

*Modificaciones en la propiocepción en  
pacientes con esguinces de tobillo en el  
ámbito del accidente de trabajo.*



**Salvador González Íñigo**

**Tesis Doctoral**

**2015**

**FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA**

**DEPARTAMENTO DE PODOLOGÍA**

**DIRECTORES:**

**Prof. Dr. D. Guillermo Lafuente Sotillos  
Prof. Dr. D. Pedro Vicente Munuera Martínez  
Prof. Dr. D. Gabriel Domínguez Maldonado**





**“Modificaciones en la propiocepción en pacientes con  
esguinces de tobillo en el ámbito del accidente de trabajo”**

Tesis presentada para aspirar al grado de Doctor por D. Salvador González Íñigo,  
dirigida por los Prof. Dr. Guillermo Lafuente Sotillos, Prof. Dr. Pedro Vicente  
Munuera Martínez y Prof. Dr. Gabriel Domínguez Maldonado.

Sevilla a 5 de noviembre de dos mil quince.

El doctorando,

**Salvador González Íñigo**

Los Directores,

**Dr. Gabriel Domínguez.**

**Dr. Pedro V. Munuera**

**Dr. Guillermo Lafuente**





**D. Gabriel Domínguez Maldonado** y **D. Pedro Vicente Munuera Martínez**, Doctores por la Universidad de Sevilla y Profesores Contratados Doctores del Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla, y **D. Guillermo Lafuente Sotillos**, Doctor por la Universidad de Sevilla y Profesor Titular de Universidad del Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla, avalan el proyecto de tesis doctoral presentado por el estudiante de Doctorado **D. Salvador González Íñigo**.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente documento en Sevilla, a 5 de noviembre de 2015.

Dr. Gabriel Domínguez.

Dr. Pedro V. Munuera

Dr. Guillermo Lafuente



## **AGRADECIMIENTOS**

A los Doctores D. Guillermo Lafuente Sotillos, D. Pedro Vicente Munuera Martínez y D. Gabriel Domínguez Maldonado, directores de esta Tesis Doctoral, por su tiempo, su paciencia, su apoyo y su colaboración, sin los cuales la realización de este trabajo hubiera resultado muy difícil.

A D<sup>a</sup>. Antonia Sáez Díaz que ha hecho posible el análisis estadístico de esta Tesis Doctoral, aportando sus conocimientos estadísticos.

A la Doctora D<sup>a</sup> María José Villadeamigo Pachón y a la Doctora D<sup>a</sup> María del Mar Iglesias Puértolas que han facilitado la realización de este trabajo dentro de la mutua ASEPEYO, así como a todo su personal que de una u otra manera han colaborado y facilitado la realización del mismo.

A Neni, mi mujer, y a Marta y Pablo, mis hijos, que han sufrido el tiempo que esta Tesis Doctoral se ha llevado en su detrimento. Siempre dispuestos y ayudando a conseguir este sueño.

A mis padres Isabel y Salva que me inculcaron el amor por los estudios y por crecer siempre, y a mis hermanos que siempre me transmitieron confianza.

A todas aquellas personas que voluntariamente han tenido a bien participar en este estudio.





A mi Familia,  
A mis Maestros,  
y muy especialmente a Neni,  
y a mis hijos Marta y Pablo.



# ÍNDICE



## Índice

1. RESUMEN.....	17
2. INTRODUCCIÓN .....	21
2.1. Problema de investigación .....	23
2.2. Justificación .....	24
3. MARCO TEÓRICO .....	27
3.1. Equilibrio .....	29
3.1.1. Equilibrio: Definición, fisiología y elementos participantes .....	29
3.1.1.1. Sistema vestibular .....	31
3.1.1.2. Visión .....	33
3.1.1.3. Sistema somatosensorial .....	33
3.1.2. Equilibrio: Estático y dinámico .....	36
3.2. Anatomía y biomecánica del tobillo: Articulaciones tibio-peronea-astragalina y subastragalina .....	38
3.2.1. Anatomía del tobillo .....	39
3.2.1.1. Osteología .....	39
3.2.1.2. Artrología .....	40
3.2.1.3. Miología .....	42
3.2.2. Biomecánica del tobillo: Ejes y planos de movimiento de las articulaciones tibio-peronea-astragalina y subastragalina .....	46

3.3. Esguince de tobillo .....	47
3.3.1. Concepto y clasificación .....	47
3.3.2. Tratamientos.....	49
3.3.3. Inestabilidad funcional de tobillo e inestabilidad crónica de tobillo .....	50
3.4. Estabilometría.....	51
3.5. Antecedentes y estado actual del problema .....	53
4. OBJETIVOS .....	61
5. HIPÓTESIS .....	65
6. MATERIAL Y MÉTODO .....	69
6.1. Tipo de diseño .....	71
6.2. Variables de estudio .....	71
6.3. Características generales de la población diana .....	73
6.4. Características generales de la muestra.....	73
6.5. Cálculo del tamaño de la muestra .....	74
6.6. Selección de los individuos de la muestra .....	75
6.7. Criterios de inclusión del estudio .....	75
6.8. Criterios de exclusión del estudio .....	76
6.9. Características de la plataforma de fuerzas y del módulo NedRodilla® (IBV) .....	77
6.10. Protocolo de medida utilizado .....	78
6.11. Medidas realizadas .....	81
6.12. Criterios éticos .....	85
6.13. Análisis estadístico .....	87
6.13.1. Análisis descriptivo .....	87

6.13.2. Pruebas inferenciales .....	87
7. RESULTADOS .....	89
7.1. Análisis descriptivo .....	91
7.1.1. Análisis descriptivo de la muestra .....	91
7.1.2. Análisis descriptivo de las variables .....	92
7.2. Análisis inferencial.....	93
7.2.1. Pruebas de normalidad y aleatoriedad.....	93
7.2.2. Comparación de las variables entre ambos grupos.....	95
7.2.2.1. Pruebas paramétricas.....	95
7.2.2.2. Pruebas no paramétricas.....	97
7.2.3. Análisis correlacional.....	99
7.2.4. Análisis de regresión.....	102
7.2.5. Curva C.O.R. y valores predictivos.....	105
8. DISCUSIÓN .....	111
8.1. Discusión de la metodología.....	113
8.2. Discusión de los resultados.....	115
8.3. Limitaciones del estudio.....	122
8.4. Prospectiva del estudio.....	124
8.5. Aplicación práctica de los resultados.....	124
9. CONCLUSIONES .....	127
10. BIBLIOGRAFÍA .....	131

11. ANEXOS .....	145
11.1. Anexo I. Formulario de consentimiento informado .....	147
11.2. Comunicado de aprobación del Comité de Ética de la Universidad de Sevilla.....	155
11.3. Lista de abreviaturas .....	159
11.4. Resultados estadísticos completos.....	163



# **1. RESUMEN**



## 1. RESUMEN

**Objetivos:** El propósito de este estudio fue determinar si la propiocepción seguía mostrándose alterada en sujetos que han sufrido un esguince de tobillo (en adelante ET), después de 14 días de la producción.

**Material y método:** Se estudiaron los tobillos lesionados y sanos (grupo de comparación) de 30 sujetos que tuvieron un esguince de tobillo como consecuencia de un accidente de trabajo. Para ello, se realizaron pruebas de Romberg, descalzo, sobre plataforma de fuerzas del Instituto Biomecánico de Valencia, con el software NedRodilla/IBV®. Tras descartar patología vestibular con una prueba de Romberg bipodal con ojos cerrados, se realizaron pruebas de Romberg monopodal en condiciones de ojos cerrados y ojos abiertos, con apoyo directo sobre la plataforma o con la interferencia creada por un gomaespuma de 30mm. Cada medición duró 15 segundos y se repitieron en tres ocasiones, para posteriormente obtener un valor medio de esas tres repeticiones. Las mediciones se realizaron a los 14 días del accidente. Las variables que se estudiaron fueron: desplazamientos medio-laterales (en adelante ML) y antero-posteriores (en adelante AP) del Centro de Presiones (en adelante CDP), área de barrido del CDP, Percentil 75 de velocidad del CDP, Frecuencia de oscilación del CDP en AP y ML, todas ellas en valores absolutos y relativos, porcentaje del tiempo de prueba completado, valoración de cada una de las pruebas, valoración de las pruebas de ojos abiertos (en adelante OOAA), valoración de las pruebas de ojos cerrados (en adelante OOCC), y valoración global del sujeto.

**Resultados:** Se hallaron diferencias significativas en 13 de las variables estudiadas entre el grupo de Sanos y el grupo de esguince de tobillo, una en condiciones de OOAA, y las otras doce en condiciones de OOCC.

**Conclusiones:** Las pruebas con OOCC, y especialmente, sobre gomaespuma, fueron las que mejor detectaron el déficit de control postural en los pacientes que habían sufrido ET. Este déficit había pasado prácticamente desapercibido en las pruebas de OOAA.



## **2. INTRODUCCIÓN**



## INTRODUCCIÓN

### 2.1. Problema de investigación

El esguince de tobillo es una lesión que se produce de manera accidental y fortuita, y que afecta a los ligamentos de la articulación del tobillo. Se puede producir por un mecanismo de inversión o de eversión, afectando a los ligamentos de la cara externa o interna del tobillo, respectivamente.

La más frecuente de las lesiones es la del aparato ligamentario externo(1–3), con un mecanismo de inversión del pie, afectando a los ligamentos peroneo-astragalino anterior (en adelante LPAA), peroneo-calcáneo (en adelante LPC), y peroneo-astragalino posterior (en adelante LPAP), según el grado de la lesión y la posición del pie en el momento del accidente. Este grupo ligamentario es menos potente que el del lado medial, que se encuentra protegido por el ligamento deltoideo. En todos los casos, cuando se produce el esguince, el proceso se acompaña de inflamación, equimosis, dolor e impotencia funcional debida a la distensión de los ligamentos correspondientes, que en el peor de los casos se llegarían a romper, y sus tejidos circundantes. Toda esta sintomatología afecta las vías propioceptivas del pie y tobillo, bien por la inflamación que afecta a los receptores, bien por el mecanismo de distensión que lesione algunas estructuras, o bien por el dolor que anula algunas vías de transmisión de la información. La afectación de las vías propioceptivas es más duradera en el tiempo y favorece la inestabilidad funcional de tobillo (en adelante IFT), que se caracteriza por la sensación de fallo del tobillo y la producción de sucesivos esguinces en un corto periodo de tiempo(4–11).

La propiocepción es uno de los tres elementos, junto con el sistema vestibular y el sistema visual, encargados de mantener el equilibrio(12–14). Estos tres sistemas aportan información al sistema nervioso central (en adelante SNC), que es el encargado de regular la postura y el equilibrio, al integrar toda esta información.

A lo largo de la historia de la medicina ha habido numerosos autores que han intentado medir o cuantificar la afectación del equilibrio con distintos métodos o aparatos. Recientemente las plataformas dinamométricas informatizadas realizan distintas medidas y pruebas que permiten valorar el balanceo postural en distintas circunstancias, a través de

diferentes parámetros. El análisis de los parámetros obtenidos en sujetos sanos ha posibilitado la determinación de patrones de normalidad en la población. Incluso al realizar valoraciones comparadas de las pruebas en distintas circunstancias, ojos abiertos o cerrados, sobre superficies que distorsionan la información propioceptiva o superficies estables, se obtienen valoraciones del estado de cada uno de los tres sistemas encargados de mantener el equilibrio y una valoración global del equilibrio del sujeto. Existe controversia sobre la metodología a emplear en estos estudios, apareciendo en la literatura diferentes formas de trabajo que incluyen el apoyo monopodal, bipodal, con una plataforma o con dos simultáneamente, con plataformas móviles, ojos abiertos, ojos cerrados(1,12,15–35).

En los esguinces de tobillo (en adelante ET) de grado I y II, la recuperación clínica objetivable es relativamente rápida. Este hecho provoca que en muchos casos el paciente a los 14 días de evolución apenas tiene dolor, inflamación, equimosis e impotencia funcional. Este estado provoca la reincorporación a su puesto de trabajo sin tener un claro conocimiento del estado propioceptivo del individuo tras el ET.

### **2.2. Justificación**

El esguince de tobillo es una de las patologías con más incidencia dentro del ámbito laboral, con aproximadamente un 9-12% de las bajas por incapacidad laboral temporal, solo superada por las lumbalgias en el aparato locomotor(36,37). La duración media de la baja de estos procesos, suele estar alrededor de los 20 días(38). Estos esguinces son tratados de acuerdo a sus síntomas y los sujetos vuelven al trabajo, una vez que remiten. Un factor que no siempre ha sido tenido en cuenta es la propiocepción. El criterio de alta se fundamenta principalmente en una recuperación funcional (en gran medida objetiva). La desaparición de la sintomatología más traumática (dolor, inflamación, impotencia funcional y equimosis) no significa la total recuperación del tobillo. La recuperación de la propiocepción resulta, como veremos más adelante, fundamental para evitar nuevos esguinces y para tener sensación de mayor seguridad en el paciente. Incluso, un esguince no totalmente recuperado podría terminar en un episodio de IFT, inicialmente, y con el tiempo incluso con una inestabilidad crónica de tobillo (en adelante ICT). Una ICT termina generando una articulación con un cartílago que sufre, apareciendo deterioro del mismo con presencia de osteocondritis y posteriormente con artrosis severa. En algunos casos, todo este proceso genera una situación



altamente invalidante para el paciente a nivel laboral, provocando procesos de incapacidad laboral temporal e incluso permanente con los altos costos que ello supone, además de la posibilidad de que el proceso lleve a una artrodesis de tobillo, lo que generaría un mayor gasto médico y administrativo, y una importante limitación en las posibilidades del paciente de realizar actividades de la vida diaria.

La valoración a través de plataformas dinamométricas es una herramienta muy útil para evaluar a los pacientes antes de reincorporarse a su actividad laboral para garantizar un mínimo de recuperación de la propiocepción que asegure unos buenos mecanismos de control y prevención del tobillo. Dicha valoración podría darnos orientación sobre el mejor momento para dejar el programa fisioterápico con ciertas garantías para el paciente y su tobillo. En este trabajo se han añadido pruebas de valoración con ojos cerrados (en adelante OOCC) para intentar detectar mejor el déficit propioceptivo, que en el ET de grado I-II, y a los 14 días, no es fácil de detectar.

En estudio realizado como trabajo final de Máster Oficial con este mismo tema, y que no ha sido publicado, se presentó como mejora el hecho de aumentar la muestra e incluir pruebas de OOCC que permitiesen filtrar mejor los pacientes con déficit propioceptivo.

El grueso de las investigaciones, realizadas al respecto, está centrado en deportistas(1,12,27,28,32,34) y personas mayores(39–43). Según nuestro conocimiento, no existe literatura en la que se haya evaluado la alteración de la propiocepción tras un esguince de tobillo en el ámbito del accidente de trabajo, ni sus posibles repercusiones.



### **3. MARCO TEÓRICO**



### 3. MARCO TEÓRICO

#### 3.1. Equilibrio.

La postura erecta es una característica del ser humano que es posible gracias al equilibrio. El mantenimiento de la postura se consigue a través de una adaptación adecuada de los músculos del cuello, tronco y miembros. El hombre busca continuamente este equilibrio y al hacerlo pone de manifiesto la estabilidad(44).

Todo lo que se encuentra en nuestro planeta está permanentemente sometido a la acción de la gravedad y a un entorno ambiental en constante cambio. De aquí surge la necesidad de adaptarse continuamente al medio, siendo fundamental para conseguirlo, conocer nuestra orientación en el espacio y mantener el equilibrio corporal ante las fuerzas de la gravedad.

##### 3.1.1. Equilibrio: Definición, fisiología y elementos participantes:

En muchas ocasiones, equilibrio y control sensoriomotor son usados sinónimamente aunque no es lo mismo. Según la Real Academia Española(45), equilibrio es el *“estado de un cuerpo cuando fuerzas encontradas obran en él se compensan destruyéndose mutuamente”* o *“situación de un cuerpo que, a pesar de tener poca base de sustentación, se mantiene sin caerse”*. De estas dos definiciones podríamos quedarnos con que el equilibrio es el estado o situación en el que un cuerpo se mantiene sin caerse, dentro de su base de sustentación, debido a que las fuerzas que obran en él se anulan o destruyen mutuamente.

El equilibrio desde el punto de vista mecánico es un término muy rígido, por lo que el cuerpo humano nunca está en perfecto equilibrio mecánico por no tratarse de un cuerpo estático, ni un sólido rígido(46).

La estabilidad o control postural(44,46) es un concepto más dinámico que se puede definir como la propiedad de los cuerpos que tienden a volver a su posición de equilibrio cuando se les aparta de ella. Es la habilidad para mantener el CDP, que coincide con la proyección perpendicular del centro de gravedad (en adelante CDG), dentro de los límites de estabilidad(19,46). Estos límites son fronteras de un área en el espacio en el que el cuerpo

puede mantener su posición sin modificar la base de soporte. No son fijos y cambian de acuerdo a las condiciones de la actividad del individuo, situación del aparato locomotor, estados emocionales y aspectos relacionados con el entorno. Si el CDP va más allá de los límites, la caída es inevitable, a menos que se realice una maniobra brusca de corrección(46).

Se podría definir el sentido del equilibrio como la *“facultad de no caer y de conocer nuestra posición en el espacio”*(45). Laudner y Koschnitzky(42) lo definen como el *“proceso por el que los individuos controlan su centro de masa con respecto a su base de sustentación”*. Quizás Baydal-Bertomeu et al(46) realizan la definición más completa. *“El sistema de equilibrio evita las caídas mediante continuos ajustes de la postura y minimiza las influencias desestabilizantes (gravedad u otros vectores de fuerza)”*. En definitiva, es el sistema encargado de mantener la estabilidad y llevar al cuerpo humano lo más cerca posible del equilibrio perfecto, que por otra parte, nunca se consigue.

Günther et al(47) defienden que el cuerpo humano en bipedestación es un *“sistema inestable que sólo es posible gracias al aparato muscular y todas las articulaciones”*. El equilibrio siempre se está buscando, pero nunca se está en él. En el sentido estricto no se puede medir, sino que es como un estado límite ideal al que se tiende, con más o menos habilidad en el hombre bípedo(46). Laudner y Koschnitzky(42) mencionan el control sensoriomotor como el precursor del buen equilibrio a través de la generación de respuesta músculo-esquelética a las perturbaciones externas, que se perciben en los sensores especializados. Destaca la propiocepción como elemento principal del control sensoriomotor, que transmite información sensorial originada en articulaciones, tendones, músculos y tejidos profundos asociados. La deformación mecánica de estas estructuras resultará en una respuesta conocida como control neuromuscular. La velocidad a la que el cuerpo responde a estas señales kinestésicas y de posición articular puede ser mejorada con el entrenamiento del equilibrio o dañada como resultado de una lesión o inactividad(42). Según el término MeSH de PubMed(48), el equilibrio musculoesquelético (musculoskeletal equilibrium-postural balance) es la situación del cuerpo que está uniformemente en postura de equilibrio. Las respuestas biomecánicas del sistema musculoesquelético durante la bipedestación, la sedestación y otros movimientos.

Eso sí, el equilibrio no sólo está bajo el control sensoriomotor, sino que también intervienen en su control los sistemas vestibular y visual(12–14). La aportación de estas tres fuentes de información reduce el balanceo corporal(15,20,49–51).

En bipedestación, el CDG se encuentra aproximadamente por delante de la tercera vértebra lumbar, y las plantas de los pies soportan la totalidad del peso corporal. Estas dos características nos llevan a que la proyección del CDG en el suelo, se sitúe dentro del polígono de sustentación que forman las huellas plantares y la zona que les separa. La interferencia continua que provoca la fuerza de la gravedad, requiere un balanceo sostenido del CDG en el que participan los reflejos vestibulo-espinales y vestibulo-oculares, y la acción motora de los músculos del tronco y miembros que generan correcciones continuas para mantener la proyección del CDG dentro del polígono de sustentación. La información que genera este balanceo proviene de los órganos aferentes de la visión, del sistema vestibular y los sensores propioceptivos. Todo ello permite la orientación corporal en el espacio y hacen posible la bipedestación y la marcha a través del control y la regulación de numerosos grupos musculares responsables de la estática y la dinámica. Todos estos sistemas informan al SNC de los cambios entre el individuo y su entorno y de las modificaciones de la posición relativa de los distintos segmentos corporales, para que estos centros puedan elaborar los movimientos reflejos compensatorios adecuados y continuos(44,46,52,53). Esta actuación conjunta de estructuras del sistema nervioso y musculoesquelético con sus mecanismos, permite la capacidad personal del equilibrio. La alteración de alguno o varios de estos mecanismos se traducirá en la afectación mayor o menor del mantenimiento del control postural(44). El objetivo final del control postural es mantener el equilibrio ortostático para permitir la libre utilización de las extremidades superiores y de la atención. Para ello dispone de diferentes tácticas que están en función del tipo de aferencias, de las condiciones externas y de la edad de los sujetos(17).

### **3.1.1.1. Sistema vestibular**

Este sistema se encuentra en el oído interno y emite impulsos aferentes que informan de la posición y movimiento de la cabeza. La información procede de los receptores ubicados en el laberinto (oído interno). Gran parte de esta información es inconsciente y resulta fundamental en la coordinación de respuestas motoras, movimientos oculares, tono y postura(54).

El laberinto se compone de dos partes, la ósea y la membranosa. La membranosa contiene el epitelio sensorial de la audición y el equilibrio y está separado del óseo por la perilinfa. El laberinto vestibular tiene dos estructuras: los órganos otolíticos (utrículo y sáculo) y los tres conductos semicirculares, posicionados perpendicularmente en los tres planos del espacio (Imagen 1). Las células sensoriales de estas estructuras responden a los movimientos de aceleración de la cabeza. Los conductos semicirculares detectan aceleración angular en cualquiera de las tres direcciones del espacio. Esto le otorga una función más dinámica, permitiendo detectar la rotación de la cabeza en el espacio, siendo importante para el control reflejo de los movimientos oculares. Los órganos otolíticos detectan aceleración lineal y posición de la cabeza. Esto le otorga una función más estática, permitiendo determinar la posición absoluta de la cabeza en el espacio, siendo fundamental para el control de la postura(54).

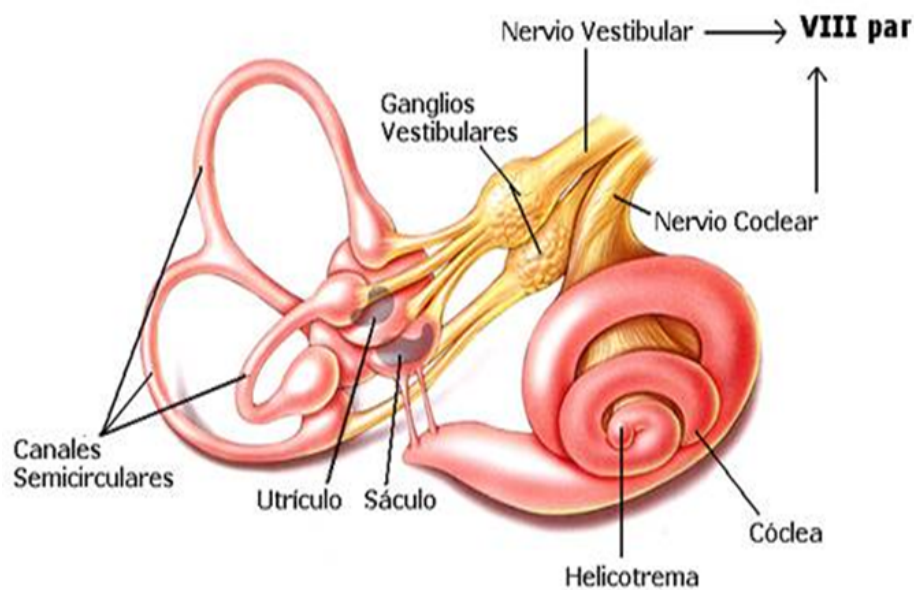


Imagen 1. Sistema Vestibular: Sus elementos(135)

Aunque detectan características distintas del movimiento, todas las estructuras funcionan de manera similar. En el epitelio se encuentran células ciliadas y dentro de las estructuras una sustancia de consistencia gelatinosa. La sustancia gelatinosa al moverse desplaza a los cilios en una dirección u otra, provocando un cambio de potencial(54).



La información recogida por las estructuras anteriormente mencionadas es trasladada a los núcleos vestibulares del tronco del encéfalo y al lóbulo floclonodular del cerebelo, donde convergen con la información visual. Desde los núcleos vestibulares es trasladada hacia los núcleos oculomotores, generando los reflejos vestíbulo-oculares, y la médula espinal, generando los reflejos vestíbulo-cervicales, para permitir mantener el equilibrio y postura corporales, coordinar los movimientos del cuerpo y de la cabeza, y fijar la mirada en un punto, aun cuando la cabeza está en movimiento(43,54).

### **3.1.1.2. Visión**

La información que este sistema aporta para el control postural procede de la retina de ambos ojos, así como de los propioceptores de los músculos oculares. Esta información permite calcular la distancia entre nuestro cuerpo y los componentes de nuestro entorno, además de la posición y el movimiento del cuerpo y sus alrededores.

La visión contribuye a mejorar el control postural asegurado en primer lugar por las aferencias propioceptivas y vestibulares(43). Su papel se torna fundamental cuando existe una disminución de las aferencias de otros orígenes, y en el control del programa motor durante la marcha para adaptarlos a las condiciones externas(55).

### **3.1.1.3. Sistema somatosensorial**

El sistema somatosensorial está compuesto por diferentes tipos de receptores que aportan información sobre presiones y estiramientos en la piel, tendones, músculos, ligamentos y cápsulas articulares. Toda esta información integrada permite conocer la posición del cuerpo y de sus segmentos corporales.

Laudner y Koschnitzky(42), citan a Sherrington y Kawaguchi(56), para definir la propiocepción como un *“componente del control sensoriomotor, que aporta información de las articulaciones (ligamentos y cápsula), músculos, tendones y tejidos profundos asociados, recogida por distintos tipos de mecanorreceptores”*. Según se deforman mecánicamente estas estructuras, y se procesa la información enviada por los propioceptores, se genera una respuesta conocida como control neuromuscular (Imagen 2). De hecho la información

sensorial y las órdenes motoras viajan dentro de la misma vía a todos los niveles del sistema nervioso central, siendo utilizada para la conducción de las órdenes para los movimientos voluntarios normales, y para los informes de errores de movimientos al SNC desde los propioceptores(57).

Existen dos niveles de propiocepción, según Michelson y Hutchins(1,58); una consciente o voluntaria que es la encargada de gestionar el control durante las actividades de la vida diaria y el deporte; y otra inconsciente o refleja que estabiliza las articulaciones durante situaciones desestabilizantes inesperadas.

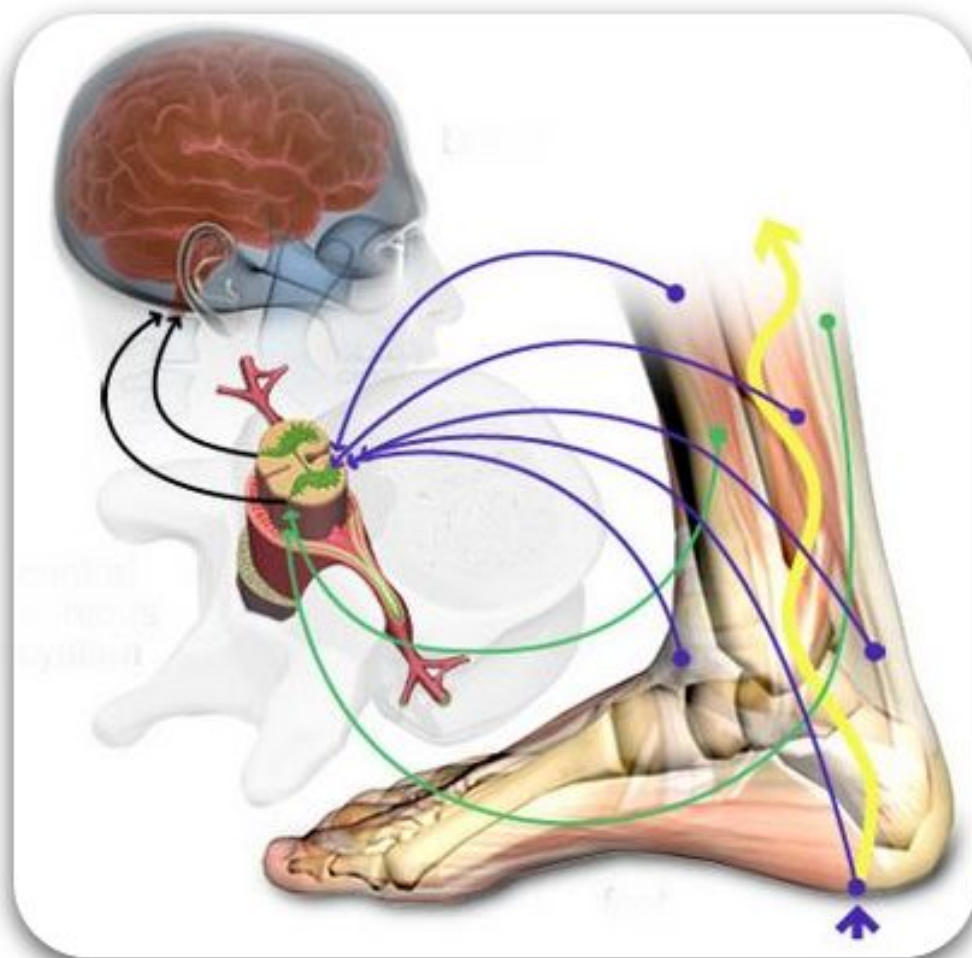


Imagen 2. Sistema sensoriomotor(136).

Los **mecanorreceptores** participantes más reconocidos en tareas propioceptivas son los mecanorreceptores tipo II y tipo III (según la clasificación de Wyke)(58) en los ligamentos y cápsula articular del tobillo, el huso muscular y el órgano tendinoso de Golgi

(en estructuras musculares y tendinosas), los Corpúsculos de Pacini y Rufini, disco de Merkel y el corpúsculo de Meissner (piel). Los mecanorreceptores tipo II son los más numerosos en los ligamentos y cápsula articular del tobillo. Informan de la iniciación del movimiento y se caracterizan por tener un bajo umbral y una adaptación lenta tanto en dinámica como en estática(58). Los mecanorreceptores tipo III son, tras los tipo II, los más frecuentes en los ligamentos. Tienen mayor actividad en los puntos extremos del rango de movimiento, actuando como alerta para el SNC ante peligro inminente para la articulación. Son receptores muy dinámicos con un umbral alto y adaptación lenta(58). El huso muscular proporciona información sobre la longitud del músculo y tienen inervación eferente (motora). Están dispuestos en el músculo en paralelo(54). El órgano tendinoso de Golgi proporciona información sobre la tensión del músculo y sólo tienen inervación aferente. Están dispuestos en serie(54). Los corpúsculos de Meissner y Pacini son los mecanorreceptores de la piel de adaptación rápida, mientras que los discos de Merkel y los corpúsculos de Ruffini son los de adaptación lenta(54).

La propiocepción se puede valorar a través del balanceo postural (movimiento del CDG o CDP), el tiempo de reacción de los peroneos (en una plataforma móvil y con ayuda de electromiógrafo, se valora el tiempo de reacción de los músculos peroneos ante un estímulo desestabilizante) y la sensación de posición articular (sin que el paciente mire, se le coloca la articulación en una posición, que la recuerde, y que la vuelva a reproducir)(26).

Varios autores coinciden en que la propiocepción es uno de los factores principales para dar estabilidad, reduciendo el balanceo postural, y por tanto, que un déficit de ésta provocaría un aumento del balanceo(1,15–18,20). Payne et al.(59) señalan que el déficit propioceptivo se puede usar como predictor de lesiones en el tobillo.

La información recogida por los tres sistemas aferentes del equilibrio sobre los cambios entre el individuo y su entorno, así como variaciones de la posición relativa de los segmentos corporales(44), es integrada en los distintos **centros neurológicos de coordinación** que reciben los datos, creando marcos de referencia egocéntrico y exocéntrico(60), y disponen lo necesario para realizar los ajustes necesarios para el mantenimiento del equilibrio. Los más importantes son el cerebelo, ciertos centros ganglionares del tronco cerebral, los fascículos longitudinales internos, los núcleos vestibulares (localizados en la unión de la protuberancia y el bulbo), los lóbulos

floculonodulares del cerebelo, la úvula del cerebelo (influye mucho en el equilibrio estático) y los núcleos fastigiales. También existen fibras que se dirigen hacia la corteza cerebral que terminan en un centro cortical primario del equilibrio (centro para la percepción consciente del equilibrio), cerca de la zona auditiva(44,54).

Por último, tras la integración de toda la información por las diferentes estructuras del SNC, se generan las respuestas motoras posturales de ajuste y mantenimiento del equilibrio. Slobounov et al.(14) demostraron mediante pruebas de electroencefalografía el importante rol de altas estructuras corticales en la regulación del equilibrio en dinámica. Las respuestas pueden ser voluntarias o reflejas. Los núcleos vestibulares cerebelosos y de la formación reticular excitan reflejamente los músculos adecuados para lograr un buen equilibrio(44). Durante la posición erecta transmiten impulsos continuos a la médula espinal, y de ahí a los músculos extensores para dar rigidez a las extremidades (fascículo retículo-espinal y vestibulo-espinal). En gruesos rasgos, la formación reticular aporta la energía nerviosa para sostener el cuerpo contra la gravedad, y el aparato vestibular controla el grado relativo de contracción de los extensores, asegurando la función del equilibrio.

El sistema del equilibrio utiliza las tres entradas de los sistemas aferentes: vestibular, visual y sensoriomotor. Cuando uno de los sistemas está afectado, los otros dos compensan al afectado(1,49–51,61).

### **3.1.2. Equilibrio: Estático y dinámico.**

La organización central del control del equilibrio se basa en cuatro elementos:

- a. Valor de referencia estabilizado: Lugar de proyección al suelo del CDG en condiciones estáticas(62).
- b. Señales detectoras de error: Información aferente proveniente del sistema vestibular, visual y sensoriomotor respecto a los desequilibrios.
- c. Esquema corporal postural: Informa sobre la orientación del cuerpo respecto a la vertical gravitatoria (receptores vestibulares), sobre la posición de los segmentos

corporales unos respecto a otros (aferencias tipo Ia de los husos musculares) y sobre sus propiedades dinámicas (sobre todo de las condiciones de apoyo)(63,64).

- d. Reacciones posturales: Mantienen la posición de referencia. Se organizan a partir de los mensajes de error a través de dos bucles, uno continuo ante los cambios lentos de posición, y otro discontinuo y fásico que asegura una rápida corrección. Estas reacciones posturales generan sinergias musculares para llevar a cabo una acción o corrección.

El control de la postura en estática y en dinámica es esencial para el desarrollo de la actividad cotidiana. Aun así, desde el punto de vista biomecánico, las dos formas de equilibrio son claramente diferentes(60). **En estática**, el mantenimiento del equilibrio ha sido considerado como un péndulo invertido con un control por mantener la proyección del CDG dentro de la base de sustentación(35,60,65,66). El eje de rotación sería el tobillo. Sin embargo, a partir del desarrollo del análisis cinesiológico, de la electromiografía de superficie y del análisis cinemático se ha evidenciado una organización mucho más sofisticada a partir de la colocación de una serie de módulos superpuestos desde los pies a la cabeza (3 módulos: extremidades inferiores, tronco y cabeza). A partir de aquí, el control postural se organiza de un modo segmentario, en forma de actividades reflejas y frecuentemente inconscientes. Del otro lado, el **equilibrio dinámico** mantiene el CDG sobre la base de sustentación cuando ésta está en movimiento o cuando una perturbación externa es aplicada al cuerpo(20,67). A pesar de la similitud de las definiciones, las medidas estáticas no pueden ser relacionadas con las medidas dinámicas que son más indicadoras de habilidad funcional(35).

Para estabilizar el sistema inestable que es el cuerpo humano en bipedestación, el sistema postural debe tener un circuito de feedback que detecte los ángulos de balanceo y genere los momentos estabilizantes(68) que se apliquen al aparato muscular y actúen sobre las articulaciones(47). La aplicación práctica de este concepto se puede encontrar en las estrategias que utiliza el cuerpo para mantener el equilibrio(46,47). Estas estrategias se utilizan en función de la intensidad del estímulo desestabilizante(44) y provienen de una combinación de ajustes posturales reaccionales (reflejos) y anticipados. La **estrategia de tobillo** o estrategia del péndulo invertido aprovecha la articulación del tobillo para rotar el cuerpo alrededor de ella, generando fuerzas en la dirección antero-posterior. Es la estrategia más comúnmente manejada y se suele hacer para superficies estables(44,46). La **estrategia**

**de cadera** concentra los movimientos alrededor de la cadera y aparece cuando la base de sustentación es pequeña y el CDG se mueve rápidamente hacia los límites de estabilidad, generando esfuerzos en dirección medio-lateral. Se utiliza esta estrategia cuando la superficie es más inestable, incorporándola a la estrategia de tobillo, que es la primera en emplearse(44,46,69). La **estrategia de paso** es un recurso cuando no se ha podido controlar el CDG con las dos estrategias anteriores, y éste va más allá de los límites de estabilidad, teniendo que desplazar un pie para evitar la caída(43,51,70). Las personas con trastornos del equilibrio utilizan mayor estrategia de cadera y de paso que las sanas(43,44).

El sistema modula respuestas reflejas y anticipadas en función de las entradas aferentes. En un entorno normal y altamente previsible, la respuesta motora tiene lugar a niveles espinales bajos con circuitos neuronales controlados y afinados por feedback. Cuando las tareas locomotoras requieren modificaciones de los patrones típicos, las respuestas se elaboran a nivel supraespinal para adaptar los movimientos al contexto ambiental(60). Así permanecer en bipedestación requiere menos procesos cognitivos que caminar, como caminar hacia objetivos grandes requiere menos que hacerlo hacia objetivos pequeños. A mayor situación de inestabilidad o dificultad, mayor participación de procesos cognitivos. Siempre hay una participación supraespinal que será mayor o menor, en función del grado de inestabilidad o dificultad(60).

Los trastornos del equilibrio se pueden medir por dos tipos de procedimientos: tests clínicos y tests de laboratorio con nuevos equipamientos con soporte informático(1,65). Los equipos de laboratorio miden el balanceo corporal y los límites de estabilidad, ya sea en apoyo bipodal o unipodal(1).

### **3.2. Anatomía y biomecánica del tobillo: Articulaciones tibio-peronea-astragalina y subastragalina**

El recuerdo anatómico y biomecánico de la articulación del tobillo, nos permitirá comprender mejor el mecanismo de producción del esguince y sus consecuencias. También nos ayudará a entender su participación en el control del equilibrio, tanto por su trabajo corrector con la estrategia de tobillo, como por su trabajo informador a través de los propioceptores presentes en ligamentos, cápsula, tendones y músculos. Cuando se produce un esguince de tobillo se

involucran dos articulaciones (Tibio-peroneo-astragalina, en adelante TPA, y subastragalina) con cuatro huesos (tibia, peroné, astrágalo y calcáneo).

### 3.2.1. Anatomía del tobillo.

#### 3.2.1.1. Osteología

La **tibia** es el hueso más grande de los participantes en la articulación TPA. Lo hace a través de la extremidad distal del hueso que es prismática cuadrangular. En la *zona inferior* es cuadrangular y levemente cóncava, estando recubierta de cartílago para formar la *superficie articular* con una cresta anteroposterior para la polea del astrágalo. En su *zona medial* se encuentra el maleolo tibial o interno, cuya cara externa es articular, con el astrágalo por lo que está recubierta de cartílago, y su cara interna es subcutánea y rugosa. Su borde posterior tiene forma de canal y sirve para el paso de los tendones del tibial posterior y los tendones del flexor común de los dedos. En la *zona lateral* tiene una zona ligeramente excavada para formar la escotadura peronea, donde se aloja el peroné(71).

El **peroné** es el otro hueso de la pierna que participa en la articulación TPA. Presenta un *vértice* donde se inserta el ligamento peroneo calcáneo; una *cara interna* articular para la cara externa del astrágalo, recubierta de cartílago, y con una fosa para la inserción del ligamento peroneo astragalino posterior; una *cara externa*, convexa, subcutánea; una *cara posterior* con un canal para alojar los tendones de los peroneos laterales. El maleolo externo desciende más que el interno, es más saliente y retrasado(72).

El **astrágalo** se puede dividir en tres zonas, cabeza, cuerpo y cuello. El *cuerpo* presenta en su cara superior la polea astragalina que se articula con la tibia, y sus caras laterales que continúan a la polea, articulándose con los maleolos. Es muy convexa y se encuentra recubierta de cartílago. Es más ancha por delante que por detrás. La cara interna es pequeña y se sitúa por encima de unas rugosidades para la inserción del ligamento lateral interno de la articulación TPA, mientras la externa es triangular y completamente articular. Por su cara plantar, también articular con el calcáneo, presenta dos carillas articulares separadas por un surco profundo. La carilla anterior es plana y se sitúa por debajo de la cabeza, mientras que la posterior es ancha, cóncava y se encuentra debajo del cuerpo. La

parte posterior del astrágalo tiene un canal oblicuo hacia abajo y adentro que sirve de corredera para el tendón del flexor propio del primer dedo. Este surco da lugar a dos tubérculos. El externo de ellos da lugar, a veces, a un hueso independiente que se mantiene unido al resto del hueso por tejido conjuntivo (os trigonum). La *cabeza* tiene una superficie convexa recubierta de cartílago que se articula con el escafoides. El  *cuello* limita la cabeza y es zona de inserción de ligamentos(73).

El **calcáneo** es la pieza ósea sobre la que recae la mayor parte del peso corporal. Se encuentra posicionado por debajo del astrágalo, sobresaliendo por detrás. Es el hueso más grande del pie. Tiene seis caras. La *cara inferior* tiene dos tubérculos en la zona posterior. Uno interno, grueso, y otro externo y pequeño. El interno es zona de inserción del aductor del primer dedo, flexor corto plantar y aponeurosis plantar. El externo es zona de inserción del abductor del quinto dedo. Por delante de los dos tubérculos se inserta el accesorio del flexor largo de los dedos. La *cara superior* está libre en su mitad posterior, articulándose por delante por dos carillas articulares con el astrágalo. Una, la pequeña e interna se encuentra sobre la apófisis menor del calcáneo. Otra, la externa y posterior es mucho más grande y convexa, y se encuentra separada por un surco profundo y oblicuo hacia delante y afuera. La *cara externa* es subcutánea y tiene un tubérculo que separa dos canales oblicuos que sirven para el paso del tendón del peroneo lateral largo, el anterior, y del tendón del peroneo lateral corto, el posterior. La *cara interna* presenta un canal que protege los vasos y nervios plantares, y los tendones de los flexores de los dedos. La *cara posterior* es rugosa por abajo, lugar de inserción del tendón de Aquiles, y lisa por arriba, donde asienta la bolsa serosa subtendinosa. La *cara anterior* es la que articula con el cuboides, y está sostenida por la apófisis mayor del calcáneo. En la zona anterior del calcáneo se encuentra una eminencia, la apófisis menor del calcáneo que es el lugar donde se inserta el ligamento anular interno del tarso y el ligamento lateral interno de la TPA(71).

### 3.2.1.2. Artrología

La **articulación tibiotarsiana o tibio-peroneo-astragalina (TPA)** es una articulación de tipo ginglimo. Está compuesta por las extremidades distales de la tibia y el peroné que conforman la mortaja y la polea astragalina. La tibia se relaciona con las caras superior y medial de la polea astragalina y el peroné con la externa. El astrágalo presenta una superficie convexa de delante a atrás y presenta una depresión anteroposterior. Esta superficie se continúa con las



dos caras laterales del astrágalo. La cápsula articular se inserta en toda su extensión en el borde de las superficies cartilaginosas. Sólo recubre una parte superior del cuello del astrágalo que no tiene cartílago. En los lados interno y externo la cápsula es más tensa, mientras que en las zonas anterior y posterior es laxa(72).

Las estructuras encargadas de unir las piezas óseas son cuatro ligamentos. El *ligamento anterior* es una cinta fibrosa que discurre desde el borde anterior de la superficie articular de la tibia hasta el cuello del astrágalo. El *ligamento posterior* es muy fino y se trata de una fina lámina. El *ligamento lateral interno o deltoideo* tiene un punto de partida común en la escotadura que se encuentra en el vértice del maleolo interno, para posteriormente dividirse en dos fascículos, uno profundo que llega hasta la porción rugosa y no articular de la cara interna del astrágalo y del escafoides, y otro superficial que busca la apófisis menor del calcáneo (*sustentaculum tali*). Por último, el *ligamento lateral externo* está formado por tres fascículos. El anterior, ligamento peroneo-astragalino anterior se extiende desde el borde anterior del maleolo externo hasta la superficie externa del cuello del astrágalo. El posterior, ligamento peroneo-astragalino posterior se inserta en la fosa situada por dentro del maleolo externo y por detrás de la superficie articular, y llega hasta la parte posterior del astrágalo, sobre el tubérculo externo de la apófisis posterior. El medio, ligamento peroneo-calcáneo, es un cordón redondeado que transcurre en oblicuo hacia abajo desde el vértice del maleolo externo hasta el tubérculo de la cara externa del calcáneo, unos dos centímetros por debajo del astrágalo. Una sinovial favorece los movimientos de flexión y extensión(73).

En la unión de la tibia y el peroné para formar la mortaja, se forma otra articulación (sindesmosis). La tibia presenta una superficie triangular cóncava de vértice superior, mientras que el peroné presenta una carilla análoga, lisa por abajo y rugosa por encima. Esta articulación se encuentra sostenida por el ligamento interóseo de la pierna y los ligamentos anterior y posterior(71).

La **articulación calcáneo-astragalina o subastragalina** está compuesta por el astrágalo y el calcáneo, que ofrecen ambos sus dos carillas articulares, distinguiéndose en antero-interna y postero-externa. Como ambas carillas se encuentran separadas en los dos huesos por un surco profundo, cuando éstos se unen, dan lugar a un conducto de dirección oblicua de atrás adelante y de dentro afuera, denominado como seno del tarso. La carilla anterior forma parte de la articulación mediotarsiana(72).

Los cinco ligamentos calcáneo-astragalinos encargados de sostener la articulación son el *interóseo*, muy potente y que ocupa el seno del tarso; el *anterior* nace en la parte más externa e inferior del cuello del astrágalo y se dirige hacia abajo y afuera hasta la parte superior del calcáneo; el *posterior*, delgado y aplanado que se encuentra por fuera y por debajo del canal por el que se desliza el tendón del flexor propio del primer dedo; el externo se encuentra por detrás del ligamento interóseo y une la cara inferior del astrágalo con la superior del calcáneo justo por delante de la faceta articular posterior astrágalo-calcánea; y el *interno* es delgado y se dirige en horizontal desde el tubérculo interno de la apófisis posterior del astrágalo hasta el borde inferior del sustentaculum tali. También existe una sinovial y sus movimientos son muy limitados(73).

### 3.2.1.3. Miología

Los músculos, como hemos visto anteriormente juegan un papel fundamental en la corrección de la postura para el buen mantenimiento del equilibrio. Además desempeñan una labor fundamental como elemento preventivo activo en los esguinces, actuando como un sostén activo. Por supuesto, se encargan de mover el tobillo y el pie a través de sus diferentes articulaciones y de realizar aceleraciones y frenadas durante la marcha. A nivel del tobillo la mayoría de los músculos transitan en forma tendinosa.

Por la **región anterior** del tobillo transcurren los tendones de cuatro músculos que están inervados por el tibial anterior: extensor propio del primer dedo, extensor común de los dedos, tibial anterior y peroneo anterior.

- El *tibial anterior* tiene su origen en la zona que abarca el tercio superior de la cara externa de la tibia, mitad interna del ligamento interóseo y tubérculo del tibial anterior. Su inserción ocupa la cara dorso-medial de la primera cuña y de la base del primer metatarsiano. Se relaciona, a nivel del tobillo, donde transcurre por una vaina fibrosa que procede del ligamento anular anterior del tarso, con la piel por su cara anterior y medial, con la tibia, el astrágalo y la articulación TPA por su cara posterior, y con los tendones del extensor común de los dedos y del extensor propio del primer dedo por su cara lateral. Su función es levantar el borde interno del pie, provocando

flexión dorsal e inversión del pie y actuando como elemento de control de la flexión plantar y la eversión(71).

- El *extensor propio del primer dedo* tiene su origen en la zona que abarca la parte media de la cara interna del peroné y el ligamento interóseo. Se inserta en la extremidad posterior de la segunda falange del primer dedo. A su paso por el tobillo se relaciona por delante con la piel y la vaina fibrosa que proporciona el ligamento anular anterior del tarso; por su cara medial con el tibial anterior; por su cara lateral con el extensor común de los dedos; por su cara posterior con la tibia, la articulación TPA y el astrágalo. Su función es extender el primer dedo y flexionar dorsalmente el tobillo(72).

- El *extensor común de los dedos* tiene su origen en la parte superior de la cara interna del peroné, en el tubérculo anterior de la cabeza del peroné, en la mitad externa del ligamento interóseo y en la tuberosidad externa de la tibia. Se inserta en los cuatro últimos dedos por tres lengüetas fibrosas que se insertan en las falanges. Antes de llegar a la vaina fibrosa del ligamento anular anterior del tarso, se divide en cinco fascículos que pasan por la misma vaina fibrosa. El quinto fascículo se inserta en el dorso de la base del quinto metatarsiano (músculo *peroneo anterior*). A su paso por el tobillo se relaciona por la cara anterior y lateral con la vaina fibrosa del ligamento anular y la piel; por su cara posterior con la tibia, el astrágalo y la articulación TPA; por su cara medial con los tendones del extensor propio del primer dedo y del tibial anterior. Su acción es realizar extensión de los cuatro dedos pequeños y flexión dorsal del pie(73).

La región externa tiene sólo los dos músculos peroneos laterales que están inervados por el musculocutáneo. Tiene un papel fundamental en la prevención del esguince de tobillo al realizar control activo de los movimientos de inversión.

- El *peroneo lateral largo* tiene su origen en el tercio superior de la cara externa del peroné y en la aponeurosis tibial que la cubre. Se inserta en el tubérculo de la extremidad posterior del primer metatarsiano. A su paso por el tobillo se desliza por la cara posterior del maleolo peroneo, junto con el peroneo lateral corto dentro de la misma vaina. Posteriormente, a nivel del calcáneo se encuentra por detrás del

tubérculo del calcáneo sostenido por una vaina fibrosa. Su función es hacer descender el borde interno del pie y elevar el borde externo, movimiento de pronación, y realiza movimiento de flexión plantar del pie(71). Además de realizar plantar flexión del primer radio(74).

- El *peroneo lateral corto* tiene su origen en el tercio medio de la cara externa del peroné. Se inserta en la apófisis estiloides (extremidad posterior) del quinto metatarsiano. A nivel del tobillo pasa, bajo el peroneo lateral largo, pero dentro de la misma vaina, por detrás y por debajo del maleolo peroneo. Se sitúa sobre la cara externa del calcáneo. Realiza tres acciones abductor del pie, elevador del borde externo; y flexionar plantarmente el pie(72).

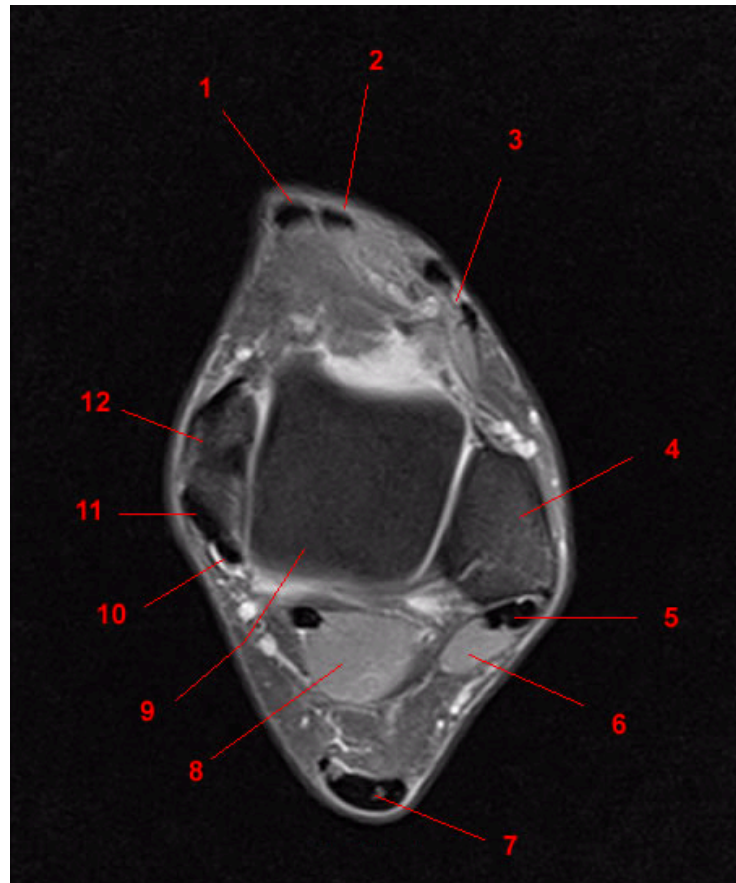
La región posterior presenta cuatro músculos que tienen la misma función, realizar flexión plantar. Todos, a excepción del sóleo, además realizan flexión de la pierna. Los cuatro músculos están inervados por el ciático poplíteo interno y el tibial posterior. El conjunto de estos músculos forman el tríceps sural.

- El *gemelo externo* tiene su origen en la parte postero-superior del cóndilo externo del fémur, terminando en el tendón de Aquiles que se inserta en la tuberosidad posterior del calcáneo (73).
- El *gemelo interno* tiene su origen en la parte postero-superior del cóndilo interno del fémur, terminando en el tendón de Aquiles que se inserta en la tuberosidad posterior del calcáneo. Su vientre muscular llega más abajo que el del externo (71).
- El *plantar delgado* tiene su origen en el cóndilo externo del fémur, a continuación y por dentro del tendón del gemelo externo. Se inserta en el borde interno del tendón de Aquiles con el que comparte inserciones. En ocasiones se inserta directamente en el calcáneo. Cubre al sóleo y se encuentra por debajo de los gemelos (72).
- El *sóleo* tiene su origen en el tubérculo posterior de la cabeza del peroné, en el tercio superior de la cara posterior del peroné, en la línea oblicua de la tibia, y en la cara posterior de la tibia. Se inserta en el tendón de Aquiles (73).

La región interna presenta tres músculos que están inervados por el tibial posterior y el ciático poplíteo interno.

- El *tibial posterior* tiene su origen en el labio externo de la línea oblicua de la tibia, en la cara posterior de la tibia, en la cara interna del peroné, y en la cara posterior del ligamento interóseo. Se inserta en el tubérculo del escafoides. A nivel del tobillo pasa junto con el flexor común de los dedos por el canal del maleolo interno (cara posterior). El tibial posterior viaja más anterior que el flexor común de los dedos, tras el maleolo. Una vez pasan el canal transcurren entre el ligamento deltoideo, por su lado interno, y el ligamento anular interno del tarso. Tiene una función aductora, supinadora y flexora plantar del pie (71).
- El *flexor común de los dedos* tiene su origen en el labio externo de la línea oblicua de la tibia y en la cara posterior de la tibia. Se inserta en los cuatro últimos dedos. Pasa junto al tibial anterior, por detrás de éste, por el canal del maleolo tibial. Su función es flexora de los dedos y flexora plantar del pie (72).
- El *flexor propio del primer dedo* tiene su origen en la cara posterior del peroné por debajo del sóleo. Se inserta en extremidad posterior de la última falange del primer dedo. A nivel del tobillo pasa por un canal por detrás del astrágalo y por debajo del sustentaculum tali del calcáneo. Su función es flexionar el primer dedo del pie (73).

Todos estos músculos se podrían agrupar para entender su función de control en el tobillo en cuatro grupos. Anteriores o flexores, mediales o inversores/supinadores, posteriores o extensores y laterales o eversores/pronadores, al igual que los hemos repasados anteriormente por su localización a su paso por el tobillo. En un corte axial de una resonancia magnética, podríamos ver como se aprecian los tendones y músculos a su paso a nivel del tobillo (Imagen 3).



**Imagen 3. Resonancia Magnética de tobillo (corte axial)(137)**

1. Tendón del tibial anterior. 2. Tendón del extensor largo del 1er dedo. 3. Tendón del extensor largo de los dedos. 4. Peroné (maleolo peroneo). 5. Tendón del peroneo largo. 6. Músculo peroneo corto. 7. Tendón de Aquiles. 8. Músculo flexor largo del 1er dedo. 9. Astrágalo. 10. Tendón del flexor largo de los dedos. 11. Tendón del tibial posterior. 12. Tibia (maleolo tibial)

### **3.2.2. Biomecánica del tobillo: Ejes y planos de movimiento de las articulaciones tibio-peronea-astragalina y subastragalina**

La articulación TPA o articulación superior del tobillo realiza sus movimientos en el plano sagital, sobre un eje transversal de rotación que es definido por la intersección de los planos

frontal y transverso. Esta articulación produce movimientos de flexión plantar y flexión dorsal o extensión(73). Durante estos movimientos la zona distal del pie se aleja y acerca a la tibia respectivamente(75).

La articulación subastragalina o articulación inferior del tobillo realiza sus movimientos sobre un eje oblicuo, que se dirige desde la cara interna del cuello del astrágalo hacia abajo y atrás hasta el tubérculo lateral del calcáneo(73). Este eje forma un ángulo medio de 16° con el plano sagital y de 42° con el transverso(75). Esta articulación produce movimientos de pronación y supinación. Estos movimientos del pie se realizan en los tres planos y supone un desplazamiento simultáneo en abducción, eversión y flexión dorsal, y en aducción, inversión y flexión plantar, respectivamente(75). El movimiento eversión-inversión se realiza en un plano frontal, y en él la planta del pie se inclina en sentido de alejamiento o enfrentamiento con el plano sagital medio del cuerpo. El eje de movimiento es frontal, y se define por la intersección de los planos sagital y transverso(75). Este movimiento será fundamental en el mecanismo lesional del esguince de tobillo.

### **3.3. Esguince de tobillo.**

#### **3.3.1. Concepto y clasificación.**

Esguince, según MeSH(76), es la lesión articular en la que algunas de las fibras de los ligamentos se rompen, pero la continuidad del ligamento permanece intacta. Esta lesión articular que afecta a los ligamentos es producida por movimientos inesperados y que sobrepasan los límites fisiológicos de la referida articulación. El esguince de tobillo es la lesión aguda más vista en actividades atléticas(1,2,7,20,33,77-80), además de una de las más frecuentes en la extremidad inferior en no atletas(1,35). En el mundo se produce un esguince por cada diez mil personas al día(2,33). La mayoría de los esguinces de tobillo son en inversión(35).

El **mecanismo de lesión** para un esguince lateral de tobillo es un movimiento combinado de flexión plantar de la articulación tibio-peronea-astragalina (TPA) y de inversión de la articulación subastragalina(1-3,33,35,80), lesionando las estructuras de la cara externa del tobillo. El ligamento que se lesiona más frecuentemente es el LPAA(1-3), seguido por el LPC. El LPAP se lesiona solo en esguinces severos o cuando el esguince se

produce en posición neutra de la articulación TPA o en flexión dorsal (situación poco común). Estos patrones de reparto de lesión de los distintos ligamentos pueden ser debidos a factores como la estructura de la articulación, mecanismo de lesión y la fuerza de los ligamentos de la articulación TPA. El LPAA es el más débil de los ligamentos laterales(1-3,80).

Los **factores de riesgo** más importantes en la aparición de esguinces de tobillo son la inestabilidad, debilidad muscular, fatiga, nivel de habilidad, movilidad articular limitada, problemas relacionados con el propio calzado, tipo de protección profiláctica, déficit propioceptivo, superficie de apoyo, factores psicológicos, accidente y azar(1,59,80,81). La presencia de uno o varios de estos factores puede dejar desprotegido al tobillo que en la biomecánica tiene su primer enemigo. La fuerza del choque talón, durante la marcha, produce un torque de inversión(81).

Para realizar la clasificación de los esguinces, todos los autores se basan en el grado de daño del ligamento y sus datos clínicos y anatomopatológicos. Las clasificaciones más usadas son la de Hamilton, Wolfe, Kaikkonen y Nyska. Todas son muy parecidas(2,78,82-85). Así los esguinces los dividen en tres grados:

- **Grado I:** Lesión (desgarro) parcial del ligamento sin pérdida funcional o con limitación (impotencia funcional) leve. Presencia dolor de intensidad variable. Poca tumefacción, edema e inflamación leve. No hay inestabilidad articular. Las fibras están distendidas, pero intactas. La lesión es microscópica (Imagen 4).

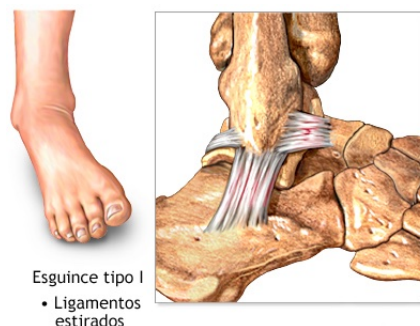


Imagen 4. Esguince grado I(86).

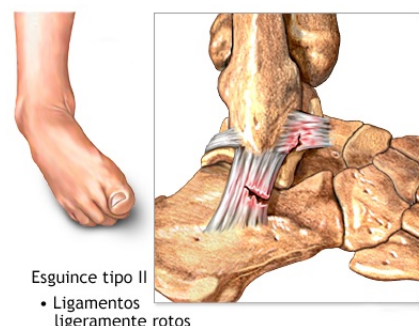


Imagen 5. Esguince grado II(87).



- **Grado II:** Lesión (desgarro) incompleto del ligamento que produce impotencia funcional moderada. Hay dolor moderado y dolor a la palpación y edema sobre las estructuras lesionadas. Tumefacción temprana por el edema, moderado, de partes blandas, y equimosis, leve o moderada, en las primeras 24-48 horas. Presencia de inestabilidad articular evaluable con las maniobras de movilidad pasiva. Algunas fibras del ligamento están parcialmente desgarradas (Imagen 5).
- **Grado III:** Lesión (rotura) completa y pérdida de integridad del ligamento, con impotencia funcional total, con imposibilidad para el apoyo. La tumefacción precoz por el edema, severo, y el hematoma local tras el accidente. La equimosis es también precoz y severa. El dolor es intenso desde el principio, con percepción clara de la gravedad por parte del paciente. En ocasiones a esta fase inicial de dolor agudo e intenso puede seguir otra de analgesia debido a rotura de haces nerviosos aferentes. Los ligamentos están completamente desgarrados y no son funcionales (Imagen 6). Lesión total (rotura).

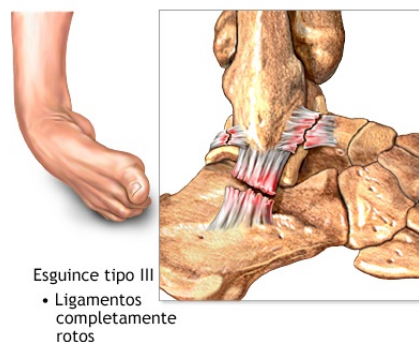


Imagen 6. Esguince grado III(88).

### 3.3.2. Tratamientos.

El tratamiento está muy relacionado con el grado de la lesión. De esta forma, el grado I y II requieren de 48 horas de reposo con el miembro elevado, para posteriormente comenzar a realizar movilizaciones, permitiendo la carga a los 2 y 5 días respectivamente con medidas de protección. En el grado I se pueden utilizar vendajes tipo elástico, funcional o neuromuscular. Cuando desaparece el dolor En el grado II puede utilizarse tobilleras semirrígidas, vendaje funcional o incluso el neuromuscular. El grado III, al suponer la rotura del ligamento, obliga

a elegir un tratamiento mucho más contundente, utilizando inmovilizaciones rígidas (escayola, fibra de vidrio o similar), durante tres semanas, o barajando el tratamiento quirúrgico para la reparación del ligamento. El grado III requiere de un programa de tratamiento fisioterápico de unas dos semanas. Al tratamiento de los tres grados de lesión se le puede añadir tratamiento farmacológico con antiinflamatorios no esteroideos y analgésicos(2,89).

Leanderson et al.(12) hacen referencia en su artículo a un estudio de Friden et al(90) en el que realizaron análisis estabilométrico en pacientes con lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla, comprobando que tras tres meses de hacer tratamiento rehabilitador los pacientes continuaban con un balanceo postural elevado, no alcanzando valores normalizados hasta transcurridos doce meses de la lesión.

### **3.3.3. Inestabilidad funcional de tobillo e inestabilidad crónica de tobillo.**

La inestabilidad de tobillo ha sido estudiada en profundidad por muchos autores(4–11) debido a su repercusión. Esta inestabilidad permite la aparición de nuevos esguinces recurrentes y de cambios degenerativos importantes(33,35). Los cambios degenerativos se producen porque la articulación inestable sobrepasa los límites fisiológicos continuamente con el consiguiente riesgo de dañar las superficies articulares y las estructuras articulares que aún se mantienen sanos(35).

Eils y Rosenbaum(26) han dividido la inestabilidad de tobillo en dos grupos. La inestabilidad crónica de tobillo y la inestabilidad funcional de tobillo. La ICT la definen(26) por la laxitud ligamentosa de la articulación. Esta lesión ligamentosa afecta a las respuestas globales sensoriomotoras haciendo a los pacientes menos estables, más lentos en la compensación tras la perturbación y, por tanto, con un mayor riesgo de lesión(7,35). Por otro lado, la IFT viene definida por la presencia de un esguince agudo seguido de varios esguinces recurrentes posteriores en poco tiempo(26,81).

La IFT tras un esguince de tobillo, es atribuida a la denervación articular por la torsión de las terminaciones nerviosas libres especializadas o mecanorreceptores, provocando déficit en la propiocepción(58). El déficit propioceptivo dificulta el mecanismo de feedback y

control, favoreciendo la aparición de nuevos esguinces y de la instauración de la IFT(27,33,59,81). El 40% de los sujetos que padecen un esguince de tobillo refieren sensación de inestabilidad(16). El 70% vuelve a tener nuevos esguinces. Coughlan y Caulfield(81) mencionan en su trabajo que los sujetos con IFT hacen la fase final del balanceo y el choque de talón en mayor inversión, por lo que el tobillo llega al suelo con excesiva inversión de retropié, con el aumento de riesgo añadido. El tiempo necesario para la corrección neuromuscular propioceptiva de esta entrada en excesiva inversión es casi tan largo como toda la fase de apoyo en la carrera.

Mitchel et al.(33) afirman que el déficit propioceptivo como uno de los factores desencadenantes de la IFT, junto a la debilidad de los peroneos y la inestabilidad de la articulación subastragalina, pero no como la única.

### **3.4. Estabilometría.**

Durante muchos años, las pruebas de registro de movimientos oculares han predominado como pruebas de valoración de las alteraciones del equilibrio. Estas pruebas (electro-nistagmografía y video-nistagmografía) tienen un valor definido pero limitado en el estudio de pacientes con vértigo, inestabilidad o desequilibrio. Con estas pruebas podemos valorar el grado de afectación vestibular, pero si queremos evaluar el estado real de un sujeto, debemos determinar la contribución de cada una de las informaciones sensoriales participantes en el control postural (visual, vestibular y propioceptiva), evaluando su integración y compensación central(44).

El estudio de cómo una persona se mantiene de pie inmóvil a través de registro del control postural y las oscilaciones posturales, data de finales del siglo XIX. Fueron dos las líneas de investigación y desarrollos de equipos que hubo. Unos registraban las oscilaciones posturales por medio de sistemas de medida situados en la cabeza, y otros cuantificaban las oscilaciones mediante la fuerza de reacción realizada por los pies colocados sobre una plataforma dinamométrica. Los primeros terminaron con el desarrollo de la craneocorpografía y posteriormente la videocraneocorpografía computerizada, en 1970. Los segundos acabaron en 1986 con el sistema desarrollado por Nashner y Peters y estudiado clínicamente en colaboración con Black y Nashner(18,40), denominado posturografía dinámica. A partir de aquí comienza el verdadero auge de la posturografía(44).

La posturografía es una técnica que analiza el control postural del sujeto en bipedestación estable y en condiciones de desestabilización. Otros nombres para referirse a esta técnica son estabilografía, posturometría y estabilometría. Se utiliza una plataforma dinamométrica que analiza las oscilaciones posturales mediante el registro de la proyección vertical de la fuerza de gravedad. La posturografía estática realiza las mediciones durante los tests de Romberg mediante el registro del centro de presiones sobre la plataforma. Las pruebas son tests de Romberg en diferentes situaciones que interfieren o anulan los tres sistemas aferentes: con ojos abiertos (ROA), con ojos cerrados (ROC), con ojos abiertos sobre gomaespuma (RGA), con ojos cerrados sobre gomaespuma (RGC), Romberg con cabeza en retroflexión (distorsión de la información otolítica y de los propioceptores del cuello). También existe la posturografía dinámica que utiliza una plataforma dinamométrica instalada sobre un soporte capaz de moverse horizontalmente, inclinarse adelante o atrás y rotar alrededor de un eje colineal con los tobillos para provocar situaciones de inestabilidad en el sujeto(44,91–97).

El test de Romberg es muy utilizado como prueba neurológica de valoración de la propiocepción en la neurología clínica(61). Fue descrita por Romberg a mediados del siglo XIX(61,98–100) para evaluar a pacientes en tercer estadio de enfermedad sifilítica. Posteriormente se descubrió que el test ponía a prueba la integridad funcional de la propiocepción(99,101). La postura de realización de la prueba es de pie con los pies juntos y los brazos pegados a lo largo del cuerpo. Inicialmente se realiza en OOAA y posteriormente en OOCC, valorando si se realizan maniobras correctoras claramente diferentes(98–101). La prueba pone de manifiesto déficits propioceptivos que se hacen evidentes al cerrar los ojos. Lesiones cerebelosas o vestibulares pueden provocar desequilibrios durante la realización de la prueba, pero la prueba no es específica para estas localizaciones(61).

El equipo de medida empleado en estas pruebas es una plataforma dinamométrica que permite medir, registrar y analizar las fuerzas de reacción sobre el suelo. La plataforma tiene cuatro captadores extensiométricos de fuerza sobre los que apoya una placa que define la superficie sobre la que se ejercen las cargas que analizar. Los captadores miden a baja frecuencia, lo que les hace idóneos para el estudio de movimientos humanos. Cuando un individuo se sitúa sobre la plataforma, la fuerza aplicada por el pie sobre ella se reparte entre los cuatro captadores, generando las correspondientes señales electrónicas en función de la

carga recibida en cada uno de ellos. Cada captador tiene ocho galgas extensiométricos, cuatro sensibles a cargas verticales y las otras cuatro a fuerzas horizontales. De los cuatro captadores, dos tienen sus cuatro galgas sensibles a fuerzas horizontales, longitudinales, y los otros dos, transversales. A partir de ahí se realiza el cálculo de los tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torsional sobre la plataforma(44). Estas plataformas se conectan a un sistema informático que muestra las coordenadas del CDP, que representa una buena aproximación de la posición del CDG si el cuerpo se mueve lentamente. A partir de estas coordenadas, y a través de programas informáticos, se puede representar el movimiento del CDP en forma de estatoquinesiógrama o de estabilogramas, así como proporcionar parámetros como el área de la superficie descrita por el movimiento del CDG, la distancia recorrida en su movimiento, la velocidad, la frecuencia y amplitud de la oscilación del estabilograma, entre otros. Además, permite comparar los parámetros obtenidos con los de una base de datos de normalidad, y obtener así una valoración objetiva y ponderada del estado del control postural del sujeto(44).

### **3.5. Antecedentes y estado actual del problema.**

El esguince de tobillo es una lesión que provoca aumento del balanceo postural(1,27,58,97,102–108) por afectación de los mecanorreceptores(58) encargados de la propiocepción y por afectación de una de las articulaciones encargadas de realizar estrategias para mantener un control postural adecuado junto con la cadera(46,47). Estos mecanorreceptores, al ser torsionados durante el mecanismo de producción del esguince(58) y por la presencia del proceso inflamatorio posterior(27) al esguince, generan un déficit de transmisión de la información que normalmente realizan. Esta información, suele permitir al sistema postural conocer la posición de los diferentes segmentos corporales y del cuerpo respecto a su entorno, para posteriormente generar una respuesta motora correctora continua. Cuando sucede un esguince de tobillo la parte inconsciente de la propiocepción o propiocepción refleja se ve más intensamente afectada que la consciente o voluntaria(1). La parte consciente puede mejorar en el primer mes de tratamiento, mientras que la inconsciente es más lenta necesitando entre 3 y 6 meses según el grado de la lesión(1).

Las plataformas dinamométricas permiten evaluar, apoyadas en pruebas tipo Romberg, monopodales y bipodales, las características del balanceo postural. Esto ha

permitido generar bases de datos con patrones de normalidad(46) donde comparar a sujetos con patología del equilibrio relacionada con cualquiera de los tres sistemas aferentes y evaluarlos. Para ello, se realizan diferentes pruebas en las que se anulan o alteran uno o dos de estos sistemas(44,46) para ir registrando información de las distintas combinaciones (con ojos abiertos, con ojos cerrados, sobre gomaespuma, etc.), de manera que permite cuantificar la afectación o buen estado de cada uno.

La capacidad propioceptiva de cada miembro inferior es simétrica, de manera que si estudiamos los dos miembros en apoyo monopodal, deben aportar valores similares(27). De la misma manera, si se produce un esguince de tobillo, el tobillo lesionado presentará una peor propiocepción y por tanto un mayor balanceo corporal(1,61) durante la prueba.

En este sentido Cornwall y Murrell(21) realizaron un estudio sobre una sola pierna y con una plataforma de fuerzas con 20 sujetos con esguince de tobillo unilateral y 30 sin lesión alguna. Las variables utilizadas para valorar el balanceo postural fueron la distancia recorrida por el CDP en milímetros y la frecuencia de la fuerza en Hz. Obtuvieron un aumento de ambas variables de forma significativa en el grupo de lesionados con respecto al sano. Concluyeron que los individuos del grupo de esguince de tobillo eran menos estables, y además lo eran de manera evidente hasta dos años después de la lesión.

Leanderson et al.(12) realizaron un estudio del equilibrio en apoyo monopodal en 38 jugadores de baloncesto, frente a un grupo control de 11 individuos sanos en el año 1993, encontrando mayor balanceo y superficie recorrida por el CDP en sujetos con esguince de tobillo que en los sanos.

Isakov y Mizrahi(22), en 1997, realizaron un estudio en ocho chicas, gimnastas de entre 14 y 18 años, de dominancia derecha y con al menos tres episodios de esguinces de tobillo. Las ocho presentaron signo de cajón anterior positivo. Nunca presentaron fractura y los tobillos lesionados se repartieron por igual entre derechos e izquierdos. Obtuvieron resultados más altos de desplazamiento mediolateral en el tobillo sano, frente a resultados más altos en el tobillo lesionado en el desplazamiento anteroposterior, pero sin ser de manera significativa, por lo que concluyeron que el control postural en las gimnastas con esguinces crónicos de tobillo no se vio afectado, si bien señalaron que esto no iba en contra de las teorías de la deaferenciación parcial propioceptiva de diferentes receptores a nivel de la

articulación del tobillo, sino que ésta sería reemplazada por las entradas aferentes de la musculatura de la pantorrilla.

En estudio del año 1997, Bernier et al.(23), no encontraron diferencias significativas en el balanceo postural entre dos grupos de 18 sujetos cada uno, uno con sujetos con IFT y el segundo sujetos sanos. Las pruebas las realizaron en estática y dinámica en apoyo monopodal en condiciones de OOAA y OOCC.

Lysholm et al.(24) realizaron un estudio en 1998 en 22 pacientes con insuficiencia del ligamento cruzado anterior de la rodilla, frente a un grupo control de 20 sujetos, a los que se les practicaron pruebas bipodales y monopodales sobre plataforma. Realizaban 3 repeticiones de 20 segundos con OOAA, OOCC, sobre plataforma firme y con movimiento. La posición para las pruebas monopodales fue con los brazos a los lados, y la rodilla sin carga flexionada a 90°. Las pruebas bipodales no presentaron diferencias significativas, pero sí las hubo en monopodal con OOAA entre el miembro sano y el lesionado en el grupo de pacientes. No fue así con OOCC. Hubo diferencias significativas entre el miembro lesionado y el grupo control en las pruebas monopodales con OOAA y con OOCC, al igual que en la prueba con OOCC entre el miembro sano del grupo de pacientes y los miembros del grupo control. No sucedió lo mismo al realizar la prueba con OOAA.

En un estudio de Leanderson et al.(25) del año 1999, en 73 pacientes con ET grado II y III, hallaron diferencias significativas en las medidas de los 3-5 días, 2 y 4 semanas entre el tobillo lesionado y el sano, para llegar a estar prácticamente igualadas en la última medida a los 10 semanas. Las diferencias entre el balanceo corporal del apoyo con el sano y lesionado, fue mayor en la primera medida sobre las otras 3. Dividieron aleatoriamente a los pacientes en dos grupos de tratamiento, uno con vendaje algodónado (34 sujetos) y otro con tobillera (39 sujetos). Realizaron medidas por estabilometría con Romberg monopodal OOAA. Practicaron dos mediciones de 30 segundos en cada sesión y adoptaron la de menor balanceo. Los pacientes realizaron la prueba dentro de las primeras 24 horas (solo para ver a quien incluían en el estudio), a los 3-5 días, a las 2, 4 y 10 semanas. Hallaron diferencias significativas entre el miembro sano y el lesionado en las tres primeras medidas (disminuyendo las diferencias con el paso del tiempo). A las 10 semanas las medidas eran prácticamente iguales (sin diferencias significativas). Argumentan las diferencias e incrementos del balanceo corporal por el déficit propioceptivo; por la lesión por tracción del

nervio peroneal, mencionando a Kleinrensink et al.(109), que hallaron en su estudio una conducción nerviosa más baja por el trauma en inversión; por una atrofia muscular (Gollhofer et al.(110)); o por inhibición de la respuesta motora.

En el año 2001, Eils y Rosenbaum(26), realizaron un estudio sobre 30 sujetos divididos en dos grupos. El grupo experimental de 20 sujetos con ICT y mediciones al principio y tras 6 semanas realizando un programa de rehabilitación; y el grupo control con 10 sujetos sanos con medición al principio del estudio y pasadas las 6 semanas, pero sin realizar ningún programa rehabilitador. Las mediciones se realizaron sobre una plataforma de fuerzas en Romberg monopodal con OOAA con un total de 6 mediciones de 15 segundos cada una. De las 6 mediciones se obtuvo la media del recorrido del CDG y los desplazamientos ML y AP realizados por el mismo. Hallaron que los desplazamientos ML fueron más pequeños que los AP en ambos grupos. El desplazamiento ML notó una mejora significativa en la desviación estándar y en el desplazamiento máximo en el grupo experimental, y no el grupo control, tras las 6 semanas. No hallaron diferencias significativas en dirección AP.

Hertel et al.(29), realizaron en el año 2001 un estudio en el que medían el apoyo sobre miembro sano y lesionado en 17 sujetos que habían sufrido ET, sobre una plataforma de fuerzas. De éstos, 13 fueron esguinces medios y 4 moderados. Las pruebas fueron en apoyo monopodal con OOAA durante 5 segundos con 3 repeticiones por miembro, con los brazos cruzados delante del pecho y la pierna sin carga flexionada 45° en rodilla y 30° en cadera. A todos los individuos se le realizaron 3 sesiones de medición (1 día, 2 semanas y 4 semanas) y fueron sometidos a un programa de rehabilitación. Hallaron diferencias significativas entre los miembros sano y lesionado en las mediciones del día 1 y de la 2ª semana. Midieron desplazamientos y velocidad en los planos frontal y sagital. En la medición de la 4ª semana solo hubo diferencias en el plano sagital.

En el año 2002, Aydin et al.(28), realizaron un estudio de control postural monopodal sin plataforma de presiones. Emplearon una superficie suave y dos grupos sanos sin lesiones previas. Por un lado 20 gimnastas de entre 10 y 17 años, y por otro 20 voluntarios del mismo rango de edad. La prueba consistía en la colocación durante un minuto en posición de apoyo monopodal con OOAA y posteriormente otro minuto con OOC. Contabilizaron los



contactos con el pie sin carga en el suelo durante ese minuto en ambos grupos. No encontraron diferencias significativas, pero sí menos contactos en el grupo de gimnastas.

Evans et al.(27) llevaron a cabo un estudio en apoyo monopodal sobre plataforma de fuerzas en el año 2004, en deportistas universitarios de la NCAA (National Collegiate Athletic Association), en el que realizaron una medición basal en pretemporada a 460 deportistas y posteriormente mediciones, en 23 lesionados, al día de la lesión, a la primera, segunda, tercera y cuarta semanas, tanto en el pie lesionado como en el sano con la idea de valorar una posible afectación de control del equilibrio en ambos miembros. Encontraron diferencias significativas en ambos miembros, sano y lesionado, en la medición del primer día con respecto a la medición basal. También encontraron diferencias significativas entre el miembro sano y el lesionado en las mediciones de los días 1, 7 y 21. En las mediciones de los días 14 y 28 hubo diferencias, pero sin significación. Ante el hecho de una disminución de control postural en el miembro sano en el 1er día, ponen en duda la hipótesis inicial de Freeman et al.(103) de que este déficit se debía a la lesión de los mecanorreceptores. Lo relacionaron con deterioro del control neuromuscular central que solo pudieron hallar en el primer día postlesional. Posteriormente al primer día, no hubo diferencias significativas en los valores de las pruebas del pie sano.

Riemann et al.(31) realizaron un interesante estudio en el año 2004, sobre estancia estática y dinámica a un pie en un grupo de 14 sujetos sanos (9 hombres y 5 mujeres) en una plataforma de fuerzas. Añaden un elemento diferente a otros estudios, al anestésiar los LPAA y LPC para así inhibir la información aferente que los mecanorreceptores de éstos transmiten. Se basaron en el parámetro de cantidad de distancia recorrida por el CDP. La diferencia entre los valores con anestesia y sin ella no fue significativa, por lo que concluyeron, que a pesar de la perspectiva tradicional ortopédica, la contribución de los mecanorreceptores de los ligamentos laterales externos del tobillo no era ni única, ni irremplazable. Debido a esto consideran que el estudio falló en la demostración de esta idea clásica. Contrastan con un estudio posterior de McKeon et al.(111) que sí hallaron diferencias significativas entre los tobillos anestesiados y los del grupo control.

Verhagen et al(32) realizaron un estudio en 30 estudiantes universitarios sanos, 22 no entrenados y 8 jugadores de voleibol. El grupo de no entrenados lo dividieron en dos de 11 y

a uno le aplicaron un programa de entrenamiento de equilibrio durante cinco semanas y media y al otro no. Manejaron como variables el desplazamiento AP y ML. Realizaron pruebas de apoyo monopodal en los 3 grupos con los ojos abiertos (apoyo monopodal de 15 segundos) y cerrados (apoyo monopodal de 20 segundos), completando 5 repeticiones de cada una. Tuvieron en cuenta la pierna dominante. Finalmente concluyeron que el entrenamiento no redujo la excursión del CDP en la población general.

En un estudio de 2006, Docherty et al.(34) realizaron un estudio sin plataforma con todas las pruebas en ojos cerrados. Realizaron pruebas monopodales, bipodales y en tándem, sobre suelo firme y sobre un gomaespuma. Las pruebas tenían una duración de 20 segundos y se contabilizaron los errores por pérdida de equilibrio. Se les explicó a los pacientes que tenían que recuperar la postura inicial de la prueba lo más rápido posible. El estudio contó con dos grupos de 30 individuos, uno con individuos sanos, y otro con individuos con IFT, todos deportistas de primera división universitaria. Resultaron diferencias significativas, más errores, el grupo con IFT en las pruebas monopodales y en la de tándem con gomaespuma. La prueba en la que más errores se cometieron, tanto en el grupo sano, como en el de IFT, fue en monopodal con y sin gomaespuma.

Akbari et al.(1) realizaron un estudio en el año 2006, sobre 30 deportistas de diferentes disciplinas, masculinos, diestros y con ET grado I y II. Emplearon el sistema Biodex® en monopodal y bipodal, con OOAA y OOC, realizando la media de 3 mediciones. Hallaron diferencias significativas entre el miembro lesionado y el sano en la prueba monopodal con OOAA. Concluyeron que tras un ET se veía más afectada la propiocepción reflexiva que la consciente. Recuperándose la primera durante el primer mes, y la segunda entre los 3 – 6 meses.

Brown y Mynark mencionan en su artículo(35), la presencia de otros estudios realizados por Tropp et al.(112) y Nakagawa y Hoffman(113) que coincidían con ellos en que el paciente con esguince, tiene un mayor déficit del equilibrio, frente a los de Ross et al.(114), y de Isakov y Mizrahi(22), que no obtuvieron diferencias significativas.

Ross et al(30) presentaron un estudio en individuos con IFT. La muestra constaba de 30 individuos, divididos en dos grupos (uno con programa convencional de entrenamiento y

el otro con un sistema de estimulación) que realizaban el estudio con apoyo sobre un solo pie con OOAA (3 pruebas de 20 seg. cada una). Manejaron cinco variables relacionadas con el CDP: Área recorrida, velocidad anteroposterior (en adelante AP), velocidad mediolateral (en adelante ML), recorrido máximo en ML y desviación Standard ML. Concluyeron que el tratamiento de estimulación que aplicaban mejoraba significativamente al grupo del programa convencional.

En el año 2008, Mitchell et al.(33) publicaron un artículo en el que estudiaban el comportamiento de tobillos con IFT frente a tobillos sanos en dos grupos de 19 individuos sobre plataforma de fuerzas. Los criterios para considerar un tobillo con IFT fueron haber tenido al menos dos esguinces de tobillo en los dos últimos años, pero no en los últimos seis meses, previos a la realización de la prueba, y tener al menos tres síntomas residuales de IFT (sensación de fallo del tobillo, dolor, reducido rango de movimiento articular, inestabilidad y debilidad). En el estudio compararon tobillos estables e inestables, dominantes y no dominantes en pruebas monopodales, descalzos, con OOAA y OOCC. Sus medidas se basaron en los parámetros de desplazamientos mediolateral y anteroposterior. Sus conclusiones mostraron que el balanceo postural era deficitario en los sujetos con IFT en las pruebas de OOCC. Un mayor balanceo mediolateral sin visión. No hubo diferencias significativas en las pruebas de OOAA, aunque los lesionados presentaron desplazamiento mayor en anteroposterior con visión.

Lee y Lin(19) llevaron a cabo un estudio en 12 voluntarios con IFT (8 hombres y 4 mujeres) a los que aplicaron un programa de 12 semanas de entrenamiento (Sistema de Entrenamiento biomecánico del tobillo sobre plataforma: BAPS). La variable que manejaron fue el recorrido del CDP durante la realización de la prueba en apoyo monopodal con ojos abiertos y cerrados. No aportan valores. Solo histogramas comparativos entre los 3 grupos. Concluyeron que el programa mejoró el equilibrio y redujo el balanceo postural.

En el año 2014, Doherty et al.(20), realizaron un estudio en el que participaron 80 jóvenes adultos que sufrieron esguince de tobillo, a los que se les realizaron pruebas sobre plataforma de fuerzas en apoyo monopodal descalzos sobre el miembro lesionado y el sano, dentro de las dos primeras semanas tras el ET. A este grupo se le añadió un grupo sano de 16 individuos universitarios al que se le realizó la prueba en el miembro no dominante. Las manos fueron posicionadas sobre las caderas y el pie que realizaba la prueba, en el centro de

la plataforma. La prueba duró 20 segundos y fue realizada con OOC. Si el paciente perdía el equilibrio, estaba autorizado a poner el pie sin carga en el suelo, pero teniendo que recuperar la posición lo más rápido posible para continuar con la prueba hasta completar los 20 segundos. Realizaron tres repeticiones de 20 segundos con descansos de 30 segundos entre cada prueba. De los 80 individuos iniciales, quedaron 28 que pudieron cargar el miembro lesionado, aunque no completaron las pruebas sin realizar apoyo del miembro en el aire. Sí terminaron las pruebas con el miembro sano. Este estudio es novedoso en cuanto a que utiliza un algoritmo para compensar los fallos del miembro lesionado a través del cálculo de la dimensión fractal. Concluyeron que podían calcular un valor para el miembro lesionado, aún sin realizar la prueba correctamente, y que en un paciente con ET había afección del sistema central de control postural, al presentar un valor menor el miembro sano de los lesionado que el miembros del grupo control.

El presente estudio fue realizado en el ámbito laboral, con pacientes que sufrieron un esguince de tobillo grado I y II, por accidente de trabajo. A 30 individuos se les valoró el pie lesionado y el pie sano, que sirvió de grupo de comparación, a los catorce días de la producción del esguince. El objetivo fue determinar si había diferencias significativas entre ambos grupos pasado ese tiempo y saber si el paciente que a las dos semanas se encontraba incorporado a su trabajo habitual, presentaba aún déficit propioceptivo en el pie lesionado, que pudiera ocasionarle nuevos esguinces o situaciones de inestabilidad que pudieran provocar nuevos accidentes de trabajo. Para ello se realizaron mediciones a los individuos sobre plataforma de fuerzas de IBV con el software NedRodilla/IBV®. Una medición en Romberg bipodal OOC para descartar problemas vestibulares, y posteriormente cuatro pruebas de Romberg monopodal (en contacto directo sobre la plataforma y sobre gomaespuma, con OOA y OOC) para ambos pies con tres repeticiones de cada prueba. No hemos encontrado estudios en la bibliografía consultada, sobre las modificaciones de la propiocepción tras esguince de tobillo como consecuencia de un accidente de trabajo, y tampoco ninguno que se planteara las consecuencias de reincorporarse al trabajo con un déficit propioceptivo que pudiera facilitar nuevas recaídas, lesiones de mayor entidad en el tobillo o en otras localizaciones por la posible caída durante la jornada laboral por el fallo del tobillo afecto.

## **4. OBJETIVOS.**



## **4. OBJETIVOS**

La propiocepción se ve alterada tras la producción de un esguince de tobillo. Su consecuencia más inmediata es la alteración del control postural, lo que se ve reflejado en un aumento del balanceo postural.

### **4.1. OBJETIVO PRINCIPAL.**

- a. Determinar si la propiocepción sigue estando alterada después de catorce días del esguince de tobillo, en el ámbito del accidente de trabajo.

### **4.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS.**

- a. Comparar los valores del área de barrido del centro de presiones en las distintas pruebas (ROA, ROC, RGA y RGC) y en los tobillos lesionados y sanos.
- b. Comparar los valores de la frecuencia de oscilación del centro de presiones, tanto en dirección anteroposterior como mediolateral, en las distintas pruebas (ROA, ROC, RGA y RGC) y en los tobillos lesionados y sanos.
- c. Comparar los valores del desplazamiento del centro de presiones, tanto en dirección anteroposterior como mediolateral, en las distintas pruebas (ROA, ROC, RGA y RGC) y en los tobillos lesionados y sanos.





## **5. HIPÓTESIS**



**Hipótesis de investigación:**

El déficit propioceptivo que genera el esguince de tobillo de grado I o II, en trabajadores, produce un mayor balanceo postural, en el apoyo monopodal que se mantiene transcurridas las dos primeras semanas, siendo más evidente en la prueba sobre gomaespuma con los ojos cerrados.

**Hipótesis nula:**

El déficit propioceptivo que genera el esguince de tobillo de grado I o II, en trabajadores, no produce un mayor balanceo postural, en el apoyo monopodal que se mantiene transcurridas las dos primeras semanas, siendo más evidente en la prueba sobre gomaespuma con los ojos cerrados.



## **6. MATERIAL Y MÉTODO.**



## 6. MATERIAL Y MÉTODO

### 6.1. Tipo de diseño

Se pretendió estudiar las diferencias de comportamiento del CDP y del tobillo en los pies sanos y en los pies que han sufrido esguince de tobillo a los catorce días de producción del mismo. El diseño de este estudio, por tanto, fue descriptivo, observacional y transversal(115).

### 6.2. Variables de estudio

Las variables que se estudiaron en este trabajo fueron las siguientes:

- a. Variables para describir a la muestra.
  - Edad en años.
  - Sexo.
  - Lateralidad dominante del paciente.
  - Lateralidad de la lesión.
  - Grado del esguince en el tobillo lesionado.
  - Grupo Sano. Grupo Esguince de Tobillo.
- b. Variables a analizar.
  - Área barrida en Romberg Ojos Abiertos (ROA) en mm<sup>2</sup>.
  - Área barrida en Romberg Goma espuma ojos Abiertos (RGA) en mm<sup>2</sup>.
  - Área barrida en Romberg Ojos Cerrados (ROC) en mm<sup>2</sup>.
  - Área barrida en Romberg Goma espuma ojos Cerrados (RGC) en mm<sup>2</sup>.
  - % Área barrida en ROA.
  - % Área barrida en RGA.
  - % Área barrida en ROC.
  - % Área barrida en RGC.
  - Desplazamiento Medio-Lateral (ML) en ROA en mm.
  - Desplazamiento ML en RGA en mm.
  - Desplazamiento ML en ROC en mm.
  - Desplazamiento ML en RGC en mm.
  - % Desplazamiento ML en ROA.
  - % Desplazamiento ML en RGA.
  - % Desplazamiento ML en ROC.
  - % Desplazamiento ML en RGC.
  - Desplazamiento Antero-Posterior (AP) en ROA en mm.
  - Desplazamiento AP en RGA en mm.

- Desplazamiento AP en ROC en mm.
- Desplazamiento AP en RGC en mm.
- % Desplazamiento AP en ROA.
- % Desplazamiento AP en RGA.
- % Desplazamiento AP en ROC.
- % Desplazamiento AP en RGC.
- Frecuencia de Oscilación ML en ROA en Hz.
- Frecuencia de Oscilación ML en RGA en Hz.
- Frecuencia de Oscilación ML en ROC en Hz.
- Frecuencia de Oscilación ML en RGC en Hz.
- % Frecuencia de Oscilación ML en ROA.
- % Frecuencia de Oscilación ML en RGA.
- % Frecuencia de Oscilación ML en ROC.
- % Frecuencia de Oscilación ML en RGC.
- Frecuencia de Oscilación AP en ROA en Hz.
- Frecuencia de Oscilación AP en RGA en Hz.
- Frecuencia de Oscilación AP en ROC en Hz.
- Frecuencia de Oscilación AP en RGC en Hz.
- % Frecuencia de Oscilación AP en ROA.
- % Frecuencia de Oscilación AP en RGA.
- % Frecuencia de Oscilación AP en ROC.
- % Frecuencia de Oscilación AP en RGC.
- % Tiempo de prueba ROA.
- % Tiempo de prueba RGA.
- % Tiempo de prueba ROC.
- % Tiempo de prueba RGC.
- Percentil 75 velocidad en ROA en mm/s.
- Percentil 75 velocidad en RGA en mm/s.
- Percentil 75 velocidad en ROC en mm/s.
- Percentil 75 velocidad en RGA en mm/s.
- % Percentil 75 velocidad en ROA.
- % Percentil 75 velocidad en RGA.
- % Percentil 75 velocidad en ROC.
- % Percentil 75 velocidad en RGA.
- Valoración ROA.
- Valoración RGA.
- Valoración Final OOAA.
- Valoración ROC.
- Valoración RGC.
- Valoración Final OOC.



Las variables se explicarán más adelante, en el apartado 6.11. Medidas realizadas (pg. 81).

Todas son variables cuantitativas, excepto la lateralidad dominante, el sexo, grado del esguince del tobillo lesionado y la lateralidad de la lesión, que son cualitativas nominales. La lateralidad dominante y la lateralidad de la lesión se clasifica en izquierdo o derecho; el grado del esguince del tobillo lesionado en primero o segundo; y el sexo en hombre o mujer. Todas las variables cuantitativas son de intervalo, a excepción de la edad y las valoraciones que son cuantitativas de razón(116).

### **6.3. Características generales de la población diana**

La población diana de este trabajo ha estado constituida por todos los individuos en edad laboral, que en España se sitúa entre los 18 y los 67 años, que trabajasen y estuviesen de alta en Seguridad Social, y hayan sufrido un esguince de tobillo grado I y II.

### **6.4. Características generales de la muestra**

La muestra global de este trabajo ha estado constituida por 60 tobillos (30 izquierdos y 30 derechos) pertenecientes a 30 individuos, de los cuales 13 han sido mujeres y 17 hombres, con una edad media de  $34,43 \pm 7,286$  años. De los 60 tobillos, 30 han formado el grupo control y 30 el grupo “esguince de tobillo”.

Creemos necesario señalar que se hace referencia siempre a tobillos o casos, en lugar de a pacientes o sujetos. Se ha considerado aceptable este planteamiento por tres razones. Primeramente, porque las manifestaciones clínicas de las dos articulaciones TPA (derecha e izquierda) pueden ser distintas en un mismo paciente, y en la práctica clínica es muy frecuente la necesidad de realizar una valoración independiente para cada tobillo. Es muy normal que en el mismo sujeto, un tobillo presente esguince y el otro no. Evans et al.(27) hallaron en su estudio de 2004 que no hubo modificaciones en el pie sano a las primera, segunda, tercera y cuarta semanas, con respecto a las mediciones de pretemporada. La segunda razón por la que el estudio se enfoca de esta forma es que, el tobillo y su comportamiento son los únicos elementos diferenciadores entre los valores obtenidos en el pie sano y los obtenidos en el pie lesionado. Por último, como explican Menz y Munteanu(117), los principales problemas conceptuales y estadísticos que generan este tipo

de planteamientos ocurren cuando las inferencias se hacen con respecto a las personas, habiendo utilizado los tobillos como unidad de análisis. Puesto que el objetivo de este estudio es analizar y relacionar los comportamientos de los tobillos y sus CDP, utilizamos como unidad de la muestra los tobillos, y no los sujetos. Por tanto, estimamos oportuno resaltar que las inferencias que se deriven de este estudio las realizamos en relación a esta unidad de análisis.

### 6.5. Cálculo del tamaño de la muestra

Para el cálculo del tamaño muestral en este estudio se ha tomado como variable de referencia la valoración global de las pruebas con ojos abiertos (“Valoración OOAA”) por dos razones: por un lado era una variable que resultaba de la media de los valores de todas las variables relativas; y por otro era una variable obtenida a partir de la realización de pruebas Romberg con OOAA que todos los individuos conseguían completar gracias a su menor exigencia. Para ello se desea que al menos en las pruebas de ojos abiertos los individuos sanos obtengan un 95% de puntuación y los individuos lesionados un 65%. Con esto, se está determinando implícitamente que la diferencia de proporciones mínimas que se desea detectar vale la diferencia entre ambas.

$$P_{\text{Sanos}}=0.95$$

$$P_{\text{Lesionados}}=0.65$$

$$D=P_{\text{Sanos}}-P_{\text{Lesionados}}=0.3$$

Se calcula la proporción media,  $P_M$

$$P_M = \frac{P_{\text{Sanos}} + P_{\text{Lesionados}}}{2} = \frac{0.95 + 0.65}{2} = 0.80$$

Se fija el riesgo  $\alpha$  en un 5% bilateral, por lo que  $Z_{\alpha/2}$  es igual a 1.96.

$$\alpha/2=0.025$$

$$Z_{\alpha/2}=1.96$$

Se determina el riesgo  $\beta$  en el 20%. Por tanto, la potencia será del 80% (1- $\beta$ ).

$$\beta=0.2$$

$$Z_{\beta}=0.84$$

La ecuación a aplicar para el cálculo del tamaño muestral para cada grupo es:

$$n = \frac{2 \cdot p_M \cdot q_M \cdot \left(\frac{z_\alpha}{2} + z_\beta\right)^2}{(p_{Sanos} - p_{Lesionados})^2} = \frac{2 \cdot 0.80 \cdot 0.2 \cdot (1.96 + 0.84)^2}{(0.95 - 0.65)^2} = 27.88$$

Se concluye que se requerirán al menos 28 individuos para cada grupo. Se han incluido 30 para cada grupo individuos para subsanar la posible aparición de alguna pérdida.

### 6.6. Selección de los individuos de la muestra.

Los individuos que han participado en el estudio fueron trabajadores de empresas afiliadas a la mutua ASEPEYO, que debido a un accidente de trabajo han acudido al Servicio de Urgencias de esta mutua en Sevilla entre febrero de 2012 y junio de 2014. Para ello, debieron cumplir los criterios de inclusión y aceptar ser incluidos en el estudio voluntariamente. El muestreo fue, por tanto, de conveniencia o consecutivo (muestreo no probabilístico)(118). El hecho de tener que cumplir con unos criterios determinados junto a la crisis económica a nivel mundial en estos años, ha provocado que el estudio se alargue más de lo esperado. Al aumentar el paro, había menor número de trabajadores con posibilidad de sufrir un esguince. Pero el miedo a ser despedido también ha hecho que los trabajadores no fuesen si no se encontraban claramente limitados y doloridos. Este hecho también dificultaba la realización de la prueba por no querer ausentarse del trabajo para acudir al laboratorio.

Tras proponer a un individuo su participación en el estudio, se le entregaba un documento informativo en el que se explicaba la naturaleza de la investigación, sus objetivos y sus posibles riesgos. Si después de leerlo y aclarar las posibles dudas, éste aceptaba participar, se le pedía que entregara su consentimiento firmado por escrito (Anexo 1).

### 6.7. Criterios de inclusión del estudio

Los criterios que tenían que reunir los sujetos para participar en el estudio, fueron:

- El primer criterio de inclusión venía dado por las características de la muestra: trabajador activo en edad laboral en España (18 años a 65 años).
- Haber sufrido un esguince de tobillo grado I o II en un solo tobillo, según la clasificación que utilizan Nyska, Hamilton o Kaikkonen(2,78,80,82–84), y no haber sufrido un esguince en el tobillo contralateral, ni en ninguna de las rodillas, al menos en los últimos doce meses. De este esguince venía diagnosticado el individuo por el médico del servicio de urgencias del centro que le atendió inicialmente.

### 6.8. Criterios de exclusión del estudio

Los criterios que podían excluir a los candidatos que reunían los criterios de inclusión, fueron:

- Padecer trastornos del equilibrio relacionados con el sistema vestibular. Este tipo de problema podría enmascarar las pruebas en la plataforma al favorecer un mal mantenimiento del equilibrio(44,51,105). Con este objetivo, al comienzo de las pruebas sobre la plataforma, se realizó una prueba Romberg bipodal sobre gomaespuma con ojos cerrados, que sirvió para analizar predominantemente el sistema vestibular y su buen funcionamiento.
- Haber padecido cirugías osteoarticulares del tobillo o de la articulación subastragalina. Este hecho puede modificar la anatomía de la articulación, y por tanto la normal biomecánica de la misma. Además, podrían quedar trastornos en las vías sensoriomotoras por lesión de los mecanorreceptores, husos musculares, etc., como consecuencia de la cirugía(33,58).
- Haber sufrido traumatismos importantes en el tobillo o en la articulación subastragalina que pudieran haber modificado la anatomía normal de la articulación o alterado las vías sensoriomotoras(58).
- Padecer enfermedades osteoarticulares degenerativas ni desequilibrios neuromusculares. El hecho de padecer enfermedades osteoarticulares degenerativas podría limitar el

normal rango articular y las posibles correcciones que se intentasen realizar para compensar el desequilibrio. Los desequilibrios neuromusculares influirían negativamente en la ejecución de la respuesta correctora.

- Estar tomando tratamiento como sedantes del aparato vestibular, antidepresivos, ansiolíticos o similares que retarden o perturben la velocidad de respuesta del sistema sensoriomotor.

### 6.9. Características de la plataforma de fuerzas y del módulo NedRodilla® (IBV)

El sistema de valoración NedRodilla/IBV® es un producto desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia (en adelante IBV)(119). Este sistema está pensado para realizar valoraciones funcionales de la rodilla, pero tiene un módulo que permite realizar una valoración de la propiocepción en apoyo monopodal. Este módulo es el que se ha utilizado para realizar las mediciones del presente estudio y utiliza los siguientes elementos:

- Plataforma de fuerza Dinascan/IBV: Tiene unas dimensiones de 600x370 mm de área activa y 100 mm de altura. Pesa 25 kg y viene calibrada en origen sin necesidad de ajustes entre mediciones. La plataforma queda encastrada en una tarima junto con una estructura mecánica para el alojamiento de la plataforma que tiene unas medidas aproximadas de 3,5 x 1,5 m. Todo viene desde el IBV y sus técnicos se encargan de realizar el montaje y calibrado adecuado. La plataforma tiene un rango de medida en Fuerzas Verticales de 4500N y en Fuerzas Horizontales de  $\pm 750$ N. La incertidumbre de Fuerzas Verticales y Horizontales es de 2%/  $\pm 6,75$ N y 2%/ $\pm 1,125$ N respectivamente.



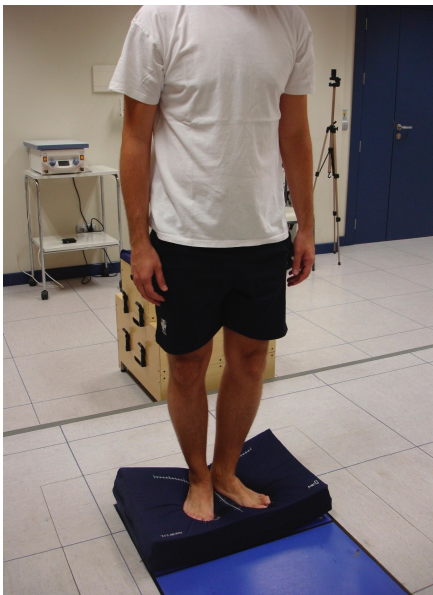
Imagen 7. Gomaespuma bipodal y monopodal.

- Ordenador, que consta de dos pantallas planas, teclado y ratón inalámbricos. Una de las pantallas se encuentra sobre soporte de altura regulable y con ruedas para facilitar al paciente la visualización, requerida en algunas pruebas.

- c. Accesorios para la realización las pruebas de Romberg: tallímetro, 2 colchonetas de gomaespuma (una de 90 mm de grosor y otra de 30 mm (Imagen 7)) y arnés de seguridad (dispone de una cincha de seguridad enrollable).
- d. Licencia de software de NedRodilla/IBV®. Este software es una aplicación de 32 bits desarrollada en LabWindows bajo entorno C++, y está protegido mediante llave de protección en el puerto paralelo.

El programa incorpora un método de clasificación estadístico basado en regresión logística, capaz de diferenciar con alta sensibilidad y especificidad entre sujetos normales y patológicos con una probabilidad de acierto en torno al 95% a partir de una base de datos tomada en población sana(119).

#### 6.10. Protocolo de medida utilizado



Imager 8. Simulación Romberg bipodal

Los pacientes que aceptaron formar parte del estudio y reunieron los criterios de inclusión y no presentaron criterios de exclusión, fueron citados a los catorce días de sufrir el accidente para realizarle la exploración. El protocolo de valoración sobre la plataforma constó de cinco pruebas, una de control (para descartar criterio de exclusión), y otras cuatro efectivas, siempre siguiendo el protocolo marcado por el IBV(119):

##### **a. Romberg bipodal con gomaespuma (90mm) y ojos cerrados.**

Esta prueba se realizó como control para establecer si el individuo padecía alguna patología a nivel del control del equilibrio. Aún en el caso de ser positivo el resultado, el módulo permite realizar la valoración, pero los resultados de valoración de la normalidad, no se podrían tener en cuenta.

Para la realización de esta prueba fue necesaria una gomaespuma de 90 mm de grosor,  $56,7 \text{ kg/m}^3$  de densidad y una resistencia a la penetración al 25% de 246 N(46,119), que viene con el equipo (Imagen 7). Una vez colocada la gomaespuma sobre la plataforma activa, el sujeto se colocó encima, descalzo sin calcetines, en posición de medida de estabilidad bipodal. Esta posición se definió por hacer coincidir los pies con las huellas pintadas en la gomaespuma, de manera que los talones no tocaran la línea posterior también pintada en la gomaespuma, a la vez que éstos se juntaban y con los brazos extendidos a lo largo del cuerpo. Los talones podían separarse en el caso que al sujeto le moleste el contacto de sus gemelos o sus rodillas (Imagen 8).

Desde esta posición, se le pidió al sujeto que mantuviese la mirada al frente, centrada en un punto lejano y fijo, lo más quieto posible, y que cuando estuviese centrado y estable cerrara los ojos. Una vez cerró los ojos, comenzó la prueba. La prueba duró 30 segundos y se realizó en tres ocasiones. Durante la realización de la prueba el paciente no podía hablar, por lo que se le debía advertir con anterioridad.

#### b. Romberg ojos abiertos monopodal (ROA).

El sujeto se situó con apoyo monopodal haciendo coincidir el 2º dedo de su pie de apoyo con la línea punteada que había en el centro de la plataforma activa. El pie contralateral debió ser subido, de manera que quedase a la altura de la mitad de la pierna de apoyo. Los brazos debieron mantenerse extendidos a lo largo del cuerpo, sin despegarlos para equilibrarse y evitar el contacto de una pierna con la otra (Imagen 9).

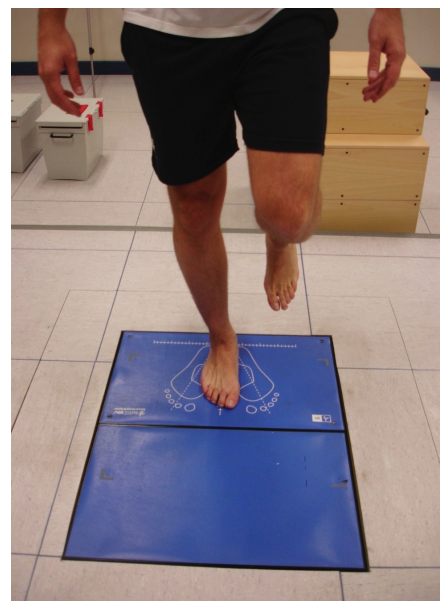


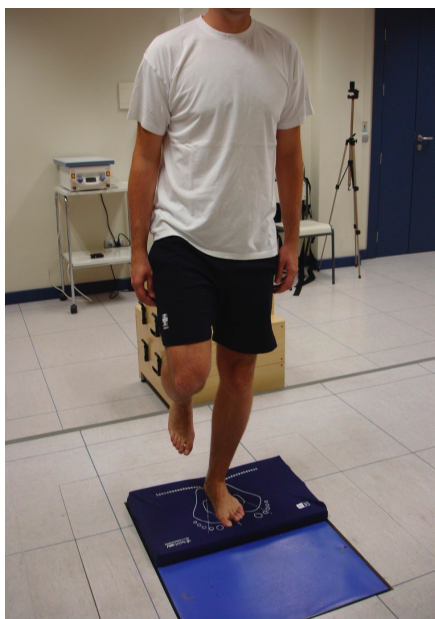
Imagen 9. Simulación de prueba ROA o ROC.

Se le pidió al sujeto que mantuviese la mirada al frente, centrada en un punto fijo. Aquí empezó la prueba. Ésta tuvo 15 segundos de duración, y se realizó en tres ocasiones, empezando

con el pie derecho, y alternando con el izquierdo hasta completar las tres mediciones de cada pie. De los tres valores obtenidos con cada pie se realizó una media de las mismas para el posterior estudio estadístico. Durante la realización de la prueba el paciente no podía hablar, por lo que se le debía advertir con anterioridad.

### c. Romberg con gomaespuma (30mm) ojos abiertos monopodal (RGA).

En esta prueba, el sujeto, se colocó de la misma manera que en el Romberg de ojos abiertos, pero colocando previamente sobre la plataforma una gomaespuma de 30mm de grosor, 56,7 kg/m<sup>3</sup> de densidad y una resistencia a la penetración al 25% de 246 N(46,119). La gomaespuma, al igual que la de Romberg de ojos cerrados bipodal, tenía los mismos dibujos que aparecían en la plataforma activa (Imagen 7).



Imaaen 10. Simulación de prueba RGA o RGC

Se le pidió al sujeto que mantuviese la mirada al frente, centrada en un punto fijo. Aquí empezó la prueba. Ésta tenía 15 segundos de duración, y se realizó en tres ocasiones empezando con el pie derecho, y alternando con el izquierdo hasta completar las tres mediciones de cada pie. De los tres valores obtenidos con cada pie se realizó una media de las mismas para el posterior estudio estadístico. Durante la realización de la prueba el paciente no podía hablar, por lo que se le debía advertir con anterioridad (Imagen 10).

### (ROC).

Esta prueba fue exactamente igual que la ROA con la salvedad de que el paciente, una vez ubicado, debió cerrar los ojos durante toda la prueba (Imagen 9).

### d. Romberg ojos cerrados monopodal



**e. Romberg con gomaespuma (30mm) ojos cerrados monopodal (RGC)**

Esta prueba es exactamente igual que la RGA con la salvedad de que el paciente, una vez ubicado, debió cerrar los ojos durante toda la prueba (Imagen 10).

El equipo marca el orden de las pruebas, realizando tres de cada una de ellas para un total de doce mediciones con cada pie. Comienza siempre por el pie derecho y va alternando con el izquierdo hasta completar las tres mediciones para cada pie en cada una de las pruebas que hemos visto anteriormente.

Los valores de las variables de valoración (porcentuales) se obtuvieron de la comparación de los resultados obtenidos por el sujeto con los de una base de datos realizada por el IBV de sujetos sanos normales, segmentada por sexo y en grupos de edad que permite clasificar en sanos y patológicos con una probabilidad de acierto en torno al 95%(44,46,119) en el caso de las pruebas con OOAA, que son para las que el IBV tiene realizada la base de datos en población sana.

**6.11. Medidas realizadas**

Las pruebas de valoración de estabilidad monopodal utilizadas, están basadas en la posturografía. Ésta es una técnica que estudia y mide el comportamiento de un individuo de pie bajo distintas condiciones (ojos cerrados, ojos abiertos, ojos cerrados sobre gomaespuma, ojos abiertos sobre gomaespuma).

La aplicación NedRodilla/IBV® permite visualizar en tiempo real la posición del CDP, dentro del apartado de estabilidad monopodal.

Las mediciones se realizaron a través del registro de las variaciones del CDP del sujeto cuando éste se encontraba sobre una plataforma dinamométrica, obteniendo información de la trayectoria barrida por el CDP a lo largo del tiempo, la forma de la superficie descrita en ese barrido, la posición predominante del CDP, y la regularidad, amplitud y frecuencia de la señal registrada. Así, los parámetros que se obtuvieron fueron los siguientes:

- a. **Área barrida:** Representa el área recorrida por el CDP durante la ejecución de la prueba. Se expresa en  $\text{mm}^2$ . Su valor aumenta con trastornos del equilibrio, con la edad y con la dificultad de la prueba.
- b. **Percentil 75 de velocidad:** Determina el percentil 75 de la velocidad de la corrección del pie para mantener el equilibrio. Se expresa en  $\text{mm/s}$ . Su valor aumenta con trastornos del equilibrio, la edad y con la dificultad de la prueba.
- c. **Desplazamiento ML:** Valoración del desplazamiento del CDP del sujeto en el eje medio-lateral. Se expresa en  $\text{mm}$ . Su valor aumenta con trastornos del equilibrio, con la edad y con la dificultad de la prueba.
- d. **Desplazamiento AP:** Valoración del desplazamiento del CDP del sujeto en el eje antero-posterior. Se expresa en  $\text{mm}$ . Su valor aumenta con trastornos del equilibrio, con la edad y con la dificultad de la prueba.
- e. **Frecuencia de oscilación ML:** Evalúa la frecuencia característica de la señal del estatocinesiógrama del sujeto en el eje medio-lateral. Se expresa en  $\text{Hz}$ . Su valor disminuye con trastornos del equilibrio, con la edad y con la dificultad de la prueba.
- f. **Frecuencia de oscilación AP:** Evalúa la frecuencia característica de la señal del estatocinesiógrama del sujeto en el eje antero-posterior. Se expresa en  $\text{Hz}$ . Su valor disminuye con trastornos del equilibrio, con la edad y con la dificultad de la prueba.
- g. **Tiempo de prueba (%):** Representa en tanto por ciento el tiempo de realización de la prueba. Como se ha dicho anteriormente tiene 15 segundos de duración.
- h. **% Área barrida:** Determina un valor de normalidad resultante de comparar el valor absoluto de la variable “Área barrida” con la base de datos de sujetos sanos que tiene el equipo. Esta base de datos proviene de

la realización de la prueba en condiciones ROA y RGA en equipos del IBV del mismo modelo que con el que se ha realizado el estudio, en población sana(46). La base de datos ha sido validada por el IBV para todos sus equipos. Tiene en cuenta en la comparación, además del valor absoluto de la variable, la edad, el sexo y el tiempo de realización de la prueba. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. Esta base de datos se ha empleado para la obtención de valor en todas las variables relativas o ponderadas de valor absoluto. El valor decrece con trastornos del equilibrio.

- i. **% Percentil 75 de velocidad:** Determina un valor de normalidad resultante de comparar el valor absoluto de la variable “Percentil 75 de velocidad” con la base de datos de sujetos sanos que tiene el equipo. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- j. **% Desplazamiento ML:** Determina un valor de normalidad resultante de comparar el valor absoluto de la variable “Desplazamiento ML” con la base de datos de sujetos sanos que tiene el equipo. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- k. **% Desplazamiento AP:** Determina un valor de normalidad resultante de comparar el valor absoluto de la variable “Desplazamiento AP” con la base de datos de sujetos sanos que tiene el equipo. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- l. **% Frecuencia de oscilación ML:** Determina un valor de normalidad resultante de comparar el valor absoluto de la variable “Frecuencia de oscilación ML” con la base de datos de sujetos sanos que tiene el equipo. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- m. **% Frecuencia de oscilación AP:** Determina un valor de normalidad resultante de comparar el valor absoluto de la variable “Frecuencia de

oscilación AP” con la base de datos de sujetos sanos que tiene el equipo. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.

- n. **Valoración ROA:** Determina un valor relativo que se obtiene de la media de los valores porcentuales de todas las variables obtenidas en las pruebas ROA. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- o. **Valoración RGA:** Determina un valor relativo que se obtiene de la media de los valores porcentuales de todas las variables obtenidas en las pruebas RGA. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- p. **Valoración ROC:** Determina un valor relativo que se obtiene de la media de los valores porcentuales de todas las variables obtenidas en las pruebas ROC. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- q. **Valoración RGC:** Determina un valor relativo que se obtiene de la media de los valores porcentuales de todas las variables obtenidas en las pruebas RGC. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- r. **Valoración Final OOAA:** Determina un valor relativo que se obtiene de la media de los valores de las variables “Valoración ROA” y “Valoración RGA”. Por encima del 90% se considera valor normal/sano. El valor decrece con trastornos del equilibrio.
- s. **Valoración Final OOC:** Determina un valor relativo que se obtiene de la media de los valores de las variables “Valoración ROC” y “Valoración RGC”. El valor decrece con trastornos del equilibrio.

Las pruebas de ROC y RGC han sido comparadas con la base de datos de población sana realizadas en ROA y RGA. El equipo no tiene pruebas de ojos cerrados en su batería de pruebas para realizar la valoración de rodilla, y por tanto no tienen base de datos para

población sana en condiciones de ojos cerrados. Este hecho no permite darle valor de normalidad/sano a los valores de variables relativas ponderadas en las pruebas de OOCC, pero sí nos permite comparar los resultados obtenidos en todas las pruebas, al haber sido comparadas con la misma base de datos.

### 6.12. Criterios éticos

En el contexto de los movimientos reivindicativos de derechos civiles que surgió a finales de la II Guerra Mundial, se sitúa el desarrollo de la teoría del consentimiento informado, llegando a tener su auge en las décadas de los sesenta y setenta(120). Unido esto al rápido desarrollo de la medicina, impulsa la reivindicación de las cartas de derechos de los enfermos, de los que, según Simón y Concheiro(120), el más importante es precisamente el derecho al *consentimiento informado*, que tiene su punto de partida más inmediato en el Código de Nüremberg(41).

El Informe Belmont(42), emitido en 1978 y redactado por la National Commission for the Protection of Human Subjects of Biomedical and Behavioral Research, comisión creada en 1974 por el gobierno norteamericano(123), dotó a la bioética de unos “principios” que le eran necesarios. Estos principios son tres: **beneficencia, respeto por las personas y justicia**(124).

Beauchamp y Childress(125), propusieron en 1979, para hacer aplicables estos principios a un ámbito más amplio que el de la investigación con seres humanos, cuatro principios: **beneficencia, no maleficencia, autonomía y justicia**. Los principios de beneficencia y no maleficencia configuran el ideal de “favorecer, o al menos no perjudicar”. El principio de autonomía, hace referencia a la capacidad del sujeto de tomar libremente sus decisiones. Y el principio de justicia, hace referencia a las obligaciones de no discriminación, trato igualitario, acceso equitativo a los recursos, etc., que deben regir la pertenencia a un grupo social(126).

La Ley General de Sanidad(127) de 1986 establece en su artículo 10 una serie de derechos, entre los que se podrían destacar el derecho al respeto a la dignidad de las personas y el derecho a la información, que recogen las exigencias del principialismo bioético.

Asimismo, el Convenio de Asturias de Bioética(128) de 1996 (Convenio de Oviedo) reitera al derecho de la persona a recibir información adecuada sobre cualquier intervención sanitaria que se le haya de aplicar, al derecho de dar su libre e informado consentimiento, y también al derecho de retirarlo en cualquier momento.

Las actuaciones sanitarias sujetas a la conformidad previa del sujeto o paciente mediante consentimiento informado afectan a intervenciones de diagnóstico, tratamiento e investigación. Así se contempla en la Declaración del Helsinki(129) de 1964, modificada en 2013, y en el artículo 4 del capítulo I del Convenio de Asturias de Bioética(128).

Más recientemente, la Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente y de Derechos y Obligaciones en Materia de Información y Documentación Clínica(130), de noviembre de 2002, recoge los argumentos de la Ley General de Sanidad y del Convenio de Oviedo en lo referente a la información y consentimiento previo de los pacientes a cualquier intervención en el ámbito de la salud, entendiéndose como tal toda actuación realizada con fines preventivos, diagnósticos, terapéuticos, rehabilitadores o de investigación.

En nuestro marco legislativo, aunque está legitimado el uso de datos de carácter personal con fines científicos, está también muy claro que se trata de un derecho de todo paciente que la información de carácter personal que deriva de la atención médica sea tratada de forma confidencial(131,132). Este marco legislativo, formado por la Ley General de Sanidad, por la Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente y de Derechos y Obligaciones en Materia de Información y Documentación Clínica y por la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal (LOPD) legitiman el acceso a la información de los pacientes para fines científicos(127), el derecho que tiene toda persona a que se respete el carácter confidencial de los datos relacionados con la salud y a que el acceso a la historia clínica obliga a preservar los datos de identificación personal de los de carácter clínico-asistencial(130), salvo consentimiento del mismo paciente de no separarlos. El consentimiento informado es un proceso que requiere información, comprensión y voluntariedad. Dicha información debe ser de forma expresa (no siendo suficiente un consentimiento presunto o tácito) y clara de la finalidad que se persigue con el uso de los datos, así como de quiénes van a tener acceso a ellos, y de la posibilidad de revocar el consentimiento en cualquier momento, así como de los derechos que le son reconocidos por la LOPD (acceso, rectificación y/o cancelación)(131–133).

Por ello, el consentimiento informado es una obligación ético-jurídica correlativa al derecho de los pacientes a que se respete su autonomía, cuyo fundamento ético básico es el principio de no maleficencia, tal y como defiende Simón Lorda(120,123).

A la vista de estos aspectos éticos, y dado que la investigación que nos ocupa no vulnera ninguno de los principios de la bioética o de la salud de los individuos que participan en el estudio, no requiere pruebas molestas, dolorosas, y tratándose de un estudio en el que sólo se obtienen datos de la estancia sobre la plataforma bajo diversas circunstancias, y no hay utilización de técnicas invasivas en los sujetos, se informó a cada individuo de la muestra de los objetivos del estudio y de las mediciones que se iban a realizar, firmando posteriormente los sujetos el correspondiente consentimiento informado (Anexo 1).

El presente estudio recibió la aprobación por parte del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla (Anexo 2) por cumplir con los requisitos de experimentación en personas y animales y ajustarse a las normativas legales de España y la Unión Europea.

### **6.13. Análisis estadístico**

Los datos se han analizado con el paquete informático IBM SPSS Statistics 22®.

#### **6.13.1. Análisis descriptivo**

Se describe la edad, sexo y lateralidad de la muestra total, del grupo control y del grupo Esguince de Tobillo. Se describe el número de tobillos y el número de individuos que forman los grupos. En el grupo esguince de tobillo se describe, también el grado de la lesión. Las variables sexo, lateralidad y grado de lesión se describen a través de valores de frecuencia y porcentaje. La variable edad, a través de media y desviación típica.

#### **6.13.2. Pruebas inferenciales**

Para conocer cuáles son las pruebas estadísticas más adecuadas para aplicar en el análisis de datos, se han realizado pruebas de normalidad (Shapiro-Wilk) y aleatoriedad. Se realizaron

pruebas paramétricas (Prueba t para la igualdad de medias), es decir, estudios de parámetros (medias), cuando los datos siguen una distribución normal y son aleatorios. Cuando no se dio normalidad, ni aleatoriedad en los datos, se utilizó la prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes, donde se comparan las distribuciones de los grupos.

Se realizó cruce de variables cuantitativas, a través de análisis correlacional para determinar los niveles de relación entre las referidas variables dentro del grupo de Sanos y dentro del grupo Esguince de Tobillo.

Para ver el nivel predictivo que podíamos alcanzar del estado de una persona (lesionado-sano), se aplicó análisis de regresión basado en las variables que resultaron con diferencias significativas, y posteriormente se realizó un modelo de regresión logística múltiple de todas las variables que presentaron diferencias significativas. A partir de los resultados de este modelo de regresión se realizó la prueba de curva COR para encontrar un buen punto de corte predictivo. Llegados a este punto, se calcularon los valores predictivos positivo y negativo.



## **7. RESULTADOS.**



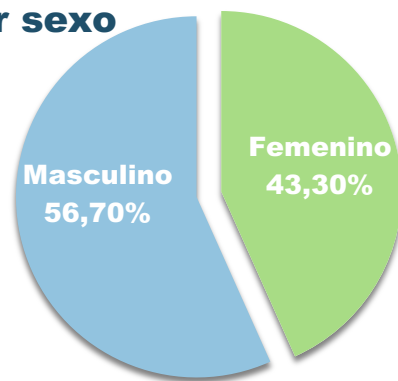
## 7. RESULTADOS

### 7.1. Análisis descriptivo.

#### 7.1.1. Análisis descriptivo de la muestra.

La muestra de este estudio consta de 60 tobillos, pertenecientes a 30 individuos, de los cuales 13 fueron mujeres y 17 hombres (Gráfica 1). En cuanto a la lateralidad dominante, 56 (93,3%) fueron diestros, frente a los 4 (6,7%) zurdos. La edad estuvo comprendida entre 20 y 49 años (media de  $34,43 \pm 7,286$ ). Se han estudiado 26 tobillos de mujeres y 34 de hombres.

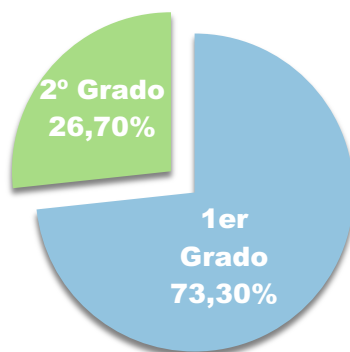
#### Distribución por sexo



Gráfica 1. Distribución por sexo.

El grupo "Sano" ha sido formado por 30 tobillos de 30 sujetos, 13 mujeres y 17 hombres. El grupo contó con 17 tobillos izquierdos y 13 derechos. Por otro lado, el grupo "Esguince de tobillo" ha sido formado por 30 tobillos de 30 sujetos, 13 mujeres y 17 hombres. El grupo contó con 13 tobillos izquierdos y 17 derechos. Se encontraron 22 esguinces de primer grado y 8 de segundo grado (Gráfico 2).

## Distribución del grado de lesión



Gráfica 2. Distribución por grado de la lesión.

### 7.1.2. Análisis descriptivo de las variables.

En las tablas I y II se aprecian los valores correspondientes a las medias de cada una de las variables empleadas en este estudio para cada grupo y para cada prueba. Las tablas completas del análisis descriptivo se encuentran en Anexos (Apartado 11.4).

Se puede observar que en las variables de valores relativos existe una tendencia a disminuir el valor en el grupo Esguince de Tobillo con respecto al grupo Sano. De la misma manera, también se aprecia tendencia a la disminución del valor de la variable según aumenta la dificultad de la prueba (ROA>RGA>ROC>RGC). En el apartado “Material y Método” se especificaba que el valor de las variables absolutas aumenta con la edad, trastornos del equilibrio y la dificultad de la prueba, salvo en las variables de frecuencia de oscilación AP y ML. Esta tendencia se observa en los valores de las variables, pero se rompe muy frecuentemente con las pruebas realizadas en RGA, que ofrecen mejor valoración que las realizadas en ROA, la prueba más sencilla de todas. Salvo en las variables “% Tiempo de prueba”, “Área de elipse de confianza”, “% Área de elipse de confianza”, “Percentil 75 de velocidad”, “Frecuencia de oscilación ML” y “% Frecuencia de oscilación ML”, en el grupo “Sano”, se invierte la tendencia esperada para la prueba en RGA, presentando mejores valores que las pruebas de ROA. En las variables de la prueba RGA “Desplazamiento ML”, “% Desplazamiento ML”, “% Percentil 75 de velocidad”, “Frecuencia de oscilación ML”, “%

Frecuencia de oscilación ML”, “Frecuencia de oscilación AP” y “% Frecuencia de oscilación AP” los valores son mejores en el grupo ET que en el Sano, en contra de lo esperado.

	Valoración final OAAA/OOCC		Valoración		% tiempo de prueba		Desplazamiento ML (mm)		% Desplazamiento ML		Desplazamiento AP (mm)		% Desplazamiento AP	
	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO
<b>ROA</b>	97,00%	98,24%	97,00%	98,21%	100,00%	100,00%	30,47	25,52	97,00%	99,70%	39,77	34,57	96,80%	99,43%
<b>RGA</b>			98,18%	98,37%	100,00%	100,00%	26,78	26,95	99,90%	99,83%	36,83	33,83	99,10%	99,70%
<b>ROC</b>	59,40%	69,59%	66,64%	77,13%	78,94%	90,24%	45,52	45,21	75,17%	86,57%	68,11	69,73	67,13%	78,40%
<b>RGC</b>			52,93%	62,85%	65,15%	76,84%	54,57	52,20	57,23%	65,67%	75,94	74,83	51,43%	62,30%

**Tabla I.** Descripción de ambos grupos (Valores de medias)

	Área de elipse de confianza (mm <sup>2</sup> )		% Área de elipse de confianza		Percentil 75 velocidad (mm/s)		% Percentil 75 velocidad		Frecuencia de Oscilación ML (Hz)		% Frecuencia de Oscilación ML		Frecuencia de Oscilación AP (Hz)		% Frecuencia de Oscilación AP	
	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO	ET	SANO
<b>ROA</b>	1251,19	695,91	94,36%	97,30%	68,94	66,08	99,00%	99,33%	5,11	5,31	96,00%	97,63%	3,45	3,38	96,00%	95,63%
<b>RGA</b>	774,63	730,94	95,10%	96,57%	68,42	67,21	99,53%	99,33%	5,26	5,18	97,50%	97,50%	3,66	3,49	97,63%	97,13%
<b>ROC</b>	2981,62	2881,30	36,80%	42,90%	120,82	127,44	63,37%	73,20%	5,42	4,82	76,93%	90,83%	4,68	4,46	80,60%	91,47%
<b>RGC</b>	4409,21	3660,90	24,57%	31,53%	131,08	130,84	50,47%	59,80%	5,39	4,82	65,37%	79,47%	4,92	4,34	66,63%	78,33%

**Tabla II.** Descripción de ambos grupos (Valores de medias)

En las variables “Frecuencia de Oscilación ML” y “Frecuencia de Oscilación AP” los resultados siguen una evolución contraria a la esperada en el grupo ET, al igual que en el grupo Sano para la variable “Frecuencia de Oscilación AP”.

## 7.2. Análisis inferencial.

### 7.2.1. Pruebas de normalidad y aleatoriedad.

Para conocer cuáles son las pruebas estadísticas más adecuadas para aplicar en el análisis de datos, se han realizado pruebas de normalidad y aleatoriedad. A continuación se puede apreciar un ejemplo, con la variable “% ROC Percentil 75 velocidad”, de las pruebas realizadas para determinar si las variables presentaban distribución normal o no y si eran o no

aleatorias. En el apartado Anexos (Anexo 11.4) se pueden ver las pruebas completas para las variables que presentaron diferencias significativas.

### Prueba de Normalidad

Las hipótesis que se plantean son:

H<sub>0</sub>: Los datos de la variable estudiada siguen una distribución normal.

H<sub>1</sub>: Los datos de la variable estudiada no siguen una distribución normal.

En la tabla siguiente (Tabla III) podemos observar los resultados obtenidos en la prueba de normalidad.

Pruebas de normalidad				
	Estado	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
% ROC Percentil 75 velocidad	Lesionado	,965	30	,420
	Sano	,946	30	,132

Tabla III. Pruebas de normalidad.

Todos los p-valores son mayores a 0.05, por lo que se puede aceptar H<sub>0</sub>, es decir, siguen una distribución normal.

### Prueba de Aleatoriedad

A esta variable le aplicamos el test de aleatoriedad (Tabla IV), cuyas hipótesis planteadas son:

H<sub>0</sub>: La secuencia de valores definida por la variable estudiada es aleatoria.

H<sub>1</sub>: La secuencia de valores definida por la variable estudiada NO es aleatoria.

	Estado	Prueba de aleatoriedad
		p-valor
% ROC Percentil 75 velocidad	Lesionado	0.193
	Sano	0.871

Tabla IV. Prueba de aleatoriedad.

Se puede considerar la variable “% ROC Percentil 75 velocidad” según sea el estado, una variable aleatoria, por lo que vamos a aplicar la prueba t para muestras independientes.

## 7.2.2. Comparación de las variables de estudio entre ambos grupos.

### 7.2.2.1. Pruebas paramétricas.

Cuando en los datos a analizar se dan normalidad y aleatoriedad, las pruebas más adecuadas son las paramétricas. Aplicamos a todas las variables con normalidad y aleatoriedad la prueba t para muestras independientes. A continuación se puede apreciar un ejemplo, con la variable “% ROC Percentil 75 velocidad”, de la prueba realizada. En el apartado Anexos (Anexo 11.4) se pueden ver las pruebas completas para las variables que presentaron diferencias significativas.

Las hipótesis planteadas son:

$$H_0: \mu_{\text{Lesionado}} = \mu_{\text{Sano}}$$

$$H_1: \mu_{\text{Lesionado}} \neq \mu_{\text{Sano}}$$

En la siguiente tabla (Tabla V) podemos apreciar los valores estadísticos de la variable.

Estadísticas de grupo					
	Estado	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
% ROC Percentil 75 velocidad	Lesionado	30	63,37%	21,203%	3,871%
	Sano	30	73,20%	16,128%	2,944%

Tabla V. Estadísticas de grupo.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
% ROC Percentil 75 velocidad	Se asumen varianzas iguales	1,860	,178	-2,022	58	,048	-9,833%	4,864%	-19,569%	-0,098%
	No se asumen varianzas iguales			-2,022	54,141	,048	-9,833%	4,864%	-19,584%	-0,083%

Tabla VI. Prueba de muestras independientes.

El resultado del p-valor = 0.048 hace que se rechace la hipótesis nula, por lo que se concluye que existen diferencias en el “% ROC Percentil 75 velocidad” según sea el estado (Tabla VI).

En la tabla que sigue (Tabla VII), podemos apreciar un resumen de las variables que han presentado diferencias significativas entre las medias de ambos grupos. El detalle de las pruebas de las variables con diferencias significativas se encuentran en los Anexos.

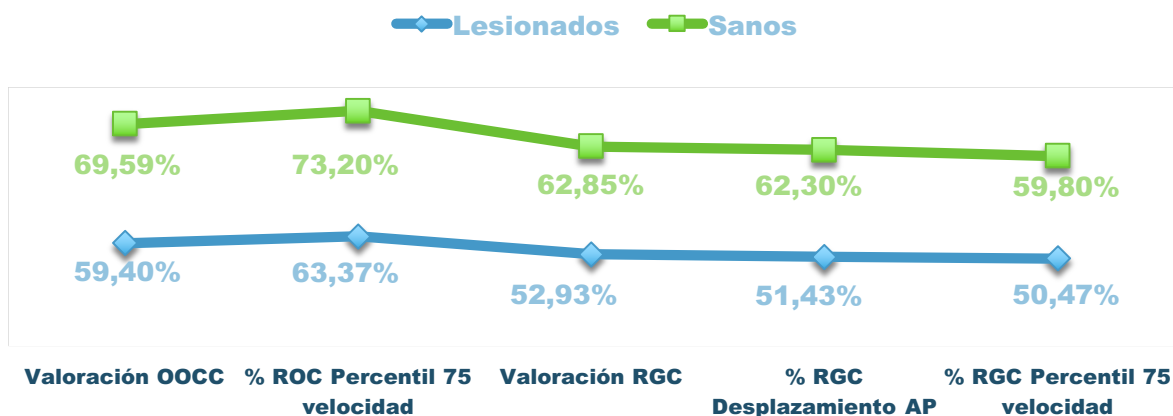
<b>PRUEBAS PARAMÉTRICAS</b> (Prueba t para muestras independientes)			
Variables con resultados significativos	Media Lesionado	Media Sano	Sig. (bilateral)
% ROC Percentil 75 velocidad	63,37% ± 21,20%	73,20% ± 16,13%	,048
Valoración RGC	52,93% ± 16,16%	62,85% ± 14,70%	,016
% RGC Desplazamiento AP	51,43% ± 17,14%	62,30% ± 15,59%	,013
% RGC Percentil 75 velocidad	50,47% ± 16,77%	59,80% ± 17,94%	,042
Valoración OOCC	59,40% ± 16,33%	69,59% ± 12,05%	,008
RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	4,92 ± 1,25	4,34 ± ,81	,038

Tabla VII. Resumen de variables con diferencias significativas tras pruebas paramétricas.



Para una mejor visualización de las diferencias entre los grupos “Sano” y “Esguince de Tobillo” en las pruebas de OOCC hemos realizado una gráfica de líneas y puntos (Gráfica 3).

### Variables OOCC con diferencias significativas (paramétricas)



Gráfica 3. Variables de OOCC con diferencias significativas.

#### 7.2.2.2. Pruebas no paramétricas

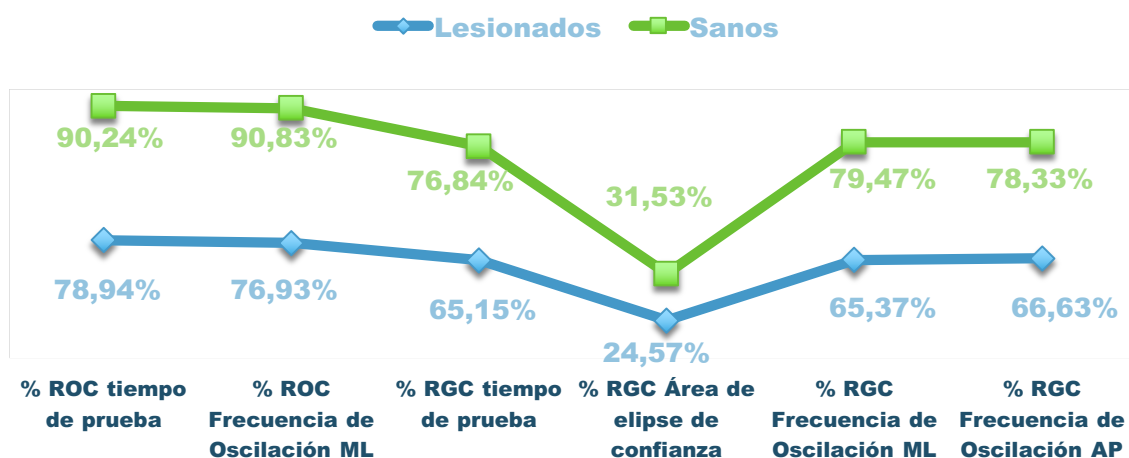
Estas pruebas son las más adecuadas cuando no se da normalidad ni aleatoriedad en los datos a analizar. En este caso se analizan posiciones. Para confirmar su uso se aplican las pruebas de normalidad y aleatoriedad. Aplicamos la prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes de dos grupos. Destacamos las pruebas que han presentado diferencias significativas entre las medias de ambos grupos en la siguiente tabla resumen (Tabla VIII).

Pruebas no paramétricas (U de Mann-Whitney)									
Estado			ROA Desplazamiento AP (mm)	ROC % tiempo de prueba	% ROC Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	RGC % tiempo de prueba	% RGC Área de elipse de confianza (mm2)	% RGC Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	% RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)
Lesionado	N	Válidos	30	30	30	30	30	30	30
		Perdidos	0	0	0	0	0	0	0
	Media		39,7677	78,9417	76,93%	65,1545	24,57%	65,37%	66,63%
	Desv. típ.		14,20381	22,69313	24,692%	20,39786	11,346%	23,000%	19,450%
	Mínimo		22,79	18,67	19%	25,67	8%	23%	26%
	Máximo		96,30	100,00	100%	100,00	55%	99%	100%
	Percentiles	25	34,0663	61,7875	55,25%	44,6275	15,75%	43,75%	47,00%
		50	36,8400	84,1250	92,00%	63,9275	23,00%	67,00%	69,00%
		75	39,2850	99,4263	96,00%	81,5800	28,00%	85,00%	81,00%
Sig.			,037	,033	,011	,027	,013	,012	,015
Sano	N	Válidos	30	30	30	30	30	30	30
		Perdidos	0	0	0	0	0	0	0
	Media		34,5722	90,2397	90,83%	76,8442	31,53%	79,47%	78,33%
	Desv. típ.		6,36045	12,98024	13,321%	20,16083	12,230%	19,968%	19,074%
	Mínimo		25,94	49,33	38%	28,33	10%	28%	28%
	Máximo		48,48	100,00	100%	100,00	59%	100%	100%
	Percentiles	25	29,0750	84,3325	86,50%	64,0025	23,75%	63,00%	68,75%
		50	34,1450	96,7375	96,00%	76,0000	29,00%	85,50%	76,50%
		75	37,8900	100,0000	100,00%	98,0575	39,50%	97,25%	95,75%

Tabla VIII. Resumen de variables con diferencias significativas tras pruebas no paramétricas.

Para una mejor visualización de las diferencias entre los grupos “Sano” y “Esguince de Tobillo” en las pruebas de OOC hemos realizado una gráfica de líneas y puntos (Gráfica 4).

### Variables OOC con diferencias significativas (no paramétricas)



Gráfica 4. Variables de OOC con diferencias significativas.

#### 7.2.3. Análisis correlacional

La siguiente tabla (Tabla IX) muestra las relaciones entre los sujetos lesionados. Se puede observar que aparece fuerte relación entre las variables de las pruebas de OOAA. También entre las pruebas de OOC, pero con menor intensidad que en las primeras, si bien la variable “Valoración OOC” tiene fuerte relación con las variables de muchas de las pruebas de OOC. Las variables “Valoración ROC” y “Valoración RGC” lo hacen con muchas de las variables de las pruebas realizadas en esas condiciones.

En la tabla de sujetos sanos (Tabla X) se aprecian menos cantidad de relaciones fuertes que en la de sujetos lesionados. Si se observan relaciones de pruebas de ojos abiertos con pruebas de ojos cerrados y nuevamente aparecen relaciones de las variables “Valoración ROC” y “Valoración RGC” con muchas de las variables de las pruebas realizadas en esas condiciones.





### 7.2.4. Análisis de regresión

Aplicamos análisis de regresión para predecir el estado de una persona, lesionado-sano. Si tenemos en cuenta las variables que han resultado significativas de los análisis anteriores, se observa que la mayoría son pruebas de ojos cerrados y al estar incluida también la variable global Valoración OOCC se decide utilizar esta variable como independiente en la regresión logística aplicada (Tabla XI).

Variables en la ecuación									
		B	Error estándar	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	95% C.I. para EXP(B)	
								Inferior	Superior
Paso 1 <sup>a</sup>	Valoración OOCC	,053	,021	6,062	1	,014	1,054	1,011	1,099
	Constante	-3,426	1,432	5,722	1	,017	,033		

a. Variables especificadas en el paso 1: Valoración OOCC.

Tabla XI. Variables de la ecuación.

La ecuación resultante sería,

$$\text{Estado} = -3,426 + 0,053 \cdot \text{Valoración OOCC}$$

Tanto la constante como Valoración OOCC tienen sentido en el modelo de regresión ya que se obtienen una significación en ambas menor a 0,05. La odds ratio es significativa ya que en su intervalo no incluye el valor 1 (1,011-1,099).

Esta ecuación logística permite calcular la probabilidad de lesionado o sano según sea la valoración global de las pruebas de ojos cerrados.

$$P(\text{lesionado}) = \frac{1}{1 + e^{-3,426 + 0,053 \cdot \text{Valoración OOCC}}}$$

Si la probabilidad es mayor a 0.5 la predicción será de lesionado. Si es menor la predicción será de sano.

Tabla de clasificación <sup>a</sup>					
	Observado		Pronosticado		
			Estado		Corrección de porcentaje
			Lesionado	Sano	
Paso 1	Estado	Lesionado	17	13	56,7
		Sano	8	22	73,3
	Porcentaje global				65,0

a. El valor de corte es ,500

**Tabla XII.** Tabla de clasificación (Paso 1).

A partir de los datos de la tabla de clasificación (Tabla XII) y con un riesgo  $\alpha=0,05$  podemos concluir que, en términos generales, de un total de 60 individuos, 39 han sido clasificados correctamente, o en otras palabras, el 65% ha sido correctamente clasificado como lesionado o sano. Para valorar la capacidad predictiva del modelo se calcularon los valores de sensibilidad y especificidad. Podemos comprobar que nuestro modelo tiene una especificidad buena (73,3%) y una sensibilidad aceptable (56,7%), por lo que el modelo clasifica adecuadamente.

También se ha realizado un modelo regresión logística múltiple con todas las variables que anteriormente resultaron significativas. Se ha utilizado el método de pasos hacia atrás. Llegando al modelo final en el paso número 11 (Tablas XIII y XIV).

Las variables utilizadas han sido:

- a. % ROC Percentil 75 Velocidad.
- b. Valoración RGC.
- c. % RGC Desplazamiento AP.
- d. % RGC Percentil 75 velocidad.
- e. RGC Frecuencia Oscilación AP.
- f. ROA Desplazamiento AP.
- g. Valoración OOCC.
- h. % ROC Tiempo Prueba.

- i. % ROC Frecuencia Oscilación ML.
- j. % RGC Tiempo Prueba.
- k. % RGC Área de elipse de confianza.
- l. RGC Frecuencia de Oscilación AP.
- m. % RGC Frecuencia de Oscilación ML.

Tabla de clasificación <sup>a</sup>					
		Pronosticado			
		Estado		Corrección de porcentaje	
Observado		Lesionado	Sano		
Paso 11	Estado	Lesionado	20	10	66,7
		Sano	7	23	76,7
	Porcentaje global				71,7

a. El valor de corte es ,500

Tabla XIII. Tabla de clasificación (Paso 11).

Se alcanza un 71,7% de acierto en las predicciones (Tabla XIII).

Variables en la ecuación									
		B	Error estándar	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	95% C.I. para EXP(B)	
								Inferior	Superior
Paso 11 <sup>a</sup>	% RGC Desplazamiento AP	,052	,018	8,765	1	,003	1,054	1,018	1,091
	ROA Desplazamiento AP	-,081	,028	8,287	1	,004	,922	,872	,974

Tabla XIV. Variables en la ecuación (Paso 11).

$$\text{Estado} = 0,052 \cdot \% \text{ RGC Desplazamiento AP} - 0,81 \cdot \text{ROA Desplazamiento AP}$$

Al obtenerse en las dos variables significaciones menores a 0,05, se puede decir que tiene sentido utilizarlas en este modelo predictivo.



$$P(\text{lesionado}) = \frac{1}{1 + e^{0,052 \cdot \% \text{ RGC Desplazamiento AP} - 0,081 \cdot \text{ROA Desplazamiento AP}}}$$

La variable desplazamiento AP en ambas pruebas es una buena predictora para conocer si la persona está lesionada o no.

### 7.2.5. Curvas C.O.R.

Con estos resultados realizamos la prueba curva COR para detectar cuál sería un buen punto de corte predictivo. Utilizamos “ROA Desplazamiento AP” por sencillez en la realización de la prueba (todas las pruebas se realizaron al completo por lesionados y sanos) y por tener mayor importancia en la ecuación, ya que su coeficiente tiene un valor más elevado que el de “% RGC Desplazamiento AP”.

Área bajo la curva				
Variable(s) de resultado de prueba: ROA Desplazamiento AP				
Área	Error estándar <sup>a</sup>	Significación asintótica <sup>b</sup>	95% de intervalo de confianza asintótico	
			Límite inferior	Límite superior
,657	,072	,037	,516	,798
a. Bajo el supuesto no paramétrico				
b. Hipótesis nula: área verdadera = 0,5				

Tabla XV. Área bajo la curva.

Resaltamos el área bajo la curva mayor de 0,65 o en el intervalo está incluido al menos el 0,75 siendo en nuestro caso el estado de lesionado (Imagen 11). Con este valor pasamos a mirar nuestras coordenadas para obtener el valor óptimo de “ROA Desplazamiento AP” que nos permita predecir si existe lesión (Tabla XVI).

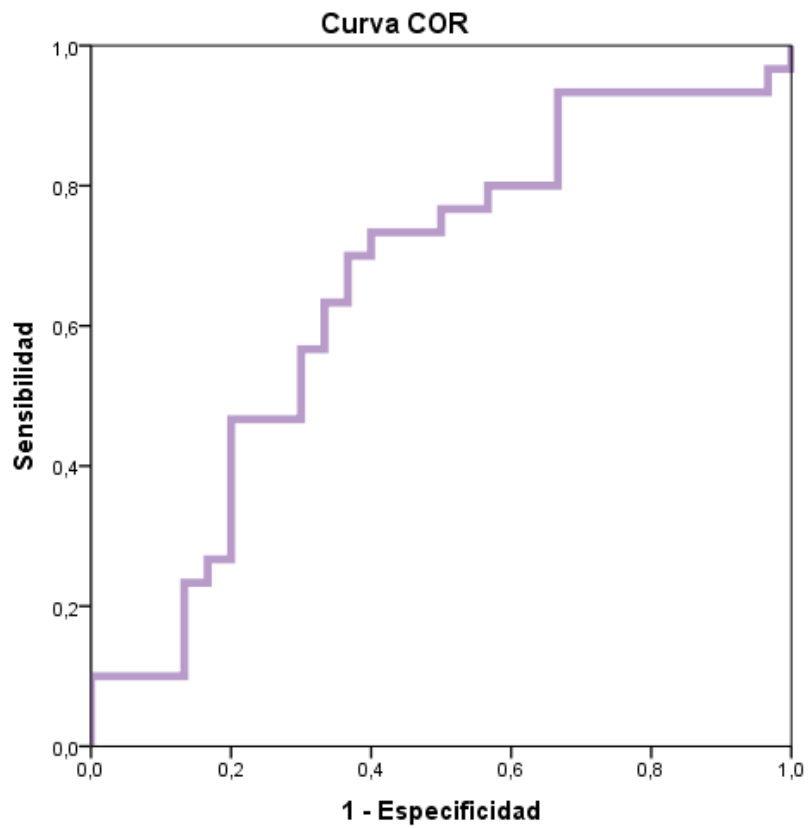


Imagen 11. Curva COR

Coordenadas de la curva		
Variable(s) de resultado de prueba: ROA Desplazamiento AP		
Positivo si es mayor o igual que <sup>a</sup>	Sensibilidad	1 - Especificidad
21,7900	1,000	1,000
24,3650	,967	1,000
26,2200	,967	,967
27,0000	,933	,967
27,5350	,933	,900
27,6000	,933	,867
28,0000	,933	,833
28,4150	,933	,800
28,8700	,933	,767
29,4650	,933	,700
29,6650	,933	,667
29,8600	,900	,667
30,4200	,867	,667

31,1100	,833	,667
31,6575	,800	,667
31,9325	,800	,633
32,7150	,800	,600
33,6825	,800	,567
33,9275	,767	,567
33,9950	,767	,533
34,0800	,767	,500
34,1850	,733	,500
34,3200	,733	,467
34,4450	,733	,433
34,5950	,733	,400
34,7050	,700	,400
35,0625	,700	,367
35,4875	,667	,367
35,6350	,633	,367
36,0325	,633	,333
36,4825	,600	,333
36,6350	,567	,333
36,6750	,567	,300
36,7600	,533	,300
37,1150	,467	,300
37,6400	,467	,267
37,9025	,467	,200
37,9725	,433	,200
38,0400	,400	,200
38,0650	,367	,200
38,1100	,333	,200
38,1650	,300	,200
38,2500	,267	,200
38,5900	,267	,167
39,2350	,233	,167
40,0650	,233	,133
40,6150	,200	,133
41,0550	,167	,133
41,5800	,133	,133
44,0200	,100	,133
46,7875	,100	,100
47,2950	,100	,067

47,8925	,100	,033
58,4400	,100	,000
68,4100	,067	,000
82,3600	,033	,000
97,3000	,000	,000
a. El valor de corte más pequeño es el valor mínimo de prueba observado menos 1 y el valor de corte más grande es el valor máximo de prueba observado más 1. Todos los demás valores de corte son los promedios de los dos valores de prueba observados solicitados consecutivos.		

Tabla XVI. Tabla de coordenadas de la curva.

Tomamos como valor óptimo aquel donde se encuentra el área bajo la curva en la columna de sensibilidad. En nuestro caso obtenemos una sensibilidad de 0,667 y una especificidad de 1-0,367 que es igual a 0,633 (Tabla XVI). Con estos resultados hemos obtenido que el valor para predecir si existe lesión es que en la variable “ROA Desplazamiento AP” sea mayor a 35,4875. Según este criterio en nuestra muestra los resultados serían los mostrados en la siguiente tabla (Tabla XVII).

	<b>Menor o igual a 35,4875</b>	<b>Mayor a 35,4875</b>	<b>Total</b>
	<b>N</b>	<b>N</b>	<b>N</b>
<b>Sanos</b>	19 (Verdaderos Negativos)	11 (Falsos Positivos)	30
<b>Lesionados</b>	10 (Falsos Negativos)	20 (Verdaderos Positivos)	30

Tabla XVII. Estado con ROA Desplazamiento AP. Curva COR

**Sensibilidad:** 66,7 %

**Especificidad:** 63,3 %

Calculamos los valores predictivos,

**Valor predictivo positivo (VPP):** Es la probabilidad de estar lesionado cuando el valor de ROA Desplazamiento AP es mayor de 35,4875.

$$VPP = \text{Verdaderos positivos} / (\text{Verdaderos positivos} + \text{Falsos positivos})$$

$$VPP = 20 / (20 + 11)$$

$$VPP = 0,645$$

$$\mathbf{VPP = 64,5 \%}$$

**Valor predictivo negativo (VPN):** Es la probabilidad de estar sano cuando el valor de ROA Desplazamiento AP (mm) es menor o igual de 35,4875.

$$\text{VPN} = \text{Verdaderos negativos} / (\text{Verdaderos negativos} + \text{Falsos negativos})$$

$$\text{VPN} = 19 / (19 + 10)$$

$$\text{VPN} = 0,655$$

$$\mathbf{VPN = 65,5 \%}$$



## **8. DISCUSIÓN.**





## 8. DISCUSIÓN

El objetivo principal que se planteó en el estudio, fue determinar si la propiocepción seguía alterada pasado 14 días de la producción del esguince de tobillo. Los resultados que se han obtenido en el estudio ponen de manifiesto la importancia de las variables relativas de las pruebas realizadas con ojos cerrados, y especialmente sobre la gomaespuma, para confirmar que la propiocepción seguía alterada en las mediciones realizadas a los catorce días.

### 8.1. Discusión de la metodología.

La metodología utilizada en el estudio venía determinada por el manual de la aplicación Ned/Rodilla® de la plataforma del Instituto Biomecánico de Valencia, que en uno de sus apartados para la valoración funcional de la rodilla, contemplaba pruebas en apoyo monopodal(119). Esta prueba está validada por el IBV y viene perfectamente descrita en el manual del equipo. Por otro lado, para poder comparar los resultados obtenidos con la base de datos que viene en el software de la plataforma, había que seguir la misma metodología que la empleada por el IBV a la hora de obtener los datos en población sana. Si no lo hubiésemos hecho de esa manera, no tendrían ninguna validez los valores obtenidos en las variables de valoración. Como hemos comentado anteriormente, estos resultados se obtienen de la comparación de los valores absolutos con los de la base de datos de población sana, teniendo en cuenta el porcentaje de tiempo de realización de la prueba, la edad y sexo del individuo.

En la bibliografía revisada en este estudio hemos encontrado metodologías muy variadas para la realización de los test monopodales, tanto en duración, posicionamiento del paciente, repeticiones y condiciones de las pruebas.

En lo que a posicionamiento se refiere, encontramos tres formas básicas. Una con los brazos cruzados por delante del pecho(4,5,12,27,111), una segunda con las manos apoyadas en las caderas(20,31,34), y otra con los brazos extendidos a los lados del cuerpo(21,23–25,33,102). El posicionamiento de los miembros inferiores es

## Discusión

prácticamente similar en todos los estudios. La pierna en apoyo completamente extendida, frente a la que se queda en el aire, que adopta flexión de rodilla de entre 15° y 90° con la presencia en ocasiones de 30° de flexión de cadera. En este punto, consideramos que la posición de los brazos a los lados del cuerpo, tal y como indica el manual del sistema NedRodilla/IBV® es la mejor de las opciones al no permitir movilizar la cintura para compensar el desequilibrio.

En cuanto al tiempo de duración de las pruebas y las repeticiones, hemos encontrado predominio de 3 repeticiones(5,20,24,27,33,111) y el tiempo de duración de cada prueba ha oscilado entre 10 y 35 segundos(5,20,21,24–26,29,31,33,34,102,111), si bien también hemos hallado un estudio con una duración de prueba de 60 segundos(12). Tras nuestra experiencia, nos atrevemos a concretar que teniendo que hacer la prueba con OOCC y con el fin de homogeneizar, la prueba no debería durar más de 15 segundos. De hecho, en nuestro estudio, fue difícil encontrar muchos sujetos que completaran los 15 segundos al realizar las pruebas sin visión, incluso con el pie sano. Una situación similar encontraron Doherty et al.(20) en su estudio, donde manifiestan ninguno de los individuos con ET fueron capaces de acabar los 20 segundos de la prueba. Es cierto que para que el registro sea rico en información, debemos tener un mínimo de tiempo de prueba. Una duración de la prueba de unos 10-15 segundos es un tiempo razonable, teniendo en cuenta que se van a emplear condiciones de OOAA y OOCC y una gomaespuma para dificultar la propiocepción.

En lo referente a las condiciones de las pruebas, hemos podido comprobar como se han ido incorporando las pruebas con OOCC y con gomaespuma con el paso de los años. En los primeros estudios solo se barajaron condiciones de OOAA(12,21,25,27,102), para posteriormente ir añadiendo condicionantes diferentes como gomaespuma(34), OOCC(5,20,23,24,28,33,111) o plataformas móviles(23,134) que generaban inestabilidad en el pie con el fin de que se generara una respuesta correctora. Los condicionantes que se le pongan a las pruebas vendrán determinadas por lo que estemos buscando. El hecho de poner OOCC implica dejar el control del equilibrio en manos de dos sistemas, el vestibular y el propioceptivo, pero si además ponemos la gomaespuma, estamos obligando al segundo a dar lo mejor de si.

## 8.2. Discusión de los resultados.

Los resultados de este trabajo muestran que las variables que presentaron diferencias significativas, a excepción de la variable de Desplazamiento AP en ROA, son variables resultantes de las pruebas de Romberg con OOCC. Este hecho carga de valor a estas pruebas para mejorar la capacidad de detección de pequeños déficits propioceptivos, que con pruebas de OOAA pasan casi inadvertidas. Estos hallazgos contrastan con los del estudio de Lysholm et al.(24) que en la comparación de datos entre miembro lesionado y sano de los individuos con ET, encontraron que había diferencias significativas en las pruebas de OOAA, pero no en las de OOCC; y con los del estudio de Bernier et al.(23), que en estudio con individuos con IFT y comparado con grupo de sanos, no encontraron diferencias significativas al realizarle pruebas estáticas y dinámicas en apoyo monopodal con OOAA y OOCC. Por lo contrario, coinciden con los del estudio de Akbari et al.(1) que hallaron mayores diferencias significativas en las pruebas de OOCC; y con los de Mitchell et al.(33) que no obtuvieron diferencias significativas en las pruebas de OOAA, aunque sí unos valores mayores en los desplazamientos de los lesionados, y diferencias significativas en las de OOCC. Este hallazgo nos refuerza la idea de que la integridad de dos de los tres sistemas que controlan el equilibrio compensarían el déficit del restante(1,49–51,61), hasta el punto de pasar desapercibido en condiciones de OOAA, pero al anular la visión, el control del equilibrio queda en manos del sistema vestibular y de un sistema propioceptivo que no se encuentra a pleno rendimiento, reduciéndose considerablemente las aferencias que llegan y por tanto apareciendo un control deficitario del equilibrio por insuficiente información.

Las pruebas de Romberg con OOAA, no presentaron diferencias significativas, a excepción del “Desplazamiento AP en ROA”, aunque sí existe en líneas generales una tendencia a que los valores en el grupo ET sean mayores que en el grupo sano, en consonancia con los estudios de Bernier et al.(23), Ross et al.(114), Isakov y Mizrahi(22), que obtuvieron valores con diferencias no significativas, pero mayores en el grupo de lesionados frente al sano. Nuestro hallazgo contrasta con los de Mitchell et al.(33), Leanderson et al.(12), Brown y Mynark(35), Tropp et al.(107), Nakagawa y

## Discusión

Hoffman(113) , Cornwall y Murrell(21), Lysholm et al.(24), Akbari et al.(1) y Hertel et al.(29). La diferencia de valor en las pruebas de Romberg con OOAA puede que no sea tan clara debido a la compensación que los sistemas no afectos, vestibular y visual, realizan para compensar el déficit del propioceptivo(1) y a la idea de algunos autores(7,20,22,24,25,27) de la alteración bilateral de la propiocepción en sujetos con ET por alteración de mecanismos de control central.

El hecho de que el tobillo se comporte casi con normalidad en condiciones más sencillas (ROA y RGA) y deficitariamente ante condiciones más complejas (ROC y RGC) podría explicar que el individuo aparentemente se encuentre bien, se incorpore a su trabajo habitual, y en situaciones comprometidas el tobillo no responda adecuadamente, favoreciendo la aparición de esguinces recurrentes que podrían desembocar en la instauración de una IFT en algunos casos, ICT, osteocondritis y artrosis de tobillo(26,81). En los momentos de crisis económica durante los que se ha realizado el presente estudio, los trabajadores han tenido una gran presión laboral por miedo a perder su puesto de trabajo. Este hecho ha dificultado mucho el trabajo de campo. Al estar los sujetos incorporados a sus puestos de trabajo, les resultaba muy difícil acudir a la realización de las pruebas en el día previsto, día catorce tras la lesión. Esta misma circunstancia podía haber llevado al individuo a reincorporarse a trabajar antes de su correcta recuperación, e incluso a no solicitar dicha baja

Podemos destacar del presente estudio que ocho de las variables con diferencias significativas son variables de las pruebas de RGC, además de la variable “Valoración OOCC” que tiene un 50% de las pruebas RGC. Este hallazgo está en línea con los resultados obtenidos por Docherty et al.(34) que realizaron estudio en deportistas con IFT y sanos, a los que aplicaron una batería de pruebas, siempre en condiciones de OOCC, con superficie firme y sobre gomaespuma. Los resultados demostraron diferencias significativas entre sanos y los pacientes con IFT en las pruebas monopodales, y en las pruebas realizadas sobre gomaespuma. Este estudio, consciente de la dificultad de la prueba, en vez de utilizar los valores de una plataforma, permitieron a los sujetos apoyar el pie en descarga en caso de inestabilidad y recuperar la posición de partida rápidamente, y lo que contabilizaron en los 20 segundos que duró

la prueba, fueron las inestabilidades corregidas. Por ello, podríamos decir que esta prueba, la más difícil de toda la batería de pruebas realizadas, consigue llevar al sistema del equilibrio al límite y por tanto poner de manifiesto más al detalle el déficit que presentan los pacientes. El hecho de eliminar la visión y poner la respuesta motora en dificultades, hace que la propiocepción tenga que estar a muy buen rendimiento(1,43,49–51,55). Las circunstancias monopodal, gomaespuma y OOCC hace que el control del equilibrio resulte muy complicado. La situación de monopodal es la situación en estática más compleja de corregir al quedar la base de sustentación en un área muy reducida. El componente OOCC anula el sistema visual. La gomaespuma pone en dificultades e inestabilidad al sistema propioceptivo que por un lado tiene enmascarada la información de los mecanorreceptores de la piel, además de los que se puedan haber lesionado con el esguince de tobillo, y por otro lado obliga al organismo a generar una respuesta motora contra un momento mayor que resulta de la compresión de la gomaespuma. Cuando la respuesta motora llega, el momento que ha permitido la falta de consistencia de la gomaespuma es mayor que el que encontraría en condiciones de suelo firme.

De las 13 variables con diferencias significativas que se hallaron en este estudio, 11 fueron variables relativas, obtenidas de la comparación de las variables absolutas con la base de datos de población sana de la plataforma. La principal explicación de por qué no se encontraron diferencias en las variables de valor absoluto, y sí en las de valor relativo está basada en el hecho de que con la dificultad de la prueba, los individuos no fueron capaces de realizar las pruebas completas, y menos aún con el pie de la lesión. Al abortar la prueba antes de tiempo por contactar en el suelo el pie sin carga, no acumularon la suficiente cantidad de desplazamiento, área, etc., como para poner de manifiesto el déficit de control del equilibrio. Es cierto que al tratarse de un miembro lesionado, los desplazamientos, el área y las velocidades son mayores de las de un individuo sano, pero al hacer poco tiempo, y tratarse de un acumulado de esas variables durante los 15 segundos, los valores fueron incluso menores que los del miembro sano que acumuló más tiempo de prueba. La única solución pasaba por tener en cuenta las variables de valoración. Estas variables, en la comparación con la base de datos de población sana, tenían en cuenta varias cosas como la edad del sujeto y el tiempo de

## Discusión

realización de la prueba. El algoritmo empleado es propiedad del IBV y no es accesible al ser herramienta fundamental en sus equipos de medición en laboratorio(46,119). Con este mismo problema se encontraron otros autores dándole diferentes soluciones. De esta manera, Docherty et al.(34) y Aydın et al.(28) realizaron contabilización de los errores, instando a recuperar la posición inicial lo más rápido posible, permitiendo que el paciente terminara el tiempo de la prueba. El recuento de errores fue utilizado como variable en el estudio; Doherty et al.(20) emplearon la dimensión fractal para compensar la no realización completa de la prueba. A través de un algoritmo geométrico determinaron el valor que podría haber resultado en caso de no haber habido “caída”. Si el equipo empleado no hubiese tenido la posibilidad de las variables de valoración, nos hubiésemos visto obligados a emplear otra metodología que compensara el menor valor de las variables absolutas por un bajo porcentaje del tiempo de realización de la prueba.

Las variables “% Percentil 75 de velocidad” en las dos pruebas de OOC presentaron diferencias significativas, dándole valor a esta variable como detectora de déficit en el control postural del equilibrio. Según nuestro conocimiento, esta variable no fue hallada en ningún estudio de otros autores. Se trata de una variable específica de los equipos del IBV que indica el percentil 75 de velocidad instantánea del CDP(44,46,119). Hertel et al.(29) encontraron diferencias significativas en las variables de velocidad, pero es cierto que esa variable resultó una variable dependiente que los autores calcularon a partir del recorrido del CDP, y no tiene nada que ver con la variable de nuestro estudio. Por otro lado, Ross et al.(30) encontraron mejoras con diferencias significativas en la velocidad del CDP en los sentidos AP y ML tras realización de un programa de rehabilitación con estimulador. Estas variables, aunque también son de velocidad del CDP no tienen relación en cuanto a valores con las de nuestro estudio, además de corresponder a pruebas en OOAA.

Una de las variables que esperábamos que presentara más significación era el área de barrido en las diferentes pruebas, pero ha resultado que sólo “% Área de elipse de confianza” en RGC ha tenido diferencias significativas. El hecho de la presencia de una tendencia a aumentar el valor en las variables absolutas y a disminuir en las relativas, nos lleva a pensar que el tobillo está en situación de normalidad en

condiciones de estabilidad, pero ante las exigencias más altas (RGC) se llega a detectar el déficit propioceptivo. En esta línea se encuentran los estudios de muchos autores(1,12,19–21,29,30,33–35,107,113). Parece evidente que el déficit propioceptivo que se pone de manifiesto en las circunstancias más adversas, como el hecho de la afectación de la respuesta motora por lesión del sistema sensoriomotor, lleva a un control del CDP más precario, y por tanto el balanceo postural aumenta, incrementando con ello el área de barrido del CDP.

Las variables “% Desplazamiento AP” en RGC y ROC fueron otras de las variables que presentaron diferencias significativas entre el grupo ET y el grupo Sano. En la literatura consultada no hemos encontrado estudios que contemplaran estas mediciones en pruebas con estas condiciones. Los estudios que contemplaban la variable de desplazamiento en AP, no contemplaban la prueba sobre gomaespuma y OOCC(26,32,33). Por otro lado, solo encontramos un estudio que realizase pruebas de Romberg monopodal con OOCC. En este estudio, Docherty et al.(34), ante la dificultad de la realización de la prueba, optaron por el recuento de errores durante la prueba, sin el uso de plataforma y por tanto de variables relacionadas con el CDP. Sin embargo nos resulta destacable que en situación de apoyo monopodal, donde hay predominio de correcciones estabilizadoras en ML, hayamos encontrado diferencias significativas en los desplazamientos AP y no en los ML. Esta circunstancia puede estar relacionada con una maniobra de protección de la lesión del tobillo y su aparato ligamentario externo, tomando predominio la estrategia de tobillo, como primera medida de control del equilibrio.

El porcentaje de prueba realizada fue una variable que no tuvo ninguna repercusión en las pruebas de OOAA, completando los sujetos las pruebas en ambos grupos. Sin embargo, al añadir la condición de OOCC, el panorama cambió radicalmente. Las medias bajaron considerablemente y aparecieron diferencias significativas entre ambos grupos, convirtiéndose en variables a tener en cuenta cuando se introduce el condicionante de OOCC, y más aún si se añade gomaespuma bajo los pies. En esta línea podemos considerar que se encontraron Aydin et al.(28), Docherty et al.(34) y Doherty et al.(20) que tuvieron que emplear otros métodos de medición para

## Discusión

compensar la no realización completa del tiempo de prueba. Añadir los dos condicionantes, OOCC y gomaespuma, a la prueba monopodal, nos permite obtener más información de la prueba, pero dificulta enormemente la posibilidad de completarla. Según nuestro conocimiento, sólo nuestro estudio y el de Doherty et al.(20) se realizaron con todos estos condicionantes y sobre plataforma de fuerzas.

Los resultados de las variables relativas de frecuencia de oscilación, tanto mediolateral como anteroposterior tuvieron diferencias significativas, a excepción de la AP en ROC, aunque sí fue menor su valoración en el grupo ET. En la literatura revisada no se ha encontrado referencia a este parámetro. Solo en el manual del programa NedRodilla/IBV(119) vienen referencias sobre las variables. Un sistema del equilibrio dentro de los parámetros de normalidad genera un movimiento rápido para generar una continua corrección del CDP, por lo que una de las características de este movimiento del CDP es un valor de frecuencia (Hz) alto. La lógica nos haría pensar que la frecuencia de oscilación debería ser mayor en circunstancias de mayor exigencia, en un intento de corregir las situaciones de inestabilidad. Otra explicación para las pruebas bajo gomaespuma podría estar basada en la alteración de apoyo que supone la gomaespuma. Durante el movimiento de corrección, el tiempo transcurre sin encontrar respuesta del organismo hasta que la gomaespuma se colapsa, generando la resistencia necesaria para elaborar una respuesta. Todo esto modifica el feedback propiocepción/corrección muscular, retrasando la información de movimiento erróneo(11) que se genera, produciendo un patrón que se aproximaría a uno patológico. Esto se vería más acentuado en el tobillo lesionado. Otro argumento podría ser la peor respuesta de los peroneos ante una situación de mayor inestabilidad, debido a que en un esguince de tobillo ellos también se elongan.

Otro hallazgo interesante es que las variables que presentaban diferencias significativas en ROC, pruebas más sencillas que RGC, también presentaron diferencias significativas en esas mismas variables en RGC. Si esa variable detecta déficit propioceptivo en ROC, debería seguir detectándolo en pruebas más complejas, y por tanto delatarían más el mencionado déficit. Nos permitiría decir que esas variables son más sensibles, mientras que las que solo presentan diferencias en RGC, son menos



sensibles. Las variables que presentaron diferencias significativas en ROC y RGC fueron “% tiempo de prueba”, “% Percentil 75 de velocidad” y “% Frecuencia de Oscilación ML”.

Varios autores(20,25,27,29) han hecho estudios evolutivos de ET, en los que aparecen mediciones a los 14 días. En todos ellos, aparecieron diferencias significativas entre el grupo ET y el sano, salvo en el de Evans et al.(27) que hallaron diferencias significativas en la primera y tercera semana, pero no en la segunda, aunque sí valores mayores en el grupo ET. Este hallazgo está en línea con nuestra idea inicial de que los pacientes se pueden incorporar a trabajar sin estar totalmente recuperados, si lo hacen en las dos primeras semanas. En este estudio hemos hallado diferencias significativas entre el grupo ET y el sano. Todos los pacientes estaban trabajando cuando realizaron las pruebas.

En el análisis correlacional del estudio se hallaron relaciones fuertes entre las variables relativas y la de valoración global de la prueba en sí, en las dos pruebas de OOCC. Lo mismo sucedió con las variables de valoración de pruebas de OOAA y OOCC con las valoraciones de las pruebas sobre suelo firme y sobre gomaespuma. No hemos encontrado ninguna referencia en la literatura revisada sobre estos datos. De hecho, no hemos encontrado ningún estudio que haga una valoración ponderada del estado de los miembros del sujeto como sucede con la plataforma del IBV. De todas formas, este hallazgo no debería ser especialmente relevante. Las variables de valoración resultan de una media aritmética de las variables relativas de cada prueba; y las variables de valoración OOAA y OOCC de la media de las valoraciones de cada una de las pruebas en condiciones de OOAA y OOCC. Sí resulta llamativo que esta fuerte relación aparezca más en sujetos lesionados que en sanos, especialmente en las pruebas de OOAA y en todas las variables del estudio, tanto de valor relativo como absoluto, menos las de frecuencia de oscilación AP y ML. En el grupo sanos hay muchas menos relaciones fuertes, y a pesar de tener el mismo origen, no aparece fuerte relación de las variables de valoración con las variables relativas de una misma prueba. Lejos de saber cuál es el origen de esta falta de relación, sí que le da más valor al hecho de que aparezca relación fuerte dentro del grupo lesionado.

## Discusión

Obtuvimos una predicción para tobillos lesionados/sanos de un 65% con un nivel de confianza del 95% utilizando la variable “Valoración OOCC”. Al ser esta variable una de las 13 que resultaron significativas y representar, de alguna manera, a las otras 11 de OOCC que aparecieron significativas, nos planteamos que podría ser una buena variable predictiva. En el estudio hemos visto el importante peso que han tenido las pruebas de OOCC para detectar el déficit propioceptivo. Creemos que a pesar de que la muestra no es especialmente grande, la variable “Valoración OOCC” permite clasificar bastante bien a los tobillos lesionados y sanos. Este hallazgo refuerza la idea inicial de que las pruebas de OOCC deberían permitir detectar mejor el déficit propioceptivo.

Por otro lado, nos planteamos ver cuál de las variables significativas podía tener un mejor poder predictivo, y aunque estuvieron en valores similares, la única variable de prueba de OOAA, “Desplazamiento AP en ROA”, presentó un valor predictivo de aciertos de 64,5%, similar al ya comentado de “Valoración OOCC”. Decidimos que como variable predictiva, tenía más interés el “Desplazamiento AP en ROA” por ser una variable obtenida de la prueba más sencilla de realizar. De hecho, la totalidad de los sujetos consiguieron realizar dicha prueba completa, tanto en el grupo sano como en el lesionado. No encontramos ningún estudio que realizara este tipo de determinación.

### **8.3. Limitaciones del estudio.**

Las limitaciones que encontramos en este estudio han sido:

a. La homogeneidad de la muestra. Aunque la muestra es suficientemente amplia, el hecho de que con la edad el sistema del equilibrio se va deteriorando hace que individuos de edades extremas en la población tengan valores absolutos muy diferentes. Esta limitación la hemos tenido que cubrir con el uso de las variables relativas de valoración, pero no nos ha permitido explotar todo lo que nos hubiese gustado las variables absolutas, que por otro lado son las más genéricas y utilizadas por otros autores, lo que nos hubiese permitido comparar los resultados de una manera más contundente.

b. Por otro lado, al tener que utilizar los valores relativos, hubiese sido recomendable poder utilizar una base de datos de población sana en pruebas Romberg de OOC para poder valorar más precisamente los resultados de dichas variables, incluso si son normales o no. Dentro de la batería de pruebas que tiene establecida el IBV en sus pruebas de valoración funcional, no están contempladas las pruebas de Romberg monopodal con OOC. Por ello, no está realizada la base de datos de población sana en estas condiciones. Es cierto que para el fin del estudio no es fundamental el uso de ésta base de datos, porque la comparación solo pretendemos realizarla entre las pruebas en las distintas condiciones realizadas al mismo paciente, y por tanto la comparación es con el mismo patrón. En ningún caso se pretendía determinar un valor de normalidad o no de los sujetos. Esa es la función principal de los valores relativos en la plataforma.

c. Otra de las limitaciones del estudio fue no poder sacar todo el provecho a las variables absolutas por no tener completas las pruebas más complejas, normalmente por no ser capaces los sujetos de terminar dichas pruebas por falta de control postural.

d. Una limitación que encontramos, ajena a nuestra voluntad, fue el momento de crisis económica y laboral que dificultó muchísimo la recogida de datos. En unos momentos de crisis, como los que hemos tenido durante la realización del estudio, acudir a urgencias para que te atiendan por un ET e incluso que se tramitara una incapacidad laboral temporal, con lo que eso supone administrativamente para una empresa, ha hecho que al servicio de urgencias de las mutuas, solo acudieran individuos con problemas serios. El trabajador que tenía un problema “menor” prefería aguantar, ponerse tratamiento por su cuenta o en el peor de los casos asistir a urgencias. Pero ahí no acabó el problema. El diseño del estudio contemplaba la medición de los pacientes a los 14 días de la producción del ET. Eso sí que era complicado. Pedir permiso en el trabajo con los condicionantes antes expuestos, para ir a hacerse una prueba para un estudio de investigación, era todo un lujo para muchos trabajadores. En definitiva, nos encontramos con un doble problema: una menor asistencia de urgencias, y una baja captación de voluntarios para el estudio una vez detectados en la puerta de urgencias.

### **8.4. Prospectiva del estudio.**

Como aplicación inmediata de la investigación se deduce la recomendación de la realización de un programa de recuperación propioceptiva compatible con la reincorporación laboral del paciente.

Para futuros estudios será interesante contar con una muestra mayor y/o más parcelada por edades, o dirigida a un grupo concreto de edad.

También sería interesante contar con una base de datos de población sana en condiciones de OOCC, o al menos algún método que permita compensar la falta de datos por no completar el tiempo total de la prueba, o alguna herramienta que compense las “caídas” y permita terminar el tiempo completo de prueba.

Sería interesante realizar un estudio prospectivo con varias mediciones, inicial o cercana al accidente, en las dos primeras semanas, antes del mes y otra tras la finalización del programa de recuperación propioceptiva para evaluar la realización del mismo, o al menos saber como se encontraría el tobillo transcurrido ese tiempo.

### **8.5. Aplicación práctica de los resultados.**

En resumen, nuestro punto más interesante se centra en el valor significativo de las diferencias de las medias de un gran número, hasta 12, de las variables de pruebas de OOCC. Las variables que mejor detectaron el déficit propioceptivo fueron las variables de pruebas en OOCC, teniendo en cuenta que las variables que resultaron significativas en ROC, también resultaron serlo en RGC. Las variables que presentaron diferencias significativas en las dos pruebas de OOCC, ROC y RGC, fueron “% tiempo de prueba”, “% Percentil 75 de velocidad” y “% Frecuencia de Oscilación ML”. El hecho de tener diferencias significativas en ROC, y volver a repetir en RGC, le confieren de mayor peso para detectar el déficit propioceptivo tras el esguince de tobillo. Las variables “% Desplazamiento AP”, “% Área de elipse de confianza”, “Frecuencia de Oscilación AP” y “% Frecuencia de Oscilación AP” presentaron diferencias significativas, y sirvieron

para detectar el déficit propioceptivo tras el esguince de tobillo. Estas variables tienen menos peso al resultar significativas solo en la prueba de mayor complejidad.

Estos hallazgos, junto con la diferencia no significativa en las mismas variables en pruebas de OOAA, nos permite pensar que el tobillo lesionado se comporta prácticamente normal sobre el suelo firme, pero ante una situación de inestabilidad o no esperada, no responde bien. De esta manera, el paciente se podría incorporar al trabajo con la sensación de recuperación, pero el tobillo le podría fallar ante situaciones de inestabilidad del suelo o de cambio brusco de las circunstancias en las que se encuentre, provocándole esguinces recurrentes o situaciones de mayor gravedad, como IFT, ICT, osteocondritis y más a largo plazo artrosis de tobillo, con todos los inconvenientes laborales, sanitarios y económicos que ya hemos visto en este estudio. Todos los individuos de este estudio se habían incorporado a su actividad laboral en el momento de hacer el estudio a los catorce días.



## **9. CONCLUSIONES.**





## 9. CONCLUSIONES

Las conclusiones de este estudio son las siguientes:

1. La capacidad de control postural en un tobillo tras un esguince de tobillo se ha visto mermada en los participantes de este estudio, al menos hasta catorce días después de la lesión, aunque el individuo ya no tenga sintomatología observable y se haya incorporado a su actividad laboral, si se le presentan situaciones de inestabilidad o interferencias propioceptivas. Esta primera conclusión ratifica la hipótesis de investigación de este estudio.
2. Los valores en las variables absolutas de área de barrido del CDP presentaron valores más altos en el grupo Esguince de Tobillo que en el grupo Sano en todas las pruebas. Por el contrario, en las variables relativas presentaron valores más bajos en el grupo Esguince de Tobillo que en el grupo Sano, resultando con diferencias significativas en la prueba de RGC.
3. Los valores en las variables absolutas de frecuencia de oscilación del CDP presentaron valores más altos en el grupo Esguince de Tobillo que en el grupo Sano en todas las pruebas, salvo en ROA en la variable “Frecuencia de Oscilación ML”. Sólo resultó con diferencias significativas la variable “Frecuencia de Oscilación AP” en RGC.
4. Las variables relativas de frecuencia de oscilación del CDP presentaron valores más bajos en el grupo Esguince de Tobillo que en el grupo Sano en todas las pruebas de ambas variables, salvo en las pruebas de OOAA en AP, resultando con diferencias significativas en la prueba de RGC las dos variables “% Frecuencia de Oscilación AP” y “% Frecuencia de Oscilación ML”, y “% Frecuencia de Oscilación ML” en ROC.

## Conclusiones

5. Los valores en las variables absolutas de desplazamiento del CDP presentaron valores más altos en el grupo Esguince de Tobillo que en el grupo Sano en todas las pruebas, prácticamente, resultando con diferencias significativas en el caso de la variable “Desplazamiento AP” en la prueba ROA.
  
6. Las variables relativas de desplazamiento del CDP presentaron valores más bajos en el grupo Esguince de Tobillo que en el grupo Sano, salvo en RGA en la variable “% Desplazamiento ML”, resultando con diferencias significativas en la prueba de RGC la variable “% Desplazamiento AP”.

## **10. BIBLIOGRAFÍA.**



**10. BIBLIOGRAFÍA**

1. Akbari M, Karimi H, Farahini H, Faghihzadeh S. Balance problems after unilateral lateral ankle sprains. *J Rehabil Res Dev*. 2006;43(7):819–24.
2. Dodangeh Gonzalez M, Alvarez Sciamanna RC, Blazquez Martin T, Martinez Nisa C, Freixes Garcia DF, San Miguel Campos M, et al. *Protocolo Esguinces de Tobillo*. Barcelona: Asepeyo; 2013. p. 1–15.
3. Otter SJ. The conservative management of lateral ankle sprains in the athlete. *Foot*. 1999;9(1):12–7.
4. McKeon PO, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, Part I: Can deficits be detected with instrumented testing? *J Athl Train*. 2008;43(3):293–304.
5. McKeon PO, Hertel J. Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:76.
6. Hass CJ, Bishop MD, Doidge D, Wikstrom EA. Chronic ankle instability alters central organization of movement. *Am J Sports Med*. 2010;38(4):829–34.
7. Bastien M, Moffet H, Bouyer LJ, Perron M, Hébert LJ, Leblond J. Alteration in global motor strategy following lateral ankle sprain. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014;15(1):436.
8. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin C-WC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2011;45(8):660–72.
9. Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2010;13(1):2–12.
10. Wikstrom EA, Fournier KA, McKeon PO. Postural control differs between those with and without chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2010;32(1):82–6.
11. Hoch M, McKeon PO, Andreatta R. Plantar Vibrotactile Detection Deficits in Adults with Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sport Exerc*. 2012;44(4):666–72.

## Bibliografía

12. Leanderson J, Wykman A. Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surg, Sport Traumatol, Arthrosc.* 1993;1:203–5.
13. Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res.* 1994;100(3):495–502.
14. Slobounov S, Hallett M, Stanhope S, Shibasaki H. Role of cerebral cortex in human postural control: An EEG study. *Clin Neurophysiol.* 2005;116(2):315–23.
15. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. A tactile stimulus applied to the leg improves postural stability in young, old and neuropathic subjects. *Neurosci Lett.* 2006;406(1-2):23–6.
16. Fu A, Hui-Chan CWY. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. *Am J Sports Med.* 2005;33(8):1174–82.
17. Nashner LM, Cordo PJ. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Exp Brain Res.* 1981;43(3-4):395–405.
18. Nashner LM, Black FO, Wall C. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci.* 1982;2(5):536–44.
19. Lee AJY, Lin WH. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech.* 2008;23(8):1065–72.
20. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Balance failure in single limb stance due to ankle sprain injury: An analysis of center of pressure using the fractal dimension method. *Gait Posture.* 2014;40(1):172–6.
21. Cornwall MW, Murrell P. Postural sway following inversion sprain of the ankle. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1991;81(5):243–7.
22. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med.* 1997;31(1):65–7.

23. Bernier JN, Perrin DH, Rijke A. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train.* 1997;32(3):226–32.
24. Lysholm M, Ledin T, Odkvist LM, Good L. Postural control—a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports.* 1998;8(6):432–8.
25. Leanderson J, Bergqvist M, Rolf C, Westblad P, Wigelius-Roovers S, Wredmark T. Early influence of an ankle sprain on objective measures of ankle joint function. *Knee Surg, Sport Traumatol, Arthrosc.* 1999;7(1):51–8.
26. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(12):1991–8.
27. Evans T, Hertel J, Sebastianelli W. Bilateral deficits in postural control following lateral ankle sprain. *Foot Ankle Int.* 2004;25(11):833–9.
28. Aydin T, Yildiz Y, Yildiz C, Atesalp S, Kalyon TA. Proprioception of the ankle: a comparison between female teenaged gymnasts and controls. *Foot Ankle Int.* 2002;23(2):123–9.
29. Hertel J, Buckley WE, Denegar CR. Serial testing of postural control after acute lateral ankle sprain. *J Athl Train.* 2001;36(4):363–8.
30. Ross SE, Arnold BL, Blackburn JT, Brown CN, Guskiewicz KM. Enhanced balance associated with coordination training with stochastic resonance stimulation in subjects with functional ankle instability: an experimental trial. *J Neuroeng Rehabil.* 2007;4:47.
31. Riemann BL, Myers JB, Stone DA, Lephart SM. Effect of lateral ankle ligament anesthesia. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(3):388–96.
32. Verhagen E, Bobbert M, Inklaar M, Van Kalken M, Van Der Beek A, Bouter L, et al. The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech.* 2005;20(10):1094–100.
33. Mitchell A, Dyson R, Hale T, Abraham C. Biomechanics of ankle instability. Part 2: Postural sway-reaction time relationship. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(8):1522–8.

## Bibliografía

34. Docherty CL, Valovich McLeod TC, Shultz SJ. Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by the balance error scoring system. *Clin J Sport Med*. 2006;16(3):203–8.
35. Brown CN, Mynark R. Balance Deficits in Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*. 2007;42(3):367–73.
36. Sáinz De Murieta E, Fernández Baraibar J, Pascual I, Mena A, Martínez-Zubiri A, Condón M. Incapacidad laboral por patología del aparato locomotor en la Comunidad Foral de Navarra. Aspectos epidemiológicos. *An Sist Sanit Navar*. 2005;28(1):83–92.
37. Juan De Felipe J, Velasco S, Maestro A. Utilidad de la neurocrioestimulación en el tratamiento de los esguinces leves y moderados de tobillo. *Trauma*. 2009;20(1):54–7.
38. Alvarez Theurer E, Llergo Muñoz A, Vaquero Abellán M. Analysis of the length of sick leave in Andalusia. Associated factors. *Aten Primaria*. 2009;41(7):387–93.
39. Schieppati M, Hugon M, Grasso M, Nardone A, Galante M. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1994;93(4):286–98.
40. Black FO. Clinical status of computerized dynamic posturography in neurotology. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2001;9(5):314–8.
41. Gu MJ, Schultz AB, Shepard NT, Alexander NB. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: Dynamics. *J Biomech*. 1996;29(3):319–29.
42. Laudner KG, Koschnitzky MM. Ankle muscle activation when using the Both Sides Utilized (BOSU) balance trainer. *J Strength Cond Res*. 2010;24(1):218–22.
43. Martín Nogueras AM. Prevención de las caídas en personas mayores a partir del tratamiento fisioterápico del desequilibrio postural [Tesis Doctoral]. Universidad de Salamanca. Departamento de Física, Ingeniería y Radiología Médica; 2007.
44. Peydro De Moya MF, Baydal Bertomeu JM, Vivas Broseta MJ. Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitacion (Madr)*. 2005;39(6):315–23.



45. Real Academia Española. Equilibrio [Internet]. Diccionario de la Lengua Española. 23<sup>a</sup> Edición. 2014 [cited 2015 Sep 6]. Available from: <http://lema.rae.es/drae/?val=equilibrio>
46. Baydal-Bertomeu J, Barberà i Guillem R, Soler-Gracia C, Peydro de Moya M, Prat J, Barona de Guzman R. Determinación de los patrones de comportamiento postural en población sana española. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2004;55(6):260–9.
47. Günther M, Grimmer S, Siebert T, Blickhan R. All leg joints contribute to quiet human stance: A mechanical analysis. *J Biomech.* 2009;42(16):2739–46.
48. Musculoskeletal Equilibrium. Postural Balance - MeSH - NCBI [Internet]. PubMed. MeSH. [cited 2015 Sep 19]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68004856>
49. Nashner LM. A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryngol.* 1971;72(1-6):429–36.
50. Diener H-C, Dichgans J. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Prog Brain Res.* 1988;76:253–62.
51. Horak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res.* 1990;82(1):167–77.
52. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control. Theory and Practical Applications.* 3<sup>a</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2007.
53. Horak FB, Shupert CL, Dietz V, Horstmann G. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Exp Brain Res.* 1994;100(1):93–106.
54. Cardinali D. *Manual de Neurofisiología.* Madrid: Ediciones Díaz de Santos; 2007.
55. Nashner L, Berthoz A. Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Res.* 1978;150(2):403–7.

## Bibliografía

56. Kawaguchi J. Ankle: Proprioceptive exercises balance rehabilitation. *Biomech Rehabil Suppl.* 1999;23:133–40.
57. Nielsen JB, Sinkjaer T. Afferent feedback in the control of human gait. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(3):213–7.
58. Michelson JD, Hutchins C. Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77(2):219–24.
59. Payne KA, Berg K, Latin RW. Ankle injuries and ankle strength, flexibility, and proprioception in college basketball players. *J Athl Train.* 1997;32(3):221–5.
60. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Exp Brain Res.* 1993;97(1):139–44.
61. García-Pastor C, Álvarez-Solís G. La prueba de Romberg y Moritz Heinrich Romberg. *Rev Mex Neurocienc.* 2014;15(162):31–5.
62. Lacquaniti F. Automatic control of limb movement and posture. *Curr Opin Neurobiol.* 1992;2(6):807–14.
63. Dietz V. Neurophysiology of gait disorders: present and future applications. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997;103(3):333–55.
64. Clément G, Gurfinkel VS, Lestienne F, Lipshits MI, Popov KE. Adaptation of postural control to weightlessness. *Exp Brain Res.* 1984;57(1):61–72.
65. Gagey P-M, Weber B. *Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. Versión Es.* Barcelona: Masson; 2001.
66. Winter DA, Prince F, Patla A. Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing. *Gait Posture.* 1997;5(2):153–4.
67. Goldie PA, Bach TM, Evans OM. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1989;70(7):510–7.
68. Ishida A, Imai S, Fukuoka Y. Analysis of the posture control system under fixed and sway-referenced support conditions. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(5):331–6.

69. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55(6):1369–81.
70. Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol.* 1982;47(2):287–302.
71. Fort J. *Anatomía descriptiva.* Mexico: Instituto Politécnico Nacional; 2010.
72. Spalteholz W. *Atlas de Anatomía Humana.* 13ª edicio. Barcelona: Labor; 1987.
73. Sobotta J, Putz R, Pabst R. *Atlas de Anatomía Humana.* 22ª rev, 2. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2009.
74. Munuera Martínez P V. Biomecánica del primer segmento metatarso-digital. En: *El primer radio Biomecánica y Ortopodología.* Murcia: Exa Editores, S.L.; 2009. p. 29–70.
75. Root M, Orien W, Weed J, Hughes R. *Exploración Biomecánica del Pie.* Madrid: Ortocen; 1991.
76. Sprains and Strains - MeSH - NCBI [Internet]. PubMed. MeSH. [cited 2015 Sep 19]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68013180>
77. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: A systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sport Med.* 2014;44(1):123–40.
78. Perez Rojas JEA, Hernández Elizarraras E, Mazadiego González ME, Mora Oropeza R, Rangel Valdez YM, de la Torre Sánchez R, et al. Guía clínica para la atención del paciente con esguince de tobillo. *Rev Médica IMSS.* 2004;42(5):437–44.
79. Hung Y. Neuromuscular control and rehabilitation of the unstable ankle. *World J Orthop.* 2015;6(5):434.
80. Fong DT, Chan Y-Y, Mok K, Yung PS, Chan K. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2009;1:14.

## Bibliografía

81. Coughlan G, Caulfield B. A 4-week neuromuscular training program and gait patterns at the ankle joints. *J Athl Train.* 2007;42(1):51–9.
82. Nyska M, Mann G. Mechanism of Injury. Clinical Presentation and Staging. En: *The Unstable Ankle.* Human Kinetics, editor. Leeds; 2002. p.54-61.
83. Hamilton W. Sprained ankles in ballet dancers. *Foot Ankle.* 1982;3(2):99–102.
84. Kaikkonen A, Kannus P, Jarvinen M. A performance test protocol and scoring scale for the evaluation of ankle injuries. *Am J Sports Med.* 1994;22(4):462–9.
85. Wolfe MW, Uhl TL, Mattacola CG, McCluskey LC. Management of ankle sprains. *Am Fam Physician.* 2001;63(1):93–104.
86. Imagen Esguince de tobillo grado I Imagen disponible en: [https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp\\_presentations/100209\\_2.htm](https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_presentations/100209_2.htm) [Consultado 29-09-2015].
87. Imagen Esguince de tobillo grado II. Imagen disponible en: [https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp\\_presentations/100209\\_3.htm](https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_presentations/100209_3.htm) [Consultado 29-09-2015].
88. Imagen Esguince de tobillo grado III. Imagen disponible en: [https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp\\_presentations/100209\\_4.htm](https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_presentations/100209_4.htm) [Consultado 29-09-2015].
89. Arnheim D. *Medicina Deportiva. Fisioterapia y Entrenamiento Atlético. Patología Deportiva.* 1ª ed. Madrid: Mosby/Doyma Libros; 1995.
90. Friden T, Zatterstrom R, Lindstrand A, Moritz U. A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. *Am J Sports Med.* 1989;17(1):118–22.
91. Beynnon BD, Renström PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res.* 2001;19(2):213–20.
92. Tropp H, Ekstrand JAN, Gillquist JAN. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sport Exerc.* 1984;16(1):64–6.

93. Holme E, Magnusson SP, Becher K, Bieler T, Aagaard P, Kjaer M. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sports*. 1999;9(2):104–9.
94. McGuine T, Greene J, Best T, MD P, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in High School basketball players. *Clin J Sport Med*. 2000;10(4):239–44.
95. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Philippaerts R, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females - A prospective study. *Scand J Med Sci Sport*. 2005;15(5):336–45.
96. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2005;33(3):415–23.
97. Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, Wykman A. Proprioception in classical ballet dancers. A prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. *Am J Sports Med*. 1996;24:370–4.
98. Lanska DJ. The Romberg Sign and Early Instruments for Measuring Postural Sway. *Semin Neurol*. 2002;22(04):409–18.
99. Lanska DJ, Goetz CG. Romberg's sign: development, adoption, and adaptation in the 19th century. *Neurology*. 2000;55(8):1201–6.
100. Pearce JMS. Romberg and his sign. *Eur Neurol*. 2005;53(4):210–3.
101. Campbell WW. Gait and Station. En: *Pocket Guide and Toolkit to Dejong's Neurologic Examination*. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2005. p. 298–306.
102. Goldie PA, Evans O, Bach T. Postural control following inversion injuries of the ankle. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75(9):969–75.
103. Freeman MAR, Dean MR, Hanham IWF. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Jt Surgery Br Vol*. 1965;47(4):678–85.
104. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. The contributions

## Bibliografía

- of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(4):206–15.
105. Nashner LM. Vestibular and reflex control of normal standing. En: *Control of posture and locomotion.* New York (NY): Plenum Press; 1973. p. 291–308.
  106. Garn SN, Newton R a. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther.* 1988;68(11):1667–71.
  107. Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res.* 1988;6(6):833–9.
  108. Bullock-Saxton JE, Janda V, Bullock MI. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *Int J Sport Med.* 1994;15(06):330–4.
  109. Kleinrensink GJ, Stoeckart ROB, Meulstee JAN, Kaulesar Sukul DMKS, Vleeming A, Snijders CJ, et al. Lowered motor conduction velocity of the peroneal nerve after inversion trauma. *Med Sci Sport Exerc.* 1994;26(7):877–83.
  110. Gollhofer A, Scheuffelen C, Lohrer H. Neuromuskuläre Stabilisation im oberen Sprunggelenk nach Immobilisation TT - Neuromuscular Stabilisation of the Ankle Joint after Immobilisation. *Sport Sport.* 1993;7(S 1):S 23 – S 28.
  111. McKeon PO, Booi MJ, Branam B, Johnson DL, Mattacola CG. Lateral ankle ligament anesthesia significantly alters single limb postural control. *Gait Posture.* 2010;32(3):374–7.
  112. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sport Med.* 1985;6(3):180–2.
  113. Nakagawa L, Hoffman M. Performance in static, dynamic and clinical tests of postural control in individuals with recurrent ankle sprains. *J Sport Rehabil.* 2004;13(3):255–68.
  114. Ross SE, Guskiewicz KM, Kaminski TW. Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability. *Athl Ther Today.* 2003;8(3):37.
  115. Argimon Pallás JM, Jiménez Villa J. Capítulo 4 - Clasificación de los tipos de estudio. Madrid: Elsevier España; 2004. p. 29–32.

116. Argimon Pallás JM, Jiménez Villa J. Capítulo 19 - Selección y definición de las variables. Madrid: Elsevier España; 2004. p. 176–83.
117. Menz HB, Munteanu SE. Radiographic validation of the Manchester scale for the classification of hallux valgus deformity. *Rheumatology*. 2005;44(8):1061–6.
118. Argimon Pallás JM, Jiménez Villa J. Capítulo 16 - Muestreo. Madrid: Elsevier España; 2004. p. 151–8.
119. Asociación Instituto de Biomecánica de Valencia. NedRodilla/IBV. Manual de Usuario. Version 1.1.0. 3ª ed. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 2013.
120. Simón P, Concheiro L. El Consentimiento Informado: Teoría y Práctica (I). *Med Clin (Barc)*. 1993;100(17):659–63.
121. Tribunal Internacional de Nüremberg. Código de Nüremberg. 1946.
122. National Institutes of Health. The Belmont Report. Belmont Rep Ethical Princ Guidel Prot Hum Subj Res [Internet]. 1978;4–6. Available from: <http://www.salesianos-cadiz.com/Descargas/Escolar/ESO-Bachillerato/Bachillerato/2do Bachillerato/2do A/InformeBelmont.pdf>
123. Simón P. La fundamentación ética de la teoría del consentimiento informado. *Rev Calid Asist*. 1999;14:100–9.
124. Gracia D. Fundamentos de Bioética. Madrid: Triacastela; 2008.
125. Beauchamp TL, Childress JF. Principios de Ética Biomédica. Barcelona: Masson; 1999.
126. Feito L. Panorama Histórico de la Bioética. *Moralía*. *Moralía*; 1997;20:465–94.
127. Ley 14/1986 de 25 de abril, General de Sanidad. España: BOE nº 101, de 29 abril de 1986; 1986.
128. Consejo de Europa. Convenio de Asturias de Bioética [Internet]. 1996 [cited 2015 Sep 13]. Available from: [http://www.europarl.europa.eu/transl\\_es/plataforma/pagina/maletin/colecc/actual/genetica/convenio.htm](http://www.europarl.europa.eu/transl_es/plataforma/pagina/maletin/colecc/actual/genetica/convenio.htm)

## Bibliografía

129. WMA Declaration of Helsinki - Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. 2013 Oct 19 [cited 2015 Sep 17]; Available from: <http://www.wma.net/es/30publications/10policies/b3/>
130. Ley 41/2002 de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. España: BOE nº 274, de 15 de noviembre de 2002; 2002.
131. Igualada Menor A. La Ley de Protección de Datos y la comunicación científica. *Medifam*. 2003;13(3):129–32.
132. Garrido Elustondo S, Cabello Ballesteros L, Galende Domínguez I, Riesgo Fuertes R, Rodríguez Barrientos R, Polentinos Castro E. Investigación y protección de datos personales en atención primaria. *Atención Primaria*. 2012;44(3):172–7.
133. Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal. España: BOE nº 298, de 14 de diciembre de 1999; 1999.
134. Mitchell A, Dyson R, Hale T, Abraham C. Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc*. 2008;40(8):1515–21.
135. Imagen sistema vestibular. Imagen disponible en: <http://julianeryguevararodriguez.blogspot.com.es/2013/05/sistema-vestibular.html> [Consultado 29-09-2015].
136. Imagen sistema sensoriomotor. Imagen disponible en: <http://www.fisioterapiavalencia.es/articulos/propiocepcion-y-hombro> [Consultado 29-09-2015].
137. RM axial T2FATSAT del tobillo, imagen 5. Imagen disponible en: <http://w-radiologia.es/resonancia-magnetica-tobillo.php> [Consultado 19-09-2015].



## **11. ANEXOS.**



## **11.1. ANEXO I. Formulario de consentimiento informado**



**CONSENTIMIENTO INFORMADO  
PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

**¡¡POR FAVOR!!**

**LEA ESTE DOCUMENTO ATENTAMENTE ANTES DE FIRMARLO  
FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO  
PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

**ESTUDIO:** Afectación de la propiocepción tras esguince de tobillo.

## **1. INFORMACIÓN**

Le ha sido propuesto participar en un estudio científico que pretende estudiar la relación de la producción de un esguince de tobillo con la modificación de la propiocepción (mecanismo del cuerpo que permite dar información al cerebro de sus partes, su posición, etc), a través del estudio del equilibrio.

El cuerpo humano mantiene el equilibrio y la postura por la intervención y control de tres sistemas: el vestibular (dentro del oído), la visión y la propiocepción (centrado fundamentalmente en el pie). La información de estos tres sistemas llega al cerebro y es valorada conjuntamente, por si hay que realizar alguna corrección. En el caso que sea necesaria realizar la modificación, desde el cerebro se envía una orden a la musculatura para corregir la alteración que se había valorado previamente.

A nivel del pie hay muchos receptores ubicados en los tendones, ligamentos, cápsulas articulares y piel que recogen datos sobre la posición, estiramiento y las presiones (datos propioceptivos) para enviarlos al cerebro.

Cuando se produce un esguince de tobillo, por la inflamación y por la distensión de los tejidos que rodean y forman parte de la articulación del tobillo (tendones, ligamentos, cápsula articular, etc) aparece un trastorno en la transmisión de la información que se envía al cerebro sobre la posición de la articulación respecto al cuerpo, y en su capacidad de corregir la postura del organismo.

Con este estudio se pretende cuantificar o medir la importancia que tiene la propiocepción en el mantenimiento de la postura y del equilibrio. Ésto se realizará midiendo los desplazamientos, pequeños, que realiza el cuerpo cuando está parado

sobre uno o dos pies, ayudándonos para ello de una plataforma de fuerzas, en los individuos que decidan participar, y comparándolos posteriormente.

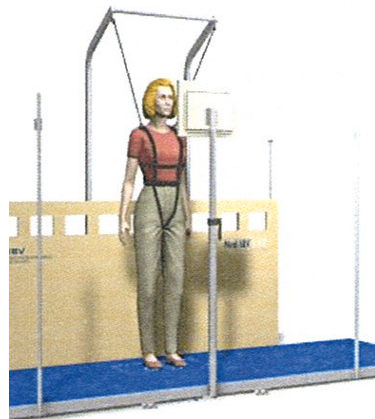
## **2. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN**

Para obtener los datos necesarios para este estudio, se debe medir el movimiento del tobillo de ambos pies a cada individuo, se debe rellenar una ficha con datos personales del paciente (nombre, apellidos, fecha de nacimiento) y realizar un conjunto de pruebas sobre la plataforma de fuerzas.

Para la realización del conjunto de pruebas sobre la plataforma de fuerzas, se le pedirá que se descalce y que se mantenga en postura erguida sobre la plataforma, tanto con uno como con dos pies, con los ojos cerrados y abiertos, sobre un añadido de gomaespuma encima de la plataforma. Aunque estas pruebas no tienen muchos riesgos, cabe la posibilidad de sufrir caídas al realizar las pruebas sobre un pie, sobre la gomaespuma o con los ojos cerrados, por ello para la realización de las pruebas se le colocará un arnés de seguridad (VER IMAGEN).

## **3. OTROS ASPECTOS QUE USTED DEBE CONOCER**

Por último, creemos conveniente que tenga conocimiento sobre los siguientes aspectos:



- El estudio se llevará a cabo por el podólogo D. Salvador González Íñigo, y quien él asigne como miembro de su equipo. En cualquier caso, siempre serán personas del ámbito de la salud (médicos, podólogos o enfermeros) y, por lo tanto, conocedoras de todas las técnicas e instrumentos que se van a utilizar.

- Es posible que se tomen fotografías durante la prueba. Éstas pueden ser vistas posteriormente por personal en formación o incluso por otros profesionales de la salud en distintos foros. En ningún caso se tomarán imágenes que pudieran revelar la identidad del sujeto de la foto.

- Los resultados obtenidos en este estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, bien en forma de comunicación, ponencia o conferencia, bien en forma de póster, o bien en forma de publicación en revista científica.

- Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.

- El tiempo que puede durar en total la realización de las pruebas tras su aceptación para participar en el estudio rondará, en condiciones normales, los 60 minutos aproximadamente.

- Tanto los datos recogidos en la exploración como los de la prueba de equilibrio para este estudio podrán servir para otros estudios de similares características, siempre respetando la privacidad de la identidad de cada sujeto.

- Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.



# FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

**ESTUDIO:** Afectación de la propiocepción tras esguince de tobillo.

## DECLARACIONES Y FIRMAS

### Paciente:

D./D<sup>a</sup>....., en calidad de paciente, declaro que el responsable del equipo de investigación me ha explicado de forma satisfactoria en qué consiste el estudio, cuáles son sus objetivos, cuáles son las pruebas a las que me tengo que someter y los posibles riesgos de las mismas. He comprendido perfectamente todo lo anterior y doy mi consentimiento para que el podólogo D. Salvador González Íñigo, y el personal que designe como miembro de su equipo, me realicen la exploración necesaria para la consecución de los objetivos de este estudio.

Asimismo, se me ha informado sobre mi derecho a retirar este consentimiento cuando estime oportuno, sin necesidad de justificar mi voluntad, y sin que de ello se derive ninguna consecuencia adversa para mí.

Fdo. ....

### Investigador:

Yo, D. Salvador González Íñigo, he informado a este paciente de la naturaleza y propósito de este estudio, así como de sus posibles riesgos.

Fdo. ....

En Sevilla, a.....de.....de 201...



**11.2. ANEXO II. Comunicado de aprobación del Comité de Ética de la Universidad de Sevilla.**





A quien pueda interesar:

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, habiendo examinado el Proyecto "Modificaciones en la propiocepción de pacientes con esquince de tobillo en el ámbito del accidente de trabajo" presentado por D. Guillermo Lafuente Sotillos emite el siguiente informe,

El proyecto cumple los requisitos exigidos para experimentación en sujetos humanos y en animales, y se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea.

Sevilla, a 31 de enero de 2011.

EL PRESIDENTE DEL COMITE,



Fdo.: Prof. Dr. Fernando Rodríguez Fernández.



### **11.3. ANEXO III. Lista de abreviaturas.**





CDP	Centro de presiones
ROA	Romberg ojos abiertos
ROC	Romberg ojos cerrados
RGA	Romberg gomaespuma ojos abiertos
RGC	Romberg gomaespuma ojos cerrados
LPAA	Ligamento peroneo-astragalino anterior
LPC	Ligamento peroneo-calcáneo
LPAP	Ligamento peroneo-astragalino posterior
IFT	Inestabilidad funcional de tobillo
SNC	Sistema nervioso central
ICT	Inestabilidad crónica de tobillo
CDG	Centro de gravedad
TPA	Tibio-peroneo-astragalina
OOAA	Ojos abiertos
OOCC	Ojos cerrados
Hz.	Hertzio
AP	Anteroposterior
ML	Mediolateral
mm	milímetro
N	Newton
IBV	Instituto Biomecánico de Valencia
ET	Esguince de tobillo



#### **11.4. Resultados estadísticos completos.**



Estado			Valoración final OAAA	Valoración ROA	ROA % tiempo de prueba	ROA Desplazamiento ML (mm)	% ROA Desplazamiento ML (mm)	ROA Desplazamiento AP (mm)	% ROA Desplazamiento AP (mm)	ROA Area de elipse de confianza (mm2)	% ROA Area de elipse de confianza (mm2)	ROA Percentil 75 velocidad (mm/s)	% ROA Percentil 75 velocidad (mm/s)	ROA Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	% ROA Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	ROA Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	% ROA Frecuencia de Oscilación AP (Hz)
Lesionado	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
		Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Media		97%	97%	100	30,4723	97%	39,7677	96,80%	1251,194	424%	68,9377	99%	5,111	96%	3,448	96%
	Desviación estándar		4%	6%	0	14,61617	9%	14,20381	8%	1749,66752	1809%	13,41386	2%	0,96526	4,930%	0,68848	5%
	Mínimo		81%	75%	100	18,79	69%	22,79	68%	334,14	41%	46,89	90%	3,59	86%	2,58	76%
	Máximo		100%	100%	100	88,86	100%	96,3	100%	8620,54	10000%	97,26	100%	7,33	100%	5,11	100%
	Percentiles	25	98,00%	96,00%	100	23,2775	100,00%	34,0663	99%	555,4475	96,00%	58,315	100,00%	4,455	92%	2,9825	95%
		50	99,00%	99%	100	26,9575	100,00%	36,84	100,00%	762,9575	100,00%	67,81	100,00%	4,9975	99,00%	3,3	99,00%
75		99%	99%	100	29,9325	100,00%	39,285	100,00%	886,8575	100,00%	74,2838	100,00%	5,6975	100,00%	3,795	100,00%	
Sano	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
		Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Media		98%	98%	100	25,5177	99,70%	34,5722	99%	695,9108	97,30%	66,083	99%	5,315	98%	3,3763	96%
	Desviación estándar		2,170%	2%	0	5,37581	1%	6,36045	1%	257,85815	7%	14,62368	2%	0,81636	3,810%	0,81184	8%
	Mínimo		91%	92%	100	16,63	97%	25,94	95%	387,89	71%	47,55	90%	3,75	89%	1,56	69%
	Máximo		100%	100%	100	36,42	100%	48,48	100%	1242,2	100%	97,22	100%	7,01	100%	4,95	100%
	Percentiles	25	98%	97,00%	100	21,675	100,00%	29,075	100,00%	481,7575	98,50%	55,2163	100,00%	4,6825	95%	2,7975	93,50%
		50	99%	99,00%	100	25,4	100,00%	34,145	100,00%	661,605	100,00%	59,97	100,00%	5,5325	100,00%	3,305	100,00%
75		100,00%	100,00%	100	29,0788	100,00%	37,89	100,00%	850,225	100,00%	77,035	100,00%	6,0112	100,00%	4,0463	100,00%	

Estado			Valoración RGA	RGA % tiempo de prueba	RGA Desplazamiento ML (mm)	% RGA Desplazamiento ML (mm)	RGA Desplazamiento AP (mm)	% RGA Desplazamiento AP (mm)	RGA Area de elipse de confianza (mm2)	% RGA Area de elipse de confianza (mm2)	RGA Percentil 75 velocidad (mm/s)	% RGA Percentil 75 velocidad (mm/s)	RGA Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	% RGA Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	RGA Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	% RGA Frecuencia de Oscilación AP (Hz)
Lesionado	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
		Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Media		98%	100	26,7765	99,90%	36,8302	99,10%	774,626	95,10%	68,4178	100%	5,257	97,50%	3,6568	98%
	Desviación estándar		3%	0	4,20529	1%	7,6116	2%	323,51524	12%	11,54712	2%	0,8099	5%	0,71315	5%
	Mínimo		87%	100	19,74	97%	22,54	92%	346,02	52%	49,39	88%	3,06	80%	2,16	80%
	Máximo		100%	100	38,02	100%	56,64	100%	1893,66	100%	99,08	100%	7,46	100%	5,15	100%
	Percentiles	25	99%	100	23,8	100,00%	32,3325	99,00%	587,29	99%	59,9013	100,00%	4,7925	95,00%	3,1475	98%
		50	99,00%	100	26,2275	100,00%	35,335	100,00%	684,48	100,00%	66,455	100,00%	5,265	100,00%	3,56	100,00%
		75	100,00%	100	29,6025	100,00%	40,5313	100,00%	938,5925	100,00%	73,7925	100,00%	5,7625	100,00%	4,1925	100,00%
	Sano	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
Perdidos			0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Media		98%	100	26,9518	100%	33,8327	99,70%	730,9393	97%	67,2142	99%	5,1828	97,50%	3,4922	97%	
Desviación estándar		2%	0	5,48716	1%	6,90048	1%	286,95551	8%	15,03532	3%	0,97365	4%	0,91436	6,290%	
Mínimo		90%	100	18,68	95%	24,47	96%	292,64	64%	49,55	83%	3,34	83%	1,9	78%	
Máximo		100%	100	41,3	100%	51,86	100%	1433,95	100%	108,96	100%	7,83	100%	5,99	100%	
Percentiles		25	98%	100	22,8325	100,00%	27,6375	100,00%	482,8625	99%	57,22	100,00%	4,5825	94,00%	2,935	97,00%
		50	99%	100	26,735	100,00%	33,625	100,00%	723,6	100,00%	61,83	100,00%	5,185	100,00%	3,24	100,00%
		75	100,00%	100	29,9025	100,00%	36,8075	100,00%	929,94	100,00%	76,6138	100,00%	5,8588	100,00%	4,315	100,00%

Estado			Valoración OOC	Valoración ROC	ROC % tiempo de prueba	ROC Desplazamiento ML (mm)	% ROC Desplazamiento ML (mm)	ROC Desplazamiento AP (mm)	% ROC Desplazamiento AP (mm)	ROC Area de elipse de confianza (mm <sup>2</sup> )	% ROC Area de elipse de confianza (mm <sup>2</sup> )	ROC Percentil 75 velocidad (mm/s)	% ROC Percentil 75 velocidad (mm/s)	ROC Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	% ROC Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	ROC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	% ROC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)
Lesionado	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
		Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Media		59,40%	67%	78,9417	45,5216	75%	68,107	67%	2981,6216	36,80%	120,8232	63%	5,4178	77%	4,6767	80,60%
	Desviación estándar		16%	21%	22,69313	14,1398	25%	14,94189	22%	1283,67096	20%	21,36508	21%	2,38328	25%	1,12114	25%
	Mínimo		18%	17%	18,67	22,84	15%	37,04	19%	1491,6	12%	76,89	19%	3,36	19%	2,42	19%
	Máximo		86%	93%	100	98,71	99%	96,86	94%	7603,3	75%	165,87	97%	16,08	100%	6,91	100%
	Percentiles	25	50,00%	51,00%	61,7875	38,5975	49,00%	56,3788	50,50%	2120,5475	18%	106,0775	47,00%	4,325	55%	3,7988	58%
		50	60%	70%	84,125	43,4375	87,50%	65,9325	72,00%	2651,0263	34,00%	120,18	63,00%	4,8975	92,00%	4,635	93,00%
		75	71,60%	85%	99,4263	47,7425	95,00%	81,8212	86,50%	3807,6188	57,00%	134,0562	81%	5,53	96,00%	5,4312	98%
	Sano	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
Perdidos			0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Media		70%	77%	90,2397	45,2063	87%	69,7339	78,40%	2881,2987	42,90%	127,4428	73,20%	4,8234	91%	4,4645	91%	
Desviación estándar		12%	13%	12,98024	6,98986	14%	11,11681	13,640%	1004,43042	21%	22,99381	16%	0,73952	13%	0,72185	13%	
Mínimo		35%	37%	49,33	35,89	48%	48,99	40%	1579,68	14%	89,43	40%	3,63	38%	2,81	44%	
Máximo		90%	95%	100	62,42	99%	91,65	97%	4910,65	95%	166,59	96%	6,73	100%	6,29	100%	
Percentiles		25	64%	71%	84,3325	40,02	82%	62,3125	71%	1958,77	24%	104,6438	60%	4,1275	86,50%	4,12	87%
		50	70%	77%	96,7375	45,12	93,00%	66,995	76,00%	2858,9	44,00%	130,8	74,00%	4,7175	96,00%	4,3725	96,50%
		75	79%	87%	100	48,6175	96,00%	75,6625	89%	3593,1438	56%	144,8138	88,00%	5,35	100,00%	4,8725	100,00%

Estado			Valoración RGC	RGC % tiempo de prueba	RGC Desplazamiento ML (mm)	% RGC Desplazamiento ML (mm)	RGC Desplazamiento AP (mm)	% RGC Desplazamiento AP (mm)	RGC Area de elipse de confianza (mm2)	% RGC Area de elipse de confianza (mm2)	RGC Percentil 75 velocidad (mm/s)	% RGC Percentil 75 velocidad (mm/s)	RGC Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	% RGC Frecuencia de Oscilación ML (Hz)	RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	% RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	
Lesionado	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	
		Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Media		53%	65,1545	54,5743	57%	75,9438	51%	4409,2086	25%	131,0808	50%	5,3931	65%	4,9231	67%	
	Desviación estándar		16%	20,39786	23,54351	21%	8,38012	17%	2717,54015	11%	17,20156	17%	1,66186	23,000%	1,24937	19,450%	
	Mínimo		18%	25,67	33,96	11%	59,8	21%	1945,04	8%	94,73	21%	3,09	23%	2,71	26%	
	Máximo		83%	100	134,24	96%	96,7	80%	15267,63	55%	172,97	92%	9,9	99%	7,69	100%	
	Percentiles		25	41%	44,6275	40,5938	42,00%	70,1375	36%	3060,0175	16%	118,9663	34,50%	4,245	44%	4,0013	47,00%
			50	54%	63,9275	44,7925	53,50%	74,765	54,50%	3627,905	23,00%	133,2775	51,00%	4,865	67,00%	4,8338	69,00%
			75	64%	81,58	61,3788	78%	80,6675	62,50%	4449,025	28,00%	140,89	61,00%	6,4663	85,00%	5,7875	81,00%
	Sano	N	Válido	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
Perdidos			0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Media		63%	76,8442	52,1967	66%	74,8344	62,30%	3660,901	32%	130,8413	59,80%	4,8211	79%	4,344	78%		
Desviación estándar		15%	20,16083	20,7899	17%	13,86802	15,590%	1423,24995	12,230%	21,09082	18%	0,83621	20%	0,8064	19%		
Mínimo		24%	28,33	11,15	28%	50,31	24%	1773,96	10%	93,77	24%	3,74	28%	2,44	28%		
Máximo		89%	100	114,48	95%	116,39	91%	8907,19	59%	184,15	94%	7,36	100%	5,74	100%		
Percentiles		25	53%	64,0025	42,0163	55%	63,9475	54,00%	2770,8738	24%	119,0113	43,50%	4,205	63,00%	3,685	69%	
		50	65%	76	47,505	64,00%	74,035	60,50%	3445,2	29,00%	131,19	61,50%	4,59	85,50%	4,4	76,50%	
		75	74%	98,0575	57,9838	84,00%	84,19	76%	3930,665	39,50%	139,0875	72,00%	5,4225	97%	5,095	96%	



## Valoración RGC – ESTADO

### Normalidad

Las hipótesis que se plantean son:

H<sub>0</sub>: Los datos de la variable estudiada siguen una distribución normal.

H<sub>1</sub>: Los datos de la variable estudiada no siguen una distribución normal.

Pruebas de normalidad				
	Estado	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Valoración RGC	Lesionado	,965	30	,420
	Sano	,946	30	,132

Todos los p-valores son mayores a 0.05, por lo que se puede aceptar H<sub>0</sub>, es decir, siguen una distribución normal.

### Aleatoriedad

A estas variables le aplicamos el test de aleatoriedad, cuyas hipótesis planteadas son:

H<sub>0</sub>: La secuencia de valores definida por la variable estudiada es aleatoria.

H<sub>1</sub>: La secuencia de valores definida por la variable estudiada NO es aleatoria.

	Estado	Prueba de aleatoriedad
		p-valor
Valoración RGC	Lesionado	0.853
	Sano	0.853

Se puede considerar la variable Valoración RGC según sea el estado una variable aleatoria, por lo que vamos a aplicar la prueba t para muestras independientes.

Las hipótesis planteadas son:

H<sub>0</sub>:  $\mu_{\text{Lesionado}} = \mu_{\text{Sano}}$

H<sub>1</sub>:  $\mu_{\text{Lesionado}} \neq \mu_{\text{Sano}}$

Estadísticas de grupo					
	Estado	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Valoración RGC	Lesionado	30	52,93%	16,157%	2,950%
	Sano	30	62,85%	14,703%	2,684%

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Valoración RGC	Se asumen varianzas iguales	,217	,643	-2,488	58	,016	-9,922%	3,988%	-17,906%	-1,939%
	No se asumen varianzas iguales			-2,488	57,492	,016	-9,922%	3,988%	-17,907%	-1,937%

El resultado del p-valor = 0.016 hace que se rechace la hipótesis nula, por lo que se concluye que existen diferencias en la valoración RGC según sea el estado.

## % RGC Desplazamiento AP (mm) – ESTADO

### Normalidad

Las hipótesis que se plantean son:

$H_0$ : Los datos de la variable estudiada siguen una distribución normal.

$H_1$ : Los datos de la variable estudiada no siguen una distribución normal.

Pruebas de normalidad				
	Estado	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
% RGC Desplazamiento AP (mm)	Lesionado	,952	30	,186
	Sano	,964	30	,382

Todos los p-valores son mayores a 0.05, por lo que se puede aceptar  $H_0$ , es decir, siguen una distribución normal.

### Aleatoriedad

A estas variables le aplicamos el test de aleatoriedad, cuyas hipótesis planteadas son:

$H_0$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada es aleatoria.

$H_1$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada NO es aleatoria.

	Estado	Prueba de aleatoriedad
		p-valor
% RGC Desplazamiento AP (mm)	Lesionado	0.853
	Sano	0.353

Se puede considerar la variable Valoración RGC según sea el estado una variable aleatoria, por lo que vamos a aplicar la prueba t para muestras independientes.

Las hipótesis planteadas son:

$H_0$ :  $\mu_{\text{Lesionado}} = \mu_{\text{Sano}}$

$H_1$ :  $\mu_{\text{Lesionado}} \neq \mu_{\text{Sano}}$

Estadísticas de grupo					
	Estado	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
% RGC Desplazamiento AP (mm)	Lesionado	30	51,43%	17,138%	3,129%
	Sano	30	62,30%	15,590%	2,846%

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
% RGC Desplazamiento AP (mm)	Se asumen varianzas iguales	,509	,479	-2,569	58	,013	-10,867%	4,230%	-19,334%	-2,400%
	No se asumen varianzas iguales			-2,569	57,488	,013	-10,867%	4,230%	-19,335%	-2,398%

El resultado del p-valor = 0.013 hace que se rechace la hipótesis nula, por lo que se concluye que existen diferencias en el % RGC Desplazamiento AP (mm) según sea el estado.

## % RGC Percentil 75 velocidad (mm/s) – ESTADO

### Normalidad

Las hipótesis que se plantean son:

$H_0$ : Los datos de la variable estudiada siguen una distribución normal.

$H_1$ : Los datos de la variable estudiada no siguen una distribución normal.

Pruebas de normalidad				
	Estado	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
% RGC Percentil 75 velocidad (mm/s)	Lesionado	,934	30	,061
	Sano	,977	30	,739

Todos los p-valores son mayores a 0.05, por lo que se puede aceptar  $H_0$ , es decir, siguen una distribución normal.

### Aleatoriedad

A estas variables le aplicamos el test de aleatoriedad, cuyas hipótesis planteadas son:

$H_0$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada es aleatoria.

$H_1$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada NO es aleatoria.

	Estado	Prueba de aleatoriedad
		p-valor
% RGC Percentil 75 velocidad (mm/s)	Lesionado	0.832
	Sano	0.853

Se puede considerar la variable % RGC Percentil 75 velocidad (mm/s) según sea el estado una variable aleatoria, por lo que vamos a aplicar la prueba t para muestras independientes.

Las hipótesis planteadas son:

$H_0: \mu_{\text{Lesionado}} = \mu_{\text{Sano}}$

$H_1: \mu_{\text{Lesionado}} \neq \mu_{\text{Sano}}$

Estadísticas de grupo					
	Estado	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
% RGC Percentil 75 velocidad (mm/s)	Lesionado	30	50,47%	16,772%	3,062%
	Sano	30	59,80%	17,941%	3,276%

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
% RGC Percentil 75 velocidad (mm/s)	Se asumen varianzas iguales	,336	,564	-2,081	58	,042	-9,333%	4,484%	-18,309%	-0,358%
	No se asumen varianzas iguales			-2,081	57,738	,042	-9,333%	4,484%	-18,310%	-0,357%

El resultado del p-valor = 0.042 hace que se rechace la hipótesis nula, por lo que se concluye que existen diferencias en el % RGC Percentil 75 velocidad (mm/s) según sea el estado.

## Valoración OOC – ESTADO

### Normalidad

Las hipótesis que se plantean son:

$H_0$ : Los datos de la variable estudiada siguen una distribución normal.

$H_1$ : Los datos de la variable estudiada no siguen una distribución normal.

Pruebas de normalidad				
	Estado	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Valoración OOC	Lesionado	,965	30	,421
	Sano	,947	30	,138

Todos los p-valores son mayores a 0.05, por lo que se puede aceptar  $H_0$ , es decir, siguen una distribución normal.

### Aleatoriedad

A estas variables le aplicamos el test de aleatoriedad, cuyas hipótesis planteadas son:

$H_0$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada es aleatoria.

$H_1$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada NO es aleatoria.

	Estado	Prueba de aleatoriedad
		p-valor
Valoración OOC	Lesionado	>0.05
	Sano	0.353

Se puede considerar la variable Valoración OOC según sea el estado una variable aleatoria, por lo que vamos a aplicar la prueba t para muestras independientes.

Las hipótesis planteadas son:

$H_0: \mu_{\text{Lesionado}} = \mu_{\text{Sano}}$

$H_1: \mu_{\text{Lesionado}} \neq \mu_{\text{Sano}}$

Estadísticas de grupo					
	Estado	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Valoración OCCC	Lesionado	30	59,40%	16,334%	2,982%
	Sano	30	69,59%	12,053%	2,201%

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Valoración OCCC	Se asumen varianzas iguales	2,889	,095	-2,749	58	,008	-10,189%	3,706%	-17,608%	-2,770%
	No se asumen varianzas iguales			-2,749	53,360	,008	-10,189%	3,706%	-17,621%	-2,756%

El resultado del p-valor = 0.008 hace que se rechace la hipótesis nula, por lo que se concluye que existen diferencias en la Valoración OCCC según sea el estado.



## RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz) – ESTADO

### Normalidad

Las hipótesis que se plantean son:

$H_0$ : Los datos de la variable estudiada siguen una distribución normal.

$H_1$ : Los datos de la variable estudiada no siguen una distribución normal.

Pruebas de normalidad					
		Estado	Shapiro-Wilk		
			Estadístico	gl	Sig.
RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	Lesionado	,972	30	,589	
	Sano	,974	30	,639	

Todos los p-valores son mayores a 0.05, por lo que se puede aceptar  $H_0$ , es decir, siguen una distribución normal.

### Aleatoriedad

A estas variables le aplicamos el test de aleatoriedad, cuyas hipótesis planteadas son:

$H_0$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada es aleatoria.

$H_1$ : La secuencia de valores definida por la variable estudiada NO es aleatoria.

	Estado	Prueba de aleatoriedad
		p-valor
RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz)	Lesionado	>0.05
	Sano	0.353

Se puede considerar la variable RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz) según sea el estado una variable aleatoria, por lo que vamos a aplicar la prueba t para muestras independientes.

Las hipótesis planteadas son:

$H_0$ :  $\mu_{\text{Lesionado}} = \mu_{\text{Sano}}$

$H_1$ :  $\mu_{\text{Lesionado}} \neq \mu_{\text{Sano}}$

Estadísticas de grupo						
	Estado	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar	
RGC Frecuencia de Oscilacion AP (Hz)	Lesionado	30	4,9231	1,24937	,22810	
	Sano	30	4,3440	,80640	,14723	

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
RGC Frecuencia de Oscilacion AP (Hz)	Se asumen varianzas iguales	5,921	,018	2,133	58	,037	,57908	,27149	,03564	1,12253
	No se asumen varianzas iguales			2,133	49,589	,038	,57908	,27149	,03367	1,12450

El resultado del p-valor = 0.038 hace que se rechace la hipótesis nula, por lo que se concluye que existen diferencias en el RGC Frecuencia de Oscilación AP (Hz) según sea el estado.