



Universidad de Valparaíso
Facultad de Medicina
Carrera de Kinesiología

Comparación del efecto del vendaje funcional, vendaje neuromuscular y sin vendaje, en la inversión forzada del tobillo de forma súbita en deportistas.

**SEMINARIO DE TITULO PARA OPTAR AL GRADO DE LICENCIADO EN
KINESIOLOGÍA**

Autor: Patricio Häberle Mancilla

Tutor: Héctor Ignacio Castellucci Kigo. Msc.

Valparaíso – Chile

2012



Universidad de Valparaíso
Facultad de Medicina
Carrera de Kinesiología

Comparación del efecto del vendaje funcional, vendaje neuromuscular y sin vendaje en la inversión forzada del tobillo de forma súbita en deportistas.

**SEMINARIO DE TITULO PARA OPTAR AL GRADO DE LICENCIADO EN
KINESIOLOGÍA**

Autor: Patricio Häberle Mancilla

Tutor: Héctor Ignacio Castelucci Klgo. Msc.

Valparaíso – Chile

2012

A mi Carolina,

Profesor Guía y Familia

por toda su paciencia y apoyo.

AGRADECIMIENTOS

Muchas gracias a las personas que estuvieron conmigo y me apoyaron en la realización de este Seminario de Tesis. Puntualmente, a Carolina, por creer en mí desde el comienzo y estar ahí en todo momento; a mi profesor guía Ignacio, por su gran apoyo, entusiasmo y por poner a mi disposición sus conocimientos; y a mi familia, por su comprensión e interés en mi trabajo.

INDICE

1. INTRODUCCIÓN.	1
2. MARCO TEÓRICO.	3
2.1. Etiología.	3
2.1.1. Articulaciones y movimientos de tobillo.	4
2.1.2. Ligamentos.	4
2.1.3. Músculos.	6
2.1.4. Acciones musculares.	6
2.1.5. Movimientos.	7
2.2. Esguince de Tobillo.	8
2.2.1. Tipos de esguince de tobillo.	8
2.3. Tape neuromuscular.	9
2.3.1. Características del TNM.	10
2.3.2. Efectos fisiológicos.	12
2.3.3. Formas y técnicas de aplicación.	14
2.3.4. Formas.	14
2.4. Electromiografía.	15
2.4.1. Registro electromiográfico.	17

2.4.2. Electroodos.	18
2.5. Estabilidad.	18
2.6. Propiocepción.	19
3. HIPÓTESIS.	21
4. OBJETIVOS.	22
4.1. Objetivo General.	22
4.2. Objetivo específico.	22
5. MATERIALES.	23
6. MÉTODO.	25
6.1. Tipo de Investigación.	25
6.2. Población y Muestra.	25
6.3. Estrategia de Muestreo.	25
6.4. Criterios de Inclusión y Exclusión.	25
6.5. Variables del Estudio	26
6.5.1. Variables de estudios Independientes.	26
6.5.2. Variables Dependientes.	28
6.6.1. Características Generales del Proceso.	29
6.6.2. Proceso Pre-Evaluación.	30
6.6.3. Proceso de Evaluación.	33

6.6.4. Análisis Estadístico.	35
7. RESULTADOS.	37
7.1. Peroneo Largo.	38
7.1.1. Sujetos Estables.	38
7.1.2. Sujetos Inestables.	42
7.2. Tibial Anterior.	47
7.2.1. Sujetos Estables.	47
7.2.2. Sujetos Inestables.	51
7.3. Preferencia.	56
8. DISCUSIÓN.	58
8.1. Limitaciones.	62
9. CONCLUSIÓN.	64
10. BIBLIOGRAFIA.	66
11. ANEXOS.	72
11.1. Anexo 1: SEBT	73
11.2. Anexo 2: Encuesta de Estabilidad	76
11.3. Anexo 3: Consentimiento Informado.	77
11.4. Anexo 4: Postura de los vendajes.	78
11.5. Anexo 5: Tablas normalización mediciones.	79

INDICE FIGURAS

Figura 1. Equipo y plataforma utilizada.	24
Figura 2. Tape Neuromuscular (TNM)	27
Figura 3. Vendaje Funcional (VF)	28
Figura 4. Algoritmo para las pruebas estadísticas	36
Figura 5. Gráfico de medias para el músculo peroneo largo en sujetos estables. 40	
Figura 6. Gráfico de cajas de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo peroneo largo en sujetos estables.	41
Figura 7. Tiempos de activación para el peroneo largo en sujetos estables.	42
Figura 8. Gráfico de medias para el músculo peroneo largo en sujetos inestables.	45
Figura 9. Gráfico de cajas de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo peroneo largo en sujetos inestables.	46
Figura 10. Tiempos de activación para el peroneo largo en sujetos inestables.	47
Figura 11. Gráfico de medias para el músculo tibial anterior en sujetos estables. 49	
Figura 12. Gráfico de cajas de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo tibial anterior en sujetos estables.	50
Figura 13. Tiempos de activación para el tibial anterior en sujetos estables.	51
Figura 14. Gráfico de medias para el músculo tibial anterior en sujetos inestables.	54

Figura 15. Gráfico de cajas de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo tibial anterior en sujetos inestables.	55
Figura 16. Tiempos de activación para el tibial anterior en sujetos estables.	56
Figura 17. Gráfico de preferencia de tipo de vendaje.	57
Figura 18. SEBT: Esta consta de una estrella de 3 puntas con un ancho 1.9 cm cada línea y un ángulo de 135° con respecto a la línea central, posicionadas posterolateral y posteromedial	73

INDICE DE TABLA

Tabla 1. Aleatorización Estable.	32
Tabla 2. Aleatorización Inestable.	33
Tabla 3. Estadística Descriptiva	37
Tabla 4. Normalización de las mediciones para el músculo Peroneo Largo.	79
Tabla 5. Normalización de las mediciones para el músculo Tibial Anterior.	80

ABREVIATURAS

SEBT: *Star Excursion Balance Test*, Test de Estabilidad de la Estrella.

EE.II.: Extremidades Inferiores

EMGS: Electromiografía de Superficie

TNM: Tape neuromuscular / Vendaje Neuromuscular

SNC: Sistema Nervioso Central

SENIAM: *Surface electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*, Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos.

SS.CC.: Sagrados corazones

VF: Vendaje Funcional

SV: Sin Vendaje.

ABSTRACT

Specialized publications state that the sprained ankle is one of the most regular injuries resulting from participation in athletic events and other activities. More than a 15% sports injuries are treated for sprained ankle each year.

The purpose of this work is to make a comparison and effectiveness of two kind of ankle bandages when the foot is inverted. To evaluate this effect requires the evaluation of stable individuals and unstable ones to establish which one of the bandages can help prevent sprain ankle.

The evaluation was performed to a group of 20 sportsman (basketball & football) applying the SEBT test to establish the higher and lower stability of each one. After this, an evaluation was performed using a platform which simulated an inversion ankle sprain to verify the effect of applying different support conditions, like kinesiotape (TNM), compression bandages (VF), and without bandage (SV). electrical activity was measured from the peroneus longus and tibialis anterior by surface electromyography (EMGS) in three times in milliseconds (ms) after the stimuli.

In both kind of bandages (TNM & VF) only the activation time of the tibialis anterior of the unstable individual had significant different effect $p < 0,05$ (VF $p=0,01$ TNM $p=0,04$) from the application of bandages to reduce risk of sprained ankle.

The VF was the most preferred support method by participants, with a 90% of acceptability. The participants pointed out that a higher sense of external stability at the joint was provided.

Data of this study were monitored in laboratory conditions, therefore it was not possible to change the type of bandage subsequent to any sport activity.

These results suggest a continuation of studies that provide more effective assessment methods for different types of bandages to determine their effect, is indeed an interesting research field. In particular to verify if the extended application of sporting bandages does really improve prevention of ankle sprains injuries.

RESUMEN

En las publicaciones consultadas, el esguince de tobillo es la lesión que encabeza la estadística, tanto en atenciones de urgencias hospitalarias como deportivas, el esguince es el 15% de todas las lesiones asociadas con la práctica deportiva.

El objetivo de este estudio, fue comparar la efectividad entre 2 tipos de vendaje para el tobillo tras realizar una inversión súbita de tobillo tanto en sujetos estables como inestables, para de tal manera determinar cuál podría ayudar a prevenir eventuales esguinces por inversión de tobillo.

Se evaluaron 20 sujetos deportistas (Basquetbol y Futbol americano), a los cuales se les realizó el test SEBT, para determinar a los individuos con mayor y menor estabilidad. Posterior a esto se les subió a una plataforma que simulaba una inversión de tobillo y ver así sus resultados frente a las condiciones con vendaje neuromuscular (TNM), vendaje funcional (VF) y sin vendaje (SV). Se midió la actividad eléctrica del Peroneo Largo y Tibial Anterior mediante electromiografía de superficie (EMGS) en 3 periodos de tiempo en milisegundos (ms).

Los 2 tipos de vendaje (TNM y VF) solamente en los tiempos de activación del musculo tibial anterior en sujetos inestables tuvieron diferencias estadísticamente significativas $p < 0,05$ (VF $p=0,01$ TNM $p=0,04$) las cuales se podría suponer que ayuda a disminuir el riesgo de esguinces de tobillo.

El VF fue el vendaje que tuvo mayor preferencia entre los individuos con un 90% de aceptación, aduciendo que les generaba mayor sensación de estabilidad externa a la articulación.

Los datos obtenidos en este estudio fueron obtenidos en condiciones de laboratorio, de esta manera no se ven modificados los distintos vendajes posterior a alguna actividad deportiva.

Se sugiere continuar con estudios relacionados que proporcionen métodos evaluativos más eficaces para los distintos tipos de vendaje y de esta forma poder determinar si realmente la masificación en los vendajes deportivos realiza alguna ayuda real en prevención de esguinces de tobillo.

1. INTRODUCCIÓN.

Las lesiones de tobillo son un problema común, equivalen a 12% de las atenciones de las salas de emergencia. El esguince de tobillo es una lesión de gran repercusión en la vida y el rendimiento del deportista, pero también de la población en general.

En las publicaciones consultadas el esguince de tobillo es la lesión que encabeza la estadística, tanto en atenciones de urgencias hospitalarias como deportivas, el esguince es el 15% de todas las lesiones asociadas con la práctica deportiva. La incidencia es, lógicamente, mayor en deportes con carga, contacto y saltos, como el voleibol, fútbol y básquetbol, en este último se asocia a la mitad de todas las lesiones importantes.

De este modo se vio necesario aplicar técnicas de prevención para este tipo de lesión ocupando así diferentes tipos de vendajes. En este estudio haremos referencia dos; vendaje funcional (VF) y vendaje neuromuscular (TNM), dando una estabilidad rígida y dinámica respectivamente, presentando una revisión bibliográfica de estudios realizados en deportistas donde están implicados estos vendajes.

El objetivo es establecer el tipo de vendaje que tiene una mayor efectividad en la prevención de la inversión forzada de tobillo en deportistas.

En el capítulo nº 2 se expone el marco teórico, en el cual se realiza una breve descripción y definición de la etiología del tobillo, del esguince propiamente tal y de los vendajes. En la segunda parte de este capítulo se hace una revisión bibliográfica de los estudios relacionados a las variables de esta investigación: la electromiografía, estabilidad y propiocepción. En el capítulo nº 3 se presenta la hipótesis para luego en el capítulo nº4 plantear los objetivos generales y específicos. La metodología de este estudio es expuesta en el capítulo nº 6 donde se define el tipo de investigación, la población, la muestra, los criterios de inclusión, las variables del estudio, y una explicación detallada del proceso de la evaluación. En los capítulos nº 7, 8 y 9 se exponen los resultados, discusiones y conclusiones respectivamente. Finalizando con la bibliografía en el capítulo nº 10 y anexos en el capítulo nº 11.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1. Etiología.

El tobillo es un complejo articular fundamental en la práctica de casi todos los tipos de actividad deportiva y está diseñado para soportar cargas elevadas.

Fong y colaboradores (2007), realizó un estudio de revisión que abarcó 70 deportes, en 24 de ellos la zona del cuerpo que más se lesionó fue el tobillo. Tras nueve años de investigación Garrick y Requa (1988), encontraron que los deportes con mayor incidencia a lesiones de tobillo eran el baloncesto y el voleibol con un 79% y 82% respectivamente.

De acuerdo a Fong y colaboradores (2007), las lesiones de tobillo en los deportistas representan entre el 30 y el 50%, siendo la más común el esguince equivalente al 76,7%.

El mecanismo de lesión más frecuente es el movimiento de inversión y flexión plantar forzada. Este mecanismo se da en un 80% de las lesiones de tobillo. Comúnmente el esguince por inversión y flexión plantar forzada, inicialmente, afecta el ligamento peroneoastragalino anterior, pero dependiendo de la magnitud puede progresar y afectar al peroneocalcaneo. En muy pocas ocasiones el deportista tendrá afectado por completo el complejo ligamentoso lateral de tobillo (Rodríguez, 1998).

En un estudio realizado por Wood, Hawkins, Hulse, (2003), encontraron que el 77% de los esguinces de tobillo correspondían al complejo ligamentoso lateral y el 73% de esos esguinces iban acompañados de elongación o rotura del ligamento peroneoastragalino anterior. El mecanismo de eversión que involucraría al ligamento deltoideo es poco frecuente, representando sólo el 15% de las lesiones ligamentosas producidas por este mecanismo en el tobillo.

Se describirá las articulaciones del tobillo en sus movimientos, ligamentos y músculos que las rodean.

2.1.1. Articulaciones y movimientos de tobillo

El tobillo está conformado por dos articulaciones. Por un lado está la suprastragalina formada por la mortaja tibio-peronea y el astrágalo y el otro la subastragalina, formada por la cara inferior del astrágalo y la superior del calcáneo. El tobillo, compuesto por la suprastragalina más la subastragalina, tiene movimiento en tres ejes, los cuales permite orientar la bóveda plantar en todas direcciones para adaptarla a las superficies irregulares del terreno (Kapandji, 1998).

2.1.2. Ligamentos.

Existen dos sistemas para mantener en su lugar al astrágalo dentro de la mortaja tibioperonea. El primero es el sistema de contención que es representado por la misma estructura anatómica, y el segundo es el de

retención que está compuesto por una capsula articular y sus refuerzos ligamentosos, así como por los tendones periarticulares que se comportan como ligamentos activos, Rodríguez, (1998). Los ligamentos laterales a cada lado de la articulación forman abanicos fibrosos cuyo vértice se fija en el maléolo respectivo y la periferia en los dos huesos del tarso posterior (calcáneo y astrágalo).

El ligamento lateral externo está formado por tres fascículos:

- Fascículo anterior o peroneoastragalino anterior
- Fascículo medio o peroneocalcaneo
- Fascículo posterior o peroneoastragalino posterior

Ligamento lateral interno o deltoideo se reparte en dos planos. El plano superficial está formado por tres fascículos desde su origen tibial y se insertan en una línea continua desde el escafoides, el borde interno del ligamento glenoideo y la apófisis menor del calcáneo. El plano profundo está formado por dos fascículos tibioastragalinos, anterior y posterior. Para completar los ligamentos del tobillo hay que hacer referencia a los ligamentos anterior y posterior de la articulación tibiotarsiana (engrosamientos capsulares) y a los ligamentos sindesmóticos, compuestos por el ligamento tibioperoneo anterior, tibioperoneo posterior e interóseo (Miralles, 2005).

2.1.3. Músculos.

Todos los músculos que tienen acción sobre el tobillo están situados en la pierna, y sus tendones llegan a diferentes partes del esqueleto del pie. A menudo deben atravesar espacios estrechos y correderas osteoligamentosas, razón por la cual están protegidos por vainas sinoviales (Miralles, 2005).

2.1.4. Acciones musculares.

Los músculos flexores se sitúan por delante del eje de movimiento, producido primariamente por el tibial anterior y secundariamente por el extensor del dedo gordo y por el extensor común de los dedos.

Los músculos extensores o flexores plantares son todos lo que están localizados posterior al eje de movimiento. Por medial el tibial posterior y los flexores de los dedos; en la parte posterior el tríceps, y en la parte lateral, los peroneos corto y largo. Considerando su brazo palanca los flexores plantares más importantes son el tríceps sural, el flexor largo del dedo gordo y en menor medida el tibial posterior, los peroneos, y los flexores de los dedos.

La supinación es producida por el tríceps sural, el tibial posterior, tibial anterior, el flexor común de los dedos del pie y el flexor propio del dedo gordo. La pronación es producida por el peroneo largo, el peroneo corto, el extensor común de los dedos del pie y el peroneo anterior (Rouvière, 2005; Miralles, 2005).

2.1.5. Movimientos.

Los movimientos que presenta la articulación del tobillo son (Kapandji, 1998; miralles, 2005):

Flexión y extensión: movimientos en el plano sagital en los que la zona distal del pie se aleja de la tibia que corresponde a la extensión o se aproxima a la tibia que sería la flexión. La amplitud normal es de 20 a 30° de flexión y de 30 a 50° de extensión.

Inversión y eversión: la inversión y eversión tienen lugar en el plano frontal, este movimiento se origina básicamente en la articulación subastragalina. La amplitud normal de estos movimientos es de 52° de inversión y de 25 a 30° la eversión.

Aducción y abducción: movimientos que tienen lugar sobre el plano horizontal, la aducción es el desplazamiento de la zona distal del pie hacia la línea media del cuerpo, y la abducción es la separación de la línea media del cuerpo. La amplitud total de estos movimientos es de 35 a 45°.

Los movimientos en estos ejes nunca son puros, si no que se dan de forma combinada.

2.2. Esguince de Tobillo.

El tobillo se lesiona con frecuencia en actividades diarias laborales, deportivas y recreativas donde recibe cargas enormes, especialmente con giro sobre la extremidad. Los esguinces de esta articulación se producen por el desplazamiento hacia dentro o fuera del pie, distendiendo o rompiendo los ligamentos de la cara interna o externa del tobillo. El dolor de este tipo de lesión es intenso y con frecuencia impide que el individuo pueda trabajar o practicar deporte durante un período variable de tiempo. Sin embargo, con un tratamiento adecuado, los esguinces de tobillo en la mayoría de los casos se recuperan rápidamente y no se convierten en un problema crónico (Efisioterapia, 2010; Fong y cols.,2007).

2.2.1. Tipos de esguince de tobillo.

Esguinces de primer grado: Son el resultado de la distensión < al 25% de las fibras ligamentosas que unen los huesos del tobillo. La hinchazón es mínima y el paciente puede comenzar la actividad deportiva en dos o tres semanas.

Esguinces de segundo grado: Los ligamentos se rompen parcialmente entre el 25 a 50% de las fibras, con hinchazón inmediata. Generalmente precisan de un periodo de reposo de tres a seis semanas antes de volver a la actividad normal.

Esguinces de tercer grado: Son los más graves y suponen la rotura de 75% o hasta una rotura completa de uno o más ligamentos pero rara vez precisan cirugía. Se precisan ocho semanas o más para que los ligamentos cicatricen.

2.3. Vendaje neuromuscular (TNM)

Las bases del TNM fueron sentadas en los años setenta en Asia, (Espejo y Apolo., 2011; Sijmonsma, 2007). Esta técnica fue desarrollada por un médico japonés, llamado Kenzo Kase con la idea, quién a través de la aplicación de un tape elástico, dejar las manos del terapeuta sobre el cuerpo, prolongando el tratamiento, una vez que el paciente abandona la consulta. Basados en este concepto, los alemanes desarrollaron esta técnica.

Kinesio Taping, Kinesio Tape, Medical Taping Concept, Vendaje Neuromuscular, Vendaje Neurofascial, Vendaje Exteroceptivo, Balance Taping Therapy, Kinesiology Tape, son distintas denominaciones, a las que probablemente se irán uniendo otras, para un método de vendaje que en su concepto y hasta en el desarrollo de sus diferentes técnicas, constituye algo totalmente distinto a todo lo realizado hasta el momento en este campo.

Principios de la quiropraxia y de la kinesiología daban lugar al desarrollo de un nuevo método, basándose en el pensamiento que el movimiento y la actividad muscular son imprescindibles para mantener o recuperar la salud. Lo

que prima en su método, es conseguir una mayor movilidad indolora del aparato locomotor, evitando restringirlo precisamente a través de la utilización del vendaje, algo inusual hasta entonces (Sijmonsma, 2007).

2.3.1. Características del TNM.

El vendaje tiene características específicas que lo hacen distinto a todo arsenal del ramo existente. En la actualidad se trata de una cinta elástica, compuesta en un 100% de algodón la cual posee una capa de pegamento llamado cyanoacrilato que tiene como característica una mejor ventilación. Esto hace que soporte bastante bien la venda, incluso para aplicaciones de larga duración.

Se puede mojar, permitiendo el baño o la ducha sin necesidad de retirarla, protegerla o taparla, ayudados también por su calidad, durabilidad y permeabilidad que la hacen transpirable y permiten usarla por cuatro días como mínimo en la mayoría de los casos, o prolongadamente según tolerancia de la piel y de los cuidados de conservación.

La capa de pegamento adquiere la temperatura corporal y se adhiere mejor a medida que se calienta con un frotado suave pero insistente. Una vez fijado el TNM no se puede quitar y ser aplicado nuevamente, porque una vez colocado sobre la piel se activa.

Hay que destacar que el TNM dentro de sus características iguala la elasticidad, grosor y peso de la piel, estas cualidades hacen posible formar una especie de “segunda piel” con la venda (Sijmonsma, 2007). Posee un pre estiramiento, que varía en cuanto a la marca, aproximadamente un 10% de pre estiramiento inicial, al que se puede aplicar hasta un 160% adicional. Además no pierde tantas propiedades con el tiempo como ocurría con otros materiales convencionales (Aguirre, 2010).

La superficie de apoyo, la que lleva el pegamento, no es simétrica sino que presenta unas ondulaciones similares a la huella digital, ondulaciones con forma de “S”, que serpentean durante su trayecto y que junto a la elasticidad longitudinal de la venda nos permitirán jugar, combinar, estirar, acortar, levantar, drenar en función del objetivo a seguir.

En función de la técnica que se utilice, al término del vendaje aparecen unos pliegues muy característicos, conocidos como “convoluciones” que confirman una buena ejecución del vendaje. Debido a esos pliegues conseguimos levantar la piel aumentando el flujo sanguíneo y linfático de la zona enviando además el máximo de información posible sobre la misma.

El TNM es compatible con otros sistemas de vendajes clásicos, lo que permite aplicar y combinar métodos físicos, aportando un componente psicológico de apoyo gracias a la confortabilidad inmediata que produce.

En definitiva, es una alternativa de tratamiento que estimula el sistema músculo-esquelético y sus interrelaciones segmentales las 24 horas del día, consiguiendo que el proceso de reparación por parte del organismo se coloque en marcha inmediatamente tras la colocación de la venda, (Aguirre, 2010).

EL TNM tiene 8 Técnicas de aplicación Muscular, Fascial, Linfática, Mecánica, Articular, Segmental, Espacio, Ligamento y Tendón, de las cuales se llegan a conseguir 5 efectos sobre el tono muscular, la analgesia, el drenaje, el soporte articular y neuroreflejo (Savino y cols., 2009)

2.3.2. Efectos fisiológicos.

El TNM tiene distintos efectos en nuestro organismo, por lo que otorga una gama de beneficios. Uno de ellos es el efecto analgésico, puede aliviar el dolor provocado por el aumento de presión intersticial que activa el estímulo de los nociceptores al levantar la piel, favorece el drenaje y descompresión de la zona. Esto posibilita un patrón de movimiento más fisiológico, lo cual beneficia la recuperación del tejido, Kñallevsky y Frusso., (2005), Savino y colaboradores, (2009).

El efecto sobre el tono muscular se explica en función de la técnica de colocación de las tiras sobre el tejido muscular, al ser colocado de origen a inserción distal consigue una tonificación y el de inserción distal a origen, una relajación. Según los estudios mejora la contracción muscular en el músculo

debilitado, normaliza la función muscular, reduce la fatiga muscular, reduce el pinzamiento y el posible daño del músculo, aumenta el parámetro del movimiento, mejora la interrelación miofascial, evitando la formación de adherencias y alivia el dolor, (Kñallevsky y cols., 2005; Savino y cols., 2009).

El efecto sobre la microcirculación sanguínea y el drenaje linfático se lleva a cabo mediante una elevación de la cinta sobre la piel y drenaje posterior hacia los ganglios linfáticos. La carga linfática transcurre con menor dificultad y su paso al sistema vascular se ve facilitado. Estudios indican que mejora la circulación sanguínea y linfática, reduce el calor excesivo y las sustancias químicas en el tejido, reduce la inflamación, reduce la sensación de dolor en el músculo y la piel, (Kñallevsky y Frusso, 2005; Savino y cols., 2009).

El efecto neuro reflejo parte de la relación segmental de los elementos que conforman el organismo. La relación entre la piel, músculo, esqueleto y visceras se debe a la inervación común de un segmento por el mismo nervio espinal. Desde la perifería por medio de la venda, podemos generar estímulos aferentes e influir directamente sobre el interior del organismo estimulando los distintos componentes de un segmento, esto es (segmento de la piel), el miotoma (segmento muscular), el esclerotoma (segmento de estructura articular, tejido conjuntivo, ligamento, cápsula y hueso) y finalmente el viscerotoma (segmento de los órganos), (Sijmonsma, 2007).

El efecto sobre el soporte articular ocurre a partir de la acción biomecánica que trae consigo la corrección relativa en la posición de los huesos de la articulación a tratar, de su correcta alineación, en función de la tensión que da la venda, pues influye en dos tipos de receptores sensoriales los mecanoreceptores y propioceptores.

2.3.3. Formas y técnicas de aplicación.

El vendaje TNM tiene diferentes y múltiples aplicaciones. Dentro de las técnicas de TNM podemos nombrar: Corrección articular Funcional, Ligamento-tendón, Muscular, Corrección Mecánica, Fascial, Aumento de Espacio, Linfática, Segmental, (Sijmonsma, 2007)

Una de las características específicas del TNM es la forma que se da a la venda. Se pueden crear múltiples variantes con respecto a la forma y su denominación va a estar en relación a la morfología, bien ligadas a letras del alfabeto o a elementos genéricos; aquí se describe las más utilizadas.

2.3.4. Formas.

Forma en I: Por encima del vientre muscular, punto de dolor o en malla.

Forma en I con Cortes Linfáticos: También sobre el vientre muscular o incluso sobre la propia articulación.

Forma en Y: Alrededor/encima del vientre muscular.

Forma en X: Desde un punto central alrededor del vientre muscular.

Forma de estrella: Para aumentar espacio en el centro de un punto con dolor.

Forma en pulpo: Para drenaje linfático principalmente, pero también para una mayor analgesia en determinadas aplicaciones no estrictamente linfáticas.

Forma en *Donut*: Para aumento de espacio propio de articulaciones con flexo-extensión: codo, rodilla, (Aguirre, 2010).

2.4. Electromiografía.

La electromiografía es un registro de la actividad eléctrica muscular, y por ende constituye una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor, (Kimura 1983; Gutierrez y cols., 2000). La electromiografía de superficie (EMGS) es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo al ejecutar una acción de esfuerzo, (Sodenberg y Cook, 1984; Vilarroya, Marco y Moros, 1997).

La electromiografía detecta la actividad eléctrica generada por el paso del impulso nervioso, que provoca la despolarización de la membrana de la célula muscular durante la excitación; por lo tanto, es una medida indirecta de la actividad muscular. Se pueden distinguir dos tipos principales de EMGS:

- La Clínica (diagnostica)
- La Cinesiología (estudia la función y la coordinación)

Para realizar un estudio es importante conocer como el músculo actúa en cualquier instante del movimiento o postura, junto con conocer la interrelación o coordinación de los músculos entre sí.

Glick, Gordon y Nishimoto, (1976), fueron los primeros en evidenciar la relación entre la actividad muscular del peroneo largo y la presencia de *tape* en tobillo. Usando EMGS y grabación con cámaras, encontraron que el músculo peroneo corto permaneció activo por un largo período de tiempo, luego de la fase de oscilación en un ciclo de carrera, con *tape* de tobillo presente.

Sprigings, Elton y Brandell, (1981), también usaron EMGS para evaluar el efecto del *tape* sobre la activación del peroneo, esperando que el *tape* pudiera aliviar la tensión en las estructuras anatómicas laterales del tobillo y disminuir la activación del músculo eversor durante una maniobra de bajada junto con una simulación de una carga de peso como si fuera un gesto de inversión/esguince de tobillo. Al contrario de las expectativas, que se derivan de la preocupación sobre los *taping* de largo plazo, podría producir en última instancia debilidad del peroneo, el *tape* no previno que la musculatura eversora se activara fuertemente.

Karlsson y Andreasson, (1992), usaron EMGS en sujetos con tobillos normales y con tobillos mecánicamente inestables para evaluar el efecto del *tape* en la velocidad de respuesta del peroneo ante cargas repentinas de inversión. El vendaje en tobillos mecánicamente inestables, disminuye el tiempo

de respuesta tanto del músculo peroneo corto como del peroneo largo en un 8% (75.2 versus 81.6 milisegundos) y 13% (73.4 versus 84.5 milisegundos) respectivamente; la mayor mejora en la velocidad de respuesta fue en los tobillos con mayor grado de inestabilidad.

Lohrer, Alt y Gollhofer, (1999), analizaron el efecto del *taping* sobre la actividad EMG en ambos peroneos y la restricción de desplazamiento lateral de tobillo con pesas laterales. Llegando a la conclusión que la disminución de velocidad angular de desplazamiento con el tape, junto con la limitación de amplitud de desplazamiento, permite una mejor activación peronea por grado de movimiento que la condición sin tape.

2.4.1. Registro electromiográfico.

El registro EMGS se compone de señales provenientes de las fibras musculares y de las denominadas “ruido”.

Existen diversas fuentes de ruido, alguna de ellas son la piel, campos electromagnéticos, artefactos en movimiento y otros aparatos eléctricos que pueden estar en el lugar durante el registro.

Además con los electrodos de superficie, hay que considerar el fenómeno de *cross talk*, es decir, la posibilidad de que se registren señales de otros músculos adyacentes al que está en estudio (Massó y cols., 2010).

2.4.2. Electrodoos.

En la EMGS cinesiología se utilizan principalmente 2 tipos de electrodoos:

Electrodoos de alambre fino: son finísimos electrodoos de alambre que se introducen en el músculo mediante una aguja, a modo de fijador, que se saca a continuación.

Electrodoos de superficie: electrodoos que se colocan en la piel, sobre el músculo. Deben proporcionar un buen contacto, una baja impedancia (resistencia que ofrece la piel al paso de la corriente eléctrica), poco ruido y un comportamiento estable, (Villarroya y cols., 1997)

2.5. Estabilidad.

La estabilidad articular es un estado en que la articulación se mantiene en equilibrio y adecuada función dentro de sus rangos fisiológicos de movimiento, debido a la acción de componentes estáticos (cápsula y ligamentos) y dinámicos (tendones y músculos). La estabilidad articular también debe tener aferencias hacia el sistema nervioso central (SNC) para ser apoyado por el control neuromuscular. El SNC posee 3 niveles de control motor:

Espinal: a través de fijación refleja sobre las articulaciones, en condiciones de tensión superiores a la normal.

Tronco encefálico: mantiene postura y equilibrio a través de aferencias articulares (propioceptores), de centros vestibulares (oídos y ojos).

Corteza motora, ganglios basales y cerebelo: es mediado por la conciencia cognoscitiva de la posición y el movimiento corporal. Programan órdenes motoras para movimientos voluntarios, los cuales al ser repetitivos se convierten en inconscientes (Lephart, Myers y Riemann, 2003).

2.6. Propiocepción.

La propiocepción mantiene la estabilidad articular bajo condiciones dinámicas, proporcionado el control del movimiento deseado y la estabilidad articular. La coordinación apropiada de la coactivación muscular (agonistas – antagonistas) atenúa las cargas sobre el cartílago articular, (Saavedra y cols., 2003).

La propiocepción es la mejor fuente sensorial para proveer la información necesaria para mediar el control neuromuscular y así mejorar la estabilidad articular funcional, (Lephart, Myers y Riemann, 2003). Esta dada por distintas sensaciones, por una parte la información proveniente de la articulación, el músculo, y los mecanoreceptores cutáneos y por otro, las señales visuales y auditivas, (Riemann y cols., 2002; Riemann, 2002). Por ello al analizar la propiocepción se intenta aislar cualquier input que pueda interferir con las sensaciones provenientes de la articulación, (Wikstrom y cols., 2006).

Hay posturas dispares con respecto al reflejo de protección (respuesta refleja) de los peroneos sobre la articulación del tobillo. Hay autores que no han encontrado diferencias en la respuesta refleja de sujetos con tobillo inestable, (Ebig y cols., 1997). Sin embargo, hay algunas investigaciones que muestran incremento de la latencia de los peroneos en las articulaciones inestables, (Karlsson y cols., 1992; Konradsen y Ravn, 1990).

Nakagawa y Hoffman, (2004), encontraron que los tobillos inestables tienen menor control postural, esto con frecuencia se manifiesta con un bajo rendimiento en los test de equilibrio estático y dinámico. Palmieri-Smith, Hopkins y Brown (2009) nos muestra evidencia que en un tobillo inestable la actividad de los peroneos se ve impedido, lo que reduce la protección activa que tienen estos músculos sobre el tobillo aumentando el riesgo de sufrir un esguince, (Tropp, Ekstrand y Gillquist, 1984).

Para evaluar la estabilidad se utilizará el “*The Star Excursion Balance Test*” (SEBT). Anexo 1

3. HIPÓTESIS.

H1: El vendaje neuromuscular (TNM) tiene menor tiempo de activación y mayor actividad electromiográfica, en relación al vendaje funcional.

H2: El vendaje funcional entrega mayor sensación de estabilidad, en comparación con el TNM.

4. OBJETIVOS.

4.1. Objetivo General.

Establecer el tipo de vendaje que tiene una mayor efectividad en la prevención de la inversión forzada de tobillo en deportistas.

4.2. Objetivo específico.

1. Analizar el tiempo de activación en cada sujeto en distintas condiciones durante la aplicación de la trampa de inversión.
2. Analizar la activación muscular en los distintos tiempos establecidos (30-60 ms, 60-80 ms, 85-150 ms) en cada sujeto en las distintas condiciones durante la aplicación de la trampa de inversión.
3. Determinar el tipo de vendaje más adecuado para los sujetos estables.
4. Determinar el tipo de vendaje más adecuado para los sujetos inestables.
5. Evaluar la sensación subjetiva de estabilidad de cada individuo frente a las distintas condiciones durante la aplicación de la trampa de inversión.

5. MATERIALES.

Pre-experimento.

- 4 cintas de medir de 2 mts. cada una.
- Cinta adhesiva.
- Cartón de 1x1 mts.

Experimento

- Electromiógrafo Inalámbrico utilizado fue Art Oficio, Maquinas Digitales, programa EMG_VIII v1_2 – Igor Pro 5.05A.
- Electrodo bipolar estándar y uno neutro de 1cm x 1cm
- Plataforma con puerta trampa, el cual posee las siguientes dimensiones (Figura 3.):
 - o Base: 134.5 cms de largo x 73 de ancho, 27 cms en la parte más alta, desde póstero-anterior hasta 10 cms.
 - o Superficie apoyo: 109.5 cms de largo x 44.5 cms de ancho x 26 cms de alto. Zona para apoyar pie base 24.5 cms de ancho, zona para apoyar el pie sometido al estudio 26.5 cms de ancho. Reborde de soporte para pie 5 cms de alto x 2 de ancho. Trampa para el pie 37° inclinación hacia la inversión de tobillo.
- Cinta adhesiva de doble contacto.
- Cinta de VF color blanco de 5 cms x 5 mts.

- Cinta de TNM de 5 cms x 5 mts, marca Ares ®.
- Los software utilizados fueron los siguientes: “Wavemetric IGOR Pro” para las recolección de datos de la EMG de superficie, “Microsoft Office Excel ® 2007”



Figura 1. Equipo y plataforma utilizada.

6. MÉTODO.

6.1. Tipo de Investigación.

Este estudio fue de tipo cuasi experimental.

6.2. Población y Muestra.

Jugadores de basquetbol del plantel de honor del equipo SS.CC. y jugadores de futbol americano del equipo Cañoneros de Viña del Mar.

6.3. Estrategia de Muestreo.

Muestreo no-probabilístico, por conveniencia y voluntaria.

6.4. Criterios de Inclusión.

- Que fueran jugadores perteneciente al plantel honor del equipo SS.CC. de basquetbol y del equipo Cañoneros de Viña del Mar
- Sin lesiones leves de extremidad inferior en 3 semanas (esguinces grado 1).
- Sin lesiones graves de extremidad inferior en 6 meses (fracturas, desgarros, esguince grado dos y tres).
- Género masculino.
- Sin enfermedades vestibulares o neuronales.
- Sin antecedentes de miopatías.

- Sin prescripción de fármacos que alteren la función muscular.
- No consuma medicamentos que afecten al sistema nervioso y muscular.

6.5. Variables del Estudio

6.5.1. Variables de estudios Independientes.

A) Tape Neuromuscular: Es una técnica de vendaje que busca conseguir una movilidad total de músculo sin restricciones, donde la función muscular cobra vital importancia para activar procesos naturales de autocuración en el cuerpo, y procurar que el dolor que ha aparecido con el movimiento, desaparezca a través del mismo (Aguirre, 2010).

B) Vendaje Funcional: Se conoce como 'vendaje funcional' a un tipo de técnica de inmovilización parcial que se emplea en lesiones tendinosas, musculares y ligamentosas principalmente. Se dice 'inmovilización parcial' porque el vendaje limita la movilidad en el sentido del movimiento en que aparece dolor o podría agravarse la lesión, mientras que permite el resto de movimientos de la articulación o complejo articular. Tiene la ventaja de que evita los inconvenientes de una inmovilización completa (como pueden ser pérdida de masa muscular, riesgo de pérdida de densidad ósea -osteoporosis- en la región inmovilizada, problemas circulatorios, tromboembolismo y otros efectos indeseados). Además, permite el apoyo y la movilidad, asegurando la máxima estabilidad con una movilidad relativa, Tufisio, (2009).

Se plantearon tres condiciones experimentales.

N°1: tobillo sin ningún tipo de tape.

N°2: tobillo con TNM, combinación técnica de ligamento y estimulación propioceptiva según el Manual Taping Neuromuscular, Sijmonsma, (2010). (Figura1).

N°3: tobillo con VF blanco mediante el método “*closed ankle basket wave*”. (Figura2).



Figura 2. Vendaje Neuromuscular (TNM)



Figura 3. Vendaje Funcional (VF)

6.5.2 Variables Dependientes.

A) Activación muscular del peroneo largo y tibial anterior

La electromiografía es un registro de la actividad eléctrica muscular y por tanto constituye, una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor, (Kimura, 1983; Gutiérrez y Cols., 2000)

Zonas de colocación de electrodo según SENIAM, (2004).

Músculo Peroneo Largo: 25% de una línea imaginaria que va desde el extremo de la cabeza de la fíbula a la punta del maléolo lateral.

Músculo Tibial Anterior: 1/3 de una línea imaginaria que va desde el extremo de la cabeza de la fíbula a la punta del maléolo medial.

Electrodo neutro: ubicado en cualquier eminencia ósea del cuerpo (ej. Dorso de la mano).

A partir de la respuesta electromiográfica se obtuvieron variables de interés que consistieron en el tiempo de activación de la musculatura y el trabajado de esta en distintos tiempos (30-60 ms, 60-80 ms, 85-150 ms).

B) Percepción de Estabilidad:

El método utilizado para determinar la percepción de estabilidad fue mediante una encuesta al final del experimento completo la cual preguntaba en cuál de las tres condiciones experimentales se sintió más estable y menos estable, (Briem y cols, 2011). (Anexo 2)

6.6. Procedimiento.

6.6.1. Características Generales del Proceso.

Durante el mes de julio del año 2012 se asistió a los entrenamientos de basquetbol del plantel honor del equipo SS.CC. y futbol americano del equipo Cañoneros de Viña del Mar. Con la finalidad de entregar la información sobre el seminario. Las mediciones fueron realizadas desde la semana 13 de Agosto hasta el 31 de Agosto, entre las 13:00 a 20:00, de lunes a viernes, en los laboratorios de Biomecánica de la Universidad de las Américas sede Viña del Mar. En el laboratorio se encontraban el profesor guía y los estudiantes de tesis. Para evitar tiempos de esperas se citó a los participantes cada media hora.

6.6.2. Proceso Pre-Evaluación.

A) Aplicación de Cuestionario Previo: En el cuestionario se aplicaron los criterios de inclusión para seleccionar a los participantes, luego de esto se les pregunta si quieren ser parte del estudio. Aplicado esto, se obtuvo una muestra de 28 individuos, donde se excluyeron por no estar dentro de los criterios de inclusión o por no querer participar en el proyecto 8 individuos, formando la muestra final con 20 participantes.

B) Consentimiento informado (Anexo 3): Al momento de llegar en el día que se realizó la prueba SEBT, se hace entrega de la carta de consentimiento, la cual deben firmar y se pregunta si tienen alguna duda sobre el procedimiento.

C) Prueba SEBT: Los participantes fueron sometidos a la prueba de estabilidad de la estrella (SEBT), para dividir a los individuos en dos grupos, los estables y los inestables.

Se instruyó al participante sobre la prueba de estabilidad: “consiste en una prueba de equilibrio en la cual se requiere estar con polera, short, y descalzo”. Se explicó el procedimiento y se mostró un video demostrativo.

Se leyó las instrucciones en voz alta y aclaró preguntas. “Se ubicará en el punto de inicio de la estrella de tres puntas y se le solicitará que en apoyo unipodal con el pie libre trate de alcanzar la mayor distancia en el sentido de las puntas de la estrella. Se le darán 6 intentos en cada sentido para practicar y

una vez iniciado la prueba tendrá 3 intentos para lograr la mayor distancia en cada sentido. Usted será observado durante lo que dure la prueba y sus distancias alcanzadas serán medidas. Posteriormente se le retira de la zona de prueba”.

Se repitió la prueba si:

- No pudo mantener la posición unipodal.
- Levantó o movió el pie del eje central.
- Tocó con el pie de alcance.
- Una vez finalizada la prueba se procedió a medir la extremidad inferior desde la espina iliaca antero superior al extremo del maléolo lateral.
- Al participante se le dijo, una vez realizada la prueba, que se le contactará por teléfono para citarlo a los días de experimento.

D) Aleatorización de las muestras: Este proceso se realizó para aleatorizar el orden de los participantes y el orden del tipo de vendaje utilizado

La aleatorización de los tipos de vendajes utilizados se resume en el siguiente cuadro (www.random.org). Estableciendo la siguiente forma como se muestra en la tabla de Inestables, participante N° 15 presenta una combinación de V, S, T, eso significa que primero se le aplica el VF, luego sin ningún tipo de vendaje y se finaliza con el TNM.

Tabla 1. Aleatorización Estable.

Sujeto	Procedimiento 1	Procedimiento 2	Procedimiento 3
1	T	V	S
2	V	S	T
3	V	S	T
4	S	V	T
5	T	S	V
6	V	T	S
7	V	T	S
8	S	V	T
9	S	T	V
10	T	V	S

Tabla 2. Aleatorización Inestable.

Sujeto	Procedimiento 1	Procedimiento 2	Procedimiento 3
1	S	V	T
2	V	T	S
3	S	T	V

4	V	T	S
5	V	S	T
6	S	V	T
7	V	S	T
8	T	V	S
9	T	V	S
10	T	S	V

6.6.3. Proceso de Evaluación.

- A) Estatura:** Se solicitó a los sujetos que se suban descalzos al estadiómetro donde se procedió a medir la estatura.
- B) Peso:** Luego se solicitó subir a la balanza, manteniendo la vista al frente para proceder a pesar.
- C) Depilación y Limpieza:** Se procedió a depilar la zona donde se ubicaran los electrodos, luego se le aplicó gel exfoliante para eliminar residuos de piel muerta y se limpia con alcohol para eliminar el sudor.
- D) Postura de Tape:** Según la aleatorización de la muestra, se asignó previamente el orden del vendaje a utilizar (Anexo 4).
- E) Ajustes de la plataforma:** Se pidió al sujeto que suba a la plataforma, quedando en posición bípeda. Se sujetó los pies a la plataforma mediante un cordón y se solicita que mantenga vista al frente y una postura relajada.

- F)** Electrodo: Luego de que el paciente se ubicó sobre la plataforma, se procedió a la colocación de los electrodos, donde se pide al sujeto que haga una contracción de la musculatura de la pierna, para que a través de la palpación se ubiquen los puntos para colocar los electrodos, con una cinta adhesiva de doble contacto, una cinta adhesiva de seguridad, y el electrodo neutro, en las zonas anatómicas recomendadas por el SENIAM planteado anteriormente.
- G)** Evaluación: Se le solicitó al paciente que esté con la vista al frente de una forma relajada, y que inesperadamente se suelta la trampa, generando una inversión de tobillo involuntaria.
- H)** Descanso y cambio de tape: Se dan 5 minutos para descanso y cambio de tape para comenzar el siguiente procedimiento.
- I)** Sensación de Estabilidad: Luego de realizar los 3 procedimientos, se finaliza haciendo la pregunta: ¿Cuál de las 3 situaciones (VF, TNM, SV) le dio una sensación de mayor estabilidad?
- J)** Retirar: Se le retiran los electrodos, marcadores posturales y vendaje.

Todos estos procedimientos fueron realizados por el mismo evaluador.

6.6.4. Análisis Estadístico.

Para esta investigación se utilizó el programa “Igor Pro 6” al programa “Microsoft Office Excel ® 2010”. Posterior a esto se realizó el análisis estadístico en el programa “SPSS versión 20” en donde se siguió el algoritmo de la Figura 4.

El primer paso a dar para poder determinar que pruebas estadísticas se realizarán a los datos con el fin de determinar la diferencia entre los tiempos de activación diferenciados por tipo de tratamiento aplicado a los sujetos en los músculos estudiados.

Antes de continuar se hace necesario describir el procedimiento utilizado para determinar el valor de las variables analizadas. Debido a que se utilizó el software estadístico SPSS para realizar las pruebas se usó el P-valor con un 95 de confianza. Mediante este programa es posible comparar el valor propio de la prueba (sea de normalidad, de diferencia de promedio o de cualquier prueba de hipótesis realizada) y compararla con el valor esperado determinado en las tablas correspondientes.

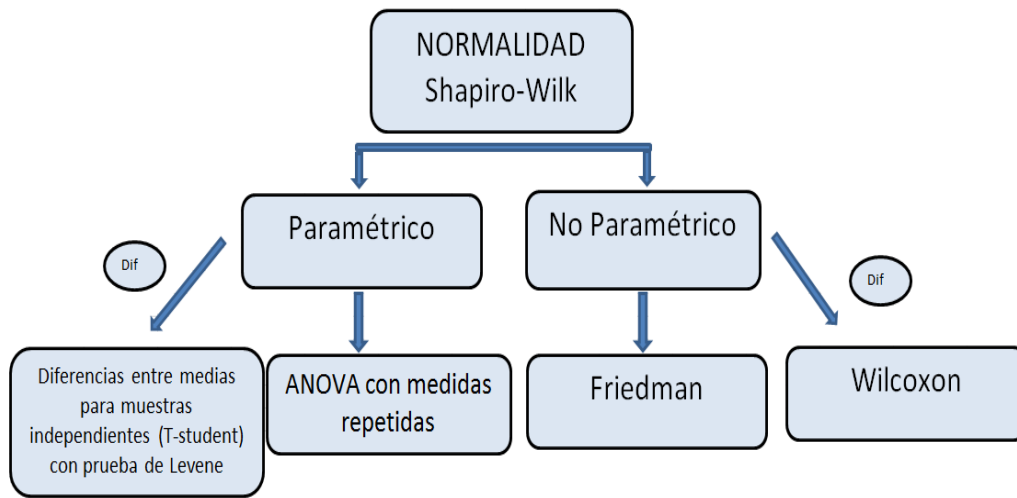


Figura 4. Algoritmo para las pruebas estadísticas

7. RESULTADOS.

Los resultados del test de normalidad de Shapiro-Wilk aplicados en este estudio son expuestos en la tabla 3 y 4 del Anexo 5. La estadística descriptiva es resumida en la tabla adjunta.

Tabla 3. Estadística Descriptiva

Músculo	Condición	Tiempo (ms)	Media	Desv. Est.	Mínimo	Percentiles			Máximo
						25	50	75	
Peroneo Largo Sujetos Estables	SV	30-60	1929,500	2144,220	55,820	500,590	1197,770	3082,820	7126,280
		60-80	2852,910	2715,460	0,100	0,200	2932,090	5049,210	8015,650
		85-150	2491,750	2744,060	0,110	0,210	1402,270	5887,650	6419,980
		T d A	0,065	0,020	0,041	0,053	0,064	0,067	0,115
	VF	30-60	1774,980	2406,820	71,100	512,230	1269,130	1759,660	8387,610
		60-80	3732,130	3679,250	0,100	890,650	1449,790	7294,910	9595,880
		85-150	2266,470	3375,840	0,110	0,180	281,380	5564,120	9302,350
		T d A	0,136	0,193	0,021	0,041	0,070	0,151	0,669
	TNM	30-60	1932,800	1711,080	391,950	791,110	1418,470	2559,400	6105,660
		60-80	3323,820	2657,520	0,100	983,080	2866,940	5617,480	7853,470
		85-150	2272,400	2397,470	0,110	0,200	1638,130	4710,500	5614,340
		T d A	0,054	0,018	0,024	0,035	0,059	0,069	0,078
Peroneo Largo Sujetos Inestables	SV	30-60	1869,210	1390,200	438,830	695,270	1548,560	3157,220	4399,140
		60-80	3470,100	3813,940	0,110	278,900	2225,110	6830,470	9759,460
		85-150	3276,480	3564,740	0,110	0,150	2541,720	6925,600	9637,170
		T d A	0,095	0,103	0,029	0,050	0,064	0,085	0,382
	VF	30-60	1589,710	731,030	256,230	1144,800	1493,280	2364,190	2606,660
		60-80	2625,420	2550,870	0,130	494,170	2231,770	4215,360	7544,790
		85-150	3755,300	3961,780	0,120	0,180	2346,060	7864,530	9762,470
		T d A	0,057	0,018	0,037	0,040	0,056	0,068	0,091
	TNM	30-60	2246,930	2182,420	404,210	621,250	1602,440	2907,540	7319,660
		60-80	4521,570	3354,740	794,660	1453,570	3621,010	8015,160	9643,030
		85-150	3168,150	3152,700	0,130	0,330	2907,840	5004,340	9814,570
		T d A	0,070	0,029	0,034	0,053	0,063	0,082	0,138
Tibial Anterior Sujetos Estables	SV	30-60	1345,450	1476,150	67,390	321,950	912,380	1913,440	4980,850
		60-80	969,450	1117,630	0,110	0,240	877,040	1573,440	3510,260
		85-150	3322,320	3398,760	0,130	0,480	2114,370	7125,030	8497,090
		T d A	0,083	0,070	0,051	0,053	0,060	0,073	0,281
	VF	30-60	1481,370	851,880	483,620	777,990	1225,430	2416,660	2794,560
		60-80	1733,380	1623,330	0,160	431,360	1040,120	3455,120	4330,590
		85-150	2225,280	3262,980	0,110	0,160	649,840	4384,770	9747,120
		T d A	0,072	0,037	0,029	0,056	0,067	0,075	0,169
	TNM	30-60	1146,080	932,710	0,100	659,410	871,020	1568,860	2854,110
		60-80	2266,900	2590,540	0,100	397,320	1301,860	4193,170	7337,190
		85-150	1487,030	2113,850	0,100	0,130	372,920	2763,800	5590,950
		T d A	0,059	0,020	0,028	0,038	0,062	0,073	0,092

Músculo	Condición	Tiempo (ms)	Media	Desv. Est.	Mínimo	Percentiles			Máximo
						25	50	75	
Tibial Anterior Sujetos Inestables	SV	30-60	1761,800	1689,890	101,420	817,160	920,170	3020,130	5058,880
		60-80	3220,020	3153,120	188,420	777,680	1626,660	5704,450	9574,690
		85-150	3994,590	3421,580	0,110	903,910	3423,570	7451,360	9214,430
		T d A	0,084	0,086	0,034	0,045	0,059	0,078	0,323
	VF	30-60	1255,700	946,230	31,530	497,560	1050,290	1913,470	3180,480
		60-80	2720,710	2696,190	0,130	682,030	1816,700	4242,030	7864,440
		85-150	5416,230	2707,770	1950,210	3049,500	5088,730	8076,680	9929,110
		T d A	0,065	0,027	0,028	0,045	0,059	0,095	0,105
	TNM	30-60	1303,140	977,880	40,500	498,550	1105,830	2193,380	2812,190
		60-80	2334,380	2520,810	0,130	416,700	1481,250	4112,000	7549,410
		85-150	4352,780	3075,160	0,100	1487,170	4584,500	6249,660	9022,610
		T d A	0,067	0,057	0,021	0,036	0,054	0,070	0,223

7.1. Peroneo Largo.

7.1.1 Sujetos Estables.

En lo que respecta al peroneo largo se observa en la Figura 5, que cada una de las condiciones sufrió un aumento desde la primera medición (30 a 60 milisegundos) a la segunda medición (60 a 80 milisegundos) y finalmente una baja.

Al comparar la variación de las condiciones en los tres tiempos de medición en el diagrama de caja Figura 6, se realizó en todos los casos la prueba el test Friedman. Así resulta que a pesar que se observe un aumento en el promedio de milivoltios entre los 30 a 60, 60 a 80 y luego un descenso desde la anterior hasta los 85 a 150 milisegundos; esta variación en los tres tiempos medidos en el peroneo largo con sujetos estables no poseen diferencia significativa entre sí (SV $p = 0,741$, VF $p=0,273$, TNM $p=0,497$).

A su vez se observa que existe variación de milivoltios entre las tres condiciones para el tiempo 60 a 80 milisegundos. Para corroborar que esta variación es significativa entre las tres condiciones se realizó la misma prueba no paramétrica de Friedman y para cada uno de los tiempos analizados. Los resultados fueron los siguientes 30-60ms $p=0,741$, 60-80 ms $p=0,741$, 85-150 $p=0,905$. Si bien existe una variación entre los promedios de la actividad del peroneo largo para sujetos estables, no existe diferencia significativa entre estos.

Con respecto a los tiempos de activación para el peroneo largo con sujetos estables, Figura 7., podemos señalar que el de mayor tiempo corresponde al vendaje funcional. En este caso observamos que el p-valor es igual a 0,9, por lo que no existe diferencia significativa entre los tiempos de activación del músculo en cada condición.

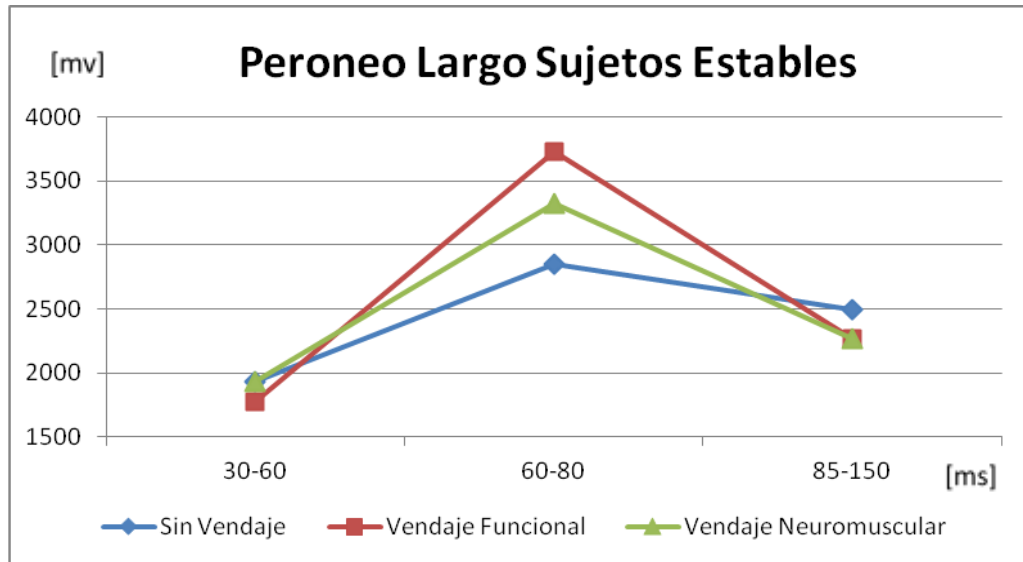


Figura 5. Gráfico de intensidades medias para el músculo peroneo largo en sujetos estables.

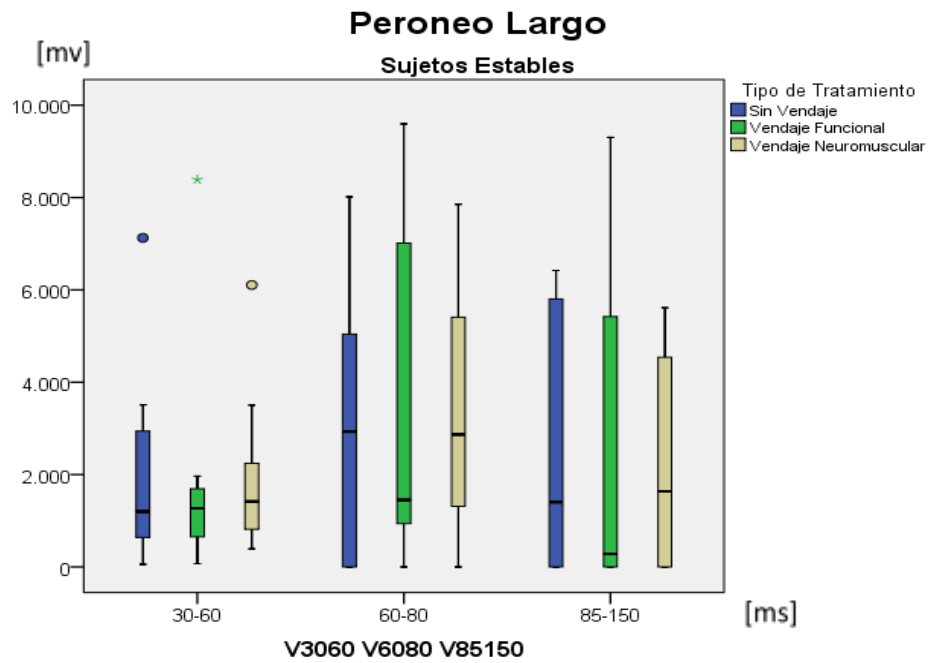


Figura 6. Gráfico de cajas para las intensidades de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo peroneo largo en sujetos estables (ms/mv).

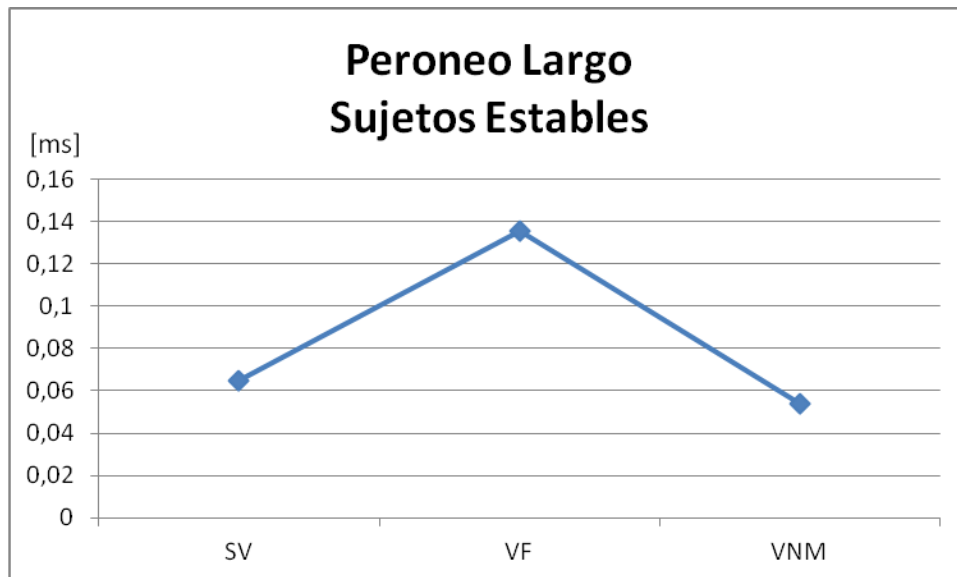


Figura 7. Tiempos de activación para el peroneo largo en sujetos estables (ms/condición).

7.1.2. Sujetos Inestables.

En el peroneo largo pero para sujetos inestables se observa que el promedio de la actividad se presenta de manera creciente sólo para el vendaje funcional entre los tres tiempos. Para los sujetos con vendaje neuromuscular y sin vendaje se observa un aumento en la actividad desde la medición correspondiente a los 30 a 60 milisegundos hasta los 60 a 80 milisegundos. Desde esta última medición a los 85 a 150 milisegundos se observa una disminución en ambos tipos de tratamiento (figura 8).

Se utilizó la prueba no paramétrica para los sujetos sin vendaje, con vendaje funcional y vendaje neuromuscular puesto que en las triadas analizadas solo una variable cumple con el criterio de normalidad (SV $p=0,670$, VF $p=0,741$, TNM $p=0,273$)

Se observa que si bien existe diferencia esta no es significativa para cada una de las condiciones comparándola en los tres tiempos medidos, esto pues todos los $p > 0,05$ (Figura 9).

En las variaciones entre condiciones para cada uno de los tiempos se observó mayor diferencia entre los promedios que en el caso anterior, al igual que mayor variación entre los datos, principalmente para la medición entre los 30 a 60 milisegundos y los 60 a 80 milisegundos. Para corroborar esto se realizó la prueba de diferencia de medias para grupos relacionados de Friedman, pero esta vez comparando la diferencia entre las condiciones para los 30 a 60 milisegundos pues es la única con una variable no normal. Para los otros dos tiempos de medición y comparación entre las condiciones se ejecutó la prueba de ANOVA de medias repetidas pues las tres variables analizadas cumplen con el criterio de normalidad (30-60 ms $p=1$, 60-80ms $p=0,273$)

En cada tiempo de medición no se hallaron diferencias significativas entre los tratamientos. En todos los casos el $p > 0,05$.

Para el caso de las tres condiciones y el tiempo entre 85 y 150 milisegundos se ejecutó un ANOVA de medias repetidas. En esta situación

primeramente debemos determinar si se cumple el criterio de esfericidad de los datos, para esto se utiliza la prueba de esfericidad W de Mauchly la cual indica que se cumple el criterio de esfericidad (P-valor= 0,125 > 0,05) Así para determinar si existe diferencia entre las condiciones para el tiempo en cuestión se debe considerar sólo el resultado de prueba de medias repetidas con la esfericidad asumida.

En el caso de la variación de mediciones realizadas al músculo peroneo largo con sujetos inestables comparando entre las tres condiciones para la medición correspondiente a los 85 a 150 milisegundos podemos afirmar que no existe diferencia significativa entre las tres condiciones analizadas (p= 0,895)

En el tiempo de activación del músculo peroneo largo para sujetos inestables se observó que la mayor variación la tienen los sujetos sin vendaje con un mayor tiempo de activación. Para analizar si existe diferencia significativa entre las variables se realizó la prueba de Friedman. En este caso observó que el tiempo de activación no varía significativamente (p-valor=0,905) (Figura 10).

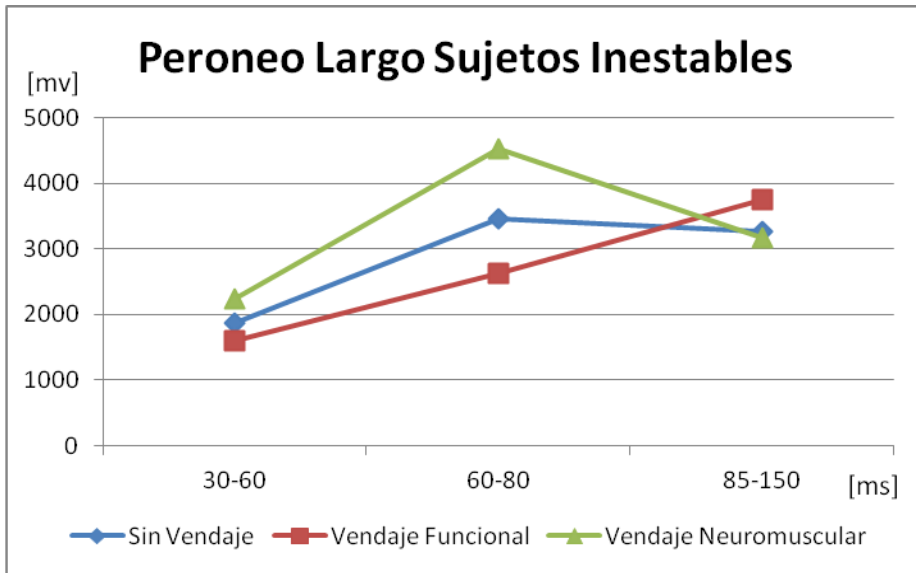


Figura 8. Gráfico de intensidades para el músculo peroneo largo en sujetos inestables.

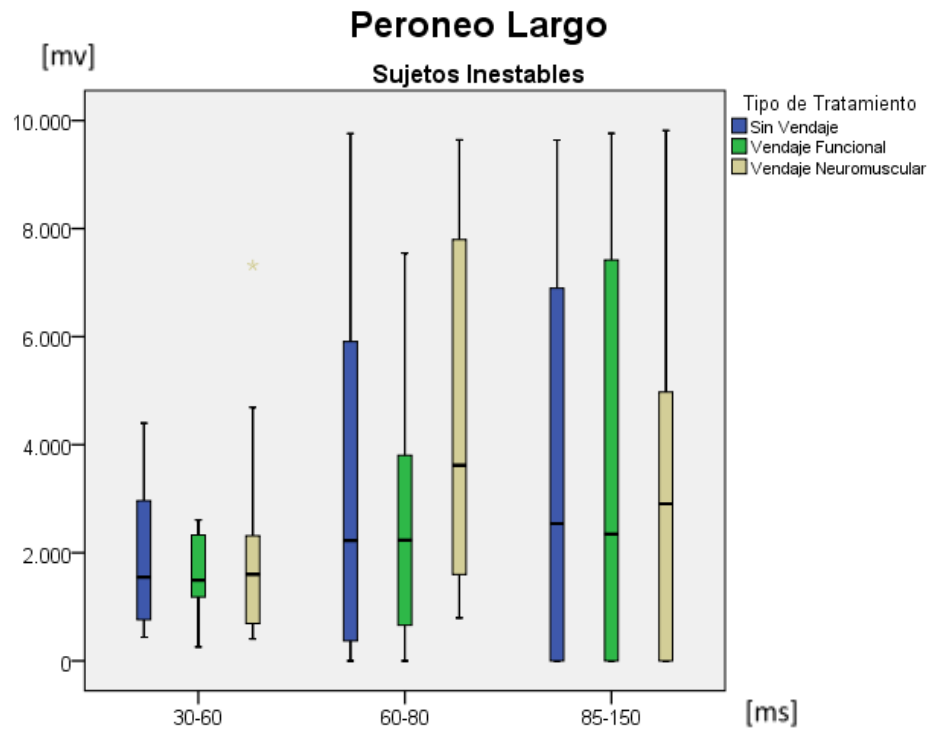


Figura 9. Gráfico de cajas de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo peroneo largo en sujetos inestables.

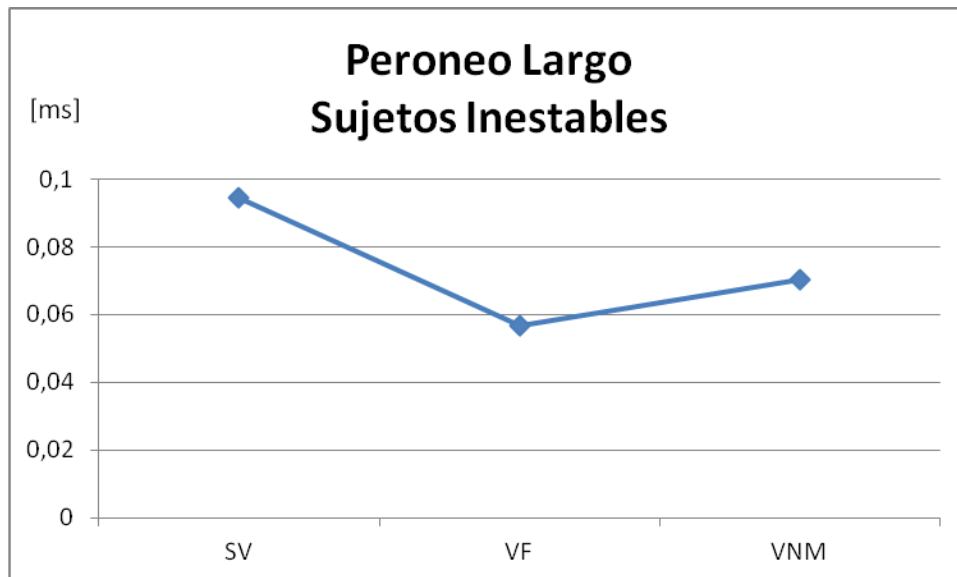


Figura 10. Tiempos de activación para el peroneo largo en sujetos inestables (ms/condición).

7.2. Tibial Anterior.

7.2.1. Sujetos Estables.

El promedio de milivoltios obtenidos entre los tiempos medidos y por cada tipo de condición difieren entre sí. En el caso de los sujetos sin vendaje observamos que disminuyó su actividad desde los 30 a 60 milisegundos hasta los 60 a 80 milisegundos aumentando en la última medición correspondiente a los 85 a 150 milisegundos (Figura 11). Esta situación se repite para el vendaje funcional pero con una variación mucho menor, desde los 148,37 milivoltios a 1733,38 entre los dos primeros momentos de medición para pasar a los

2225,28 en el último momento. Una situación diferente se observa en el caso de vendaje neuromuscular puesto que de aumentar desde la primera a la segunda medición de los 1146,08 a 2266,90 milivoltios, disminuye en la última medición a un valor cercano al primero, 1487,03.

En la Figura 12, se observa que existió una amplia variación entre el promedio de milivoltios de los sujetos. De hecho la mayor variación se aprecia en el último tiempo medido. Para determinar si existe diferencia significativa en las tres mediciones por cada uno de las tres condiciones se realizó la prueba de Friedman puesto que de cada diada sólo una variable cumplía con el requerimiento de normalidad (SV $p=0,150$, VF $p=0,741$, TNM $p=0,741$).

No existe una variación significativa de actividad del músculo entre cada tiempo medido por cada uno de las condiciones, debido a que cada situación adopta un $p > 0,05$.

Con respecto a la variación de las condiciones en cada uno de los tiempos sólo se observa una diferencia mayor en los 60 a 80 milisegundos y los 85 a 150 milisegundos, es decir en las dos últimas mediciones. Para corroborar esta igualdad o diferencia se realizó la prueba de Friedman puesto que no todas las variables de cada triada cumplieron el criterio de normalidad (30-60ms $p=0,082$, 60-80ms $p=0,670$, 85-150ms $p=0,301$).

Para las tres condiciones analizadas en cada uno de los tiempos se puede afirmar que no existe diferencia estadística entre estos (en cada uno de los casos el $p > 0,05$)

Como se aprecia en la Figura 13, existió una disminución del tiempo de activación desde los sujetos sin vendaje a aquellos con vendaje funcional seguidos por los de vendaje neuromuscular para el músculo tibial anterior con sujetos estables. En este caso los resultados de la prueba de Friedman indican que en realidad el tiempo de activación no varió significativamente entre los sujetos puesto que el p-valor es mayor al 0,05 ($p=0,905$).

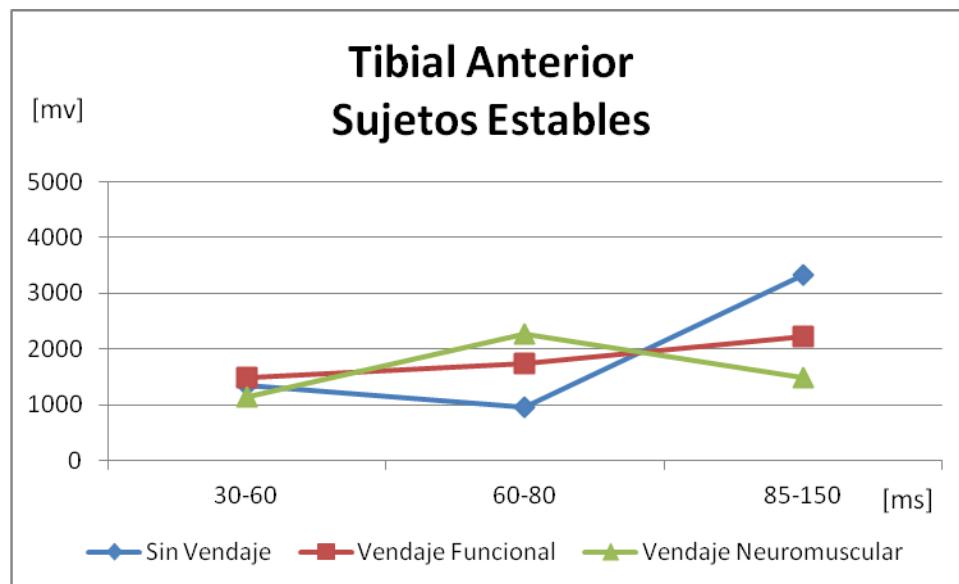


Figura 11. Gráfico de intensidades para el músculo tibial anterior en sujetos estables.

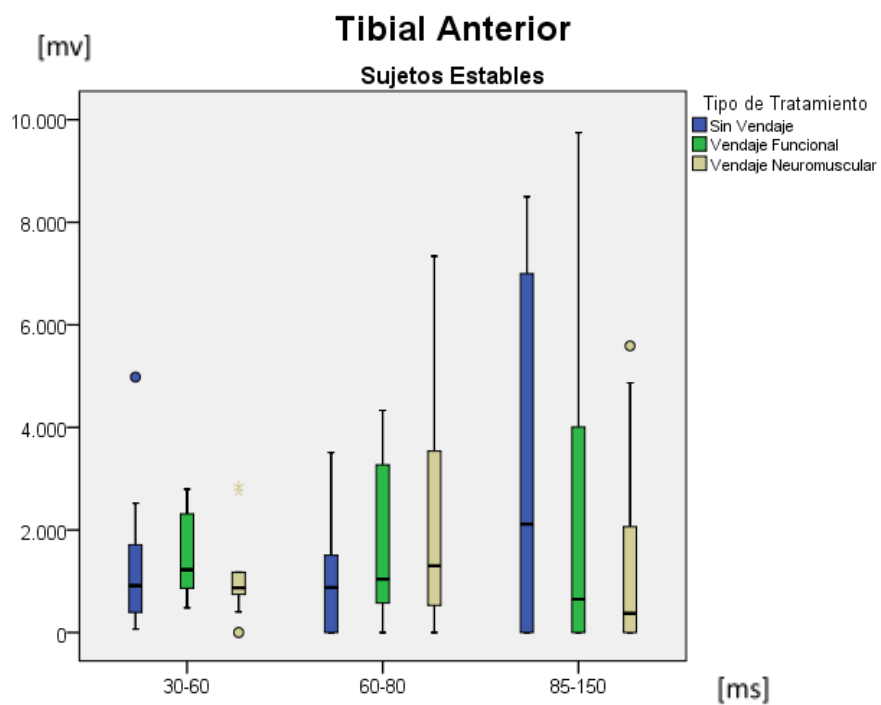


Figura 12. Gráfico de cajas de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo tibial anterior en sujetos estables.

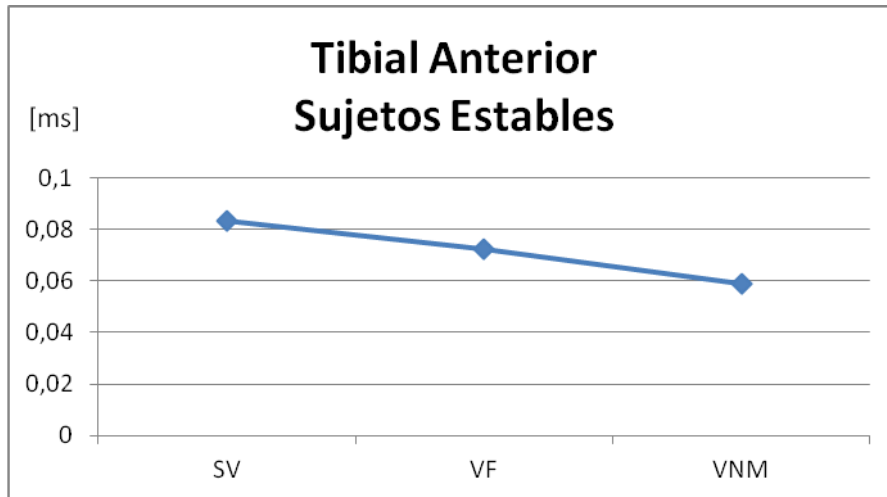


Figura 13. Tiempos de activación para el tibial anterior en sujetos estables (ms/condición).

7.2.2. Sujetos Inestables.

En el caso del tibial anterior con sujetos inestables se observó un aumento en la actividad del músculo en cada uno de los tiempos. En este caso el aumento más pronunciado ocurrió con el vendaje funcional, el que en la primera medición tomo el valor promedio de 1303,14 milivoltios para llegar a los 4352,78 milivoltios en la última medición. Es en esta última medición en donde también se observa la mayor variación entre los valores adoptados por cada uno de las condiciones siendo nuevamente aquellos sujetos con vendaje funcional quienes mayor actividad tuvieron en el músculo tibial anterior (Figura 14).

Para comparar la diferencia entre la actividad del músculo entre cada uno de los tiempos de las condición se realizaron dos pruebas diferentes. Para los sujetos sin vendaje se realizó la prueba no paramétrica de Friedman puesto que la primera medición no cumplía con el criterio de normalidad. Para los otros dos tratamientos se realizó la prueba ANOVA con medias repetidas puesto que todas las variables cumplen el criterio de normalidad.

Para sujetos inestables sin vendaje se observó que no existe diferencia significativa entre los tiempos medidos ($p=0,055$). Para el vendaje neuromuscular y vendaje funcional se observó que si existe diferencia significativa entre los tres tiempos, en cada una de las triadas analizadas se obtuvo un $p < 0,05$ (VF $p=0,01$ TNM $p=0,04$).

Al analizar las condiciones entre cada uno de los tiempos medidos se utilizaron dos procedimientos. En el primero correspondiente a la comparación de las tres condiciones en la medición entre 30 a 60 milisegundos se utilizó la prueba de Friedman puesto que la variable correspondiente a los sujetos sin vendaje no cumple el criterio de normalidad (Figura 15). No existe diferencia significativa en la activación de músculo entre las tres condiciones analizadas para la medición entre los 30 a 60 milisegundos ($p=0,905$).

En las demás comparaciones se utilizaron la prueba ANOVA de medias repetidas. Dando como resulta que existe diferencia significativa entre las tres

condiciones para los tiempos 60-80 milisegundos y 85-150 milisegundos ya que los p-valor son mayores a 0,05 (60-80ms $p=0,125$, 85-150 $p=0,936$).

En el caso de la variación de mediciones realizadas al músculo tibial anterior con sujetos inestables comparando entre los tres tratamientos para la medición correspondiente a los 60 a 80 y los 85 a 150 milisegundos podemos afirmar que no existe diferencia significativa entre los tres tratamientos analizados ($p > 0,05$)

Los tiempos de activación varían entre los sujetos sin vendaje principalmente y no se observa mayor variación entre los sujetos con vendaje funcional y vendaje neuromuscular (Figura 16). Al realizar la prueba de Friedman con estas variables se observa que no existe diferencia significativa en los tiempos de activación entre las distintas condiciones ($p=0,905$).

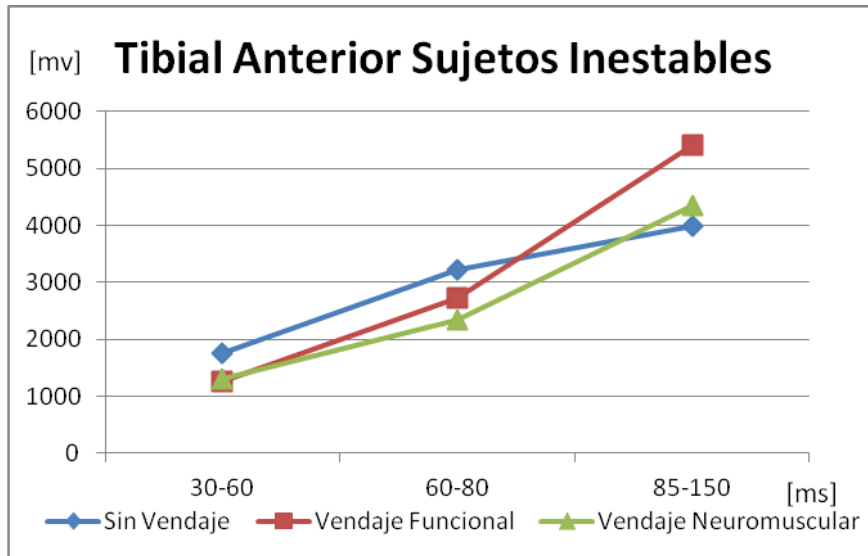


Figura 14. Gráfico de intensidades medias para el músculo tibial anterior en sujetos inestables.

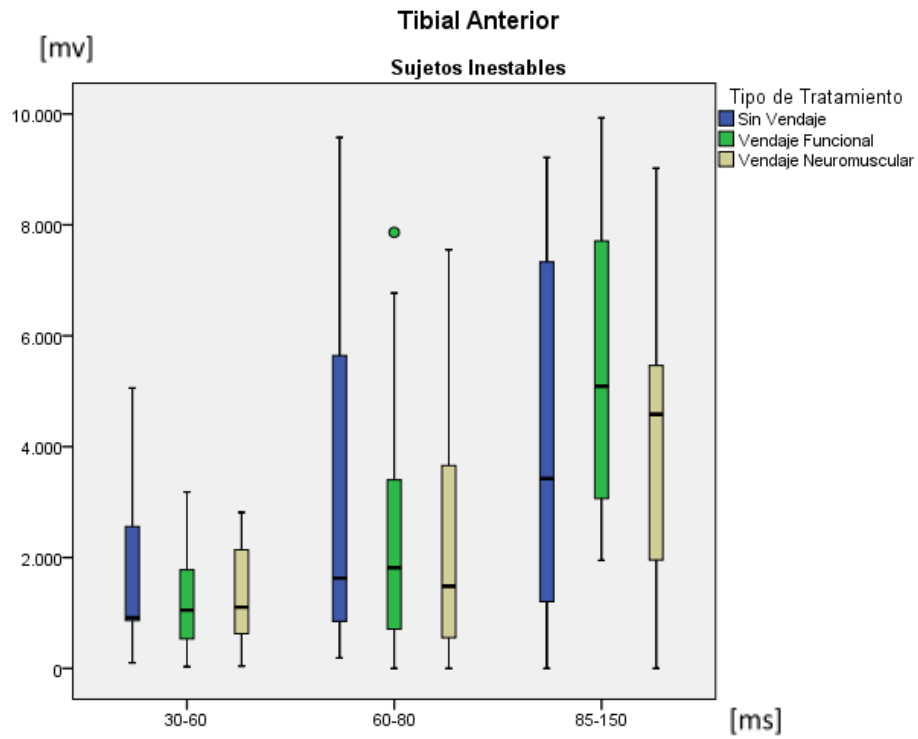


Figura 15. Gráfico de cajas de las tres condiciones (SV, VF, TNM) en los tiempos 30-60ms, 60-80ms, 85-150ms para el músculo tibial anterior en sujetos inestables.

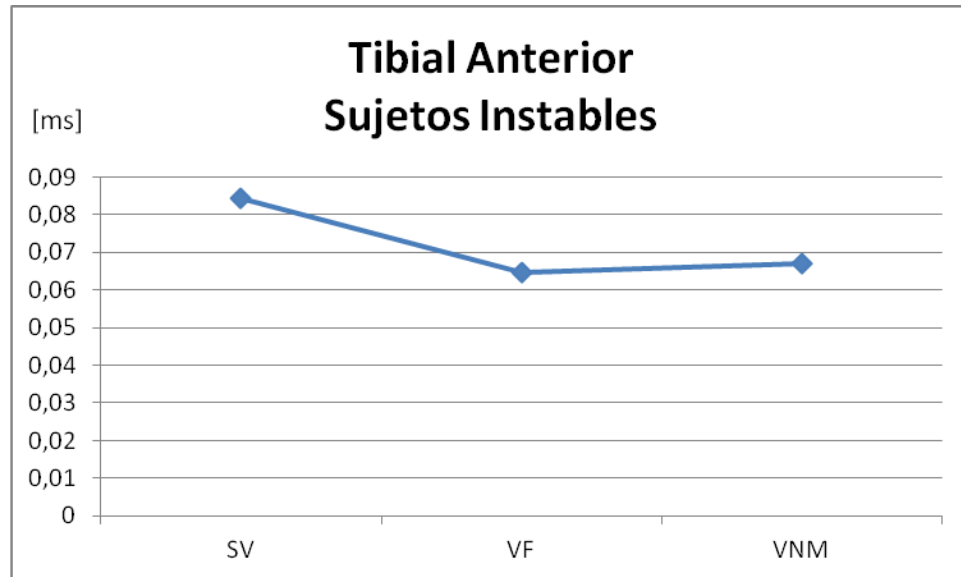


Figura 16. Tiempos de activación para el tibial anterior en sujetos estables (ms/condición).

7.3. Preferencia.

La preferencia fue muy clara y puede ser apreciada en la Figura 17, indicando que el 90% (18 sujetos) prefieren al VF como el vendaje que les ofreció más estabilidad. Mientras que el TNM solo el 10% (2 sujetos) sintieron mayor sensación de estabilidad al momento de la inversión.

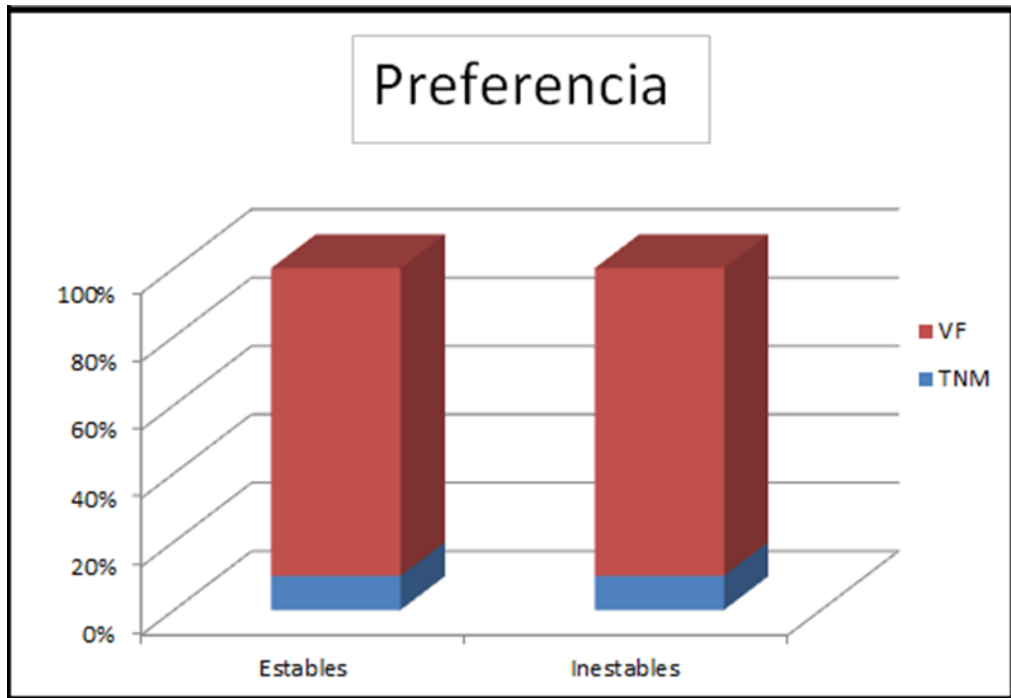


Figura 17. Gráfico de preferencia de tipo de vendaje.

8. DISCUSIÓN.

Los antecedentes recabados mediante la búsqueda bibliográfica y de estudios científicos aportan una base contextual para discutir los resultados obtenidos en la investigación expuesta.

Al comparar los resultados de este estudio con otras revisiones científicas, se encuentran varias similitudes y diferencias. En el estudio de Briem y colaboradores (2011), los cuales encontraron mayor *peak* de actividad muscular en los individuos inestables por sobre los estables al realizar los diferentes test en las distintas condiciones, para el musculo peroneo largo. En este estudio se observaron resultados similares, siendo los individuos inestables los que llegaban a marcas más altas en la parte electromiográfica. Esto debido a que al ser menos estables según el test de SEBT (realizado previamente) necesitan mayor cantidad de fibras musculares reclutadas para poder mantener una posición, en este caso del tobillo y todo el cuerpo, por ende se realizará un movimiento menos eficiente comparándolo con un individuo estable.

Para tratar de corroborar o refutar resultados de otros autores, Kase, Wallis y Kase, (2003), que planteaban que el TNM realiza un estímulo sensorial a través de la piel. Los resultados de Briem y colaboradores (2011) sobre este mismo punto, indicaron que no se produjo facilitación ni activación muscular con TNM, además no dio lugar a una mayor sensación de estabilidad por parte de

los sujetos del estudio. Para apoyar estos resultados, Halsef y cols (2004), concluyeron que el uso de TNM para miembro inferior y tobillo, no provee una mejora en la propiocepción y que fue medido mediante RJPS (*Reproduction of Joint Position Sense*). Siguiendo la misma línea Tieh-Cheng Fu y colaboradores, (2008) comprobó que la aplicación de TNM no mejora ni inhibe la fuerza muscular cuando es aplicado en muslo y rodilla en atletas sanos. Esto es contrario al supuesto efecto que el TNM aplicado en tensión en el sentido de las fibras musculares facilita la fuerza muscular; sin embargo Janwantanakul y Gaogasigan, (2005) indica que el TNM no afecta la actividad muscular medida mediante EMG.

En esta investigación se pudo comprobar que para los sujetos estables e inestables, no existió diferencias en la actividad muscular entre usar TNM y no usar vendaje. Por lo tanto el rol del TNM con respecto a la prevención de las lesiones de tobillo por mecanismo de inversión, no tienen suficientes fundamentos, ya que no está diseñado para restringir movimientos y al parecer no tiene ningún efecto en la activación del musculo peroneo largo y tibial anterior.

El VF disminuyó los valores electromiográficos de actividad muscular, tanto en sujetos estables como inestables para el musculo tibial anterior. Esto se lleva a cabo ya que el VF entrega soporte externo al tobillo, mejorando la estabilidad de manera estática por presentar mayor rigidez. Este estudio

demonstró que éste ayudaba a la protección del tobillo en los mecanismos de inversión, ya que en la activación muscular del tibial anterior mediante EMG presentó valores más bajos comparados con el TNM y con la condición sin vendaje.

La hipótesis de este estudio referente al efecto del TNM no pudo ser corroborada por los datos obtenidos, ya que se planteó que el TNM producía una disminución en la velocidad de activación muscular, tampoco el VF o TNM generaron cambios significativos en el tiempo de activación desde la perturbación. El tiempo de respuesta desde la perturbación no se modificó entre los grupos, como había sido demostrado en estudios previos (Ebig y cols., 1997; Vaes, Duquet y Van Ghenuwe 2002), que compararon los tiempos de reacción muscular de tobillo estables e inestables en una condición de no tape. Sin embargo, la segunda parte de esta hipótesis, que el TNM presentaba mayor actividad electromiográfica, comparado con el VF (Briem y cols., 2011), esto se cumplió, pero el TNM no presentaba diferencias relevantes con respecto a la condición sin tape.

A pesar de los resultados del estudio se dio una tendencia que puede tener alguna significancia clínica en vista de que se obtuvo una muestra relativamente pequeña, que lo hace estadísticamente no significativo. Karlson y colaboradores, (1992) vieron que la aplicación de VF en tobillo inestable disminuyó el tiempo entre la perturbación y la primera respuesta del peroneo,

cosa que se repite en este estudio en ambos músculos medidos. Otro estudio en atletas sanos (Shima, Maeda y Hirohashi, 2005) mostró que el VF aumentó el tiempo de activación muscular desde la perturbación a la primera respuesta, con sujetos estables. En este estudio el grupo estable comparado con el inestable muestra una menor disminución de tiempo de activación desde la perturbación en las condiciones de TNM y sin vendaje, tendencia que se da a la inversa en la condición de VF.

Al igual que Briem y colaboradores (2011), se quiso saber cuál de las 3 condiciones ofrecía al sujeto en estudio una mejor sensación de estabilidad. El 90% de la muestra (18 de 20 sujetos) concordaron que el VF les hacía sentir el tobillo “más seguro” al momento de realizar la inversión súbita de tobillo. El otro 10% de la muestra (2 de 20 sujetos), plantearon que el TNM fue el que los hizo sentir más seguro al momento de la prueba. Muy distinto resultado lograron los investigadores del estudio en cuestión, los cuales según la encuesta de satisfacción tuvieron opiniones divididas, ya que el 48% de la muestra (14 de 29 sujetos) tanto de grupo estable como inestables concordaron que el VF les ofreció mejor estabilidad a sus tobillos. No especifican lo que prefirió el otro 52%, ya que puede haber sido entre TNM o sin vendaje

La definición de estable e inestable utilizada proviene exclusivamente de la performance de los participantes en el SEBT, sin tomar en cuenta la historia de lesiones de tobillo, si han realizado a no rehabilitación luego de sufrir lesión

de la articulación, o el uso de profilaxis en su actividad deportiva que evita que sufran lesiones de tobillo a pesar de que en el SEBT tuvieron una mala performance. Se cree que los dos grupos representan personas con diferentes niveles de estabilidad, cosa que se confirma con el estudio de Plisky y colaboradores, (2006) que indica al SEBT como una herramienta predictora de lesiones de extremidad inferior. Sin embargo no se puede afirmar que éste es una herramienta exclusiva para determinar las diferencias en el tobillo.

El objetivo primario del estudio fue investigar el efecto del TNM y el VF comparado con la condición sin vendaje, sobre la activación muscular del tibial anterior y del peroneo largo en un grupo de deportistas testeados con una perturbación en inversión del tobillo, además la respuesta a la perturbación fue comparada entre individuos con 2 niveles de estabilidad dinámica testeados mediante el SEBT.

8.1. Limitaciones.

Los dos vendajes fueron probados en condiciones ideales, esto quiere decir, se realizó el vendaje a los sujetos (VF, TNM) y sin realizar muchos movimientos, se llevaban a la plataforma para realizar la inversión de tobillo. Por esto, no se testeó el vendaje posterior a alguna actividad física, que sería donde los vendajes deberían realizar su función, en los cuales se podrían despegar por el uso, el sudor, el roce con calcetas y zapatillas.

La definición de estable e inestable proviene exclusivamente de la performance de los participantes en el SEBT, sin tomar en cuenta la historia de lesiones de tobillo, si han realizado o no rehabilitación luego de sufrir lesión de la articulación, o el uso de profilaxis en su actividad deportiva que evita que sufran lesiones de tobillo a pesar de que en el SEBT presentaron una mala *performance*. Se usa los dos grupos para que representen a personas con diferentes niveles de estabilidad, cosa que confirmamos con el estudio de Plisky y colaboradores, (2006) que indica al SEBT como una herramienta que predice lesiones de extremidad inferior. Sin embargo no podemos decir que es exclusivamente para determinar las diferencias en el tobillo.

El reducido grupo de participantes es una de las mayores limitaciones de este estudio. Es por esto que las conclusiones extraídas de este estudio sólo pueden ser aplicadas a la muestra, y no a la población estudiada. De esta manera, para posteriores estudios, se sugiere usar muestras más grandes, que entreguen mayor fiabilidad estadística a los datos obtenidos.

9. CONCLUSIÓN.

Los antecedentes recabados mediante la búsqueda bibliográfica y de estudios científicos, aportan una base contextual para poder concluir la investigación expuesta.

El objetivo principal en este estudio fue “Establecer el tipo de vendaje que tiene una mayor efectividad en la prevención de la inversión forzada de tobillo en deportistas”. Con la muestra y mediciones obtenidas, no se puede determinar qué tipo de vendaje disminuye significativamente el riesgo de lesión en una inversión forzada de tobillo; sin embargo el vendaje funcional demostró disminuir el tiempo de activación muscular del tibial anterior en sujetos tanto estables como inestables, mediante la restricción pasiva que realiza en la articulación, el cual de manera electromiografía presentaron menor actividad en cuanto a milivoltios. Viendo estos resultados se podría suponer que selectivamente esto beneficiaría tanto para prevención y protección de la articulación de tobillo.

En cuanto al rol del TNM, con respecto a la prevención de esguince de tobillo por inversión, no se obtuvo resultados concluyentes para la activación de los músculos tibial anterior y peroneo largo. El rol del TNM en la prevención de lesiones de tobillo, aún necesita ser más investigado y los resultados tienen que ser vistos en el contexto de un estudio experimental controlado.

Las conclusiones de este estudio están limitadas a vendajes de tobillo en un laboratorio, con lo cual no se veía modificado el mismo en una evidente práctica deportiva que pudiera disminuir la efectividad del vendaje posterior al uso.

Finalmente esta investigación presenta una utilidad metodológica y teórica para continuar con estudios relacionados que proporcionen métodos evaluativos más eficaces para los distintos tipos de vendaje y de esta forma poder determinar si realmente esta masificación en los tipos de vendajes deportivos aporta alguna ayuda real en la prevención de esguinces de tobillo.

10. BIBLIOGRAFIA.

1. Briem K, Eythörsdóttir H, Magnúsdóttir RG, Pálmarsson R, Rúnarsdóttir T, Sveinsson T. (2011) Effects of kinesiotape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011 May;41(5):328-35.
2. Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. (1997). The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26 (2):73-77.
3. Efisioterapia: Efisioterapia 2010. Disponible en: <http://www.efisioterapia.net/descargas/pdfs/427-biomecanica-articulacion-tibiotarsiana.pdf>
4. Espejo L, Apolo MD. Revisión bibliográfica de la efectividad del kinesiotaping. *Rehabilitación (Madr)*. 2011. doi:10.1016/j.rh.2011.02.002.
5. Fong DT, Hong Y, Chan L, Yung PS, Chan K. (2007). A Systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine*, 37 (1): 73-94.
6. Fu TC, Wong AMK, Pei YC, Wu KP, Chou SW, Lin YC: Effect of kinesio taping on muscle strength in athletes-A pilot study. *J Sci Med Sport* 2008, 11:198-201.
7. Garrick JG, Requa RK. The epidemiology of foot and ankle of injuries in sports. *Clin Sports Med* 1988; 7 (1): 29-36
8. Glick JM, Gordon RB, Nishimoto D. (1976). The prevention and treatment of ankle injuries. *Am J Sports Med.* 1976;4:136–141.
9. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. (2004) The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *J Athl Train.* 2004;39(4):321-329.

10. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR. (2007) Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test. *Int J Sports Med.* 2007;28(3):236-242.
11. Gutiérrez Rivas E, Jiménez MD, Pardo J, Romero M. *Manual de electromiografía clínica.* Barcelona: Prous Science; 2000.
12. Hertel J. (2000) Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* 2000;29(5):361-371.
13. Hertel J, Braham R, Hale S, Olmsted L. (2006) Simplifying the Star Excursion Balance Test: analyses of subjects with and without ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:131-137.
14. Janwantanakul P, Gaogasigam C. Vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscle activity during the application of inhibition and facilitation taping techniques. *Clin Rehabil* 2005;19:12-9.
15. Josya Sijmonsma. *Taping Neuro Muscular Manual, 2ª Edición Española,* 2007.
16. Kase K, Wallis J, Kase T. *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method.* Tokyo, Japan: Ken Ikai Co Ltd; 2003.
17. Kapandji IA. (1998). *Fisiología Articular (tomo2).* Editorial Médica Panamericana, Madrid.
18. Karlsson J, Andreasson GO. (1992). The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *The American journal of Sports medicine,* 20 (3): 257-261.

19. Karlsson J, Peterson L, Andreasson G, Hogfors C. (1992). The unstable ankle: a combined EMG and biomechanical modeling study. *International journal of Sport Biomechanics*, 8:129-144.
20. Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle*. Philadelphia: F.A. Davis Company; 1983.
21. Kñallevsky G, Frusso R. El uso del vendaje funcional resulta eficaz para el manejo de la artrosis de rodilla. *Evid. Actual.práct.ambul.*2005; 8:9
22. Konradsen L, Ravn J. (1990). Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand*, 61 (5):388-390.
23. Larson-Hall, J. (2010). *A guide to doing statistics in second language research using SPSS* (First ed.). New York: Routledge.
24. Lephart, SM, Myers JB, Riemann BL (2003). Role of proprioception in functional joint stability. En: DeLee, Drez & Miller. *Orthopaedic Sports Medicine: Principles and Practice*, 2a. ed. Philadelphia: Saunders.
25. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A. (1999) Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med*. 1999;27:69–75.
26. Miralles R. (2005). *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Editorial Masson, Madrid.
27. Nakagawa L, Hoffman M. (2004). Performance in static, dynamic, and clinical test of postural control in individuals with recurrent ankle sprains. *Journal of Sport Rehabilitation*, 13 (3): 255-268.
28. Núria Massó, Ferran Rey, Dani Romero, Gabriel Gual, Lluís Costa y Ana Germán. (2010) Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport*. 2010;45(165):127-136.

29. Olmsted L, Garcia C, Hertel J, Shultz S. (2002) Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):501-506.
30. Palmieri-Smith RM, Hopkins JT, Brown TN. (2009) Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sports Med* May 2009 vol. 37 no. 5 982-988
31. Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. (2006) Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006;36(12):911-919
32. Riemann BL (2002) Is there a link between chronic ankle instability and postural stability?. *Journal of Athletic Training*, 37:386-393.
33. Riemann BL, SchmitzRJ, Gale MG, McCaw ST. (2002). Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *Journal of orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32 (12):628-35.
34. Ritchey, F. J. (2008). *Estadística para las Ciencias Sociales* (Segunda ed.). Mexico DF: McGraw-hill Editores.
35. Rodríguez C. (1998). Patología del Pie y del Tobillo en el Baloncesto. *Archivos de Medicina del Deporte*, vol. XV, nº 68, 497 - 503.
36. Root ML, Orien WP, Weed JH, Hugues RJ. (1991). Exploración biomecánica del pie (Volumen 1). Editorial Ortocen, Madrid.
37. Rouvière H. (2005). Anatomía Humana Descriptiva topográfica y funcional. (tomo 3). Editorial Elsevier, España.

38. Saavedra P, Coronado R, Chavez D, Diez P, León R, Granados R, Pérez R, González R. (2003) Relación entre fuerza muscular y propiocepción de rodilla en sujetos asintomáticos. *Rev Mex Med Fis Rehab* 2003; 15: 17-23.
39. Savino Antonio, Grisela Chazarreta, Sabrina Fortes, María Molinari, Rodrigo Rey y Gabriela Saravi. Investigaciones originales, Eficacia del vendaje funcional en el tratamiento del dolor de la rodilla (Functional taping efficacy for knee-pain treatment). (2009)
40. Seniam [en línea]: Seniam [en línea] 2004 [consulta el 10 de Octubre del 2011]. Disponible en: <http://www.seniam.org/>.
41. Shima N, Maeda A, Hirohashi K. Delayed latency of peroneal reflex to sudden inversion with ankle taping or bracing. *Int J Sports Med*. 2005;26:476-480. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2004-821064>
42. Sodenberg GL, Cook TM.(1984) Electromyography in biomechanics. *Phys Ther*. 1984;64:1813-20.
43. Sprigings EJ, Pelton JD, Brandell BR. (1981) An EMG analysis of the effectiveness of external ankle support during sudden ankle inversion. *Can J Appl Sports Sci*. 1981;6:72–75.
44. T. Halseth, J. W. McChesney, M. DeBeliso, R. Vaughn, and J. Lien, “The effects of Kinesio™taping on proprioception at the ankle,” *Journal of Sports Science and Medicine*, vol.3, no. 1, pp. 1–7, 2004.
45. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. (1984). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(1): 64-66.

46. Tufisio [en línea]: Tufisio [en línea] 2009 [consulta el 10 de Octubre del 2011]. Disponible en: <http://tufisio.net/vendaje-funcional-definicion-y-nociones-basicas.html>
47. Txma Aguirre. Kinesiology Taping Teoría y Práctica, Edición Biocorp Europa s.l, 2010
48. Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. J Athl Train. 2002;37:475-480.
49. Vilarroya A, Marco MC, Moros T. (1997) Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación. 1997;31:230-6.
50. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Borsa PA (2006). Measurement and evaluation of dynamic joint stability of the knee and ankle after injury. Sports Medicine, 36:393-410.
51. Woods C, Hawkins R, Hulse M, et al. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football. An analysis of ankle sprains. Br J Sports 2003; 37 (3): 233-8
52. Yeung MS, Chan KM, So CH, et al. An epidemiological survey on ankle sprain. Br J Sports Med 1994; 28 (2): 112-6

11. ANEXOS.

11.1. Anexo 1

“The Star Excursion Balance Test” (SEBT)

Para determinar la estabilidad de las extremidades inferior (EEII), se realizó la prueba “The Star Excursion Balance Test” (SEBT), la cual recientemente ha demostrado su potencial en esta área, Hertel, (2000) Esta consta de una estrella de 3 puntas con un ancho 1.9 cm cada línea y un ángulo de 135° con respecto a la línea central, posicionadas posterolateral y posteromedial (Figura 1). Mide habilidades como control postural, fuerza, rango de movimiento y propiocepción. Mientras más lejos llegue con una pierna, apoyada sobre la pierna opuesta, mejor es su desempeño funcional

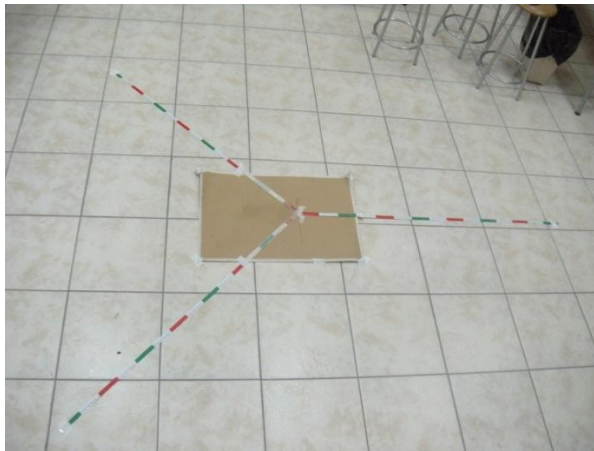


Figura 18. SEBT: Esta consta de una estrella de 3 puntas con un ancho 1.9 cm cada línea y un ángulo de 135° con respecto a la línea central, posicionadas posterolateral y posteromedial

El SEBT es una prueba clínica para detectar posibles déficits funcionales asociados a lesiones de extremidad inferior en sujetos sanos. Para lograr mejores resultados con una extremidad, se requiere una mejor combinación de equilibrio, fuerza y control de postura de la otra pierna. La prueba se realiza por separado para extremidad derecha e izquierda. (Hertel, 2000).

Hertel y colaboradores, (2006), simplificó la prueba y analizó resultados, encontró que el alcance en la dirección posteromedial diferenció a individuos con inestabilidad crónica de tobillo y a personas sanas. El SEBT además requiere de otras características neuromusculares como la coordinación de las EEII, flexibilidad y fuerza. Además, cada dirección activa la musculatura de manera distinta, Plisky y colaboradores, (2006).

A los participantes se les explicó el procedimiento y se les mostró, ya que esta prueba tiene un significativo efecto de aprendizaje, luego de 6 intentos se ve un completo aprendizaje y se produce una estabilidad, Gribble y colaboradores, (2007) por lo tanto se deja que cada participante ensaye 6 veces con cada pierna en cada uno de los 3 direcciones.

Luego realiza la prueba 3 veces con cada extremidad, dejando el mejor resultado. El participante puso el pie a testar en el centro de la estrella. El primer dedo del pie debía estar en el centro. El pie libre se colocó en paralelo al testado en una posición cómoda para el participante, y las manos se agarraron a la cintura, siendo considerada esta la posición de inicio.

Partiendo de la posición de inicio se le pidió al participante que tocara suavemente la línea correspondiente, con la parte más distal del pie, y luego volviera a la posición. Se marcó hasta donde había llegado. La prueba no se consideró válida y se repitió si el participante: soltaba las manos de la cadera, movía o levantaba el pie de apoyo en algún momento de la prueba, no tocaba la línea, perdía el equilibrio o apoyaba el pie libre en el suelo desde que abandonaba la posición de inicio hasta que la volvía a retomar o no fue capaz de mantener la posición de inicio al menos.

Después de retornar a la posición de inicio. En caso de errar en el intento, se recolocaba al participante en la posición de inicio y se volvía a repetir el intento.

El orden de las líneas y de las piernas para realizar cada uno de los test se establecido aleatoriamente. Antes de realizar el test las participantes realizaron un calentamiento en el mismo orden en el cual debían de realizar el test; seis veces en cada una de las tres direcciones con cada pierna, para minimizar los efectos del aprendizaje, y se descansó cinco minutos antes de realizar el test, (Hertel, 2000).

Estos resultados fueron ingresados al programa “Microsoft Office Excel ® 2007, en donde se calcularon las diferencias entre cada dirección y extremidades, para llevarlos a un análisis estadísticos.

11.2. Anexo 2: Encuesta de Estabilidad

Responda a continuación según la prueba realizada cuál de las situaciones le generó mayor estabilidad.

1 _____ Sin tape.

2 _____ Vendaje Funcional.

3 _____ Tape neuromuscular.

11.3. Anexo 3: Consentimiento Informado.

Yo.....dentro del marco de desarrollo de una tesis de las estudiantes de kinesiología de la Universidad de las Americas y Universidad de Valparaiso; Pamela Encalada Guerrero, Anibal Castillo Ramirez y Patricio Häberle Mancilla, participo en forma voluntaria y sin recibir remuneración alguna en el proyecto de investigación: “Titulo”. Al participar en este estudio, estoy de acuerdo en permitir las diferentes evaluaciones no invasivas de electromiografía de superficie en la musculatura Tibial anterior y Peroneo Largo. Yo entiendo que:

- a) Los escasos potenciales riesgos de estos procedimientos fueron explicados en forma personal y en extenso por el grupo de investigación.
- b) No existirán beneficios directos para mí durante este estudio.
- c) Cualquier pregunta que yo desee realizar con relación a mi participación en este estudio deberá ser contestada por el Klg. Ignacio Castellucci, Pamela Encalada, Anibal Castillo Ramirez o Patricio Häberle.
- d) Yo podré retirarme de este estudio en cualquier momento sin ser obligado a dar razones.
- e) Los resultados de este estudio pueden ser publicados, pero mi nombre o identidad no será revelado y mis datos experimentales permanecerán en forma confidencial.
- f) Mi consentimiento está dado voluntariamente sin que yo haya sido forzado u obligado.

FIRMA DEL INVESTIGADOR

FIRMA PARTICIPANTE

11.4. Anexo 4: Postura de los vendajes.

Condición Experimental con VF: Se aplica el VF en el tobillo del hemicuerpo dominante de la siguiente manera:

Se aplican dos anclajes, el proximal a la altura de la unión músculo tendinosa del gastrocnemio y el distal a la altura de la base de la cabeza del quinto metatarsiano.

- Se aplica 2 estribos desde medial hacia lateral pasando levemente posterior al centro de los maléolos.
- Se aplica 2 ochos partiendo de medial a lateral.
- Se cierra el vendaje con tiras horizontales.

Condición Experimental con TNM: Se aplicó el TNM en el tobillo del hemicuerpo dominante de la siguiente manera:

Se midió desde el maléolo lateral, por debajo del pie, a través de la parte anterior de la articulación hacia la parte posterior, terminando en el dorso del pie. Se pone el TNM en una sola tira, se hace el recorrido anteriormente descrito, sin ejercer tensión en la base y el ancla, aplicando máxima tensión en la altura de los ligamentos.

11.5. Anexo 5: Tablas normalización mediciones.

Tabla 4. Normalización de las mediciones para el músculo Peroneo Largo.

		Prueba de normalidad Shapiro-Wilk		
Su jet o Es ta ble	<i>Peroneo Largo sin vendaje</i>	Tiempo en Milisegundos	Normalidad	p-valor
		30-60	No normal	0.018
		60-80	Normal	0.250
		85-150	No normal	0.017
		<i>Tiempo de Activación</i>	No Normal	0.008
	<i>Peroneo Largo con Vendaje Funcional</i>	30-60	No Normal	0.000
		60-80	No Normal	0.020
		85-150	No Normal	0.002
		<i>Tiempo de Activación</i>	No Normal	0.000
	<i>Peroneo Largo con Vendaje Neuromuscular</i>	30-60	No Normal	0.010
		60-80	Normal	0.687
		85-150	No Normal	0.022
		<i>Tiempo de Activación</i>	Normal	0.401

Su jet o In est ab le	<i>Peroneo Largo sin vendaje</i>	30-60	Normal	0.175
		60-80	No Normal	0.034
		85-150	Normal	0.072
		<i>Tiempo de Activación</i>	No Normal	0.000
	<i>Peroneo Largo con Vendaje Funcional</i>	30-60	Normal	0.010
		60-80	Normal	0.195
		85-150	Normal	0.052
		<i>Tiempo de Activación</i>	Normal	0.225
	<i>Peroneo Largo con Vendaje Neuromuscular</i>	30-60	No Normal	0.014
		60-80	Normal	0.170
		85-150	Normal	0.139
		<i>Tiempo de Activación</i>	Normal	0.147

Tabla 5. Normalización de las mediciones para el músculo Tibial Anterior.

Prueba de normalidad Shapiro-Wilk				
Su jet o Es ta ble	<i>Tibial Anterior sin vendaje</i>	Tiempo en Milisegundos	Normalidad	p-valor
		30-60	No Normal	0.012
		60-80	No Normal	0.044
		85-150	Normal	0.064
		<i>Tiempo de Activación</i>	No Normal	0.000
	<i>Tibial Anterior con Vendaje Funcional</i>	30-60	Normal	0.179
		60-80	Normal	0.127
		85-150	No Normal	0.004
		<i>Tiempo de Activación</i>	No Normal	0.003
	<i>Tibial Anterior con Vendaje Neuromuscular</i>	30-60	Normal	0.827
		60-80	No Normal	0.024
		85-150	No Normal	0.003
		<i>Tiempo de Activación</i>	Normal	0.827

S uj et o I n es ta bl e	<i>Tibial Anterior sin vendaje</i>	30-60	No Normal	0.008
		60-80	Normal	0.052
		85-150	Normal	0.294
		<i>Tiempo de Activación</i>	No Normal	0.000
	<i>Tibial Anterior con Vendaje Funcional</i>	30-60	Normal	0.542
		60-80	Normal	0.061
		85-150	Normal	0.379
		<i>Tiempo de Activación</i>	Normal	0.437
	<i>Tibial Anterior con Vendaje Neuromuscular</i>	30-60	Normal	0.459
		60-80	Normal	0.081
		85-150	Normal	0.429
		<i>Tiempo de Activación</i>	No Normal	0.000