Monograph

Rol de la Fatiga en la Propiocepción del Tobillo

James Milani[1], Marybeth E Pedersen[1] y Burcke Gurney[1]

[1]*Physical Therapy Department, University of New Mexico, Albuquerque, NM 87131.*

RESUMEN

La propiocepción esta compuesta por estímulos sensoriales provenientes de varias fuentes incluidas la piel, cápsula articular/ligamentos y husos musculares. No está claro cual es el grado en que cada uno de estos componentes contribuye a la propiocepción total. Si como se piensa generalmente, el huso muscular tiene un rol principal, entonces la fatiga muscular conduciría a una disminución en la percepción de la propiocepción. El objetivo de este estudio fue evaluar cual es el rol de la fatiga en la alteración del sentido de reposicionamiento de la articulación en el tobillo. El estudio fue realizado en 85 participantes sanos (edad promedio=39,2±12,5; en un intervalo comprendido desde los 19 a 77 años) a quienes se les solicitó reconocer una determinada posición de flexión plantar luego de haber realizado o no una prueba de ejercicio hasta la fatiga. El orden de asignación del tratamiento (realización de ejercicios/no realización de ejercicios) fue realizada al azar. El promedio de tres pruebas de las desviaciones de los valores absolutos de la posición establecida fue registrado como valor o puntaje para las condiciones de fatiga y no-fatiga y tratados como mediciones repetidas (repeticiones). No se registraron diferencias significativas en la capacidad de los participantes de reconocer el reposicionamiento de sus tobillos en condiciones de fatiga (media=4,18 º±1.57°) y de ausencia de fatiga (media=3.67°±1.21°), (F=1.66, p=.20). La fatiga muscular no parece tener un rol en el reposicionamiento de la articulación de tobillo. Se discuten las inconsistencias de estos resultados con los encontrados en otros estudios realizados sobre hombros y rodillas que utilizaron protocolos similares.

Palabras Clave: propiocepción, fatiga, tobillo

INTRODUCCION

La propiocepción se define como la percepción de la postura, movimiento y cambios en el equilibrio y el conocimiento de la posición, peso y resistencia de los objetos en relación con el cuerpo. Esta proviene de una compleja serie de informaciones que llegan al cerebro procedentes de diferentes fuentes como, el huso muscular, la cápsula articular, los ligamentos articulares, la piel, los depósitos grasos y posiblemente del cartílago articular y/o del hueso subcondral. No se conoce todavía cual es la contribución individual de los distintos componentes de la propiocepción. Sin embargo, históricamente se ha reconocido a la cápsula articular y a los ligamentos como los mayores contribuyentes (1-2).

Si efectivamente, la cápsula articular y los ligamentos son los principales contribuyentes en el estímulo propioceptivo es posible suponer que una persona que sufrió daños en las cápsulas articulares o en los ligamentos debería tener inconvenientes en la propiocepción. Muchos estudios confirman esta suposición (3-5) mientras que otros estudios no concuerdan con la misma (6-7).

Si las cápsulas articulares o los ligamentos no son los principales responsables de la propiocepción, entonces debe haber otras estructuras que tienen un papel más importante del que se pensó previamente. En 1976, se observó que el huso

muscular contribuía significativamente al sentido de la posición de la articulación de la falange distal del dedo medio (8). Estudios realizados en la articulación de la rodilla por Skinner et al. en 1986 (9) y en la articulación del hombro por Voight et al. en 1996 (10) demostraron que las articulaciones humanas experimentaban pérdidas significativas del sentido de propiocepción como respuesta secundaria a la fatiga muscular. Suponiendo que el huso muscular era el único receptor propioceptivo que podría ser afectado por la fatiga, los autores concluyeron que el huso muscular tendría un rol más importante que el que se había considerado previamente en la propiocepción de las articulaciones. Sin embargo no hay estudios disponibles relacionados al rol del huso muscular en la propiocepción del tobillo.

Se pensó que la elevada proporción de reincidencia en las lesiones en la articulación del tobillo se producía como resultado de daño en la cápsula articular y/o en los ligamentos incluyendo los mecanoreceptores dentro de ella. Sin embargo, también ha sido demostrado que el daño puede producirse en los músculos peroneales con los sucesivos daños en el tobillo (11). De hecho, se sabe que la debilidad en el músculo peróneo se produce en pacientes con inestabilidad crónica de tobillo (12). Por lo tanto, existiría una conexión entre la función comprometida del músculo peroneal y las lesiones en el tobillo. Así, la recurrencia de las lesiones en el tobillo podrían deberse en parte a la pérdida de la propiocepción del músculo peroneal y de otros músculos del tobillo.

Si el huso muscular efectivamente tiene un rol importante en la propiocepción de las articulaciones y la fatiga lo afecta principalmente, como lo sugirieron Voight (10) y Skinner (9); entonces la fatiga también ejercería un efecto sobre la capacidad propioceptiva del tobillo. Este estudio fue diseñado para determinar cual es el rol que posee la fatiga sobre la alteración en la propiocepción del tobillo.

METODOS

Diseño del estudio

Se utilizó un diseño de orden mixto entre los participantes. El orden de participación de los individuos fue asignado al azar y fueron distribuidos al principio en dos grupos: Grupo experimental (realizó ejercicios) y grupo control (no realizó ejercicios). Los participantes regresaron a las 48 horas luego del primer estudio para completar la otra mitad del estudio.

Participantes

En el estudio participaron 85 individuos de edades comprendidas entre 19 y 77 años (media=39,2±12,5) de los cuales 28 eran varones y 57 mujeres. Completaron el formulario de consentimiento aprobado por el Comité de Revisión de Investigaciones Humanas. Los participantes no tenían antecedentes de enfermedades neuromusculares, artritis, fracturas o torceduras en la articulación del tobillo. Fueron seleccionados mediante un muestreo de conveniencia.

Instrumentos

Para todas las mediciones de posición y de ejercicio se utilizó un dinamómetro isocinético Cybex II (Lumex Inc, Ronkonkoma, NY) La calibración de posición y el torque fue realizada semanalmente siguiendo las recomendaciones del fabricante.

Procedimiento

Los participantes fueron medidos, pesados y consultados acerca de la presencia de cualquier condición patológica que pudiera excluirlos del estudio. Los antecedentes de patologías de tobillo o de otro tipo fueron considerados como criterio de exclusión y no se realizaron exámenes a los participantes.

Los participantes se recostaron en un dinamómetro isocinético Cybex con la rodilla completamente extendida en la mesa UBXT con el pie colgando del eje aproximadamente a mitad de la tibia. El pie que declararon dominante fue colocado en el plato para el pie de flexión plantar/dorsiflexión (PF/DF) plantar, alineando el eje de la articulación talo-crural con el eje del Cybex siguiendo las indicaciones del fabricante.

En el grupo control, sin ejercicio, los participantes movían pasivamente los tobillos hasta una posición establecida predeterminada (20º de PF). Subsiguientmente se les informó a los participantes que esa era la posición establecida y que debían recordar como la sentían, porque luego se les solicitaría que encuentren la misma posición. Los participantes permanecieron en la posición señalada hasta que pudieran registrarla y reconocerla (generalmente 5 segundos), luego lentamente volvieron a la posición neutral (0ºPF) y posteriormente volvieron lentamente a la posición señalada. Esto fue repetido tres veces en total. A los participantes no se les permitió observar el pie en la posición señalada. Luego los

participantes estuvieron recostados en el dispositivo Cybex en la posición inicial durante exactamente diez minutos (duración aproximada de la sesión de ejercicios) con el pie en una posición de descanso cómoda. Transcurridos los diez minutos, el pie fue reposicionado hacia la posición señalada anteriormente (20º PF) y luego vuelto a la posición neutral. El reposicionamiento tomó 5 segundos aproximadamente. Un ayudante que no podía ver las mediciones digitales de la máquina Cybex realizó un desplazamiento lento del pie 5º/seg en el rango desde la posición neutral hacia la flexión plantar. Los pacientes debían indicarle al ayudante que se detenga una vez que se alcanzara la posición señalada. Estaba permitido también indicar al ayudante volver atrás la posición del tobillo si es que el participante sentía que se había pasado la posición indicada. Un segundo ayudante registraba la medición digital de esta posición. Los participantes eran luego regresados pasivamente a la posición neutral y el procedimiento se repetía dos veces más.

La sesión de ejercicio fue idéntica a la anterior excepto en que luego de que los participantes fueron colocados pasivamente en la posición señalada tres veces, realizaron cuatro series de 43 repeticiones de ejercicios concéntricos isocinéticos de flexión plantar/dorsiflexión en 90º/seg. Se eligió este número de series y de repeticiones porque en estudios piloto se determinó que creaban un 50% de disminución en el torque máximo tanto para los dorsiflexores como los flexores plantares. La producción de torque fue registrada a lo largo de todo el ejercicio. Para que los participantes pudieran recuperarse de cualquier incomodidad se les dio 30 segundos de recuperación entre las series. Al final de la cuarta serie, también se les proporcionaron 30 segundos para recuperarse de cualquier incomodidad, como el ardor muscular. Se eligieron descansos de 30 segundos porque se considera que es el tiempo suficiente para permitir que el músculo se recupere y desaparezcan los síntomas como ardor muscular que podrían interferir con el sentido de reposicionamiento además del efecto de la fatiga sobre el músculo. Luego retornaron pasivamente una vez más hacia la posición establecida alcanzándola dentro de los 30 segundos del período de recuperación; pasivamente volvieron a la posición neutral y luego del mismo modo se movieron hacia flexión plantar de un modo similar al realizado en el grupo control (sin ejercicio). Todos los valores fueron registrados como posiciones de los participantes en grados. La puntuación de cada participante comprendía el promedio de las tres diferencias de valores absolutos calculada entre la posición informada y 20º de PF. Estos valores fueron registrados tanto para la sesión de ejercicio como para la sesión en ausencia de ejercicio.

Análisis Estadísticos

El análisis estadístico de los datos se realizó mediante un ANOVA para mediciones repetidas (SPSS 6.1 Chicago, II). Los resultados de la evaluación revelaron que las metodologías de prueba eran confiables. Se calculó el coeficiente de correlación intraclase y se obtuvo un valor aceptable (ICC=0,93).

La variable dependiente (DV) fue calculada tomando las diferencias de valor absolutas en grados con respecto a la posición señalada en las tres repeticiones. Estos valores fueron promediados para los dos niveles de la variable dependiente (ejercicio vs. sin ejercicio) y tratadas como mediciones repetidas.

Se realizaron correlaciones bivariadas entre el porcentaje de fatiga de los flexores plantares y el error de posición, así como también entre el porcentaje de fatiga de los doriflexores y el error de posición. El orden en que se les administró el tratamiento (ejercicio vs. sin ejercicio) también fue evaluado con el fin de asegurar que el orden no era un factor.

RESULTADOS

Todos los participantes alcanzaron la fatiga en un punto en el cual la producción de torque máximo en los dorsiflexores disminuyó en un 50% como mínimo (media=62,5%±12.2%), y 26 sujetos de 85 experimentaron una fatiga de al menos 50% en los flexores plantares (media=41,5%±23,4%).

En cuanto al orden en que recibieron el tratamiento no se observaron diferencias significativas entre los grupos de individuos. El grupo que primero realizó ejercicios presentó valores promedios (media obtenida con ejercicios 3,94º±1,36º; media obtenida sin ejercicios 3,83±1,32º) similares a aquellos que primero no realizaron ejercicios (media obtenida con ejercicios 4,61º±1,76º; media obtenida sin ejercicios 3,60±1,16) (F=0,21, p=0,65).

No se encontró diferencia significativa entre los valores medios (en términos de valores absolutos) de la condición de ejercicio hasta fatiga (media=4,18º±1,57) versus la condición sin ejercicio (media=3,67º±1,21º), (F=1,66, p=0,20) (Figura 1). Cuando solo se consideraron los participantes que alcanzaron una fatiga mínima correspondiente al 50% del torque máximo de los flexores plantares (n=20), la diferencia entre los valores medios de la condición ejercicio (media=3,4º±1,28º) versus no-ejercicio (media= 3,5º ±=0,95º) (F=0,03, p=0,86) se hacía aun más pequeña (Figura 1). La correlación entre el porcentaje de fatiga de la flexión plantar y el error de posición fue –0,2643 (p=0,19) y la correlación entre el porcentaje de fatiga de la dorsiflexión y el error de posición fue –0,0980 (p=0,494). Considerando (p=0,5) un

análisis de potencia de los resultados arroja un porcentaje de potencia estadística de 74,2% (media=4,18º ±1,57°; media=3.67°±1.21°).

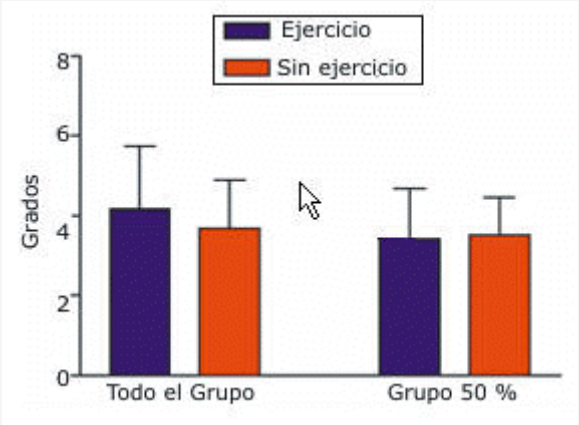

Figura 1. *Diferencia en grados entre la posición establecida y la posición seleccionada por los participantes con y sin realización de ejercicios en la población entera de participantes (n= 85) (izquierda) y el grupo formado por aquellos participantes que presentaron una fatiga mínima correspondiente a un 50% del torque máximo, tanto en dorsiflexores como en flexores plantares (N= 26) (derecha).*

DISCUSION

Los resultados obtenidos en este estudio, indican que la fatiga no ejerce efectos en la propiocepción y no coinciden con los resultados obtenidos por Skinner en estudios sobre la articulación de la rodilla (9) y por Voight en estudios realizados en la articulacipon del hombro (10), siguiendo protocolos similares. Hay varias explicaciones posibles para ésta inconsistencia.

Primero, los protocolos empleados para la rodilla y el hombro son diferentes al protocolo de nuestro estudio. Mientras que el estudio de Skinner (9) consideró solamente el reposicionamiento pasivo de la rodilla, el estudio de Voight (10) tuvo en cuenta el reposicionamiento activo y pasivo del hombro. Los autores no aclaran si los valores de repocicionamiento activo y pasivo fueron combinados para calcular la significancia estadística. En nuestro estudio, el reposicionamiento activo fue excluido deliberadamente debido a que consideramos que la fatiga extrema podría obstaculizar la capacidad del participante de reposicionar el pie correctamente aún cuando el sistema propioceptivo se encontrara intacto, posiblemente como consecuencia de una fatiga severa de las neuronas motoras.

Segundo, aun cuando parece razonable asumir que en ambos estudios, se utilizaron los valores absolutos para el cálculo de los valores de reposicionamiento, esto no ha sido debidamente aclarado en las publicaciones.

Si se hubieran utilizado los promedios simples, entonces por ejemplo, una persona que se reposicionó 10º por encima de 110º y luego en las dos repeticiones siguientes 5º por debajo de 110º, finalizaría la prueba con un promedio de 110º figuraría " mejor" que una persona que en sus tres repeticiones hubiera obtenido 2º. Es importante mencionar que cuando realizamos el cálculo utilizando valores no absolutos observamos diferencias significativas aunque esto no tendría un significado clínico relevante.

En nuestro estudio hay varias explicaciones posibles a la falta de diferencias significativas entre los valores hallados en condiciones de fatiga y sin fatiga. Primero se registró un nivel moderado de potencia estadística en este estudio. Además se registró mucha variación en la capacidad de los participantes de posicionar sus articulaciones de tobillo en un ángulo similar en las dos pruebas (pero independiente de la fatiga). Esta variación podría haber ocultado la pequeña diferencia que efectivamente se debía a la fatiga. Esto podría interpretarse como que el nivel de fatiga no fue suficiente para observar diferencias entre la sesión de ejercicio y la sesión sin ejercicio. Si ese fuera el caso, uno podría esperar que se observaran diferencias mayores en la subpoblación de participantes que presentaron una mayor disminución en el torque pico. Sin embargo, el resultado obtenido fue lo opuesto. Los participantes que mostraron una disminución de torque pico de 50% o más, presentaron diferencias menores en el sentido de reposicionamiento de la articulación en ambas sesiones (con ejercicio y sin ejercicio). Cualquiera sea la explicación, en nuestro estudio, la asociación entre la fatiga y el sentido de

reposicionamiento articular sería despreciable.

Otra posible explicación para nuestros resultados es que el huso muscular en el tobillo no se fatigue conjuntamente con su contraparte motora. Si este es el caso, el sistema aferente permanecería intacto incluso en circunstancias de fatiga significativa de la neurona motora. Los datos significativos de Voight (10) y Skinner (9) podrían deberse a una variable confusa como el contra-estímulo proveniente de dolor asociado a la fatiga muscular o simplemente a sobrecarga sensorial. También podría ser que el tobillo posea resistencia a la fatiga y un sistema aferente que aseguren protección en respuestas de exigencia a largo plazo. Esto explicaría por qué los individuos tienen intacta la captación propioceptiva del huso muscular aún en casos en que se presenta fatiga muscular.

Otra explicación es la posibilidad de que aunque los dorsiflexores y flexores plantares experimenten una fatiga significativa (declinación en el torque máximo de DF de un 50% o superior en todos los individuos y declinación en el torque máximo de un 50% o superior en 26 individuos) los grupos musculares como los evertores no se fatiguen completamente y puedan transmitir la suficiente información propioceptiva para compensar a los músculos fatigados. Esto parecería improbable ya que los evertores son activos en la flexión plantar y por lo tanto se fatigarían con repeticiones de ejercicio máximo durante la flexión plantar, tal como ocurre en nuestro protocolo.

Finalmente existe la posibilidad de que el tobillo difiera de la rodilla y del hombro en que el tobillo depende más de los componentes de propiocepción capsulares, de ligamentos y otros. Los estudios de Lentell (4), Garn (3) y Bullock-Saxton (5) demostraron que individuos con lesiones crónicas de tobillo tienen deficiencias demostrables en varios índices de las determinaciones propioceptivas. Además un estudio de Konradsen et al. (7) demostró que el sentido de posición pasiva en una articulación de tobillo se incrementó con anestesia. El hecho de que Konradsen no encontrara diferencias en el movimiento postural de una sola pierna podría ser explicado por la contribución de los sistemas vestibular y óptico (ya que sus mediciones de la postura de una sola pierna fueron realizadas con los ojos abiertos) que compensaron la pérdida de los estímulos ligamentosos y capsulares.

Hay varios aspectos metodológicos que pueden haber comprometido la validez externa: Primero, el ejercicio hasta alcanzar la fatiga era de cadena cinemática abierta. En las actividades normales la fatiga del tobillo generalmente se produce en ejercicios de cadena cinemática cerrada. Los autores argumentaron que sería extremadamente difícil lograr la fatiga de la articulación del tobillo de un modo objetivo y consistente trabajando con un ejercicio de cadena cinemática cerrada. Además no hubiera sido posible la determinación del grado de fatiga o producción de torque a lo largo de un ejercicio de cadena cinemática cerrada. El dispositivo Cybex ofreció una alternativa consistente y reproducible para fatigar el tobillo y la medición fue sencilla.

Segundo, se podría argumentar que el ejercicio de inversión/eversión de tobillo hubiera sido más representativo del mecanismo de una lesión de torcedura de tobillo. Sin embargo, los autores argumentaron que la flexión plantar es un componente del mecanismo de daño en la torsión de tobillo y que podía ser tenida en cuenta en este caso. Además afirmaron que la evaluación de una articulación que se mueve predominantemente en un eje simple aportará datos más reproducibles que un ejercicio de inversión/eversión con movimiento en tres planos. Estudios piloto han demostrado que esto es correcto. Los coeficientes de correlación intraclase para el tobillo fueron constantemente más bajos para el caso de inversión/eversión de tobillo (ICC=0,77) que los obtenidos mediante DF/PF (ICC=0,93).

Finalmente ninguno de los participantes presentaba lesiones en el tobillo. Los autores afirmaron que utilizar participantes con lesiones hubiera introducido una nueva variable difícil de controlar en la identificación del tejido lesionado y en la cuantificación del grado de daño en el tobillo.

Conclusión

Hasta la fecha se desconoce como funciona detalladamente la propiocepción. Es ampliamente reconocido que la misma es necesaria para llevar a cabo normalmente las actividades y que la pérdida de la misma perjudica la coordinación y provoca una predisposición a sufrir lesiones una y otra vez. El huso muscular aportaría un componente esencial en la propiocepción de la articulación pero a partir de nuestros resultados podemos concluir que la propiocepción del tobillo no sometido a la masa corporal no se altera con la fatiga de los músculos flexor plantar y dorsiflexor.

Agradecimientos

Los autores expresan su agradecimiento a Rob Robergs, Ph.D. por permitir el uso de sus instalaciones y equipamiento y por la revisión del documento. A Jeff Kloer, P.T., O.C.S.por su tiempo y sus ideas y a Candace Schau, Ph.D. por el apoyo estadístico.

Dirección para el Envió de Correspondencia

Burke Gurney, M.A., P.T. University of New Mexico Physical Therapy Department HSSB #204B Albuquerque, NM 8131-5661.

REFERENCIAS

1. Andrew BL, Dodt E (1955). The deployment of sensory nerve endings at the knee joint of the cat. *Acta Physiol Scan; 28:287-296*
2. Freeman MAR, Wyke B (1967). Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Brit J Surg; 54(12):990-1001*
3. Garn SN, Newton RA (1988). Kinesthetic Awareness in Subjects with Multiple Ankle Sprains . *J Ortho Sports Phys Ther; 68(11):1667-1671*
4. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P (1995). The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Ortho Sports Phys Ther; 21(4):206-215*
5. Bullock-Saxton JE (1995). Sensory changes associated with severe ankle sprain. *Scand J Rehab Med; 27:161-167*
6. De Carlo M, Talbot R (1986). Evaluation of ankle joint proprioception following injections of the anterior talofibular ligament. *J Ortho Sports Phys Ther; 8(2):70-76*
7. Konradsen L, Ravn JB (1993). Sorensen AI. Proprioception at the ankle: The effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg(Br) ; 75-B:433-436*
8. Gandevia SC, McCloskey DI. Joint (1976). sense muscle sense, and their combination as position sense, measured at the distal interphalangeal joint of the middle finger. *J Physiol (Lond); 260:387-407*
9. Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL (1986). Effect of fatigue on joint position of the knee. *J Ortho Research;4:112-118*
10. Voight M, Hardin JA, Blackburn TA (1996). Tippet S, Canner GC: The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception . *J Ortho Sports Phys Ther; 23(6):348-355*
11. Stoff MD, Greene AF (1986). Common peroneal nerve palsy following ankle injury: A report of two cases. *Inter J of Sports Med 7(5):291-294*

Cita Original

Burke Gurney, James Milani, and Marybeth Elizabeth Pedersen. Role of fatigue on proprioception of the ankle. JEPonline; Vol 3 No 1, 2000