstante, dada la similitud de los resultados se optó por exponer el P-valor arrojado por el *test de Student*.

Los cambios en la terna pelvis-tórax-cabeza se analizaron mediante un anova para medidas repetidas.

Se estudiaron las posibles correlaciones entre los ejes del movimiento y las ubicaciones del acelerómetro en el jinete mediante el test de significación del coeficiente correlación de Pearson para ambos grupos por separado.

Para comparar los resultados obtenidos con los dos tipos de caballo utilizamos el *test de Student* para muestras relacionadas o la alternativa no paramétrica de Wilcoxon cuando procedió, si bien los resultados fueron similares.

Se efectuó, asimismo, un estudio descriptivo de las gráficas del acumulado de la DEE de la señal y del espectro de frecuencias de la señal de la grupa del caballo y la pelvis del jinete.

Análogamente, procedimos a comparar ambos grupos mediante el *test de Student* para muestras independientes y a ambos tipos de caballos mediante el *test de Student* para muestras relacionadas.

Por último optamos por la aplicación de un modelo de regresión logística y un árbol de decisión que nos permitirá determinar cuáles son aquellas variables que nos proporcionarían métodos fiables de asignación de nuevas observaciones a los grupos analizados.

El nivel de significación se fijó en el 5% ($p < 0,05$)

VII. RESULTADOS

VII. RESULTADOS

VII.1 Análisis descriptivo de los sujetos

Posteriormente al estudio preliminar, se realizaron 75 pruebas, de las cuales 5 fueron descartadas debido a que los datos no se registraron correctamente, quedando la muestra definida por 70 registros válidos. De estos 70 registros, 58 correspondían al G1 (Grupo sin alteración neuromotora) y 22 al G2 (Grupo PC).

Descriptivos G1.

El rango de edad del G1 fue de 6-35 años, peso medio 46,65 kgs. (Desv. típ. 14,08), y talla media 147 cms. (Desv. típ. 22). El 91% eran mujeres y el 9% hombres, con diferente experiencia en equitación pero no regulada ni certificada que permitiera una clasificación.

Descriptivos G2.

El rango de edad del G2 fue 5-25 años, peso medio 31,5 kgs. (Desv. típ. 12,41) y talla media 134,45 cms. (Desv. típ. 23,03). El 59% eran mujeres y el 40% hombres.

Todos los sujetos estaban diagnosticados de PC de diversa tipología: tetraparesia espástica (68,2% de los registros), hemiparesia (18,2%), doble hemiparesia (9%), cuadriplejia (4,5%). Según la GMFCS, se clasificaron entre el nivel II y el nivel V. Todos los sujetos tenían experiencia previa en programas de hipoterapia.

VII.2 Caracterización a nivel descriptivo de los caballos

Los caballos utilizados se clasificaron en dos grupos según características morfológicas similares:

Caballo tipo 1 (C1): Más alto y estrecho. Alzada media 150 cms. y anchura media de la grupa (medición entre las crestas iliacas) 50 cms.

Caballo tipo 2 (C2): Más bajo y ancho. Alzada media 136 cms. y anchura de la grupa 56 cms.

Según las características, cinco caballos cumplieron los requisitos tipo 1 y un caballo los requisitos tipo 2.

Todos los registros del G2 se realizaron en caballos tipo 1. Los registros del G1 se distribuyen equitativamente entre caballos tipo 1 y tipo 2.

La velocidad media en la que se desarrollaron las pruebas fueron similares para ambos tipos de caballo, 1,56 m/s (Desv. típ. 0,07) en los caballos tipo 1 y 1,52 m/s (Desv. típ. 0,07) en el caballo tipo 2. Estos resultados demuestran que, de manera general, la conducción del caballo se realizó a un ritmo constante durante los 15 minutos de la prueba. Ello arroja un resultado similar a Matsuura⁷⁵, que establece en 1,5 m/s la velocidad del paso del caballo para analizar la relación entre la conformación de los caballos y el movimiento del jinete.

VII.3 Análisis en el dominio del tiempo

En esta sección se exponen los resultados obtenidos del análisis de los datos en el dominio en el tiempo, utilizando como indicador la RMS.

El objetivo es analizar cuáles son los valores de la aceleración en cada uno de los ejes y la relación entre la pelvis, el tórax y la cabeza del jinete, comparando a ambos grupos. Y por otro lado, analizar la magnitud de la aceleración de la grupa del caballo según sus características morfológicas y su influencia en el caballo.

VII.3.1 Relación de la aceleración entre la pelvis, el tórax y la cabeza en ambos grupos.

Se analizaron los registros realizados en los caballos tipo 1 (N=47) para así comparar los resultados del G1 (N=25) y G2 (N=22).

Para cada eje (X,Y,Z) se consideró la terna de variables constituida por los valores de RMS en pelvis-tórax-cabeza, a lo que se le sumó el tipo de sujeto como factor cualitativo. En primer lugar, y con el objeto de confirmar la influencia del tipo de sujeto (G1: sin alteración neuromotora y G2: PC) en la respuesta multivariante, se aplicó un manova en cada eje, obteniendo como resultados $P=0,022$, $P=0,002$ y $P=0,003$, respectivamente. Al aplicar el *test de Student* para cada una de las nueve variables numérica por separado se obtuvo, como denominador común, diferencias significativas entre G1 y G2 en los tres ejes para el tórax, siempre a favor del G2 (mayor RMS en G2), no significativas en los tres ejes para la cabeza, y en la pelvis sólo significativo en el eje Y (mayor RMS G1).

Se realizó la prueba no paramétrica de Mann-Whitney y aportó resultados muy similares en cada caso.

En ambos grupos, los movimientos verticales tuvieron valores mayores (eje Y), seguidos de los movimientos antero-posterior (eje X) y movimientos medio-laterales (eje Z), que la RMS fue menor.

En la *tabla 1* se muestran los datos estadísticos descriptivos, media y desviación típica de los valores de la RMS del G1 y G2 y las diferencias entre ambos grupos según el *t-student*.

					Prueba T para la igualdad de medias	
					Diferencia de medias	P
		Media	Desv. típ.			
RMS pelvis	Y	G1	2268,52	5,62	6,16	0,015*
		G2	2262,36	10,67		
	X	G1	2118,80	38,57	-7,75	0,569
		G2	2126,55	53,51		
	Z	G1	2044,12	10,81	6,35	0,101
		G2	2037,77	15,05		
RMS tórax	Y	G1	2247,24	20,30	-14,49	0,002*
		G2	2261,73	4,99		
	X	G1	2040,04	57,40	-53,19	0,001*
		G2	2093,23	35,95		
	Z	G1	2004,12	9,91	-8,70	0,021*
		G2	2012,82	14,77		
RMS cabeza	Y	G1	2273,48	4,12	28,30	0,157
		G2	2245,18	98,29		
	X	G1	2079,56	37,51	-11,76	0,298
		G2	2091,32	38,89		
	Z	G1	2062,88	9,80	-5,17	0,271
		G2	2068,05	20,69		

Tabla 1. Estadísticos descriptivos de los valores de RMS en cada ubicación del acelerómetro en el jinete y diferencia de medias entre ambos grupos G1 y G2.

Según prueba *t-student* para muestras independientes. * $P < 0,05$

Dado el diferente comportamiento en términos globales en ambos grupos, se procedió a analizar los cambios en la terna pelvis-tórax-cabeza por separado para ambos grupos.

Así pues, se aplicó el anova para un modelo de medidas repetidas en un total de seis combinaciones entre tipo de eje (X,Y,Z) y tipo de sujeto (G1, G2). En todos los casos se supuso condición de esfericidad salvo en los dos contrastes para el eje Y, en los que se aplicó la corrección de Greenhouse-Geisser. Todos los resultados, exceptuando el que corresponde al eje Y para G2 ($P=0,437$), fueron significativos ($P<0,001$), lo cual nos invita a concluir que se dan cambios en los valores de pelvis, tórax, cabeza para todos los ejes y tanto para G1 como G2, salvo en el caso mencionado anteriormente. En todos los casos se apreciaron valores mayores en la pelvis y la cabeza que en el tórax, salvo en los ejes Y y X para el G2, en el que se aprecia un valor más alto en el tórax que en la cabeza, siendo significativo en el eje vertical y valores muy similares entre tórax y cabeza en el eje X. Al comparar la pelvis respecto a la cabeza en el G1 son mayores los valores de RMS en la cabeza en los ejes Y y Z; sin embargo en el G2 solo fue mayor en el eje Z. Estos resultados se ilustran en las *figuras 22, 23 y 24*.

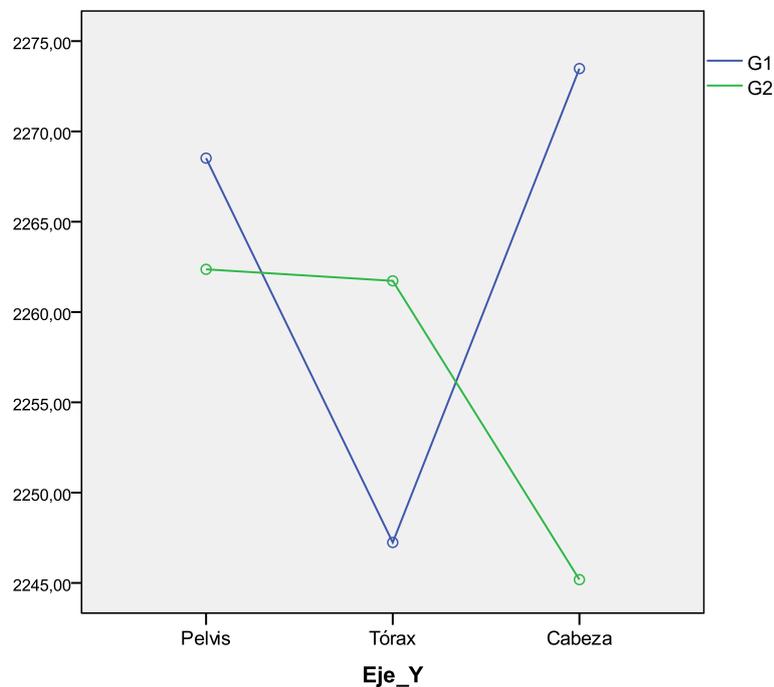


Figura 23. Valores medios del RMS en el eje Y distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del grupo de estudio.

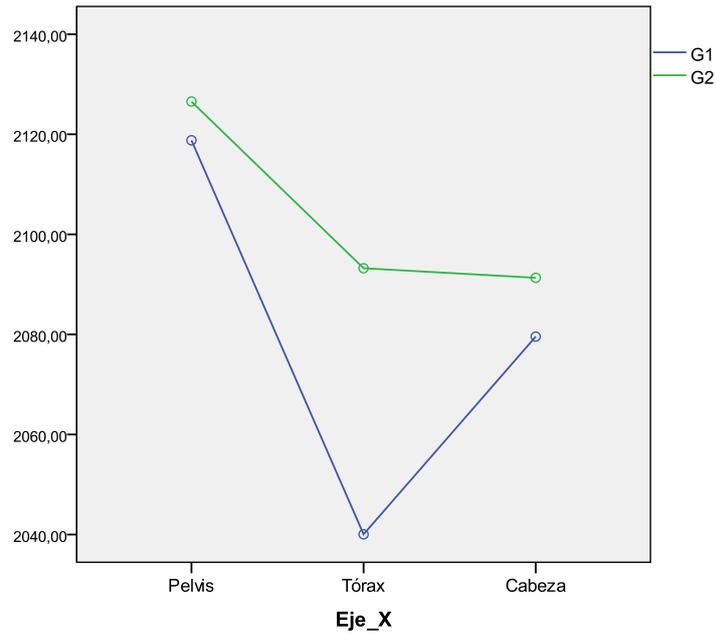


Figura 24. Valores medios del RMS en el eje X distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del grupo de estudio.

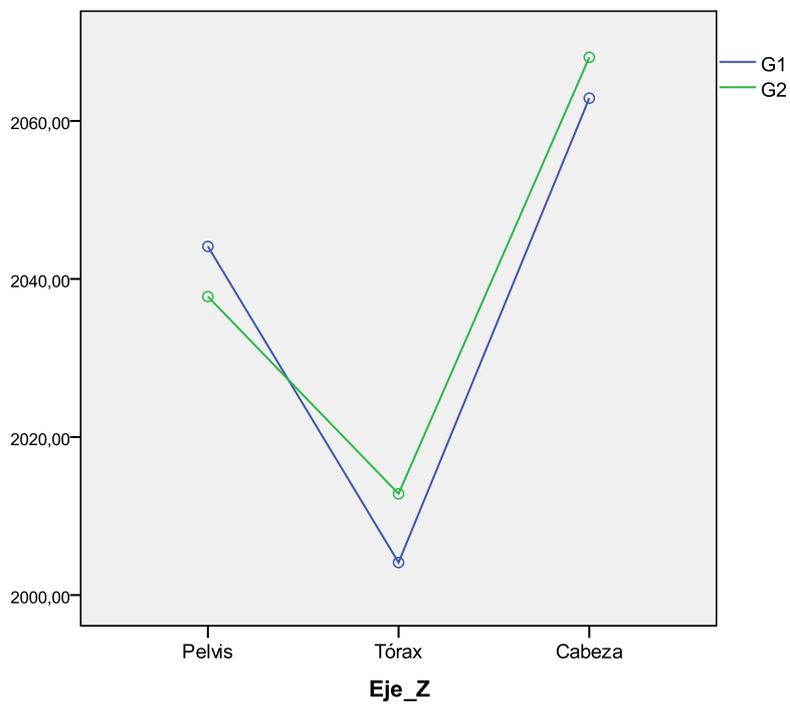


Figura 25. Valores medios del RMS en el eje Z distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del grupo de estudio.

Con el objetivo de analizar las posibles correlaciones entre los ejes del movimiento y las tres ubicaciones del acelerómetro en el jinete, se realizó el análisis mediante la correlación de Pearson en los dos grupos de manera independiente. Tal como se ilustra en la *tabla 2*, en el G1 se apreciaron más correlaciones significativas entre la pelvis, el tórax y la cabeza principalmente en los movimientos verticales (eje Y) y los movimientos antero-posteriores (eje X). Sin embargo en el G2 solo existía correlación entre la pelvis, el tórax y la cabeza en los movimientos antero-posteriores (Eje X).

EJE		RMS_Pelvis			RMS_tórax			RMS_Cabeza			
		Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	
RMS_Pelvis	Y	G1	1	-0,267	-0,546**	-0,109	-0,280	-0,467*	0,526**	0,018	-0,626**
		G2	1	-0,259	-0,310	0,061	0,030	-0,160	-0,105	-0,111	0,080
	Z	G1	-0,267	1	0,155	0,180	0,147	0,290	-0,069	0,309	0,731**
		G2	-0,259	1	0,478*	0,379	0,212	0,413	-0,029	0,153	0,316
	X	G1	-0,546**	0,155	1	0,524**	0,153	0,668**	-0,548**	0,203	0,399*
		G2	-0,310	0,478*	1	-0,075	0,235	0,442*	-0,095	0,091	0,497*
RMS_Tórax	Y	G1	-0,109	0,180	0,524**	1	0,155	0,766**	-0,337	0,115	0,209
		G2	0,061	0,379	-0,075	1	-0,060	0,676**	0,080	-0,242	-0,042
	Z	G1	-0,280	0,147	0,153	0,155	1	0,322	-0,378	0,050	0,188
		G2	0,030	0,212	0,235	-0,060	1	-0,006	-0,211	0,346	0,347
	X	G1	-0,467*	0,290	0,668**	0,766**	0,322	1	-0,462*	0,078	0,504*
		G2	-0,160	0,413	0,442*	0,676**	-0,006	1	0,166	-0,281	0,036
RMS_Cabeza	Y	G1	0,526**	-0,069	-0,548**	-0,337	-0,378	-0,462*	1	-0,175	-0,162
		G2	-0,105	-0,029	-0,095	0,080	-0,211	0,166	1	0,075	-0,004
	Z	G1	0,018	0,309	0,203	0,115	0,050	0,078	-0,175	1	0,220
		G2	-0,111	0,153	0,091	-0,242	0,346	-0,281	0,075	1	0,154
	X	G1	-0,626**	0,731**	0,399*	0,209	0,188	0,504*	-0,162	0,220	1
		G2	0,080	,316	0,497*	-0,042	0,347	0,036	-0,004	0,154	1

Correlación de Pearson
 **. La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).
 *. La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral).
 G1 (N=25); G2 (N=22)

Tabla 2. Correlación de Pearson entre los valores de RMS de la pelvis, el tórax y la cabeza en ambos grupos.

VII.3.2 RMS según características de los caballos.

VII.3.2.1 RMS de la grupa de los caballos

Se analizaron los registros correspondientes al G1 que habían realizado la prueba en dos caballos con características morfológicas diferentes. La muestra fue de 46 registros (N= 46), 23 registros con caballo tipo 1 y 23 registros con caballo tipo 2. Fueron los mismos sujetos los que realizaron ambas pruebas y en los mismos caballos.

Se aplicó el *test de Student* para muestras relacionadas en cada uno de los ejes. Tal como se presenta en la *tabla 3*, no se manifestaron diferencias significativas entre ambos tipos de caballos, salvo en los movimientos antero-posteriores (eje X), en el que los valores de la RMS fueron mayores en el caballo tipo 1.

					Prueba T para la igualdad de medias	
					Diferencia de medias	P
		Tipo caballo	Media	Desv. típ.		
RMS Grupa	Y	C1	1963,61	29,54	-8,26	0,179
		C2	1971,87	8,72		
	X	C1	1876,52	7,69	1,78	0,023*
		C2	1874,74	5,32		
	Z	C1	2025,39	11,02	-6,13	0,063
		C2	2031,52	11,41		

Tabla 3. Resultados de la comparación de la RMS de la grupa de ambos tipos de caballo

Según prueba *t-student* para muestras relacionadas. * $P < 0,05$

La alternativa no paramétrica (Test de Wilcoxon) presentó valores similares.

VII.3.2.2 RMS pelvis, tórax y cabeza del jinete según tipo de caballo

Para determinar si los valores de RMS manifestaban un comportamiento diferente de los jinetes según en el caballo en el que montaron, se realizó el *t-student* para muestras relacionadas. Tal como se observa en la *tabla 4*, solo se encontraron diferencias significativas ($P=0,01$) en la pelvis en el movimiento antero-posterior (Eje X) y en el movimiento lateral en el tórax (Eje Z) ($P=0,023$). En estos casos, en la pelvis la diferencia fue marcada por valores mayores en el caballo tipo 1 y sin embargo en el tórax los valores mayores se dieron cuando los jinetes montaron en el caballo tipo 2.

Respecto a la cabeza, no existen diferencias estadísticamente significativas en la RMS cuando montaron en caballos con características diferentes. Los valores fueron mayores cuando se realizó la prueba en el caballo 1, que en el caballo 2.

					Prueba T para la igualdad de medias	
					Diferencia de medias	P
			Media	Desv. típ.		
RMS pelvis	Y	C1	2268,26	5,79	2,61	0,182
		C2	2265,65	8,51		
	X	C1	2117,52	40,01	28,35	0,001*
		C2	2089,17	45,63		
	Z	C1	2044,61	11,15	0,96	0,687
		C2	2043,65	10,22		
RMS tórax	Y	C1	2248,26	20,85	0,09	0,953
		C2	2248,17	20,18		
	X	C1	2043,87	58,32	3,61	0,522
		C2	2040,26	56,28		
	Z	C1	2004,96	9,89	-4,00	0,023*
		C2	2008,96	10,08		
RMS cabeza	Y	C1	2273,48	4,31	1,30	0,288
		C2	2272,17	7,00		
	X	C1	2083,39	36,64	7,52	0,265
		C2	2075,87	42,02		
	Z	C1	2064,17	9,06	0,74	0,756
		C2	2063,43	12,67		

Tabla 4. Resultados de la comparación del RMS de la pelvis, el tórax y la cabeza de los jinetes del G1 caballo tipo 1 (C1) versus caballo tipo 2 (C2).

Según prueba *t-student* para muestras relacionadas. * $P < 0,05$

En general, y tal como se ilustra en las *figuras 25, 26 y 27*, el comportamiento del jinete sin alteración neuromotora en ambos caballos es bastante similar. Los valores del tórax siempre fueron menores que los de la pelvis y la cabeza. Y solo en el movimiento antero-posterior (eje X) los valores de la cabeza fueron inferiores a los de la pelvis.

Los resultados muestran que cuando un jinete montó en el caballo más alto y estrecho la magnitud de la RMS fue algo mayor en todos los ejes y ubicaciones, excepto en el tórax, en el movimiento antero-posterior.

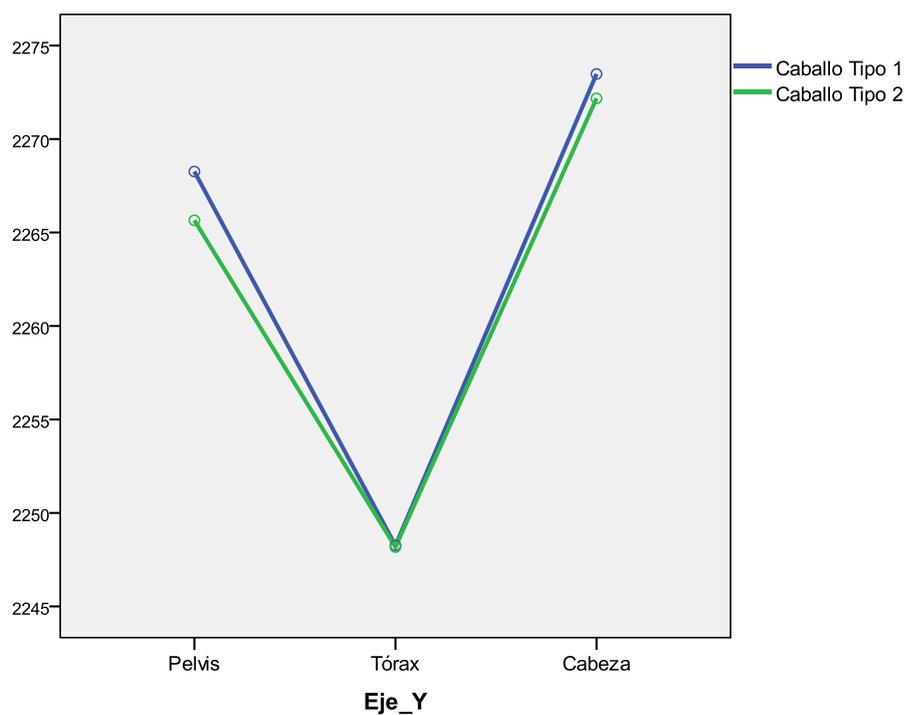


Figura 26. Valores medios del RMS en el eje Y distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del tipo de caballo.

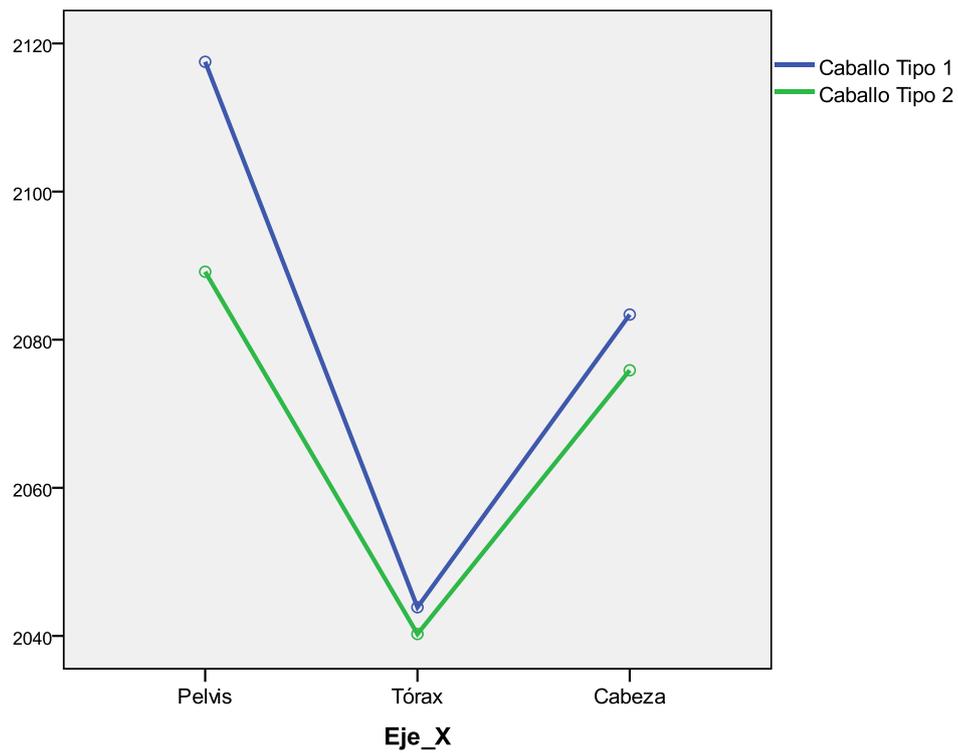


Figura 27. Valores medios del RMS en el eje X distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del tipo de caballo.

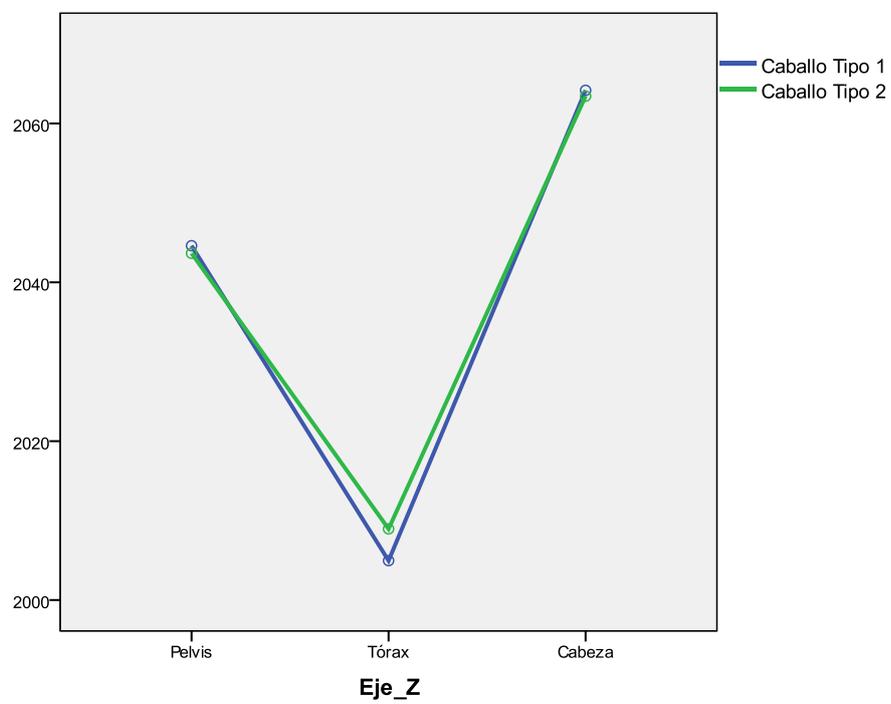


Figura 28. Valores medios del RMS en el eje Z distinguiendo entre la pelvis, el tórax y la cabeza en función del tipo de caballo.

VII.4 Análisis en el dominio de la frecuencia.

En este apartado se desarrollan los resultados obtenidos tras el tratamiento de la señal en el dominio de la frecuencia.

En esta tesis, hemos considerado la pelvis como el elemento receptor y transmisor del movimiento, por lo que se analizaron los datos de los acelerómetros ubicados en la grupa del caballo y la pelvis del jinete para estudiar los indicadores que aporten información sobre la interacción caballo-jinete y permitan diferenciar entre sujetos con y sin alteración neuromotora.

VII.4.1 Análisis espectral caballos tipo 1

Para caracterizar el movimiento del caballo se estableció el análisis de las frecuencias fundamentales de los registros obtenidos de la grupa del caballo en cada uno de los ejes del movimiento (X,Y,Z). Se observó que las frecuencias en las que se obtienen incrementos considerables de la energía acumulada de la densidad espectral de la señal del movimiento de la grupa del caballo son principalmente 3 para el movimiento vertical (eje Y) y el movimiento lateral (eje Z) y 2 para el movimiento antero-posterior (eje X), en un rango de frecuencia entre 0,5-5 Hz.

En la *tabla 5* se muestra el análisis descriptivo de las frecuencias fundamentales de los registros de la grupa realizados con los caballos tipo 1 (N=47). Los valores de frecuencias presentaron una dispersión, según el coeficiente de variación $((\text{Desv. Típ.}/\text{media}) \cdot 100)$ entre el 5%-7,6% y se destacó:

- En el eje Y, tres frecuencias principales múltiplo de 1,5 en 1,5 Hz (44,7% de los casos); 3 Hz (27,7%) y 4,5 Hz (23,3%).
- En el eje X, una frecuencia fundamental principal en 1,5Hz (57,4% de los casos). Sin embargo en frecuencias mayores no se encontró homogeneidad, es decir, no todos los registros mostraron frecuencias relevantes en rangos

mayores a 1,7 Hz. En los 34 casos que sí presentaron una segunda frecuencia fundamental en el eje X, se situó en 3,1 Hz y 3 Hz.

- En el eje Z, al igual que en el eje Y, se encontraron 3 frecuencias fundamentales. Pero en este caso se apreció una gran variabilidad entre los valores de esas frecuencias. En frecuencias bajas, de los 40 registros que mostraron valor, en el 85% de los casos la “F1” correspondió a 0,8Hz. La “F2” predominante fue 2,4 Hz y la “F3” en 4 Hz. En esta coordenada las frecuencias se ubican en múltiplos de 0,8Hz.

	Media	Mediana	Moda	Desv. típ.	Mínimo	Máximo	Coefficiente de variación.
Y_”F1”_C1	1,528	1,500	1,5	0,0902	1,3	1,7	5,90 %
Y_”F2”_C1	3,066	3,000	3,0	0,1605	2,8	3,5	5,23 %
Y_”F3”_C1	4,626	4,600	4,5	0,2647	4,0	5,3	5,72 %
X_”F1”_C1	1,504	1,500	1,5	0,0751	1,3	1,7	4,99 %
X_”F2”_C1	3,118	3,100	3,1	0,2367	2,7	4,2	7,59 %
Z_”F1”_C1	0,785	0,800	0,8	0,0362	0,7	0,8	4,61 %
Z_”F2”_C1	2,291	2,300	2,4	0,1427	2,1	2,7	6,23 %
Z_”F3”_C1	3,834	3,900	4,0	0,1992	3,1	4,2	5,20 %

Tabla 5. Estadísticos descriptivos y coeficiente de variación del análisis del espectro de frecuencia de la grupa del caballo tipo 1 en los tres ejes del movimiento.

En los sectores agrupados de la *figura 7* se muestra la distribución en porcentajes de las frecuencias fundamentales en cada una de los ejes del movimiento.

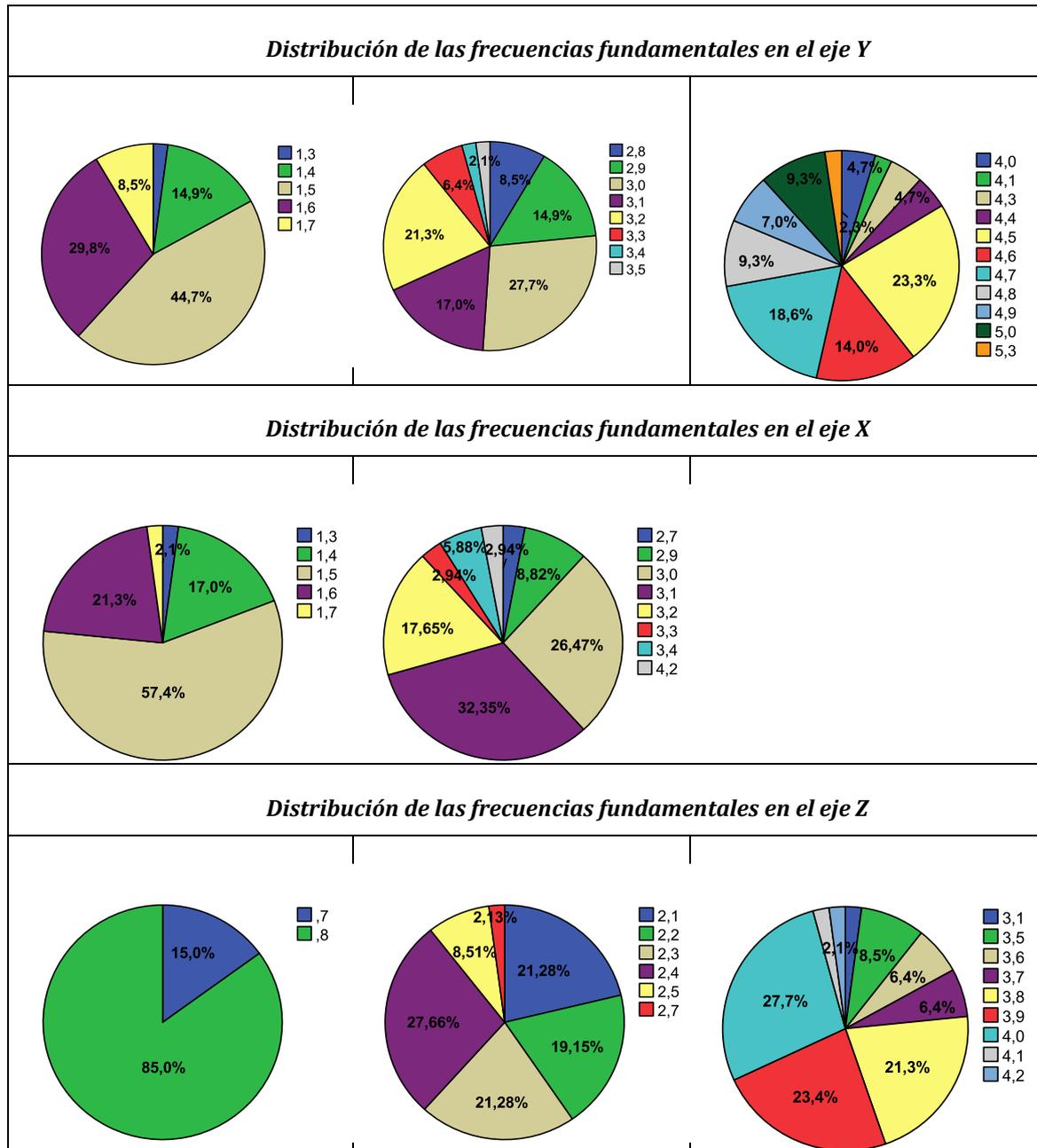


Figura 29. Distribución de las frecuencias fundamentales en los tres ejes del movimiento de los caballos tipo 1.

VII.4.2 Análisis espectral caballos tipo 2.

En la *tabla 6* se muestra el análisis descriptivo de las frecuencias de los registros de la grupa realizados con los caballos tipo 2 (N=23). Se obtuvieron las siguientes observaciones:

- En el eje Y se observaron tres frecuencias principales múltiplos de 1,5 en 1,5 Hz (39% de los casos); 2,9 Hz y 3 Hz (26,1%) y 4,5 Hz (26,1%). (*figura 29*)

- En el eje X una frecuencia fundamental principal para todos los casos en 1,5Hz (47,8%). Sin embargo en frecuencias mayores fueron 19 registros los que mostraron frecuencias relevantes en rangos mayores a 1,7 Hz, siendo la segunda frecuencia fundamental en el eje X de 3,4 Hz (21,1%).

- En el eje Z, al igual que en el eje Y, se encontraron 3 frecuencias fundamentales. Pero en este tipo de caballos también se apreció una gran variabilidad entre los valores de esas frecuencias. En frecuencias bajas, sólo 7 registros mostraron valor, que correspondió principalmente a 0,8Hz (57% de los casos). La “F2” predominante fue 2,3 Hz (39,1%) y la “F3” en 4 Hz (39,1%). En esta coordenada las frecuencias se ubican próximas a múltiplos de 0,8Hz.

En el caballo tipo 2, la mayor dispersión de los datos se dio en la segunda frecuencia del movimiento antero-posterior (eje X), con un coeficiente de variación del 16,53%. En el resto de los ejes la variabilidad estuvo entorno al 5%.

	Media	Mediana	Moda	Desv. típ.	Mínimo	Máximo	Coefficiente de variación
Y_”F1”_C2	1,591	1,600	1,5	0,0848	1,5	1,7	5,33 %
Y_”F2”_C2	3,074	3,100	2,9-3	0,1685	2,7	3,4	5,48 %
Y_”F3”_C2	4,817	4,800	4,5	0,2462	4,5	5,2	5,11 %
X_”F1”_C2	1,539	1,500	1,5	0,0722	1,4	1,7	4,69 %
X_”F2”_C2	3,495	3,300	3,4	0,5778	3,0	5,0	16,53 %
Z_”F1”_C2	0,786	0,800	0,8	0,0378	0,7	0,8	4,81 %
Z_”F2”_C2	2,291	2,300	2,3	0,1083	2,1	2,5	4,73 %
Z_”F3”_C2	3,909	4,000	4,0	0,1703	3,6	4,2	4,36 %

Tabla 6. Estadísticos descriptivos y coeficiente de variación del análisis del espectro de frecuencia de la grupa del caballo tipo 2 en los tres ejes del movimiento.

En los sectores agrupados del *gráfico 8* se muestra la distribución en porcentajes de las frecuencias fundamentales en cada una de los ejes del movimiento.

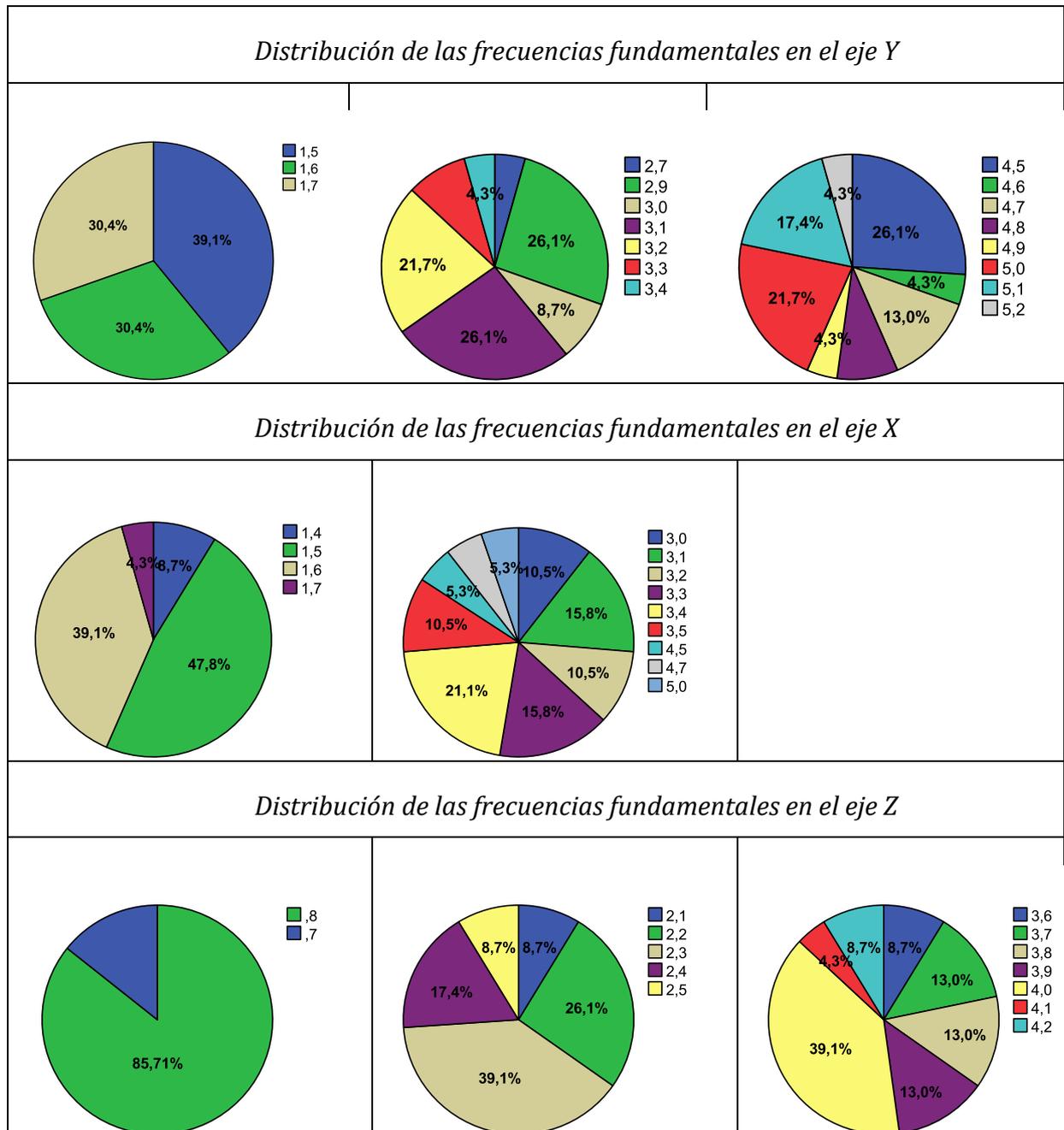


Figura 30. Distribución de las frecuencias fundamentales en los tres ejes del movimiento del Caballo tipo 2.

VII.4.3 Interacción caballo-jinete. Comparación entre sujetos con y sin alteración neuromotora.

En el análisis descriptivo de las frecuencias fundamentales del movimiento del caballo se observó que es este un movimiento periódico definido por unas frecuencias fundamentales pero con cierta variabilidad. Este es una de los motivos por los que se consideró relevante el análisis de la “interacción caballo-jinete” que se considera como la capacidad del jinete para adaptarse a los movimientos del caballo, es decir, armonización en las frecuencias fundamentales, y poca dispersión de la energía de la señal en torno a esas frecuencias. Para ello se calculó la diferencia entre las variables del caballo y la del jinete. Cuanto más próxima a 0 fuera esa diferencia se entendió como mejor interacción.

Con el objetivo de analizar si existían diferencias entre la interacción caballo-jinete según las características del jinete, se realizó en una primera etapa un análisis observacional cualitativo de las gráficas obtenidas de la DEE y del acumulado de la DEE de la señal²⁴. En una segunda fase se llevó a cabo el análisis estadístico de los datos cuantitativos obtenidos del acumulado de la DEE de la señal, tal como se ha mencionado en el apartado de metodología.

La muestra seleccionada para este análisis estuvo formada por 47 registros realizados en caballos tipo 1, divididos en G1 (N=25) y G2 (N=22). En nuestro estudio las características del jinete quedaron definidas por la presencia de alteración en la postura, el movimiento, la coordinación y estabilidad postural, como es el caso de la PC (G2), en comparación con “población sana” (G1).

VII.4.3.1 Análisis observacional

Se realizó un análisis observacional²⁴ de las gráficas del acumulado de la DEE de la señal y del espectro de frecuencias de la señal de la grupa del caballo y la pelvis del jinete.

Como se pudo observar en las *figuras 30-33*, desde un punto de vista observacional y cualitativo se detectaron diferencias entre ambos grupos. Las gráficas de la grupa y la pelvis de los jinetes del G1 son más similares que las correspondientes al G2.

También es visible que los picos de frecuencias correspondientes a las frecuencias fundamentales se dieron bastante a la par entre el jinete y el caballo en ambos grupos, hecho observado tanto en las gráficas del espectro de frecuencia como en las del acumulado de la DEE, en la que lo que denominamos “saltos” son bastante coincidentes. Sin embargo, se destacó que la diferencia entre las pendientes del caballo y el jinete en los diferentes tramos entre las frecuencias fundamentales son mayores en el G2, lo cual indica mayor dispersión en el movimiento.

Respecto al contenido de energía de la señal, un porcentaje importante, próximo al 70%, se concentra en frecuencias menores de 1,5Hz en los jinetes con PC, a diferencia de lo que ocurre en los jinetes del G1, donde ese porcentaje se alcanza en tramos de frecuencias mayores. Este hecho se destaca principalmente en los ejes X y Z.

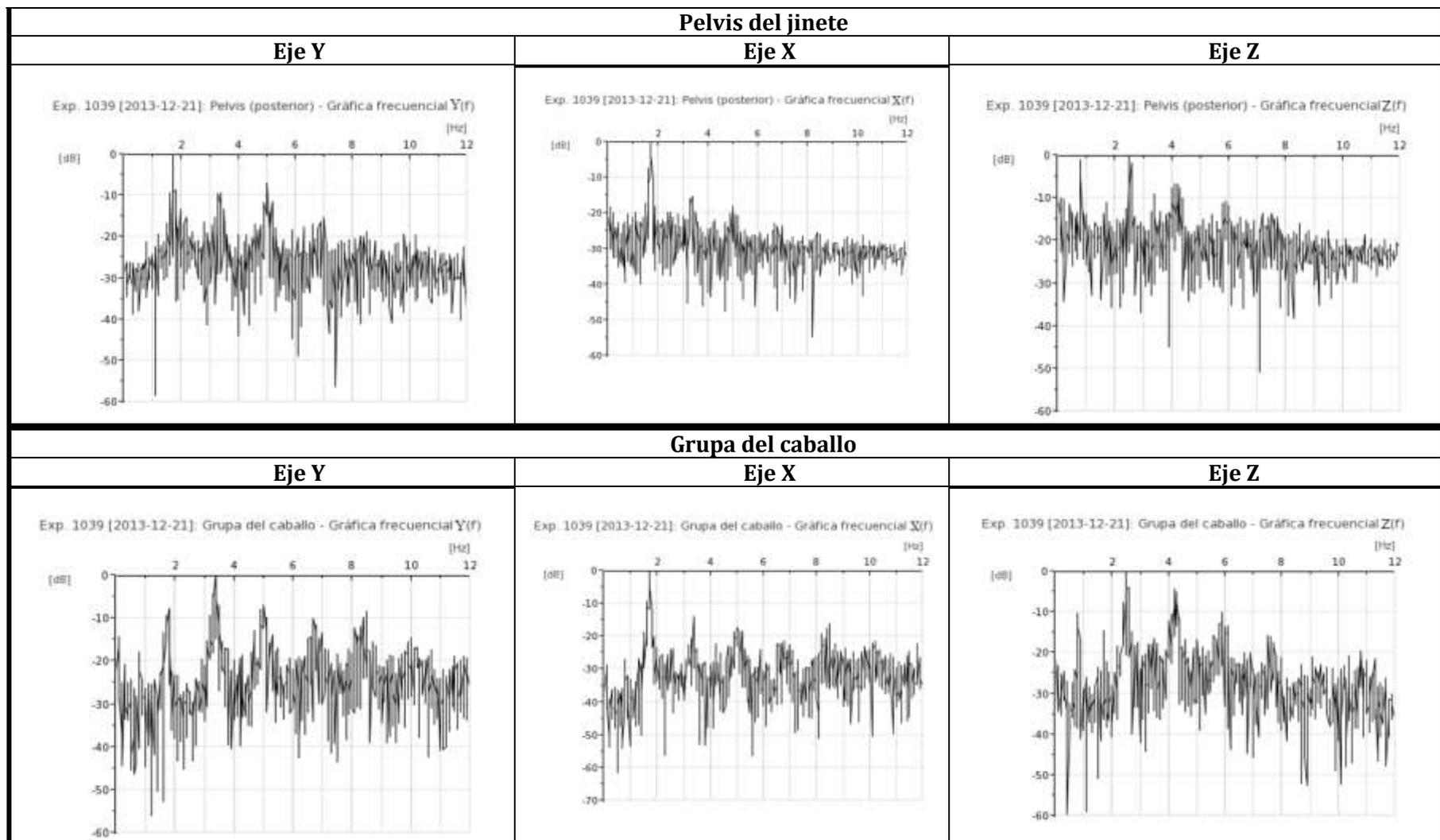


Figura 31. Gráficos del espectro de frecuencias. Ejemplo de un sujeto del G1 (jinete sin alteración neuromotora)

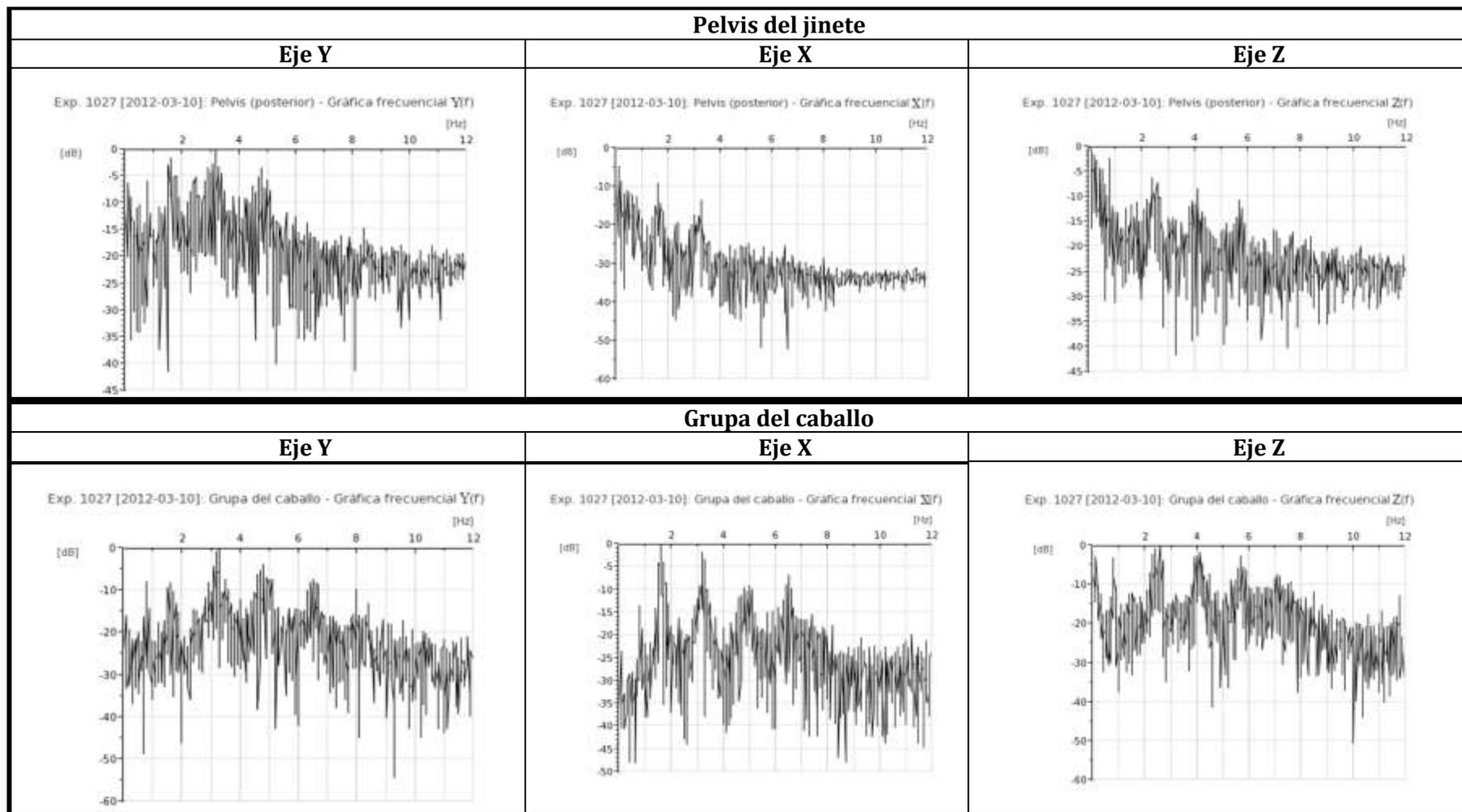


Figura 32. Gráficos del espectro de frecuencias. Ejemplo de un sujeto del G2 (jinete con PC).

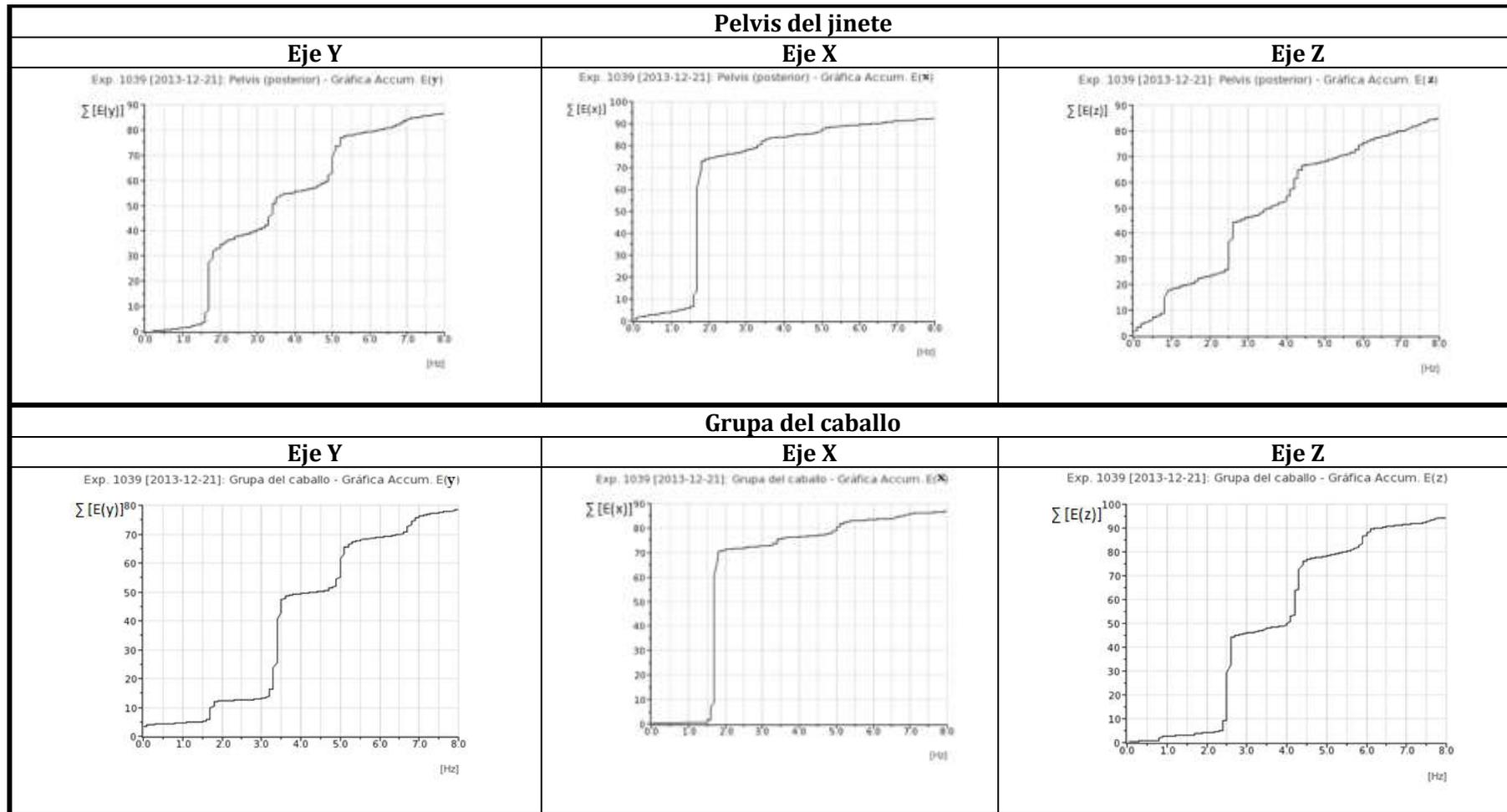


Figura 33. Gráficos del acumulado de la DEE. Ejemplo de un sujeto del G1 (jinete sin alteración neuromotora).

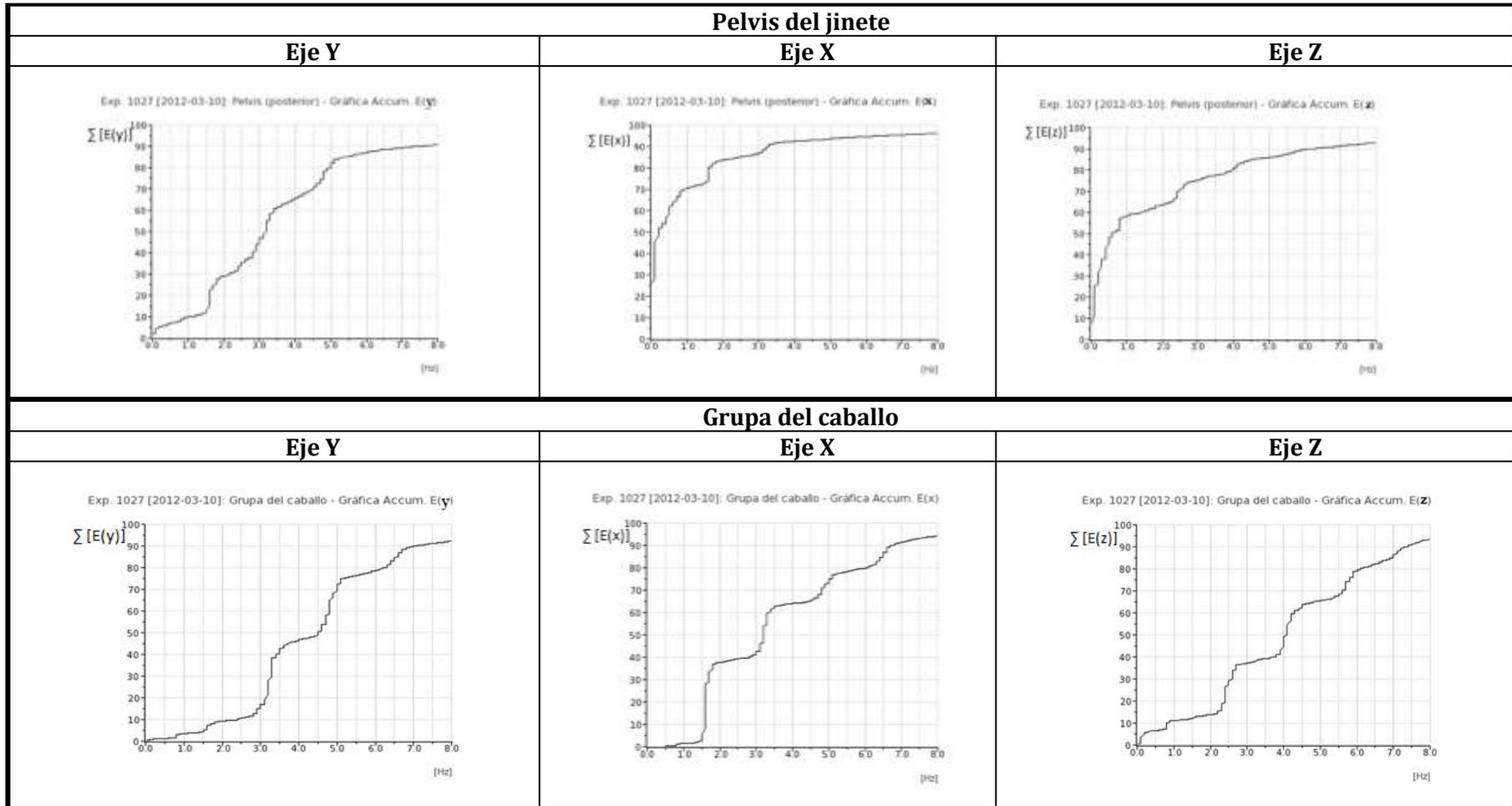


Figura 34. Gráficos del acumulado de la DEE. Ejemplo de un sujeto del G2 (jinete con PC).

VII.4.3.2 Análisis frecuencial de la interacción caballo-jinete.

En el binomio caballo-jinete uno de los indicadores que se consideró relevante analizar fue la “armonización” en torno a las frecuencias fundamentales, es decir, si el movimiento del jinete se caracterizaba por idénticas o similares frecuencias del caballo y viceversa.

Según el análisis frecuencial de los movimientos de la grupa del caballo y de la pelvis del jinete, y tomando como referencia los valores mínimos y los valores máximos de cada tramo frecuencial (*Tabla 7*), se establecieron los siguientes rangos de frecuencia:

En el eje Y:

- Rango de frecuencias bajas (“F1”): entre 1,3 Hz - 1,8 Hz
- Rango de frecuencias medias (“F2”): entre 2,5 Hz - 3,5 Hz
- Rango de frecuencias altas (“F3”): > 4Hz

En el eje X:

- Rango de frecuencias bajas (“F1”): entre 1,4 Hz - 1,8 Hz
- Rango de frecuencias medias-altas (“F2”): > 2,7 Hz

En el eje Z:

- Rango de frecuencias bajas (“F1”): entre 0,7 Hz- 0,9 Hz
- Rango de frecuencias medias (“F2”): entre 2,1 Hz – 2,7 Hz
- Rango de frecuencias altas (“F3”): > 3 Hz

	Válidos	Perdidos	Media	Mediana	Moda	Desv. típ.	Mín.	Máx.	Coefficiente de variación
Y_"F1"_J	47	0	1,521	1,500	1,5	0,0832	1,4	1,8	5,47 %
Y_"F2"_J	45	2	3,073	3,100	3,0	0,1851	2,5	3,5	6,02 %
Y_"F3"_J	41	6	4,627	4,600	4,7	0,2766	4,1	5,3	5,98 %
Y_"F1"_C	47	0	1,528	1,500	1,5	0,0902	1,3	1,7	5,90 %
Y_"F2"_C	47	0	3,066	3,000	3,0	0,1605	2,8	3,5	5,23 %
Y_"F3"_C	43	4	4,637	4,600	4,5	0,2469	4,0	5,3	5,32 %
X_"F1"_J	47	0	1,517	1,500	1,5	0,0816	1,4	1,8	5,38 %
X_"F2"_J	39	8	3,256	3,200	3,0	0,4147	3,0	5,0	12,74 %
X_"F1"_C	47	0	1,504	1,500	1,5	0,0751	1,3	1,7	4,99 %
X_"F2"_C	34	13	3,118	3,100	3,1	0,2367	2,7	4,2	7,59 %
Z_"F1"_J	40	7	0,795	0,800	0,8	0,0316	0,7	0,9	3,97 %
Z_"F2"_J	47	0	2,340	2,300	2,4	0,1228	2,1	2,7	5,25 %
Z_"F3"_J	44	3	3,909	3,900	4,0	0,1915	3,5	4,5	4,90 %
Z_"F1"_C	40	7	0,785	0,800	0,8	0,0362	0,7	0,8	4,61 %
Z_"F2"_C	47	0	2,291	2,300	2,4	0,1427	2,1	2,7	6,23 %
Z_"F3"_C	47	0	3,834	3,900	4,0	0,1992	3,1	4,2	5,20 %

Tabla 7. Análisis descriptivo de las frecuencias fundamentales en el movimiento de la pelvis del jinete (J) y la grupa del caballo (C).

Una vez establecidos los rangos de frecuencia fundamental, dichos rangos fueron analizados en cuantos casos las frecuencias se manifestaban tanto en el movimiento del sujeto como del caballo, comparando entre grupos. En los resultados se destacó que en el eje Z un 45% (10 registros) del G2 *versus* un 8% (2 registros) en el G1 no se armonizaron en frecuencias bajas (0,7 Hz -0,9 Hz). En el eje X un 36,4% (8 registros) del G2 y un 24% (6 registros) del G1 no mostraron "armonización" en frecuencias mayores de 2,7 Hz. En el eje Y, 3 registros del G2 (13,6%) y 3 registros del G1 (12%) fueron los que no consiguieron sintonía en frecuencias altas, mayores de 4Hz. En el resto de rangos de frecuencias, el movimiento de la pelvis del jinete y la grupa del caballo manifestaron sincronización tanto en el G1 como el G2. La mayor variabilidad se dio en el movimiento antero-posterior (Eje X) en frecuencias medias, así en el caballo como en los jinetes. También la "F2" del eje X es la que presentó más casos perdidos, es decir, no hubo un pico claramente definido en frecuencias mayores de 2,7 Hz.

El análisis de las pruebas *t* para muestras independientes revelaron solo en el eje Y y en frecuencias altas ("F3") (>4 Hz) diferencias significativas ($P < 0,05$) entre el G1 y el G2.

La *tabla 8* y la *figura 34* resumen los resultados de la comparación de las Diferencias en la interacción caballo-jinete según los grupos, medidos mediante el análisis frecuencial.

					Prueba T para la igualdad de medias	
	Grupo	N	Media	Desviación típ.	Diferencia de medias	P
DYF1	G1	25	-0,012	0,0726	-0,0120	0,582
	G2	22	0,000	0,0756		
DYF2	G1	23	0,013	0,0920	0,0085	0,829
	G2	22	0,005	0,1618		
DYF3	G1	22	0,032	0,1171	0,0897	0,015*
	G2	19	-0,058	0,1071		
DXF1	G1	25	0,012	0,0440	-0,0016	0,911
	G2	22	0,014	0,0560		
DXF2	G1	18	-0,011	0,8245	0,0103	0,965
	G2	14	-0,021	0,2723		
DZF1	G1	23	0,013	0,0344	0,0130	0,202
	G2	12	0,000	0,0000		
DZF2	G1	25	0,056	0,0768	0,0151	0,512
	G2	22	0,041	0,0796		
DZF3	G1	24	0,088	0,1541	0,0325	0,466
	G2	20	0,055	0,1356		

Tabla 8. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las frecuencias fundamentales de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en G1 y G2

Según prueba *t-student* para muestras independientes. * $P < 0,05$

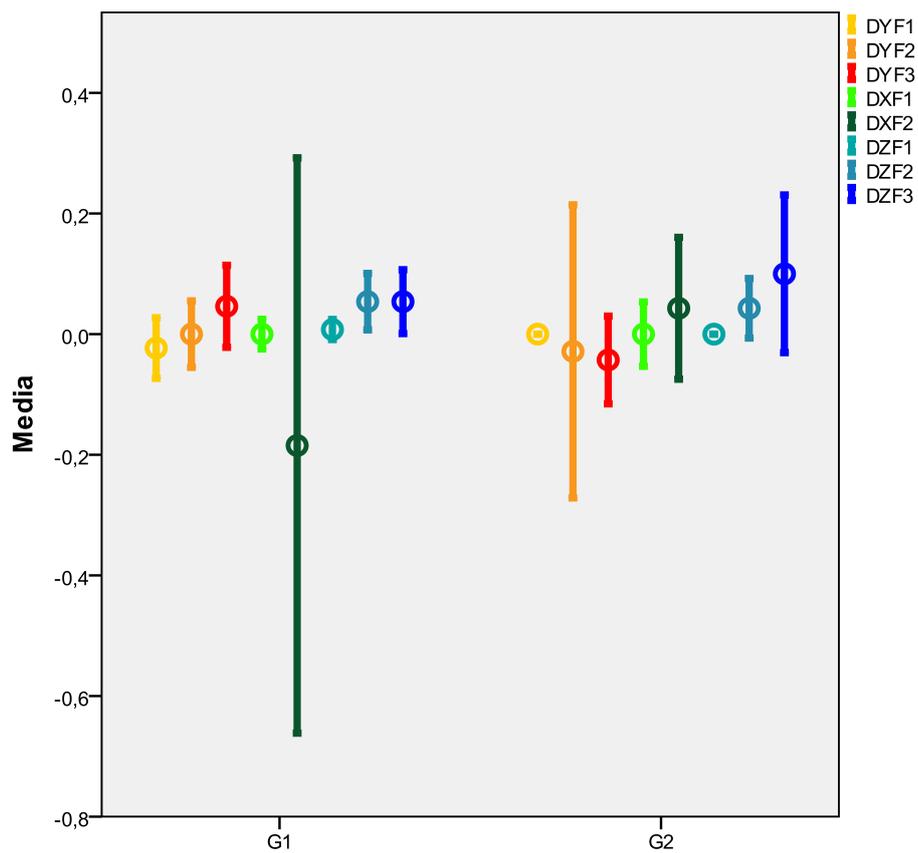


Figura 35. Diferencia media del análisis frecuencial en el G1 y G2.

VII.4.3.3 Análisis de las “PENDIENTES del acumulado de la DEE de la señal” entre las frecuencias fundamentales.

Tal como se ha descrito en la metodología, el análisis de este indicador está orientado a medir el grado de dispersión de la energía de la señal transmitida por el caballo y la energía que desarrolla el jinete.

Se establecieron los tramos teniendo en cuenta los *ratios* de frecuencias definidas anteriormente. Las pendientes medidas correspondieron a tramos de rangos en bajas frecuencias, frecuencias medias y altas frecuencias:

En el eje Y:

- Pendiente 1 (“P1”): entre 0 Hz- 1,8 Hz
- Pendiente 2 (“P2”): entre 1,5 Hz - 3,5 Hz
- Pendiente 3 (“P3”): entre 3 Hz- > 4Hz

En el eje X:

- Pendiente 2 (“P1”): entre 0 Hz - 1,8 Hz
- Pendiente 3 (“P2”): entre 1,5 - > 2,5

En el eje Z:

- Pendiente 1 (“P1”): entre 0 Hz – 0,8 Hz/2,4 Hz
- Pendiente 2 (“P2”): entre 0,8 Hz – 2,7 Hz
- Pendiente 3 (“P3”): entre 2,4 Hz - > 3 Hz

Para comparar el comportamiento de la interacción caballo-jinete mediante el indicador “*Pendiente del acumulado de la DEE de la señal*”, en adelante **Pendiente** (Pnúmero) entre G1 y G2, se aplicó la prueba *t-student* para muestras independientes. Tal como se muestra en la *tabla 9*, en los tres ejes del movimiento (X, Y, Z) la media de las diferencias de todas las Pendientes entre la grupa del caballo y la pelvis del jinete fueron mayores en todos los casos en el G2 que en el G1, excepto en la segunda y tercera pendiente del eje Z. Dichas diferencias fueron estadísticamente significativas en el rango de frecuencia más bajo y más alto en el

eje Y y Z, y en ambos rangos de frecuencia del eje X. La "P1" del eje X es la que presentó mayor diferencia de medias (0,38496)

En el *gráfico 10* se resumen los hallazgos de la comparación de la diferencia de las medias de las pendientes entre los grupos.

				Prueba T para la igualdad de medias	
	Grupo	Media	Desviación típ.	Diferencia de medias	<i>p</i>
DYP1	G2	0,1214	0,08964	0,07487	0,001*
	G1	0,0465	0,06047		
DYP2	G2	0,4085	0,19621	0,09828	0,057
	G1	0,3102	0,14748		
DYP3	G2	0,1323	0,10811	0,07639	0,009*
	G1	0,0559	0,08187		
DXP1	G2	0,6526	0,30384	0,38496	0,000*
	G1	0,2677	0,15604		
DXP2	G2	0,1534	0,09793	0,09976	0,000*
	G1	0,0536	0,08298		
DZP1	G2	0,7409	0,35698	0,19028	0,044*
	G1	0,5506	0,27046		
DZP2	G2	0,2791	0,13029	-0,02414	0,522
	G1	0,3032	0,12597		
DZP3	G2	-0,0017	0,13830	-0,09343	0,007*
	G1	0,0918	0,08240		

Tabla 9. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las pendientes de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en ambos grupos.

Según prueba *t-student* para muestras independientes. * $P < 0,05$.
N=22 G2. N= 25 G1

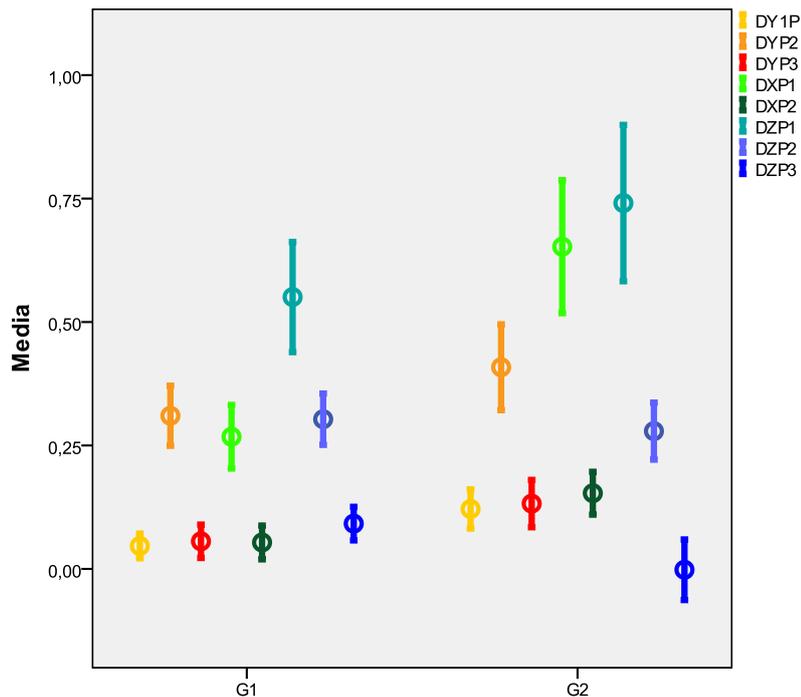


Figura 36. Diferencia de las medias de las “Pendientes del acumulado de energía de la señal” G1 y G2. Error Bars:95%CI.

VII.4.3.4 Análisis del “Porcentaje del acumulado de la energía de la señal”

El PAE, tal como se ha comentado, nos conduce a determinar el contenido energético en bandas de frecuencia de la señal, aportando información acerca de cuáles son los rangos de frecuencias en los que se distribuye la mayor cantidad de energía, es decir, en qué bandas frecuenciales se concentran los movimientos que el jinete realiza para mantenerse estable. En términos del movimiento, según Champagne et al.²⁴ se puede asociar que a menor contenido energético, mejor estabilidad, es decir, el sujeto para mantenerse estable emplea los esfuerzos necesarios. Puede ocurrir que haya jinetes que sean capaces de mantener la estabilidad, pero los esfuerzos requeridos para ello (actividad muscular, adaptación de compensaciones) sean más elevados, y, por tanto, los valores de PAE sean mayores.

Se analizaron 3 rangos de frecuencias en el eje Y y Z y dos rangos en el eje X. A continuación se especifican los indicadores resultantes:

En el eje Y:

- Y_PAE_1: Porcentaje del acumulado de energía en el rango de frecuencia <1,5 Hz.
- Y_PAE_2: Porcentaje del acumulado de energía en el rango de frecuencia entre 1,5 Hz-3 Hz.
- Y_PAE_3: Porcentaje del acumulado de energía en el rango de frecuencia > 3 Hz.

En el eje X:

- X_PAE_1: Porcentaje del acumulado de energía en el rango de frecuencia <1,5 Hz.
- X_PAE_2: Porcentaje del acumulado de energía en el rango 1,5Hz – 3 Hz.

En el eje Z:

- Z_PAE_1: Porcentaje del acumulado de energía en el rango de frecuencia <1,5 Hz.
- Z_PAE_2: Porcentaje del acumulado de energía en el rango de frecuencia entre 1,5Hz – 3 Hz.
- Z_PAE_3: Porcentaje del acumulado de energía en el rango de frecuencia > 3 Hz.

Para comparar entre ambos grupos (G1 N=25; G2 N=22 sobre C1) la interacción caballo-jinete, mediante el indicador “PAE” se aplicó la prueba *t-student* para muestras independientes. Tal como se expresa en la *tabla 10* y la *figura 36*, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todos los rangos de frecuencia en el eje Z, y en los rangos de frecuencias más bajas en los ejes X e Y. En general, y en todos los casos significativos, los sujetos del G2 (PC) presentaron mayor contenido energético en comparación con el G1. Los valores en

el eje X presentaron mayores diferencias de medias (22,311). Estos resultados reflejan que los sujetos con PC concentran un mayor porcentaje de la energía de la señal en frecuencias bajas.

				Prueba T para la igualdad de medias	
	Grupo	Media	Desv. típ.	Diferencia de medias	P
Y_PAE_1	G2	3,59	5,820	3,351	0,006*
	G1	,24	,436		
Y_PAE_2	G2	31,82	14,046	-2,262	0,587
	G1	34,08	14,239		
Y_PAE_3	G2	62,82	10,979	2,178	0,611
	G1	60,64	17,073		
X_PAE_1	G2	35,59	14,195	22,311	0,000*
	G1	13,28	14,473		
X_PAE_2	G2	69,77	9,517	-4,627	0,116
	G1	74,40	10,190		
Z_PAE_1	G2	36,32	12,922	13,958	0,000*
	G1	22,36	7,599		
Z_PAE_2	G2	64,59	12,046	15,591	0,000*
	G1	49,00	9,772		
Z_PAE_3	G2	79,59	8,051	9,511	0,000*
	G1	70,08	6,885		

Tabla 10. Diferencia entre ambos grupos según el indicador PAE.

Según prueba *t-student* para muestras independientes. *P < 0,05. G1 N=25; G2 N=22

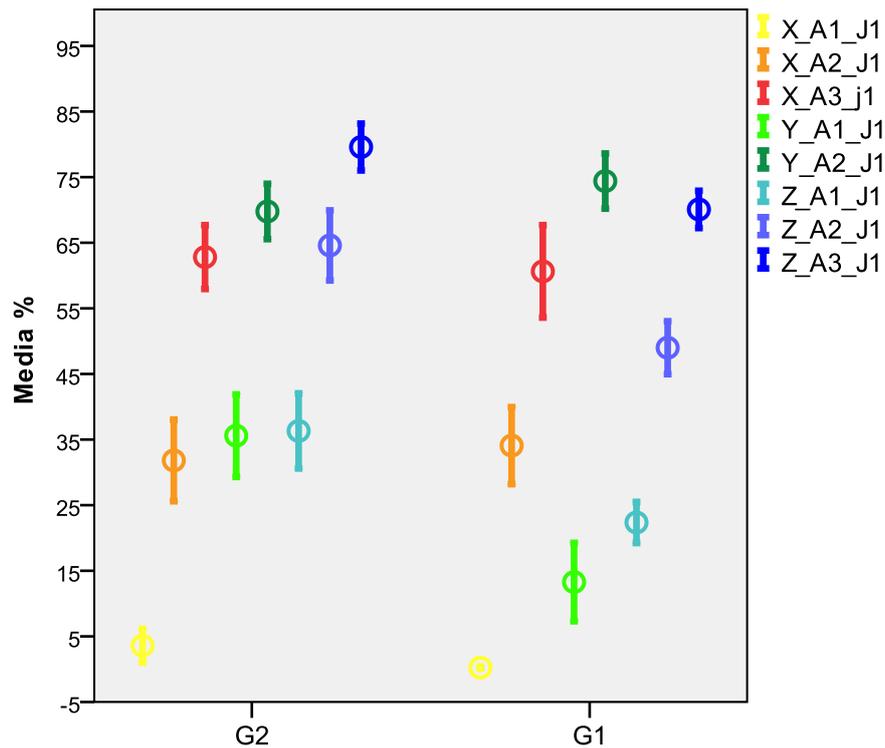


Figura 37. Diferencia de las medias del PAE según grupo de estudio (G1, G2).

Error Bars: 95%CI

Según se ilustra en las *figura, 37-39* se observó que en ambos grupos, el contenido energético de la señal tuvo una tendencia a incrementarse a medida que las frecuencias eran mayores. En general, entre el 60% -70% de la energía de los movimientos verticales (eje Y), y entre el 70%-80% de la energía en los movimientos antero-posteriores y laterales (Eje X, Z) se concentró en frecuencias inferiores a 4 Hz.

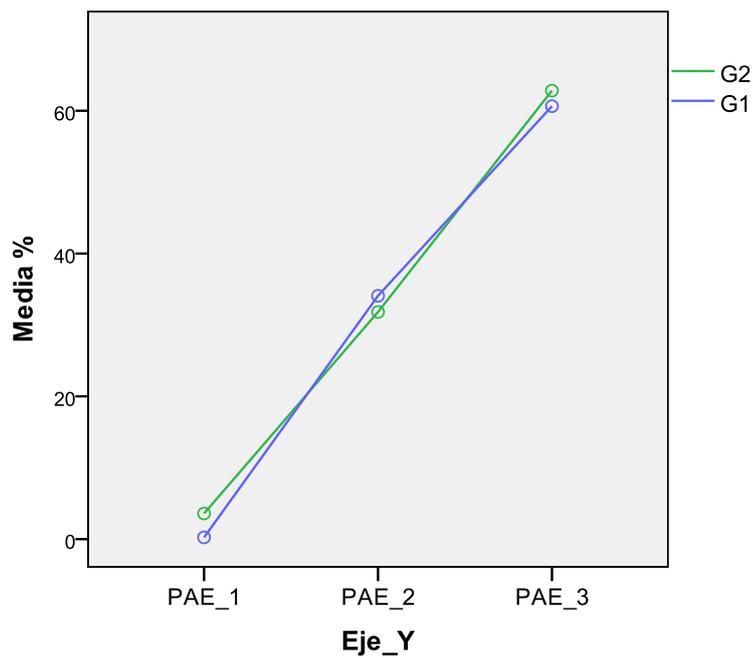


Figura 38. Evolución del contenido energético de la señal (PAE) en diferentes rangos de frecuencia en el eje Y según grupos de estudio (G1, G2).

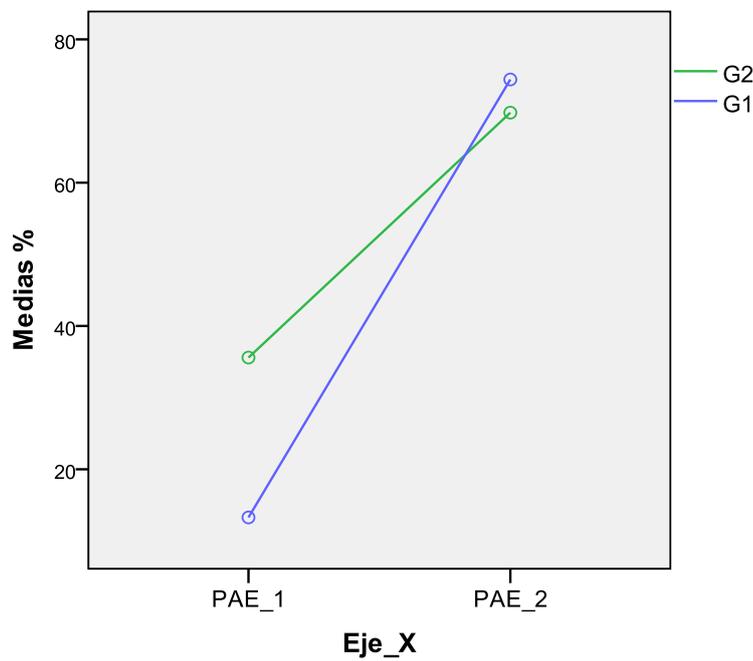


Figura 39. Evolución del contenido energético de la señal (PAE) en diferentes rangos de frecuencia en el eje X según grupos de estudio (G1, G2).

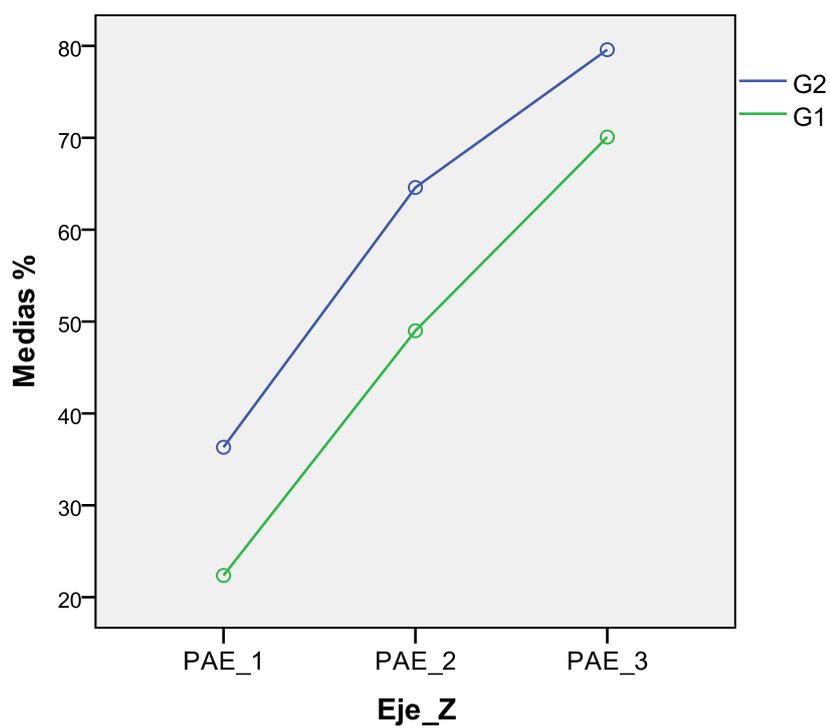


Figura 40. Evolución del contenido energético de la señal (PAE) en diferentes rangos de frecuencia en el eje Z según grupos de estudio (G1, G2)

VII.4.3.5 Distinción entre jinetes con PC y sin alteración neuromotora.

Con el objetivo de dar respuesta a si existen indicadores basados en acelerometría que puedan orientarnos a discriminar entre sujetos que presentan alteraciones neuromotoras, como es el Grupo PC (G2), y los que no (G1), se decidió adoptar el modelo de regresión logística, aplicando posteriormente un algoritmo de selección de variables hacia atrás según el estadístico de Wald, “Wald atrás”.

La **regresión logística** aporta un resultado óptimo con R^2 de Cox-Snell de 0.749 y un R^2 de Nagelkerke de 1. Todos los datos son reclasificados correctamente según el modelo propuesto. Mediante una selección de variables automática, basada en aquellas cuyas diferencias fueron significativas, se determina que basta considerar las diferencias “jinete-caballo” de las variables YP1, YP3, XP1, XP2, ZP1, ZP3, y los Porcentajes del acumulado de energía Y_PAE_1, X_PAE_1, Z_PAE_1, Z_PAE_2, Z_PAE_3, para obtener una buena clasificación, tal como se muestra en la *tabla 11*.

	B	Wald	Sig.	Exp(B)
DYP3	-40,350	3,423	0,064	0,000
DXP1	-13,428	3,627	0,057	0,000
DXP2	-28,979	3,372	0,066	0,000
Z_PAE_1	-0,621	3,411	0,065	0,537
Constante	31,962	3,781	0,052	7,603E13

Tabla 11. Regresión logística, modelo “Wald atrás”.

Los indicadores introducidos en el primer paso fueron DYP1, DYP3, DXP1, DXP2, DZP1, DZP3, Y_PAE_1, X_PAE_1, Z_PAE_1, Z_PAE_2, ZPAE_3.

Es decir, observando el ODDS RATIO (Exp(B)) concluimos que cuanto mayor sea la puntuación del jinete respecto al caballo en las pendientes Y3 (alta frecuencia eje Y), X1, X2 (baja y media frecuencia en el eje X) y cuanto mayor sea la puntuación del PAE en el rango de frecuencias menor de 1,5 Hz en el eje Z,

mayor es la probabilidad de que el jinete presente alteración neuromuscular, en este caso PC.

Para entenderlo mejor, se optó por introducir las variables seleccionadas, dado que son las que mejor discriminan entre ambos grupos, en un árbol de decisión. El resultado se muestra en la *figura 40*, que presenta un porcentaje de clasificación correcta del 91,5%.

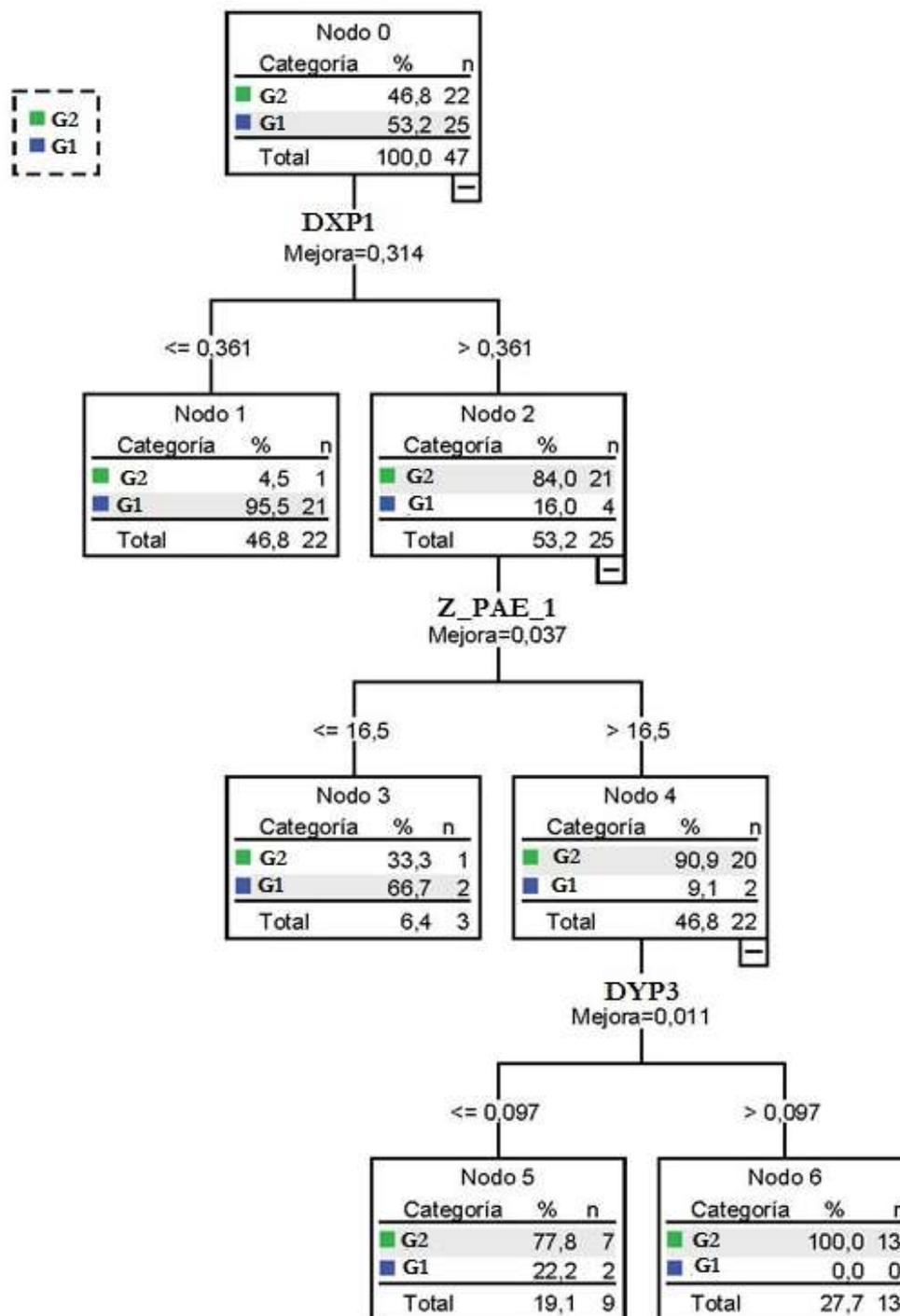


Figura 41. Árbol de decisión para distinguir entre jinetes con PC y sin alteración neuromotora.

La lectura del árbol de decisión nos reveló que entre todos los indicadores obtenidos del análisis de la señal en el dominio de la frecuencia y considerados en el estudio, existe un número mínimo de ellos que podrían distinguir con un 91,5% entre jinetes con PC y jinetes sin alteración neuromotora. Si el valor de DXP1 (diferencia entre la pendiente de baja frecuencia del jinete menos el caballo en el eje X), es $\leq 0,361$, en un 95,5% podría tratarse de un jinete sin alteración neuromotora; sin embargo, si ese valor es $>0,361$, en un 84% podría tratarse de un jinete con PC. Para mejorar el resultado, si se analiza el contenido energético de la señal en el movimiento lateral (EjeZ) en frecuencias menores a 1,5 Hz (Z_PAE_1) y es mayor del 16,5%, existe la posibilidad que en un 90,9% se tratase de un jinete con PC. Y habría mayor certeza de distinguir entre ambos grupos, a favor de jinete con PC, si el valor de DYP3 es mayor de 0,097.

En definitiva, el indicador Pendiente del acumulado de la DEE en frecuencias bajas y frecuencias altas en el eje X y el eje Y, respectivamente, y el contenido energético de la señal en el eje Z en frecuencias menores de 1,5 Hz, aportaron un alto porcentaje para distinguir entre ambos grupos, siempre siendo los valores mayores en el caso de jinetes con PC.

VII.4.4 Influencia de las características morfológicas del caballo en la transmisión del movimiento.

Para estudiar el comportamiento de la interacción caballo-jinete en dos caballos con características morfológicas diferentes y con los mismos sujetos, se contrastó si las medias de las diferencias caballo-jinete eran iguales para los dos caballos mediante el *t-student* para muestras relacionadas. En el análisis frecuencial y de las pendientes solo se encontraron diferencias significativas en los movimientos laterales (eje Z), en la pendiente 1 (tramo de frecuencias entre 0-1,5 Hz). Respecto al contenido energético de la señal, se optó por analizar la aceleración del movimiento de la pelvis del jinete cuando montó en C1 y en C2. También este indicador manifestó diferencias significativas en todos los rangos de frecuencias de los movimientos laterales (eje Z) y en el rango de frecuencia menor de 3 Hz en el movimiento vertical (eje Y). La señal de la pelvis de los jinetes reveló mayor energía entre 1,5 Hz- 4Hz cuando los sujetos montaron en el caballo más bajo y ancho.

Para estos análisis se utilizó una muestra de 46 registros (N= 46 registros), 23 registros con caballo tipo 1 y 23 registros con caballo tipo 2. Fueron los mismos sujetos los que realizaron ambas pruebas y en los mismos caballos.

En la *tabla 12* (Análisis frecuencial), *tabla 13* (Análisis de las “Pendientes del acumulado de la DEE”) y *tabla 14* (Análisis del PAE), se muestran los resultados de la prueba t para muestras relacionadas.

					Prueba T para muestras relacionadas	
	Tipo caballo	N	Media	Desv. Típ.	Diferencia de medias	p
DYF1	C1	23	-0,004	0,0706	0,0174	0,357
	C2	23	-0,022	0,0671		
DYF2	C1	21	0,014	0,0964	-0,0143	0,715
	C2	21	0,029	0,1189		
DYF3	C1	19	0,021	0,1182	-0,0684	0,513
	C2	19	0,089	0,4081		
DXF1	C1	23	0,013	0,0458	0,0130	0,328
	C2	23	0,000	0,0522		
DXF2	C1	16	-0,019	0,8773	0,1625	0,581
	C2	16	-0,181	0,4262		
DZF1	C1	7	0,000	0,0000	0,0000	1,000
	C2	7	0,000	0,0577		
DZF2	C1	23	0,061	0,0783	0,0261	0,186
	C2	23	0,035	0,0714		
DZF3	C1	22	0,086	0,1583	0,0773	0,050
	C2	22	0,009	0,0610		

Tabla 12. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las frecuencias fundamentales de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en caballo tipo 1 (C1) y caballo tipo 2 (C2).

Según prueba *t-student* para muestras relacionadas. *P < 0,05

				Prueba T para muestras relacionadas	
	Tipo de caballo	Media	Desv. típ.	Diferencia de medias	P
DYP1	C1	0,0397	0,05815	0,00008	0,996
	C2	0,0396	0,05595		
DYP2	C1	0,3191	0,14836	0,05243	0,306
	C2	0,2666	0,21620		
DYP3	C1	0,0620	0,07959	-0,00779	0,794
	C2	0,0698	0,11487		
DXP1	C1	0,2719	0,16188	-0,04753	0,211
	C2	0,3194	0,15180		
DXP2	C1	0,0605	0,08293	-0,05130	0,054
	C2	0,1118	0,10576		
DZP1	C1	0,5500	0,28064	0,18631	0,007*
	C2	0,3637	0,22560		
DZP2	C1	0,2988	0,13059	-0,04260	0,416
	C2	0,3414	0,23901		
DZP3	C1	0,0951	0,08480	0,00540	0,784
	C2	0,0897	0,07674		

Tabla 13. Resultados de la comparación de la DIFERENCIA de las pendientes de la grupa del caballo y la pelvis del sujeto en caballo tipo 1 (C1) y caballo tipo 2 (C2).

Según prueba *t-student* para muestras relacionadas. *P < 0,05.

Eje_PAE_p elvis	Tipo de caballo	Media	Desv. Típ.	Prueba T para muestras relacionadas	
				Diferencia de medias	p
Y_PAE_1	C1	0,26	0,449	0,130	0,266
	C2	0,13	0,344		
Y_PAE_2	C1	31,61	11,673	16,522	0,000*
	C2	15,09	9,015		
Y_PAE_3	C1	58,52	16,079	0,739	0,833
	C2	57,78	11,082		
X_PAE_1	C1	14,30	14,655	-2,870	0,174
	C2	17,17	12,294		
X_PAE_2	C1	74,00	10,540	4,652	0,100
	C2	69,35	14,537		
Z_PAE_1	C1	22,22	7,827	6,174	0,018*
	C2	16,04	7,951		
Z_PAE_2	C1	48,35	9,306	-8,609	0,000*
	C2	56,96	10,844		
Z_PAE_3	C1	70,30	7,106	-9,174	0,000*
	C2	79,48	7,422		

Tabla 14. Resultados de la comparación del PAE de la pelvis del sujeto según el caballo donde se realizó la prueba, caballo tipo 1 (C1) y caballo tipo 2(C2).

Según prueba *t-student* para muestras relacionadas. *P < 0,05.

VIII. DISCUSIÓN

VIII. DISCUSIÓN

VIII.1 INFLUENCIA DE LA MORFOLOGÍA DE LOS CABALLOS

En la práctica de la hipoterapia, una fase del método de intervención es la elección del caballo más adecuado a cada usuario⁵⁷, que se realiza basándose principalmente en las capacidades del usuario-jinete y en los objetivos de la intervención. Se valora la amplitud de aductores, que puede estar limitada por diferentes grados de espasticidad y determinará la anchura del dorso; el control de tronco o cabeza, el peso del jinete y la estabilidad sobre el caballo, que implicarán la necesidad de *backriding* o control desde el suelo con o sin ayudantes laterales. Según los objetivos, son valoradas las actividades y ejercicios que han de ejecutarse con y sobre el caballo, la cadencia, ritmo, impulsión y amplitud de movimientos necesarios transmitidos por el caballo, que determinarán la elección del caballo según su carácter, temperamento, preparación y características morfológicas (alzada y ancho de la grupa).

Tal como se ha comentado, la base del efecto terapéutico de la hipoterapia está en la transmisión del movimiento del caballo al jinete. Según los resultados de nuestro estudio hemos observado que las características morfológicas del caballo constituyen un factor influyente en su movimiento. Considerando como características definitorias la alzada y la anchura de la grupa, y, por tanto, distinguiendo entre caballos altos-estrechos y bajos-anchos, la magnitud de la aceleración de la grupa medida mediante el valor RMS es mayor en los movimientos verticales y medio-laterales en los caballos más bajos y anchos, aunque no se trata de una diferencia significativa. Sin embargo, en los caballos más altos y estrechos el RMS es mayor en el movimiento antero-posterior (eje X) de

manera significativa. Los resultados relacionados con el eje X solo son los que coinciden con los aportados por Uchiyama et al.⁵⁵, que comentan que en caballos más altos las aceleraciones hacia delante y atrás y laterales son más altas, y aportan sensación de velocidad al jinete.

En el análisis espectral observamos que ambos tipos de caballos se mueven en frecuencias fundamentales similares en todos los ejes del movimiento, destacando la mayor diferencia en la segunda frecuencia en el eje antero-posterior, en la que los caballos más altos y delgados destacan con frecuencia fundamental predominante en 3,1 Hz y en los más bajos y anchos, 3,4 Hz. En ambos tipos de caballos el movimiento se pudo caracterizar mediante frecuencias fundamentales y armónicos en torno a múltiplos de 1,5 Hz en los movimientos antero-posteriores y verticales y en torno a múltiplos de 0,8 Hz en los movimientos laterales, en un rango entre 0,5-5 Hz. Por tanto, los movimientos verticales y antero-posteriores tienen frecuencias más altas que los laterales, esto corresponde a periodos más pequeños en el tiempo, oscilaciones más rápidas. Los armónicos principales de la densidad espectral de la aceleración de los movimientos del caballo al paso también fueron identificados por Uchiyama et al.⁵⁵, observando un pico en el eje X entre 2,5-3 Hz, dos picos en el eje Y y Z entre 1,5-2 Hz y 3,5-4 Hz. Aunque son hallazgos similares a nuestros resultados no podemos concretarlo debido a que no especifican la direccionalidad de cada eje.

Hasta donde conocemos, pocos estudios han analizado la influencia de la morfología sobre los movimientos del caballo, orientados a la elección del caballo con un fin terapéutico.

Matsuura et al.⁷⁶, mediante el uso de videografía analizaron el movimiento del tronco de 8 caballos de dos razas diferentes, caracterizadas como caballos altos (159 ± 6.1 cms. de alzada) y caballos bajos ($129 \pm 2,3$ cms. de alzada). Obtuvieron que no había diferencias significativas en la amplitud de los movimientos verticales y los movimientos antero-posteriores entre los caballos con distintas características morfológicas, siendo mayores estos valores en los caballos más altos. Sin embargo, existen diferencias significativas en la frecuencia, siendo mayor en los caballos más bajos. Estos resultados sugieren que los caballos más bajos

presentan amplitudes más pequeñas y frecuencias más elevadas. Se asemeja a nuestro estudio en cuanto que nuestros resultados muestran valores mayores en el movimiento antero-posterior en los caballos más altos. Aunque existen similitudes, hay que tener en cuenta que la metodología utilizada fue diferente. Matsuura et al.⁷⁶, utilizaron el análisis mediante videografía con cuatro marcadores sobre la columna de 8 caballos, que caminaron durante 30 segundos en un tapiz rodante (8 segundos de señal analizada) y sin jinete. Sin embargo nuestros resultados están basados en una prueba de 15 minutos realizada en una pista de arena y con jinete. Estudios han confirmado que existen diferencias en el movimiento del caballo según el terreno²⁷⁹, según se realice en tapiz rodante o en espacio abierto²⁸⁰. Otras investigaciones han referenciado que tanto el equipamiento como el jinete puede ejercer influencias sobre el movimiento del caballo²⁸¹⁻²⁸³.

Aunque podríamos decir que la morfología del caballo es un factor a tener en cuenta, también los resultados muestran que existe variabilidad en el movimiento del mismo caballo, como arrojan los datos del coeficiente de variación y el análisis descriptivo del espectro de frecuencias de los caballos. Esta variabilidad puede estar condicionada por múltiples factores como el estado del suelo, la manera de conducir el caballo, el estado anímico del caballo el día de la prueba, la climatología, el jinete..., y por ello consideramos más relevante analizar la interacción caballo-jinete, es decir cuál es la reacción que el jinete realiza ante el estímulo del movimiento que está recibiendo del caballo. En ese caso, analizando los indicadores de nuestro estudio que aportan información sobre la interacción caballo-jinete, y comparando el comportamiento de un mismo jinete en dos caballos morfológicamente diferentes, observamos que las diferencias significativas en la transmisión del movimiento se manifiestan en el eje medio-lateral. Sólo se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la tercera frecuencia fundamental y en la pendiente del acumulado de la DEE de la señal en el tramo de bajas frecuencias entre 0-1,5 Hz. En el análisis espectral, en el eje Z, el tercer armónico se ubica principalmente y en la mayoría de los casos (moda) en 4 Hz, tanto en todos los registros de ambos caballos como de todos los jinetes, pero la media más alta se registra en el movimiento de la grupa de los caballos bajos-anchos y en el movimiento de la pelvis del jinete cuando se monta

en este caballo, es decir, los caballos bajos-ancho implican mayores frecuencias, similar a lo obtenido en ambos estudios de Matsuura et al.^{75,76}. Respecto a los indicadores basados en la pendiente del acumulado de la DEE de la señal, son mayores en el caballo alto-estrecho. Sin embargo la diferencia entre la grupa del caballo y la pelvis del jinete es menor en ambos casos en el caballo bajo-ancho, es decir la armonización entre el jinete y el caballo en el eje Z presenta menor dispersión en el caballo bajo-ancho. Es decir, el jinete consigue adaptarse al movimiento del caballo. En la lectura de este resultado, hay que tener en cuenta que los jinetes no presentaban ninguna alteración neuromotora y por tanto es posible la capacidad de adaptación al movimiento del caballo.

No existen estudios, al menos hasta donde conocemos, que propongan indicadores que analicen la interacción caballo-jinete realizando de manera simultánea la valoración del movimiento del caballo y el movimiento del jinete (causa-efecto) que a su vez lo relacionen con las características morfológicas del caballo y el enfoque sea orientado a la hipoterapia. Matsuura et al.⁷⁶, abordan la interacción del jinete, pero sólo analiza el movimiento de la pelvis del jinete mediante videografía. Es un estudio con características similares a nuestro trabajo, en cuanto que varios jinetes (N=3) realizan dos pruebas en dos caballos de raza morfológicamente diferentes, alto y bajo, y concluye que existen diferencias significativas en la amplitud vertical (mayor en caballo bajo) y antero-posterior (mayor en caballo alto) del movimiento. Este resultado es comparable a los datos obtenidos en el análisis del RMS de la pelvis del jinete. Dichos datos ponen de manifiesto que la pelvis de los jinetes cuando montan en caballos más altos presenta mayores magnitudes de aceleraciones en todos los ejes, pero de manera significativa solo en el movimiento antero-posterior, similar a lo obtenido por Maatsuura et al.⁷⁶, excepto en el movimiento vertical que en nuestro estudio no existen diferencias significativas según la alzada y es mayor en caballo más altos. En un estudio posterior de este mismo autor⁷⁵, en el que utiliza de manera similar a nuestra tesis un acelerómetro fijado en la cintura del jinete y realiza mediante la FFT un análisis en el dominio de la frecuencia, determina que la frecuencia de oscilación del jinete es mayor en el eje vertical tanto al paso como al trote, y que la amplitud en el eje vertical está influenciada por la anchura del caballo y no por la

altura, siendo esta amplitud menor en caballos anchos; similar a nuestros resultados. Sin embargo, difiere en cuanto a las amplitudes en el eje antero-posterior, ya que no encontró diferencias significativas entre ancho y estrecho, pero los valores fueron mayores en los caballos altos, de acuerdo con nuestros resultados. Respecto a la frecuencia, también concluye que las oscilaciones de la pelvis cuando se monta en caballos bajos presentan mayor frecuencia en el movimiento antero-posterior, no presentando resultados relacionados con los movimientos laterales. Cabe destacar que el trabajo de Matsuura et al.⁷⁵ establecieron cuatro clasificaciones de los caballos: alto-ancho, alto-estrecho, bajo-ancho, bajo-estrecho, por lo que los márgenes de clasificación pueden diferir. Dicha clasificación fue determinada según la alzada (punto de inflexión aproximadamente 145 cms) y el cálculo de la distancia de las rodillas del jinete sentado a horcajadas (punto de inflexión aproximadamente 76 cms.). En el mismo estudio se manifiesta que la alzada es el parámetro que mejor se correlaciona con el resto de datos antropométricos y por tanto es el índice básico para determinar y clasificar la conformación del caballo. En este sentido podemos considerar acertada la clasificación morfológica de los caballos de nuestro estudio. Igualmente, aunque existen aproximaciones, los resultados no son comparables en su totalidad, ya que desde el punto de vista metodológico⁷⁵, es un único jinete el que montó en silla y con riendas en 33 caballos diferentes aptos para intervenciones asistidas con caballos, según un instructor de la RDA, recorre sólo 30 metros (se analiza la señal de 10,24 seg.) y no analizan el movimiento específico que transmite el caballo. Consideramos que para establecer un análisis entre las oscilaciones de dos elementos en movimiento (caballo-jinete), además de las características morfológicas de los mismos se debe conocer el movimiento de cada uno de ellos.

El fin último de analizar la influencia de la relación entre aspectos morfológicos y la transmisión del movimiento es contribuir en la elección del caballo más adecuado para las intervenciones. Matsuura et al.⁷⁵ definen unos ítems que determina que los caballos más bajos son más adecuados para mejorar la confianza en sí mismo, para mejorar la agilidad, en jinetes de talla menor a 140 cms, en caso de diplegia y cuadriplegia y para cuando se precisan ayudantes

laterales, es decir, para discapacidades más severas. Los caballos más altos presentan ventajas para trabajar con *backriding* y para realizar ejercicios sobre el caballo, sin embargo, su utilización puede conllevar riesgos en grandes discapacidades. Si el caballo es ancho las oscilaciones en la pelvis al paso son pequeñas en el eje vertical y más grandes en el eje lateral al trote, por lo que puede contribuir a relajar la musculatura, son adecuados para aprender la sensación de equilibrio, realizar ejercicios sobre el caballo, trabajar los cambios de posición, adoptar posiciones en decúbito prono, y en el caso de hemiplegia. Si el caballo es alto y ancho puede ser de utilidad para aprender la profundidad del asiento. Estas conclusiones las establecieron a partir de un análisis cualitativo mediante cuestionarios realizados por un jinete que montó en 33 caballos, las observaciones de un instructor con experiencia de la RDA y el análisis del movimiento de la pelvis del jinete. Tras nuestros registros y análisis de resultados, junto con el criterio de los profesionales terapeutas, consideramos de interés incluir la valoración de la interacción caballo-jinete que aporte información de la reacción del jinete al movimiento recibido del caballo, y por tanto de la capacidad para estabilizarse. Las capacidades de los jinetes pueden ser muy variables incluso dentro de una misma patología o clasificación, es decir, existe gran variabilidad entre personas con hemiplegia, cuadriplegia, diplegia y diferentes grados de espasticidad que puede impedir el uso de un caballo ancho para adoptar la mejor posición a horcajadas. La edad y la estatura del sujeto también pueden ser factores a tener en cuenta en la elección del caballo. Consideramos que conocer el nivel de adaptación al caballo puede contribuir a la elección del caballo según los objetivos a conseguir con la intervención.

VIII.2 IMPORTANCIA DE LA PELVIS EN LA TRANSMISIÓN DEL MOVIMIENTO

La hipoterapia, tal como se define, se basa en las interacciones del jinete y los movimientos que le transmite el caballo al paso²³. El movimiento de la pelvis del caballo al paso produce un movimiento en la pelvis del jinete que es asociado al movimiento de la deambulación^{32,47,54}. Esta afirmación ha sido estudiada de manera objetiva mediante el uso de acelerometría, determinando que el movimiento de la pelvis en la deambulación humana es comparable cuantitativa y cualitativamente con el movimiento de la pelvis del caballo. Los desequilibrios percibidos al montar a caballo son similares a los percibidos al caminar⁵⁵. Cabe destacar que cuando se monta a caballo los miembros inferiores están en descarga a diferencia que cuando se camina. Sin embargo la pelvis está en carga, aunque la postura difiera de la bipedestación.

El caballo generalmente determina el movimiento del jinete. De esta manera, la pelvis es considerada la parte más importante del jinete, por ser el centro del movimiento que determina la coordinación entre la parte superior del cuerpo y los miembros inferiores^{59,70}. Particularmente el movimiento de la pelvis juega un papel fundamental para controlar el caballo pues conecta físicamente el cuerpo del jinete con el caballo^{66,284}. Músculos relevantes para montar a caballo como son los abdominales, oblicuos, paravertebrales, glúteos, músculos de la cadera y el muslo se originan o insertan en la pelvis. También la posición de la pelvis es importante por sus efectos sobre la alineación de la columna, la cabeza y extremidades, y para el mantenimiento de la sedestación independiente²⁸⁵.

Según nuestros resultados comprobamos que el movimiento del caballo es transmitido al jinete a nivel de la pelvis y debido a que la columna vertebral es un sistema flexible, ese movimiento se transmite al tórax y la cabeza existiendo modificaciones en la magnitud inicial de la señal.

La pelvis y la cabeza presentan valores de RMS mayores que el tórax, excepto de manera significativa, en los movimientos verticales (eje Y) en personas con PC, en las cuales el RMS del tórax es mayor que el RMS de la cabeza. El valor del RMS de la pelvis respecto a la cabeza sólo disminuye en el movimiento antero-posterior (eje X) cuando se trata de sujetos sin discapacidad, sin embargo, en jinetes con PC disminuye el RMS de pelvis a la cabeza en los movimientos antero-posteriores (eje X) y verticales (eje Y).

Por tanto, observamos que existe una atenuación de la aceleración del movimiento de la pelvis respecto al tórax en todos los casos, aunque no significativa en el eje Y en los jinetes con PC. Pero si se analiza la pelvis respecto a la cabeza sólo existe atenuación en los movimientos antero-posteriores (eje X). Esta atenuación además está presente en los movimientos verticales (eje Y) si el jinete tiene PC, pero no es estadísticamente significativa. Cabe mencionar, que también es en el eje vertical en el que se destaca un comportamiento más diferente y significativo del tórax entre sujetos con y sin PC, siendo mayor el valor del RMS del tórax que el de la cabeza. Este hecho también es apreciable en los movimientos antero-posteriores, pero no de manera significativa. Es decir, mientras que en los sujetos sin discapacidad en ningún caso se da una atenuación lineal decreciendo la aceleración de caudal a craneal ($RMS_{pelvis} < RMS_{tórax} < RMS_{cabeza}$), en jinetes con PC sí se da esa atenuación lineal en decrecimiento de caudal a craneal en el eje vertical y antero-posterior. Los movimientos laterales no se caracterizan por dicha atenuación.

Al establecer comparaciones entre grupos con y sin PC, a nivel de la pelvis los valores de RMS son mayores cuando el jinete no presenta ninguna alteración neuromotora, excepto en el movimiento antero-posterior, que es mayor en jinetes con PC y sólo significativo en el eje vertical. Sin embargo en el tórax, el RMS es mayor en todos los ejes de manera significativa en los jinetes con PC. En la cabeza no existen diferencias significativas entre ambos grupos, siendo mayor la magnitud de los movimientos antero-posteriores y laterales en el grupo con PC.

Observamos que el movimiento del caballo es transmitido e induce movimiento incluso en situaciones de déficit o alteración de la postura y el

movimiento, como es el caso de las personas con PC. El cambio constante del centro de gravedad del caballo implica una reacción del jinete para mantener la estabilidad, activando los mecanismos de control postural. Esta reacción es diferente según las capacidades del jinete, como se pone de manifiesto en nuestro estudio por las diferencias entre ambos grupos.

El movimiento de la pelvis cuando se monta a caballo ha sido objeto de estudio²³⁹, pero pocos han tenido en cuenta la relación entre pelvis, tórax y cabeza. Champagne y Dugas²⁴ analizan las aceleraciones en tórax y cabeza respecto a la grupa pero no respecto a la pelvis, y no aporta resultados cuantitativos ni realiza un análisis comparativo entre las diferentes ubicaciones.

Algunos autores han analizado las aceleraciones del jinete en diferentes ubicaciones de manera independiente. Patterson et al.²⁴² obtuvieron menores valores de aceleración (RMS total) de la cabeza en jinetes experimentados que noveles en la disciplina del salto. Terada²⁴¹ analizó las diferencias de la aceleración de la cabeza entre jinetes noveles y expertos, no encontrando diferencias en la dirección vertical, pero sí en la antero-posterior al paso. Al trote, el comportamiento fue inverso (no había diferencias en el eje vertical y sí en el antero-posterior), y al galope no encontró ninguna diferencia significativa. Estos resultados sugieren, por una parte que a menor valor de RMS mejor habilidad para controlar la estabilidad de la cabeza cuando se monta a caballo. Por otra parte, según estos resultados²⁴¹, no siempre el comportamiento entre sujetos era similar, no presentando diferencias al galope, que se entiende que es el aire que implica mayor activación del jinete. Aunque estos resultados solo están basados en sujetos sanos y el jinete controla el caballo (lo cual implica una postura y activación muscular diferente) mientras que en nuestro estudio el jinete no lleva mando ni control sobre el caballo y hay un grupo de jinetes con PC, ambos resultados son coincidentes desde el momento en que las aceleraciones en el movimiento antero-posterior de la cabeza fueron mayores en el grupo con PC. Sin embargo, en el eje vertical fue menor el RMS. Según nuestros resultados, las aceleraciones de la cabeza tuvieron un comportamiento no significativo entre grupos y por tanto no nos permitirían de manera aislada establecer diferencias.

En vista a los resultados, podemos decir que cuando las estructuras anatómicas relacionadas con la pelvis presentan unas condiciones adecuadas (buen tono muscular, flexibilidad, movilidad articular, inervación recíproca) que permitan una buena posición y a la vez movilidad ante los estímulos, la reacción de la pelvis a los movimientos del caballo se producen con mayor aceleración, pero la adecuada posición y el correcto funcionamiento neuromuscular permite que dichos desequilibrios, manifestados por RMS de mayor valor, sean controlados por el tronco para una mayor estabilización de la cabeza, necesaria para el mantenimiento de la estabilidad. Aunque en nuestro estudio los jinetes sin alteración neuromotora presentan mayor valor de RMS en pelvis, en el tórax son los sujetos con PC que registran mayor RMS y ambos grupos manifiestan menores valores en el tórax respecto a la pelvis. Por ello la atenuación del tórax respecto a la pelvis es mayor en sujetos sanos. Este hallazgo, el que en ambos grupos se produzca atenuación, puede ser debido a que todos los jinetes con PC tenían un control de tronco suficiente para mantenerse sentados y con cierta estabilidad mientras montaban y por tanto las aceleraciones del tronco respecto a la pelvis fueron atenuadas, aunque el porcentaje de cambio fue menor que en los sujetos sanos, y con mayor dificultad en los movimientos verticales.

Debido a la escasez bibliográfica sobre el comportamiento y relación de la pelvis, el tórax y la cabeza cuando se monta a caballo, bien desde el ámbito deportivo, recreativo o terapéutico, y en referencia a la comparación entre la marcha humana y el hecho de montar a caballo, analizamos las similitudes y divergencias entre las aportaciones de la literatura científica y nuestros resultados. Un hallazgo de nuestro estudio es que la ausencia de una atenuación lineal de caudal a craneal difiere de lo que ocurre en la marcha^{216,217,256,257,286}. Aunque cabe destacar que en ninguno de ellos se ha realizado una comparativa entre la ubicación de los acelerómetros en cintura, tórax y cabeza, sino en tronco (con la colocación del acelerómetro en zona lumbopélvica) y en cabeza (ápex). Smeather²⁸⁷ mostró que la columna es capaz de atenuar las aceleraciones verticales entre S2 y T2 durante la marcha y la carrera. En este caso nuestros resultados serían coincidentes ya que la ubicación del acelerómetro en el tórax fue aproximadamente a nivel de T2, y en esta dirección los jinetes con PC mostraron

mayor dificultad. Sin embargo, si se compara la pelvis con la cabeza solo existe una disminución de la aceleración en la cabeza en el movimiento antero-posterior, similar a la obtenida por Brodie²⁸⁶ et al. A diferencia de Menz et al.²¹⁷, que en la marcha hallaron las aceleraciones en el eje medio-lateral en la cabeza menor que en la pelvis, sin embargo montando a caballo y según nuestros resultados en la cabeza las aceleraciones en el eje Z fueron mayores en la pelvis que en la cabeza en ambos grupos.

No cabe duda de que al hablar de patrones de movimiento uno de los objetivos principales del sistema de control postural al realizar actividades (como la marcha) es la estabilización de la cabeza para optimizar las condiciones del sistema visual y vestibular^{217,221}. De ahí que incluso en alteraciones de la marcha que implican más inestabilidad o mayor movilidad en la pelvis se establezcan mecanismos compensatorios, como aumentar la base de sustentación o aumentar el tono de la musculatura del cuello (rigidez de movimientos) para estabilizar y minimizar los movimientos de la cabeza. Estos hechos se han manifestado en situaciones en las que, aunque se observa un aumento de la aceleración (RMS) en la pelvis, ese aumento no se produce en la cabeza²⁵⁶. Es posible que la estabilización de la cabeza pueda ser asistida por la activación anticipatoria de los músculos paravertebrales. Los músculos paravertebrales a nivel de C7 son activados 70 ms. antes que los del nivel L4 cuando se camina²⁸⁸. Sin embargo, cuando se monta a caballo no existe una atenuación en todos los ejes, y no por ello pensamos que el sistema de control postural esté alterado, ya que esa manifestación se da en los sujetos sanos. Además se observa correlación entre la pelvis y la cabeza en los ejes Y y X, hecho que no se da cuando el jinete presenta PC. Por tanto, creemos que entre andar y montar a caballo hay una diferencia que debe ser tomada en cuenta y es que el sujeto está recibiendo un impulso externo propiciado por el movimiento del caballo. Ese movimiento es transmitido y la pelvis atenúa la aceleración del tronco pero en la cabeza aún la aceleración es elevada, aunque no en una magnitud que interfiera en el buen funcionamiento del sistema de control postural. Son los jinetes con PC los que se emplean más y realizan más mecanismos compensatorios, para evitar el movimiento en la cabeza, ya que amplitudes importantes en ellos, quizás podrían alterar la estabilidad. Para

mantener una buena postura y poderse coordinar con el movimiento del caballo debe existir una actividad muscular apropiada, y esta actividad muscular difiere entre jinetes noveles y expertos²⁴¹. Garner y Rigby⁵⁴, mediante un análisis de videografía, también determinaron que montar a caballo genera patrones de movimientos en la pelvis que simulan muchas, pero no todas las características de la deambulaci3n. En esta tesis podríamos considerar como limitaci3n la utilizaci3n de un 3nico instrumento de valoraci3n que nos impide ahondar en otras causas del comportamiento motor. Sería por tanto de inter3s establecer como l3nea futura el análisis de la actividad electromiogr3fica entre sujetos con PC y sin alteraci3n neuromotora mientras se monta a caballo. Otra limitaci3n que consideramos es que debido a la duraci3n de la prueba (15 minutos) y a la edad de algunos sujetos, a pesar de ser instruidos para mantenerse mirando al frente en algunas ocasiones, ante diferentes est3mulos, realizaron movimientos voluntarios de la cabeza. Esta limitaci3n tambi3n ha sido comentada en otros estudios²⁸⁹, debido a que la cabeza es un segmento m3vil independiente y con posibilidad de muchas posiciones en el espacio, por lo cual es bastante complicada una estandarizaci3n. Por ello no consideramos que sean comparables las aceleraciones de la cabeza cuando se monta y cuando se camina, o al menos se precisarían m3s estudios para llegar a una mejor conclusi3n.

En un análisis global, en todos los jinetes los movimientos con mayores valores de RMS son los verticales (eje Y), seguidos de los movimientos antero-posteriores (eje X) y los medio-laterales (eje Z). Estos resultados son similares a los estudiados en la marcha^{217,256} y en otras actividades de la vida diaria^{290,291}.

VIII.3 APORTACIONES DE LA ACELEROMETRÍA

La acelerometría ofrece un método práctico para objetivar los movimientos humanos²⁰⁸ y de los animales^{292,293}, incluidos los caballos^{27,75}.

Uno de los objetivos de nuestra tesis es evaluar la utilidad de la acelerometría para caracterizar los movimientos inducidos por el caballo y la acción-reacción del binomio caballo-jinete, partiendo de la hipótesis de que la armonía entre ambos elementos conlleva más estabilidad. Estudios previos mostraron interés por la interacción caballo-jinete, siendo el objetivo determinar cómo influyen la experiencia del jinete, los movimientos de las patas, las cojeras, el uso de la silla de montar o la técnica de equitación sobre el movimiento del caballo²⁹⁴. Sin embargo en la hipoterapia el interés es inverso, es decir como el movimiento del caballo es transmitido al jinete y qué reacción se produce en este.

Largade et al.²⁹⁵, sugieren que para explicar la dinámica resultante de las fuerzas de acoplamiento entre el jinete y caballo, el contacto entre el caballo y el jinete debe transmitir información apta que sea funcional para conducir la marcha del caballo. Esto, junto con lo que se ha expuesto, lleva implícito que la postura y el movimiento de la pelvis juegan un papel importante en la postura del tronco, incluso de la cabeza, así como en la facilitación de funciones como la marcha o habilidades manipulativas desde la sedestación²⁸⁵. Además la pelvis es considerada el punto de contacto entre el jinete y el caballo, siendo la principal estructura en recibir el movimiento del caballo. Es por esto por lo que numerosos autores se han centrado en el estudio de la pelvis para definir la interacción caballo-jinete^{46,66,239}, analizar los efectos de la hipoterapia^{23,285} o la comparativa entre el comportamiento en la deambulación y el hecho de montar a caballo⁵⁴. En esta tesis, partiendo de la relevancia de la pelvis, realizamos el análisis del movimiento de esta respecto al movimiento inducido por el caballo, ya que según nuestros resultados y también los arrojados por otros autores⁵⁴, el movimiento de la pelvis del mismo grupo de jinetes, presenta variabilidad dependiendo del caballo en el que se monta, y el movimiento del mismo caballo también varía en diferentes registros. Para analizar la interacción caballo-jinete proponemos unos indicadores

basados en el análisis de la aceleración en el dominio de la frecuencia que nos aportan información sobre la armonización entre el caballo y el jinete, según la similitud entre las características de ambos movimientos. Consideramos que cuanto más similares sean las características del movimiento de la pelvis del jinete respecto al movimiento del caballo, medido en la grupa, mejor es esa armonización. Para hacer este análisis se comparó el comportamiento de jinetes sin alteración neuromotora con jinetes con PC. Las personas con PC tienen pérdida de efectividad en los movimientos de la pelvis, bien por alteración del tono postural, alteración de la inervación recíproca o factores biomecánicos²⁹⁶. Si el rango del movimiento es limitado, la capacidad para las reacciones dinámicas y posturales que actúan conjuntamente para el mantenimiento de la estabilidad y la ejecución de movimientos también estará limitada²⁸⁵. Estas alteraciones en el movimiento de la pelvis se ha demostrado que se manifiestan por diferencias en los patrones de aceleración de la marcha entre niños con PC y niños con desarrollo psicomotor normal²¹⁵.

De acuerdo con nuestros resultados, y desde un punto de vista cualitativo, se observaron diferencias en las gráficas del acumulado de la DEE de la señal entre los jinetes con PC y los jinetes sin alteración neuromotora. En el eje vertical y medio-lateral en tramos de frecuencia bajas (0-1.8Hz, 0-0,8/2,4Hz, respectivamente) y en frecuencias altas (3->4Hz, 2,4>3Hz), y en todos los tramos de frecuencia del eje X (movimiento antero-posterior), se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos, siendo mayor la dispersión en jinetes con PC, excepto en altas frecuencias en los movimientos medio-laterales. Resultados similares, pero en la comparación entre jinetes noveles y expertos fueron hallados por Terada²⁴¹ menores valores en la dispersión de la aceleración tanto en el eje antero-posterior como vertical correspondieron a jinetes experimentados. Según este autor²⁴¹ los jinetes experimentados calibran mejor el movimiento del caballo y consiguen acoplarse activando la musculatura adecuada, hecho limitado en los sujetos sin experiencia. En nuestro caso podemos considerar que el jinete con PC presenta mayor dispersión y por tanto mayor dificultad para acoplarse al movimiento del caballo y probablemente para la activación de musculatura que le suponga mayores esfuerzos.

En cuanto al porcentaje de la energía de la señal, también los resultados muestran que ambos grupos se pueden caracterizar y presentan comportamiento diferente, estadísticamente significativo, en todos los rangos de frecuencias del movimiento lateral y en rangos de baja frecuencia en el movimiento antero-posterior y vertical. Esto sugiere que los sujetos con PC, aunque presentan alteración del movimiento, son receptivos al movimiento del caballo y se adaptan a sus frecuencias fundamentales, pero la adaptación a ese movimiento rítmico implica un movimiento basado principalmente en bajas frecuencias. Esto es, podría considerarse que los sujetos con PC tienen dificultad en acomodarse al movimiento del caballo en frecuencias por encima de ciertos valores, su adaptación es más lenta. Es difícil dar una explicación concreta a estos hallazgos, ya que el rol de los ajustes del cuerpo aún no es bien entendido y los estudios están orientados principalmente a sujetos sanos y para la bipedestación. Moe-Nillsen²⁴⁵, en su estudio sobre el control postural en bipedestación con el uso de acelerometría, referencia que posiblemente los movimientos en bajas frecuencias son parte de la estrategia para mantener en alerta el sistema de control postural. La mayoría de los neuroreceptores se adaptan ante inputs invariables para así reducir su respuesta. Eso también puede ser aplicable al sistema sensoriomotor cuando se está en bipedestación, de manera que los ajustes del cuerpo a baja frecuencia podrían ser una estrategia para evitar los inputs invariantes y así permitir al sistema recibir información sobre los movimientos y posiciones en una tasa adecuada. Otros autores²⁹⁷, proponen una explicación alternativa basada en que el SNC es insensible a desplazamientos por debajo de cierto umbral. En ambas hipótesis se sugiere que los ajustes en baja y alta frecuencia pueden tener diferente propósito en el sistema de control postural. Por otro lado, Oliva et al.¹⁴² también observaron que cuando se producía la alteración de las aferencias somatosensoriales mediante la bipedestación en superficie inestable, se apreciaban diferencias principalmente en las frecuencias más bajas (1,4 Hz, 2,5 Hz, 3,7 Hz, 4,9 Hz,).

Por todo ello, podríamos pensar que un mayor contenido energético en bajas frecuencias significa que el jinete realiza movimientos automáticos principalmente presentes en situaciones inestables, que implican una activación

del sistema de control postural. De acuerdo con lo propuesto por Champagne y Dugas²⁴, una disminución en el contenido frecuencial de los movimientos (analizado en el acumulado de la densidad espectral) podría considerarse como una mejora en los mecanismos anticipatorios para disminuir las respuestas compensatorias. Sin embargo, en nuestros resultados cabe destacar que la observación más notoria entre los jinetes con PC y los jinetes sin alteración neuromota, respecto al PAE, es un alto contenido energético de la señal en los rangos de frecuencias más bajos (<1,5 Hz) en el grupo de PC. Frente a estos resultados y analizando los gráficos del acumulado de la DEE, en los cuales se observa que el contenido energético de la señal del caballo es mayor en frecuencias más altas y en la mayoría de los casos menor del 10% en frecuencias por debajo de 1,5Hz, consideramos que cuando se monta a caballo el sujeto está más armonizado y es más estable si se adapta a las características del movimiento del caballo. En este caso, los jinetes sin alteración neuromotora son capaces de adaptarse a las frecuencias del movimiento del caballo aunque estas correspondan a rangos de frecuencias mayores; sin embargo, en el grupo de jinetes con PC, sus limitaciones neuromusculares les impiden la adaptación a frecuencias altas y, por ende, sus movimientos se caracterizan por un mayor contenido energético en bajas frecuencias.

Según los resultados obtenidos, entendemos que la acelerometría puede ser útil y presenta sensibilidad para diferenciar entre sujetos con y sin alteración neuromotora. En el dominio de la frecuencia, los indicadores propuestos han permitido caracterizar la señal del movimiento transmitido por el caballo y la reacción del jinete, presentando y detectando variabilidad entre los grupos. Incluso mediante un análisis de regresión logística y el diseño de un árbol de decisión podemos determinar que principalmente los indicadores DXP1, DYP3 y Z_PAE_1 son los que más discriminan entre ambos grupos. Es decir, la estabilidad es más limitada cuanto mayor sea la diferencia entre las pendientes del acumulado de la DEE del caballo respecto al jinete en rangos de baja frecuencia en el eje X, y en rangos de alta frecuencia en el eje Y, y mayor sea el porcentaje de la energía en bajas frecuencias en el eje Z. Estos resultados nos hacen considerar que la metodología propuesta puede ser de utilidad para la valoración y el diseño de las

intervenciones de hipoterapia. Al igual que argumentan otros autores²⁹⁸, consideramos que el “nivel” del jinete podría ser documentado con la alta adaptación de los patrones del movimiento al caballo. Y la propuesta de esta tesis es que la adaptación se mide mediante el análisis frecuencial, la dispersión de los movimientos del jinete respecto a los del caballo y el contenido energético de la señal.

Por tanto, podemos considerar que las diferencias entre los grupos de nuestro estudio demuestran que con el uso de la acelerometría se puede caracterizar el movimiento del jinete y su armonización con el caballo. Dicha armonización aporta información de cómo el jinete reacciona ante el estímulo del caballo. Sin duda para mantener esa coordinación se precisa de los mecanismos de control postural, por lo que podemos decir que si existe más armonía la estabilidad postural es mejor.

Nuestro objetivo no es proponer una metodología con la finalidad de enfocar la terapia hacia “patrones normales”, ya que incluso la “normalidad” es “variabilidad”, y más montando a caballo, que incorpora un elemento dinámico al sistema, variable e influido por varios factores. Esta idea ya ha sido comentada a nivel científico^{215,299}. Bruijin et al.²⁹⁹ afirman que la terapia en la PC no debería estar enfocada en conseguir “patrones normales” porque algunas asimetrías pueden ser de ayuda para la marcha del niño. Un modelo teórico de fisioterapia basado principalmente a conseguir “la mayor normalidad” podría limitar el potencial de las personas con PC³⁰⁰. Si esto se une a que a veces los padres tienen una percepción negativa sobre las capacidades de sus hijos³⁰¹, conlleva a la elección de terapias que pueden contribuir al “síndrome del quemado”³⁰². Por tal razón, nosotros compartimos que la hipoterapia es una intervención terapéutica que contribuye a mejorar la calidad de vida y ciertas capacidades del “jinete”, y que debe estar orientada a unos objetivos. Para concretar dichos objetivos, para valorar su consecución y para que dicha intervención pueda estar orientada para ser más eficiente, sería de interés el análisis de la armonización del jinete con el caballo. El objetivo no es la normalización respecto a otros jinetes sino buscar la estrategia para que el acoplamiento sea el mejor y por tanto la transmisión del

movimiento del caballo tenga una reacción armonizada. Solo de esta manera se garantizará una transmisión y reacción al movimiento en un “patrón normalizado” y se podrá garantizar el potencial del efecto terapéutico.

Hasta el momento, la mayoría de los estudios científicos encaminados a valorar el efecto de la hipoterapia utilizan desde el punto de vista metodológico, escalas^{2,9,12,14-16,32,87,89} o sistemas de valoración sofisticados o tecnológicos^{5,6,8,10,21,83,85,86,92,96} para analizar las modificaciones pre-post test tras un periodo variable de sesiones de hipoterapia. Dichas metodologías valoran las mejoras en la marcha, control postural o estabilidad en el desempeño de alguna función, pero no las modificaciones mientras se monta. Pocos estudios analizan el comportamiento del jinete mientras se monta^{6,21,24}.

Según Strauss⁷⁴ uno de los objetivos de la hipoterapia es hacer que el tronco sea receptivo y que dé respuesta a los movimientos transferidos por el caballo, por lo que el análisis de esa transmisión se convierte en un parámetro relevante para ver la efectividad de la intervención. De ahí que nuestra propuesta está basada en que el análisis de la interacción caballo-jinete nos aporta información sobre cómo el jinete reacciona ante el estímulo del caballo. Conociendo esa acción-reacción se pueden establecer objetivos y pautas de actuación. Algunas propuestas dignas de consideración son las siguientes:

[1] Partiendo de la importancia de la postura, analizar si el uso de elementos externos como cuñas o asientos específicos, que mejoren la posición de la pelvis, también mejoran la transmisión del movimiento y la armonización con el caballo y por tanto suponen mejor aprovechamiento del recurso terapéutico.

[2] La observación de un déficit importante en la armonización entre caballo y jinete puede orientar a valorar la necesidad de realizar un tratamiento previo a montar a caballo o la adopción de posturas sobre el caballo que favorezcan la normalización del tono (por ejemplo, la realización de estiramientos de la musculatura pelvitrocantérea que facilite la posición de la pelvis para así tener mejor recepción de los movimientos transmitidos por el equino).

[3] La realización de una prueba de valoración al inicio y final de una sesión podría determinar si la estrategia terapéutica utilizada ha sido adecuada o ha conseguido modificaciones. Del mismo modo, se podría analizar el efecto de una intervención concreta, como la realización de serpentinas o círculos (podría ocurrir que si las valoraciones se realizan solo al principio de las sesiones no se aprecien modificaciones entre una sesión y otra, y, sin embargo, se podrían observar modificaciones entre lo obtenido en una valoración al principio y al final de la misma sesión).

[4] Debido a la influencia que pueden tener las características morfológicas del caballo, el análisis de la armonización caballo-jinete podría contribuir a la toma de decisiones sobre qué caballo puede ser óptimo.

[5] Al igual que las metodologías referenciadas en la bibliografía, también el uso de la acelerometría basada en el presente trabajo puede ser de utilidad para analizar la evolución del paciente tras un número de sesiones de hipoterapia^{24,83} y complementar la percepción subjetiva del terapeuta, del paciente y/o la familia, así como anexas a la valoración de las capacidades funcionales potenciadas. En todos los casos se considerará mejor armonización si hay similitud en las características del movimiento del caballo y el movimiento del jinete, medida mediante los indicadores basados en el dominio de la frecuencia utilizados en este estudio, principalmente los que marcaron mayor diferencia estadística.

VIII.4 ASPECTOS METODOLÓGICOS

El uso de acelerómetros para el análisis del movimiento y concretamente para la interacción caballo-jinete se está extendiendo a nivel científico pero su aplicación en hipoterapia es aún incipiente. Pocas referencias aportan información sobre la caracterización de los movimientos. Nuestros resultados muestran que tanto el movimiento del caballo al paso como el de la pelvis cuando el jinete monta se pueden caracterizar por frecuencias fundamentales detectadas en el espectro de frecuencias en rangos entre 0,5-5 Hz. Además en el movimiento vertical y antero-posterior se aprecian armónicos ubicados en torno a la frecuencia 1,5 Hz, y en el movimiento lateral los armónicos son localizados en torno a 0,8 Hz. Hallazgos comparables fueron encontrados por Uchiyama, que obtuvo el espectro de potencia entre el tramo de 0-10 Hz, dividido en rangos de frecuencia de 0,5 Hz, y los picos observados se ubicaron en 2,5-3 Hz (eje X), 1,5- 2 Hz y 3,5-4 Hz (Eje Y y Z). Según Sun y Hill³⁰³, que utilizaron la transformada rápida de Fourier, la mayor banda de energía para las actividades de la vida diaria es de 0,3-3,5 Hz.

Por otro lado, cuando se camina a velocidad normal la mayor parte de la energía de la aceleración en la parte superior del cuerpo se encuentra entre 0,8-5H.²²³, en un rango similar a nuestros resultados.

Por ello se concluye que la señal de aceleración generada al montar a caballo tiene un comportamiento energético que se puede enmarcar dentro de las actividades de la vida diaria. También Nerino et al.²³, en un estudio de caso, realizaron un análisis de la interacción caballo-jinete medido en grupa y pelvis y concluyeron que las oscilaciones rítmicas del caballo se manifiestan por componentes principales frecuenciales en bandas entre 0-5 Hz. Por lo tanto, es acertado establecer el análisis de la DEE, en el caso que nos compete, entre 0,5 y 5 Hz.

En cuanto a la frecuencia de muestreo, en nuestro estudio fue de 30 Hz en comparativa a estudios con objetivos comunes que utilizaron 20 Hz²³, o 50 Hz

pero filtrada a 30 Hz²⁴, siendo aceptado ya que el registro se realiza a 15 Hz y por tanto puede englobar a los movimientos humanos.

Respecto a los **indicadores** propuestos, la bibliografía muestra una gran diversidad en la interpretación de la acelerometría. En el análisis en el dominio del tiempo, el RMS es ampliamente utilizado para determinar la fiabilidad y la correlación de la acelerometría con el desplazamiento del CoP^{172,179}, o tests clínicos de equilibrio¹⁸⁸, en estudios para medir el control postural²¹⁹, analizar alteraciones o diferencias de la estabilidad entre sujetos sanos y algunas situaciones patológicas^{215,218,229}, e incluso para describir patrones de la aceleración de la cabeza y tronco cuando se camina en distintos terrenos^{217,256}. También se ha empleado para cuantificar la influencia de la experiencia del jinete en la estabilidad durante la disciplina del salto²⁴². En esta tesis el indicador RMS ha sido utilizado en el análisis de la transmisión del movimiento desde la pelvis a la cabeza. Tal como se ha expuesto, los resultados presentan cierta variabilidad respecto a lo obtenido por otros autores. Consideramos que las divergencias vienen marcadas por las diferentes metodologías e incluso por la duración de la prueba, ya que en nuestro trabajo esta duración es de 15 minutos y la mayoría de las referencias están basadas en apenas unos minutos o incluso segundos. Cuando la duración de la prueba es corta, se presta a realizar un análisis en el tiempo, incluso una representación gráfica de la relación espacio-temporal en los ciclos de cada tranco para analizar la coordinación entre los patrones del caballo y el jinete, lo cual implica un sistema que permita la identificación de cada tranco. Pero en nuestra propuesta el objetivo no es analizar cómo el jinete reacciona en pocos segundos al movimiento del caballo, sino cómo el movimiento del caballo le permite ir activando mecanismos de control postural para mantener la postura y la estabilidad sobre el caballo, es decir, la capacidad para estabilizarse, por lo que se requiere que la señal tenga una duración mayor a uno o varios trancos. Debido a la metodología utilizada en esta tesis, marcada por los objetivos de estudio, el análisis en el dominio del tiempo solo aporta información de la magnitud y no nos permite detectar ciertas características de la señal que sí obtuvimos mediante el análisis en el dominio de la frecuencia.

El espectro de frecuencia y la DEE de la señal de la aceleración calculada mediante la FFT también es ampliamente utilizado en el estudio de la estrategia postural¹⁴² y en el análisis de los patrones de la marcha²²¹. Además, varios estudios se han basado en el análisis de la señal de la acelerometría en el dominio de la frecuencia para estudiar el movimiento de la pelvis del caballo y de una persona andando⁵⁵, determinar la influencia de la conformación del caballo sobre el movimiento del jinete⁷⁵, y la interacción entre caballo-jinete^{23,240}, y para analizar los efectos de un programa de hipoterapia²⁴. Sin embargo, la variabilidad en el uso de indicadores es un factor común. En esta tesis hemos realizado una propuesta de indicadores para el análisis de la interacción caballo-jinete que han mostrado ser sensibles a la hora de caracterizar el movimiento y discriminar entre jinetes con características diferentes (con y sin alteración neuromotora). Los resultados apoyan que el cálculo del acumulado de la DEE de la señal y los indicadores “Diferencia entre las PENDIENTES del acumulado de la DEE de la señal del caballo y del jinete”, así como el contenido energético medido mediante el indicador “PAE”, pueden ser de utilidad en la valoración de la interacción entre el caballo y el jinete y, por tanto, presentar aplicabilidad en hipoterapia.

Para un estudio de estas características proponemos el uso de acelerómetros triaxiales y de indicadores que permitan un análisis pormenorizado de cada eje. Conocer cuál es el comportamiento en cada eje, y no de manera global²⁴², nos puede orientar sobre cuáles son los mecanismos que están actuando en el control de la postura y las limitaciones posibles. Por ejemplo, en bipedestación se sabe que las oscilaciones anteroposteriores son más controladas por la musculatura del tobillo y las oscilaciones laterales por la musculatura de la cadera³⁰⁴, si bien en hipoterapia se precisarían estudios con técnicas y metodologías complementarias para poder realizar ciertas afirmaciones.

La **colocación de los acelerómetros** es otro aspecto metodológico importante para poder analizar las características de la interacción caballo-jinete y la transmisión del movimiento, pero la bibliografía refleja una amplia diversidad. La ubicación más utilizada es la cintura del jinete ^{23,46,55,75,76,239}. Al igual que en nuestro estudio, la justificación viene motivada por la importancia de la pelvis en la

transmisión del movimiento, por ser esta el centro de conexión del jinete con el caballo y por ser los movimientos pélvicos los que más se pueden caracterizar, presentando mayor variabilidad la parte alta del cuerpo en relación a la pelvis incluso entre jinetes expertos y cuando montaron a su caballo al paso⁷⁰.

Muy pocos estudios analizan el tórax; sin embargo, según los resultados obtenidos en esta tesis, consideramos que es un punto relevante. Hemos observado que respecto al valor del RMS, la ubicación en el tórax tiene un comportamiento característico y diferenciador entre jinetes con y sin PC, y por tanto podría contribuir a una mayor discriminación. Los valores de RMS, en todos los ejes, fueron mayores y estadísticamente significativos, mientras que en la cabeza no hubo diferencias entre ambos grupos y en la pelvis solo fueron significativos en el eje vertical. Según varios autores^{213,229,242}, mayores valores de RMS son identificativos de mayor inestabilidad. En nuestro estudio esto es solo aplicable a los movimientos del tórax.

Sin restar importancia a la pelvis, y una vez esta tiene una colocación adecuada, el tórax desempeña un papel importante en el mantenimiento de la postura, el enderezamiento, la estabilidad y control postural de la cabeza. Según el concepto Bobath, la alineación adecuada del PCC respecto al resto de puntos clave es relevante para la adopción de posturas funcionales. En hipoterapia podemos considerar que la ubicación correcta es similar a la posición erguida de sedestación (PCC ligeramente posterior a la cintura escapular y ligeramente anterior a la pelvis). Esta alineación origina en la parte superior un predominio funcional y conveniente del tono de los flexores necesario para las principales funciones manipulativas, y en la parte inferior un predominio del tono extensor para contrarrestar la fuerza de la gravedad¹⁵³. La observación y el estudio postural del terapeuta, así como estudios de fotogrametría y videografía, incluyen el análisis de la inclinación y postura del tronco. La colocación del acelerómetro en el esternón también ha sido utilizada para valorar el equilibrio mediante pruebas estandarizadas como el sit-to-stand²¹¹ para determinar la capacidad de detectar alteraciones de la marcha y el equilibrio en ciertas patologías²¹⁶, o para diferenciar diferentes posturas y movimientos²³⁶. Sin embargo, Nerino et al.²³ consideran que

el tórax no es una ubicación adecuada debido a la posible influencia de movimientos como la respiración. Sin descartar que ese “ruido” se pueda producir, consideramos que es un problema que se puede resolver mediante la utilización del filtrado adecuado y para ello se precisarían estudios que avalen la influencia de la respiración en la señal de la aceleración y su relevancia en los resultados. Por tanto, nuestra propuesta incluye la colocación de un acelerómetro a nivel del tórax, preferiblemente a nivel del PCC o en su defecto en la parte posterior²⁴.

Respecto a la colocación del acelerómetro en la cabeza, se ha utilizado en el análisis del control postural y la marcha^{217,221,256} a fin de comprobar la diferencia entre jinetes expertos y noveles²⁴¹, la influencia de la experiencia del jinete y el caballo en el salto²⁴² y la evolución en la mejora del control postural tras un programa de hipoterapia en dos niños con Síndrome de Down²⁴ o en un estudio de caso de PC⁸³. Aunque la ubicación varía entre la parte posterior, el vértex o la frente, los resultados se pueden considerar comparables. La cabeza es un segmento relevante para analizar debido a la ubicación del sistema vestibular y visual, relacionados con el mecanismos de control postural. Garantizar la estabilidad de la cabeza será siempre un objetivo ante situaciones perturbadoras del equilibrio; de ahí la relevancia en el estudio de su comportamiento. La alineación de la cabeza y su control postural también es un dato relevante que se tiene en cuenta en la valoración de pacientes con alteraciones neuromusculares. Según Terada²⁴¹ la medición de la aceleración de la cabeza es un indicador de la habilidad del jinete para mantener una postura correcta. Sin embargo, según nuestros resultados, en el dominio del tiempo la cabeza no proporciona información diferenciadora entre los sujetos de estudio: se precisaría el análisis mediante otros indicadores para poder determinar el comportamiento de la cabeza, medido mediante acelerometría. Por otro lado, y tal como se ha comentado, al ser un segmento muy móvil e independiente está influido por los movimientos voluntarios²⁸⁹, que son más probables cuanto mayor sea la duración de la prueba.

Si el objetivo de estudio es la relación de varios sistemas, resultará relevante que ambos sistemas sean analizados y comparados, y por ello se hace necesario colocar un acelerómetro en el caballo. Una vez más, su ubicación, aún

tratando el mismo objetivo, difiere entre autores: unos lo localizan en el esternón^{46,76,239,240}, otros en la silla^{55,242} o en la grupa²³, espacio este último similar al escogido en nuestro estudio. Consideramos la grupa ubicación óptima cuando tratamos de hipoterapia, ya que el movimiento de la pelvis del caballo cuando se monta es el que transmite los impulsos motores y sensoriales al cuerpo del jinete⁵⁵. La colocación del acelerómetro en la silla de montar puede registrar información relacionada con el acoplamiento de la silla y no con el movimiento real. Algunos autores manifiestan controversia acerca del rol de la silla como punto de interacción física entre el caballo y el jinete³⁰⁵. Además en hipoterapia, no siempre se utiliza silla de montar.

Basándonos en los resultados, revisión y análisis, así como en estudios previos realizados en el marco de esta tesis, que analizaron la influencia de un programa de hipoterapia en la estabilidad postural en un caso de PC⁸³, podemos proponer que una colocación óptima sería la grupa del caballo, la pelvis, el tórax y la cabeza del jinete.

IX. LIMITACIONES

IX. LIMITACIONES

Algunas de las limitaciones detectadas en la realización de esta tesis están relacionadas con:

- La ausencia de bibliografía cuyo objeto de estudio fuera similar al propuesto en esta tesis, y que permitiera una orientación previa en la toma de decisiones y la discusión de los resultados. Por otro lado, la literatura científica de interés refleja gran diversidad en los objetivos de estudio y en los aspectos metodológicos (colocación de acelerómetros, duración del “experimento”, sujetos de la muestra...), así como poca unidad en los criterios en cuanto al análisis de la señal. Estas circunstancias, junto a la amplia gama de indicadores, algoritmos y propuestas para el tratamiento de la señal, dificultan la comparación de los resultados y la posibilidad de determinar si realmente son comparables.

- La muestra de estudio. La mayoría de los estudios relacionados con personas con diversidad funcional, como es el caso de la PC, comparte esta limitación^{4,101}. Es difícil conseguir una muestra homogénea caracterizada por un diagnóstico, una clasificación y capacidades comunes. Incluso sujetos clasificados en una misma categoría pueden presentar ítems diferentes que marquen alguna diferencia. En nuestro estudio además se precisaba que la persona tuviera un control de tronco suficiente para poder mantenerse a horcajadas sobre un caballo al paso durante 15 minutos y cumpliera los criterios de inclusión. Ello ha determinado el número de los registros. Aunque teniendo en cuenta el número de sujetos de los estudios científicos publicados (estudios de caso^{9,23,83,86,96}, menor de 20 sujetos^{10,11,13,21,24,32,52,77,83,92,95,100,126,127}, superior a 20 sujetos^{5,7,8,52,81,87,129,306}), y los resultados, se puede considerar la muestra de esta tesis como aceptable. Los resultados han permitido caracterizar y discriminar la muestra, pero habría que ser cauteloso al transferirlos a otras

discapacidades. Por ello, nuestra propuesta está orientada a realizar siempre un análisis intra-sujeto, es decir, analizar la interacción caballo-jinete del propio sujeto y estudiar su evolución, y no al objetivo de hallar un comportamiento idéntico a la normalidad. Respecto a los registros de los jinetes sin alteración neuromotora, el mayor *handicap* ha sido delimitar el nivel de experiencia en equitación, ya que aunque algunos de los jinetes no montaban a caballo por primera vez, no se pudo establecer un criterio para delimitar los grados de experiencia, pues ninguno de ellos la pudo acreditar mediante documentación oficial o experiencia en campeonatos, tal como se hizo en otros estudios^{56,240-242,295} (aunque estos también presentan diversidad para definir lo que es un jinete experimentado).

- La utilización de un solo instrumento de valoración, que aunque de probada utilidad, no nos permite ahondar en más aspectos del análisis del movimiento como el nivel de activación de la musculatura ni los grados de inclinación.

X. LÍNEAS FUTURAS

X. LÍNEAS FUTURAS

- Ampliar la muestra de ambos grupos para poder establecer clasificaciones según nivel de equitación acreditado, según clasificación GMFCS, si se presenta o no deambulación independiente y según rango de edad, ya que los mecanismos de control postural tienen una evolución en su adquisición.

- Analizar la evolución de la interacción caballo-jinete mediante el uso de acelerometría aporta información a los terapeutas sobre la reacción del jinete. Sin embargo, para evaluar la causa de la inestabilidad y las asimetrías consideramos de interés complementar la información de la acelerometría con otro instrumental como los giroscopios, que aporten datos más concretos sobre la dirección del movimiento y rangos articulares y la EMG para obtener información sobre la actividad muscular.

- La metodología empleada ha aportado datos relevantes que permiten caracterizar el movimiento. Una vez conocidas cuáles son las componentes frecuenciales más características del grupo en estudio se podrían filtrar estas componentes desde el momento de la adquisición para simplificar el procesado.

- Debido a que el análisis en el dominio de la frecuencia ha aportado información relevante, pero solo se ha analizado la ubicación en la grupa y la pelvis del jinete, ampliar el análisis del acumulado de la DEE a todas las ubicaciones (tórax, cabeza) y estudiar las posibles correlaciones así como su relevancia para la valoración de la estabilidad postural tras un programa de hipoterapia.

- En el transcurso de la recogida de datos hemos observado que el diseño de la prueba durante 15 minutos es excesivo para muchas personas con discapacidad, bien por la incapacidad de tolerar 15 minutos sin que el caballo detenga el paso o para mantenerse sin realizar movimientos voluntarios, sobre todo cuando se trata de niños, lo cual limita que esta propuesta se pueda transferir. En líneas futuras se plantea comparar los resultados a los 5, a los 10 y a los 15 minutos de la prueba.

- Aplicar la metodología utilizada para analizar la evolución de los jinetes que realizan programas de hipoterapia pertenecientes a diferentes patologías, discapacidades o alteraciones funcionales.

- Analizar la acción-reacción del jinete ante los diferentes ejercicios o implementos terapéuticos utilizados por los terapeutas con el desarrollo de la tecnología y el uso de acelerómetros que permitan la observación de la señal en tiempo real.

- Estudios previos llegan a la conclusión de que el movimiento del caballo está influido por el movimiento o el nivel de experiencia del jinete. Una propuesta futura puede ser analizar si esto también ocurre en el caso de jinetes con alteraciones neuromotrices.

- El software asociado al acelerómetro utilizado es muy básico y ello ha implicado la necesidad de la creación de una plataforma específica para el tratamiento de la señal, lo cual ha repercutido en una inversión importante para la obtención de los resultados. Este hecho se ha solventado con el desarrollo de la "Plataforma tecnológica para el diseño y seguimiento de las terapias ecuestres en pacientes con PC". Como línea futura consideramos ampliar la funcionalidad de la plataforma, potenciando la colaboración multidisciplinar que garantice calidad en el análisis e interpretación de las señales y su aplicabilidad clínica.

XI. CONCLUSIONES

XI. CONCLUSIONES

1. En hipoterapia montar a caballo lleva implícita una transmisión de movimiento del caballo al jinete independientemente de la capacidad de este. La pelvis juega un papel importante al ser el centro de unión del jinete con el caballo y el punto desde donde se transmite el movimiento hacia el tronco. Por tanto, la postura de la pelvis y su movilidad están implicadas en la calidad de la transmisión del movimiento y la activación de mecanismos para mantener la estabilidad postural.

2. Las características morfológicas del caballo constituyen un factor influyente en el movimiento transmitido al mismo jinete. Pero además, un mismo caballo al paso presenta variabilidad en los movimientos que transmite. Esto implica que en el análisis de la acción-reacción del binomio caballo-jinete se precise el estudio simultáneo de ambos elementos.

3. La acelerometría ha demostrado cumplir los requisitos necesarios como sistema de valoración objetivo en hipoterapia, ya que los acelerómetros son instrumentos susceptibles de aplicarse a personas con diversidad funcional y que no requieren participación voluntaria del examinado, pueden ser utilizados al aire libre y no estar sujetos a un laboratorio, son transportables y no restringen el movimiento, y permiten analizar al jinete y al caballo durante una sesión en condiciones reales, esto es, cumplen los requisitos comprendidos en la hipoterapia. Aunque la acelerometría presenta potencial para caracterizar el movimiento y la acción-reacción del caballo-jinete, consideramos que para una mejor valoración de la estabilidad postural en hipoterapia se debe complementar con otro instrumental como giroscopios y/o EMG.

4. La estabilidad de una persona a caballo podría valorarse mediante el grado de armonización entre el movimiento del caballo y del jinete. Es decir, cuanto más similares sean las características del movimiento de la pelvis del jinete respecto al movimiento del caballo, mejor es la armonización. Dichas características pueden ser analizadas mediante indicadores obtenidos del acumulado de la DEE de la señal.

5. La interacción caballo-jinete, medida como el grado de armonización entre ambos, puede ser un indicador de utilidad en hipoterapia tanto para la valoración y medir la evolución como para orientar en las intervenciones terapéuticas, mediante el análisis de las modificaciones que se manifiestan cuando se implementa una acción. Estas acciones pueden consistir en la utilización de elementos auxiliares para facilitar la postura, el cambio de velocidad, la realización de figuras en la pista, etcétera. Siempre que las decisiones terapéuticas conlleven una mejora en la armonización del movimiento del jinete con el del caballo se puede considerar una decisión acertada.

XII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

XII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Wheeler A. Hippotherapy as a specific treatment: A review of current literature. En: *Therapeutic Riding II: Strategies for Rehabilitation*. 3ª ed. Durango CO: Barbara Engel Therapy Services; 2003. p. 25-30.
2. Sterba JA. Does horseback riding therapy or therapist-directed hippotherapy rehabilitate children with cerebral palsy? *Dev Med Child Neurol*. 2007;49(1):68-73.
3. Zadnikar M, Kastrin A. Effects of hippotherapy and therapeutic horseback riding on postural control or balance in children with cerebral palsy: A meta-analysis. *Dev Med Child Neurol*. 2011;53(8):684-91.
4. Herrero Gallego P, García Antón E, Monserrat Cantera ME, Oliván Blázquez B, Gómez Trullén EM, Trenado Molina J. Therapeutic effects of hippotherapy in cerebral palsy: A systematic review. *Fisioterapia*. 2012;34(5):225-34.
5. Kang H, Jung J, Yu J. Effects of Hippotherapy on the Sitting Balance of Children with Cerebral Palsy: a Randomized Control Trial. *J Phys Ther Sci*. 2012;24(9):833-6.
6. McGibbon NH, Benda W, Duncan BR, Silkwood-Sherer D. Immediate and Long-Term Effects of Hippotherapy on Symmetry of Adductor Muscle Activity and Functional Ability in Children With Spastic Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(6):966-74.
7. Muñoz Lasa S, Máximo Bocanegra N, Valero Alcaide R, Atín Arratibel MA, Varela Donoso E, Ferriero G. Intervenciones asistidas por animales en neurorrehabilitación: una revisión de la literatura más reciente. *Neurología*. 2015;30(1):1-7.
8. Kwon J-Y, Chang HJ, Lee JY, Ha Y, Lee PK, Kim Y-H. Effects of hippotherapy on gait parameters in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(5):774-9.
9. Drnach M, O'Brien PA, Kreger A. The Effects of a 5-Week Therapeutic Horseback Riding Program on Gross Motor Function in a Child with Cerebral Palsy: A Case Study. *J Altern Complement Med*. 2010;16(9):1003-6.
10. Shurtleff TL, Engsberg JR. Changes in Trunk and Head Stability in Children with Cerebral Palsy after Hippotherapy: A Pilot Study. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2010;30(2):150-63.

11. Hamill D, Washington KA, White OR. The effect of hippotherapy on postural control in sitting for children with cerebral palsy. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2007;27(4):23-42.
12. Cherng R, Liao H, Leung H, Hwang A. The effectiveness of therapeutic horseback riding in children with spastic cerebral palsy. *Adapt Phys Act Quart*. 2004;21:103-21.
13. Casady RL, Nichols-Larsen DS. The effect of hippotherapy on ten children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*. 2004;16(3):165-72.
14. Sterba JA, Rogers BT, France AP, Vokes DA. Horseback riding in children with cerebral palsy: effect on gross motor function. *Dev Med Child Neurol*. 2002;44(5):301-8.
15. Winchester P, Kendall K, Peters H, Sears N, Winkley T. The effect of therapeutic horseback riding on gross motor function and gait speed in children who are developmentally delayed. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2002;22(3-4):37-50.
16. Mackinnon JR, Noh S, Lariviere J, Macphail A, Allan DE, Laliberte D. A study of therapeutic effects of horseback riding for children with cerebral palsy. *Phys Occup Ther Pediatr*. 1995;15(1):17-34.
17. GMFM - CanChild [Internet]. [citado 16 de septiembre de 2015]. Disponible en: <https://www.canchild.ca/en/measures/gmfm.asp>
18. Haehl V, Giuliani C, Lewis C. Influence of hippotherapy on the kinematics and functional performance two children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*. 1999;11(2):89-101.
19. Macphail H, Edwards J, Golding J, Miller K, Mosier C, Zwiers T. Trunk postural reactions in children with and without cerebral palsy during therapeutic horseback riding. *Pediatr Phys Ther*. 1998;10(4):143-7.
20. Fox M, Lawlor V, Luttgies M. Pilot study of novel test instrumentation to evaluate therapeutic horseback riding. *Adapt Phys Act Quart*. 1984;1:30-6.
21. Benda W, McGibbon NH, Grant KL. Improvements in Muscle Symmetry in Children with Cerebral Palsy after Equine-Assisted Therapy (Hippotherapy). *J Altern Complement Med*. 2003;9(6):817-25.
22. Clayton HM, Kaiser LJ, De Pue B, Kaiser L. Center-of-pressure movements during equine-assisted activities. *Am J Occup Ther*. 2011;65(2):211-6.
23. Nerino R, Bergero D, Bertolo F, Guiot C, Contin L, Garbin P. WBSN for the Assessment of the Hippotherapy: A Case Study. En *IEEE; 2011* [citado 16 de septiembre de 2015]. p. 101-6. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5955305>

24. Champagne D, Dugas C. Improving gross motor function and postural control with hippotherapy in children with Down syndrome: Case reports. *Physiother Theory Pract.* 2010;26(8):564-71.
25. Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture.* 2008;28(1):1-15.
26. Clayton HM, Schamhardt H. Measurement techniques for gait analysis. En: *Equine Locomotion.* Cap 3: Elsevier; 2000.
27. Barrey E. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *Vet J Lond Engl* 1997. 1999;157(1):7-22.
28. Fine A. *Handbook on Animal-Assisted Therapy, Fourth Edition: Foundations and Guidelines for Animal-Assisted Interventions.* 3 edition. San Diego: Academic Press; 2010. 457 p.
29. Meregillano G. Hippotherapy. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2004;15(4):843-54.
30. Mayberry RP. The mystique of the horse is strong medicine: riding as therapeutic recreation. *Rehabil Lit.* 1978;39(6-7):192-6.
31. Bender R. *Hipoterapia.* Santiago de Chile: Mediterraneo; 2011.
32. Bertoti DB. Effect of therapeutic horseback riding on posture in children with cerebral palsy. *Phys Ther.* 1988;68(10):1505-12.
33. Engel B, Mackinnon JR. *Enhancing Human Occupation Through Hippotherapy: A Guide for Occupational Therapy.* Bethesda: AOTA Press; 2007.
34. Asociación de Zooterapia de Extremadura - Inicio [Internet]. [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.zooterapiaextremadura.org/>
35. PATH INTERNATIONAL [Internet]. [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.pathintl.org/>
36. Federation of Horses in Education and Therapy International [Internet]. [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.frdi.net/>
37. DKThR - Deutsches Kuratorium für Therapeutisches Reiten [Internet]. [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: <https://www.dkthr.de/de/>
38. Federación Española de Terapias Ecuestres F.E.T.E. [Internet]. [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.fete.org.es>
39. Apolo M, Jiménez I, Fernández-Argüelles E, Jiménez J. Evidencia científica de la hipoterapia en la parálisis cerebral y esclerosis múltiple. En *I Congreso iberoamericano de fisioterapia y kinesiología.* Oviedo; 2006.

40. Vives J. Intervención terapéutica asistida con caballos y autismo. Valencia: Fundación Divina Pastora; 2010.
41. Biery MJ. Riding and the handicapped. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1985;15(2):345-54.
42. American Hippotherapy Association, Inc. [Internet]. American Hippotherapy Association, Inc. [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.americanhippotherapyassociation.org/>
43. Granados AC, Agís IF. Why children with special needs feel better with hippotherapy sessions: a conceptual review. *J Altern Complement Med N Y N.* 2011;17(3):191-7.
44. Han JY, Kim JM, Kim SK, Chung JS, Lee H-C, Lim JK, et al. Therapeutic effects of mechanical horseback riding on gait and balance ability in stroke patients. *Ann Rehabil Med.* 2012;36(6):762-9.
45. Torrents C. La teoría de los sistemas dinámicos y el entrenamiento deportivo [Internet]. Universidad de Barcelona; 2005. Disponible en: core.ac.uk/download/pdf/16212542.pdf
46. Viry S, Sleimen-Malkoun R, Temprado J-J, Frances J-P, Berton E, Laurent M, et al. Patterns of Horse-Rider Coordination during Endurance Race: A Dynamical System Approach. Hug F, editor. *PLoS ONE.* 2013;8(8):e71804.
47. Fleck C. Hippotherapy: Mechanics of human walking and horseback riding. En: *Rehabilitation with the Aid of the Horse: A Collection of Studies.* Durango CO: Barbara Engel Therapy Services; 1997.
48. Ayres A. La integración sensorial en los niños: Desafíos sensoriales ocultos. Madrid: TEA; 2008.
49. Del Moral P, Pastor M, Sanz P. Del marco teórico de integración sensorial al modelo clínico de intervención. *TOG Coruña.* 2013;10(17):1-25.
50. Hadders-Algra M. The neuronal group selection theory: a framework to explain variation in normal motor development. *Dev Med Child Neurol.* 2000;42(8):566-72.
51. García S. Equinoterapia: Un binomio con fines terapéuticos. Veracruz: Universidad Veracruzana; 2010.
52. Schwesig R, Neumann S, Richter D, Kauert R, Becker S, Esperer HD, et al. [Impact of therapeutic riding on gait and posture regulation]. *Sportverletz Sportschaden Organ Ges Für Orthop-Traumatol Sportmed.* 2009;23(2):84-94.
53. Beinotti F, Correia N, Christofolletti G, Borges G. Use of hippotherapy in gait training for hemiparetic post-stroke. *Arq Neuropsiquiatr.* 2010;68(6):908-13.

54. Garner BA, Rigby BR. Human pelvis motions when walking and when riding a therapeutic horse. *Hum Mov Sci.* 2015;39:121-37.
55. Uchiyama H, Ohtani N, Ohta M. Three-dimensional analysis of horse and human gaits in therapeutic riding. *Appl Anim Behav Sci.* 2011;135(4):271-6.
56. Kang O-D, Ryu Y-C, Ryew C-C, Oh W-Y, Lee C-E, Kang M-S. Comparative analyses of rider position according to skill levels during walk and trot in Jeju horse. *Hum Mov Sci.* 2010;29(6):956-63.
57. Asociación de Zooterapia de Extremadura. Guía práctica: Manual de aproximación ayudantes de Intervenciones asistidas con caballos [Internet]. 2014 [citado 20 de septiembre de 2015]. Disponible en: https://www.dropbox.com/s/gsnlo8ql69b4fek/GuiaAproximacionAyudantesIAC_reducido.pdf?dl=1
58. Swift S. *Equitación Centrada: Equilibrio, posición y concentración del jinete para una óptima equitación.* Barcelona: Hispano Europea; 2005.
59. Von Dietze S. *Equilibrio en movimiento: Cómo conseguir un asiento perfecto.* Madrid: Tutor; 2006.
60. Maćków A, Małachowska-Sobieska M, Demczuk-Włodarczyk E, Sidorowska M, Szklarska A, Lipowicz A. Influence of Neurophysiological Hippotherapy on the Transference of the Centre of Gravity Among Children with Cerebral Palsy. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2014;16(6):581-93.
61. www.actualidadhipica.com. Actualidad Hipica - Información ecuestre. Resultados de Salto, Doma, Completo y Ponis online [Internet]. Actualidad Hípica. [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.actualidadhipica.com/2013/el-paso-consideraciones-biomecnicas-funcionales/>
62. Queralt A, Scott J, Romero J, Huertas F, Castellote J. Una aportación cinesiológica en actividad física asistida por animales: La interacción caballo-sujeto [Internet]. 2004 [citado 19 de septiembre de 2015]. Disponible en: www.eurjhm.com/index.php/eurjhm/article/viewFile/150/277
63. Buchner HHF, Savelberg HHCM, Schamhardt HC, Merkens HW, Barneveld A. Habituation of horses to treadmill locomotion. *Equine Vet J.* 10 de junio de 2010;26(S17):13-5.
64. Wennerstrand J, Johnston C, Roethlisberger-Holm K, Erichsen C, Eksell P, Drevemo S. Kinematic evaluation of the back in the sport horse with back pain. *Equine Vet J.* 2004;36(8):707-11.
65. Rhodin M, Johnston C, Holm KR, Wennerstrand J, Drevemo S. The influence of head and neck position on kinematics of the back in riding horses at the walk and trot. *Equine Vet J.* 2005;37(1):7-11.

66. Blokhuis MZ, Aronsson A, Hartmann E, Van Reenen CG, Keeling L. Assessing the rider's seat and horse's behavior: difficulties and perspectives. *J Appl Anim Welf Sci JAAWS*. 2008;11(3):191-203.
67. Corredor L. CARACTERIZACIÓN ANATOMOFISIOLÓGICA Y ESTUDIO COMPORTAMENTAL DEL CABALLO DE MONTA PARA EQUINOTERAPIA [Trabajo Fin de Grado]. [Bogotá]: Universidad de la Salle; 2009.
68. Lovett T, Hodson-Tole E, Nankervis K, Nankervis K. A preliminary investigation of rider position during walk, trot and canter. *Equine Comp Exerc Physiol*. 2005;2(2):71-6.
69. Goldmann T, Vilimek M. Kinematics of human spine during hippotherapy. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012;15 Suppl 1:203-5.
70. Byström A, Rhodin M, von Peinen K, Weishaupt MA, Roepstorff L. Kinematics of saddle and rider in high-level dressage horses performing collected walk on a treadmill. *Equine Vet J*. 2010;42(4):340-5.
71. Andrade C. Los aires naturales del caballo [Internet]. Análisis cinemático del paso en doma clásica. [citado 21 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.carlosandrade1.com/articulos/art9.php>
72. Serrano AL, Rivero JLL. Características musculares y análisis de la locomoción del caballo. Córdoba: Publicaciones de la Universidad de Córdoba y Obra Social y Cultural de Cajasur, 1997.
73. Cebrián F. Influencia de las trayectorias circulares en hipoterapia. Análisis estabilométrico [Trabajo Fin de Grado]. [Badajoz]: Universidad de Extremadura; 2015.
74. Strauss I. Hippotherapy: Neurophysiological Therapy on the horse. Stuttgart: Ontario Therapeutic Riding Association; 1995.
75. Matsuura A, Ohta E, Ueda K, Nakatsuji H, Kondo S. Influence of Equine Conformation on Rider Oscillation and Evaluation of Horses for Therapeutic Riding. *J Equine Sci*. 2008;19(1):9-18.
76. Matsuura A, Takita N, Shingu Y, Kondo S, Matsui A, Hiraga A, et al. Rhythm Analysis for Movements of Horse and Rider on a Treadmill by Sequential Still VTR Pictures. *J Equine Sci*. 2003;14(4):125-31.
77. Scott N. Special needs, special horses: A guide to the benefits of therapeutic riding. Texas: University of North Texas Press Denton, 2005.
78. Miller J, Aliston A. Therapeutic Riding: An Educational Tool for Children with Disabilities as Viewed by Parents. *J South Agric Educ Res*. 2004;54(1):113-23.

79. Sunwoo H, Chang WH, Kwon J-Y, Kim T-W, Lee J-Y, Kim Y-H. Hippotherapy in Adult Patients with Chronic Brain Disorders: A Pilot Study. *Ann Rehabil Med*. 2012;36(6):756.
80. Ionatamishvili NI, Tsverava DM, Loria MS, Avaliani LA. [Advantages of ride therapy in different forms of infantile cerebral palsy (therapeutic riding)]. *Zhurnal Nevrol Psikhiatrii Im SS Korsakova Minist Zdr Meditsinskoĭ Promyshlennosti Ross Fed Vserossiiskoe Obshchestvo Nevrol Vserossiiskoe Obshchestvo Psikiatrov*. 2003;103(2):25-7.
81. Borges MBS, Werneck MJ da S, Silva M de L da, Gandolfi L, Pratesi R. Therapeutic effects of a horse riding simulator in children with cerebral palsy. *Arq Neuropsiquiatr*. 2011;69(5):799-804.
82. Lee C-W, Kim SG, Na SS. The effects of hippotherapy and a horse riding simulator on the balance of children with cerebral palsy. *J Phys Ther Sci*. 2014;26(3):423-5.
83. Fernández C. Efectos de la hipoterapia combinada con el método Vojta sobre el equilibrio postural en la parálisis cerebral infantil: a propósito de un caso clínico [Trabajo Fin de Máster]. [Badajoz]: Universidad de Extremadura; 2014.
84. Volokitin AS, Bruykov AA, Apokin VV, Gulin AV. The influence of hippotherapy on functional state of neuromuscular system in children with cerebral palsy in the form of double spastic hemiplegia. *Teor Prakt Fiz Kult*. 2015;(4):83-5.
85. Shurtleff TL, Standeven JW, Engsberg JR. Changes in Dynamic Trunk/Head Stability and Functional Reach After Hippotherapy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(7):1185-95.
86. Fernández C, Apolo MD, Martínez Y, Caña A. Efectos de la hipoterapia en la estabilidad postural en parálisis cerebral infantil: a propósito de un caso clínico. *Fisioterapia*. 2015;37(3):135-9.
87. Chang HJ, Kwon J-Y, Lee J-Y, Kim Y-H. The Effects of Hippotherapy on the Motor Function of Children with Spastic Bilateral Cerebral Palsy. *J Phys Ther Sci*. 2012;24(12):1277-80.
88. Silkwood-Sherer DJ, Killian CB, Long TM, Martin KS. Hippotherapy--an intervention to habilitate balance deficits in children with movement disorders: a clinical trial. *Phys Ther*. 2012;92(5):707-17.
89. Park ES, Rha D-W, Shin JS, Kim S, Jung S. Effects of hippotherapy on gross motor function and functional performance of children with cerebral palsy. *Yonsei Med J*. 2014;55(6):1736-42.
90. Davis E, Davies B, Wolfe R, Raadsveld R, Heine B, Thomason P, et al. A randomized controlled trial of the impact of therapeutic horse riding on the quality of life, health, and function of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2009;51(2):111-9.

91. Fízkova V, Krejčí E, Svoboda Z, Elfmark M, Janura M. The effect of hippotherapy on gait in patients with spastic cerebral palsy. *Acta Univ Palacki Olomuc Gymn.* 2013;43(4):17-23.
92. Manikowska F, Jóźwiak M, Idzior M, Chen P-JB, Tarnowski D. The effect of a hippotherapy session on spatiotemporal parameters of gait in children with cerebral palsy - pilot study. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2013;15(3):7-7.
93. McGibbon NH, Andrade CK, Widener G, Cintas HL. Effect of an equine-movement therapy program on gait, energy expenditure, and motor function in children with spastic cerebral palsy: a pilot study. *Dev Med Child Neurol.* 1998;40(11):754-62.
94. McGee MC, Reese NB. Immediate Effects of a Hippotherapy Session on Gait Parameters in Children with Spastic Cerebral Palsy: *Pediatr Phys Ther.* 2009;21(2):212-8.
95. Dirienzo LN, Dirienzo LT, Baceski DA. Heart rate response to therapeutic riding in children with cerebral palsy: an exploratory study. *Pediatr Phys Ther Off Publ Sect Pediatr Am Phys Ther Assoc.* 2007;19(2):160-5.
96. Shurtleff T, Engsborg J. Long-term effects of hippotherapy on one child with cerebral palsy: A research case study. *Br J Occup Ther.* 2012;75(8):359-66.
97. Debusse D, Gibb C, Chandler C. Effects of hippotherapy on people with cerebral palsy from the users' perspective: A qualitative study. *Physiother Theory Pract.* 2009;25(3):174-92.
98. Krejci E, Janura M, Svoboda Z. The benefit of hippotherapy for improvement of attention and memory in children with cerebral palsy: A pilot study. *Acta Gymnica.* 2015;45(1):27-32.
99. Oppenheim WL. Complementary and alternative methods in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2009;51(4):122-9.
100. Papavasiliou AS. Management of motor problems in cerebral palsy: a critical update for the clinician. *Eur J Paediatr Neurol EJPJN Off J Eur Paediatr Neurol Soc.* 2009;13(5):387-96.
101. Bronson C, Brewerton K, Ong J, Palanca C, Sullivan SJ. Does hippotherapy improve balance in persons with multiple sclerosis: a systematic review. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2010;46(3):347-53.
102. Silkwood-Sherer D, Warmbier H. Effects of hippotherapy on postural stability, in persons with multiple sclerosis: a pilot study. *J Neurol Phys Ther JNPT.* 2007;31(2):77-84.
103. Hammer A, Nilsagård Y, Forsberg A, Pepa H, Skargren E, Oberg B. Evaluation of therapeutic riding (Sweden)/hippotherapy (United States). A single-subject

- experimental design study replicated in eleven patients with multiple sclerosis. *Physiother Theory Pract.* 2005;21(1):51-77.
104. Mackay-Lyons M, Conway C, Roberts W. Effects of therapeutic riding on patients with multiple sclerosis: a preliminary trial. *Physiother Can.* 1988;40(2):104-9.
105. Mendonça K, Copetti F, Joner M, Morais C, Ferreira A. Efeito da equoterapia na estabilidade postural de portadores de esclerose múltipla: estudo preliminar. *Fisioter Pesq.* 2013;20(1):43-9.
106. Strauss I. Therapeutic horse-riding for multiple sclerosis patients. *Dtsch Arztebl.* 1985;82:1509-15.
107. Lechner HE, Feldhaus S, Gudmundsen L, Hegemann D, Michel D, Zäch GA, et al. The short-term effect of hippotherapy on spasticity in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2003;41(9):502-5.
108. Lechner HE, Kakebeeke TH, Hegemann D, Baumberger M. The effect of hippotherapy on spasticity and on mental well-being of persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(10):1241-8.
109. Exner G, Engelmann A, Lange K, Wenck B. [Basic principles and effects of hippotherapy within the comprehensive treatment of paraplegic patients]. *Rehabil.* 1994;33(1):39-43.
110. Ungermann CM, Gras LZ. Therapeutic Riding Followed by Rhythmic Auditory Stimulation to Improve Balance and Gait in a Subject with Orthopedic Pathologies. *J Altern Complement Med.* 2011;17(12):1191-5.
111. Jenčíková A. Hippotherapy in rehabilitation in patients with vertebralogical problems. *Rehabilitacia.* 2004;41(2):94-107.
112. Rothhaupt D, Ziegler H, Laser T. The orthopedic hippotherapy - New ways in treatment of segmental instabilities in the lumbar spine region. *Wien Med Wochenschr.* 1997;147(22):504-8.
113. Rothhaupt D, Laser T, Ziegler H. Orthopedic riding, special form of therapy which stabilise lumbar spine muscles. *Rehabilitacia.* 1995;28(3):150-3.
114. Ryul LD, Gi LN, Jung CH, Sung OY, Hyun YS (Joshua), Hwan OJ, et al. The effect of robo-horseback riding therapy on spinal alignment and associated muscle size in MRI for a child with neuromuscular scoliosis: An experimenter-blind study. *Neurorehabilitation.* 2011;(1):23-7.
115. Nareklshvili TM. Dynamics of hip joint biomechanics in patients with coxarthrosis at the time of hippotherapy. *Georgian Med News.* 2008;(155):26-31.

116. Kubota M, Nagasaki M, Tokudome M, Shinomiya Y, Ozawa T, Sato Y. Mechanical horseback riding improves insulin sensitivity in elder diabetic patients. *Diabetes Res Clin Pract.* 2006;71(2):124-30.
117. Cerulli C, Minganti C, De Santis C, Tranchita E, Quaranta F, Parisi A. Therapeutic horseback riding in breast cancer survivors: A pilot study. *J Altern Complement Med.* 2014;20(8):623-9.
118. Meneghetti CHZ, Da Silva Porto CH, Iwabe C, Poletti S. Equotherapy intervention in the static balance in a child with down syndrome. *Rev Neurocienc.* 2009;17(4):392-6.
119. Copetti F, Mota CB, Graup S, Menezes KM, Venturini EB. Angular kinematics of the gait of children with Down's syndrome after intervention with hippotherapy. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(6):503-7.
120. Posada AMU, Palacio TFR, Fernández DYB. ¿Cómo beneficia la Equinoterapia a las personas con Síndrome de Down? *Rev CES Salud Pública.* 2012;3(1):4-10.
121. Díaz Y, Báez F, Tarajano A. Equinoterapia: experiencia en un año de tratamiento. *Rev Arch Méd Camagüey.* 2006;10(6):102-11.
122. Nelson K, Axtell J, Derby KM, Moug R, Berrera S, McLaughlin TF. A preliminary analysis of therapeutic horseback riding. *Int J Soc Sci Educ.* 2011;1(4):644-56.
123. Bass MM, Duchowny CA, Llabre MM. The effect of therapeutic horseback riding on social functioning in children with autism. *J Autism Dev Disord.* septiembre de 2009;39(9):1261-7.
124. Tabares CT, Castro FV, Herrera SS, Alejo S, Juárez JC. Cambios hormonales por efecto de la terapia asistida con caballos en personas autistas. *Campo Abierto Rev Educ.* 2014;33(1):37-46.
125. Tabares C, Vicente F, Sánchez S, Aparicio A, Alejo S, Cubero J. Quantification of hormonal changes by effects of hippotherapy in the autistic population. *Neurochem J.* 2012;6(4):311-6.
126. Steiner H, Kertesz Z. Effect of therapeutic riding on gait cycle parameters and behavioural skills of autistic children. En libro de ponencia: 3º IEEE Internacional Conferencie on Cognitive Infocommunication, CogInfoCom. Kosice:2012.p.109-19.
127. Picas A. Investigación Documental: Rehabilitación ecuestre enfocado al transtorno de déficit atencional con hiperactividad [Trabajo Fin de Grado]. [Santiago de Chile]: Universidad Central de Chile; 2003.
128. Giagazoglou P, Arabatzi F, Dipla K, Liga M, Kellis E. Effect of a hippotherapy intervention program on static balance and strength in adolescents with intellectual disabilities. *Res Dev Disabil.* 2012;33(6):2265-70.

129. Steiner H, Kertesz Z. Effect of therapeutic riding on joint angles parameters of visually impaired children (A long-term study). En libro de ponencia: 3º IEEE Internacional Conference on Cognitive Infocommunication, CogInfoCom. Kosice: 2012. p. 103-7
130. Bizub AL, Joy A, Davidson L. «It's like being in another world»: Demonstrating the benefits of therapeutic horseback riding for individuals with psychiatric disability. *Psychiatr Rehabil J*. 2003;26(4):377-84.
131. Anttila H, Suoranta J, Malmivaara A, Mäkelä M, Autti-Rämö I. Effectiveness of Physiotherapy and Conductive Education Interventions in Children with Cerebral Palsy: A Focused Review. *Am J Phys Med Rehabil*. 2008;87(6):478-501.
132. Whalen CN, Case-Smith J. Therapeutic Effects of Horseback Riding Therapy on Gross Motor Function in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2012;32(3):229-42.
133. Pickerill ML, Harter RA. Validity and reliability of limits-of-stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. *J Athl Train*. 2011;46(6):600-6.
134. Katić R, Bonacin D, Blazević S. Phylogenetically conditioned possibilities of the realization and of the development of complex movements at the age of 7 years. *Coll Antropol*. 2001;25(2):573-83.
135. Westcott SL, Burtner PA. Postural control in children: implications for pediatric practice. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2004;24(1-2):5-55.
136. Rama López J, Pérez Fernández N. Caracterización de la interacción sensorial en posturografía. *Acta Otorrinolaringológica Esp*. 2004;55(2):62-6.
137. Daza J. Evaluación clínica funcional del movimiento corporal humano. Madrid: Editorial Médica-Panamericana; 2007.
138. Duarte M, Freitas SMSF. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter São Carlos São Paulo Braz*. 2010;14(3):183-92.
139. Izquierdo M. Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte. Madrid: Editorial Médica-Panamericana; 2008. 796 p.
140. Martín A. Prevención de las caídas en personas mayores a partir del tratamiento fisioterápico del desequilibrio postural. [Tesis doctoral][Salamanca]: Universidad de Salamanca; 2008.
141. Peydro MF, Baydal JM, Vivas MJ. Assessment and rehabilitation of balance by posturography. *Rehabilitacion*. 2005;39(6):315-23.

142. Oliva M, Bartual J, Roquette J, Bartual J. Estudio espectral de la estrategia postural de una población sana en pruebas estáticas. *Acta Otorrinolaringológica Esp.* 2013;64(2):124-32.
143. Redfern MS, Yardley L, Bronstein AM. Visual influences on balance. *J Anxiety Disord.* 2001;15(1-2):81-94.
144. Gatica R V, Elgueta C E, Valdés M R. Effects of sensory stimuli on postural control: A tetraplegic case report. *Int J Morphol.* 2008;26(4):809-12.
145. Lirola A. Registro posturográfico y craneocorpográfico de las alteraciones del equilibrio producidas por el alcohol. [Tesis doctoral] [Santiago de Compostela]: Universidad de Santiago de Compostela; 2010.
146. Shepard N. Evaluation and Management of balance System Disorders. En: *Handbook of clinical Audiology.* 5ª ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilins; 2002. p. 407-39.
147. Amblard B, Assaiante C, Fabre JC, Mouchnino L, Massion J. Voluntary head stabilization in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed in weightlessness. *Exp Brain Res.* 1997;114(2):214-25.
148. Pérennou DA, Amblard B, Laassel el-M null, Pélissier J. Hemispheric asymmetry in the visual contribution to postural control in healthy adults. *Neuroreport.* 1997;8(14):3137-41.
149. Ito M. *The cerebellum and neural control.* New York: Raven Press; 1984.
150. Luebke AE, Robinson DA. Gain changes of the cat's vestibulo-ocular reflex after flocculus deactivation. *Exp Brain Res.* 1994;98(3):379-90.
151. Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neurosci Lett.* 2000;281(2-3):99-102.
152. Trew M, Everett T. *Fundamentos del movimiento humano.* 5ª ed. Barcelona: Masson; 2006.
153. Paeth B. *Experiencias con el Concepto Bobath: fundamentos, tratamientos, casos.* Madrid: Editorial Médica-Panamericana; 2000.
154. Lepers R, Bigard AX, Diard JP, Gouteyron JF, Guezennec CY. Posture control after prolonged exercise. *Eur J Appl Physiol.* 1997;76(1):55-61.
155. McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(4):484-9.
156. Goulding A, Jones IE, Taylor RW, Piggot JM, Taylor D. Dynamic and static tests of balance and postural sway in boys: effects of previous wrist bone fractures and high adiposity. *Gait Posture.* 2003;17(2):136-41.

157. Woollacott MH, Shumway-Cook A. Changes in posture control across the life span--a systems approach. *Phys Ther.* 1990;70(12):799-807.
158. Riach CL, Hayes KC. Maturation of postural sway in young children. *Dev Med Child Neurol.* 1987;29(5):650-8.
159. Wu J, McKay S, Angulo-Barroso R. Center of mass control and multi-segment coordination in children during quiet stance. *Exp Brain Res.* 2009;196(3):329-39.
160. Steindl R, Kunz K, Schrott-Fischer A, Scholtz AW. Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Dev Med Child Neurol.* 2006;48(6):477-82.
161. Hirabayashi S, Iwasaki Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain Dev.* 1995;17(2):111-3.
162. Foudriat BA, Di Fabio RP, Anderson JH. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 1993;27(3):255-71.
163. Postura y equilibrio [Internet]. [citado 26 de septiembre de 2015]. Disponible en: http://es.slideshare.net/roci0f_2011/postura-y-equilibrio-presentation
164. Genthon N, Vuillerme N, Monnet JP, Petit C, Rougier P. Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2007;22(9):1024-9.
165. Caña A. Estudio piloto sobre variables de interés clínico proporcionadas por instrumentos de medida del equilibrio postural: acelerometría versus plataformas de presión [Trabajo Fin de Máster]. [Badajoz]: Universidad de Extremadura; 2014.
166. Hopkins B, Rönnqvist L. Facilitating postural control: effects on the reaching behavior of 6-month-old infants. *Dev Psychobiol.* 2002;40(2):168-82.
167. Felipe I, Álvarez AM. Manual de tratamiento en la atención temprana [Internet]. [citado 26 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library?e=d-l0000-00---off-0rehabili--00-0--0-10-0--0-0---0prompt-10---4-----4-0-1l--11-es-50-0--20-about--100-0-1-00-0-0-11-1-0utfZz-8-00-0-1-00-0-0-11-1-0utfZz-8-00&a=d&c=rehabili&cl=CL1&d=HASH3fcd62d1e3927706119ea7>
168. Soska KC, Adolph KE, Johnson SP. Systems in development: motor skill acquisition facilitates three-dimensional object completion. *Dev Psychol.* 2010;46(1):129-38.
169. Rochat P. Self-sitting and reaching in 5- to 8-month-old infants: the impact of posture and its development on early eye-hand coordination. *J Mot Behav.* 1992;24(2):210-20.

170. Rochat P, Goubet N. Development of sitting and reaching in 5- to 6-month-old infants. *Infant Behav Dev.* 1995;18(1):53-68.
171. Van der Fits IB, Otten E, Klip AW, Van Eykern LA, Hadders-Algra M. The development of postural adjustments during reaching in 6- to 18-month-old infants. Evidence for two transitions. *Exp Brain Res.* 1999;126(4):517-28.
172. Caña A, Apolo MD, Moral J, Álvaro J, Fernández C. Valoración del equilibrio postural en bipedestación-sedestación en sujetos sanos. Un estudio piloto. *Fisioterapia*, 2015 [In press].
173. Cano R, Molero A, Carratalá M, Alguacil IM, Molina F, Miangolarra JC, et al. Theories and control models and motor learning: clinical applications in neuro-rehabilitation. *Neurol Barc Spain.* 2015;30(1):32-41.
174. Magill R. *Motor learning and control: concepts and applications.* Hardcover: McGraw-Hill; 2007.
175. Lee TD, Genovese ED. Distribution of practice in motor skill acquisition: different effects for discrete and continuous tasks. *Res Q Exerc Sport.* 1989;60(1):59-65.
176. Bermúdez RM, Martínez AG. Strategies to stimulate motor learning during vocal therapy in neurodegenerative diseases. *Rev Logop Foniatr Audiol.* 2013;33(1):13-24.
177. Kamen G, Patten C, Du CD, Sison S. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology.* 1998;44(1):40-5.
178. Field D, Livingstone R. Clinical tools that measure sitting posture, seated postural control or functional abilities in children with motor impairments: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2013;27(11):994-1004.
179. Whitney SL, Roche JL, Marchetti GF, Lin C-C, Steed DP, Furman GR, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: a measure of balance. *Gait Posture.* 2011;33(4):594-9.
180. Gowitzke BA, Milner M. *El cuerpo y sus movimientos.* Bases científicas. Madrid:Editorial Paidotribo; 1999. 352 p.
181. Harbourne RT, Willett S, Kyvelidou A, Deffeyes J, Stergiou N. A comparison of interventions for children with cerebral palsy to improve sitting postural control: a clinical trial. *Phys Ther.* 2010;90(12):1881-98.
182. Harbourne RT, Stergiou N. Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Dev Psychobiol.* 2003;42(4):368-77.

183. Harbourne RT, Deffeyes JE, Kyvelidou A, Stergiou N. Complexity of postural control in infants: linear and nonlinear features revealed by principal component analysis. *Nonlinear Dyn Psychol Life Sci.* 2009;13(1):123-44.
184. Schmit JM, Riley MA, Dalvi A, Sahay A, Shear PK, Shockley KD, et al. Deterministic center of pressure patterns characterize postural instability in Parkinson's disease. *Exp Brain Res.* 2006;168(3):357-67.
185. Cavanaugh JT, Guskiewicz KM, Stergiou N. A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Med Auckl NZ.* 2005;35(11):935-50.
186. Pasini H, Grecco LAC, Christovão TC, Braun LA, Giannasi LC, Salgado ASI, et al. Effect of posture-control insoles on function in children with cerebral palsy: randomized controlled clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13:193.
187. Bennett BC, Abel MF, Wolovick A, Franklin T, Allaire PE, Kerrigan DC. Center of mass movement and energy transfer during walking in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(11):2189-94.
188. O'Sullivan M, Blake C, Cunningham C, Boyle G, Finucane C. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age Ageing.* 2008;38(3):308-13.
189. Adlerton A-K, Moritz U, Moe-Nilssen R. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiother Res Int J Res Clin Phys Ther.* 2003;8(4):187-99.
190. DeBolt LS, McCubbin JA. The effects of home-based resistance exercise on balance, power, and mobility in adults with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(2):290-7.
191. Lynch EA, Hillier SL, Stiller K, Campanella RR, Fisher PH. Sensory retraining of the lower limb after acute stroke: a randomized controlled pilot trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(9):1101-7.
192. Lin S-I, Woollacott M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. *Age Ageing.* 2005;34(4):358-63.
193. Silsupadol P, Siu K-C, Shumway-Cook A, Woollacott MH. Training of balance under single- and dual-task conditions in older adults with balance impairment. *Phys Ther.* 2006;86(2):269-81.
194. Camacho A, Pallás CR, De La Cruz J, Simón R, Mateos F. Cerebral palsy: The concept and population-based registers. *Rev Neurol.* 2007;45(8):503-8.

195. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007;109:8-14.
196. Robaina GR, Riesgo S, Robaina MS. Definition and classification of cerebral palsy: A problem that has already been solved? *Rev Neurol.* 2007;45(2):110-7.
197. Sankar C, Mundkur N. Cerebral palsy-definition, classification, etiology and early diagnosis. *Indian J Pediatr.* octubre de 2005;72(10):865-8.
198. Protocolos de Neurología | Asociación Española de Pediatría [Internet]. [citado 26 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.aeped.es/documentos/protocolos-neurologia>
199. Woollacott M, Shumway-Cook A, Hutchinson S, Ciol M, Price R, Kartin D. Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: a pilot study. *Dev Med Child Neurol.* 2005;47(7):455-61.
200. Graaf-Peters VB, Blauw-Hospers CH, Dirks T, Bakker H, Bos AF, Hadders-Algra M. Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: possibilities for intervention? *Neurosci Biobehav Rev.* 2007;31(8):1191-200.
201. Liu W-Y, Zaino CA, McCoy SW. Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatr Phys Ther Off Publ Sect Pediatr Am Phys Ther Assoc.* 2007;19(3):188-95.
202. Saavedra S, Woollacott M, van Donkelaar P. Head stability during quiet sitting in children with cerebral palsy: effect of vision and trunk support. *Exp Brain Res.* 2010;201(1):13-23.
203. Saavedra SL, Woollacott MH. Segmental Contributions to Trunk Control in Children With Moderate-to-Severe Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(6):1088-97.
204. Van der Heide JC, Fock JM, Otten B, Stremmelaar E, Hadders-Algra M. Kinematic characteristics of postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Pediatr Res.* 2005;58(3):586-93.
205. Donker SF, Ledebt A, Roerdink M, Savelsbergh GJP, Beek PJ. Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Exp Brain Res.* 2008;184(3):363-70.
206. Sancho A, Dorao Martínez P, Ruza F. Evaluation of energy expenditure in children. Physiological and clinical implications and measurement methods. *An Pediatría Barc Spain.* 2008;68(2):165-80.
207. Balaguer R. Valoración de un método de posturografía estática con pruebas dinámicas para evaluar funcionalmente pacientes vestibulares en edad

- laboral y su relación con el índice de discapacidad. [Tesis doctoral][Valencia]: Universidad de Valencia; 2012.
208. Mathie MJ, Coster ACF, Lovell NH, Celler BG. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiol Meas.* 2004;25(2):R1-20.
209. Chen KY, Bassett DR. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(11 Suppl):490-500.
210. Godfrey A, Conway R, Meagher D, O'Laighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med Eng Phys.* 2008;30(10):1364-86.
211. Janssen W, Kulcu DG, Horemans H, Stam HJ, Bussmann J. Sensitivity of Accelerometry to Assess Balance Control During Sit-to-Stand Movement. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2008;16(5):479-84.
212. Moe-Nilssen R, Helbostad JL, Talcott JB, Toennesen FE. Balance and gait in children with dyslexia. *Exp Brain Res.* 2003;150(2):237-44.
213. Mancini M, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Chiari L. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2011;17(7):557-62.
214. Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, Giansanti D. Audio-Biofeedback for Balance Improvement: An Accelerometry-Based System. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005;52(12):2108-11.
215. Iosa M, Marro T, Paolucci S, Morelli D. Stability and harmony of gait in children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 2012;33(1):129-35.
216. Dalton A, Khalil H, Busse M, Rosser A, van Deursen R, Ó'laighin G. Analysis of gait and balance through a single triaxial accelerometer in presymptomatic and symptomatic Huntington's disease. *Gait Posture.* 2013;37(1):49-54.
217. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture.* 2003;18(1):35-46.
218. Maetzler W, Mancini M, Liepelt-Scarfone I, Müller K, Becker C, van Lummel RC, et al. Impaired trunk stability in individuals at high risk for Parkinson's disease. *PloS One.* 2012;7(3):e32240.
219. Mancini M, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Zampieri C, King L, Chiari L, et al. ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J Neuroengineering Rehabil.* 2012;9:59.
220. Mellone S, Palmerini L, Cappello A, Chiari L. Hilbert-Huang-based tremor removal to assess postural properties from accelerometers. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2011;58(6):1752-61.

221. Kavanagh JJ, Morrison S, Barrett RS. Coordination of head and trunk accelerations during walking. *Eur J Appl Physiol.* 2005;94(4):468-75.
222. Zhou S, Shan Q, Fei F, Li WJ, Kwong CP, Wu PCK, et al. Gesture recognition for interactive controllers using MEMS motion sensors. En *Nano/Micro Engineered Molecular Systems. NEMS 2009. 4th IEEE International Conference on. IEEE, 2009.* p. 935-40.
223. Bouten CVC, Koekkoek KTM, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(3):136-47.
224. Yang C-C, Hsu Y-L. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors.* 2010;10(8):7772-88.
225. Gjoreski H, Luštrek M, Gams M. Accelerometer placement for posture recognition and fall detection. En *intelligent Environments (IE), 2011. 7th International Conference on. IEEE, 2011* p. 47-54.
226. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech.* 2004;37(1):121-6.
227. Armstrong W, McGregor SJ, Yaggie JA, Bailey JJ, Johnson SM, Goin AM, et al. Reliability of mechanomyography and triaxial accelerometry in the assessment of balance. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(4):726-31.
228. Ghasemzadeh H, Jafari R, Prabhakaran B. A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: multimodal interpretation of muscular activities. *IEEE Trans Inf Technol Biomed Publ IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010;14(2):198-206.
229. Turcot K, Allet L, Golay A, Hoffmeyer P, Armand S. Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2009;24(9):716-21.
230. Zijlstra W, Bisseling RW, Schlumbohm S, Baldus H. A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit-to-stand movements. *Gait Posture.* 2010;31(2):272-8.
231. LoMonaco EA, Paquet N, Hui-Chan CWY. Responses to whole head-and-body tilts with and without passive ankle dorsiflexion in the absence of visual feedback. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2004;19(6):648-52.
232. Teixeira FG, Jesus IRT, Mello RGT, Nadal J. Cross-correlation between head acceleration and stabilograms in humans in orthostatic posture. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf.* 2012:3496-9.
233. Turcot K, Aissaoui R, Boivin K, Pelletier M, Hagemeister N, de Guise JA. The responsiveness of three-dimensional knee accelerations used as an estimation

- of knee instability and loading transmission during gait in osteoarthritis patient's follow-up. *Osteoarthr Cartil OARS Osteoarthr Res Soc.* 2009;17(2):213-9.
234. van den Berg-Emons RJ, Bussmann JB, Stam HJ. Accelerometry-Based Activity Spectrum in Persons With Chronic Physical Conditions. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(12):1856-61.
235. Foerster F, Fahrenberg J. Motion pattern and posture: correctly assessed by calibrated accelerometers. *Behav Res Methods Instrum Comput J Psychon Soc Inc.* 2000;32(3):450-7.
236. Foerster F, Smeja M, Fahrenberg J. Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring. *Comput Hum Behav.* 1999;15(5):571-83.
237. Tung JY, Semple JFL, Woo WX, Hsu W-S, Sinn M, Roy EA, et al. Ambulatory assessment of lifestyle factors for Alzheimer's disease and related dementias. En *AAAI Spring Symposium: Computational Physiology.* 2011. p. 50-4.
238. Tung JY, Moore C, Giangregorio L. Can we use accelerometry to monitor balance exercise performance in older adults? *Gait Posture.* 2014;39(3):991-4.
239. Münz A, Eckardt F, Heipertz-Hengst C, Peham C, Witte K. A Preliminary Study of an Inertial Sensor-based Method for the Assessment of Human Pelvis Kinematics in Dressage Riding. *J Equine Vet Sci.* 2013;33(11):950-5.
240. Wolframm IA, Bosga J, Meulenbroek RGJ. Coordination dynamics in horse-rider dyads. *Hum Mov Sci.* 2013;32(1):157-70.
241. Terada K. Comparison of head movement and EMG activity of muscles between advanced and novice horseback riders at different gaits. *J Equine Sci.* 2000;11(4):83-90.
242. Patterson M, Doyle J, Cahill E, Caulfield B, McCarthy Persson U. Quantifying show jumping horse rider expertise using IMUs. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Conf.* 2010;684-7.
243. Sánchez D. Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño. [Tesis doctoral] [Cádiz]: Universidad de Cádiz; 2008.
244. Izquierdo M, Martínez-Ramírez A, Larrión JL, Irujo-Espinosa M, Gómez M. Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica: Nuevas posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores. *Anales del sistema sanitario de Navarra.* 2008:159-70.

245. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*. 2002;16(1):60-8.
246. van den Noort JC, Scholtes VA, Harlaar J. Evaluation of clinical spasticity assessment in cerebral palsy using inertial sensors. *Gait Posture*. 2009;30(2):138-43.
247. Matthews L, Hankey C, Penpraze V, Boyle S, Macmillan S, Miller S, et al. Agreement of accelerometer and a physical activity questionnaire in adults with intellectual disabilities. *Prev Med*. 2011;52(5):361-4.
248. Clanchy KM, Tweedy SM, Boyd RN, Trost SG. Validity of accelerometry in ambulatory children and adolescents with cerebral palsy. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(12):2951-9.
249. Weikert M, Suh Y, Lane A, Sandroff B, Dlugonski D, Fernhall B, et al. Accelerometry is associated with walking mobility, not physical activity, in persons with multiple sclerosis. *Med Eng Phys*. 2012;34(5):590-7.
250. Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture*. 2003;18(2):1-10.
251. Kavanagh JJ, Morrison S, James DA, Barrett R. Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *J Biomech*. 2006;39(15):2863-72.
252. Brandes M, Zijlstra W, Heikens S, van Lummel R, Rosenbaum D. Accelerometry based assessment of gait parameters in children. *Gait Posture*. 2006;24(4):482-6.
253. Kubo M, Ulrich B. Coordination of pelvis-HAT (head, arms and trunk) in anterior-posterior and medio-lateral directions during treadmill gait in preadolescents with/without Down syndrome. *Gait Posture*. 2006;23(4):512-8.
254. Takeda R, Tadano S, Natorigawa A, Todoh M, Yoshinari S. Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *J Biomech*. 2009;42(15):2486-94.
255. González RC, López AM, Rodríguez-Uría J, Alvarez D, Alvarez JC. Real-time gait event detection for normal subjects from lower trunk accelerations. *Gait Posture*. 2010;31(3):322-5.
256. Pendharkar G, Lai DTH, Begg R. The effect of walking surface on upper limb dynamics measured using inertial sensors. En *IEEE; 2013* [citado 27 de septiembre de 2015]. p. 324-8. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6529810>

257. Pendharkar G, Percival P, Morgan D, Lai D. Automated method to distinguish toe walking strides from normal strides in the gait of idiopathic toe walking children from heel accelerometry data. *Gait Posture*. 2012;35(3):478-82.
258. Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture*. 2011;33(3):366-72.
259. Caby B, Kieffer S, de Saint Hubert M, Cremer G, Macq B. Feature extraction and selection for objective gait analysis and fall risk assessment by accelerometry. *Biomed Eng Online*. 2011;10:1.
260. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clin Biomech Bristol Avon*. 1998;13(4-5):328-35.
261. Weiss A, Herman T, Plotnik M, Brozgol M, Maidan I, Giladi N, et al. Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Med Eng Phys*. 2010;32(2):119-25.
262. Wilhelmsen K, Nordahl SHG, Moe-Nilssen R. Attenuation of trunk acceleration during walking in patients with unilateral vestibular deficiencies. *J Vestib Res Equilib Orientat*. 2010;20(6):439-46.
263. Maltais DB, Pierrynowski MR, Galea VA, Matsuzaka A, Bar-Or O. Habitual physical activity levels are associated with biomechanical walking economy in children with cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr*. 2005;84(1):36-45.
264. Mostafavizadeh M, Sadri AR, Zekri M. Walking pattern classification in children with cerebral palsy: A wavelet network approach. *En IEEE; 2012* [citado 27 de septiembre de 2015]. p. 243-9. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6313752>
265. Slaman J, Roebroek ME, van Meeteren J, van der Slot WM, Reinders-Messelink HA, Lindeman E, et al. Learn 2 Move 16-24: effectiveness of an intervention to stimulate physical activity and improve physical fitness of adolescents and young adults with spastic cerebral palsy; a randomized controlled trial. *BMC Pediatr*. 2010;10:79.
266. Ryan JM, Forde C, Hussey JM, Gormley J. Comparison of Patterns of Physical Activity and Sedentary Behavior Between Children With Cerebral Palsy and Children With Typical Development. *Phys Ther*. 2015 [in press]
267. Claridge EA, McPhee PG, Timmons BW, Martin Ginis KA, Macdonald MJ, Gorter JW. Quantification of Physical Activity and Sedentary Time in Adults with Cerebral Palsy. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(8):1719-26.
268. Heinze F, Hesels K, Breitbach-Faller N, Schmitz-Rode T, Disselhorst-Klug C. Movement analysis by accelerometry of newborns and infants for the early

- detection of movement disorders due to infantile cerebral palsy. *Med Biol Eng Comput.* 2010;48(8):765-72.
269. Gordon AM, Schneider JA, Chinnan A, Charles JR. Efficacy of a hand-arm bimanual intensive therapy (HABIT) in children with hemiplegic cerebral palsy: a randomized control trial. *Dev Med Child Neurol.* 2007;49(11):830-8.
270. McDonald RL, Wilson GN, Molloy A, Franck LS. Feasibility of three electronic instruments in studying the benefits of adaptive seating. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2011;6(6):483-90.
271. Hiroto T, Iwasaki Y, Waller A. Assessing quality of movement in a child with cerebral palsy by using accelerometers. En *IEEE; 2012* [citado 27 de septiembre de 2015]. p. 750-3. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6275612>
272. Dunne A, Do-Lenh S, Ó'Laighin G, Shen C, Bonato P. Upper extremity rehabilitation of children with cerebral palsy using accelerometer feedback on a multitouch display. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010. Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2010* p. 1751-4.
273. Baram Y. Virtual sensory feedback for gait improvement in neurological patients. *Front Neural Circuits* 2013;25:733.
274. Baram Y, Lenger R. Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback. *Neuromodulation.* 2012;15(1):48-52.
275. Gwirc S, Lupi D, Brengi D, Huy C, Marsilli F. Sistema de análisis de traslación humana usando un acelerómetro. En: *Congreso de Microelectrónica [Internet]. Buenos Aires; 2010* [citado 20 de agosto de 2015]. Disponible en: http://www.lacie-unlam.org/uea2010/trabajos/uea2010_submission_29.pdf
276. GMFCS - CanChild [Internet]. [citado 3 de octubre de 2015]. Disponible en: <https://www.canchild.ca/en/measures/gmfcs.asp>
277. GT3X | ActiGraph [Internet]. [citado 27 de septiembre de 2015]. Disponible en: <http://www.actigraphcorp.com/support/activity-monitors/gt3x/>
278. Álvaro J. Elaboración de un modelo de trabajo colaborativo para el registro y análisis de datos biomecánicos en sesiones clínicas. [Proyecto fin de carrera]. [Valladolid]: Universidad de Valladolid; 2014.
279. Flores FM, Dagnese F, Mota CB, Copetti F. Parameters of the center of pressure displacement on the saddle during hippotherapy on different surfaces. *Braz J Phys Ther.* 2015;19(3):211-7.
280. Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Merckens HW, Barneveld A. Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses. *Vet Q.* 1994;16 Suppl 2:S87-90.

281. Peham C, Licka T, Schobesberger H, Meschan E. Influence of the rider on the variability of the equine gait. *Hum Mov Sci.* 2004;23(5):663-71.
282. Cocq P, Van Weeren PR, Back W. Saddle pressure measuring: validity, reliability and power to discriminate between different saddle-fits. *Vet J Lond Engl.* 2006;172(2):265-73.
283. Cocq P, Van Weeren PR, Back W. Effects of girth, saddle and weight on movements of the horse. *Equine Vet J.* 2004;36(8):758-63.
284. Schiavone A, Tulli A. Analysis of the movements involved in horse-riding. *J Sports Traumatol Relat Res.* 1994;16(4):196-205.
285. Quint C, Toomey M. Powered saddle and pelvic mobility. An investigation into the effects on pelvic mobility of children with cerebral palsy of a powered saddle which imitates the movements of a walking horse. *Physiotherapy.* 1998;84(8):376-84.
286. Brodie MAD, Beijer TR, Canning CG, Lord SR. Head and pelvis stride-to-stride oscillations in gait: validation and interpretation of measurements from wearable accelerometers. *Physiol Meas.* 2015;36(5):857-72.
287. Smeathers JE. Measurement of transmissibility for the human spine during walking and running. *Clin Biomech Bristol Avon.* 1989;4(1):34-40.
288. Prince F, Winter D, Stergiou P, Walt S. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait Posture.* 1994;2(1):19-25.
289. Heyrman L, Feys H, Molenaers G, Jaspers E, Van de Walle P, Monari D, et al. Reliability of head and trunk kinematics during gait in children with spastic diplegia. *Gait Posture.* 2013;37(3):424-9.
290. Mathie MJ, Coster ACF, Lovell NH, Celler BG. Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer. *Med Biol Eng Comput.* 2003;41(3):296-301.
291. Veltink PH, Bussmann HB, de Vries W, Martens WL, Van Lummel RC. Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Trans Rehabil Eng Publ IEEE Eng Med Biol Soc.* 1996;4(4):375-85.
292. Robert B, White BJ, Renter DG, Larson RL. Evaluation of three-dimensional accelerometers to monitor and classify behavior patterns in cattle. *Comput Electron Agric.* 2009;67(1-2):80-4.
293. Scheibe KM, Gromann C. Application testing of a new three-dimensional acceleration measuring system with wireless data transfer (WAS) for behavior analysis. *Behav Res Methods.* 2006;38(3):427-33.
294. Viry S, De Graaf JB, Frances J-P, Berton E, Laurent M, Nicol C. Combined influence of expertise and fatigue on riding strategy and horse-rider coupling

- during the time course of endurance races: Horse-rider coupling during endurance races. *Equine Vet J.* 2015;47(1):78-82.
295. Lagarde J, Kelso J a. S, Peham C, Licka T. Coordination dynamics of the horse-rider system. *J Mot Behav.* 2005;37(6):418-24.
296. Mayston M. Some aspects of the physiological basis for intervention techniques. *Assoc Paediatr Chart Physiother Newsl.* 1995;Nov:15-20.
297. Duarte M, Zatsiorsky VM. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control.* 1999;3(1):12-27.
298. Schöllhorn WI, Peham C, Licka T, Scheidl M. A pattern recognition approach for the quantification of horse and rider interactions. *Equine Vet J.* 2006;38(SUPPL.36):400-5.
299. Bruijn SM, Meyns P, Jonkers I, Kaat D, Duysens J. Control of angular momentum during walking in children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 2011;32(6):2860-6.
300. Bottos M, Gericke C. Ambulatory capacity in cerebral palsy: prognostic criteria and consequences for intervention. *Dev Med Child Neurol.* 2003;45(11):786-90.
301. Dunn N, Shields N, Taylor NF, Dodd KJ. Comparing the self concept of children with cerebral palsy to the perceptions of their parents. *Disabil Rehabil.* 2009;31(5):387-93.
302. Bottos M, Feliciangeli A, Sciuto L, Gericke C, Vianello A. Functional status of adults with cerebral palsy and implications for treatment of children. *Dev Med Child Neurol.* 2001;43(8):516-28.
303. Sun M, Hill JO. A method for measuring mechanical work and work efficiency during human activities. *J Biomech.* 1993;26(3):229-41.
304. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol.* 1996;75(6):2334-43.
305. Cocq P, Clayton HM, Terada K, Muller M, van Leeuwen JL. Usability of normal force distribution measurements to evaluate asymmetrical loading of the back of the horse and different rider positions on a standing horse. *Vet J Lond Engl.* 2009;181(3):266-73.
306. Herrero P, Asensio Á, García E, Marco Á, Oliván B, Ibarz A, et al. Study of the therapeutic effects of an advanced hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: a randomised controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2010;11(1):71.

XIII. ANEXOS

XII.1 ANEXO 1 Esquema de los sistemas de información correspondientes al movimiento voluntario y al control postural y procesos de control del movimiento voluntario.

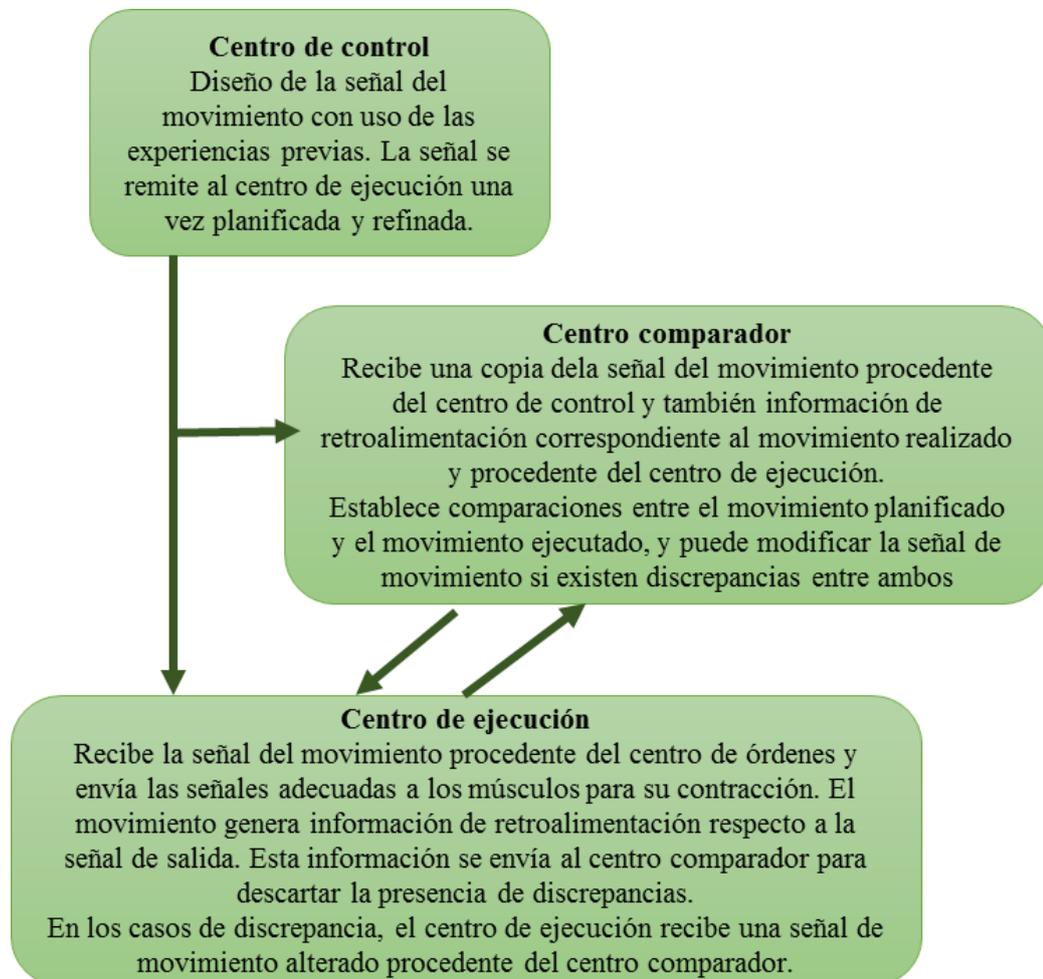


Figura 42. Sistemas de información anterógrada y de retroalimentación correspondientes a un MOVIMIENTO VOLUNTARIO. Adaptación de la fuente de origen⁵

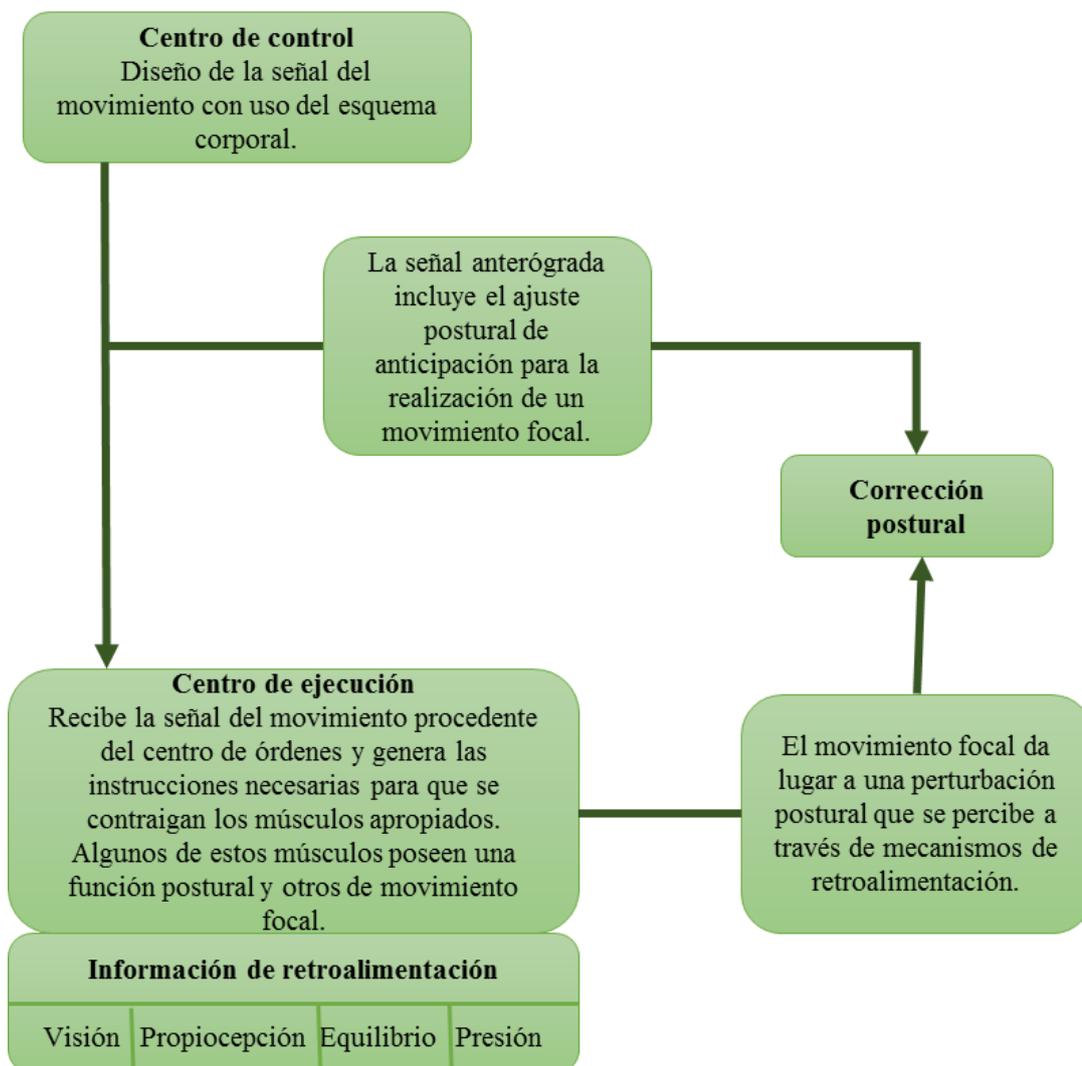


Figura 43. Sistemas de información anterógrada y de retroalimentación correspondientes al CONTROL POSTURAL. Adaptación de la fuente de origen⁵

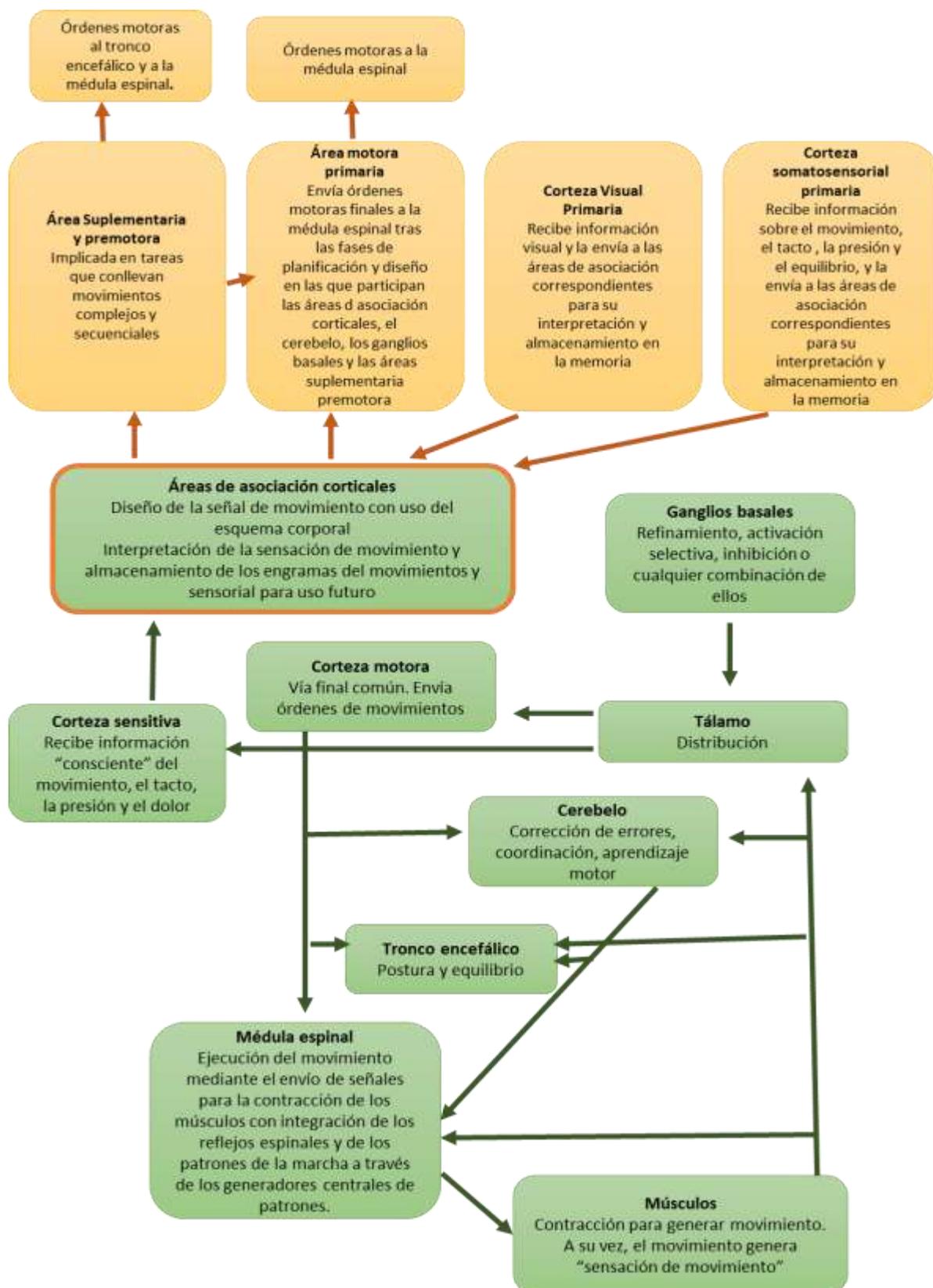


Figura 44. Procesos de control para el movimiento voluntario. Adaptación de fuente de origen⁵

XII.3 ANEXO 3 Aprobación del Comité de Bioética y Bioseguridad de la UEX



VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN,
TRANSFERENCIA E INNOVACIÓN

Campus Universitario
Avda de Elvas s/nº
06071 BADAJOZ

Tel.: 924 28 93 05
Fax: 924 27 29 83

NºRegistro: 51/2012

D. FERNANDO HENAO DÁVILA, PRESIDENTE DE LA COMISIÓN DE BIOÉTICA Y BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA.

INFORMA: Que una vez analizada, por esta Comisión la solicitud de PROYECTO DE TESIS DOCTORAL titulado "Análisis y valoración del control postural mediante indicadores basados en acelerometría. Propuesta de aplicación en hipoterapia" cuyo Investigador Principal es D/D^a.M^a Dolores Apolo Arenas, ha decidido por unanimidad valorar positivamente el precitado proyecto por considerar que se ajusta a las normas éticas esenciales cumpliendo con la normativa vigente al efecto.

Y para que conste y surta los efectos oportunos firmo el presente informe en Badajoz a 9 de octubre de 2012

XII.4 ANEXO 4. Modelo de Consentimiento informado

HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO Grupo Control

I- INTRODUCCION

Usted ha sido invitado a participar en un estudio de investigación. Antes de que usted decida participar en el estudio por favor lea este consentimiento cuidadosamente. Haga todas las preguntas que usted tenga, para asegurarse de que entienda los procedimientos del estudio, incluyendo los riesgos y los beneficios.

II- PROPÓSITO DEL ESTUDIO:

Se conoce que la hipoterapia entendida como un tratamiento más dentro del programa de Rehabilitación de personas con discapacidad o limitación funcional. Es un tratamiento fisioterapéutico y psicomotriz en base neurológica que utiliza como herramienta las propiedades físicas que el caballo al paso nos aporta (movimiento tridimensional, ritmo, calor...) las cuales estimula el desarrollo psicomotor a nivel de reacciones de enderezamiento, reflejos, coordinación, equilibrio y control de la postura. El paciente no lleva mando ni control sobre el caballo que es manejado por un monitor de terapias ecuestres. Su participación es activa desde el punto de vista que reacciona ante los movimientos que le transmite el caballo. Está clasificada como un método de facilitación propioceptiva neuromuscular (Dvorakova T, 2005).

Una de las condiciones necesarias para desarrollar programas de hipoterapia es conocer la interacción que el “jinete-paciente” recibe ante la transmisión de movimiento que aporta el caballo.

El objetivo de este estudio es valorar y analizar el movimiento realizado por el “jinete-paciente” cuando el caballo va al paso conducido por un monitor de terapias ecuestres y siguiendo las indicaciones de un fisioterapeuta con conocimientos y experiencia en hipoterapia

III- PARTICIPANTES DEL ESTUDIO:

En el estudio, formando parte de la muestra de grupo control, pueden participar dos tipos de sujetos:

- Sujetos sanos⁶ sin experiencia en equitación.
- Sujetos sanos con experiencia en equitación.

Para la participación en el estudio no se debe presentar alergias al pelo del caballo.

El estudio es completamente voluntario. Usted puede abandonar el estudio en cualquier momento sin ser penalizado ni perder los beneficios.

⁶ Sujeto sano: No padecer ninguna enfermedad, lesión nerviosa, deformidad y/o intervención quirúrgica que conlleve alteración, limitación o contraindicación para montar a caballo

IV- PROCEDIMIENTOS:

Las pruebas a realizar consisten:

- Rellenar cuestionario sobre la actividad física.
- Permanecer durante 30 segundos sobre una plataforma de presión. Repitiendo la prueba dos veces.
 - o Montar sobre el lomo del caballo a horcadas utilizando una manta y cinchuelo. El "jinete" no llevará mando ni control sobre el caballo que será conducido por un monitor en terapias ecuestres. La sesión será guiada por un fisioterapeuta con conocimientos y experiencia en hipoterapia.
 - o Para la participación se precisa la colocación de cuatro acelerómetros (actímetros) distribuidos entre la pelvis, esternón y cabeza, los cuales se fijarán mediante cintas con velcro. No se realizará ninguna prueba invasiva.

La duración de las sesiones será de 15 minutos, realizadas en dos caballos, por lo que el tiempo total será de 45 minutos teniendo en cuenta un periodo de descanso.

La actividad se desarrollará en una pista cubierta ubicada del Centro Ecuestre El Cachito ubicado en Casas aisladas de Valdebotoa. Para asistir a las sesiones se facilitará el transporte.

V-RIESGOS /INCOMODIDADES

No existe ningún tipo de riesgo asociado a los instrumentos de valoración utilizado. Los posibles riesgos están relacionados con el trabajo junto a caballos y otros animales, estos riesgos incluyen heridas corporales, montando o estando cerca de caballo. Montar puede considerarse una actividad peligrosa con riesgos inherentes, relacionadas con la imposibilidad de predecir una reacción del caballo que pueda causar daños en objetos, personas o animales.

Para evitar riesgos relacionados con alergias, se excluyen del estudio a todas las personas con alergias al pelo del caballo o entorno donde se desarrolla el proyecto.

Es posible que al día siguiente de la realización de la prueba presenten algunas agujetas que remitirán en los días sucesivos.

VI- BENEFICIOS

Los beneficios que obtendrán con su participación en la investigación están relacionados con la experiencia del movimiento que transmite el caballo al paso. Usted contribuirá en la valoración de los beneficios de la hipoterapia en personas con discapacidad.

VII- COSTOS

El proyecto no presenta ninguna subvención que lo avale y apoye económicamente.

VIII- PRIVACIDAD Y CONFIDENCIALIDAD

Los datos recogidos serán de uso exclusivo para la investigación y serán conocidos únicamente por los investigadores del proyecto.

MODELO CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo:

DNI/Pasaporte,

- He leído la hoja informativa que me ha sido entregada
- He tenido oportunidad de efectuar preguntas sobre el estudio.
- He recibido respuestas satisfactorias.
- He recibido suficiente información en relación con el estudio.
- Soy consciente de los riesgos y beneficios que conlleva mi participación.
- He hablado con la investigadora, responsable del proyecto: M^a Dolores Apolo
- Entiendo que la participación es voluntaria.
- Entiendo que puedo abandonar el estudio: Cuando lo desee, sin que tenga que dar explicaciones, sin perder los beneficios atribuidos.
- También he sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los siguientes extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la investigación:
 - Estos datos serán tratados y custodiados con respeto a mi intimidad y a la vigente normativa de protección de datos.
 - Sobre estos datos me asisten los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición que podré ejercitar mediante solicitud ante el investigador responsable en la dirección de contacto que figura en este documento.

Declaro que he leído y conozco el contenido del presente documento, comprendo los compromisos que asumo y los acepto expresamente. Y, por ello, firmo este consentimiento informado de forma voluntaria para MANIFESTAR MI DESEO DE PARTICIPAR EN ESTE ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN SOBRE ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO DEL CABALLO Y SU VALORACIÓN MEDIANTE ACTÍMETROS (ACELERÓMETROS), hasta que decida lo contrario. Al firmar este consentimiento no renuncio a ninguno de mis derechos. Recibiré una copia de este consentimiento para guardarlo y poder consultarlo en el futuro.

Nombre sujeto colaborador:
DNI

Nombre del investigador: M^a
Dolores Apolo
DNI 79260172 X

Firma:

Firma:

Identificación del Grupo responsable de la investigación: Este proyecto se está desarrollando conjuntamente entre el profesor Javier Moral (Universidad de Valladolid) y la profesora M^a Dolores Apolo (Universidad de Extremadura)

Dirección de contacto de la responsables de la investigación y del tratamiento de los datos: M^a Dolores Apolo Arenas. Correo electrónico: mdapolo@unex.es. Teléfono 626041678

En _____ a _____ de _____ de 2011

XII.5 ANEXO 5. Modelo de la hoja de registro de datos de la prueba.

Nombre:	Caballo:	Fecha:
Trancos	Tiempo:	
Trancos 22	Tiempo: 4:04	
Trancos 8	Tiempo: 4:13	
Trancos 22	Tiempo: 4:36	
Trancos 8	Tiempo: 4:46	
Trancos 21	Tiempo: 5:07	
Trancos 7	Tiempo: 5:16	
Trancos 20	Tiempo: 5:39	
Trancos 8	Tiempo: 5:49	
Trancos 21	Tiempo: 6:12	
Trancos 8	Tiempo: 6:21	
Trancos 22	Tiempo: 6:44	
7	6:55	