



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Facultad de Medicina
Departamento de Salud Pública y Psiquiatría



Tesis Doctoral

ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO DE LOS TRASTORNOS DEL EQUILIBRIO Y SU RELACIÓN CON LA ORIENTACIÓN DE LA CABEZA Y CADERA

Autora
M^ª Dolores Aguilar Conde

Directores
D. Joaquín Fernández Crehuet Navajas
D. Enrique Gómez Gracia

Málaga, 2017





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: María Dolores Aguilar Conde

 <http://orcid.org/0000-0002-7063-4805>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Facultad de Medicina

Departamento de Salud Pública y Psiquiatría

Tesis Doctoral

ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO DE LOS TRASTORNOS DEL EQUILIBRIO Y SU RELACIÓN CON LA ORIENTACIÓN DE LA CABEZA Y CADERA

Autor

M^a Dolores Aguilar Conde

Directores

D. Joaquín Fernández Crehuet Navajas

D. Enrique Gómez Gracia

Málaga, 2017





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Facultad de Medicina
Departamento de Salud Pública y Psiquiatría

D. JOAQUÍN FERNÁNDEZ-CREHUET NAVAJAS, CATEDRÁTICO DE MEDICINA PREVENTIVA Y SALUD PÚBLICA DEL DEPARTAMENTO DE SALUD PÚBLICA Y PSIQUIATRÍA DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA Y D. ENRIQUE GÓMEZ GRACIA, PROFESOR TITULAR DE MEDICINA PREVENTIVA Y SALUD PÚBLICA DEL DEPARTAMENTO DE SALUD PÚBLICA Y PSIQUIATRÍA DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA,

CERTIFICAN

Que la Tesis Doctoral que presenta al superior juicio del Tribunal Dña. M^a Dolores Aguilar Conde sobre el tema “Estudio epidemiológico de los trastornos del equilibrio y su relación con la orientación de la cabeza y cadera”, tras la emisión de los informes realizados por los evaluadores externos asignados para esta tarea, no ha requerido cambios y con tal efecto así se presenta.

5

Director de la Tesis

Fdo. D. Joaquín Fernández-Crehuet Navajas

Codirector de la Tesis

Fdo. D. Enrique Gómez Gracia

Doctoranda

Fdo. Dña. M^a Dolores Aguilar Conde

Málaga, a 24 de mayo de 2017



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Facultad de Medicina
Departamento de Salud Pública y Psiquiatría

D. JOAQUÍN FERNÁNDEZ-CREHUET NAVAJAS, CATEDRÁTICO DE MEDICINA PREVENTIVA Y SALUD PÚBLICA DEL DEPARTAMENTO DE SALUD PÚBLICA Y PSIQUIATRÍA DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA,

CERTIFICA

Que la Tesis Doctoral que presenta al superior juicio del Tribunal Dña. M^a Dolores Aguilar Conde sobre el tema “Estudio epidemiológico de los trastornos del equilibrio y su relación con la orientación de la cabeza y cadera” ha sido realizada bajo mi dirección, siendo expresión de la capacidad técnica e interpretativa de su autora, en condiciones tan aventajadas que la hacen acreedora del título de Doctora, siempre que así lo considere el Tribunal designado para tal efecto por la Universidad de Málaga.

Málaga, a 24 de Mayo de 2017



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Facultad de Medicina
Departamento de Salud Pública y Psiquiatría

D. ENRIQUE GÓMEZ GRACIA, PROFESOR TITULAR DE MEDICINA PREVENTIVA Y SALUD PÚBLICA DEL DEPARTAMENTO DE SALUD PÚBLICA Y PSIQUIATRÍA DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA,

CERTIFICA

Que la Tesis Doctoral que presenta al superior juicio del Tribunal Dña. M^a Dolores Aguilar Conde sobre el tema “Estudio epidemiológico de los trastornos del equilibrio y su relación con la orientación de la cabeza y cadera” ha sido realizada bajo mi dirección, siendo expresión de la capacidad técnica e interpretativa de su autora, en condiciones tan aventajadas que la hacen acreedora del título de Doctora, siempre que así lo considere el Tribunal designado para tal efecto por la Universidad de Málaga.

Málaga, a 24 de Mayo de 2017



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

La doctoranda Dña. M^a Dolores Aguilar Conde y el director de la tesis D. Joaquín Fernández-Crehuet Navajas y codirector D. Enrique Gómez Gracia

Garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por la doctoranda bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se ha respetado los derechos de los autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Málaga, a 24 de Mayo de 2017

Director de la Tesis



Fdo. D. Joaquín Fernández-Crehuet Navajas

Codirector de la Tesis



Fdo. D. Enrique Gómez Gracia

Doctoranda



Fdo. Dña. M^a Dolores Aguilar Conde

Agradecimientos

La realización de una tesis supone la marcha por un largo camino, donde el progreso no sólo depende del esfuerzo personal, sino del impulso de muchos peregrinos que desinteresadamente te ofrecen su colaboración, permitiendo alcanzar cada día el final de una etapa. Me gustaría que estas líneas sirvieran para expresar mi más sincero agradecimiento a mi director de tesis, D. Joaquín Fernández- Crehuet Navajas, por su motivación y apoyo durante estos años, por su insistencia y su fe en llevar a cabo este proyecto y a D. Enrique Gómez Gracia, por su criterio y consideración en las correcciones realizadas. Quiero hacer una mención especial a D. Manuel Oliva Domínguez, por ser el impulsor de esta tesis, por inculcarme el interés por la “mareología”, por su tiempo y por su inconmensurable generosidad. No quisiera olvidar a D. José Aguilera Arjona, por su esfuerzo desmedido y participación activa en esta tesis, por sus consejos, disponibilidad y paciencia.

A mis compañeros de especialidad, por su colaboración desinteresada y casi instantánea al pedirles ayuda. Al servicio de Otorrinolaringología del Hospital Universitario Virgen de la Victoria, mi servicio, por vuestra insistencia en que llevara a cabo este proyecto.

Y sin duda, a mi familia, mi piedra angular. Gracias por mover mi mundo.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

A mi familia, todo por vosotros.

A nuestra María, Jorge, el mejor de nuestros proyectos





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

“Dadme un punto de apoyo y moveré el mundo”

Arquímedes de Siracusa (287-212 a.C.)



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Índice de Tablas y Figuras	21
Abreviaturas y Acrónimos	27
1. Introducción	29
1.1 Recuerdo histórico	33
1.2 Bases anatómicas	35
1.3 Variables que determinan el equilibrio y la estabilidad	41
1.4 Estrategias posturales	44
1.5 Sistemas de captura de movimiento	45
1.6 Utilidad del acelerómetro en el estudio del equilibrio	51
2. Hipótesis y Objetivos	53
3. Material y Métodos	57
3.1 Diseño del estudio	59
3.2 Población de estudio	59
3.3 Condiciones del estudio	59
3.4 Variables del estudio	65
3.5 Análisis estadístico	65
3.6 Etapas del estudio	65
4. Resultados	67
4.1 Primera etapa: estudio de las variables clínicas de la población estudiada	69
4.2 Segunda etapa: determinación del mejor parámetro de medida	75
4.3 Tercera etapa: análisis de la distribución de la población total de estudio	87
5. Discusión	125
6. Conclusiones	135
7. Limitaciones	139
8. Referencias bibliográficas	143



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

Figura 1	<i>Dr. Robert Bárány</i>	33
Figura 2	<i>Visión superior del oído interno y del Nervio Estatoacústico (VIII): situación natural respecto a la región petrosa del hueso temporal</i>	35
Figura 3	<i>Visión posterior del N. Estatoacústico (VIII) y del laberinto membranoso¹².</i>	35
Figura 4	<i>Visión anterior y lateral del laberinto óseo para visualizar su interior</i>	36
Figura 5	<i>Vía del equilibrio</i>	40
Figura 6	<i>Centro de gravedad y límite de estabilidad</i>	41
Figura 7	<i>Límites de estabilidad en diferentes actividades²⁰</i>	42
Figura 8	<i>Relación entre centro de gravedad y límites de estabilidad y dominio²⁰</i>	42
Figura 9	<i>Ejes de referencia en anatomía descriptiva</i>	43
Figura 10.	<i>Planos del espacio de referencia en anatomía descriptiva</i>	44
Figura 11.	<i>Sistema de captura óptica mediante craneocorporografía</i>	45
Figura 12.	<i>Posturógrafo de plataforma dinámica de NeuroCom®</i>	46
Figura 13.	<i>mCTSIB42</i>	47
Figura 14.	<i>Test de Unterberger-Fukuda</i>	48
Figura 15.	<i>Posturógrafo Sway Star®</i>	48
Figura 16.	<i>Sistema Brain Port</i>	49
Figura 17.	<i>Sistema VertiGuard®</i>	49
Figura 18.	<i>Foam empleado</i>	60
Figura 19.	<i>A. Fijador de iPod Touch® en cabeza. B: Fijador de iPod Touch® en cintura. C: disposición de fijadores con iPod® en cabeza y cintura.</i>	61
Figura 20.	<i>Disposición espacial del iPod®</i>	62
Figura 21.	<i>Aplicación de fórmula del arcotangente en hoja de Excel</i>	63
Figura 22.	<i>Registro en plano pitch de 5 individuos normales</i>	64
Figura 23.	<i>Registro en plano pitch de 5 pacientes</i>	64
Figura 24.	<i>Estratificación de la población normal y patológica por sexo</i>	69
Figura 25.	<i>Estratificación de la población normal y patológica por edad</i>	69
Figura 26.	<i>Estratificación de la población de pacientes en normales y patológicos por resultado pruebas estáticas y Unterberger</i>	70
Tabla 1	<i>Porcentaje de pacientes con valoración normal y alterada en las diferentes condiciones</i>	70
Figura 27.	<i>Representación de población normal y patológica tras exploración clínica</i>	71
Figura 28.	<i>Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica para el test s2eo estratificados por edad</i>	71
Figura 29.	<i>Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test s2ec estratificados por edad</i>	72
Figura 30.	<i>Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test s2eof estratificados por edad</i>	72
Figura 31.	<i>Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test s2ecf estratificados por edad</i>	73
Figura 32.	<i>Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test de Unterberger estratificados por edad</i>	73
Figura 33.	<i>Representación de pacientes con Unterberger normal o patológico dependiendo del resultado de pruebas estáticas.</i>	74
Figura 34.	<i>Representación de pacientes patológicos en s2ecf respecto a otras pruebas estáticas.</i>	74
Figura 35.	<i>Valoración posición media de la cabeza en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cabeza en el plano roll. Expresado en grados.</i>	75
Figura 36.	<i>Valoración posición media de la cadera en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cadera en el plano roll. Expresado en grados.</i>	76
Figura 37.	<i>Valoración posición media de la cabeza en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cabeza en el plano pitch. Expresado en grados.</i>	76
Figura 38.	<i>Valoración posición media de la cadera en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cadera en el plano pitch. Expresado en grados.</i>	77
Figura 39.	<i>Valoración posición media de la cabeza en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cabeza en el plano yaw. Expresado en grados.</i>	77
Figura 40.	<i>Valoración posición media de la cadera en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cadera en el plano yaw. Expresado en grados.</i>	78



Figura 41. Valoración desviación estándar media de la cabeza en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cabeza en el plano roll. Expresado en grados.	78
Figura 42. Valoración desviación estándar media de la cabeza en Unterberger con el acelerómetro en la cabeza en el plano roll. Expresado en grados.	79
Figura 43. Valoración desviación estándar media de la cadera en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cadera en el plano roll. Expresado en grados	79
Figura 44. Valoración desviación estándar media de la cadera en Unterberger con el acelerómetro en la cadera en el plano roll. Expresado en grados	78
Figura 45. Valoración desviación estándar media de la cabeza en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cabeza en el plano pitch. Expresado en grados.	80
Figura 46. Valoración desviación estándar media de la cabeza en Unterberger con el acelerómetro en la cabeza en el plano pitch. Expresado en grados.	80
Figura 47. Valoración desviación estándar media de la cadera en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cadera en el plano pitch. Expresado en grados.	80
Figura 48. Valoración desviación estándar media de la cadera en Unterberger con el acelerómetro en la cadera en el plano pitch. Expresado en grados	82
Figura 49. Valoración desviación estándar media de la cabeza en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cabeza en el plano yaw. Expresado en grados	82
Figura 50. Valoración desviación estándar media de la cabeza en Unterberger con el acelerómetro en la cabeza en el plano yaw. Expresado en grados	83
Figura 51. Valoración desviación estándar media de la cadera, en las condiciones estáticas, registradas con el acelerómetro en la cadera en el plano yaw. Expresado en grados.	83
Figura 52. Valoración desviación estándar media de la cadera en Unterberger con el acelerómetro en la cadera en el plano yaw. Expresado en grados	84
Tabla 2 Rango de la amplitud media de las oscilaciones de cabeza y cadera, en todas las condiciones del grupo de individuos normales y pacientes	84
Tabla 3 Planos del espacio según el rango de amplitud media de oscilaciones, por orden decreciente, registrado en cabeza y cadera durante la realización de test estáticos y dinámico	85
Tabla 4 Comparación de la amplitud media de las oscilaciones frente a la media de desplazamiento al punto central en los diferentes planos y condiciones	85
Tabla 5 Valores de normalidad en cada una de las condiciones. Expresado en grados.	86
Figura 53. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll, en las condiciones estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados	88
Figura 54. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados	88
Figura 55. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll, en las condiciones estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.	89
Figura 56. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.	90
Figura 57. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.	91
Figura 58. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.	91
Figura 59. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano pitch, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados	92
Figura 60. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano pitch, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.	93
Figura 61. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados	94
Figura 62. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.	94

Figura 63. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.	95
Figura 64. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.	96
Figura 65. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados	97
Figura 66. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en pruebas Unterberger. Expresado en grados.	97
Figura 67. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados	98
Figura 68. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en pruebas Unterberger. Expresado en grados.	98
Figura 69. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados	99
Figura 70. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en pruebas Unterberger. Expresado en grados.	100
Figura 71. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados	100
Figura 72. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano pitch en Unterberger. Expresado en grados.	101
Figura 73. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en pruebas estáticas. Expresado en grados.	101
Figura 74. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados	102
Figura 75. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en pruebas estáticas. Expresado en grados	102
Figura 76. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.	103
Figura 77. Representación de la amplitud media al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados.	104
Figura 78. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados	105
Figura 79. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados.	105
Figura 80. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en pruebas Unterberger. Expresado en grados.	106
Figura 81. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados.	106
Figura 82. Representación de la amplitud media den las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en Unterberger. Expresado en grados	107

Figura 103. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados.	118
Figura 104. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en Unterberger. Expresado en grados	119
Figura 105. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados	119
Figura 106. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en Unterberger. Expresado en grados	120
Figura 107. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados.	120
Figura 108. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano pitch en Unterberger. Expresado en grados	121
Figura 109. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en pruebas estáticas. Expresado en grados.	121
Figura 110. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.	122
Figura 111. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en pruebas estáticas. Expresado en grados.	122
Figura 112. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.	123
Tabla 7 Condiciones con diferencias estadísticamente significativas tras el análisis de pruebas post hoc	123



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

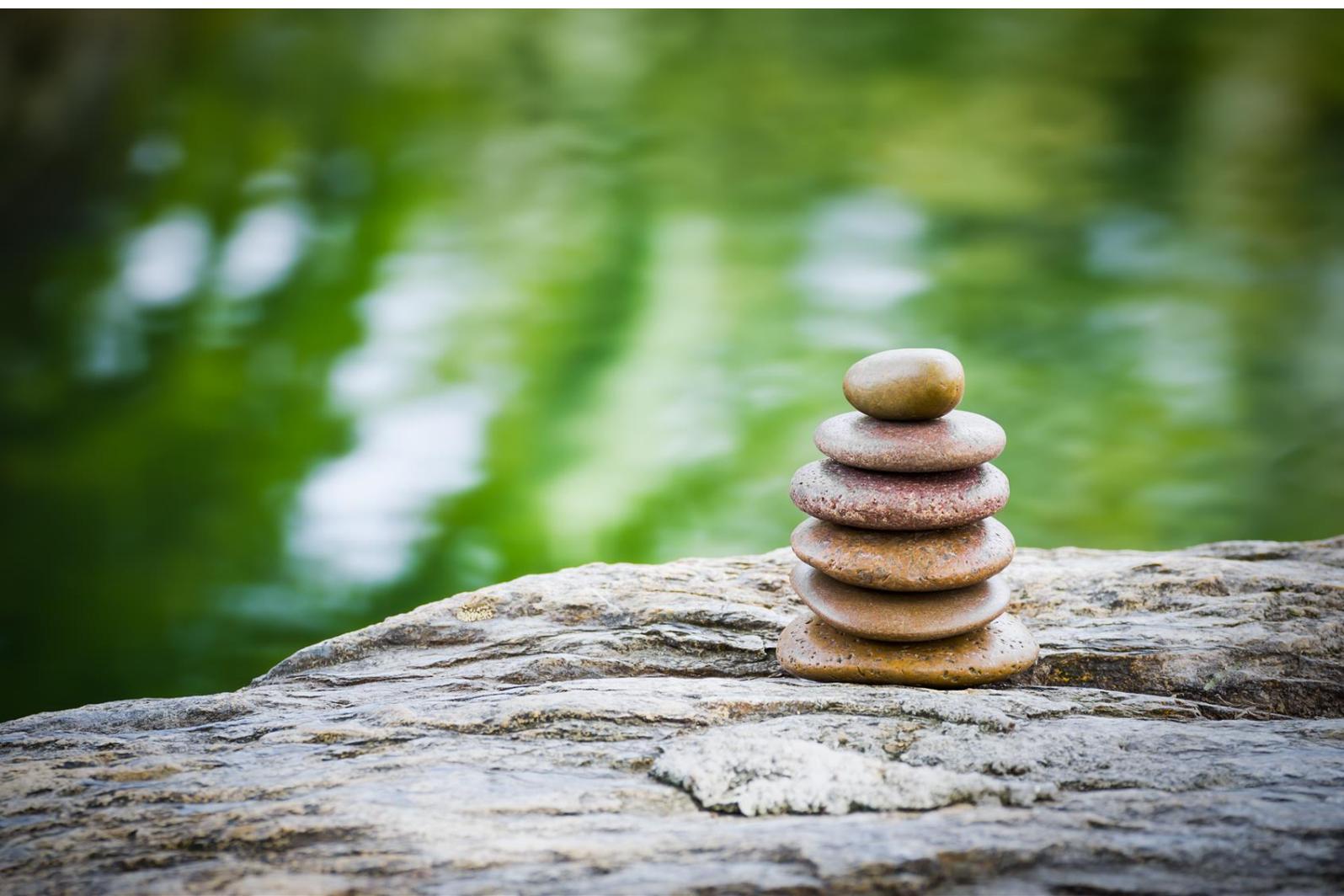


ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

A	ángulo A
arctan	arcotangente
BRU	<i>Balance Rehabilitation Unit</i>
CDM	Centro De Masas
CDG	Centro De Gravedad
cm	centímetro
csv	comma-separated values
CTSIB	<i>Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance</i>
DIN	<i>Deutsches Institut für Normung</i>
FEC	Fascículo Espino Cerebeloso
FVEL	Fascículo Vestíbulo Espinal Lateral
FVEM	Fascículo Vestíbulo Espinal Medial
g	gramos
G	Fuerza de la gravedad. 1 G = 9.81 m/seg ² .
GABA	Ácido Gamma-AminoButírico
GB	Gigabits
Hz	hertzios
Kg	kilogramo
LDE	Límite De Estabilidad
m ³	metro cúbico
MCT	<i>Motor Control Test</i>
mCTSIB	<i>modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance</i>
mV	miliVoltios
ND	Núcleo de la raíz Descendente o de Roller
NL	Núcleo Lateral o de Deiters
NM	Núcleo Medial o de Schwalbe
NS	Núcleo Superior o de Betcherew
p.c.	par craneal
rad	radián
RAE	Real Academia Española de la Lengua
s	segundos
s2eo	<i>standing on 2 legs eyes open, parte del mCTSIB</i>
s2ec	<i>standing on 2 legs eyes closed, parte del mCTSIB</i>
s2eof	<i>standing on 2 legs eyes open on foam, parte del mCTSIB</i>
s2ecf	<i>standing on 2 legs eyes closed on foam, parte del mCTSIB</i>
SOT	<i>Sensory Organization Test</i>
Tan	tangente
USB	<i>Universal Serial Bus</i>



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



1. INTRODUCCIÓN



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El vértigo y los trastornos del equilibrio son una de las patologías más frecuentes tanto en atención primaria como especializada. Se calcula que un 30% de la población lo habrá padecido antes de los 65 años.

Para muchos médicos el estudio de estos pacientes supone un reto: por un lado la dificultad que, en ocasiones, supone una anamnesis de estos pacientes y; por otro lado, debido a la aparición de diversos medios diagnósticos que requieren una formación muy específica.

El estudio del control postural en diferentes circunstancias se conoce como posturografía. Ésta no aporta un diagnóstico, pero sí ayuda a conocer en qué situación se encuentra el paciente y a enfocar una estrategia terapéutica específica para este individuo.

Ante un paciente con problemas del equilibrio es necesario estudiar tanto el sistema vestíbulo-ocular como el vestíbulo-espinal. El desarrollo de técnicas dirigidas al estudio vestíbulo-ocular a través del registro de los movimientos oculares ha sido mucho más común que los destinados a la valoración del reflejo vestíbulo-espinal. Muy probablemente esto se debe al reto que supone aislar al sistema vestíbulo-espinal de la propiocepción y de la visión¹. Con este trabajo se pretende aportar un nuevo método de valoración funcional del equilibrio basado en la observación del sistema vestíbulo-espinal.

Según la RAE se define postura como una planta, acción, figura, situación o modo en que está puesta una persona, animal o cosa y equilibrio como el estado de un cuerpo cuando fuerzas encontradas que obran en él se compensan destruyéndose mutuamente². Para Paillard la postura es la posición relativa de las distintas partes del cuerpo respecto a sí mismas (sistema coordinado egocéntrico), al ambiente (sistema coordinado exocéntrico) o al campo gravitatorio (sistema coordinado geocéntrico)³.

El equilibrio es un concepto físico que se puede resumir como la nulidad de la resultante de las fuerzas que actúan sobre un cuerpo (equilibrio estático) o el desplazamiento de un cuerpo con velocidad lineal constante (equilibrio dinámico)⁴.

La mecánica es la parte de la física que se ocupa de estudiar la evolución o el cambio de posición de los cuerpos en función del tiempo. Asimismo, incluye el estudio de sistemas en los cuales su posición no cambia debido a que las fuerzas que actúan sobre ellos les producen un estado de equilibrio.

Tradicionalmente, la mecánica se divide en tres partes: cinemática, estática y dinámica. La cinemática estudia los movimientos sin ocuparse de las causas que los han producido. La estática se ocupa de las fuerzas y su equilibrio. La dinámica estudia el movimiento y sus causas, es decir, sus fuerzas.

En el ser humano y los animales el movimiento representa la distribución de las fuerzas en las articulaciones a través del tiempo y del espacio. Estas fuerzas son de diferentes tipos: fuerzas internas aplicadas (generadas por los músculos), fuerzas internas de compresión (peso del cuerpo) y fuerzas externas.

La fuerza se puede definir como cualquier acción que produce, o tiende a producir, una aceleración del cuerpo sobre el que actúa. Las fuerzas se pueden medir por sus efectos, es decir, desplazamiento o deformación.

La dinámica se basa en las tres leyes de Newton. Las dos primeras tienen su origen en las experiencias realizadas por Galileo y la tercera es una aportación directa de Newton.

Primera ley o ley de la inercia: todo cuerpo permanece en su estado de reposo o movimiento uniforme sobre una línea recta, si no hay ninguna fuerza que lo saque de él.

Segunda ley: todo cuerpo capaz de moverse libremente, sometido a una fuerza, adquiere una aceleración proporcional a dicha fuerza.

Tercera ley: a cada acción se le opone siempre una reacción igual y en sentido opuesto; o bien, las acciones mutuas de dos cuerpos son iguales, en la misma dirección y sentido contrario⁵.

El fin del control postural es el mantenimiento del equilibrio en presencia de la gravedad, la producción de movimientos voluntarios en la dirección deseada y la adaptación a las modificaciones del medio.

La postura consta de dos rasgos característicos: la estabilidad y la orientación. Para el mantenimiento de la orientación necesitamos multitud de referencias sensoriales como son la gravedad, la relación con el entorno, las características de la superficie sobre la que nos sostenemos, etc. La orientación es la capacidad postural para el mantenimiento de una adecuada relación entre los segmentos del cuerpo y el entorno, para mantener una actividad adecuada⁶. La estabilidad, en ocasiones, se usa como sinónimo de equilibrio. El concepto de estabilidad vincula el de desplazamiento. Es la capacidad de un cuerpo para volver a su posición de inicio tras sufrir un desplazamiento, una oscilación. La estabilización de la postura corporal es una actividad constante en los humanos, su fin es el mantenimiento del centro de gravedad dentro de los límites de estabilidad para evitar una caída⁷.

El estudio del reflejo vestibulo-espinal y del control postural se considera esencial en el estudio del paciente con vértigo. En 1853 Romberg, mediante el signo de Romberg, expresaba la pérdida del control postural en los pacientes con tabes dorsal al cerrar los ojos en la oscuridad. Lo observó en la fase terciaria de la sífilis, caracterizada por debilidad muscular y sensibilidad anormal, trastornos de la visión y alteraciones psiquiátricas. Con este signo diferenciaba los síndromes cerebelosos de los vestibulares y cordonales, pues en los primeros el paciente se desequilibra, tanto con los ojos abiertos, como cerrados, mientras que en los segundos la inestabilidad se manifiesta preferentemente con los ojos cerrados o en la oscuridad. Fue el primer método para medir el control postural. La maniobra de Romberg sigue siendo obligatoria en la exploración vestibular, tanto en su forma primitiva, como en el estudio cuantitativo del control postural con medios instrumentales⁸.

Posteriormente, Bárány (Figura 1) describiría la inestabilidad postural y exploraría la función vestibulo-espinal en pacientes con lesiones vestibulares, llegando a la conclusión de que las caídas se producían hacia el lado afecto, es decir, en la dirección de la fase lenta del nistagmo. Con este hallazgo se podían diferenciar enfermedades vestibulares periféricas de las cerebelosas. En 1914 fue galardonado con el Premio Nobel de Medicina por sus trabajos en la fisiología y patología del aparato vestibular⁹.

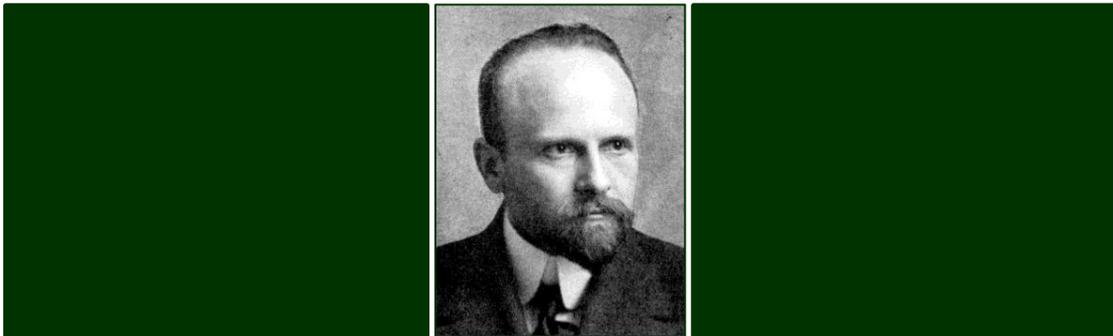


Figura 1. Dr. Robert Bárány¹⁰

En los pacientes con vértigo o desequilibrio es necesario valorar tanto el sistema vestibulo-ocular como el vestibulo-espinal puesto que son sistemas anatómicamente distintos y sus resultados no pueden ser extrapolados. Sin embargo, las técnicas de registro de los movimientos oculares se han usado y desarrollado más. El estudio del control postural ha sido relegado a un segundo plano. El motivo, en parte, se debe a la inclusión de nuevas técnicas que han permitido el registro de movimientos oculares nistágmicos. Desde la estimulación calórica ideada por Fitzgerald y Hallpike en 1942, la determinación de la velocidad del ojo en las fases lentas, la respuesta a otros estímulos, etc., permitieron la consolidación de la electronistagmografía en el estudio del paciente con inestabilidad¹¹.

Gracias a la computerización de estos registros y a la aplicación de nuevos avances, estos movimientos oculares pueden valorarse incluso de forma diferida, como sucede con la videonistagmografía.

Es difícil aislar la información proporcionada por el sistema vestíbulo-espinal, de la aportada por el sistema visual y propioceptivo. Por otro lado, ha sido difícil la ideación de dispositivos que permitan realizar una valoración objetiva y que puedan reproducir la exploración registrada, a diferencia de la videonistagmografía y la electronistagmografía. En un intento por plasmar las oscilaciones posturales, desde el siglo pasado, se han seguido dos corrientes. La primera se ha basado en registrar los desplazamientos de la cabeza o de otros segmentos corporales. La otra corriente pretende determinar los movimientos del centro de presiones a través de movimientos de los pies. En 1886 Mitchell y Lewis objetivaron las oscilaciones mediante la colocación de barras horizontales con escalas graduadas en pulgadas a la altura de los oídos del sujeto, pero separadas de él, de tal forma que su visión a cierta distancia (y sentado para minimizar la propia oscilación) permitió cuantificar la oscilación postural antero-posterior y lateral. En 1887 Hinsdale ideó un "ataxiógrafo" colocando un carboncillo en un casco sobre la cabeza y encima un papel, permitiendo ver las oscilaciones posturales en función del tiempo en el plano horizontal.

En 1922 Miles inventó el ataxiómetro, que además permitía medir en papel milimetrado, las oscilaciones en los tres ejes del espacio. Más tarde, con la inclusión de la electricidad y la fotografía se llegaría a la craneocorporografía de Claussen. En otro intento de cuantificar el control postural a través del reflejo vestíbulo-espinal surgieron dispositivos centrados en las fuerzas de reacción ejercidas por los pies en plataformas dinamométricas⁸. En 1937, Kelso y Hellebrandat diseñaron una plataforma capaz de registrar las oscilaciones en dos planos y de localizar el centro de presiones a nivel de los pies. Con el estatoquinesiómetro, Barón, se podía ver los desplazamientos del centro de presiones y las oscilaciones en sentido anteroposterior y lateral, gracias a una plataforma con cuatro captadores electromagnéticos sensibles a variaciones de presión, proporcionales a los desplazamientos de la proyección del centro de presión. Los resultados podían ser registrados y filmados, aunque se consideró necesario cuantificar los trazados y por eso se emplearon diversos parámetros. Hoy día, las técnicas más modernas de posturografía, han añadido además del test de Romberg, otras condiciones que interfieren las aferencias visual y propioceptiva para descubrir la importancia de cada una de las aferencias sensoriales para el mantenimiento postural. Sin embargo, la metodología, la técnica de realización y los parámetros óptimos de estudio, se siguen desarrollando¹.

El equilibrio depende del proceso de integración central de la información visual, propioceptiva y vestibular.

Podemos considerar que el sistema vestibular está constituido por una parte central (núcleos vestibulares centrales, conexiones secundarias del córtex cerebral y regiones encefálicas) y otra periférica (receptores sensoriales, vías aferentes y eferentes).

1.2.1. Sistema vestibular periférico

El sistema vestibular periférico está constituido por los receptores vestibulares.

Los receptores vestibulares se encuentran localizados en el laberinto membranoso dentro del laberinto óseo, en el interior del peñasco (Figura 2), formando parte del oído interno y constituyendo el llamado laberinto posterior.

El laberinto óseo constituye la cóclea, el vestíbulo y los conductos semicirculares. En su interior está el laberinto membranoso rodeado de perilinfa. La perilinfa es un líquido rico en sodio y pobre en potasio, similar al líquido extracelular. Permite la amortiguación de vibraciones óseas e impide la parasitación de la respuesta de las células sensoriales.

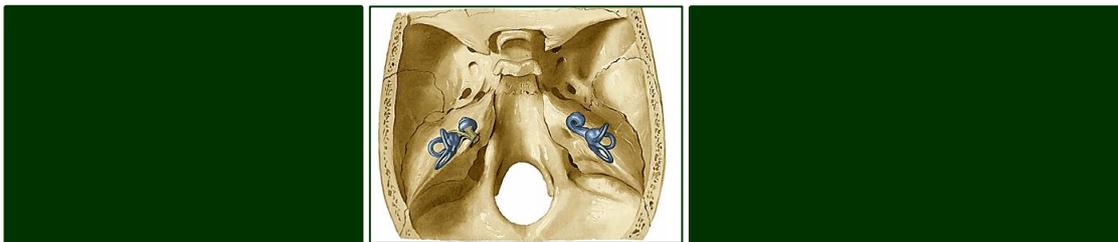


Figura 2. Visión superior del oído interno y del Nervio Estatoacústico (VIII): situación natural respecto a la región petrosa del hueso temporal¹².

El laberinto membranoso (Figura 3) contiene endolinfa (rica en potasio y pobre en sodio, similar al contenido intracelular), con capacidad para crear fuerzas de inercia que estimulen los receptores sensoriales contenidos. Está constituido por el conducto coclear, el vestíbulo con el sáculo y utrículo y por los tres conductos semicirculares. El conducto coclear drena en el sáculo a través del *ductus reuniens* de Hansen. El sáculo y utrículo a través de sus respectivos conductos drenan en el conducto endolinfático, que a su vez desemboca en el saco endolinfático (donde se reabsorbe la endolinfa) y termina en la fosa craneal posterior.

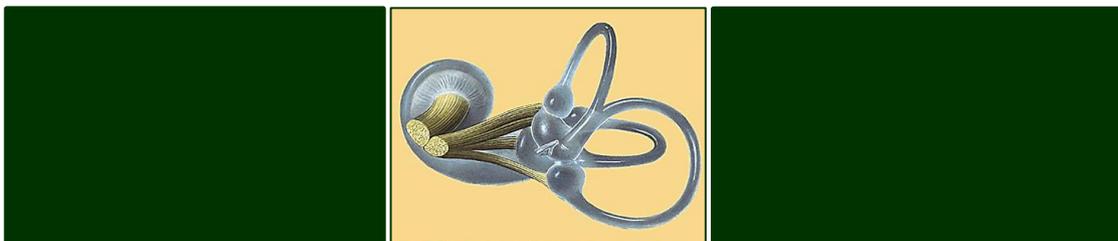


Figura 3. Visión posterior del N. Estatoacústico (VIII) y del laberinto membranoso¹².

El utrículo asienta en el proceso elíptico, constituye la membrana otolítica en la que se encuentran los otolitos. El conjunto de los receptores sensitivos utriculares constituye la mácula utricular, con disposición paralela al conducto semicircular horizontal.

El sáculo se encuentra en el proceso oval. Su mácula es paralela al conducto semicircular superior y constituye un ángulo recto con la mácula utricular¹³.



Figura 4. Visión anterior y lateral del laberinto óseo para visualizar su interior¹².

Los conductos semicirculares son estructuras tubulares orientadas en los tres ejes del espacio son el conducto semicircular anterior o superior, el conducto semicircular horizontal, lateral o externo y el conducto semicircular posterior (Figura 4). Estos constan de un extremo ampular y no ampular. Sus receptores sensitivos constituyen las crestas ampulares. Los conductos anterior y posterior drenan en el utrículo a través de las *crus comune*, constituyendo uno de los cinco orificios presentes en el mismo.

36

Las máculas y crestas tienen la capacidad de la transducción, es decir, la transformación de un estímulo mecánico en uno eléctrico. La energía mecánica produce un movimiento de los esterocilios hacia el quinocilio de las células ciliadas tipo I (forma de ánfora), produciendo la entrada de sodio, con una excitación positiva (de -80 mV en estado basal a -60 mV en esta situación), produciendo una despolarización del polo basal con la liberación de glutamato y finalizando con una descarga eléctrica sobre las fibras aferentes. Una estimulación mecánica en sentido opuesto, conllevaría a que los esterocilios se alejaran del quinocilio, produciendo una hiperpolarización (-120mV dentro de la célula), con la inhibición de la liberación de glutamato y disminuyendo el número de descargas nerviosas¹⁴.

La vascularización del laberinto posterior depende de la arteria auditiva interna, rama terminal, sin anastomosis, procedente de la arteria cerebelosa anteroinferior (en la mayoría de los casos), aunque también puede partir directamente de la arteria basilar. La arteria auditiva interna se ramifica en la arteria coclear común, que se dirige hacia la cóclea, y la arteria vestibular. Ésta a su vez se divide en la arteria vestibular anterior (encargada de la irrigación del utrículo, conducto semicircular horizontal y superior y de una escasa porción del sáculo) y en la arteria cócleo-vestibular (irrigación de dos tercios de la espira basal de la cóclea, del sáculo, del conducto semicircular posterior y en escasa cuantía del horizontal y superior). Su drenaje venoso termina en el acueducto coclear.

La inervación procede del VIII par craneal o nervio estatoacústico, que penetra a través del conducto auditivo interno, con una porción anteroinferior o coclear y una posterior o vestibular. Sus neuronas aferentes tienen el núcleo en el ganglio vestibular de Scarpa, dentro del conducto auditivo interno. Dicho ganglio puede dividirse en una porción superior o anterior, con inervación procedente de las crestas de los conductos superior y horizontal, de la mácula utricular y de parte de la sacular; la porción inferior o posterior es la procedente del conducto posterior y de la mayoría de la información recibida en la mácula sacular.

Las neuronas eferentes del VIII p.c. están constituidas por los axones de las neuronas del núcleo vestibular lateral de Deiters. Termina “en botón” en las células ciliadas tipo II y en las aferentes.

Los conductos semicirculares registran las aceleraciones angulares y los órganos otolíticos (receptores maculares de utrículo y sáculo) las aceleraciones lineales, es decir, las inducidas por la propia acción de la gravedad y condicionando la posición de la cabeza con respecto a esta.

1.2.2. Sistema vestibular central

Núcleos vestibulares

Constituyen el área vestibular, localizado a nivel bulbo-protuberancial, en el suelo del cuarto ventrículo. Son las segundas neuronas de la vía vestibular (Figura 5). En esta región se localizan cuatro núcleos principales y otros accesorios:

Núcleo Triangular - Núcleo de Schwalbe – Núcleo Mediano- Núcleo Medial – Núcleo Interno (NM)

Recibe aferencias vestibulares, mayoritariamente de los conductos semicirculares, y del cerebelo. Establece conexiones comisurales con su homónimo contralateral. Es el origen del fascículo vestíbulo espinal medial (FVEM). En su parte rostral existen neuronas que proyectan a núcleos de motoneuronas extracraneales y a la médula cervical. Es el centro de coordinación de los movimientos de la cabeza, cuello y ojos. Otras de las eferencias que emite son hacia el cerebelo vestibular y a la formación reticular. Es importante en los procesos compensadores tras lesiones vestibulares periféricas gracias a sus conexiones intercomisurales.

Núcleo de Deiters-Núcleo Lateral (NL)

Según sus conexiones aferentes está dividido en dos: la región retroventral, que recibe aferencias del utrículo (en su mayoría), sáculo y algunos conductos semicirculares; y la región dorsocaudal, que recibe aferencias del cerebelo y de la médula espinal. Es el único núcleo que NO recibe aferencias del nervio vestibular. Da lugar al fascículo vestíbulo espinal lateral (FVEL) en el asta anterior medular. La porción retroventral de dicho fascículo proyecta a la médula cervical y la dorsocaudal a la médula lumbar y a los músculos extensores cervicales.

Núcleo de Betcherew- Núcleo Superior (NS)

Recibe aferencias vestibulares de los conductos semicirculares y del cerebelo. Sus axones neuronales se unen en el fascículo longitudinal medial inervando los núcleos motores extraoculares. Otras proyectan al cerebelo, a la formación reticular y al tálamo. Su función es regular el reflejo vestibulo ocular mediado por los conductos semicirculares.

Núcleo de Roller- Núcleo Inferior- Núcleo de la Raíz Descendente (ND)

Recibe aferencias procedentes del aparato vestibular periférico (sobre todo del sáculo), médula espinal y úvulo-cerebelosas. Emite eferencias al cerebelo, a la formación reticular, a la médula espinal y oculomotoras.

Núcleos accesorios

Destaca el núcleo de Lewandowsky, localizado entre le de Betcherew y el de Deiters.

1.2.3. Formas de conexión de los núcleos vestibulares

Aferencias vestibulares primarias a los núcleos vestibulares.

Las fibras procedentes del utrículo, conducto semicircular superior y horizontal, constituyen el nervio vestibular superior, y las procedentes del conducto semicircular posterior y sáculo al nervio vestibular inferior. Son axones con el cuerpo de la primera neurona vestibular localizado en el ganglio de Scarpa.

Aferencias espinales a los núcleos vestibulares.

Son fibras propioceptivas cervicales que discurren por el núcleo medial caudal y dorsal para llegar a la formación reticular. Son muy importantes en los movimientos oculocefálicos y en el control postural.

Aferencias del cerebelo a los núcleos vestibulares.

El cerebelo se une a todos los núcleos vestibulares excepto al núcleo lateral. El flóculo se proyecta sobre el núcleo superior y el medial, relacionándose con la producción del reflejo vestibulo ocular. La úvula y el nódulo se proyectan al núcleo superior, medial y descendente dando lugar al reflejo vestibulo espinal. El vermis lo hace al núcleo lateral, formando el fascículo espino cerebeloso (FEC), por dos vías: una directa y otra indirecta. En esta última al estimular el vermis se va a producir una inhibición en el núcleo lateral por medio de la liberación de GABA.

Otras aferencias a los núcleos vestibulares.

Son las procedentes de los núcleos vestibulares contralaterales, formación reticular, oliva inferior y corteza parietal.

Aferencias vestibulares primarias al cerebelo.

Son las aferencias vestibulares primarias homolaterales y que terminan en el nódulo, flóculo y úvula; recibiendo información vestibular primaria y secundaria de los núcleos de ambos lados, vestibular terciaria de la oliva inferior y visual. De esta forma permiten a la úvula y al nódulo elaborar una representación tridimensional de los movimientos corporales.

1.2.4. Proyecciones del complejo vestibular nuclear

Las segundas neuronas vestibulares con sus cuerpos en los núcleos vestibulares se proyectan sobre:

Los núcleos oculomotores

El núcleo vestibular superior sobre el núcleo del motor ocular común ipsilateral; el núcleo medial sobre el núcleo oculomotor y troclear contralateral; y el núcleo lateral, también sobre el núcleo del motor ocular común ipsilateral y contralateral y sobre el núcleo del motor ocular externo. Las fibras directas conllevan un aumento del tono de los núcleos oculomotores de un lado y las indirectas a una inhibición del lado contralateral, produciendo así, el reflejo véstíbulo ocular con movimientos oculares en nistagmo y con la fijación de la mirada en los movimientos de aceleración.

Asta anterior de la médula

Son el soporte del reflejo véstíbulo-espinal. De los núcleos lateral, dorsal y medial salen fibras que constituyen el fascículo véstíbulo-espinal, que contacta con las motoneuronas alfa del asta anterior medular a través de fibras directas y cruzadas con acción recíproca, con el resultados de movimientos reflejos de sostén y enderezamiento. Los núcleos vestibulares se proyectan a la médula espinal por medio de tres vías:

Fascículo véstíbulo espinal lateral (FVEL)

Tiene su origen en el núcleo lateral, desciende por el cordón anterolateral de la médula y termina en las láminas VII y VIII de Rexed (internas) y IX (motoneurona alfa) del asta anterior. Su función es favorecer el tono de la musculatura extensora de forma directa o indirecta (a través de interneuronas).

Fascículo véstíbulo espinal medial (FVEM)

Parte del tercio rostral del núcleo medial, del núcleo lateral y descendente. Discurre de forma bilateral con predominio homolateral desde la lámina IV a IX a nivel medio torácico. Cada axón emite colateral a motoneuronas de la musculatura cervical para la creación de movimientos compensadores de la cabeza en el plano del conducto semicircular estimulado. La mitad de las neuronas que se proyectan en el núcleo oculomotor dan lugar a colaterales descendentes en el fascículo véstíbulo espinal medial. Es un efector simultáneo de reflejos véstíbulo oculares y de movimientos cervicales para regular los movimientos cérvico oculares y mantener la orientación espacial¹⁵.

Fascículo véstíbulo espinal caudal (FVEC)

Parte del núcleo medial y dorsal y termina en el engrosamiento lumbar. Los axones de las cuartas neuronas vestibulares pasan por la formación reticular dando lugar al fascículo retículo espinal, vía indirecta para el control de los movimientos espinales.

1.2.5. Sistema Nervioso Autónomo

Las fibras de la vía vestibulo-autónoma van por una vía ascendente (noradrenérgica), del complejo parabraquial, hasta los núcleos dorsal del Vago, del núcleo ambiguo y de la formación reticular pontina ventrolateral. Su vía descendente (serotoninérgica), discurre por el núcleo del tracto solitario, el núcleo dorsal del vago, el núcleo ambiguo y la formación reticular pontina ventrolateral. Las conexiones vestibulo-parasimpáticas son las responsables de la reacción vegetativa en los cuadros de vértigo¹⁶.

Cerebelo

Posee conexiones aferentes y eferentes con el lóbulo flóculo-nodular regulando el tono muscular. La conexión vestibulo-cerebelo-vestibular, conlleva la producción de reacciones corporales estáticas y dinámicas de origen laberíntico y propioceptivo. Son de carácter reflejo (subconsciente). También recibe aferencias de la médula espinal, de la vía óptica, la vía coclear, la corteza cerebral y propioceptiva de la musculatura extrínseca del ojo.

Hipotálamo

Presenta conexiones entre los núcleos vestibulares superior, lateral y dorsal y el núcleo rojo, con implicación en los reflejos de enderezamiento.

Formación Reticular

Sus núcleos reciben fibras vestibulares aferentes y eferentes.

Corteza cerebral

En la corteza asociativa parietotemporal, en el área retroinsular 3aV y T3, es donde confluyen la información visual, propioceptiva y vestibular dando un marco consciente a la orientación corporal en el espacio¹⁷.

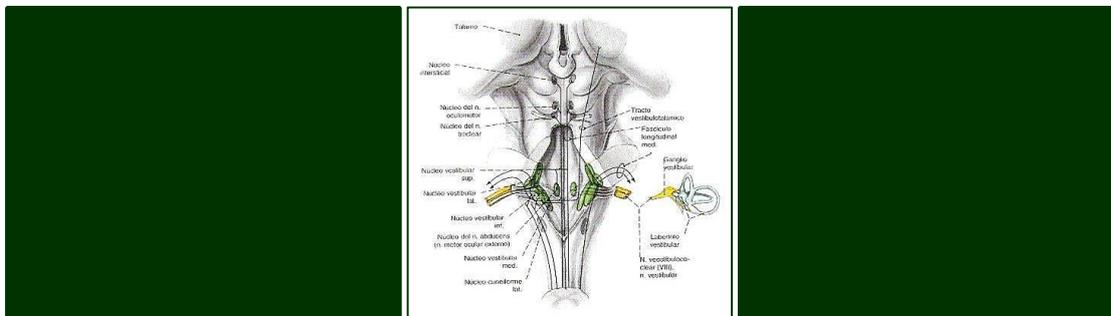


Figura 5. Vía del equilibrio¹².

1.3 Variables que determinan el equilibrio y la estabilidad

1.3.1 Centro de gravedad y Centro de Masas

El centro de gravedad (CDG) es el punto en el que se concentra todo el peso del cuerpo. Esta definición implica que, partiendo desde el CDG, tenemos la misma cantidad de peso hacia craneal que hacia caudal, hacia un lado que hacia otro, hacia ventral que hacia dorsal. Y por tanto, se puede considerar al CDG como un punto de equilibrio. Se considera que la posición del centro de gravedad sufre modificaciones en función de los movimientos, aunque la mayoría de los autores lo sitúan a la altura de la segunda vértebra sacra¹⁸.

La determinación del peso depende de la acción de la gravedad, es decir de dónde se determine dicha magnitud, (por ejemplo, el peso de un objeto no será el mismo en la Tierra que en Marte). Sin embargo, la determinación de la masa es invariable a la acción de la gravedad. No obstante, ya que todos los datos empleados en este estudio han sido realizados en la Tierra, a efectos prácticos, se considerarán sinónimo centro de gravedad y centro de masas (CDM)⁷.

1.3.2 Base de apoyo

La base de apoyo es el área contenida dentro del perímetro de contacto entre la superficie y los dos pies, en una situación de bipedestación. La base de apoyo es casi cuadrada cuando los dos pies se colocan en paralelo, adquiere forma de paralelogramo cuando se colocan en diagonal y aumenta longitudinalmente cuando éstos se colocan en tándem. En cuanto menor es la superficie de apoyo de los pies, o cuando las irregularidades de la superficie limitan el contacto de los pies, se reduce la base de apoyo¹⁹.

1.3.3. Límite de estabilidad

El límite de estabilidad (LDE) en un concepto bidimensional que se define por el ángulo máximo de desplazamiento posible del centro de gravedad en función de la dirección de la oscilación desde la posición central, sin llegar a caerse. Depende, por tanto, de la posición de los pies en la superficie de apoyo. En los adultos normales esta área se define como una elipse.

En la figura 6 vemos el ángulo de inclinación del centro de gravedad en relación con los "límites de estabilidad". La figura de la izquierda se mueve alrededor de los tobillos; la figura de la derecha se mueve alrededor de las caderas. Los ángulos de oscilación del centro de gravedad de las dos figuras son aproximadamente los mismos, aunque los movimientos de la articulación son mucho más grandes usando la estrategia de la cadera. Las marcas triangulares resaltadas en negro muestran las posiciones del centro de gravedad del cuerpo

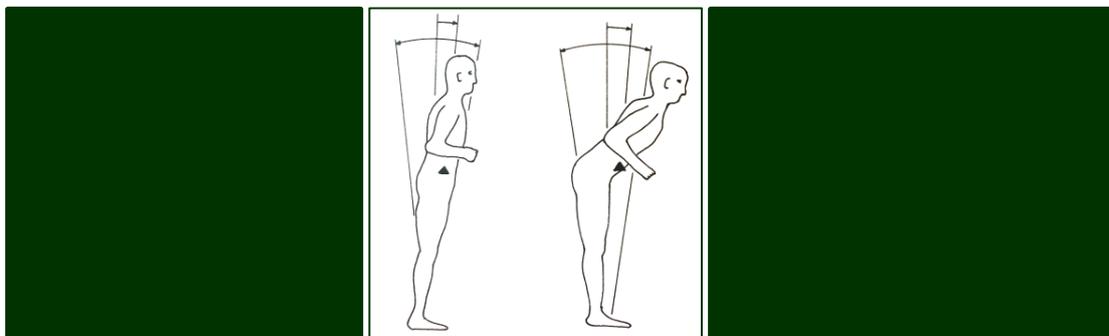


Figura 6. Centro de gravedad y límite de estabilidad²⁰.

En la figura 7 observamos cómo se modifican los límites de estabilidad durante la realización de diferentes actividades.

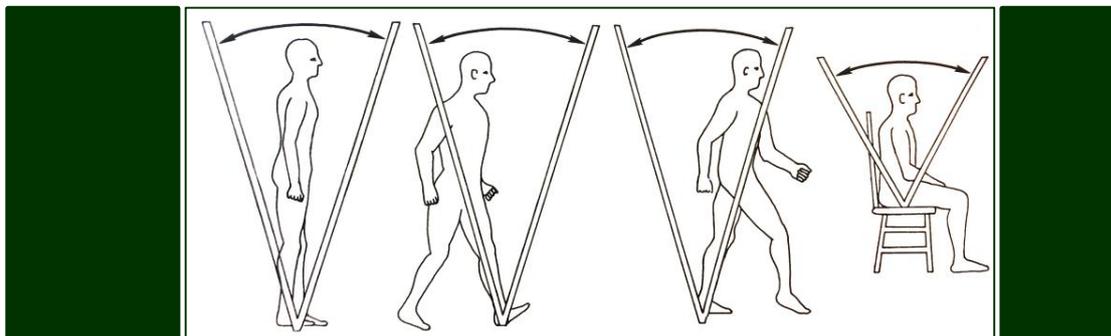


Figura 7. Límites de estabilidad en diferentes actividades²⁰.

El límite de estabilidad lateral depende de la altura del individuo en relación con el espacio entre sus pies. En sujetos altos se requiere un espacio mayor entre los pies que en los más bajos, para conformar esta elipse.

1.3.4. Límites de dominio

Es imposible mantener inmóvil el CDG, porque la bipedestación es una tarea inherentemente inestable que requiere correcciones periódicas para superar la influencia desestabilizadora de la gravedad. De hecho, pequeños movimientos del cuerpo van a estimular los sistemas vestibular, visual y somatosensorial para así proveer de la suficiente información sensorial que permitan el mantenimiento del equilibrio. Si no hubiera movimiento alguno, la información proporcionada por esos tres sistemas sería cero; esto se conoce como Resonancia Estocástica²¹. Es decir, el fenómeno estadístico que sucede en los sistemas no lineales donde la adición de una interferencia aleatoria, en este caso una vibración, puede realzar la detección de un estímulo débil o realzar la información contenida en una señal²². Así, una persona que intenta mantener el equilibrio se balancea hacia atrás y adelante y también de lado. El límite de dominio es un dato de dos dimensiones definiendo el ángulo de dominio máximo espontáneo del CDG como una función de la dirección del dominio, como se muestra en la figura 8. En ella se muestran las relaciones entre los límites de la estabilidad, el límite de dominio y el centro de gravedad. La figura central muestra el centro de gravedad con una alineación centrada dentro de los límites de estabilidad. En la figura de la derecha se muestra el CDG alineado hacia delante con respecto a los límites de dominio.

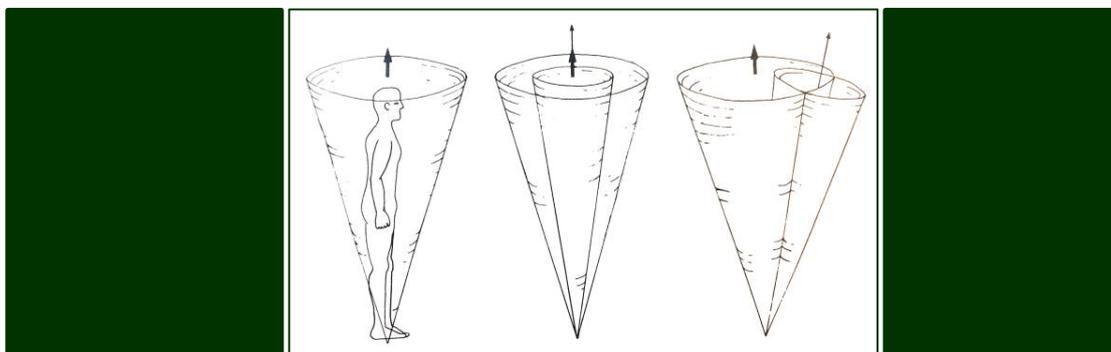


Figura 8. Relación entre centro de gravedad y límites de estabilidad y dominio²⁰.

El límite de dominio espontáneo de una persona varía con las condiciones sensoriales y con los cambios en la base de soporte. Pero, a menos que la persona pierda el equilibrio, el límite de dominio es siempre acorde con el límite de estabilidad (LDE).

1.3.5. Alineación del centro de gravedad

La alineación del CDG se basa en la presunción de que una persona está atenta para mantener la posición del centro de gravedad, la cual está en el centro del perímetro de los límites de dominio²³. Cuando a una persona normal se le pone de pie, la alineación del CDG se desplaza con precisión sobre el centro de la base de soporte.

Entender los conceptos de límite de dominio y alineación del CDG es importante, porque cada uno afecta al equilibrio de una persona de manera diferente. Cuando el centro de gravedad se alinea sobre el centro de la base de apoyo los límites de dominio pueden ser tan extensos como los del límite de soporte antes de que se pierda el equilibrio. En una persona cuyo centro de alineación de gravedad se desplaza hacia delante, hacia atrás o a hacia uno de los lados del centro de soporte, no es tan estable como una persona en la que la alineación del centro de gravedad está centrado, incluso cuando el límite de dominio es similar en los dos. Una persona con una compensación de la alineación del centro de gravedad es menos estable porque los pequeños ángulos del límite de dominio desplazarán la alineación del CDG más allá del perímetro del límite de estabilidad (LDE).

1.3.6. Ejes y planos anatómicos del cuerpo humano

El conocimiento de los planos anatómicos es fundamental para entender la orientación en el espacio y la estabilización del cuerpo en el control postural.

El estudio descriptivo de la anatomía corporal se fundamenta en la disposición de tres ejes imaginarios (Figura 9):

- Eje X: recorrido laterolateral
- Eje Y: trayectoria craneocaudal
- Eje Z: disposición anteroposterior

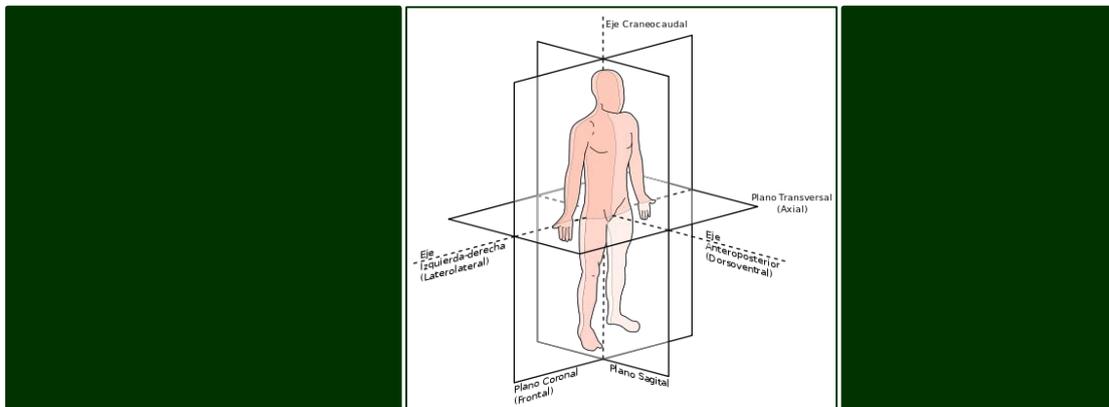


Figura 9. Ejes de referencia en anatomía descriptiva²⁴.

El movimiento alrededor de un eje se hace en un plano determinado, es decir, cada plano se forma por la proyección de un movimiento sobre 2 ejes (Figura 10):

- Los ejes X e Y definen el plano CORONAL (en inglés, *ROLL*): de izquierda a derecha, lateral.
- Los ejes X y Z definen el plano TRANSVERSAL (en inglés, *YAW*): horizontal
- Los ejes Y y Z definen el plano SAGITAL (en inglés, *PITCH*): adelante y atrás

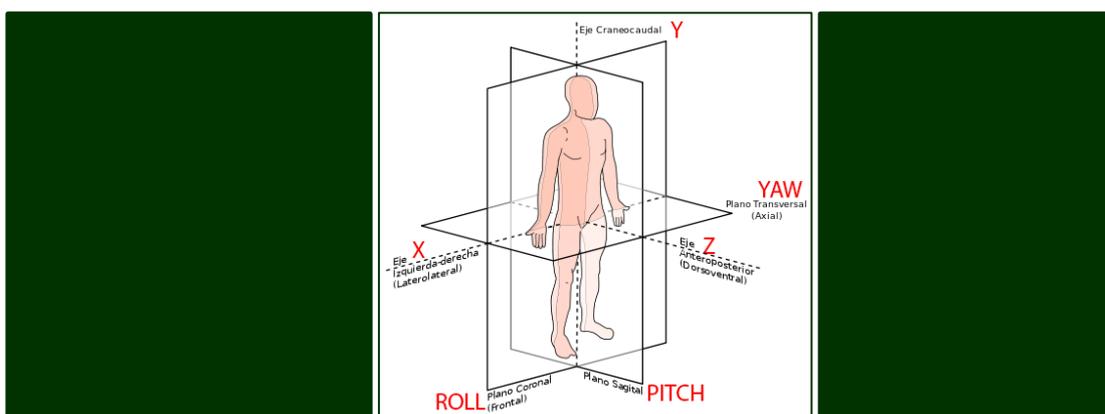


Figura 10. Planos del espacio de referencia en anatomía descriptiva²⁴.

1.4 ESTRATEGIAS POSTURALES

44

El movimiento en sí es fuente de perturbación de la postura porque modifica la posición del centro de gravedad y conlleva la aparición de fuerzas de reacción en diferentes segmentos que contribuyen al desequilibrio. Con la finalidad de minimizar estos desplazamientos del mismo existen dos tipos de ajustes, los reaccionales o reflejos y los anticipatorios. Los ajustes posturales reaccionales son los que evitan ese desplazamiento excesivo del centro de gravedad, aunque con cierta latencia, ya que requieren de un estímulo externo que los desencadene y un procesamiento del mismo (*feedback*). Por otro lado, en la realización de movimientos voluntarios intervienen los ajustes posturales anticipatorios o voluntarios, sin la necesidad de aferencias sensoriales y con un control central. La finalidad de los actos motores del control postural pretenden dos cosas: por un lado la estabilización de la cabeza con respecto al espacio y por otro la estabilización del tronco con respecto a la cabeza²⁵. En el control de ambos intervienen de manera contrapuesta los reflejos vestibulo-cervical y cérico-cervical y el vestibulo-espinal y cérico-espinal respectivamente²⁶.

En el control del equilibrio durante la bipedestación los ajustes posturales anticipatorios y reflejos ocurren de manera simultánea y, prácticamente, indistinguibles. Las estrategias posturales más estudiadas en bipedestación son las realizadas en el plano anteroposterior por el tobillo, cadera y suspensión²⁷.

En la estrategia del tobillo el individuo oscila como un péndulo invertido y consigue modificar la posición del centro de gravedad por rotación de la articulación del tobillo. Es apta para movimientos que supongan perturbaciones ligeras y lentas con superficies de apoyo amplias y firmes^{23, 28}.

La estrategia de la cadera es la adoptada para restaurar el equilibrio en perturbaciones rápidas, de mayor amplitud, o cuando la superficie de apoyo es pequeña. Para adquirirla se activa la musculatura de proximal a distal a nivel anterior o posterior para reubicar el centro de gravedad. Para ello se usan 2 ejes de rotación, uno en el tobillo y otro en la cadera, conformando el modelo del péndulo invertido doble²⁹.

Gracias al empleo de nuevas tecnologías se han realizado estudios más exhaustivos, del comportamiento de diferentes segmentos corporales en diferentes condiciones. Centrándose sólo en el estudio del segmento superior, en diferentes condiciones en individuos sanos, en individuos con desaferenciación o con hemiplejias tras ACV^{30, 31, 32}.

1.5 SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMIENTO

1.5.1. Fundamentos

Existe una gran variedad de sistemas de captura del movimiento. La clasificación de Aminian y Najafi recoge los sistemas de captura mediante sensores magnéticos, de captura óptica y mediante ultrasonidos³³. La craneocorporografía descrita por Claussen en 1970, actualmente incluye tecnología digital y emisores y receptores de ultrasonidos que permiten un análisis tridimensional^{34, 35, 36}.



Figura 11. Sistema de captura óptica mediante craneocorporografía²¹.

1.5.2. Posturografía

Según Nashner la posturografía es un método que cuantifica la función del equilibrio bajo condiciones que simulan las cotidianas. Para Black es un método cuantitativo que aísla la función del equilibrio de los componentes sensoriales y motores necesarios para mantener la bipedestación³⁷.

El fundamento de la posturografía estática se basa en una plataforma de presión rígida y plana donde unos transductores registran las fuerzas verticales determinan la posición del individuo a lo largo del tiempo. A través del modelo matemático de dinámica corporal se transforma el desplazamiento del centro de fuerzas verticales en ángulo de desplazamiento del centro de gravedad. Estas plataformas pueden dividirse en estáticas, permitiendo la realización de pruebas como el *modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance (mCTSIB)*³⁸. El *mCTSIB* examina diferentes condiciones estáticas. Se fundamenta en la exploración vestibulo-espinal mediante el test de Romberg (mantener al individuo de pie y ver si cae). Si está en plena crisis de vértigo le será bastante difícil mantener el equilibrio incluso con los ojos abiertos, tiende a aumentar mucho los límites de estabilidad para no caerse, es decir, tiende a separar las piernas. En una fase de cronicidad puede que, aunque con aumento de oscilaciones, disminuya los límites de estabilidad sin caer o que con los ojos cerrados termine cayendo al lado de la lesión periférica. En caso de lesiones centrales puede caer a cualquier lado. Se pueden emplear maniobras de distracción de Jendrassik, como la consistente en que se presione con ambos brazos mientras intenta mantener la bipedestación. También se pueden aplicar maniobras de sensibilización, como poner un pie delante de otro para disminuir los límites de estabilidad y ver si cae, a qué lado, cuánto tarda³⁹.

46

Retomando los tipos de plataformas estáticas, existen otras pertenecientes a esta clasificación, como son las de tipo *BRU (Balance Rehabilitation Unit)*, que incluyen gafas de realidad virtual que constan de un acelerómetro.

Las plataformas dinámicas serían aquellas que se mueven alrededor de uno y otro eje, permiten hacer pruebas como el *SOT (Sensory Organization Test)*, de adaptación, y reflejos posturales evocados como el *MCT (Motor Control Test)*. Estos posturógrafos de plataforma dinámicos sólo permiten estudiar el plano *pitch* (anteroposterior). Las de tipo NeuroCom® emplean el *SOT*, diseñado para evaluar la capacidad del paciente para usar la información visual, somatosensorial y vestibular del paciente mientras se van modificando las condiciones de exploración a través de la inclinación de la plataforma o del entorno visual (Figura 12).



Figura 12. Posturógrafo de plataforma dinámica de NeuroCom®⁴⁰.

Estas plataformas suponen una gran inversión, por lo que intentó llevar al ámbito clínico a través un cojín en el suelo (*foam*), en lugar de una plataforma, y usando un dome, una especie de casco que permite al paciente ver un entorno que se mueve al mismo tiempo que él. Esta prueba también se conoce como *foam-and-dome test* o *sensory conflict posture test*. Algunos estudios muestran que el *CTSIB* tiene una buena correlación con el *SOT* a la hora de distinguir pacientes con problemas vestibulares.⁴¹ Como resultado de ambas aportaciones los fabricantes crearon plataformas estáticas para la realización *mCTSIB* (Figura13), donde se realizan las siguientes condiciones del *SOT*:

- *s2eo*: *standing on 2 legs eyes open*, de pie sobre las dos piernas y sobre una superficie estable
- *s2ec*: *standing on 2 legs eyes closed*, idem al anterior, con los ojos cerrados
- *s2eof*: *standing on 2 legs eyes open on foam*, de pie, sobre las dos piernas y sobre un colchón de *foam*
- *s2ecf*: *standing on 2 legs eyes closed on foam*, como el anterior, con los ojos cerrados.



Figura 13. *mCTSIB*⁴².

No forma parte del *SOT* la realización de test dinámicos como es el de la marcha simulada o de Unterberger-Fukuda (Figura 14), que consiste en que el paciente debe, con los ojos cerrados y brazos extendidos, marcar el paso intentando no desplazarse del sitio, elevando las rodillas. Es necesario, para que sea fiable la prueba, que dé al menos 80 pasos. Son muy pocos los pacientes sin patología que sean capaces de mantenerse en el mismo sitio. La gran mayoría se adelantan unos pasos.

Los parámetros a valorar son:

- *Ángulo de desplazamiento*: Es el ángulo formado entre la posición inicial y la final. No debe sobrepasar aproximadamente 45-50 grados a un lado u otro en un individuo normal.
- *Ángulo de rotación*: Es el ángulo recorrido por el paciente al girar entre el inicio y el final de la prueba. Los valores normales son 45- 50 grados a uno u otro lado.
- *Amplitud de las oscilaciones*: Es el desplazamiento del cuerpo al apoyarse de un pie al otro. Nos da una idea de la amplitud de los límites de estabilidad^{43, 44}.



Figura 14. Test de Unterberger-Fukuda⁴⁵.

En los últimos años han surgido otros dispositivos basados en la determinación de la velocidad angular, que pueden adaptarse en la cintura, como el *Sway Star*[®] (Figura 15); o en la cintura y en la cabeza como el *Motion Trak*[®] que combina la aceleración de los movimientos de ambas localizaciones. Los posturógrafos basados en la determinación de la velocidad angular permiten calcular el desplazamiento en dos planos: el *pitch* o anteroposterior o sagital y el *roll* o frontal.



Figura 15. Posturógrafo *Sway Star*[®] ⁴⁶.

También podrían considerarse posturógrafos el sistema *Brain Port*[®] (Figura 16) que consiste en un dispositivo introducido en la boca y capaz de detectar la inclinación de la cabeza y el *Vertiguard*[®] (Figura 17): este último consiste en un cinturón que detecta la inclinación del paciente y transmite una vibración para corregir la posición, aunque es más se empleado más en rehabilitación postural⁴⁷.



Figura 16. Sistema Brain Port[®] 48.



Figura 17. Sistema VertiGuard[®] 47.

El beneficio de estas herramientas objetivas es la capacidad de proporcionar medidas cuantitativas del equilibrio y la postura, sin embargo, estos instrumentos no se utilizan, por lo general, fuera de los entornos de laboratorio de investigación debido a los costes, la complejidad de uso, el tamaño, la duración de la evaluación, y el sentido práctico en general.

El estudio de la estabilización cefálica y de las estrategias posturales adquiridas en diversas situaciones sigue suponiendo reto sin la disponibilidad de un posturógrafo. El estudio de la estabilización cefálica de manera independiente conlleva la invención de nuevos instrumentos que asocien acelerómetros y giroscopios⁴⁹.

Actualmente la tendencia es emplear nuevas tecnologías más baratas, fáciles de ajustar y usar y que no necesiten de un personal altamente especializado permitiendo su uso a tiempo real. Es el caso de los goniómetros que detectan el cambio angular de las articulaciones, de las brújulas electrónicas, de los sensores de presión de los pies, de los acelerómetros, giroscopios y sensores cinemáticos. Son numerosas las publicaciones que han intentado realizar un análisis postural con el empleo de plataformas de videojuegos^{50, 51}.

La evolución tecnológica permite emplear pequeños sensores de movimiento que se unen discretamente al cuerpo o que forman parte de prendas de vestir. Esto es de particular importancia en la práctica de la medicina física y de la rehabilitación, y nos permite valorar si las intervenciones clínicas tienen un impacto significativo en la vida real de los pacientes; es decir, en su hogar y en la realización de sus actividades. Los investigadores se centran en tres áreas principales para desarrollar herramientas de interés clínico: (1) desarrollar e implementar sensores mínimamente intrusivos y que sean fiables en el registro de movimientos o señales fisiológicas; (2) desarrollar sistemas que recopilen datos de múltiples sensores y (3) diseñar algoritmos que extraigan información relevante en la práctica clínica⁵².

La evolución de los nuevos reproductores de música y de los dispositivos *smartphone* ha permitido la inclusión de ambos elementos. Estos últimos usan la información complementaria que aportan los acelerómetros y giroscopios.

Los acelerómetros permiten rotar el contenido de la pantalla de la posición vertical a horizontal o viceversa. Constan de dos placas metálicas (una fija y otra móvil) y enfrentadas que componen un condensador. A ellas se suma un material dieléctrico. Si se produce una aceleración y el dispositivo la detecta, cambia la capacidad del condensador, la placa del móvil también se desplaza y reduce o aumenta la distancia. El material dieléctrico almacenará la energía que llega de las placas. El sensor cuantificará qué aceleración se ha producido, lo que permitirá ejecutar una acción en el sistema.

Desde hace algunos años los acelerómetros también se emplean para calcular distancia, velocidad o calorías quemadas. Para no confundir los movimientos del cuerpo con los típicos de uso, los terminales tienen registrada la carga eléctrica que genera cada movimiento.

Por otro lado, un giroscopio mide los movimientos de un dispositivo con un brazo de accionamiento, sobre el que, cuando el *smartphone* rota, actúa el efecto de Coriolis y se produce una vibración vertical. El efecto Coriolis es la desviación aparente de un objeto en movimiento cuando se le observa desde un sistema de referencia en rotación⁵³.

Esto hace que la parte que no se mueve, un estator fijo, se doble, produciendo movimiento sobre el brazo de detección y, por lo tanto, ayuda a calcular la velocidad angular, que más tarde se transforma en una señal eléctrica que el dispositivo procesa de manera instantánea. Finalmente, es lo que hace que nuestro dispositivo siga los gestos y desplazamientos que realizamos sobre él⁵⁴.

Resulta interesante la aplicación de dispositivos de telefonía móvil con diferentes sensores a nivel del cuerpo del individuo, para ayudar a controlar diferentes constantes fisiológicas con el fin de monitorizar la actividad física en personas de edad avanzada o ver si se reduce alguna alteración durante éstas o de visualizar sus actividades cotidianas para evaluar la cantidad de ejercicio físico que realiza, la calidad de este y posibles modificaciones que, de manera individualizada, se puedan aplicar para que los individuos mejoren su calidad de vida^{55, 56}.

Uno de los trabajos publicados por Huank hace referencia al uso de un *iPod*[®] para controlar la realización de ejercicios pautados a nivel domiciliario, para rehabilitar la estabilización de la mirada⁵⁷.

En este estudio se llevó a cabo una prueba de concepto empleando un par de *iPod Touch*[®], para completar los datos aportados por la exploración física en pacientes con inestabilidad.

Los *iPod Touch*[®] se eligieron por su coprocesador de movimiento M8, capaz de medir los movimientos de sensores tan avanzados como el giroscopio y el acelerómetro. Este coprocesador reduce la carga de trabajo del chip A8 y lo hace más eficiente. El M8 también registra datos de actividad física, como los pasos y la distancia recorrida, para luego enviárselos a las diferentes aplicaciones disponibles. Además constan de un chip A8 con arquitectura de 64 bits, prácticamente como el de un ordenador. Su pantalla permite una gran calidad en la demostración de gráficos y su batería tiene una autonomía de 40 horas. Sus dimensiones son 12'34 cm de alto, 5'86 cm de ancho, 0'61 cm de grosor y un peso de 88 g. Su conexión inalámbrica es Wi-Fi 802.11; también con *Bluetooth* 4.1 y consta de servicio de localización en mapas. Dispone cable de conector *Lightning* a USB y otro de audio a través de la toma de auriculares estéreo. Su precio en la tienda oficial, con una capacidad de 16 GB es de 229 euros. No hemos seleccionado el *iPod nano*[®] a pesar de sus menores dimensiones y precio más asequible por algunas limitaciones como son la ausencia del coprocesador M8, aunque también disponen de acelerómetros y giroscopios y por la imposibilidad de descargar *softwares* u otras aplicaciones a través de *Apple Store*[®] ⁵⁸.

La calidad del acelerómetro triaxial del *iPod*[®] ha sido valorada en otros trabajos⁵⁹. Los teléfonos de la misma marca no han sido seleccionados por sus dimensiones, peso y precio excesivo. Aunque existen otros dispositivos capaces de leer ficheros de audio digital desde un disco duro, éstos no incluyen acelerómetros o giroscopios con capacitación para interactuar con aplicaciones de *software* con este fin.

Cada vez, como se mencionaba previamente, son más necesarias la validación del uso *softwares* desarrollados para acceder a la información de salida de los acelerómetros de *iPod*[®] o de otros dispositivos, y traducir eso en la medición del equilibrio humano con fines médico-legales, para plantear terapias rehabilitadoras individualizadas para déficits específicos que potencien la confianza del paciente inestable y su autosuperación^{60, 61}.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

2.1 AFIRMACIÓN

Los métodos diagnósticos empleados en el estudio del paciente con vértigo de los que disponemos requieren de personal cualificado capaz de realizar dichas pruebas e interpretarlas y suponen un tiempo añadido a la anamnesis y a la exploración física. Por estos motivos no en todos los centros se disponen del material suficiente para el estudio del paciente con patología vestibular.

2.2 HIPÓTESIS

El acelerómetro de dispositivos móviles, como el *iPod Touch*®, aporta información complementaria a la exploración física de los pacientes con inestabilidad.

2.3 OBJETIVOS

1. Realizar una prueba de concepto de un nuevo dispositivo en individuos sanos y sin problemas del equilibrio para obtener valores de referencia permitiendo diferenciar, posteriormente entre individuos normales y patológicos.
2. Comprobar que los datos obtenidos al explorar a los individuos con este mecanismo coinciden con la observación de una exploración física normal o patológica.
3. Tratar de implementar, en la práctica clínica el uso de *smartphones* con acelerómetros, como parte del estudio posturográfico.
4. Evidenciar la estrategia postural adoptada por cada individuo en cada una de las condiciones estudiadas, al comparar los datos obtenidos por dicho aparato en cabeza y cadera.
5. Disminuir el gasto hospitalario en la solicitud de otras pruebas complementarias.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



3. MATERIAL Y MÉTODOS



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Se presenta un estudio observacional y analítico, comparando los valores de desplazamiento en los planos del espacio entre un grupo de pacientes y otro de individuos sanos, en total 121 individuos. La recogida de datos se ha llevado a cabo en el Hospital Costa del Sol, desde el año 2012 al 2016. Se han analizado los datos registrados en el acelerómetro de dos dispositivos móviles, mientras los individuos realizaban las diferentes condiciones de estudio.

3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Nuestra población de estudio, en primera instancia, constaba de 18 individuos sanos, 5 varones y 13 mujeres con una edad media de 30,77 años (rango de 25 a 43 años). Todos consintieron de manera voluntaria la realización de las pruebas de estudio. Ninguno refirió antecedentes personales de patología vestibular periférica o central, traumatismo craneoencefálico, alteraciones neurológicas, osteoarticulares o musculares; que impidiesen una correcta deambulación o bipedestación. Ninguno de los individuos voluntarios sanos estaba en tratamiento con antidepresivos y no habían realizado la prueba con anterioridad.

Por otro lado, se estudió el comportamiento en dichas situaciones de 103 individuos derivados a la Unidad de Patología Vestibular del Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Costa del Sol tras acudir a la consulta de patología general de otorrinolaringología por inestabilidad, mareo o vértigo. El grupo de pacientes consta de 36 varones y 67 mujeres, con una media de edad de 47,7 años (rango de 11 a 84 años). Los integrantes del grupo de pacientes no tomaron medicación antidepresiva, ansiolítica o sedante del sistema vestibular en las 78 horas previas al estudio. Habían realizado algunas de las condiciones del estudio en la exploración física en la consulta de otorrinolaringología general.

3.3 CONDICIONES DEL ESTUDIO

Se ha sometido a cada individuo a una batería de pruebas estáticas y dinámicas mientras llevaban un *iPod Touch*[®] en la cabeza y otro en la cintura, con el fin de objetivar el desplazamiento en los diferentes planos del espacio, ver si existían diferencias entre individuos normales y del grupo de pacientes e intentar interpretar la adquisición de diferentes estrategias posturales en el mantenimiento del equilibrio. Para ello un observador cualificado valoró cómo fue la exploración clínica de cada individuo en cada una de las situaciones, otorgando un "1" a los que han realizado el test con normalidad y un "2" en aquellas situaciones consideradas patológicas a ojos del observador, a la vez que los acelerómetros del dispositivo de cadera y cabeza realizaron el registro del desplazamiento en los tres ejes del espacio.

Como protocolo de estudio del equilibrio postural se realiza la siguiente exploración:

Un test estático: el *modified Clinical Test for Sensory Interaction in Balance (mCTSIB)* que consta de 4 pruebas (Figura 13). El individuo ha de mantenerse erguido y quieto durante 30 segundos en 4 condiciones diferentes donde varía la información sensorial disponible para el sistema del equilibrio, dependiendo de si las realizan con los ojos abiertos /cerrados o sobre el suelo o un *foam* (Figura 18). El *foam* es un cojín cuadrado de uno 50 cm de lado, altura de 10 cm y densidad de 25 Kg/m³, (40% DIN 53577).



Figura 18. Foam empleado

Las condiciones estáticas de estudio son las siguientes:

- *s2eo (standing on 2 legs eyes open)*: de pie con los ojos abiertos
- *s2ec (standing on 2 legs eyes closed)*: de pie con los ojos cerrados
- *s2eof (standing on 2 legs eyes open on foam)*: de pie con los ojos abiertos sobre *foam*
- *s2ecf (standing on 2 legs eyes closed on foam)*: de pie con los ojos cerrados sobre *foam*

Un test dinámico: test de Unterberger-Fukuda o de la marcha simulada (Figura 14). El individuo, con los ojos cerrados, ha de marcar el paso sobre el terreno, intentando no moverse del mismo punto durante, al menos, 30 segundos.

En cada individuo se ha empleado dos *iPod Touch*® (con las características descritas previamente): uno fijo en la cabeza del paciente y otro en la cintura, de la siguiente forma (Figura 19)



Figura 19. A. Fijador de *iPod Touch*® en cabeza. B: Fijador de *iPod Touch*® en cintura. C: disposición de fijadores con *iPod*® en cabeza y cintura.

Estos dispositivos disponen de un acelerómetro y de un giroscopio. Como *software* de control, se ha utilizado la aplicación gratuita llamada *SensorLog Versión 1.9.1*®, disponible en *AppleStore*®. Este programa puede leer los datos de los sensores de un dispositivo *iOS*® (como el *iPod Touch*®) y enviarlos por correo electrónico como archivo *.csv*. Los datos del sensor del acelerómetro del *iPod*® pueden muestrear hasta 100Hz (dependiendo de la versión de *iOS*®). Esta aplicación proporciona datos del marco de localización, aceleración y giro. Esos ficheros después se envían al ordenador y se pueden tratar mediante hojas de cálculo tipo Excel.

Con este *software* se han realizado 10 mediciones por segundo durante 30 segundos en cada una de las condiciones de exploración, es decir, con el individuo de pie con los ojos abiertos (*s2eo*), de pie con los ojos cerrados sobre *foam* (*s2ecf*).

Siguiendo la descripción de los ejes anatómicos y su combinación en planos, el *iPod*[®] con esta aplicación, determinaba las aceleraciones lineales y angulares en relación a esos tres ejes (Figura 20)

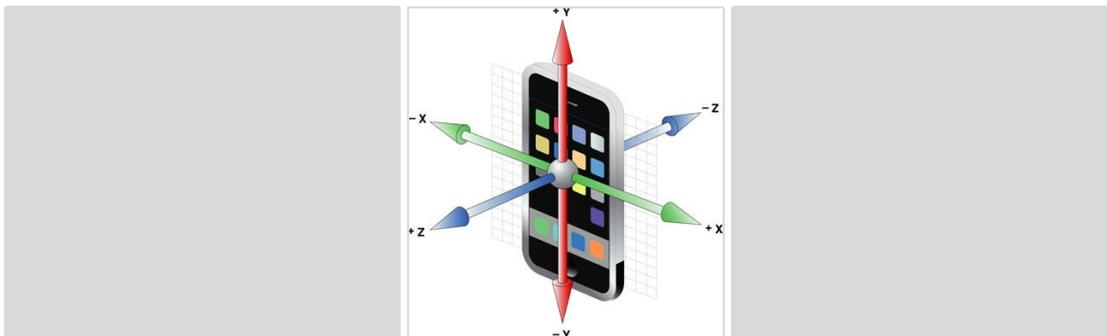


Figura 20. Disposición espacial del iPod^{®57}.

Mediante los acelerómetros pudimos calcular los desplazamientos en cada uno de los ejes. Combinando la aceleración producida en dos ejes se ha determinado el ángulo(o inclinación) en cada plano: *roll* (lateral, de izquierda a derecha), *pitch* (anteroposterior) y *yaw* (horizontal); a través de la fórmula del arcotangente. El arcotangente es la operación inversa a la tangente que permite conocer el ángulo en grados o radianes asociado a un valor de esa razón trigonométrica. La tangente del ángulo A que forma el dispositivo se pudo calcular dividiendo la proyección de la gravedad sobre los ejes X e Y (siendo esos ejes cualesquiera de los que utiliza el *iPod*[®]). O sea:

$$\tan (A)= X/Y$$

Como lo que nos interesaba no es la tangente, sino el ángulo A:

$$A = \arctan(X/Y).$$

El acelerómetro detectaba las aceleraciones lineales a lo largo de los ejes X, Y y Z y las expresaba en G.

El giroscopio nos expresaba la velocidad con que el aparato giraba alrededor de cada eje. En este caso, los resultados se expresaban en radianes/s. En este estudio nos centramos, únicamente en los datos aportados por el acelerómetro, siendo objeto de análisis futuros los resultados del giroscopio.

Como se ha mencionado previamente, además del registro de datos obtenidos de cada individuo en cada una de las condiciones, valoramos si durante la realización de cada prueba la exploración clínica fue normal o no.

Este dispositivo nos aportaba los datos en ficheros .csv, que exportamos a hojas de Excel para la aplicación de la fórmula del arcotangente y así determinar el ángulo de desplazamiento en cada plano (Figura 21), medido en grados absolutos. En cada individuo hemos realizado 10 hojas de Excel incluyendo los datos de registro de 10 mediciones por segundo durante 20 segundos seleccionados (rechazando los 5 primeros y 5 últimos segundos del registro) del acelerómetro de la cabeza en la condición *s2eo*, *s2ec*, *s2eof*, *s2ecf*, Unterberger; y de los datos obtenidos del acelerómetro de la cadera en la condición *s2eo*, *s2ec*, *s2eof*, *s2ecf* y Unterberger.

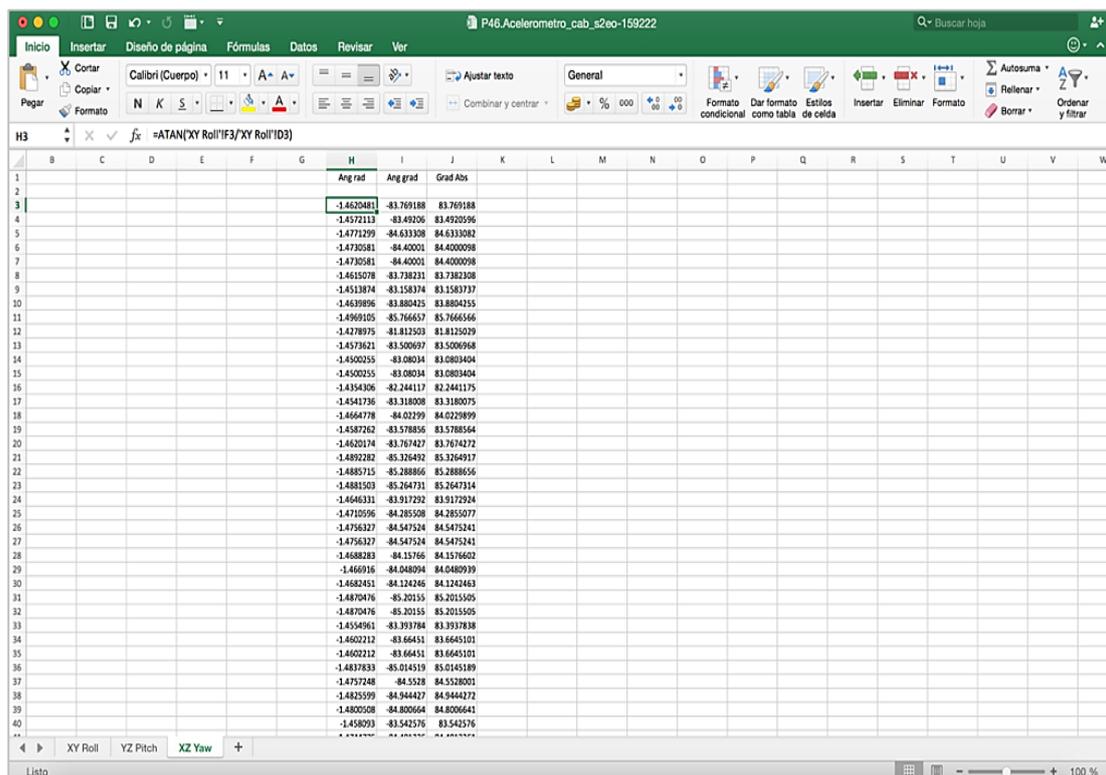


Figura 21. Aplicación de fórmula del arcotangente en hoja de Excel

La determinación del desplazamiento en grados, al combinar dos ejes del espacio, nos permitió determinar en qué plano se realiza ese movimiento. Las figuras 22 y 23 muestran las diferencias que existieron en cuanto al registro de movimiento, a lo largo de una de las condiciones de estudio, entre cinco individuos integrantes del grupo de pacientes y cinco del grupo de individuos normales en el plano *pitch* de cabeza. En el eje de ordenadas se observaba los grados de desplazamiento y en abscisas el tiempo de exploración, es decir, durante 20 segundos de exploración (tras rechazar para la toma de datos los 5 segundos del inicio y final de la prueba).

La diferencia en la representación gráfica entre ambas poblaciones de estudio, supuso el desarrollo del análisis del desplazamiento realizado durante cada condición con la finalidad de que pudiera ser empleado como complemento a la observación clínica.

pitch normales

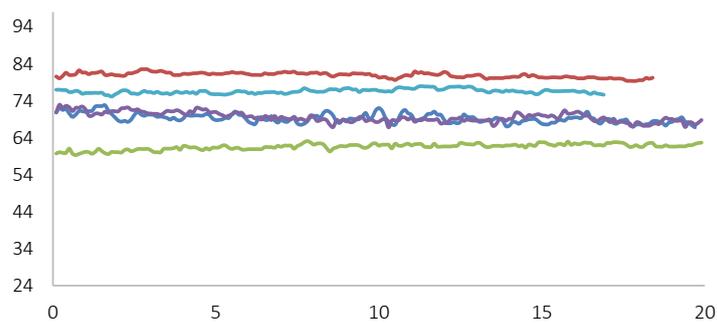


Figura 22. Registro en plano *pitch* de 5 individuos normales.

pitch pacientes

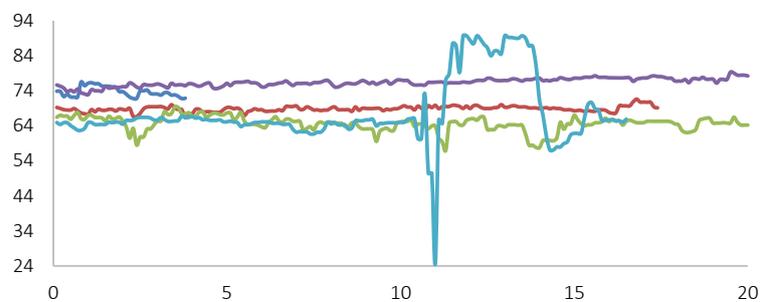


Figura 23. Registro en plano *pitch* de 5 pacientes.

3.4 VARIABLES DEL ESTUDIO

Las variables incluidas en el análisis estadístico han sido la edad, el sexo, la valoración de la exploración clínica en las diferentes condiciones; la media de desplazamiento en el espacio en cada plano, en las diferentes condiciones de cabeza y cadera y la amplitud media de las oscilaciones hasta el punto central realizadas en cada plano, en las diferentes condiciones de cabeza y cadera.

3.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó un análisis descriptivo de las variables con estimación puntual e intervalo de confianza para el 95% de seguridad presentándose como medias y desviación estándar. Cuando se requirió el análisis comparativo por pares (ejemplo sexo) se utilizará el test de la *t* de *student* para variables cuantitativas, siempre que se cumpla la condición de normalidad. En caso contrario se aplicará el test no paramétrico U Mann-Whitney. Las diferencias entre los grupos se consideraron estadísticamente significativas cuando la $p < 0.05$. En el caso de variables a comparar con más de dos estratos (por ejemplo, la media de las oscilaciones de desplazamiento en el plano *roll* de cabeza, en la condición *s2eo*, en pacientes e individuos normales con edades comprendidas entre 35 y 65 años), el análisis estadístico utilizó el test ANOVA de una o dos vías. Se consideró significativo un valor de $p < 0.05$ y posteriormente se realizaron pruebas post hoc para determinar qué relaciones específicas hay entre los grupos y la variable de intervalo que se quiere medir. Se ha utilizado el paquete estadístico SPSS versión 20.0.

3.6 ETAPAS DEL ESTUDIO

Primera Etapa: Estudio de las variables clínicas de la población estudiada, en función de su edad, sexo y distribución de la población en las diferentes condiciones. Distribución de los pacientes por tres tramos de edad y en función de la valoración obtenida en las condiciones estáticas, dinámicas y combinando ambas.

Segunda etapa: Determinación del mejor parámetro de medida que permita diferenciar individuos sanos de enfermo, en la mayor parte de las condiciones. Determinación de valores de normalidad de los acelerómetros de los *iPod*® ubicados en cabeza y cadera comparando con la valoración clínica de un observador experto.

Tercera etapa: Análisis de la distribución de la población total de estudio, con los parámetros fijados anteriormente, segmentada en diferentes situaciones: por tramos de edad, en las diferentes condiciones de estudio, estáticas y dinámicas; y en función de su severidad.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



4. RESULTADOS



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

4.1.1 Variables clínicas de la población estudiada

Nuestra cohorte estaba constituida por 18 individuos sanos y 103 pacientes diagnosticados de alguna alteración del equilibrio.

Sexo

En el grupo de sujetos sanos hubo un 27,8% de hombre y un 72,2% de mujeres. En el grupo de pacientes la proporción de hombres fue del 35% y el de mujeres del 65%. No se evidenciaron diferencias significativas entre el grupo control y patológico respecto a la distribución del sexo (Figura 24).

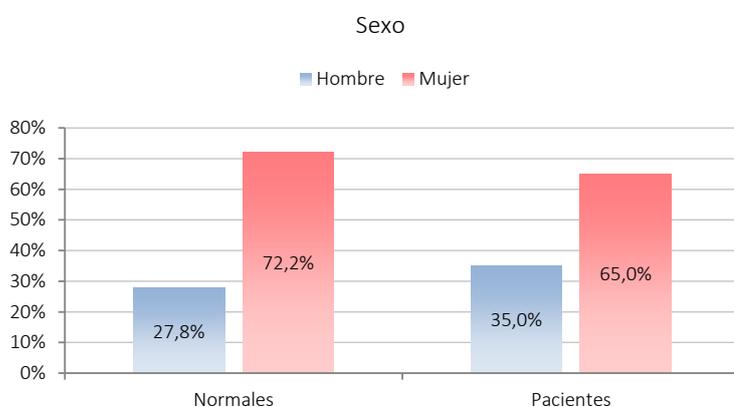


Figura 24.
Estratificación de la población normal y patológica por sexo.

Edad

Dividimos a toda la población en tres rangos de edad, menores de 35 años, de 35 a 65 años y mayores de 65 años. En el grupo de normales el 83,3% de los individuos tenía menos de 35 años y un 16,7% más de esa edad. En nuestro estudio no contamos con individuos normales de más de 65 años. En el grupo de pacientes el 25,2% tenía menos de 35 años, el 54,4% entre 35 y 65 años y el 20,4% más de 65 años (Figura 25).

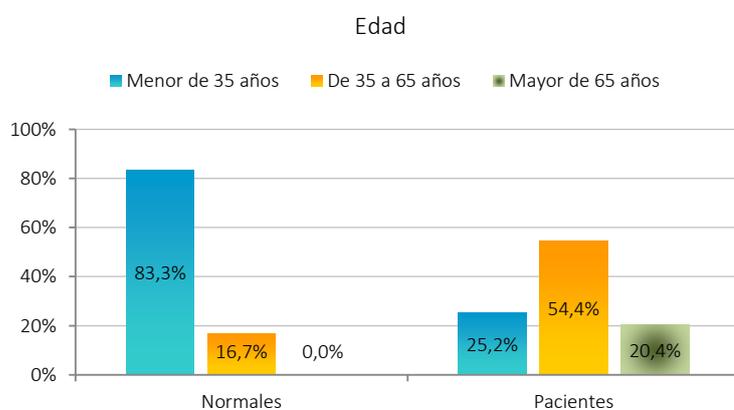


Figura 25.
Estratificación de la población normal y patológica por edad

Distribución de la población en las diferentes condiciones de estudio

Las pruebas estáticas (*s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*) y dinámica fueron normales en todos los integrantes del grupo de individuos normales. Los pacientes se dividieron en dos grupos, dependiendo de la valoración obtenida en las condiciones estáticas y en Unterberger. En este diagrama se muestran los porcentajes, en azul, de los “pacientes normales”; es decir, aquellos cuya exploración clínica fue compatible con la normalidad. En la situación *s2eo* el 95,1% de los sujetos no evidenciaron alteraciones en la exploración. Las situaciones donde se detectaron una mayor proporción de individuos patológicos fueron en Unterberger y *s2ecf* con un 31,1% y 38,8%, respectivamente. El 54,3% de los individuos, en las situaciones que se utilizaba el *foam*, mostraron alteraciones en la exploración (Figura 26).

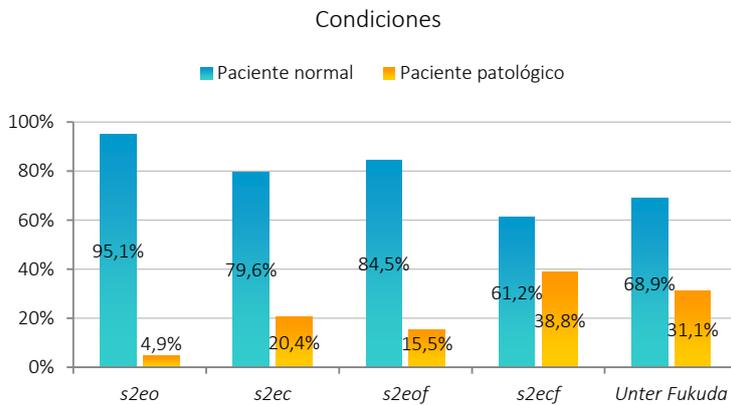


Figura 26
Estratificación de la población de pacientes en normales y patológicos por resultado pruebas estáticas y Unterberger.

70

En la tabla 1 se observa que el 77,8% de los pacientes realizaron bien alguna de las condiciones de estudio, mientras que sólo el 22,1% de los individuos integrantes del grupo de pacientes tuvieron una exploración clínica patológica en alguna de las condiciones.

Paciente	<i>s2eo</i>	<i>s2ec</i>	<i>s2eof</i>	<i>s2ecf</i>	Unterberger	Media
% de 1	95,1	79,6	84,5	61,2	68,9	77,8
% de 2	4,8	20,4	15,5	38,8	31,1	22,1

Tabla 1. Porcentaje de pacientes con valoración normal y alterada en las diferentes condiciones.

4.1.2 Distribución de la población de pacientes

El grupo de pacientes estaba constituido por las derivaciones de la consulta de otorrinolaringología general a la unidad de Patología Vestibular. Fueron incluidos 103 pacientes. Tras la exploración física en la Unidad de Patología Vestibular se determinó en algunos casos que eran individuos normales. A continuación se analiza la proporción de individuos patológicos en las diferentes condiciones y su distribución por rangos de edad.

Redistribución de los pacientes tras la valoración clínica de las diferentes condiciones.

De los 103 pacientes que se derivaron de la consulta patología general de otorrinolaringología a la Unidad de Patología Vestibular, no todos presentaron una exploración clínica patológica. Por este motivo se decidió reagrupar a los pacientes en dos grupos; por un lado los que tuvieron todas las condiciones de la exploración normal (60,2%) y por otro, los que tuvieron alguna prueba patológica (39,8%). Ver figura 27.

■ Pacientes patológicos ■ Pacientes normales

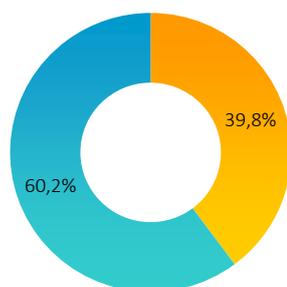


Figura 27.
Representación de población normal y patológica tras exploración clínica.

Pacientes con una valoración de prueba normal y patológica por intervalos de edad

En la figura 28 se representa la valoración clínica del test s2eo. Se estratificó el resultado de la prueba estática s2eo por edades. El 96,2% de los individuos incluidos con menos de 35 años realizaron bien esta prueba estática. Respecto a los sujetos entre los 35 y 65 y los mayores de 65 este porcentaje fue del 94,6% y del 95,2%, respectivamente. (Figura 28).

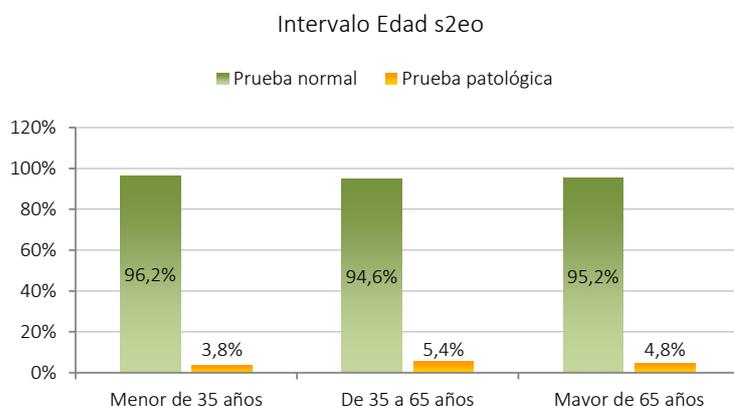


Figura 28.
Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica para el test s2eo estratificados por edad

En el test *s2ec*, el 73,1% de los pacientes incluidos con menos de 35 realizaron bien la prueba y en el 26,9% estaba alterada. Los de edades comprendidas entre 35 y 65 años, tuvieron una valoración normal del test en el 80,4% de los casos y patológica en el 19,6%. Los pacientes mayores de 65 años realizaron bien el test en el 85,7% de los casos y alterada en 14,3%. (Figura 29).

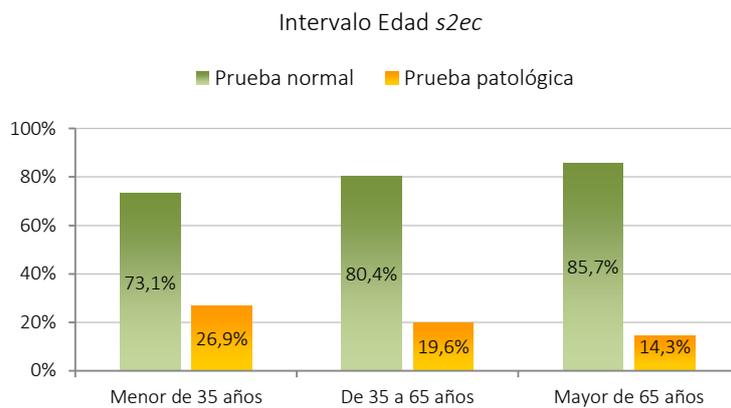


Figura 29.
Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test *s2ec* estratificados por edad.

En la figura 30 se muestra la valoración del test *s2eof* estratificado por edades. Respecto al grupo de menores de 35 años, el 76,9 % de los pacientes realizó bien la prueba y en el 26,9% era patológica. Los sujetos de edades comprendidas entre 35 y 65 años, tuvieron una valoración normal en el 87,5% de los casos y patológica en el 12,5%. Los pacientes mayores de 65 años tuvieron la prueba alterada en un 14,3%.

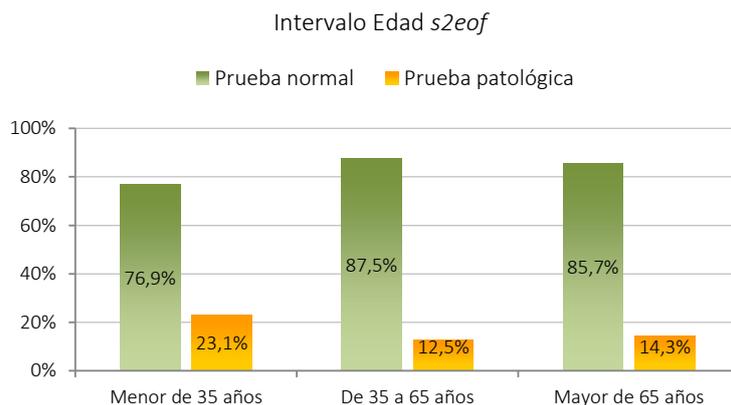


Figura 30.
Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test *s2eof* estratificados por edad.

En la figura 31 se observa los resultados en la valoración clínica del test *s2ecf* estratificados por edades. En el grupo de los menores de 35 años, tuvieron el test patológico en el 50% de los casos. En los sujetos con edades comprendidas entre los 35 a 65 años y mayores de 65 años fue patológica en el 33,9% y 38,1%, respectivamente.

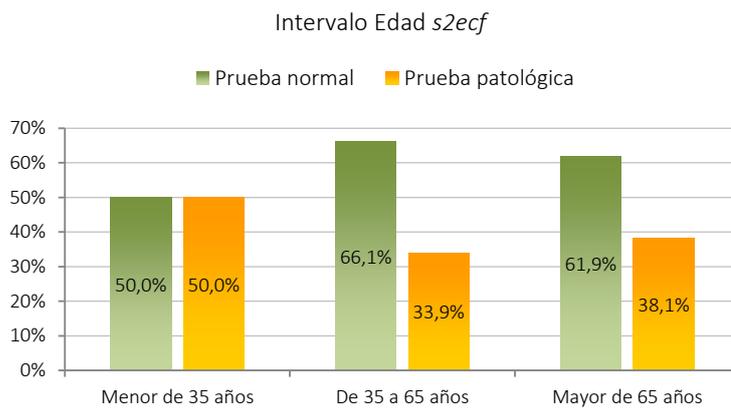


Figura 31.
Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test *s2ecf* estratificados por edad.

La figura 32 muestra el test de Unterberger. De los menores de 35 años, el 69,2 % de los pacientes realizó bien la prueba y en el 30,8% estaba alterada. Los sujetos de edades comprendidas entre 35 y 65 años, tuvieron una valoración normal del test en el 76,8% de los casos y patológica en el 23,2%. En el 52,4% de los pacientes mayores de 65 años, el test fue patológico.

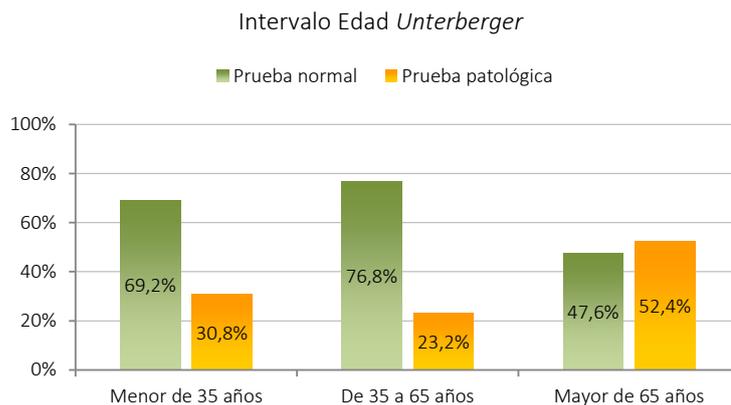


Figura 32.
Representación de los pacientes con valoración de prueba normal y patológica test de Unterberger estratificados por edad.

Pacientes en pruebas estáticas y Unterberger

En la figura 33 se muestra el porcentaje de pacientes que realizaron las pruebas estáticas bien con un Unterberger normal (71%) y alterado (29%) y aquellos con valoración de alteración en la realización de las mismas y que, además, tuvieron un Unterberger patológico (34%) o normal (66%).

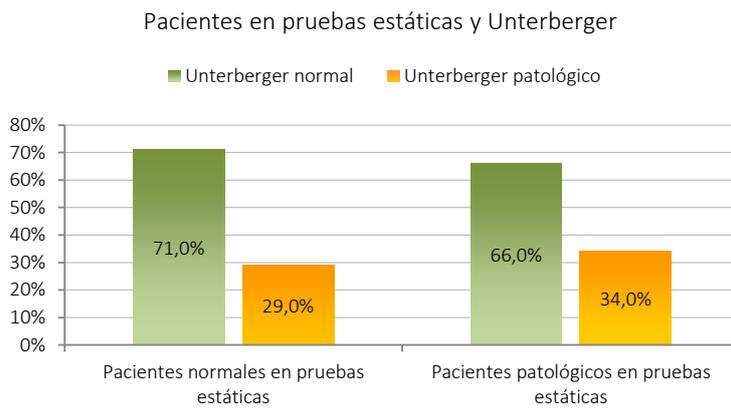


Figura 33.
Representación de pacientes con Unterberger normal o patológico dependiendo del resultado de pruebas estáticas.

Pacientes en función del resultado de s2ecf

En las pruebas estáticas, el 61,2% de los pacientes presentó una exploración clínica normal (pacientes normales); el 15,5% de los pacientes con alteración de la realización s2ecf presentaba, al menos, otro test estático alterado. Un 23,3% de los pacientes con alteración en la realización de s2ecf presentaban también alteración en otras dos de las pruebas estáticas, denominándose paciente severo (Figura 34).

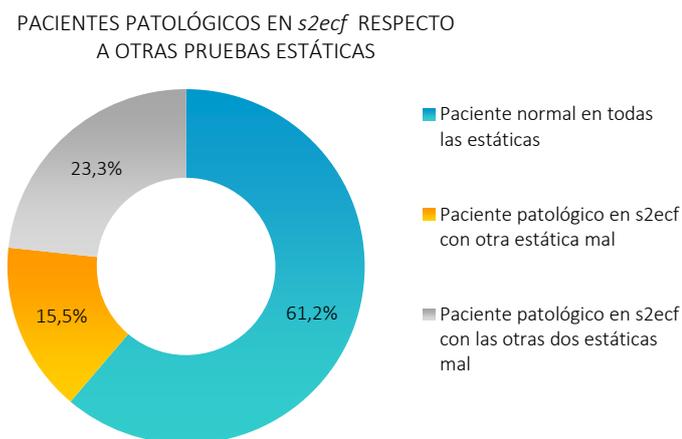


Figura 34.
Representación de pacientes patológicos en s2ecf respecto a otras pruebas estáticas.

4.2.1 Determinación del parámetro de medida

El acelerómetro situado en cabeza o cadera, tras la transformación mediante la fórmula del arcotangente, nos aportó un registro de los grados absolutos de desplazamiento en cada plano. Cuando diferenciamos entre individuos sanos y enfermos, debíamos establecer el mejor parámetro de medida; es decir, si existían diferencias significativas entre individuos sanos y enfermos cuando comparábamos la media de desplazamiento de su posición de inicio o bien cuando comparábamos la amplitud de las oscilaciones que realizaban para mantenerse en una posición estable.

Determinación de la posición media en grados con acelerómetro de cabeza y cadera en las diferentes condiciones, en cada plano, de toda la población.

Valoración del desplazamiento medio en los diferentes planos, medido en grados, de los individuos normales (en azul) y del grupo de pacientes (en naranja) según los registros del acelerómetro de cabeza y cadera.

a. Plano roll

En el plano *roll*, tras realizar las pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro situado en cabeza y cadera, se han observado diferencias significativas entre los sujetos normales y patológicos en cabeza las situaciones que generaron las diferencias entre las poblaciones fueron *s2eof* y Unterberger. En cadera la situación *s2ecf* también fue significativa.

En la figura 35 se representa la posición media en grados de la cabeza de cada individuo (teniendo en cuenta que la vertical considerada fue de 90° en cada plano) mientras realizaban cada una de las condiciones exploradas que se registraron en el acelerómetro de cabeza. En las situaciones *s2eof* y en Unterberger se observaron diferencias significativas entre los sujetos normales y patológicos.

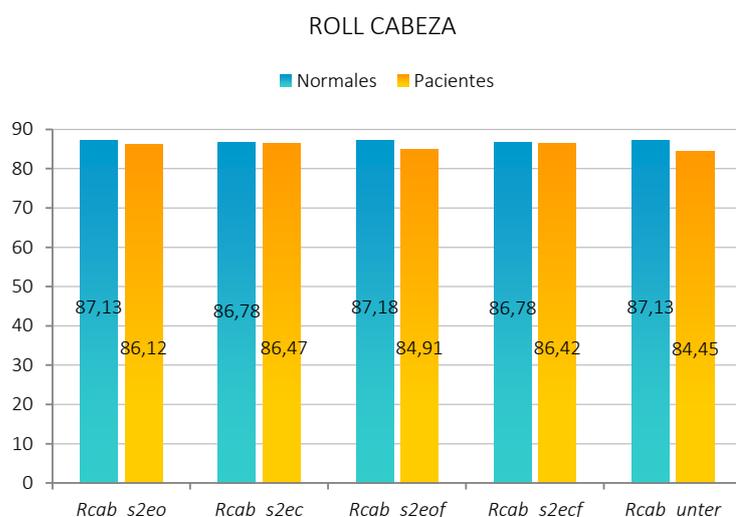


Figura 35. Valoración posición media de la cabeza en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cabeza en el plano roll. Expresado en grados.

En la figura 36 se muestra como el acelerómetro de cadera detectó diferencias significativas en las condiciones sobre *foam*. En la realización del test de Unterberger los individuos normales se alejaron más de los 90° que los pacientes, resultando significativa la diferencia entre ambos.

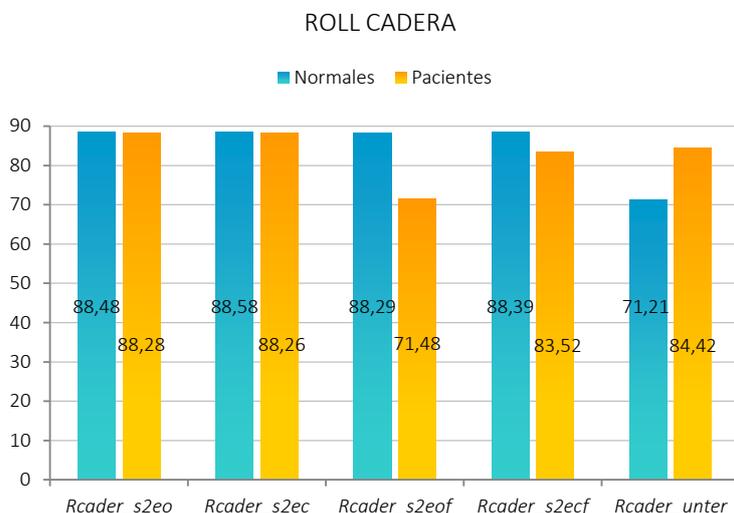


Figura 36. Valoración posición media de la cadera en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cadera en el plano roll. Expresado en grados.

b. Plano pitch

En el plano *pitch*, tras realizar las pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro situado en cabeza y cadera, se han observado diferencias significativas entre los sujetos normales y patológicos en la situación de *s2ecf* y en Unterberger con el acelerómetro situado en cadera.

En la figura 37 se observa la posición media de la cabeza de todos los individuos, en la realización de pruebas estáticas y dinámicas, que se registraron en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch*. No se observaron diferencias significativas entre ambas poblaciones.

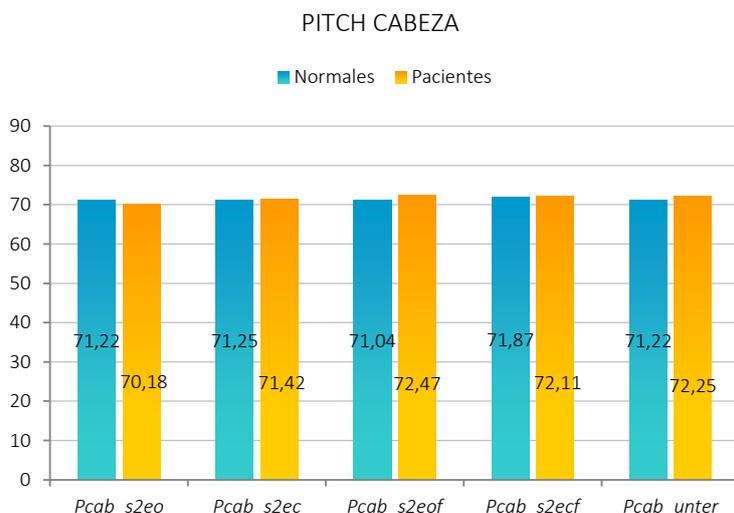


Figura 37. Valoración posición media de la cabeza en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cabeza en el plano pitch. Expresado en grados.

En la figura 38 se muestran los resultados de la posición media de la cadera en el plano *pitch*, determinada por el acelerómetro en pacientes y sujetos normales. En el plano *pitch* de cadera se observaron diferencias significativas en *s2ecf* y Unterberger. En la realización de este test, los individuos normales se alejaron más de los 90° que los pacientes, resultando significativa la diferencia entre ambos.

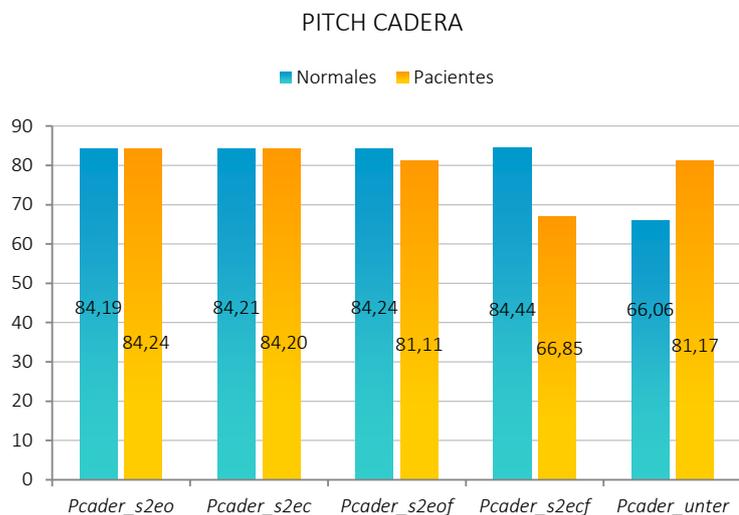


Figura 38. Valoración posición media de la cadera en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cadera en el plano *pitch*. Expresado en grados.

c. Plano yaw

En el plano *yaw*, tras realizar las pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro situado en cabeza y cadera, se han observado diferencias significativas entre los sujetos normales y patológicos en las condiciones con *foam* y Unterberger con el acelerómetro situado tanto cabeza y cadera.

En la figura 39 se observa la el desplazamiento medio con respecto a la posición central, de paciente e individuos normales en el plano *yaw* durante la realización de los test estáticos y dinámicos. Se evidenciaron diferencias significativas en las situaciones con *foam* y en Unterberger.

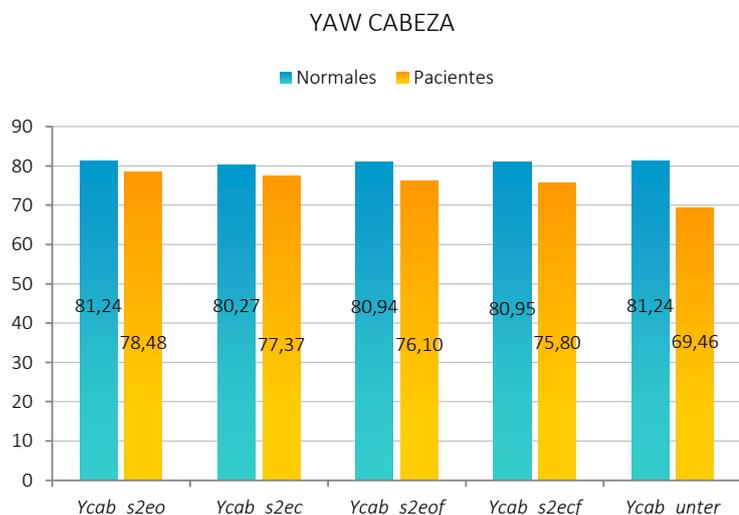


Figura 39. Valoración posición media de la cabeza en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cabeza en el plano *yaw*. Expresado en grados.

En la figura 40 se registra la posición media de la cadera en el plano yaw durante las pruebas estáticas. Se evidenció diferencias significativas en las condiciones de *foam* y en Unterberger.

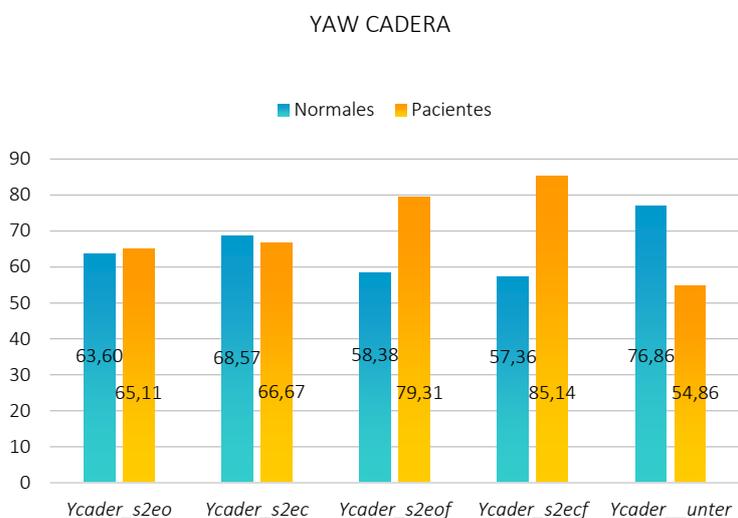


Figura 40. Valoración posición media de la cadera en pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro en la cadera en el plano yaw. Expresado en grados.

4.2.2 Determinación de la media de las oscilaciones, en grados, con acelerómetro de cabeza y cadera en las diferentes condiciones, en cada plano, de toda la población.

A continuación se evaluó la amplitud media de las oscilaciones tanto de los sujetos sanos (azul) como en pacientes (naranja), situando el acelerómetro en cabeza y cadera. La amplitud media de las oscilaciones nos determina el número de correcciones posturales que requiere cada individuo hasta alcanzar una posición de estabilidad. La longitud de las barras de error es directamente proporcional a la dispersión de los valores que se registraron en cada individuo.

a. Plano roll.

En la figura 41 se representa la amplitud media de las oscilaciones en el plano *roll*, tras realizar las pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro situado en cabeza. Se observaron diferencias significativas entre ambos grupos en todas las condiciones evaluadas.

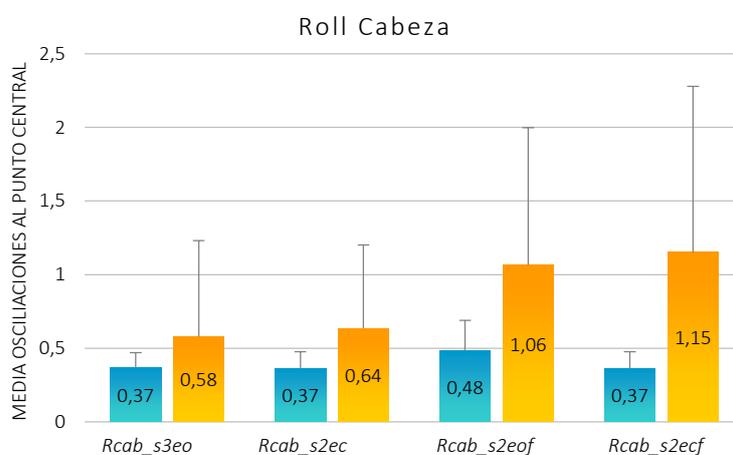


Figura 41. Valoración desviación estándar media de la cabeza en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cabeza en el plano roll. Expresado en grados.

En la figura 42 e muestra la media de las oscilaciones al punto central en el plano *roll* que registró el acelerómetro de cabeza mientras realizaban el test de Unterberger. La población normal (en azul) presentó una media de oscilaciones de 0,37° y los pacientes (en naranja) de 3,48°. La diferencia entre ambas poblaciones resultó significativa.

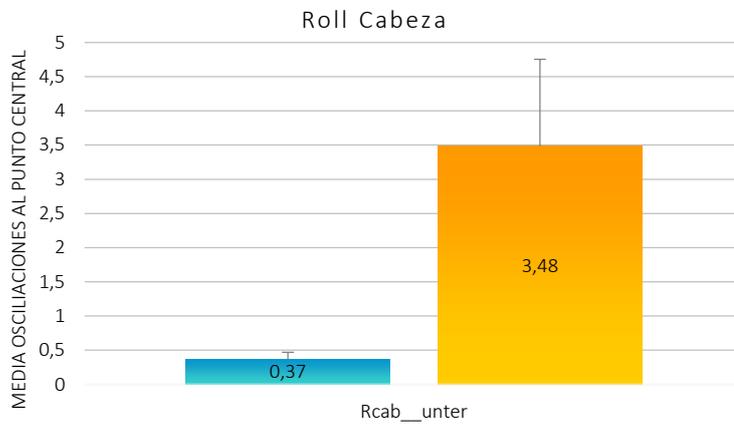


Figura 42. Valoración desviación estándar media de la cabeza en Unterberger con el acelerómetro en la cabeza en el plano *roll*. Expresado en grados.

En la figura 43, en cambio, cuando se situaba el acelerómetro en la cadera, se observaron diferencias sólo en las situaciones estáticas con *foam*.

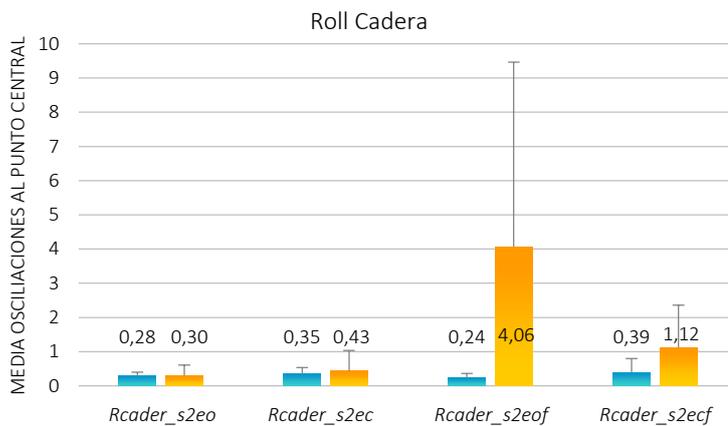


Figura 43. Valoración desviación estándar media de la cadera en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cadera en el plano *roll*. Expresado en grados.

La figura 44 muestra la desviación estándar media de los registros del acelerómetro situado en cadera en el plano *roll*, realizando Unterberger. En este caso los individuos normales tuvieron una media de oscilaciones mayor que los pacientes. La diferencia entre ambos grupos tuvo significación estadística.



Figura 44. Valoración desviación estándar media de la cadera en Unterberger con el acelerómetro en la cadera en el plano *roll*. Expresado en grados.

b. Plano pitch.

En la figura 45 se representa la amplitud media de las oscilaciones en el plano *pitch*, tras realizar las pruebas estáticas y dinámicas con el acelerómetro situado en cabeza. Se observaron diferencias significativas entre ambos grupos en todas las condiciones evaluadas.

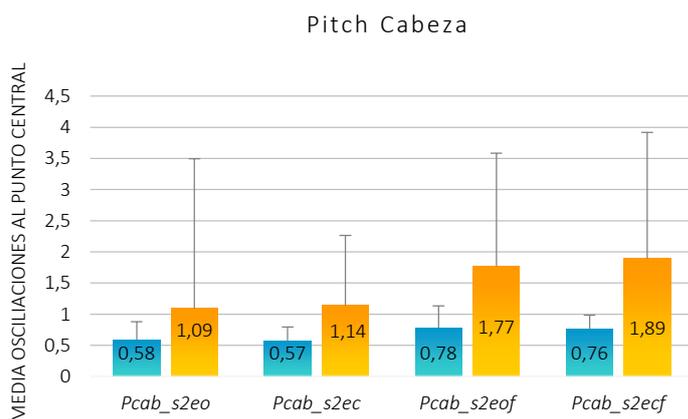


Figura 45. Valoración desviación estándar media de la cabeza en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cabeza en el plano *pitch*. Expresado en grados.

Representación, en la figura 46, de la amplitud media de las oscilaciones en el plano *pitch*, que registró el acelerómetro de cabeza mientras realizaban el test de Unterberger. La población normal presentó una media de oscilaciones de 0,58° y los pacientes de 3,51°. La diferencia entre ambas poblaciones resultó significativa.

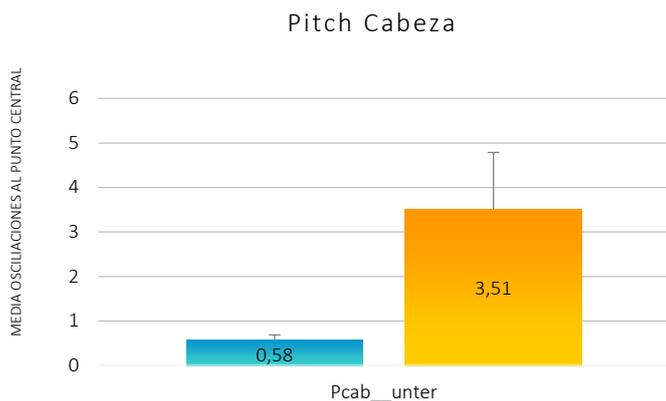


Figura 46. Valoración desviación estándar media de la cabeza en Unterberger con el acelerómetro en la cabeza en el plano *pitch*. Expresado en grados.

En la figura 47 vemos la representación de la amplitud en el plano *pitch*, registrado en la cadera, durante la realización de las pruebas estáticas. Se evidenció diferencias significativas en todas las condiciones.

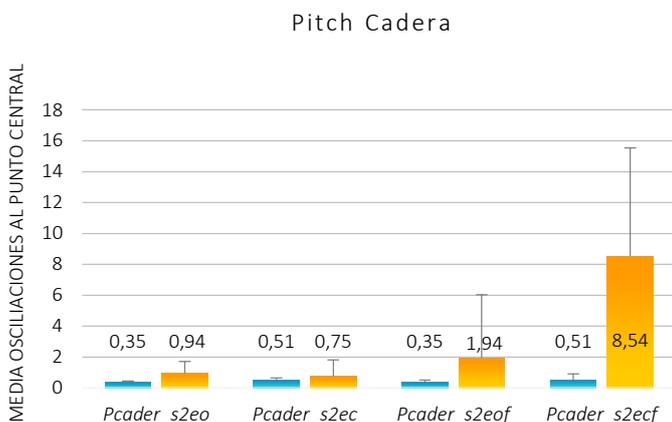


Figura 47. Valoración desviación estándar media de la cadera en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cadera en el plano *pitch*. Expresado en grados.

El registro de la cadera en el plano *pitch* en la realización del test de Unterberger, detectó una media de oscilaciones mayor en los individuos normales que en los pacientes, con diferencias significativas (Figura 48).

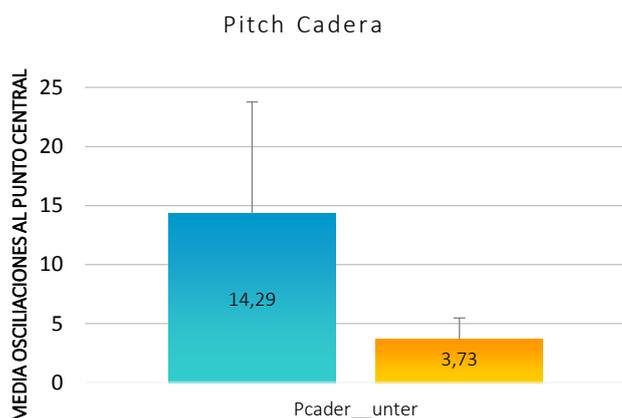


Figura 48. Valoración desviación estándar media de la cadera en Unterberger con el acelerómetro en la cadera en el plano *pitch*. Expresado en grados.

c. Plano yaw

Los individuos normales presentaron menores oscilaciones con respecto a su posición de inicio en la condición *s2ec* y mayores en la situación *s2ecf*. Los pacientes presentaron una media de oscilaciones mínima en *s2eo* y máxima en *s2ecf*. Se observaron diferencias significativas en todas las condiciones estáticas (Figura 49).

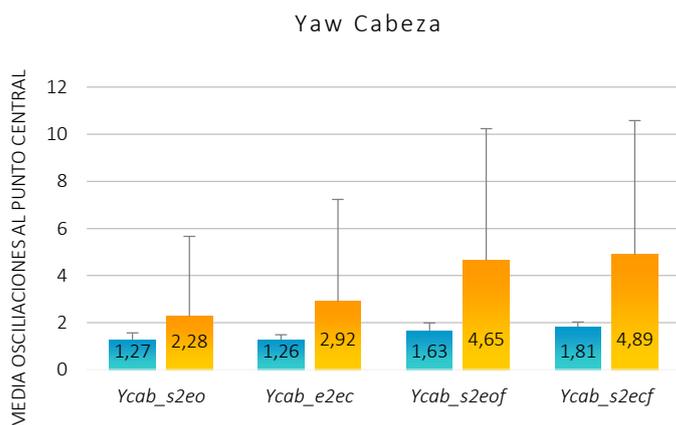


Figura 49. Valoración desviación estándar media de la cabeza en pruebas estáticas con el acelerómetro en la cabeza en el plano *yaw*. Expresado en grados.

Como en las condiciones estáticas, en el test de Unterberger hubo diferencias significativas entre pacientes e individuos normales en el registro del acelerómetro de cabeza en el plano *yaw* (Figura 50).

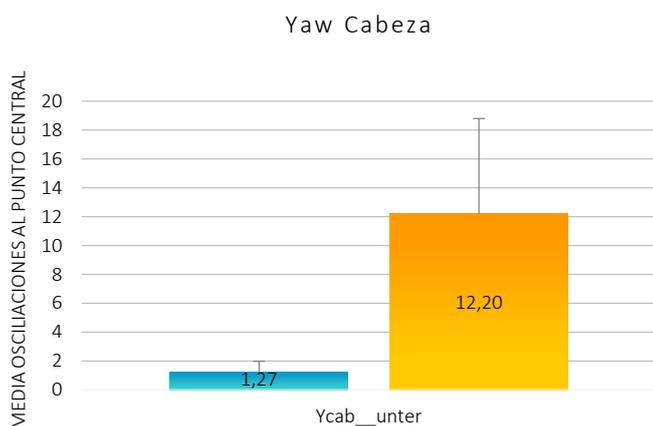


Figura 50.
Valoración desviación estándar media de la cabeza en Unterberger con el acelerómetro en la cabeza en el plano *yaw*. Expresado en grados.

En la figura 51 se muestra la media de las oscilaciones al punto central en el plano *yaw* que registró el acelerómetro de cadera mientras realizaban las condiciones estáticas. Hubo diferencias significativas en todas las condiciones, sin embargo, en la realización del test sobre *foam* la media de las oscilaciones respecto al punto central resultó mayor en los individuos normales.

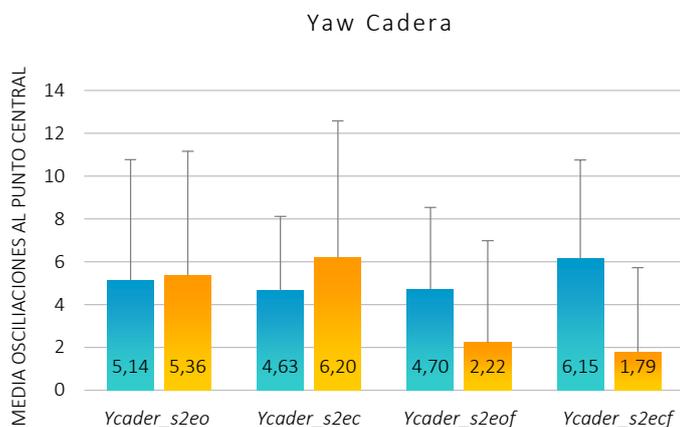


Figura 51.
Valoración desviación estándar media de la cadera, en las condiciones estáticas, registradas con el acelerómetro en la cadera en el plano *yaw*. Expresado en grados.

Representación, en la figura 52, de la media de oscilaciones detectada por el acelerómetro de cadera, en el plano yaw mientras realizaron el test de Unterberger. La diferencia entre ambos grupos fue estadísticamente significativa

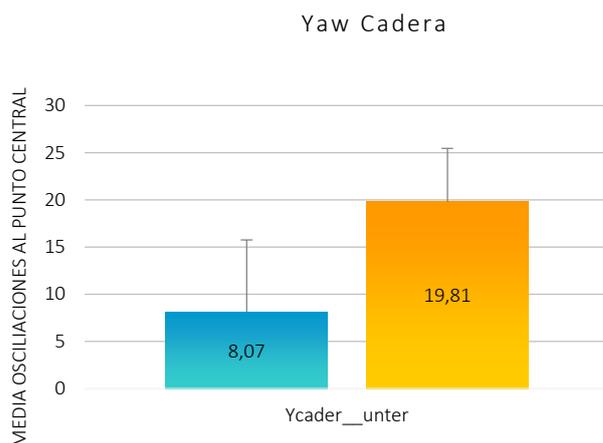


Figura 52. Valoración desviación estándar media de la cadera en Unterberger con el acelerómetro en la cadera en el plano yaw. Expresado en grados.

Rango de amplitud media de oscilaciones entre grupos en todos los planos.

En la tabla 2 se recoge el rango de la amplitud media de las oscilaciones registrado por el acelerómetro de cabeza y cadera en todos los planos, durante la realización de los test estáticos y dinámico.

	Normal	Paciente
Roll Cabeza Estática	0,24-0,94	0,21-7,51
Roll Cabeza Unterberger	0,27-0,57	1,18-7,17
Roll Cadera Estática	0,13-1,42	0,27-25,16
Roll Cadera Unterberger	2,93-23,55	0,26-11,85
Pitch Cabeza Estática	0,42-1,65	0,49-24,4
Pitch Cabeza Unterberger	0,29-1,36	1,49-7,15
Pitch Cadera Estática	0,29-1,93	0,56-26,95
Pitch Cadera Unterberger	2,9-25,86	0,3-10,35
Yaw Cabeza Estática	0,75-4,19	0,69-36,68
Yaw Cabeza Unterberger	0,55-3,00	3,36-27,29
Yaw Cadera Estática	1,26-20,28	0,71-30,52
Yaw Cadera Unterberger	2,82-24,56	0,13-28,51

Tabla 2. Rango de la amplitud media de las oscilaciones de cabeza y cadera, en todas las condiciones del grupo de individuos normales y pacientes.

En la tabla 3 se resume, en orden decreciente, los planos donde el rango de amplitud media es mayor en cada una de las condiciones estudiadas y en cada plano tras el registro del acelerómetro de cabeza y cadera. En Unterberger de cadera de los individuos normales predomina un mayor rango de amplitudes en el plano pitch frente al yaw. Entre los pacientes, en las condiciones estáticas de cadera el rango fue mayor en el plano roll que en pitch.

		Normal	Pacientes
Cabeza	Estática	<i>Yaw, Pitch, Roll</i>	<i>Yaw, Pitch, Roll</i>
	Dinámica	<i>Yaw, Pitch, Roll</i>	<i>Yaw, Pitch, Roll</i>
Cadera	Estática	<i>Yaw, Pitch, Roll</i>	<i>Yaw, Roll, Pitch</i>
	Dinámica	<i>Pitch, Yaw, Roll</i>	<i>Yaw, Roll, Pitch,</i>

Tabla 3. Planos del espacio según el rango de amplitud media de oscilaciones, por orden decreciente, registrado en cabeza y cadera durante la realización de test estáticos y dinámico.

Comparación de los dos parámetros estudiados: media de las oscilaciones frente a la media del desplazamiento al punto central.

En la tabla 4 se resume las condiciones de estudio donde las diferencias entre pacientes e individuos normales resultaron significativas, al comparar los registros de cabeza y cadera detectados por los acelerómetros y medirlos en amplitud media de oscilaciones o dependiendo de la media del desplazamiento al punto central.

		Amplitud	Media
Cabeza	Estática	<i>Roll, Pitch, Yaw</i> en todas las situaciones	<i>Roll s2eof</i>
	Unterberger	<i>Roll, pitch, yaw</i>	<i>Roll, yaw</i>
Cadera	Estática	<i>Roll s2eof, s2ecf</i>	<i>Roll s2eof, s2ecf</i>
	Unterberger	<i>Yaw</i>	<i>Roll, Pitch</i>

Tabla 4. Comparación de la amplitud media de las oscilaciones frente a la media de desplazamiento al punto central en los diferentes planos y condiciones

Valores de normalidad en cada una de las condiciones estudiadas

En la tabla 5 se determinan los valores a partir de los cuales se considera enfermo a un individuo, determinados tras el análisis de la amplitud de las oscilaciones en cada una de las condiciones que se registraron en el acelerómetro en cabeza y cadera.

Condición	IC-95
Rcab_s2eo	0,57
Rcab_s2ec	0,59
Rcab_s2eof	0,89
Rcab_s2ecf	0,59
Rcab__unter	0,57
Rcader_s2eo	0,51
Rcader_s2ec	0,72
Rcader_s2eof	0,49
Rcader_s2ecf	1,19
Rcader__unter	22,74
Pcab_s2eo	1,16
Pcab_s2ec	1,01
Pcab_s2eof	1,48
Pcab_s2ecf	1,20
Pcab__unter	1,16
Pcader_s2eo	0,54
Pcader_s2ec	0,78
Pcader_s2eof	0,68
Pcader_s2ecf	1,29
Pcader__unter	32,89
Ycab_s2eo	2,69
Ycab_s2ec	2,73
Ycab_s2eof	3,43
Ycab_s2ecf	3,49
Ycab__unter	2,69
Ycader_s2eo	16,15
Ycader_s2ec	11,44
Ycader_s2eof	12,21
Ycader_s2ecf	15,14
Ycader__unter	23,17

Tabla 5. Valores de normalidad en cada una de las condiciones.
Expresado en grados.

4.3.1 *Distribución de la población total, por intervalos de edad, según la evaluación clínica en las condiciones estáticas, en Unterberger, en s2ecf y dependiendo de la severidad en todas las condiciones con uso del acelerómetro.*

En esta tercera etapa de nuestro estudio se analizó la distribución de los individuos normales y de los pacientes, realizando diferentes segmentaciones.

Distribución de la población total, por intervalos de edad en las diferentes condiciones.

Situación 1.

a. Roll

En las siguientes figuras se representa las medias de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *roll*, en las condiciones estáticas y en Unterberger, tras dividir a toda la población en tres rangos de edad: menores de 35 años, de 35 a 65 años y mayores de 65 años. Los individuos normales menores de 35 años se representan en turquesa; en gris los de edades entre 35-65 años y en oscuro los de más de 65 años, aunque no se disponía de individuos normales con más de 65 años. La población de pacientes con menos de 35 años se representa en naranja, los paciente con edades entre 35-65 años en amarillo y los de más de 65 años en verde oscuro.

En la figura 53, observamos como los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 0,35, 0,37, 0,46 y 0,37 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. La población normal de 35 a 65 años tuvieron unos valores de 0,47, 0,36, 0,58 y 0,36 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron valores de 0,67, 0,75, 1,20 y 1,18 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años obtuvieron valores de 0,58, 0,62, 0,94 y 1,08, respectivamente. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 0,47, 0,53, 1,21 y 1,32 en las condiciones estáticas descritas; respectivamente.

Los pacientes obtuvieron unos valores medios mayores de oscilaciones respecto a la posición central que los sujetos normales. En las condiciones estáticas que requerían un *foam*, los valores medios de oscilaciones fueron superiores. A medida que los test se complican, los pacientes mayores de 65 años también presentaron una media de oscilaciones mayor.

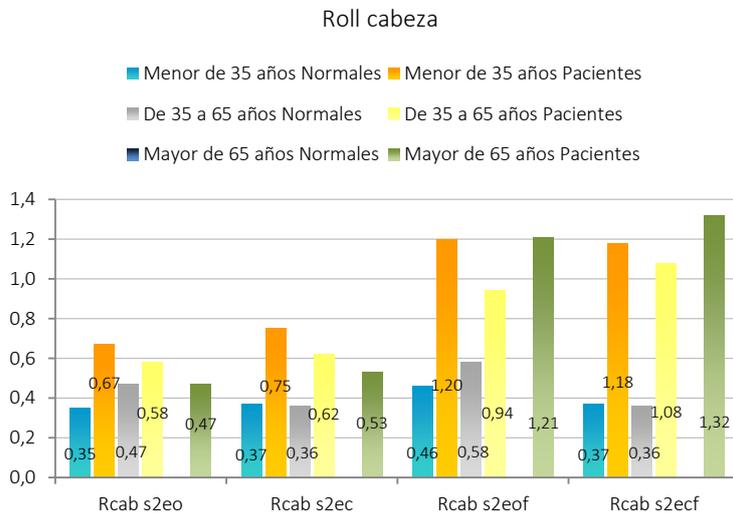


Figura 53. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll, en las condiciones estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.

En la representación del registro de la cabeza, en el plano *roll*, durante la realización de Unterberger de la figura 54 los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 0,35. La población normal de 35 a 65 años tuvo unos valor de 0,47. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron un resultado de 3,53. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años este valor fue de 3,55. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 3,24.

En la representación por edades del plano *roll* de cabeza en la realización de Unterberger, la media de las oscilaciones es mayor en los pacientes en todos los rangos de edad.

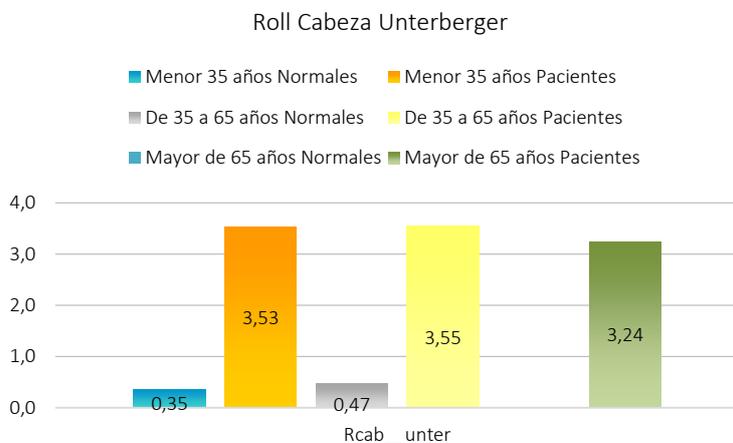


Figura 54. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.

En las figuras 55 y 56 se muestran la media de las oscilaciones a la posición central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *roll*, en las condiciones estáticas y en Unterberger.

Observamos, en la figura 55, como los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 0,27, 0,30, 0,22 y 0,40 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. La población normal de 35 a 65 años tuvieron unos valores de 0,30, 0,34, 0,30 y 0,35 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron valores de 0,36, 0,49, 4,19 y 1,31 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años obtuvieron valores de 0,31, 0,48, 4,29 y 0,97, respectivamente. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 0,22, 0,24, 3,27 y 1,30 en las condiciones estáticas descritas; respectivamente. Los pacientes obtuvieron medias de oscilaciones respecto a la posición central más altas en la situación *s2eof*.

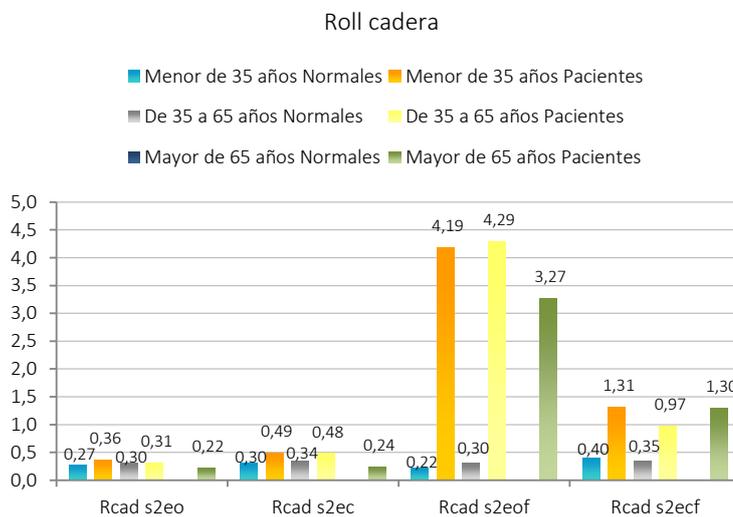


Figura 55. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll, en las condiciones estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.

En la figura 56, los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 8,19. La población normal de 35 a 65 años tuvo unos valor de 11,02. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron un resultado de 3,76. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35 y 65 años fue de 3,79. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 3,28.

Los valores de registro de *roll* de cadera en los individuos normales fueron mayores que en la población de pacientes.

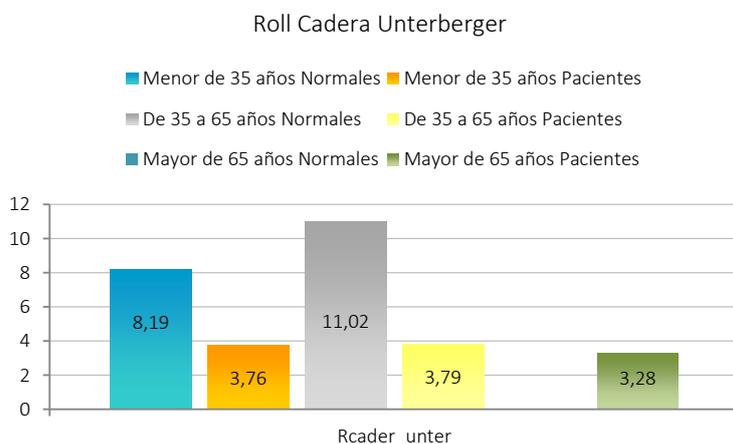


Figura 56. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *roll*, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.

b. Pitch

En las figuras 57 y 58 se representa las medias de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch*, en las condiciones estáticas y en Unterberger, tras dividir a toda la población en tres rangos de edad: menores de 35 años, de 35 a 65 años y mayores de 65 años. Los individuos normales menores de 35 años se representan en turquesa; en gris los de edades entre 35-65 años y en oscuro los de más de 65 años, aunque no se disponía de individuos normales con más de 65 años. La población de pacientes con menos de 35 años se representa en naranja, los paciente con edades entre 35-65 años en amarillo y los de más de 65 años en verde oscuro.

En la figura 57 se representa el registro del acelerómetro de cabeza en el plano *pitch* en las condiciones estáticas. Los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 0,59, 0,57, 0,78 y 0,74 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. La población normal de 35 a 65 años tuvieron unos valores de 0,53, 0,60, 0,79, y 0,86 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron valores de 0,99, 1,25, 1,96 y 1,96 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años obtuvieron valores de 1,21, 1,14, 1,52 y 1,61, respectivamente. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 0,91, 1,01, 2,19 y 2,55 en las condiciones estáticas descritas; respectivamente.

Como en el plano *roll*, el registro en el plano *pitch* del acelerómetro de cadera registró medias de oscilaciones mayores en la población de pacientes en las condiciones estáticas que requerían un *foam*.

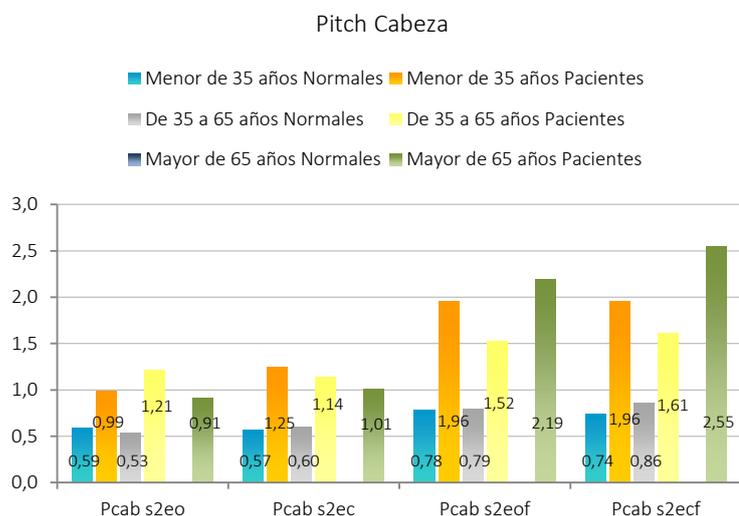


Figura 57
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch*, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.

En la figura 58 se representa el registro del acelerómetro de cabeza en el plano *pitch* durante la realización del test de Unterberger. Los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 0,59. La población normal de 35 a 65 años tuvo unos valor de 0,53. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron un resultado de 3,45. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años este valor fue de 3,61. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 3,32.

Los valores obtenidos en el acelerómetro de cabeza en la realización del test de Unterberger en el plano *pitch*, fueron similares a los del plano *roll*.

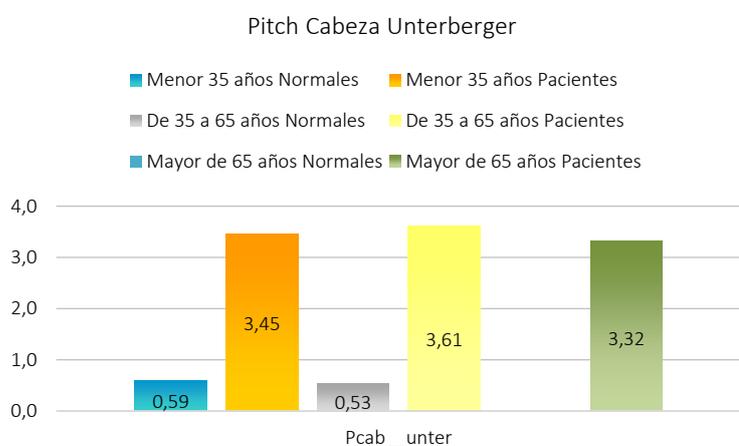


Figura 58.
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch*, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.

En las siguientes dos figuras se muestra la media de las oscilaciones a la posición central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch*, en las condiciones estáticas y en Unterberger.

En la figura 59 observamos como los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 0,36, 0,49, 0,32 y 0,52 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. La población normal de 35 a 65 años tuvieron unos valores de 0,33, 0,50, 0,49 y 0,44 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron valores de 0,82, 0,96, 1,60 y 8,13 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años obtuvieron valores de 1,05, 0,72, 1,52 y 8,64, respectivamente. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 0,80, 0,60, 3,48 y 8,74 en las condiciones estáticas descritas; respectivamente. Las medias de las oscilaciones en la situación *s2ecf* fueron mayores en el grupo de pacientes con independencia de la edad.

Pitch Cadera

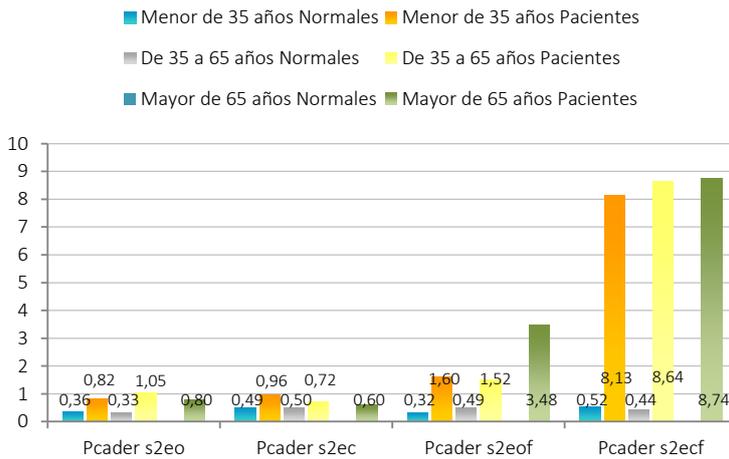


Figura 59. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch*, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.

En el registro de cadera durante la prueba dinámica, en el plano *pitch*, los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 14,37. La población normal de 35 a 65 años tuvo un valor de 13,70. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron un resultado de 3,64. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años este valor fue de 3,86. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 3,41 (Figura 60).

En la realización del test de Unterberger, los valores obtenidos de la media de las oscilaciones en el plano *pitch* en la cadera fueron mayores en la población de individuos normales con respecto a los pacientes y siendo más evidentes que en el plano *roll*.

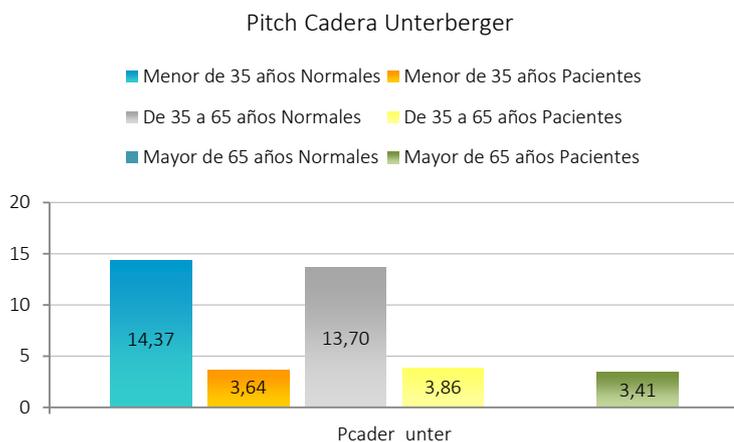


Figura 60.
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch*, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.

c. Yaw

Representación de las medias de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw*, en las condiciones estáticas y dinámicas, tras dividir a toda la población en tres rangos de edad: menores de 35 años, de 35 a 65 años y mayores de 65 años. Los individuos normales menores de 35 años se representan en turquesa; en gris los de edades entre 35-65 años y en oscuro los de más de 65 años, aunque no se disponía de individuos normales con más de 65 años. La población de pacientes con menos de 35 años se representa en naranja, los paciente con edades entre 35-65 años en amarillo y los de más de 65 años en verde oscuro.

En la figura 61 observamos como los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 1,32, 1,33, 1,74 y 1,91 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. La población normal de 35 a 65 años tuvo unos valores de 1,01, 0,91, 1,07 y 1,27 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron valores de 2,71, 4,06, 6,85 y 6,65 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años obtuvieron valores de 2,25, 2,55, 4,06 y 4,18, respectivamente. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 1,83, 2,46, 3,60 y 4,64 en las condiciones estáticas descritas; respectivamente.

Como en los planos *roll* y *pitch*, en el plano *yaw* la media de las oscilaciones fue mayor en los pacientes, en todos los rangos de edad, en las condiciones con *foam*.

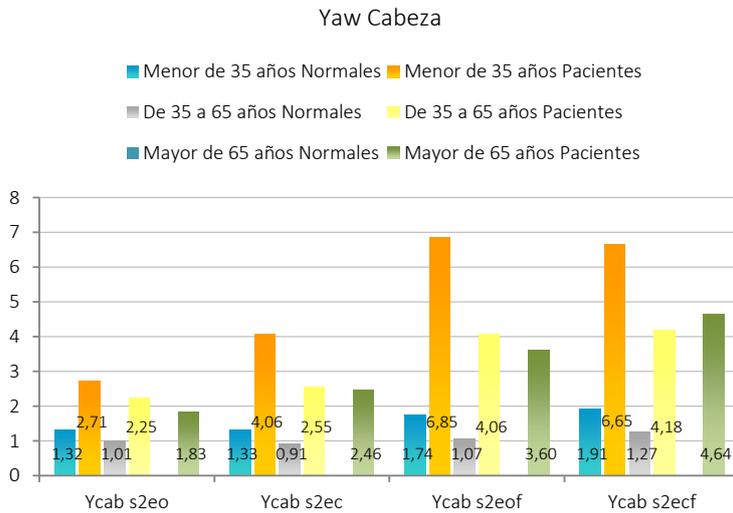


Figura 61.
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw*, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.

Como vemos en la figura 62, en el registro de cabeza en el plano *yaw* durante la realización del test de Unterberger; los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 1,31. La población normal de 35 a 65 años tuvo un valor de 1,01. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron un resultado de 15,59. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años este valor fue de 10,75. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 12,12.

Los datos en el plano *yaw* de la cabeza en la realización de Unterberger fueron similares a los obtenidos en los planos *roll* y *pitch*.

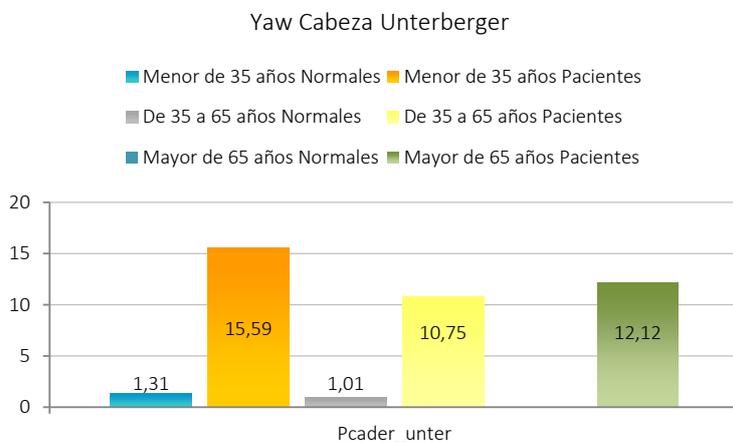


Figura 62.
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw*, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.

Las figuras 63 y 64 muestran la representación de las medias de las oscilaciones a la posición central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *yaw*.

En la figura 63, observamos como en las condiciones estáticas, los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 4.46, 4.4039, 4.210 y 5.97 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. La población normal de 35 a 65 años tuvo unos valores de 8.30, 5.65, 7.02 y 7.00 6.99 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron valores de 3.87, 5.03, 1.43 y 1.057 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años obtuvieron valores de 5.676, 6.38, 2.321 y 1.53, respectivamente. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 6.31, 7.132, 2.90 y 3.41 en las condiciones estáticas descritas; respectivamente.

Los pacientes con menos de 35 años son los que obtuvieron medias de oscilaciones más altas en las condiciones sobre *foam*.

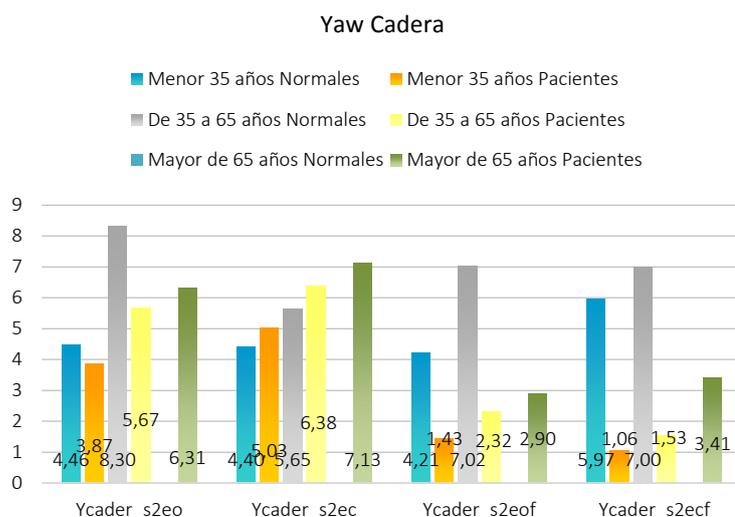


Figura 63
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *yaw*, en pruebas estáticas, estratificado por edad. Expresado en grados.

En la figura 64 se observa el registro en la realización del test dinámico del acelerómetro de cadera en el plano *yaw*, donde los individuos normales de menos de 35 años tuvieron una media de oscilaciones respecto al punto central de 7.49. La población normal de 35 a 65 años tuvo un valor de 10.16. Los pacientes con menos de 35 años obtuvieron un resultado de 20.62. En las mismas condiciones los pacientes con edades comprendidas entre 35-65 años este valor fue de 20.421. La media de las oscilaciones respecto al punto central de los pacientes con más de 65 años fue de 16.95.

A diferencia de la media de las oscilaciones registradas en la cadera durante la realización del test de Unterberger en los planos *pitch* y *roll*, en el plano *yaw* los valores son más elevados en la población de pacientes.

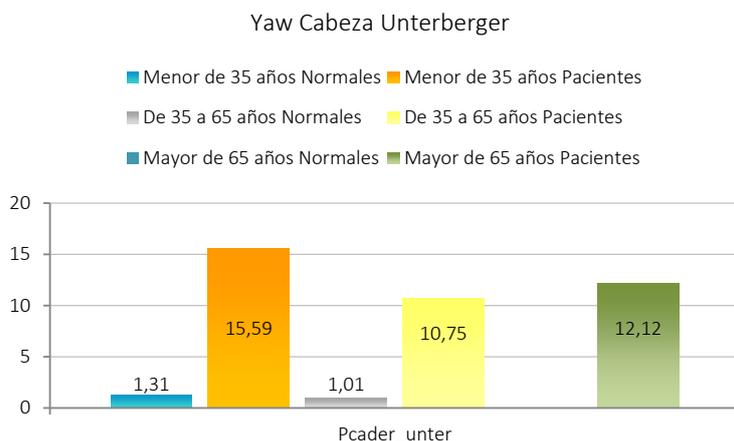


Figura 64. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales y pacientes que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *yaw*, en Unterberger, estratificado por edad. Expresado en grados.

Distribución de la población segmentada en individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos en las diferentes condiciones (teniendo en cuenta que todos los pacientes normales tienen una valoración clínica normal). Situación 2.

En las siguientes figuras se representa, en columnas, la distribución de la población segmentada en individuos normales (azul), pacientes normales (naranja) y pacientes patológicos (gris) en las diferentes condiciones de exploración estáticas y dinámica, donde se registró en el acelerómetro de cabeza y cadera la media de las oscilaciones respecto a la posición central en cada plano. La población normal y los pacientes normales presentaron una valoración clínica normal. Las barras de error representan la dispersión de los valores que se registraron con respecto al promedio de la media.

a. Roll

En la figura 65 los individuos normales presentaron valores de 0,41, 0,48, 0,90 y 0,89 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,59, 0,52, 0,99 y 0,98 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,56, 0,70, 0,99 y 1,14 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

En la situación *s2eo* los pacientes normales obtuvieron un valor medio de oscilaciones mayor que los individuos patológicos (0,59, frente a 0,56). Con el uso de *foam* la media aumentó en los tres grupos. Aunque la valoración clínica diferenciaba una exploración normal en pacientes normales con respecto a los patológicos en la exploración estática sobre cojín, no se evidenciaron valores de medias de oscilación discrepantes; en *s2eof* fue de 0,99 en ambos y en *s2ecf* fue de 0,98 y 1,14 respectivamente.

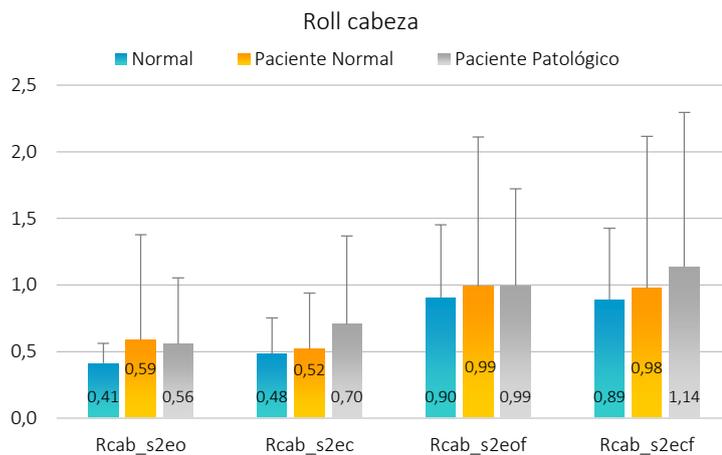


Figura 65.

Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En el registro de cabeza, en la realización del test dinámico, en el plano *roll*, los individuos normales presentaron un valor de 3,08; los pacientes normales y patológicos fue de 2,96 y 2,99, respectivamente (Figura 66).

Aunque la diferencia de esto tres grupos se basa en la valoración clínica que realizó el observador, el acelerómetro de cabeza no detecta valores medios de registro diferentes; siendo estos en individuos normales de 3,09, en pacientes normales de 2,96 y en pacientes patológicos de 3,00.

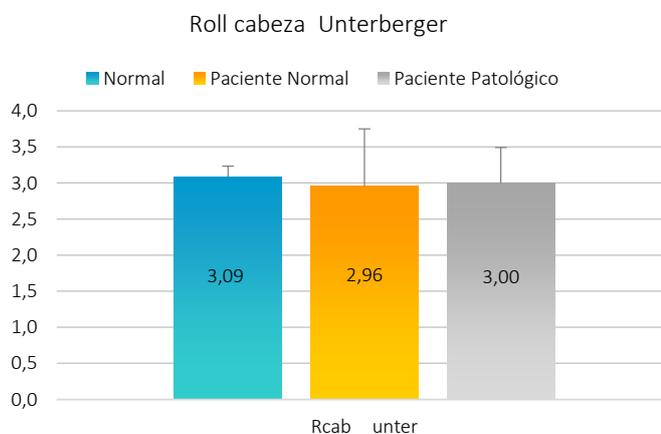


Figura 66.

Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en pruebas Unterberger. Expresado en grados.

En la figura 67 se representa el registro en cadera del plano *roll* en la realización de pruebas estáticas. Los individuos normales presentaron valores de 0,19, 0,22, 5,37 y 0,71 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registraron valores de 0,32, 0,40 y 3,63 y 0,89 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,32, 0,50, 2,78 y 1,25 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. El acelerómetro de cadera en el plano *roll* detectó que la media de las oscilaciones de los individuos normales fue mayor que las registradas en los pacientes (normales y patológicos) en la situación *s2ecf*.

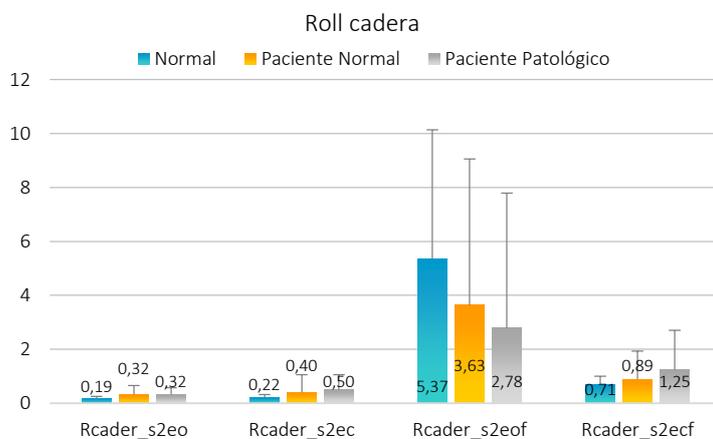


Figura 67.
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *roll* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En el registro de cadera durante el test de Unterberger, en la figura 68, los individuos normales presentaron un valor de 3,46; los pacientes normales de 4,28 y patológicos obtuvieron un valor de 4,66. El registro de la amplitud media de las oscilaciones en el plano *roll* con el acelerómetro de cadera resultó corresponderse con la valoración clínica inicial.

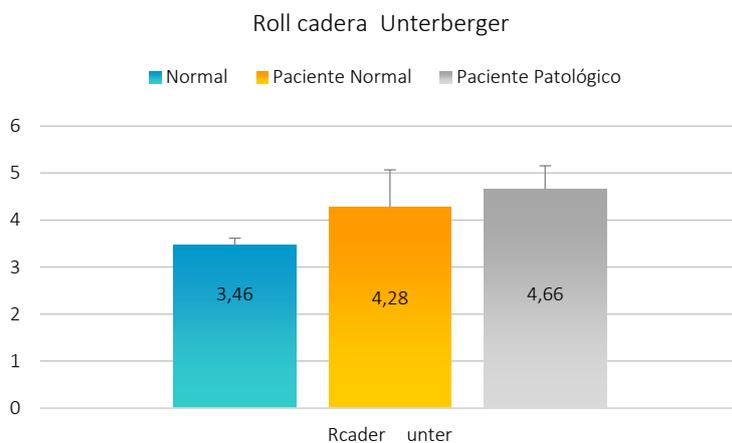


Figura 68.
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *roll* en pruebas Unterberger. Expresado en grados.

b. Pitch

En las siguientes gráficas se representa en columnas la distribución de la población segmentada en individuos normales (azul), pacientes normales (naranja) y pacientes patológicos (gris) en las diferentes condiciones de exploración estáticas y dinámica, donde se registró en el acelerómetro de cabeza y cadera la amplitud media de las oscilaciones respecto a la posición central en el plano *pitch*. La población normal y los pacientes normales presentaron una valoración clínica normal. Las barras de error representan la dispersión de los valores que se registraron con respecto al promedio de la media.

En la figura 69 observamos, en el registro de cabeza en el plano *pitch*, como los individuos normales presentaron valores de 0.554, 0.754, 1.154 y 1.154 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0.854, 1.03, 1.74 y 1.698 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 1.332, 1.717, 1.665 y 1.946 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

La media de las oscilaciones en el plano *pitch* detectados por el acelerómetro de cabeza son mayores en los pacientes patológicos en la condición *s2ecf*.

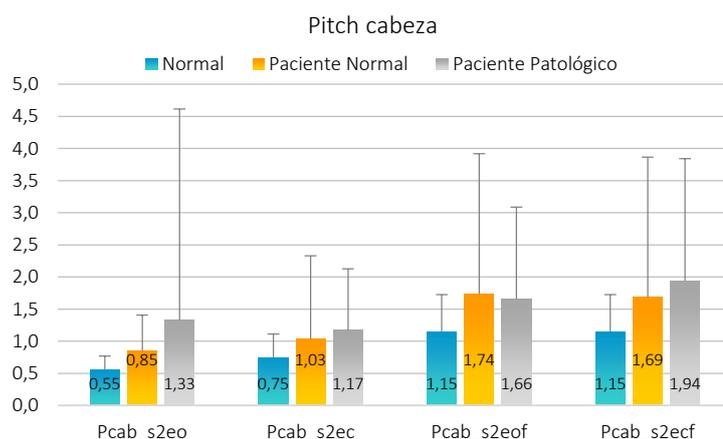


Figura 69. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 70 se observa el registro de cabeza en el test de Unterberger, del plano *pitch*, donde los individuos normales presentaron un valor de 3,27; los pacientes normales de 2,96 y patológicos obtuvieron un valor de 3,08. Los individuos normales tuvieron una media de oscilaciones normales que la población de pacientes en la realización del test de Unterberger registrado en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch*.

Pitch cabeza Unterberger

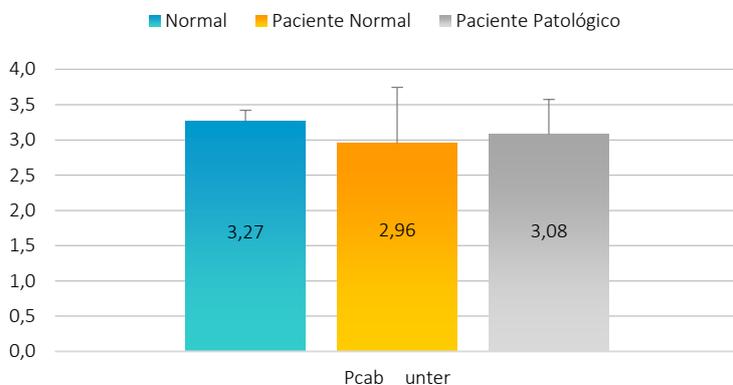


Figura 70. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en pruebas Unterberger. Expresado en grados.

En la figura 71 los individuos normales presentaron valores de 1,07, 0,46, 0,42 y 8,59 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,74, 0,65, 2,00 y 7,78 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,91, 0,87, 1,86 y 6,72 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En el registro de la media de las oscilaciones del acelerómetro de cadera en el plano *pitch*, los individuos normales realizaron mayores oscilaciones en la condición *s2eo* y en *s2ecf*, los pacientes normales en *s2eof* y los pacientes patológicos en *s2ec*.

Pitch cadera

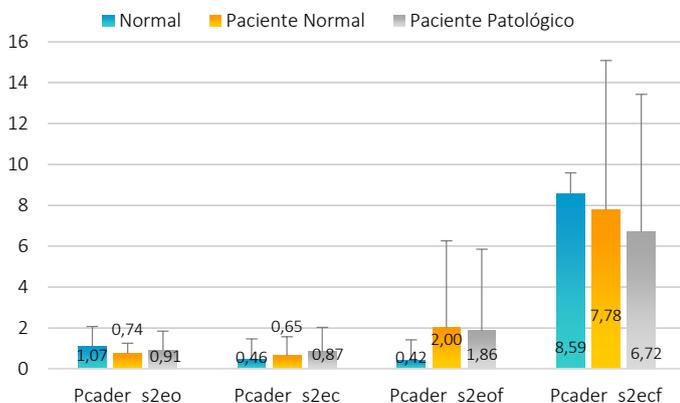


Figura 71. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 72, los individuos normales presentaron un valor de 3,41; los pacientes normales de 5,94 y patológicos obtuvieron un valor de 5,06.

El acelerómetro de cadera en el plano *pitch* detectó mayores oscilaciones en los pacientes normales que en los patológicos.

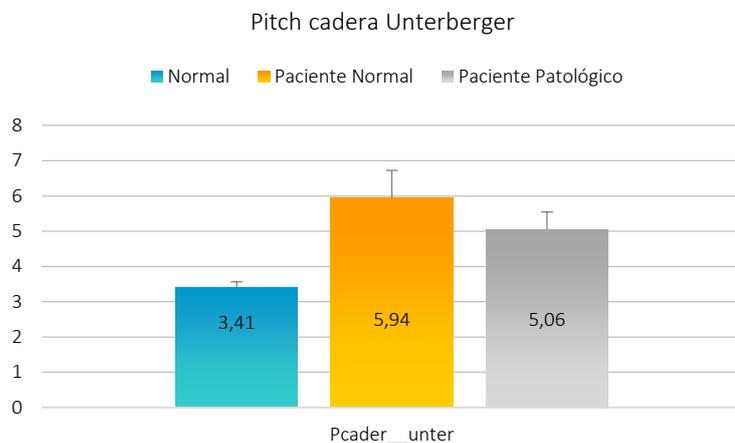


Figura 72. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch* en Unterberger. Expresado en grados.

c. Yaw

En el plano *yaw*, el registro del acelerómetro de cabeza en la realización de condiciones estáticas los individuos normales presentaron valores de 1,69, 1,82, 2,99 y 2,92 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 2,35, 3,32, 4,22 y 4,30 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 2,07, 2,35, 4,56 y 5,07 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

El acelerómetro de cabeza en el plano *yaw* detectó una media mayor de oscilaciones en los pacientes normales en los test *s2eo* y *s2ec* y en los pacientes patológicos en las condiciones con *foam* (Figura 73).

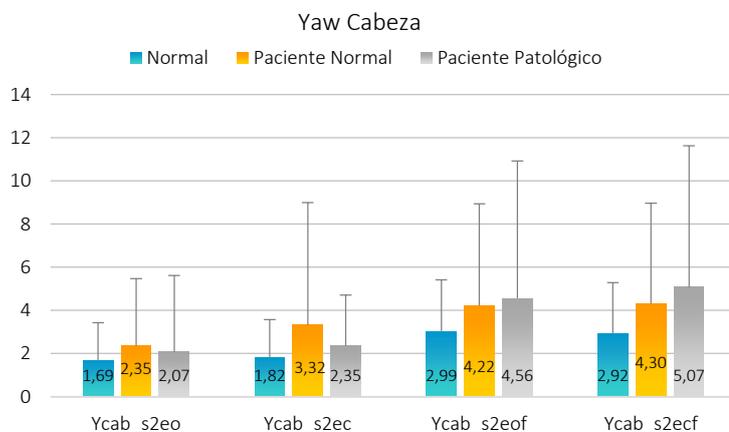


Figura 73. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 74 observamos como los individuos normales presentaron un valor de 10,38; los pacientes normales de 9,58 y los patológicos de 11,48. En el registro del acelerómetro de cabeza en la realización del test de Unterberger, los pacientes patológicos registraron valores mayores de oscilaciones que el resto de los individuos.

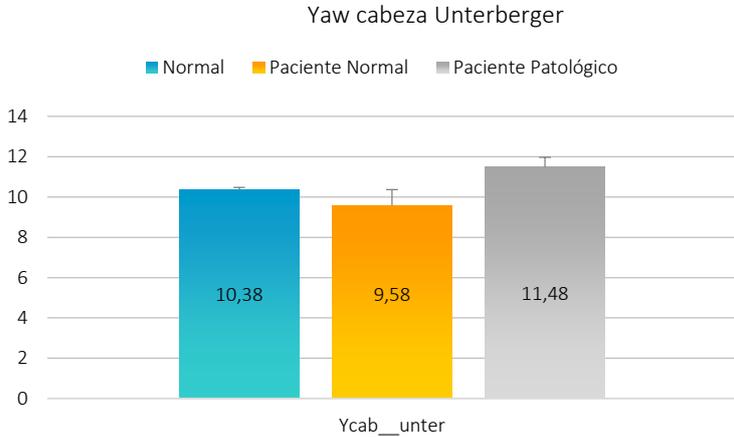


Figura 74
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.

En el plano yaw, el registro del acelerómetro de cadera en la realización de condiciones estáticas, los individuos normales presentaron valores de 4.03, 4.543, 0.476 y 0.687 en las condiciones s2eo, s2ec, s2eof y s2ecf; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0.74, 6.087, 6,3029, 2.076 y 2.187 en las condiciones s2eo, s2ec, s2eof y s2ecf; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 5.06, 6.21, 3.84 y 3.287 en las condiciones s2eo, s2ec, s2eof y s2ecf; respectivamente.

Con el acelerómetro de cadera se detectó, en el plano yaw, una media de oscilaciones mayores entre los pacientes normales en las condiciones s2eo y s2ec, mientras que en los pacientes patológicos fue en las condiciones s2eof y s2ecf. Se registraron mayores oscilaciones en las mismas condiciones y grupos que en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw (Figura 75).

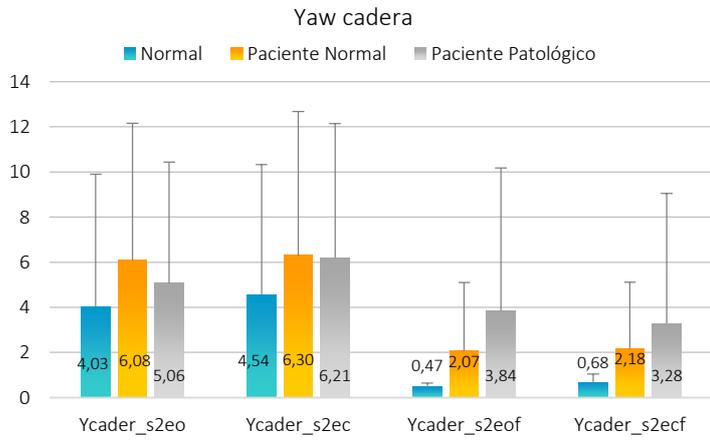


Figura 75.
Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 76 se muestra como los individuos normales presentaron un valor de 21,78; los pacientes normales de 17,35 y patológicos obtuvieron un valor de 17,87.

Los individuos normales obtuvieron una media de oscilaciones mayor que la población de pacientes en el registro del acelerómetro de cadera en la realización del test de Unterberger.

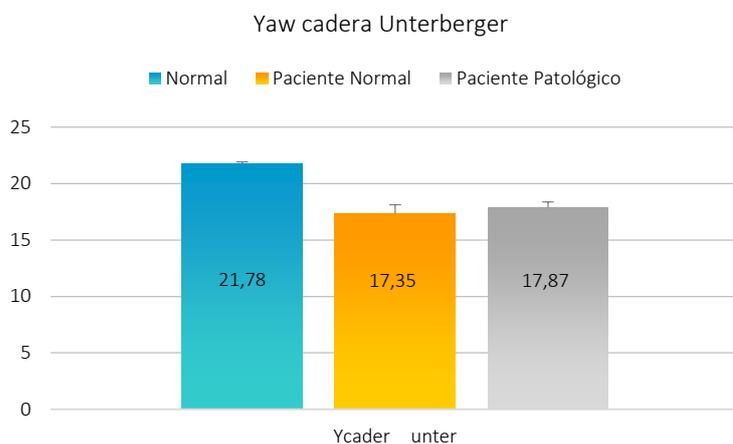


Figura 76. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.

Distribución de la población segmentada en individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos en las diferentes condiciones teniendo en cuenta que todos los pacientes normales tienen un test de Unterberger normal. Situación 3.

En esta gráfica se representa en columnas la distribución de la población segmentada en individuos normales (azul), pacientes normales (naranja) y pacientes patológicos (gris) en las diferentes condiciones de exploración estáticas y dinámicas, donde se registró en el acelerómetro de cabeza y cadera la amplitud media de las oscilaciones respecto a la posición central en los planos *roll*, *pitch* y *yaw*. En este caso se reagrupó a la población de pacientes normales considerando como tales, sólo a aquellos con pruebas estáticas normales y con la realización de un test de Unterberger normal. Las barras de error representan la dispersión de los valores que se registraron con respecto al promedio de la media.

a. Roll

La figura 77 muestra el registro en el plano *roll* de cabeza de los test estáticos, donde los individuos normales presentaron valores de 0,37, 0,37, 0,48 y 0,37 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,58, 0,55, 0,99 y 1,11 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,58, 0,82, 1,21 y 1,24 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

En la representación de la media de las oscilaciones del acelerómetro de cabeza en el plano *roll*, considerando como pacientes normales los que también presentaron un Unterberger normal, los pacientes patológicos presentaron medias mayores en todas las condiciones estáticas excepto en *s2eo*. Los pacientes normales presentaron unas oscilaciones mayores en la condición *s2eo*.

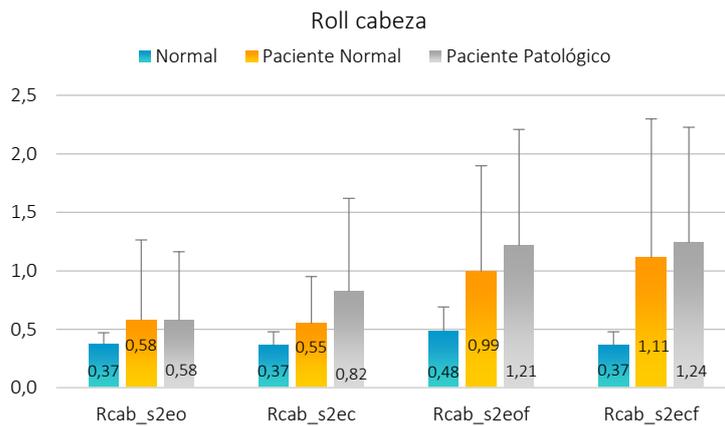


Figura 77. Representación de la amplitud media al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *roll* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la realización del test de Unterberger, en la figura 78, los individuos normales presentaron un valor de 0,37; los pacientes normales de 3,51 y patológicos obtuvieron un valor de 3,41. Los pacientes normales presentaron oscilaciones mayores en la realización del test de Unterberger aunque clínicamente este fue valorado como normal.

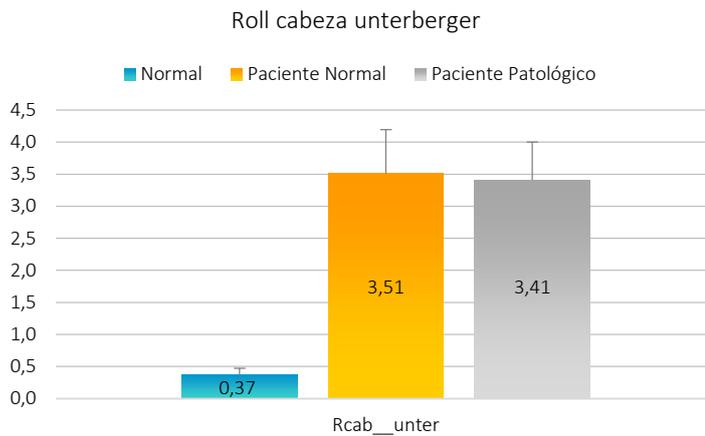


Figura 78. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 79, en el registro de cadera durante las pruebas estáticas en el plano roll, los individuos normales presentaron valores de 0,28, 0,35, 0,24 y 0,39 en las condiciones s2eo, s2ec, s2eof y s2ecf; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,30, 0,40, 3,92 y 0,98 en las condiciones s2eo, s2ec, s2eof y s2ecf; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,31, 0,49, 4,39 y 1,42 en las condiciones s2eo, s2ec, s2eof y s2ecf; respectivamente. El registro medio de las oscilaciones en el acelerómetro de cadera en el plano roll, fue mayor en todas las condiciones estáticas en los pacientes patológicos.

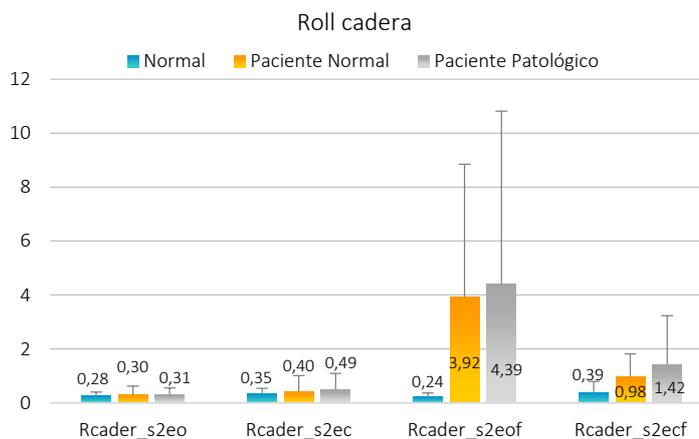


Figura 79. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 80 se observa como los individuos normales obtuvieron un valor de 8,80; los pacientes normales de 3,56 y los patológicos de 3,97. En el plano *roll* en la cadera se registraron oscilaciones mayores en los individuos normales.

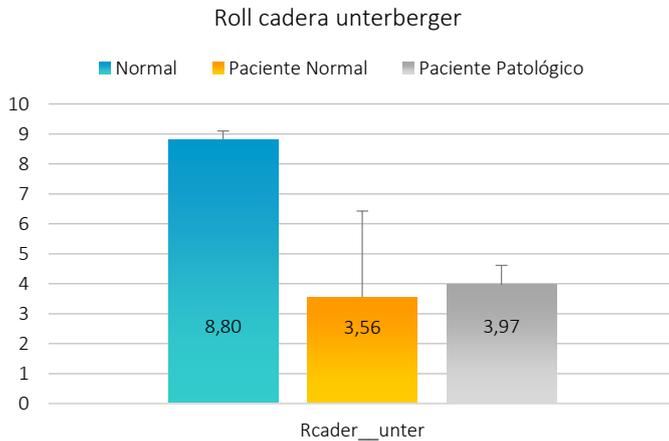


Figura 80. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *roll* en pruebas Unterberger. Expresado en grados.

b. Pitch

En la figura 81 se representa como los individuos normales presentaron valores de 0,58, 0,57, 0,78 y 0,76 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 1,21, 1,12, 1,55 y 1,71 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,83, 1,18, 2,24 y 2,28 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

Los pacientes patológicos presentaron una media de oscilaciones mayores en todas las condiciones estáticas, excepto en la condición *s2eo*, en los que fue mayor en los pacientes normales.

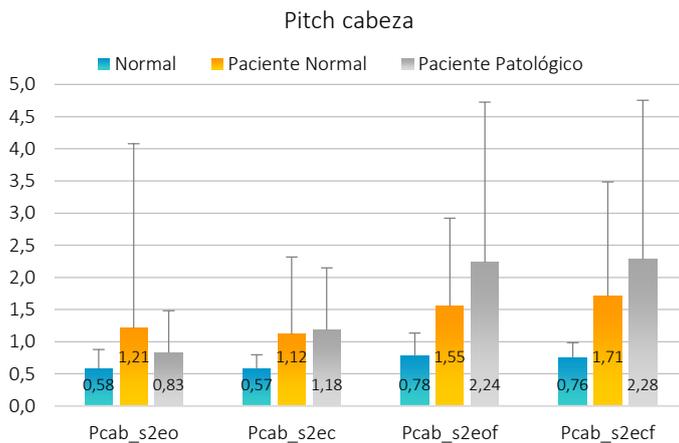


Figura 81. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

Como se muestra en la figura 82, los individuos normales presentaron un valor de 0,58, los pacientes normales de 3,54 y los patológicos obtuvieron un valor de 3,46 durante el registro del test de cabeza en la realización del test de Unterberger en el plano *pitch*. Los pacientes normales registraron más oscilaciones de cabeza en la realización del Unterberger en el plano *pitch* de cabeza.

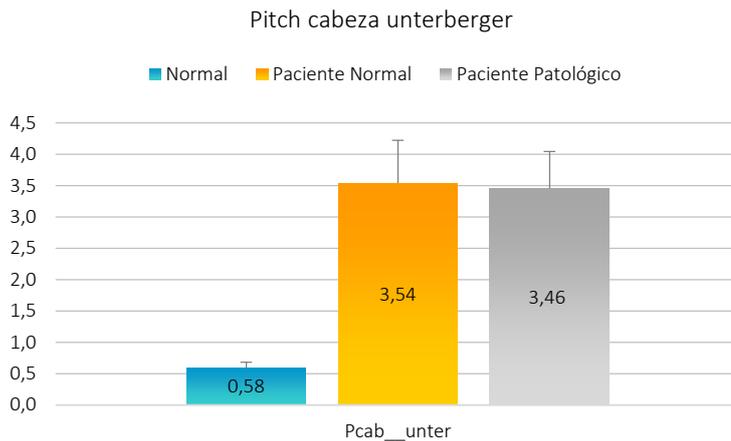


Figura 82. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch* en Unterberger. Expresado en grados.

En las figuras 83 y 84 se representa el registro de cadera en las condiciones estáticas y dinámicas en el plano *pitch*.

En la figura 83, durante la realización de las condiciones estáticas, los individuos normales presentaron valores de 0,35, 0,51, 0,35 y 0,51 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,97, 0,70, 1,87 y 8,37 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,88, 0,86, 2,09 y 8,90 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Como en el registro *roll* y *pitch* de cabeza, en el registro del plano *pitch* de cadera se detectó una media de oscilaciones mayores en todas las condiciones estáticas en pacientes patológicos, excepto en la condición *s2eo* que fue mayor en los pacientes normales.

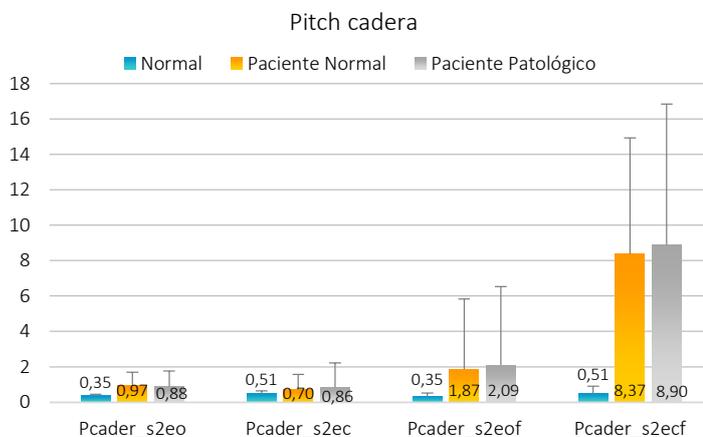


Figura 83. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 84, en la realización del test dinámico, los individuos normales presentaron un valor de 14,29; los pacientes normales de 3,73 y patológicos obtuvieron un valor de 3,71. La población normal tuvo mayores oscilaciones en el plano *pitch*, con la cadera, que el grupo de pacientes.

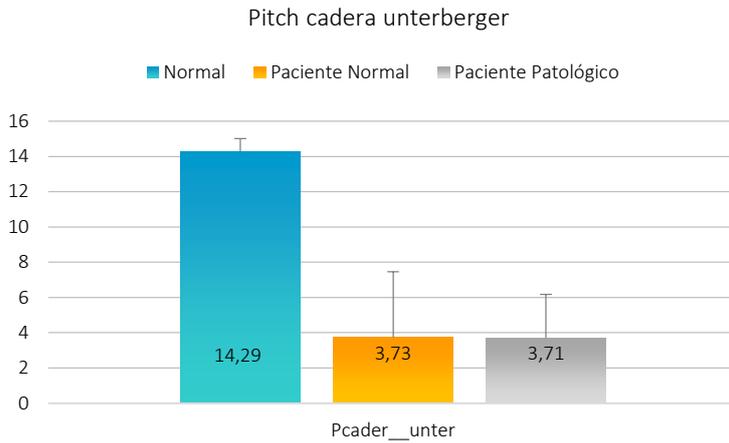


Figura 84. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch* en Unterberger. Expresado en grados.

c. Yaw

Como se observa en la figura 85, en las condiciones estáticas, durante el registro de cabeza en el plano *yaw*, los individuos normales presentaron valores de 1,27, 1,26, 1,63 y 1,81 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 2,40, 2,90, 4,79 y 5,12 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 2,02, 2,96, 4,33 y 4,39 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes normales tuvieron una media de oscilaciones mayor en todas las condiciones estáticas, excepto en la situación *s2ec*, en el registro del acelerómetro de cabeza en el plano *yaw*.

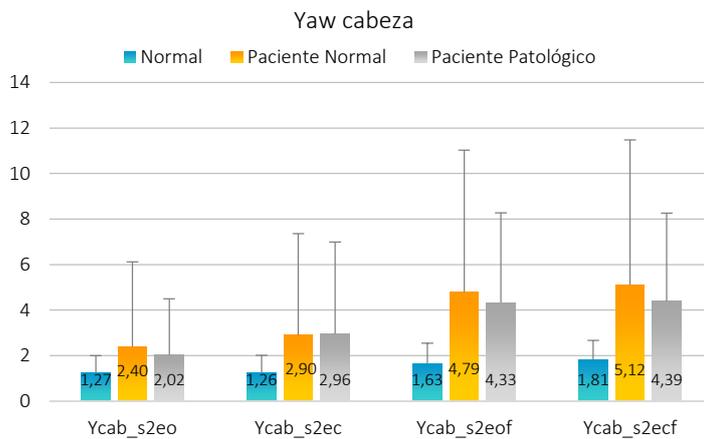


Figura 85. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 86 se observa como los individuos normales presentaron un valor de 1,27; los pacientes normales de 12,27 y patológicos de 12,04. El grupo de pacientes normales, como en todas las condiciones estáticas exceptuando *s2ec*, también obtuvo una media mayor de oscilaciones respecto al punto central.

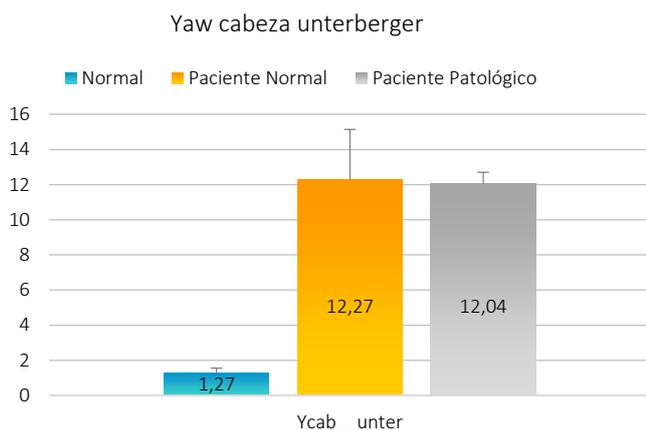


Figura 86. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.

En el plano yaw, en el registro de cadera durante las pruebas estáticas, los individuos normales presentaron valores de 5,14, 4,63, 4,70 y 6,15 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 4,95, 5,99, 1,72 y 1,51 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 6,24, 6,64, 3,31 y 2,38 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

Los individuos normales registraron una media de oscilaciones mayores en todas las condiciones estáticas en el plano yaw de cadera, excepto en la condición *s2ec* (Figura 87).

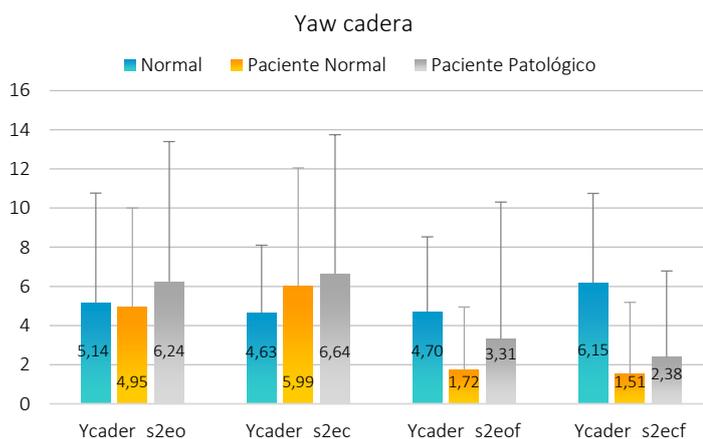


Figura 87. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 88, Los individuos normales presentaron un valor de 8,07; los pacientes normales de 19,78 y patológicos obtuvieron un valor de 19,88. El registro de la media de las oscilaciones fue mayor en la población de pacientes patológicos.

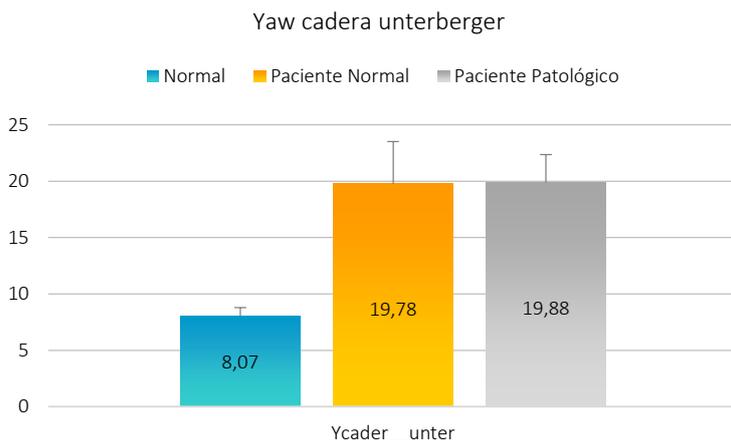


Figura 88. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en pruebas Unterberger. Expresado en grados.

Distribución de la población segmentada en individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos en las diferentes condiciones teniendo en cuenta que todos los pacientes normales tienen la condición s2ecf normal. Situación 4.

En las siguientes gráficas se representa, en columnas, la distribución de la población segmentada en individuos normales (azul), pacientes normales (naranja) y pacientes patológicos (gris) en las diferentes condiciones de exploración estática y dinámica, donde se registró en el acelerómetro de cabeza y cadera, la amplitud media de las oscilaciones respecto a la posición central en todos los planos. En este caso se reagrupó a la población de pacientes normales considerando como tales a todos los que presentaron una valoración clínica normal en la condición s2ecf (aunque tuvieran alguna otra condición estática mal) y pacientes patológicos los que tuvieron mal la condición s2ecf. Las barras de error representan la dispersión de los valores que se registraron con respecto al promedio de la media.

a. Roll

En la figura 89 se representa el registro de cabeza, en el plano *roll*, mientras realizaron los test estáticos. Los individuos normales presentaron valores de 0,37, 0,37, 0,48 y 0,37 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,58, 0,55, 0,94 y 0,97 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,58, 0,77, 1,27 y 1,44 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos tuvieron una media de oscilaciones mayor en todas las condiciones estáticas excepto en *s2eo*.

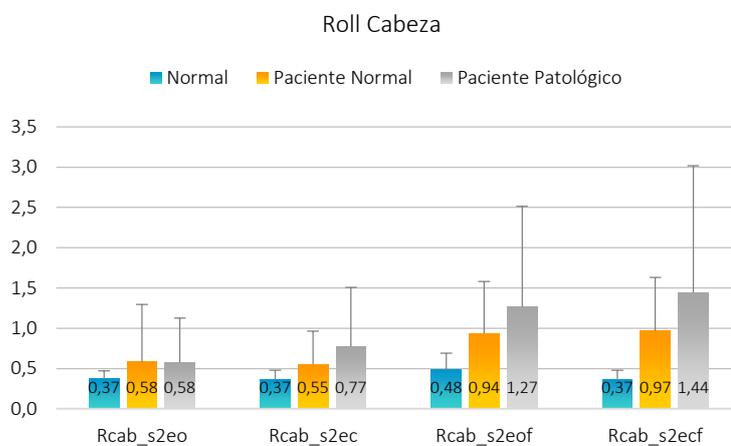


Figura 89. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *roll* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

Observamos, en la figura 90, como durante la realización del test de Unterberger los individuos normales presentaron un valor de 0,37; los pacientes normales de 3,39 y patológicos obtuvieron un valor de 3,63. En los pacientes los pacientes patológicos se obtuvieron peores resultados en la realización del test de Unterberger.

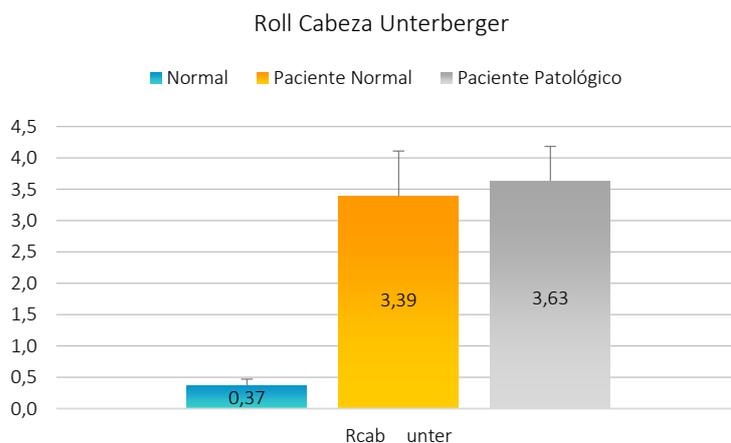


Figura 90. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *roll* en Unterberger. Expresado en grados.

En el registro de cadera en el plano *roll*, los individuos normales presentaron valores de 0,28, 0,35, 0,24 y 0,39 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,29, 0,35, 4,29 y 0,93 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,33, 0,56, 3,71 y 1,41 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron una medida de oscilaciones mayores que el resto de los individuos en todas las condiciones estáticas excepto en *s2eof* (Figura 91).

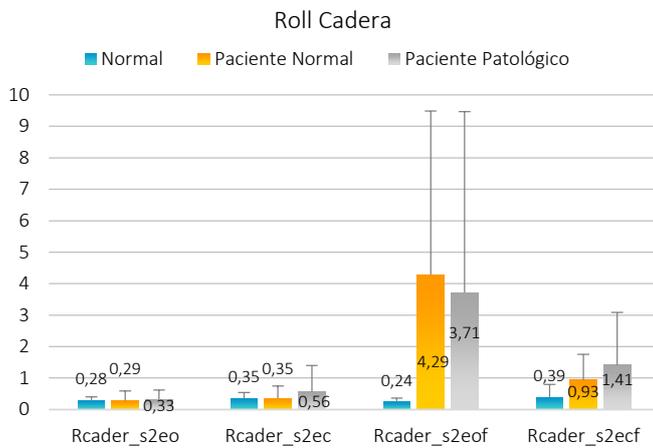


Figura 91. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *roll* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 90 los individuos normales presentaron un valor de 8,80; los pacientes normales de 3,47 y patológicos obtuvieron un valor de 4,03. En el plano *roll* de cadera, durante el test dinámico, la amplitud media de oscilaciones más altas se detectó entre los individuos normales.

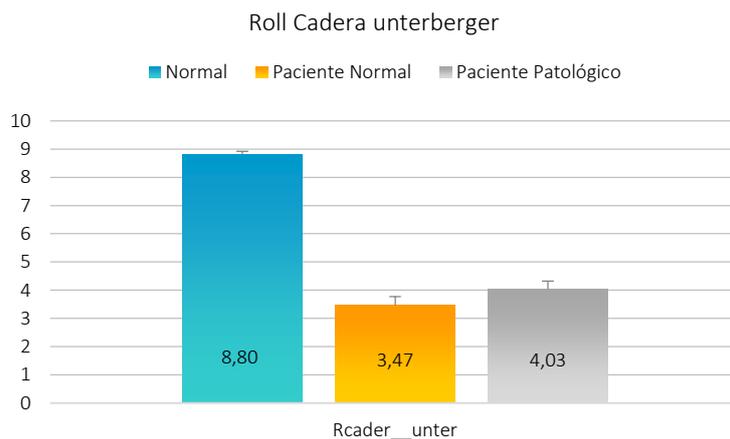


Figura 92. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *roll* en Unterberger. Expresado en grados.

b. Pitch

Se observa, en la figura 93, como los individuos normales presentaron valores de 0,58, 0,57, 0,78 y 0,76 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 1,25, 0,98, 1,65 y 1,75 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,85, 1,40, 1,97 y 2,11 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En el registro *roll* de cabeza, los pacientes patológicos obtuvieron mayores medias de oscilaciones en todas las condiciones estáticas, excepto en *s2eo*.

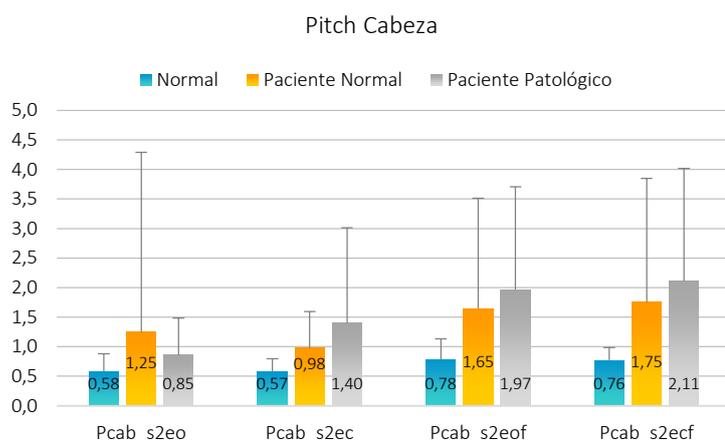


Figura 93. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En el registro de cabeza durante la realización del test dinámico, en el plano *pitch*, los individuos normales presentaron un valor de 0,58; los pacientes normales de 3,45 y patológicos obtuvieron un valor de 3,61. Los pacientes normales realizaron oscilaciones mayores en el plano *pitch* (Figura 94).

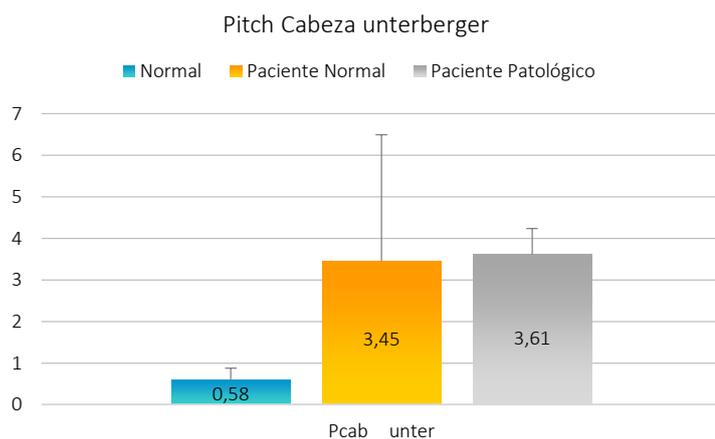


Figura 94. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en Unterberger. Expresado en grados.

En la figura 95, los individuos normales presentaron valores de 0,35, 0,51, 0,35 y 0,51 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,90, 0,60, 2,01 y 8,99 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 1,01, 1,00, 1,84, 7,84 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

Los pacientes patológicos obtuvieron peores resultados en las condiciones sin *foam*. Los pacientes normales registraron, con el acelerómetro de cadera en el plano *pitch*, oscilaciones mayores al realizar las condiciones de estudio sobre *foam*.

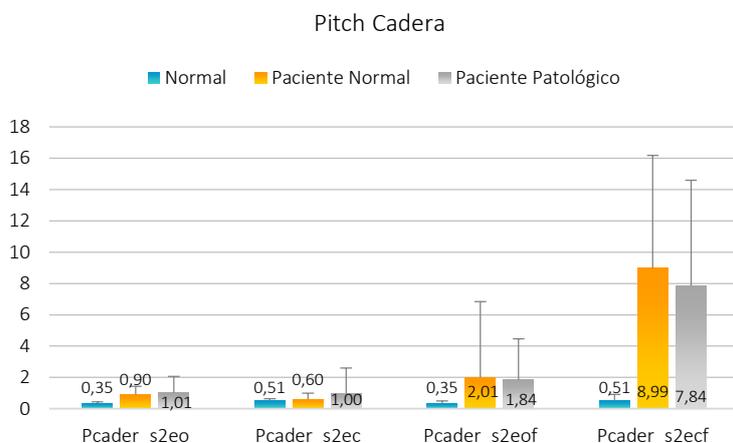


Figura 95. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

Observamos, en la figura 96, como en el registro de cadera durante la realización del test de Unterberger en el plano *pitch*, los individuos normales presentaron un valor de 14,29; los pacientes normales de 3,62 y patológicos obtuvieron un valor de 3,89.

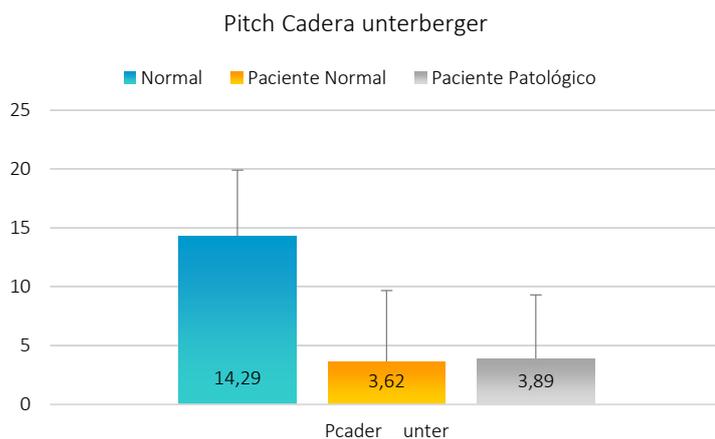


Figura 96. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch* en Unterberger. Expresado en grados.

c. Yaw

Representación de las condiciones estáticas, en el registro de cabeza, en el plano yaw (Figura 97); los individuos normales presentaron valores de 1,27, 1,26, 1,63 y 1,81 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 2,47, 2,65, 3,87 y 4,24 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 1,98, 3,34, 5,86 y 5,92 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Al igual que en los planos *roll* y *pitch*, en el plano *yaw*, el acelerómetro de cabeza registró una media de oscilaciones mayor en todas las condiciones estáticas de la exploración excepto en la situación *s2eo*, donde obtuvieron valores mayores los pacientes normales.

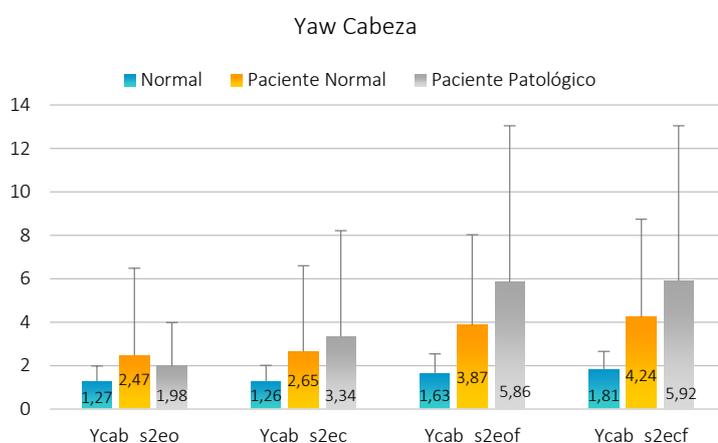


Figura 97. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 98, los individuos normales presentaron un valor de 1,27; los pacientes normales de 11,73 y patológicos obtuvieron un valor de 12,99. Se detectaron medias de oscilación mayores en el acelerómetro de cabeza en los pacientes patológicos durante la realización de Unterberger.

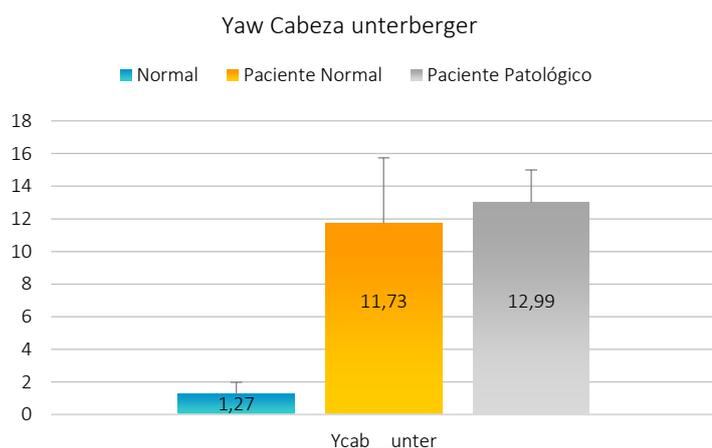


Figura 98. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.

En la figura 99, se observa la amplitud media de las oscilaciones al punto central con el acelerómetro en cadera con el plano ya en pruebas estáticas. Los individuos normales presentaron valores 5,14, 4,63, 4,70 y 6,15 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 5,65, 6,41, 1,74 y 1,90 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 4,90, 5,87, 2,95 y 1,62 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente.

El registro, en el plano *yaw* de cadera, fue mayor en los individuos normales en las condiciones sobre *foam* y en pacientes normales en *s2eo* y en *s2ec*. El grupo de pacientes patológicos tuvo la media de oscilaciones más bajas en estas condiciones.

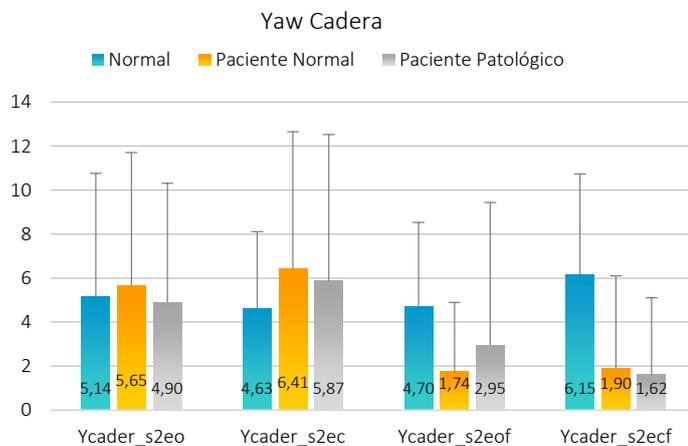


Figura 99. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *yaw* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 100 los individuos normales presentaron un valor de 8,07; los pacientes normales de 20,26 y patológicos obtuvieron un valor de 19,08.

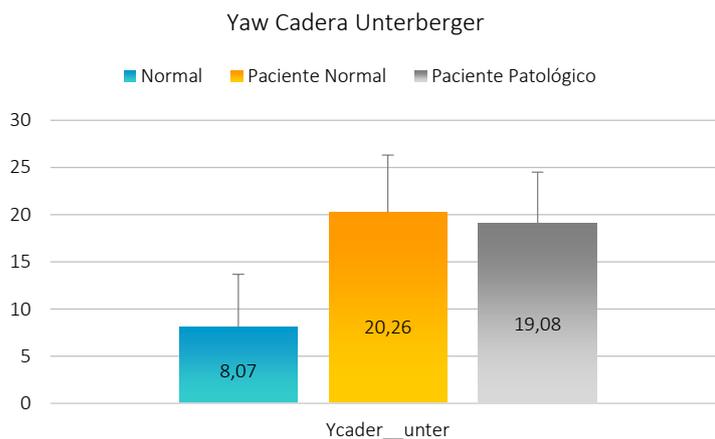


Figura 100. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *yaw* en Unterberger. Expresado en grados

Distribución de la población segmentada en individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos en las diferentes condiciones teniendo en cuenta que los pacientes patológicos realizaron mal la condición *s2ecf* y los severos realizaron mal la condición *s2ecf* y, al menos, otra de las condiciones estáticas. Situación 5.

En las siguientes figuras se representa, en columnas, la distribución de la población segmentada en individuos normales (azul), pacientes normales (naranja), pacientes patológicos (gris) y pacientes severos (amarillo) en las diferentes condiciones de exploración estáticas y dinámica, donde se registró en el acelerómetro de cabeza y cadera la amplitud media de las oscilaciones respecto a la posición central en todos los planos. Los pacientes normales presentaron una valoración clínica normal en todas las condiciones estáticas; los pacientes patológicos una valoración clínica patológica en *s2ecf* y los pacientes severos presentaron alterada la valoración en la condición *s2ecf* y en, al menos, otras de las condiciones estáticas. Las barras de error representan la dispersión de los valores que se registraron con respecto al promedio de la media.

a. Roll

En la figura 101 observamos el registro de cabeza en el plano *roll* durante la realización de los test estáticos, donde los individuos normales presentaron valores de 0,37, 0,37, 0,48 y 0,37 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,58, 0,55, 0,94 y 0,97 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,61, 0,76 y 1,04, 1,39 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes severos obtuvieron valores de 0,54, 0,79, 1,46 y 1,49 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. Los pacientes severos presentaron una media de oscilaciones mayores en todas las condiciones estáticas, excepto en *s2eo*, donde el valor más elevado lo registró el grupo de pacientes patológicos.

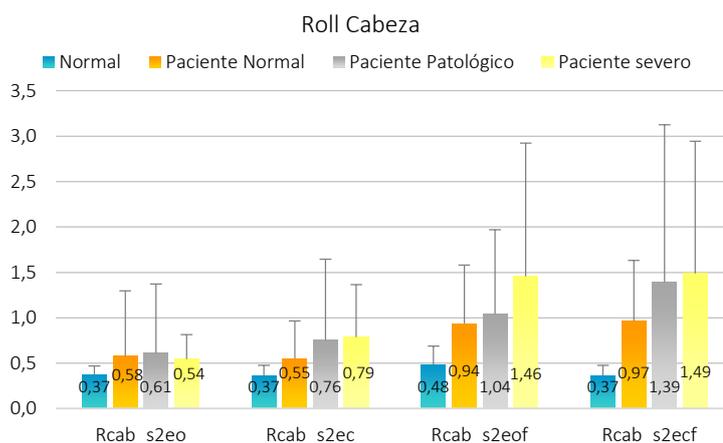


Figura 101. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *roll* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

Representación, en la figura 102, del test dinámico. Los individuos normales presentaron un valor de 0,37; los pacientes normales de 3,39, los patológicos obtuvieron un valor de 3,26 y los severos de 4,01.

Los pacientes severos presentaron peores resultados en la realización del test de Unterberger que el resto de la población.

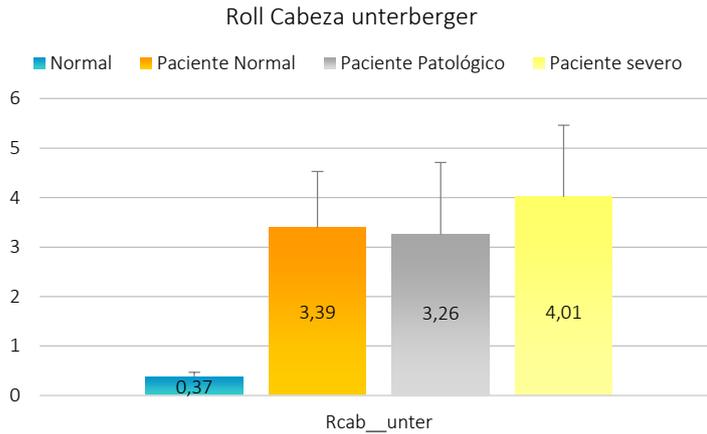


Figura 102. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano roll en Unterberger. Expresado en grados.

En el registro de los test estáticos en la cadera, en el plano *roll*, los individuos normales presentaron valores de 0,28, 0,35, 0,24 y 0,39 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,29, 0,35, 4,29 y 0,93 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,30, 0,41, 1,98 y 1,56 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes severos obtuvieron valores de 0,35, 0,71, 5,27 y 1,27 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente.

Los pacientes severos presentaron medias de oscilaciones mayores en la situación *s2eo*, *s2ec* y *s2eof* y los pacientes patológicos en *s2ecf*. El grupo de pacientes patológicos y severos tuvieron un registro mayor en todas las condiciones estáticas, a diferencia del grupo de individuos normales y del de pacientes normales (Figura 103).

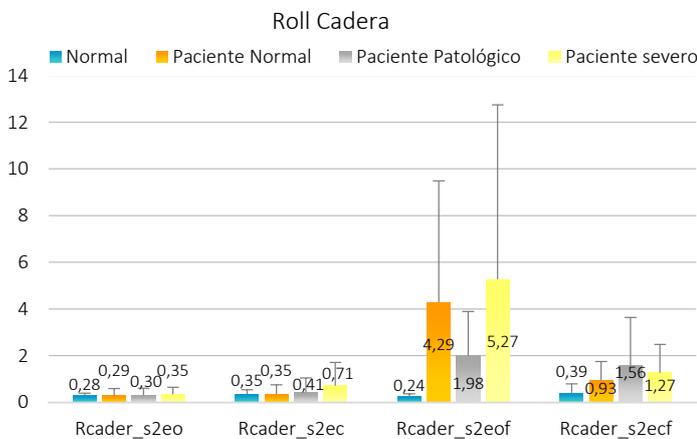


Figura 103. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 104 los individuos normales presentaron un valor de 8,80; los pacientes normales de 3,47, los patológicos obtuvieron un valor de 3,33 y los severos de 4,70. El grupo de individuos normales registró medias de desplazamiento del doble con respecto al grupo de pacientes.

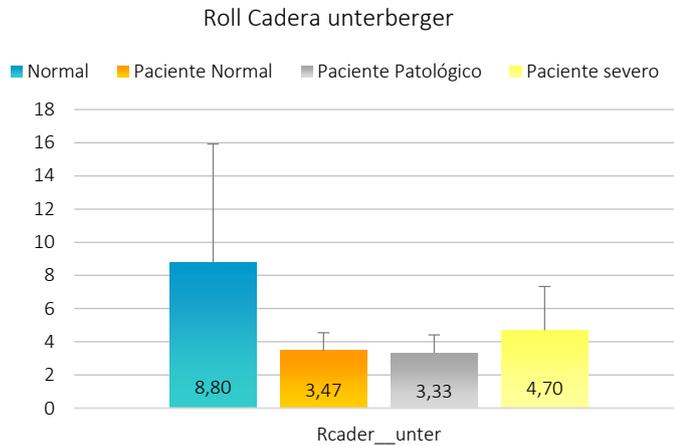


Figura 104. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano roll en Unterberger. Expresado en grados.

b. Pitch

Como se aprecia en la figura 105, los individuos normales presentaron valores de 0,58, 0,57, 0,78 y 0,76 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 1,25, 0,98, 1,65 y 1,75 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 0,89, 1,39, 1,61 y 1,88 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes severos obtuvieron valores de 0,83, 1,41, 2,27 y 2,32 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los paciente severos registraron oscilaciones mayores en todas las condiciones estáticas, excepto en *s2eo*. Fueron los pacientes normales los que tuvieron un registro mayor de oscilaciones en la condición *s2eo*.

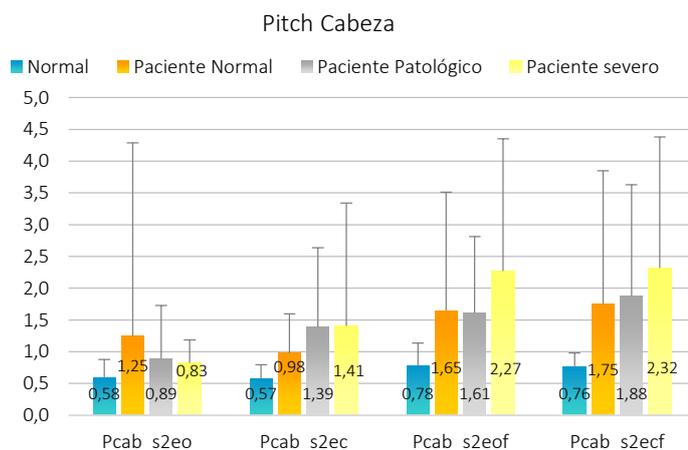


Figura 105. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano pitch en pruebas estáticas. Expresado en grados.

Registro de cabeza, en la figura 106, de la amplitud media de las oscilaciones en el plano *pitch* al realizar el test dinámico. Los individuos normales presentaron un valor de 0,58; los pacientes normales de 3,45, los patológicos obtuvieron un valor de 3,31 y los severos de 3,90. Los pacientes severos tuvieron un registro de oscilaciones mayor en la realización del test de Unterberger que en las pruebas estáticas.

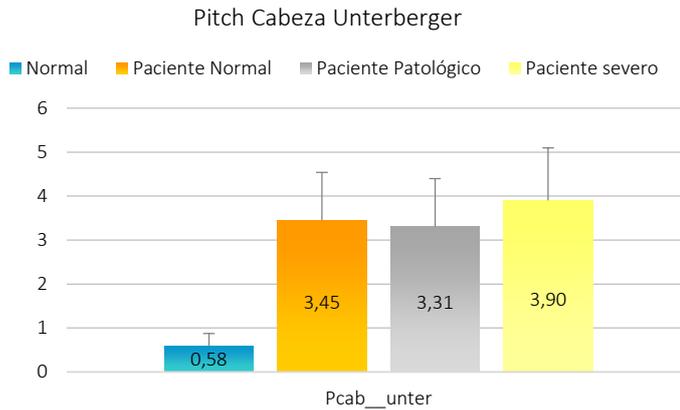


Figura 106. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *pitch* en Unterberger. Expresado en grados.

En la figura 107, los individuos normales presentaron valores de 0,35, 0,51, 0,35 y 0,51 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 0,90, 0,60, 2,01 y 8,99 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 1,34, 1,07, 2,27 y 7,52 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes severos obtuvieron valores de 0,70, 0,94, 1,48 y 8,15 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. Los pacientes patológicos presentaron valores superiores en las condiciones sin *foam* y en la condición *s2eof* los pacientes normales en *s2ecf*.

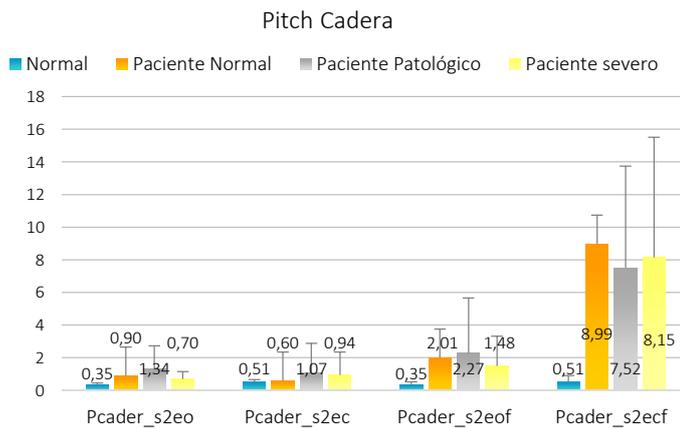


Figura 107. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

Representación, en la figura 108, del registro de cadera en el plano *pitch* durante el test dinámico; donde los individuos normales presentaron un valor de 14,29; los pacientes normales de 3,62, los patológicos obtuvieron un valor de 3,41 y los severos de 4,37. En la realización del test de Unterberger, el acelerómetro de cadera detectó una media de oscilaciones mayor en el grupo de individuos normales.

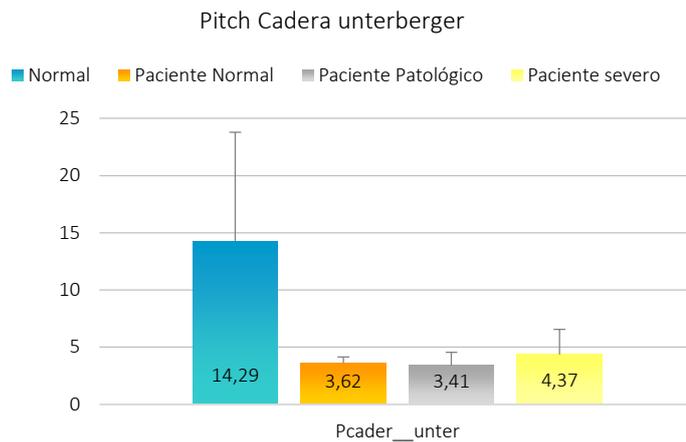


Figura 108. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales, pacientes patológicos y pacientes severos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *pitch* en Unterberger. Expresado en grados.

c. Yaw

En la figura 109 se observa el registro de cabeza en el plano *yaw*, durante la realización de las pruebas estáticas. En ellas los individuos normales presentaron valores de 1,27, 1,26, 1,63 y 1,81 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 2,47, 2,65, 3,87, 4,24 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 2,26, 3,76, 6,08 y 6,19 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes severos obtuvieron valores de 1,73, 2,94, 5,66 y 5,67 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos, no los severos, son los que obtuvieron oscilaciones mayores en todas las condiciones, excepto en *s2eo*. Fueron los pacientes normales los que registraron valores mayores en esa condición.

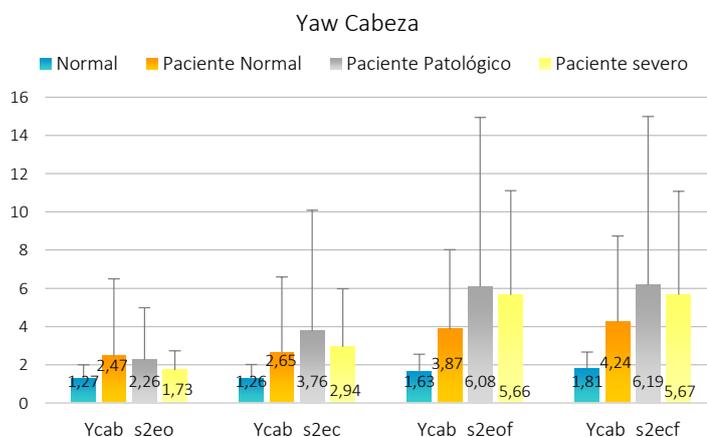


Figura 109. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 110, durante el test de Unterberger, los individuos normales presentaron un valor de 1,27; los pacientes normales de 11,73, los patológicos obtuvieron un valor de 11,55 y los severos de 14,36. En el registro de las oscilaciones en el plano *yaw* del acelerómetro de cabeza, los pacientes severos son los que obtuvieron valores mayores.

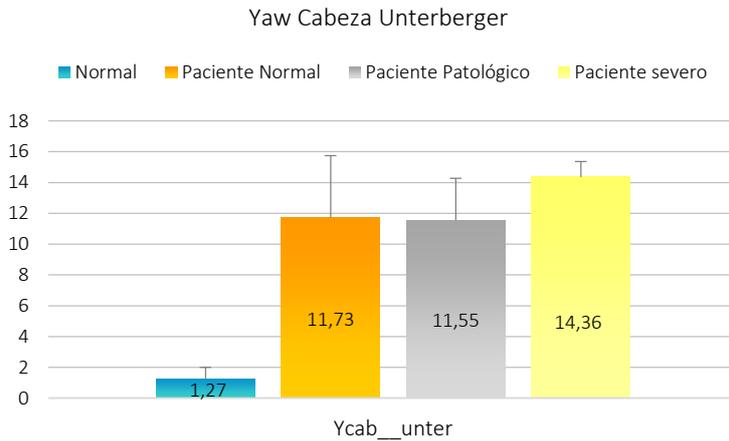


Figura 110. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw* en Unterberger. Expresado en grados.

En la figura 111 se representa el registro de cadera en el plano *yaw* durante la realización de las pruebas estáticas. En ellas los individuos normales presentaron valores de 5,14, 4,63, 4,70 y 6,15 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. En los pacientes normales se registró valores de 5,65, 6,41, 1,74 y 1,90 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes patológicos obtuvieron valores de 3,49, 3,57, 1,05 y 0,95 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*; respectivamente. Los pacientes severos obtuvieron valores de 6,23, 8,17, 4,58 y 2,22 en las condiciones *s2eo*, *s2ec*, *s2eof* y *s2ecf*, respectivamente. Los pacientes severos registraron mayores oscilaciones en *s2eo* y *s2ec* en las condiciones sobre *foam* fue la población normal la que obtuvo una media mayor.

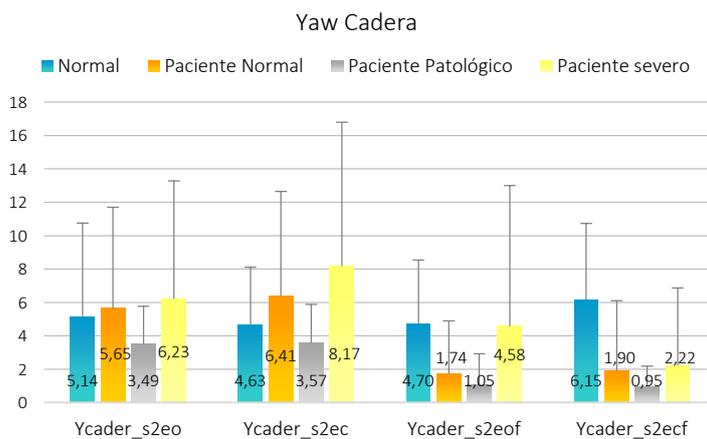


Figura 111. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano *yaw* en pruebas estáticas. Expresado en grados.

En la figura 112, se observa como durante el test de Unterberger, los individuos normales presentaron un valor de 8,07; los pacientes normales de 20,26, los patológicos obtuvieron un valor de 17,06 y los severos de 21,10. El acelerómetro de cadera detectó una media de oscilaciones mayor, durante la realización del test de Unterberger, en el grupo de pacientes severos.

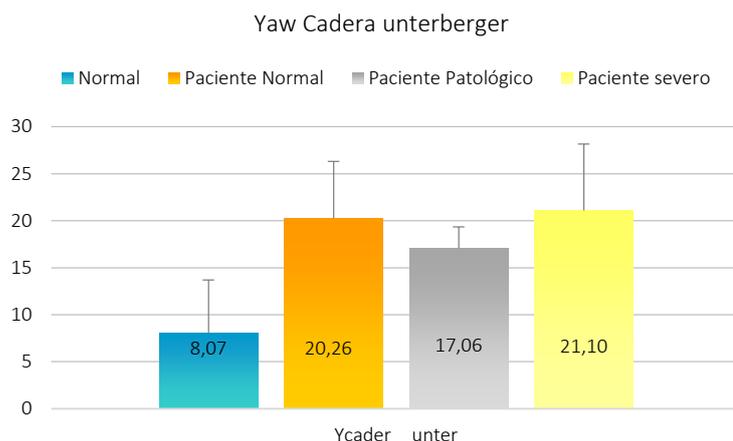


Figura 112. Representación de la amplitud media de las oscilaciones al punto central de individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos que se registró en el acelerómetro de cadera en el plano yaw en Unterberger. Expresado en grados.

En la tabla 7 se observa una representación de las condiciones con diferencias estadísticamente significativas, en las pruebas post hoc, entre individuos normales y pacientes. Resumen del análisis de las diferentes situaciones, en la segmentación de la población, durante las condiciones estáticas y dinámicas en el registro de cabeza y cadera en los diferentes planos.

Situación	Condiciones	Cabeza	Cadera
Situación 1	Roll	Unterberger	s2ecf
	Pitch	Unterberger	Unterberger
	Yaw	Ninguna	Ninguna
Situación 2	Roll	Ninguna	s2eo, s2ec, s2ecf
	Pitch	s2eo, s2ec, s2ecf	s2eof
	Yaw	Ninguna	s2eof, s2ecf, Unterberger
Situación 3	Roll	Ninguna	s2eo, s2ec, s2ecf
	Pitch	s2eo, s2ec, s2ecf	s2eof, Unterberger
	Yaw	Ninguna	s2eof, s2ecf, Unterberger
Situación 4	Roll	s2ec, s2eof, s2ecf, Unterberger	s2eof, s2ecf, Unterberger
	Pitch	s2eof, s2ecf, Unterberger	s2eo, s2eof, s2ecf, Unterberger
	Yaw	s2ec, s2eof, s2ecf, Unterberger	s2eof, s2ecf, Unterberger
Situación 5	Roll	s2ec, s2eof, s2ecf, Unterberger	s2eof, s2ecf, Unterberger
	Pitch	s2ec, s2eof, s2ecf, Unterberger	s2eo, s2ecf, Unterberger
	Yaw	s2eof, s2ecf, Unterberger	s2ec, s2eof, s2ecf, Unterberger

Tabla 7. Condiciones con diferencias estadísticamente significativas tras el análisis de pruebas post hoc.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



5. DISCUSIÓN



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

¿Fueron comparables las poblaciones de estudio en cuanto a número de integrantes, edad y sexo? ¿Hubo concordancia entre la clasificación inicial de los dos grupos cuando se comparó con la valoración de las pruebas establecidas por el observador?

El grupo de individuos normales constaba de 18 integrantes, 5 varones y 13 mujeres con una edad media de 30,77 años (rango de 25 a 43 años). El grupo de pacientes constaba de 36 varones y 67 mujeres, con una media de edad de 47,75 años (rango de 11 a 84 años). El porcentaje de hombres y mujeres en ambos grupos fue de 27,5% en el grupo de individuos voluntarios sanos y del 30% en el de pacientes, por lo que ambos grupos sí fueron comparables en cuanto a esta variable.

Al comparar por intervalos de edad el grupo de integrantes normales con el de pacientes resultó significativo que el 83,3 % de los individuos normales tenía menos de 35 años, sólo el 16,7% tenía entre 35 y 65 años y que no se incluyó ningún individuo con más de 65 años. En el grupo de pacientes el 25,2% tenían menos de 35 años, el 54,4% entre 35 y 65 años y el 20,4 % más de 65 años. El hallazgo de individuos de más de 65 años que no cumplieran los criterios de inclusión, no fue fructífero. Recordemos que los criterios de inclusión en los individuos normales eran los siguientes: no tener antecedentes personales de patología vestibular periférica o central, traumatismo craneoencefálico, alteraciones neurológicas, osteoarticulares o musculares; que impidiesen una correcta deambulación o bipedestación. Ninguno de los individuos voluntarios sanos debía estar en tratamiento con antidepresivos y ninguno debía haber realizado la prueba con anterioridad^{62, 63}. Por otro lado, si nos limitábamos a agrupar el total de pacientes con menos de 65 años, estos constituían el 79,6% frente al 100% del grupo de los normales que estaban por debajo de esta edad.

Si contemplamos la figura 25, en la que aparecían reagrupados los pacientes en pacientes normales y pacientes patológicos por intervalos de edad, sólo hubo diferencias estadísticamente significativas en los mayores de 65 años en el plano *roll* de cadera en la condición *s2ec*, en el plano *pitch* de cabeza en la realización del test de Unterberger y en el plano *pitch* de cadera en la situación de Unterberger^{64, 65}.

Es decir, en el grupo de pacientes sólo se detectaron diferencias significativas en individuos mayores de 65 años en 4 de las 30 condiciones examinadas.

Como se recogía en la tabla 1, el 77,86% de los pacientes realizaron bien todas las condiciones de estudio, mientras que sólo el 22,13% de los individuos integrantes del grupo de pacientes tuvieron una exploración clínica patológica. Por otro lado, el 54,3% de los pacientes patológicos realizaron mal la tarea sobre *foam*.

Por lo tanto, aunque el grupo de individuos normales era menor que el constituido por los pacientes, podemos decir que las diferencias en cuanto a la distribución del sexo entre ambos fue desestimable; así como las diferencias de edad, si consideramos a los pacientes con menos de 65 años. Además, el hecho de que el 77,86 % de los pacientes realizara bien las condiciones estáticas y dinámicas, a criterio de un facultativo cualificado, frente al 22,13%; creaba la necesidad de reclasificar a los pacientes entre aquellos que habían tenido una exploración normal y los que no.

¿Resultó válida la comparación de la valoración clínica de un observador, en las diferentes condiciones de estudio, con los datos obtenidos por el acelerómetro de cabeza y cadera?

Teóricamente, lo ideal hubiese sido comparar los datos obtenidos por el acelerómetro de los *iPod*[®] con los registrados en dispositivos estandarizados como el sistema SwayStar[®] y MotionTrak[®]. El sistema SwayStar[®], como se explicó anteriormente consta de un giroscopio. Se fija cerca del centro de gravedad del individuo en la cintura; el MotionTrak[®] también dispone de giroscopio y se fija en la cabeza. Permiten calcular la velocidad angular, pero sólo en los planos *pitch* (sagital, de delante a atrás) y *roll* (frontal, de izquierda a derecha). Sin embargo, no disponíamos de ellos. Nos dispusimos a compararlos con la exploración clínica y analizar los datos obtenidos al explorar a individuos normales con aquellos que referían sensación de inestabilidad^{66, 67}. Todos los individuos fueron explorados por el facultativo responsable de la consulta de Patología Vestibular, quien evaluaba cómo realizaban las diferentes condiciones de estudio a la vez que se registraban los datos en los acelerómetros de los dos dispositivos de cabeza y cadera. Tras la valoración clínica del observador, de los 103 individuos clasificados como pacientes no todos realizaron mal las condiciones estáticas o dinámicas (Figura 27).

Concretamente el 60,2% de ellos no mostró ningún tipo de anormalidad en su realización mientras que 39,8% sí fracasó, al menos, en una de ellas. Si, continuando con la valoración del observador, segmentábamos la población de pacientes en función de las diferentes condiciones observadas apreciábamos que no todos los individuos que realizaban bien el test de Unterberger, realizaban bien las pruebas estáticas y viceversa (Figura 33). De hecho, el 29% de los pacientes con las pruebas estáticas normales presentaron un test de Unterberger alterado, frente al 71% de los pacientes normales en los que también fue normal la realización del test de dinámico⁶⁸.

Cuando realizaban alguna prueba estática mal, el 34% de estos pacientes también realizó un test de Unterberger alterado. Sin embargo, el 66% de los individuos del grupo de pacientes con exploraciones estáticas patológicas, tuvieron un test de Unterberger normal. Por lo tanto, otra de las decisiones tomadas al iniciar la valoración de los resultados fue separar los datos de la exploración clínica de las pruebas estáticas y dinámicas, incluso cuando se analizaran los resultados del acelerómetro.

En el análisis de las pruebas estáticas (Figura 26) fue destacable que, el mayor porcentaje de pacientes que fracasaba en una de ellas, lo hacía en la condición *s2ecf*, (concretamente el 38,8%). El nivel de exigencia se incrementaba al tener que realizar el Test de Romberg con los ojos cerrados sobre una superficie inestable como era el *foam* (Figura 34)⁶⁹.

Podemos contrastar la distribución de la población de estudio en las diferentes condiciones, según la valoración del observador, con los datos de registro de los acelerómetros al comparar la figura 24 con las figuras de la 41 a la 52.

Se observó que el 38,8% de los individuos tuvo, a criterio del observador, una realización anómala de la condición *s2ecf* y el 61,2% de los individuos clasificados, en un principio, como pacientes realizaban esta prueba con normalidad⁷⁰. Cuando los examinábamos con el uso del acelerómetro situado en cabeza, destacaba que en el plano *roll* detectaba, en la misma condición, que el 68,9% de los pacientes la realizaba mal, el 53,4 % en el plano *pitch* y el 37,9% en el plano *yaw*.

Mediante la representación gráfica de los registros de la amplitud de las oscilaciones registrados por los *iPod*[®], junto con una exploración física específica, podríamos reforzar la sospecha clínica de que un individuo padece inestabilidad.

¿Por qué se eligió la amplitud de las oscilaciones como parámetro de medida? ¿Qué determinaba?

Cuando analizamos el desplazamiento angular de toda la población, al obtener los datos en grados absolutos, observamos que no existían grandes diferencias en cuanto a la media aritmética. La media de las oscilaciones respecto al punto central parece ser un buen parámetro para demostrar las diferencias existentes entre ambas poblaciones con el uso del acelerómetro; o al menos, mejor que la media de la posición central de cada población durante cada situación. La desviación estándar o desviación típica es una medida del grado de dispersión de los datos respecto al valor promedio; es decir, es la variación esperada respecto a la media aritmética. La media de la amplitud de las oscilaciones respecto al punto central es la media de las desviaciones estándar⁷¹.

Resulta interesante que un individuo con inestabilidad, puede adquirir distintas estrategias posturales para mantener una posición estable que impida su caída. Para ello puede adquirir la posición del péndulo invertido doble, puede mantener la estrategia del péndulo invertido simple e incluso en ambas mientras realiza múltiples oscilaciones para no superar sus límites de estabilidad^{72, 73}.

Resultó más significativo evaluar, no el desplazamiento medio que realizaban a lo largo de la exploración, puesto que pueden haber intervenido mecanismos de compensación que no podíamos cuantificar con el método del que disponíamos; sino determinar cuál era la amplitud de las oscilaciones en los diferentes planos para mantener esa posición de equilibrio. La forma de hallarlo fue mediante la desviación estándar que, en términos de espacio, interpretaremos como la amplitud de las oscilaciones. El cálculo de las desviaciones estándar registrados en todos los planos por el acelerómetro de cabeza y cadera, resultó tener significación estadística con respecto al cálculo de la posición media, excepto en los planos *yaw* y *roll* de cadera al realizar el test de Unterberger, donde sí hubo diferencias significativas entre pacientes y normales con el cálculo de la posición media. En los planos *roll* y *pitch* el acelerómetro de cadera detectó que las oscilaciones realizadas por los individuos normales fueron mayores que las ejecutadas por los pacientes^{74, 75}.

Gráficamente se puede apreciar las diferencias entre paciente e individuos normales en las figuras 41 a 52, según la amplitud de oscilación, y en las figuras 35 a 40 según las media, en las diferentes condiciones de estudio. En la tabla 4 podemos ver en qué condiciones y planos hubo diferencias estadísticamente significativas con los dos parámetros.

¿Fue necesaria una reclasificación de los individuos en función de la concordancia entre la valoración clínica y los datos obtenidos por el acelerómetro?

Al comparar la segmentación inicial de los individuos integrantes de cada grupo, con los resultados clínicos de la exploración de cada uno de ellos, se hacía necesaria una reclasificación, con el fin de observar diferencias que pudieran estar condicionadas por la edad, por la gravedad o por el tipo de test estático o dinámico que se llevara a cabo. Los individuos normales debían cumplir los criterios de inclusión mencionados en el apartado de material y métodos, mientras que se consideró como “paciente” a todo paciente que acudió a la consulta general de nuestra especialidad por sensación de inestabilidad. El uso de una prueba complementaria que aporte datos objetivos a la exploración clínica de un observador, además de utilidad diagnóstica y terapéutica puede tener una influencia médico-legal^{76, 77}.

En una primera clasificación segregamos a la población entre los individuos normales y pacientes, divididos en tres tramos de edad: menores de 35 años, de 35 a 65 años y mayores de 65 años (Figuras 53 a 64). Al analizar los datos obtenidos por pruebas post hoc, en la tabla 7, sólo hubo diferencias significativas en los registros de cabeza en el plano *roll* y *pitch* en la realización del test de Unterberger y en el de cadera en los planos *roll* y *pitch* en la situación *s2ecf* y Unterberger.

En una segunda clasificación analizamos los datos al dividir a la población en individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos y ver su distribución en las diferentes condiciones (Figuras 65 a 88). En este caso se consideraba que el “paciente normal” era aquel que no había realizado ninguna condición mal.

Con esta reclasificación hubo diferencias significativas en el plano *roll*, en el registro de cadera, en las situaciones *s2eo*, *s2ec* y *s2ecf*. En el plano *pitch*, en la cabeza, al realizar los test *s2eo*, *s2ec* y *s2ecf* y de la cadera en *s2eof*. En el plano *yaw*, sólo en registro de cadera, en *s2eof*, *s2ecf* y durante el test de Unterberger (ver tabla 7).

En una tercera clasificación se dividió a la población en individuos normales, pacientes normales y patológicos considerando, en esta situación, que los pacientes normales eran los que tuvieron una ejecución clínica del test dinámico sin alteraciones. Durante esta tercera ordenación hubo más condiciones con diferencias estadísticamente significativas entre grupos (Tabla 7).

En una cuarta segregación, los organizamos por individuos normales, pacientes normales y pacientes patológicos (Figuras 89 a 100). En este caso los pacientes patológicos eran los que tuvieron mal la situación *s2ecf*. Hubo diferencias significativas en la comparación de los datos en casi todas las situaciones de estudio (Tabla 7).

Cuando los ordenamos por orden de severidad, figuras 101 a 112, dependiendo de la evaluación del observador, lo hicimos considerando que los pacientes patológicos tuvieron la situación *s2ecf* alterada junto con otra y los severos erraron en la situación *s2ecf* y, al menos, en otras dos de las estudiadas. Se encontraron diferencias significativas en casi todos los planos de cabeza y cadera al realizar las pruebas (Tabla 7).

¿Hubo concordancia entre la valoración clínica del observador, realizada en un principio, al compararla con la amplitud de las oscilaciones en cada plano en cada una de las condiciones, según el acelerómetro de cabeza y cadera?

A ojos del observador, todos los individuos normales realizaron bien todas las condiciones del estudio. En el caso de algunos pacientes derivados para estudio de estabilidad, la exploración física por parte del facultativo también fue normal. Como se recoge en la tabla 1, el 77,86% de los pacientes realizan bien las condiciones de estudio, mientras que sólo el 22,13% de los individuos integrantes del grupo de pacientes tienen una exploración clínica patológica. En la situación más fácil (*s2eo*) el 95,1% de los pacientes fue normal, frente al 4,9%. En la situación *s2ec* el 79,6% de los pacientes realizaron bien la prueba, respecto al 20,4% de los mismos en los que resultó patológica al cerrar los ojos. Cuando se pedía a los individuos que se situaran sobre un *foam* con los ojos abiertos, (condición *s2eof*), el 84,5% de los pacientes realizó la tarea sin alteraciones, mientras que en un 15,5 % estuvo alterada. Si además de situarse sobre el *foam* cerraban los ojos (situación *s2ecf*), sólo el 61,2 % de los pacientes consiguió realizar bien la tarea, y el 38,8 % fue patológica. El 68,9% de los pacientes realizaron un test de

Unterberger normal y en el 31,1% fue anómalo. En casi todas las situaciones y rangos de edad el porcentaje de pacientes que realizó bien la prueba fue mayor que en los que resultó alterada, exceptuando la situación *s2ecf* donde el 50 % de los individuos de menos de 35 años tuvieron una exploración clínica patológica y en la realización de Unterberger el 52,4% de los pacientes de más de 65 años⁷⁸.

Cuando analizamos el registro de la amplitud de las oscilaciones de los acelerómetros, observamos que, las mayores amplitudes se realizan en la condición *s2ecf* (Tablas 2 y 3). En la evaluación del observador, es también en la situación *s2ecf* donde la mayoría de los pacientes fracasan (Figura 26). Esta prueba es la más exigente, ya que conlleva la inhibición de la información visual y la distorsión de la propioceptiva, como también se demuestra en el estudio llevado a cabo por Baydal-Bertomeu⁷⁹. Por lo tanto, debería ser la primera en realizarse, seguida de la misma condición con los ojos abiertos (*s2eof*) y del test de Unterberger.

Mediante este dispositivo, ¿se podría establecer un punto de corte que permitiera diferenciar individuos sanos de enfermos?

Aunque se detectan diferencias significativas al comparar la exploración clínica de individuos normales y pacientes normales con los pacientes patológicos, determinar un punto de corte sería una de las limitaciones de este estudio. Como se mencionaba en la introducción, lo que se pretende es llevar a cabo una prueba de concepto. Es decir, demostrar si existen diferencias estadísticamente significativas al comparar dos grupos, en el registro realizado por los acelerómetros de dos *iPod*[®] mientras realizan unas condiciones de exploración, con respecto a la valoración de un observador experto.

Determinar un punto de corte requiere comparar los datos registrados por estos dispositivos con otros normalizados para este fin^{80, 81}. En este caso sería comparar los datos de los acelerómetros de los *iPod*[®] con los de los sistemas SwayStar[®] y MotionTrak[®], como pruebas de referencia⁸². Se requieren nuevos estudios, para obtener estos valores de referencia. No obstante, se han determinados los valores de calidad del test al compararlos con la valoración clínica de un observador cualificado y se han determinado diferentes puntos de corte para cada plano, en cada condición de estudio, dependiendo del registro realizado en cadera y cabeza como podemos ver en la tabla 5.

¿Se puede deducir la estrategia postural adquirida por los individuos con los datos obtenidos?

El control postural pretende la estabilización de la cabeza respecto al espacio y del tronco respecto a la cabeza⁸³. El mantenimiento del equilibrio permite que el centro de presiones permanezca dentro del cono de estabilidad. En movimientos de baja frecuencia, al individuo le basta con movilizar la articulación tibio astragalina, adquiriendo la estrategia del péndulo invertido simple, descrita por Passariello^{84,85}.

Es decir, cabeza y tronco actúan como un único bloque y con un único eje de rotación anteroposterior a nivel de los tobillos. Es una táctica válida ante movimientos perturbadores lentos, de poca intensidad y que requieren una superficie lisa y firme⁸⁶.

En la estrategia de la cadera, el cuerpo actúa como dos bloques con dos ejes de rotación: uno a nivel del tobillo y otro a nivel de la cadera. Es el modelo adquirido ante movimientos de mayor intensidad, rapidez o en superficies inherentemente inestables. En el estudio realizado por Baydal Bertomeu en población sana española estudian los tres planos mediante un acelerómetro localizado en la cintura se observa un mayor desplazamiento en el plano anteroposterior que en lateral, coincidiendo con las publicaciones de otros autores como Kapteyn y Perrin^{79, 87-89}. En estas dos últimas publicaciones no se valora el desplazamiento existente en el plano horizontal. Sin embargo, esto no coincide con los datos observados en nuestra población de estudio. La mayoría de los individuos normales en las condiciones estáticas registraron mayor rango de amplitud de oscilaciones, con el acelerómetro de cabeza en el plano *yaw*, seguidos de *pitch* y *roll*; coincidiendo con los datos obtenidos en la realización del test de Unterberger y con el registro de la cadera

en las condiciones estáticas (Tabla 3). El mayor rango, en la realización del test de Unterberger registrado en la cadera, fue en *pitch*, seguido de *yaw* y *roll*. Tanto los pacientes como en los individuos normales, se reconoció en cabeza en condiciones estáticas y dinámicas y en la dinámica de cadera; un rango mayor en *yaw*, seguido de *pitch* y *roll*. En el chequeo de la amplitud de las oscilaciones en la realización de las condiciones estáticas de la cadera, se obtuvieron valores más elevados en *yaw*, seguido de *roll* y *pitch* (Tablas 2 y 3). Si prescindieramos de las medidas cráneo caudales coincidirían con los datos de los tres estudios anteriores.

Por otro lado, nuestro registro se ha realizado en la cabeza y cadera, mientras que en los mencionados sólo se llevó a cabo a nivel de la cintura. Como se mencionó anteriormente, la estabilización de la cabeza respecto al tronco y de este respecto a la cabeza están mediados por reflejos espinales diferentes. Por otro lado, según Uimonen las personas sanas realizan desplazamientos en sentido anteroposterior, porque emplean más la estrategia del tobillo que las enfermas, que se desplazan en el plano lateral por recurrencia a la estrategia de cadera^{90, 91}. Tal y como se muestra en la tabla 2, la amplitud de las oscilaciones en todas las situaciones en cabeza y cadera es mayor en los pacientes, excepto en el registro de cadera durante la realización de Unterberger, donde predominan los registros de los individuos normales en el plano *roll* y *pitch*. Esto, como explicaba Allum puede justificarse en individuos que hayan sufrido una hipofunción vestibular unilateral, ya que recuperan el control del tronco de forma más rápida en las pruebas estáticas que en las dinámicas⁹².

Los resultados del estudio de Baydal-Bertomeu son concordantes a nuestro trabajo. La prueba más discriminadora entre individuos normales y pacientes es la condición *s2ecf*, ya que al añadir más dificultad conlleva un aumento de las oscilaciones para mantener la posición de equilibrio, por la anulación de la información visual y la distorsión de la información propioceptiva sobre un cojín, empeorando además en individuos de mayor edad del grupo de pacientes^{79, 93}. Como refiere Nashner, para el mantenimiento del equilibrio hay tres sistemas de movimiento: el sistema reflejo, mediado por la médula espinal y con un tiempo de respuesta de 40 ms ante un estímulo externo; el sistema automático, mediado por el tronco de encéfalo a nivel subcortical que coordina movimientos articulares con un periodo de respuesta de 100 ms y el sistema voluntario, ejecutado por el tronco de encéfalo y la corteza cerebral, con tiempos de respuesta superiores a 150 ms⁹⁴.

Esto tiene especial relevancia cuando las condiciones de estudio se realizan con una dificultad progresiva y de manera continuada⁹⁵. Algunos de los individuos estudiados pueden realizar un aprendizaje durante la realización de las mismas y, de manera individual, obtienen mejores resultados en situaciones donde no hay estímulo visual y se distorsione la propioceptiva. Recurren así, a una modificación de su estrategia postural, que se detecta en una disminución de la amplitud de las oscilaciones en un plano y aumento en otro. El estudio postural, mediante el empleo del acelerómetro disponible en los *iPod*[®], es útil en la detección de posibles alteraciones del equilibrio, identificando de forma fiable los sujetos que están en riesgo de caer, documentando objetivamente y cuantitativamente el resultado de las intervenciones terapéuticas. Con estudios futuros ayudarán a obtener una mejor comprensión fisiopatológica de la inestabilidad postural y de las caídas para el desarrollo de estrategias terapéuticas⁹⁶.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



6. CONCLUSIONES





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

1

El acelerómetro del *iPod Touch*[®] detecta, con precisión, el desplazamiento en los planos *roll*, *pitch* y *yaw* durante las condiciones exploradas.

2

El uso del *iPod*[®] en cabeza y cadera detecta diferencias con significación estadística con respecto a la valoración de la exploración física entre individuos normales y patológicos.

3

El uso del acelerómetro de dispositivos móviles no interfiere con la exploración física del paciente, siendo una técnica complementaria. El software *SensorLog*[®] permite registrar las oscilaciones en documentos .csv, que mediante bluetooth pueden guardarse en bases de datos en los terminales disponibles en las consultas para su comparación y análisis.

4

Permite deducir, de manera individualizada, la estrategia postural de cada individuo tras el análisis del registro resultante. La aportación de estos datos será complementaria a la realizada por el observador.

5

Por otro lado, de las 5 condiciones de exploración *s2ecf* y *Unterberger* son las que mejor detectan a los sujetos patológicos. Esta estrategia permite disminuir el tiempo invertido en cada paciente. Sus datos refuerzan una sospecha clínica que requiera la solicitud de otras pruebas más específicas. Por el contrario, se podría dar por concluido el estudio si durante la anamnesis y la exploración física no se detectan signos sugestivos de enfermedad y el registro realizado por estos dispositivos no vulnera los valores de normalidad establecidos.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



7. LIMITACIONES



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El acelerómetro de los *iPod*® y el registro de datos en las diferentes condiciones exploradas pretenden contribuir a la valoración clínica del paciente con inestabilidad. Dicho dispositivo podría ser un buen método diagnóstico, sin embargo requiere su comparación con otros ya estandarizados y de referencia, como el *Motion Trak*® y *Sway Star*®. En proyectos futuros, y con más recursos, podría validarse y demostrar su reproductibilidad y fiabilidad en la discriminación entre pacientes con inestabilidad e individuos sanos.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

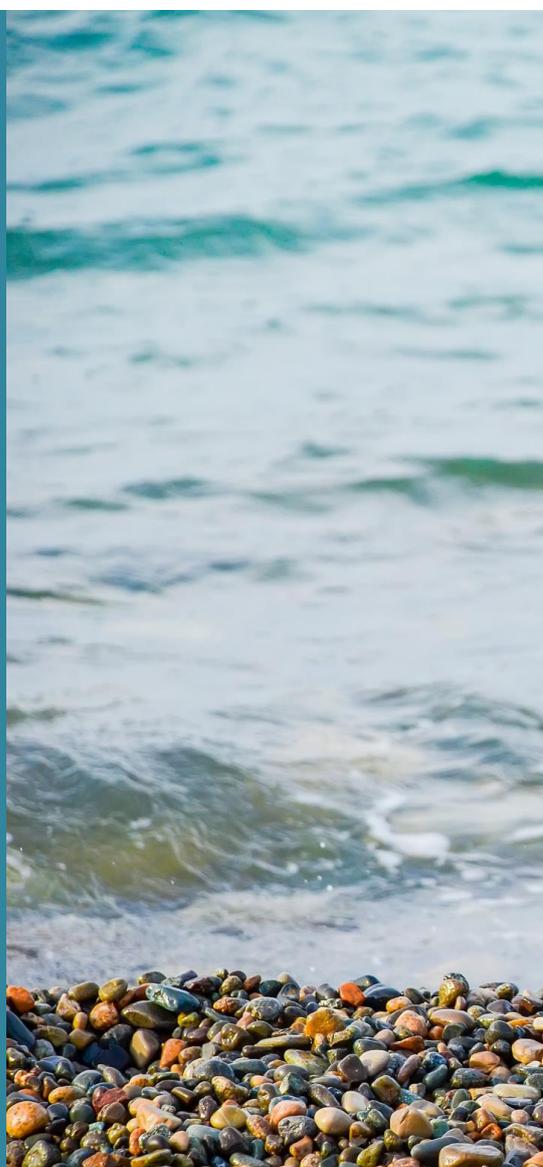
1. Barona R. Interés de la posturografía en el diagnóstico y tratamiento del vértigo y el desequilibrio en especialidades médico-quirúrgicas. *Posturografía, ¿algo se mueve?* Revista de Biomecánica. Instituto de Biomecánica de Valencia. 2003; (1):5-14.
2. Diccionario de la Lengua Española. [Internet] 23º ed. RAE; octubre de 2014. [Acceso el 3 de marzo de 2016]; Disponible en: <http://dle.rae.es/?id=TnRDF3S>.
3. Paillard J. Motor and representational framing of space. In: *Brain and space*. Oxford: Ed.Oxford University Press; 1991. p. 163-182.
4. Guillén M, Linares D. Bases biológicas y fisiológicas del movimiento humano. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 2002. p. 35-45.
5. Miralles RC, Miralles I. Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor. 2ª ed. Barcelona: Masson; 2005. p. 7-9.
6. Pérez Fernández N. Atlas de pruebas vestibulares para especialistas en otorrinolaringología. Barcelona: Profármaco.2.; 2009. 24-30.p.81-98
7. Izquierdo M. Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 2008.p. 8-10.
8. Bartual Pastor J. Una historia heterodoxa de la investigación vestibular. Cádiz: CEIG; 2009.p. 62-102.
9. Romberg MH. A Manual of the Nervous Disease of Man. London: Sydenham Society; 1853. p. 395-401.
10. Historia de la Medicina. [Internet]. [Acceso el 19 de mayo de 2016]; Disponible en: <http://www.historiadelamedicina.org/barany.html>.
11. Goebel JA. Contemporary diagnostic update: Clinical utility of computerized oculomotor and posture testing. *The American Journal of Otology*. 1992; Vol 13(6): 591-597.
12. Sobotta J. Atlas de anatomía humana. Vol. 1: Cabeza, cuello y miembro superior. 22ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2006. p. 373-379.
13. Abelló P, Traserra J. Otorrinolaringología. Barcelona: Doyma; 1992. p. 67-72.
14. Amat P, Bernal G, Doñate F, Ferres-Torres R, Lancho JL, Muñoz Barragan L, et al. *Escolar-Anatomía humana funcional y aplicada*. Tomo 2. 4ª ed. Barcelona: Espaxs; 2004. p. 1190-1205
15. Netter FH. Atlas de anatomía humana. 5ª ed. Barcelona: Masson; 2011. p. 92-98.
16. Testut L, Latarjet A. Compendio de anatomía descriptiva. Barcelona: Salvat; 1979. p. 579-589.
17. Karnath HO, Ferber S, Dichgans J. The neural representation of postural control in humans. *Proc. Natl. Acad. Sci*. 2000; 97(25): 13931-13936.
18. Trew M, Everett T. Fundamentos del movimiento humano. 5ª ed. Barcelona: Masson; 2006. p. 19-21.
19. Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci*. 1985; 8: 135-172.
20. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. *Handbook of Balance Function Testing*. New York: Delmar-Thomson Learning; 1997. p. 262-307
21. Oliva Domínguez M. Identificación del comportamiento postural de una población de simuladores mediante el análisis espectral del posturograma. [Tesis doctoral]. Cádiz: Universidad de Cádiz; 2012
22. McDonnell MD, Abbott D. What is stochastic resonance? Definitions, misconceptions, debates and its relevance to Biology. *PloS Comput Biol*. 2009; 5(5):e1000348. DOI:10.1371/journal.pcbi.1000348
23. Ihlen EAF et al. The influence of center-of-mass movements on the variation in the structure of human postural sway. *Journal of Biomechanics*. 2013; (46):484-490.

24. De Edoarado. File:Anatpos.png by Rádiológ and own work, CC BY-SA 3.0. [Internet] [Acceso el 14 de noviembre de 2016]; Disponible en: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=17275160>.
25. Cappa P, Patané F, Rossi S, Petrarca M, Castelli E, Berthoz A. Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects. *Gait & Posture*. 2008; (28): 615-626.
26. Van Drunen P, Koumars Y, Van der Helm FC, Van Dieën JH, Happee R. Modulation of intrinsic and reflexive contributions to low-back stabilization due to vision, task instruction, and perturbation bandwidth. *Exp Brain Res*. 2015; 233:735-749.
27. Herdman SJ. *Vestibular Rehabilitation*. 3rd Edition. Philadelphia: F.A. Davis Co; 2007.p. 40-47.
28. Pinter et al. Postural sway cannot be described using a one-segment inverted pendulum model. *Gait & Posture*. 2006; 24S:S98-S289.
29. Suzuki Y et al. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *Journal of Theoretical Biology*. 2012; 310:55-79.
30. Amori V, Petrarca M, Patané U, Castelli E, Cappa P. Upper body balance control strategy during continuous 3D postural perturbation in young adults. *Gait & Posture*. 2015; 41:19-25.
31. Blouin J, Teasdale N, Mouchnino L. Vestibular signal processing in a subject with somatosensory deafferentation: The case of sitting posture. *BMC Neurology*. 2007; 7:25.
32. Barra J et al. Humans use internal models to construct and update a sense of verticality. *Brain* 2010; 133:3552-3563.
33. Aminian K, Najafi B. Capturing human motion using body-fixed sensors: outdoor measurement and clinical applications. *Comp Anim Virtual Worlds* 2004; 15:79-94.
34. Oliva Domínguez M, Martín García MA, Bartual J, Vázquez M, Ariza A, García Teno M. La marcha en estrella registrada mediante craneocorpografía: patrones, clasificación, consideraciones fisiopatológicas y utilidad clínica. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 1998; 49(5):357-62.
35. Oliva Domínguez M, Martín García MA, Ariza Toledo A, Bartual Pastor J, Vázquez Bobillo M. Prueba de Babinski-Weil y craneocorpografía. En: Bartual Pastor J, Pérez Fernández N eds.: *El sistema vestibular y sus alteraciones*. Tomo I: fundamentos y semiología. Barcelona: Masson SA; 1998. p. 146-149.
36. Claussen CF, Franz B. Technique of the ultrasound computer craniocorpography (US-COMP-CCG). En: Claussen CF, Franz B eds.: *Contemporary and practical Neurotology*. Special Edition for Solvay Pharmaceuticals GmbH; 2006. p. 160-204.
37. Kapteyn TS, de Wit G. Posturography as an auxiliary in vestibular investigation. *Acta Otolaryngol*. 1972; 73(2):104-11.
38. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. *Suggestion from the field*. *Phys Ther*. 1986; 66(10):1548-50.
39. Oliva Domínguez M. Manual de exploración vestibular para residentes de ORL, y algunos adjuntos, especialmente torpes para estos menesteres. [Internet] [Acceso el día 12 de abril de 2015]; Disponible en: <http://clivav.com/pdf/evaluacion-vestibular.pdf>.
40. Alguacil Diego IM, Pedrero Hernández C, Molina Rueda F, Cano de la Cuerda R. Efectos de la vibroterapia sobre el control postural, la funcionalidad y la fatiga en pacientes con esclerosis múltiple. *Ensayo clínico aleatorizado*. *Neurología*. 2012; 27(3):143-153.
41. Allum JH, Zamani F, Adkin AL, Ernst A. Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest ankle-sway- referenced support surface. *Gait Posture*. 2002; 16(3):264-70.
42. mCTSIB. [Internet] [Acceso el día 14 de noviembre de 2016]; Disponible en: <http://www.vertigodizziness.com/castellano/patologias-equilibrio/test-of-balance-tob-posturografia-dinamica.html>.

43. Bartual J. Semiología vestibular. Cádiz: Unimed; 1980.p. 87-100.
44. Rebollo Otal J, Alcedo Millán JM, Oliva Domínguez M. Exploración vestibular y oculomotora. En Baragaño L, Frágola C, Gil-Carcedo LM, Muñoz C, Ortega P, Sánchez J, Suárez C eds. Manual del residente de orl y patología cervico-facial. Tomo I. Madrid: IM&C SA; 2002. p. 613-632.
45. Test de Unterberger-Fukuda. [Internet] [Acceso el día 14 de noviembre de 2016]; Disponible en: http://2011.elmedicointeractivo.com/formacion_acre2006/pdf/1032.pdf.
46. Balance International Innovation. [Internet] [Acceso el día 14 de noviembre de 2016]; Disponible en: <http://www.b2i.info/web/index.htm>.
47. Brugnera C, et al. Sistema VertiGuard. Effects of vibrotactile vestibular substitution on vestibular rehabilitation-preliminary study. Braz J Otorhinolaryngol. 2015; 81(6):616-621.
48. BrainPort: Ver con la Lengua. [Internet] [Acceso el 14 de noviembre de 2016]; Disponible en: <http://www.mancia.org/foro/articulos/59677-brainport-ver-lengua.html>.
49. Bhatti PT et al. A Prototype Head-Motion Monitoring System for In-Home Vestibular Rehabilitation Therapy. J Bioeng Biomed Sci. 2011; Suppl 1.
50. Flatters I, Culmer P, Holt RJ, Wilkie RM, Mon-Williams M. A new tool for assessing head movements and postural sway in children. Behav Res. 2014; 46:950-959.
51. Abujaber S, Gillispie g, Marmon A, Zeni J. Validity of the Nintendo Wii Balance Board to assess weight bearing asymmetry during sit-to-stand and return-to-sit task. Jr. Gait & Posture. 2015; 41:676-682.
52. Bonato P. Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation. J NeuroEng Rehabil. 2005; 2(1):2.
53. Bramer D, Wojtowicz D, Hall SE. Coriolis Force. An Artefact of Earth's Rotation. In: The Weather World 2010 Project (WW2010). Department of Atmospheric Sciences (DAS). The University of Illinois at Urbana-Champaign. [Internet] [Acceso el 20 de octubre de 2016]; Disponible en: <http://ww2010.atmos.uiuc.edu/%28Gh%29/guides/mtr/fw/crls.xml>.
54. Sabán A. Cómo funcionan el acelerómetro y giroscopio de los móviles. [Internet] [Acceso el 15 de septiembre de 2016]; Disponible en: <https://hipertextual.com/2016/08/acelerometro-giroscopio>.
55. Anguita D et al. Human Activity Recognition on Smartphones using a Multiclass Hardware-Friendly Support Vector Machine. IWAAL2012. [Internet] [Acceso el día 24 de mayo de 2016]; Disponible en: <http://www.icephd.org/sites/default/files/IWAAL2012.pdf>.
56. Kwapisz J et al. Activity Recognition using Cell Phone Accelerometers. SIGKDD Explorations. 2011; 12(2):74-82.
57. Huang K et al. iPod-based in-home system for monitoring gaze-stabilization exercise compliance of individuals with vestibular hypofunction. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2014; 11:69.
58. Ipod Touch. Especificaciones técnicas. [Internet] [Acceso el 25 de noviembre de 2016]; Disponible en: <http://www.apple.com/es/ipod-touch/>
59. Koo Chee Han C et al. Accuracy, Consistency, and Reproducibility of the Triaxial Accelerometer in the iPod Touch: A Pilot Study. JMIR mHealth uHealth. 2014; 2(4):e39.
60. Patterson JA et al. Validation of measures from the smartphone sway balance application: a pilot study. J Sport Rehabil. The International Journal of Sports Physical Therapy. 2014; 9(2):135-139.
61. Peydro de Moya MF et al. Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. Rehabilitación (Madr). 2005; 39(6):315-23.
62. Zhang Y, Kiemel T, Jeka J. The influence of sensory information on two- component coordination during quiet stance. Gait and Posture. 2007; 26:263-71.
63. De Freitas PB, Freitas SMSM, Duarte M, Latash ML, Zatsiorsky VM. Effects of joint immobilization on standing balance. Human Movement Science. 2009; 28:515-28.

64. Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LE, Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet*. 2003; 362:1123-1124.
65. Priplata AA, Patriitti BL, Niemi JB, Hughes R, Gravelle DC, Lipsitz LA, Veves A, Stein J, Bonato P, Collins JJ. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Ann Neurol*. 2006; 59:4-12
66. Allum JHJ, Carpenter MG. A speedy solution for balance and gait analysis: angular velocity measured at the centre of the body mass. *Curr Opin Neurol*. 2005; 18:15-21.
67. Kapoula et al. Vergence and Standing Balance in Subjects with Idiopathic Bilateral Loss of Vestibular Function. *PLoS ONE*. 2013; 8(6):e66652.
68. Couture E, Simoneau M. Estimate of body motion during voluntary body sway movements. *Gait & Posture*. 2014; 39:70-74.
69. Palmisano S, Apthorp D, Seno T, Stapley PJ. Spontaneous postural sway predicts the strength of smooth vection. *Exp Brain Res*. 2014; 232:1185-1191.
70. Horlings CG, Küng UM, Honegger F, Van Engelen BG, Van Alfen N, Bloem BR, Allum JH. Vestibular and proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. *Neuroscience*. 2009 Jul 7; 161(3):904-914.
71. García Pérez A. Estadística aplicada: conceptos básicos. 2ª ed. Madrid: Universidad Nacional de Educación a Distancia; 2008. p 42.
72. Karlsson A, Lanshammar H. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. *Gait & Posture*. 1997; 5:198-203.
73. Hettich L et al. Double inverted pendulum model of reactive human stance control. *Multibody dynamics 2011, ECCOMAS Thematic Conference*. Ed. Samin JC, Fiset P. Brussels, Belgium, 4-7 July 2011.
74. Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the angle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res*. 2001; 136:463-73.
75. Rinalduzzi et al. Postural responses to low-intensity, short-duration, galvanic vestibular stimulation as a possible differential diagnostic procedure. *Acta Neurol Scand*. 2011; 123: 111-116.
76. Morgan SS, Beck WG, Dobie RA. Can posturography identify informed malingerers? *Otol Neurotol*. 2002; 23:214-217.
77. Clifford AM, Holder-Powell H. Postural control in healthy individuals. *Clinical Biomechanics*. 2010; 25:546-551.
78. Chen et al. Effects of the type and direction of support surface perturbation on postural responses. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014; 11:50.
79. Baydal-Bertomeu JM et al. Determinación de los patrones de comportamiento postural en población sana española. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2004; 55:260-269.
80. Pozzo Tet al. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal Subjects. *Exp. Brain Res*. 1990; 82:97-106.
81. Pozzo Tet al. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Exp. Brain Res*. 1991; 85:208-217.
82. Borel L, Harlay F, Magnan J, Chays A, Lacour M. Deficits and recovery of head and trunk orientation and stabilization after unilateral vestibular loss. *Brain*. 2002; 125:880-894.
83. Jadlovská S, Sarnovský J. Classical Double Inverted Pendulum – a Complex Overview of a System. *JadlovskaSarnovsky_SAMI2012.pdf*. [Internet]. [Acceso el 2 de mayo de 2016]; Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Slavka_Jadlovska2/publication/267244664_Classical_Double_Inverted_Pendulum_a_Complex_Overview_of_a_System/links/544b66c00cf24b5d6c3ed96d.pdf?origin=publication_detail.

84. Passariello F, Trautteur G. Human posture during standing control and planning of balance. *Giornate scientifiche del polo delle scienze e delle tecnologie per la vita*. [Tesis doctoral]. Portici: Facoltà di Medicina e Chirurgia, Farmacia, Medicina Veterinaria e Agraria; 2002.
85. Sasagawa S, Ushiyama J, Kouzaki M, Kanehisa H. Effect of the hip motion on the body kinematics in the saggital plane during human quiet standing. *Neuroscience [letters]*. 2009; 450:27-31.
86. Lee G. The Simulation and Analysis of a Single and Double Inverted Pendulum with a Vertically-Driven Pivot. [Internet]. [Acceso el 13 de agosto de 2016]; Disponible en: http://nldlab.gatech.edu/w/images/f/fb/LeeGustavo_Inverted_Pendulum_Final_Report_.pdf.
87. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture*. 2005; 21:48-58.
88. Kapteyn T, Wit G. Posturography as an auxiliary in vestibular investigations. *Acta Otolaryngologica Stokholm*. 1972; 73:104-111.
89. Perrin PH, Perrin C. Exploration des afférences sensorielles et du contrôle moterur de l'équilibration par la posturographie statique et dynamique. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*. 1996; 133:133-146.
90. Uimonen S, Laitakari K, Sorri M, Bloigu R. Effect of positioning of the feet in posturography. *Journal of Vestibular Research*. 1992; 2:349-356.
91. Karlsson A, Lanshammar Hakan. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. *Gait & Posture*. 1997; 5:198-203.
92. Allum JHJ, Vonk J, Horlings CGC. Differentiating malingering patients from healthy controls, unilateral vestibular loss patients and whiplash patients. In: Presentation on 19 th International Conference. International Society for Posture and Gait Reasearch; June 2009.
93. 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 and ageing*. 2009; 38(3):308-313.
94. Nashner LM. Practical biomechanics and physiology of balance. In: Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM eds. *Handbook of Balance Function Testing*. New York: Delmar-Thomson Learning; 1997. p. 261-279.
95. Paillard T, Noe F. 2015. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Research International* 2015:891390. DOI 10.1155/2015/891390.
96. Vissr JE, Carpenter MG, Van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*. 2008; 119:2424-2436.



ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO DE LOS TRASTORNOS DEL EQUILIBRIO
Y SU RELACIÓN CON LA ORIENTACIÓN DE LA CABEZA Y CADERA

Autora
M^a Dolores Aguilar Conde

UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

