

**Revista Mexicana de
Medicina Física y Rehabilitación**

Volumen 15
Volume

Número 1
Number




Enero-Marzo 2003
January-March

Artículo:




**Relación entre fuerza muscular y
propiocepción de rodilla en sujetos
asintomáticos**

Derechos reservados, Copyright © 2003:
Sociedad Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación, AC

**Otras secciones de
este sitio:**

-  **Índice de este número**
-  **Más revistas**
-  **Búsqueda**

***Others sections in
this web site:***

-  ***Contents of this number***
-  ***More journals***
-  ***Search***



Medigraphic.com

Relación entre fuerza muscular y propiocepción de rodilla en sujetos asintomáticos

Dra. Patricia Saavedra Mercado,* Dr. Roberto Coronado Zarco,* Dr. Daniel Chávez Arias,* Dra. María del Pilar Díez García,* Dr. Saúl Renán León Hernández,* Dr. Raúl Granados Rentería,* Dr. Raúl Pérez Medina,* Dr. Rubén González Rojas,* Dr. Miguel Escudero Perdomo

RESUMEN

Introducción: Múltiples estudios relacionan una deficiencia de propiocepción con incidencia de patología en rodilla. **Objetivo:** Determinar la relación entre propiocepción y fuerza muscular de rodilla. **Método:** Veinte hombres y 20 mujeres asintomáticos. Se evaluó la conciencia cinestésica a través de un equipo de dinamometría Biodex 3 a 15°, 30° y 45° bilateral, eliminando aferencias visuales y cutáneas. Y evaluación isocinética a 60°, 90° y 120° por segundo concéntrica para extensión y flexión de rodilla. **Resultados:** Dieciocho hombres y 20 mujeres. Edad de 25-42 años (\bar{X} = 30.7), talla 1.62-1.82 m (\bar{X} = 1.74) en hombres, y 1.49-1.72 m (\bar{X} = 1.57) en mujeres. Peso de 62-102 kg (\bar{X} = 81.7) en hombres, y de 40-95 kg (\bar{X} = 57) en mujeres. Los valores de media de conciencia cinestésica oscilaron derecho de 1.11° a 1.2°, izquierdo de 1.1° a 1.3° en hombres. En mujeres de 1.8 a 2.5 derecho y 1.5 a 1.9 izquierdo. Los intervalos de confianza de 95% fueron estrechos para ambos grupos para la cinestesia (entre 0.85 a 1.6 hombres y 1.09 a 3.56 mujeres) a distintos grados. Al correlacionar la talla con cinestesia, con coeficientes de correlación y de regresión negativos para ambos grupos.

Conclusión. A mayor talla menor grado de variación en la cinestesia, mediada por una mayor fuerza muscular.

Palabras clave: Talla, fuerza muscular, propiocepción.

ABSTRACT

Introduction: Several studies have related a proprioception deficiency with pathology incidence on the knee. It hasn't been related muscle strength with proprioception. **Objective:** To determine the relation between proprioception and muscle strength in the knee. **Method:** Symptomatic 20 men and 20 women, without cardiovascular, metabolic, neuromuscular and osteoarticular alterations. We evaluate kinesthetic conscience through a Biodex 3 dynamometer at 15°, 30° and 45°. Eliminating visual and joint (ankle and hip) afferences. And preformed a isokinetic evaluation at 60°, 90° and 120° for second in concentric modality for extension and flexion of the knee. **Results:** We obtained 18 men and 20 women. Age range of 25 to 42 years (\bar{X} = 30.7), high 1.62 to 1.82 m (\bar{X} = 1.74) in men, and 1.49 to 1.72 m (\bar{X} = 1.57) in women. Weight from 62 to 102 kg (\bar{X} = 81.7) in men and 40 to 95 kg (\bar{X} = 57) in women. Values for median of kinesthetic conscience with oscillations in right from 1.11° to 1.2°, left from 1.1° to 1.3° in men. In women from 1.8 a 2.5 right and 1.5 to 1.9 left. Confidence intervals from 95% were very narrow in both groups for kinesthetic conscience (between 0.85 to 1.6 in men and 1.09 to 3.56 in women) at different grades join position. When we correlated high to kinesthetic conscience, we obtain a correlation coefficient and regression with negative values for both groups. **Conclusion:** To a bigger high less grade of variation in kinesthetic evaluation, mediated trough a grater muscle strength.

Key words: Size, muscle strength, proprioception.

INTRODUCCIÓN

El término propiocepción se atribuye a Sherrington (1906) que la describe como a la información sensorial que contribuye al sentido de la posición propia y al movimiento. Actualmente ésta incluye la conciencia de posición y movimiento articular, velocidad y detección de la fuerza de movimiento¹⁻⁷, consta de tres componentes: provisión de conciencia

de posición articular estática o estatestecia, conciencia cinestésica (la detección de movimiento y aceleración) y las actividades efectoras de la respuesta refleja y la regulación del tono muscular^{1,3}.

La propiocepción depende de estímulos sensoriales como estímulos: visual, auditivo, vestibular, receptores cutáneos, articulares y musculares. En la rodilla es determinada principalmente por nociceptores y mecanorreceptores articulares (Ruffini, corpúsculos Pacini, terminaciones nerviosas libres, órganos tendinosos de Golgi y husos musculares)^{3,8}. Los mecanorreceptores articulares se han dividido en dos tipos dependiendo de su adaptación. Los receptores de adap-

* Servicio Rehabilitación Osteoarticular. División de Rehabilitación Ortopédica. Centro Nacional de Rehabilitación.

tación rápida, los corpúsculos de Pacini que disminuyen su ritmo de descarga hasta la extinción en milésimas de segundo a partir del inicio de un estímulo continuo, que son muy sensibles a los cambios de estimulación y por lo tanto se considera que participan en la mediación de las sensaciones de movimiento de la articulación, que dan sentido de movimiento². Y los receptores de adaptación lenta, corpúsculos de Ruffini, órganos tendinosos de Golgi y husos musculares, continúan su descarga en respuesta al estímulo continuo dando sentido de posición articular.

Por lo que puede asumirse que la propiocepción de la rodilla deriva de la integración de señales aferentes desde los receptores en músculo, tendones, cápsula articular, ligamentos, meniscos y piel.

La propiocepción mantiene la estabilidad articular bajo condiciones dinámicas, proporcionando el control del movimiento deseado y la estabilidad articular. La coordinación apropiada de coactivación muscular (co-contracción de agonistas-antagonistas) atenúa las cargas a través del cartílago articular⁴. Como lo describe Roll y cols. (1981) al describir el reflejo vibratorio antagonista, descrito como el estiramiento muscular que produce una elaboración del conocimiento de movimiento y posiciones de los segmentos, y éste recibe asistencia motora de grupos musculares antagonistas.

Múltiples estudios han relacionado una deficiencia de la propiocepción con la incidencia de patología en la rodilla (osteoartrosis)^{2,9-15}. También se ha relacionado estas mismas patologías con déficit de la fuerza muscular, sobre todo del cuádriceps¹⁶⁻¹⁹. Sin embargo, no se ha relacionado en forma adecuada la fuerza muscular y la propiocepción.

OBJETIVO

Determinar la relación que existe entre la fuerza muscular y la propiocepción de la rodilla. Desarrollar un sistema efectivo, preciso y de fácil reproducción para la medición cuantitativa de la propiocepción cinestésica y estatestésica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un estudio prospectivo, transversal, descriptivo. Obteniendo dos grupos de 20 sujetos hombres/mujeres asintomáticos de rodilla (sin dolor, ni deficiencias), sin alteraciones cardiovasculares, metabólicas, neuromusculares, osteoarticulares.

A los cuales se les practicaron dos evaluaciones de propiocepción cinestésica y estatestésica y una evaluación isocinética en su modalidad concéntrica marcada por los parámetros internacionales para rodilla (60°, 90° y 120° por segundo) capturando datos de talla, peso, dominancia, en un dinamómetro Biodex 3.

La evaluación de la propiocepción cinestésica se realizó en el dinamómetro Biodex 3 en sedestación con inclinación

de 30° del respaldo, evitando las aferencias visuales (cubriendo los ojos) y propioceptivas resultado de la movilización del tobillo (a través de la inmovilización con una férula supropodálica posterior), fijando tronco y muslo con los cinchos del equipo y utilizando aditamentos para evaluación de rodilla. Se estableció la modalidad de movilización pasiva continua a una velocidad angular de 5° por segundo. Se obtuvieron 3 registros a distintos grados de flexión de rodilla 15°, 30° y 45°, a partir de la extensión completa como 0°. Se le solicitó al sujeto, que al percibir el movimiento oprimiera un interruptor manual que desactiva al movilizador pasivo continuo. Registrando los grados de diferencia que se obtuvieron respecto a la posición inicial.

La evaluación de la propiocepción estatestésica se realizó con un goniómetro electrónico Cybex, fijando el tronco y muslo. Estableciendo como 0° la extensión completa. Obteniendo registros a 15°, 30° y 45°. Llevando el segmento de la pierna a la posición predeterminada, cambiando la posición y solicitando al sujeto reestablecer en forma activa la ubicación predeterminada. Restringiendo las aferencias visuales (ojos cubiertos). Realizando 3 registros por posición predeterminada.

El análisis de los datos incluyó medidas descriptivas de tendencia central y de dispersión con intervalos de confianza del 95% para las medias; las correlaciones fueron estimadas con el coeficiente *r* de Pearson y las predicciones con regresión lineal simple. Los datos fueron procesados con el programa SPSS 10.0 para Windows y las hipótesis nulas fueron rechazadas con $p < 0.05$.

RESULTADOS

Se practicó una prueba de campo con 9 hombres y 10 mujeres, para determinar la varianza entre las mediciones realizadas en las pruebas propioceptivas. Debido a que la evaluación estatestésica a través de goniometría electrónica (Cybex) presentó varianza elevada para las mediciones realizadas, se descartó esta prueba y se continuó con la evaluación isocinética y la evaluación propioceptiva cinestésica.

La *figura 1* muestra los promedios y desviaciones estándar obtenidas de las variables analizadas en los sujetos de sexo masculino. Los valores obtenidos de la evaluación propioceptiva cinestésica oscilan del lado derecho entre 1.11 a 1.22 y del izquierdo entre 1.11 y 1.33; ambos lados con desviaciones y errores estándar bajos, mismos que traducen una alta precisión en las mediciones. Se eliminaron dos sujetos del grupo ya que el resultado de sus valores se consideró francamente atípico, lo que podría traducirse en alguna patología no conocida. Cabe mencionar que todos los sujetos contaban con dominancia diestra.

Se calcularon los intervalos de confianza del 95% (IC 95%) y que, como se observa en la *figura 2* son bastante estrechos.

Figura 1. Resultados hombres, mínimos máximos, desviación estándar, error estándar

Variable	Mínimo	Máximo	Media	DS	ES
Edad	25	40	30.72	5.00	
Peso	62	102	81.72	13.04	
Talla	162	182	174.00	5.78	
Biodex 15D	.00	3.00	1.1111	0.5830	0.1374
Biodex 30D	1.00	3.00	1.2222	0.5483	0.1292
Biodex 45D	1.00	3.00	1.1111	0.4714	0.1111
Biodex 15Iz	1.00	2.00	1.1111	0.3234	0.0762
Biodex 30Iz	1.00	3.00	1.3333	0.5941	0.1400
Biodex 45Iz	1.00	2.00	1.2222	0.4278	0.1008
F60D	58.5	147.5	107.806	22.706	
F90D	11.9	137.1	98.456	29.663	
F120D	75.9	126.1	98.722	16.040	
F60Iz	59.8	133.0	101.622	20.441	
F90Iz	65.0	129.9	96.706	18.561	
F120Iz	11.6	118.7	89.350	24.542	
E60D	119.1	251.9	189.156	45.050	
E90D	101.2	266.3	182.861	41.182	
E120D	190.9	225.0	153.694	50.052	
E60Iz	91.5	246.0	181.911	44.892	
E90Iz	80.1	234.4	164.694	41.218	
E120Iz	91.9	214.5	152.622	39.480	

N = 18, Biodex = cinestesia, F = Torque en flexión, E = Torque en extensión, D = Derecha, Iz = Izquierda

Figura 2. IC 95% cinestesia a diferentes grados. Hombres (n=18)

Cinestesia-lado medido	IC 95%
15 derecho	0.85-1.37
30 derecho	0.97-1.47
45 derecho	0.90-1.32
15 izquierdo	0.96-1.26
30 izquierdo	1.06-1.60
45 izquierdo	1.03-1.41

Un hallazgo observado relevante, es que la evaluación propioceptiva cinestésica a 15°, 30° y 45° del lado derecho, correlacionan con el torque obtenido para la flexión a 60° por segundo del lado correspondiente, aunque no correlacionan significativamente con el torque obtenido para la extensión. Sin embargo, en el caso de los hombres, la evaluación propioceptiva cinestésica a 45° izquierdo sí correlacionó con el torque en extensión a 60°, 90° y 120° por segundo del lado izquierdo, pero no lo hizo con el torque en flexión ipsilateral, como muestra la *figura 3*.

Por otro lado, al analizar el torque en flexión y extensión a diferentes velocidades angulares se encontró una fuerte

Figura 3. Coeficientes r de Pearson entre torque y cinestesia. Hombres (n = 18)

Cinestesia-torque	Coeficiente r	P
Derechas		
B15-F60	-0.445	0.06
B30-F60	-0.425	0.07
B45-F60	-0.538	0.02
Izquierdas		
B45-E60	-0.0448	0.06
B45-E90	-0.494	0.03
B45-E120	-0.523	0.02

B = Cinestesia, F = torque en flexión, E = torque en extensión

correlación con la estatura de los sujetos. Por ejemplo, el torque obtenido en flexión a una velocidad de 60° por segundo del lado derecho tiene un coeficiente de correlación de Pearson de 0.601 ($p = 0.008$) con la estatura; mientras que el torque en flexión a 120° por segundo de lado derecho reportó $r = 0.570$ (0.014). Valores similares y significativos se obtuvieron entre talla y torque en extensión a 60° y 90° por segundo del lado izquierdo.

Debido a lo anterior y dado que la correlación entre fuerza y estatura resulta redundante para la evaluación propioceptiva cinestésica, se decidió correlacionar solamente la talla con la evaluación cinestésica; como resultado se obtuvo que la talla es un buen predictor de la cinestesia a diferentes niveles (15° y 30° del lado derecho y 15° y 45° del lado izquierdo). Véase en la *figura 4*, que los coeficientes de correlación y de regresión son negativos, es decir, que a mayor talla menor será el grado de variación en la evaluación cinestésica.

La *figura 5* presenta los promedios y desviaciones estándar para las variables analizadas en el sexo femenino. Nótese que los valores de las evaluaciones propioceptivas cinestésicas a diferentes grados oscilan entre 1.80 a 2.55 del lado derecho y entre 1.55 a 1.95 del lado izquierdo. Repárese que

Figura 4. Coeficientes de correlación y regresión entre talla y cinestesia. Hombres (n =18).

Cinestesia	Coeficiente	P	Constante*	B*
15 derecha	-0.576	0.012	11.220	-0.0581
30 derecha	-0.557	0.016	10.412	0.0528
15 izquierda	-0.566	0.014	60625	0.0317
45 izquierda	-0.452	0.060	1.043	0.0335

* Valores de regresión. Por ejemplo para predecir una cinestesia a 15° derecho para un sujeto masculino de 174 cm, que corresponde al promedio de la muestra estudiada: $Y = 11.220 - 0.0581 (174) = 1.11$. Corróboresse en la *figura 1* la correspondencia entre estos valores.

Figura 5. Resultados mujeres, mínimos máximos, desviación estándar, error estándar.

Variable	Mínimo	Máximo	Media	DS	ES
Edad	25	42	29.60	4.89	
Peso	40	95	57.03	12.44	
Talla	149	172	157.25	6.38	
Biodex 15D	1.00	6.00	1.8000	1.4364	0.3212
Biodex 30D	1.00	8.00	2.5500	2.3050	0.5154
Biodex 45D	1.00	6.00	1.9500	1.5035	0.3362
Biodex 15Iz	1.00	4.00	1.5500	1.0501	0.2348
Biodex 30Iz	1.00	5.00	1.9500	1.3169	0.2945
Biodex 45Iz	1.00	6.00	1.9500	1.4681	0.3283
F60D	29.7	108.2	56.040	18.598	
F90D	21.7	107.1	50.360	18.221	
F120D	27.5	108.2	49.180	17.351	
F60Iz	36.1	91.5	54.920	15.673	
F90Iz	31.5	81.9	48.615	12.951	
F120Iz	29.0	76.5	46.940	11.755	
E60D	74.3	189.8	107.020	27.320	
E90D	44.3	171.9	89.580	29.475	
E120D	55.3	158.5	83.705	24.195	
E60Iz	62.0	145.0	102.868	22.258	
E90Iz	45.0	130.8	89.335	22.051	
E120Iz	47.0	115.5	81.620	18.411	

N = 20, Biodex = cinestesia, F = Torque en flexión, E = Torque en extensión, D = Derecha, Iz = Izquierda.

tales valores promedios, desviaciones y errores estándar son más elevados que los que corresponden a los hombres; no obstante, como se verá más adelante, las correlaciones entre torque y evaluación cinestésica son más consistentes en el grupo de mujeres que en el grupo de hombres.

La *figura 6* presenta los intervalos de confianza del 95% (IC 95%) para la media que, como se puede notar, son más estrechos que los de los hombres.

La evaluación cinestésica a 15° y 45° del lado derecho correlacionaron con el torque en flexión a 60° y a 120° por segundo del lado correspondiente, y la cinestesia a 15° derecho correlacionó de manera significativa con el torque en extensión a 60° por segundo; por otro lado la cinestesia a 30° izquierdo correlacionó con el torque en flexión a 60° y 90° por segundo y la cinestesia a 45° izquierda correlacionó con el torque a 60°, 90° y 120° por segundo ipsilateral, pero ninguno tuvo correlación con el torque en extensión (*Figura 7*).

El torque obtenido en flexión y extensión a diferentes velocidades correlaciona fuertemente con la estatura de las mujeres estudiadas. Por ejemplo, el torque en flexión a 60° por segundo del lado derecho tiene un coeficiente de correlación de Pearson de 0.804 ($p = 0.0001$) con la estatura; mientras que el torque en flexión a 90° por segundo derecho reportó $r = 0.809$ (0.0001) y torque en flexión de 120° derecho

$r = 0.787$ ($p = 0.0001$). Valores similares y significativos se obtuvieron entre la talla y el torque en flexión y extensión a 60°, 90° y 120° por segundo del lado izquierdo.

Véase ahora en la *figura 8* que los valores de los coeficientes de correlación y de regresión entre la cinestesia y la talla para las mujeres también son negativos, es decir que a mayor estatura menor será el grado de variación en la eva-

Figura 6. IC 95% de cinestesia a diferentes grados. Mujeres (n = 20).

Cinestesia	IC 95%
15° derecho	1.17-2.43
30° derecho	1.54-3.56
45° derecho	1.30-2.60
15° izquierdo	1.09-2.01
30° izquierdo	1.38-2.54
45° izquierdo	1.31-2.59

Figura 7. Coeficientes r de Pearson entre torque y cinestesia. Mujeres (n = 20).

Cinestesia-torque	Coeficiente r	P
Derecha		
B15-F60	-0.550	0.012
B15-F120	-0.457	0.043
B15-E60	-0.445	0.049
B45-F60	-0.510	0.022
B45-F120	-0.465	0.039
Izquierdas		
B30-F60	-0.435	0.050
B30-F90	-0.435	0.050
B45-F60	-0.485	0.032
B45-F90	-0.500	0.025
B45-F120	-0.463	0.043

Figura 8. Coeficientes de correlación y de regresión entre talla y cinestesia. Mujeres (n = 20).

Cinestesia	Coeficiente	P	Constante*	B*
15 derecha	-0.586	0.007	22.530	-0.1320
45 derecha	-0.542	0.014	22.019	-0.1280
30 izquierda	-0.393	0.080	14.703	-0.0811
45 izquierda	-0.515	0.020	20.569	-0.1190

* Valores de regresión, por ejemplo, para predecir la cinestesia a 15° derecho para un sujeto femenino de 157 cm de estatura, que corresponde al promedio de la muestra estudiada: $Y = 22.530 - 0.1320(157) = 1.80$ grados de diferencia a la evaluación.

luación cinestésica confirmando el hallazgo de estas correlaciones con el del sexo masculino.

Así mismo, se realizó una correlación de Pearson para el peso y la fuerza en extensión y flexión a 60° y 120° por segundo en forma bilateral en ambos grupos (masculino y femenino). Observando una correlación muy significativa para estos dos valores (*Figura 9*).

DISCUSIÓN Y ANÁLISIS

La propiocepción desempeña un papel protector en la lesión aguda de rodilla por medio de la fijación refleja. El arco reflejo protector iniciado por los mecanorreceptores y el huso neuromuscular se produce con una rapidez superior al arco reflejo iniciado por los nociceptores (70 a 100 m/seg frente a 1 m/seg), por lo tanto la propiocepción puede tener un papel más significativo de lo que hasta ahora se ha asignado en la sensación de dolor en la prevención de lesiones.²³ También se ha estudiado la influencia que tiene el deterioro de la propiocepción en el desarrollo de cambios degenerativos (artrosis)^{2,9-15}. Los distintos estudios relacionados sobre la propiocepción en rodilla, en situaciones de patología (osteoartrosis, artritis), se han enfocado al retorno o el deterioro²⁰ de la propiocepción posterior a una artroplastia total de rodilla, si el tipo de implante tiene alguna influencia en la propiocepción, si la preservación del ligamento cruzado posterior es benéfica para la propiocepción²¹. Sin embargo, los resultados son muy variables de acuerdo a cada investigador; pocos estudios han incluido mediciones prequirúrgicas, lo que para algunos autores genera dudas sobre la validez de sus hallazgos²¹.

La cinestesia tiene dos componentes, la capacidad para detectar movimiento y la capacidad para detectar la direc-

ción del movimiento. El presente estudio se enfocó a la capacidad de detección de movimiento a una velocidad baja. La velocidad que se utilizó ha sido descrita como compatible con la adaptación de mecanorreceptores lentos de la cápsula articular de la rodilla²¹. Se ha intentado asociar el tipo de mecanorreceptor con alguna función determinada. De tal manera que existe evidencia que sugiere que los receptores de Pacini detectan la deformación tisular, la iniciación, la aceleración y la terminación del movimiento articular, y están presentes en la cápsula, los ligamentos y los meniscos. Los receptores de Ruffini detectan el ángulo articular, velocidad, presión intraarticular y también son capsulares, ligamentarios y meniscales. Los órganos tendinosos de Golgi se estimulan en los extremos del desplazamiento articular (mayor a 10° de extensión de la rodilla) y se encuentran en meniscos y ligamentos^{2,3}, son de adaptación lenta³. Esto traduce una interacción entre los factores biomecánicos y los neuronales. Lo que podría explicar el hallazgo de que la conciencia cinestésica es más sensible desde el punto de partida de 15° de flexión que desde 45°, y a partir de 60° que de 45°. Es decir, que el estímulo propioceptivo es más importante en los extremos del rango de movimiento²⁴.

En hombres el rango de detección de inicio del movimiento angular, fue de 1.11 a 1.33 grados y en mujeres de 1.80 a 2.55 grados. Por lo que se observa una alta precisión en la técnica propuesta, mejorando a la obtenida en sujetos sanos por Hassan y cols²² (con rangos de 1.8 a 2.9). Algunos otros estudios han reportado promedios más elevados de 9.28 y 18.09 grados, Pincivero y cols⁴.

La asociación entre la talla y la propiocepción que se encontró en el presente estudio, no había sido reportada. Esta asociación es dependiente de la fuerza muscular encontrada en los sujetos. Si se estudia a la articulación de rodilla en función de sus propiedades físicas, ésta cumple los requisitos para ser considerada como una máquina simple. Es decir una palanca de primer género para la extensión y de segundo género para la flexión. Vista de esta manera, la ventaja mecánica de este sistema depende de la relación del brazo donde se aplica la fuerza (brazo de palanca) y el brazo donde se encuentra la resistencia, y es posible expresarlo en términos de porcentaje ($F = Bf/Br(100)$). Por lo que siempre que el brazo de fuerza sea mayor al brazo de resistencia, condición que se cumple en la evaluación isocinética de la rodilla, siempre existirá una ventaja mecánica en este sistema por arriba del 100%.

Hassan y cols (2001), realizaron un análisis entre pacientes con osteoartrosis pareados por edad y sexo con sujetos sanos. Reportando que la propiocepción de la rodilla y la fuerza se encontraban alteradas en los pacientes con osteoartrosis, probablemente debido al deterioro que ocurre con el envejecimiento; sin embargo no correlacionaron la fuerza con la propiocepción en los sujetos sanos ni en los pacientes²².

Figura 9. Coeficientes de correlación de Pearson entre peso y fuerza en ambos grupos (n = 38).

Fuerza/peso	Correlación de Pearson	P
F 60 D	0.842	0.000
F120 D	0.847	0.000
F 60 Iz	0.816	0.000
F 120 Iz	0.663	0.000
E 60 D	0.829	0.000
E 120D	0.656	0.000
E 60 Iz	0.818	0.000
E 120 Iz	0.774	0.000

F60D = Torque en flexión 60°/seg derecha, F60Iz = Torque en flexión 60°/seg izquierda, F120D = Torque en flexión 120°/seg der, F120Iz = Torque en flexión 120°/seg izquierda, E60D = Torque en extensión 60°/seg derecha, E60Iz = Torque en extensión 60°/seg izquierda, E120D = Torque en extensión 120°/seg derecha, E120Iz = Torque en extensión 120°/seg izquierda.

Sabemos que la fuerza muscular depende principalmente del área de corte transversal del mismo, en función de los miofilamentos que contiene, el tipo de músculo por predominancia de fibras de contracción rápida o lenta, unidades motoras reclutadas. La fuerza máxima de contracción de un músculo que opera con una longitud muscular normal alcanza en promedio 3 a 4 kg por cm² de músculo. La literatura internacional recomienda que al realizar evaluaciones isocinéticas debe correlacionarse el peso con la fuerza para poder comparar sujetos con características similares. Al realizar dicha correlación encontramos una fuerte asociación entre el peso y la fuerza en extensión y flexión en los dos grupos. Lo que sugiere que los resultados encontrados sobre la asociación entre talla y fuerza pueden ser mediados por una mayor masa muscular en los sujetos de mayor talla. Sin embargo, se ha descrito que la fuerza contráctil de un músculo varía en función de la longitud del músculo, según Goulal, et al (1983). Esta relación longitud/fuerza puede estar mediada no sólo por el componente contráctil de la unidad miotendinosa, sino que también por la influencia que ejercen los componentes elásticos (en serie y en paralelo) sobre ella, sin embargo esto último requiere mayor investigación.

Así mismo, la representación sensitiva cortical y cerebelar de la propiocepción parece funcionar como un sistema basado en la cinemática de una extremidad completa y no de una articulación (y de sus características biomecánicas)²⁴. Existe información experimental que apoya una representación global de parámetros de extremidades por neuronas centrales en varias estructuras sensorimotoras. La actividad de estas neuronas se relaciona con la cinemática (posición, movimiento) y cinética (fuerza muscular, momento de fuerza articular)²⁵. Sin embargo, un distintivo del sistema propioceptivo propuesto hasta ahora se enfatiza en la cinemática de la extremidad, no se ha investigado en forma directa la influencia de la cinética sobre este sistema²⁴. Por lo que este estudio también pretende establecer un precedente para la consideración de la cinética articular de la rodilla, es decir la fuerza muscular, y la influencia que ejerce ésta sobre los esquemas sensitivos propioceptivos. Por lo descrito previamente sugerimos considerar la posibilidad de utilizar una evaluación a manera de cadena de movimiento de la extremidad y en esta forma valorar la extremidad como un todo; ya que los estudios realizados en humanos se han enfocado a la valoración de patología articular local y la influencia que en ella genera la propiocepción monoarticular.

CONCLUSIÓN

Se encontró una relación entre la talla de los sujetos estudiados y la propiocepción de la rodilla, conciencia cinestésica, que es mediada por la fuerza muscular en los sujetos estudiados. Es posible establecer una predicción del grado de error al realizar la evaluación de acuerdo a la talla. A mayor

talla mejor propiocepción. Es decir a mayor talla mejor propiocepción cinestésica de la rodilla, mediada por una mayor fuerza muscular.

Se corroboró que el sistema de medición propioceptiva de conciencia cinestésica es altamente preciso, lo cual proporciona mayor confianza para la realización de estudios comparativos posteriores con sujetos afectados por distintas patologías de rodilla. Así mismo, es necesaria la creación un sistema de valoración de la extremidad en forma global a manera de cadena cinética de movimiento.

REFERENCIAS

1. Laskowski MD, Newcomer MD, Smith MD. Proprioception. Physical Medicine and Rehabilitation. *Clinics of North America* 2000; 11: 323-340.
2. Sharma L. Proprioceptive impairment in Knee Osteoarthritis. Rheumatic disease. *Clinics of North America* 1999; 25: 299-314.
3. Lattanzio P, Petrella R. Knee proprioception: a review of mechanisms, measurements, and implications of muscular fatigue. *Orthopedics* 1998; 21: 463-471.
4. Pincivero AM, Brachhmeier B, Coelho A. The effects of joint angle and reliability of knee proprioception. *Medicine & Science in Sports & Medicine* 2001; 33: 1708-1712.
5. Lonn et al. Position Sense testing: Influence of Starting Position and Type of Displacement. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 592-597.
6. Barrack et al. Proprioception of the Knee Joint. *American Journal of Physical Medicine* 2001; 63: 175-181.
7. Benoni B. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. *Journal of Physiology* 2001; 531: 289-297.
8. Hurley M, Scott D, Rees J. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Disease* 1997; 56: 641-648.
9. Hurley MV, Scott DL, Rees. Sensorimotor changes and functional performance in patients with Knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1997; 56: 641-648.
10. Barret D, Cobb G, Bentley G. Joint proprioception in normal, Osteoarthritic and Replaced Knees. *The Journal of the Bone and Joint Surgery* 1991; 73-B: 53-56.
11. Skinnert H, Barrack R et al. Age-related decline in Proprioception. *Clin Orthopedic* 1984; 184: 208-211.
12. Sharma L. Local factors in osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology* 2001; 13: 441-446.
13. Pai Y-C, Rymer WZ et al. Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. *Arthritis Rheum* 1997; 40: 2260-2265.
14. Lonn et al. Position Sense testing: Influence of Starting Position and Type of Displacement. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 592-597.
15. Sharma, Chung Pai, Holtkamp. Is Knee Joint proprioception worse in the Arthritic Knee versus The Unaffected Knee in Unilateral Knee osteoarthritis? *Arthritis & Rheumatism* 1997; 40: 1518-1525.
16. Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, et al. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med* 1997; 127: 97-104.
17. Slemenda C, Heilman DK, Brandt KD, et al. Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women. *Arthritis Rheum* 1998; 41: 1951-9.
18. Hurley MV. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 1999; 25: 283-98.
19. Altman R, Hochberg M, Moskowitz R, Shnitzer T. Recommendations for the Medical Management of Osteoarthritis of the Hip and Knee. *Arthritis & Rheumatism* 2000(43); 9: 1905-1915.

20. Barrack R, Skinner H, Burnet M, Haddad R. Functional performance of the knee after intraarticular anesthesia. *Am J Sports Med* 1983; 11: 258-561.
21. Koralewicz L, Engh G. Comparison of proprioception in arthritic and age-matched normal knees. *JBJS* 2000; 82(A-11): 1582-1588.
22. Hassan B, Mockett S, Doherty M. Static postural sway, proprioception, an maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheuma Diseases* 2001; 60(6): 612-618.
23. Lephart S, Timothy M. Functional rehabilitation for the upper and lower extremity. *Orthopedic Clinics of North America* 1995; 26: 571-591.
24. Bosco G, Poppele R. Proprioception from a spinocerebellar perspective. *Physiological Reviews* 2001; 81(2): 539-568.
25. Prud'homme M, Kalaska J. Proprioceptive activity in primate primary somatosensory cortex during active arm reaching movements. *J Neurophysiol* 1994; 72: 2280-2301.

Domicilio para correspondencia:
Dra. Patricia Saavedra Mercado
Av. México-Xochimilco 289, Arenal de Guadalupe,
Tlalpan. México, D. F. 014389. Teléfono: 59 99 1000
extensión 13109
E-mail:patynsa@hotmail.com

