

MASA MUSCULAR Y FUERZA ISOMÉTRICA MÁXIMA EN JUGADORES DE VOLEIBOL DE ÉLITE

MUSCLE MASS AND MAXIMAL ISOMETRIC FORCE IN ELITE VOLLEYBALL PLAYERS

RESUMEN

La influencia del ángulo de flexión de la rodilla en la fuerza isométrica máxima (FIM) de la musculatura extensora de las extremidades inferiores durante el ejercicio de "semisentadilla" se determinó en jugadores de voleibol de elite (21 hombres y 9 mujeres) y un grupo control integrado por estudiantes de Educación Física (12 hombres y 11 mujeres). A todos ellos se les midió la FIM de la musculatura extensora de las extremidades inferiores con una plataforma de fuerzas Kistler, en la posición de "semisentadilla" con las rodillas flexionadas a 90°, 120° y 140°. Además, se registró la actividad electromiográfica superficial (iEMG) del vasto lateral del cuádriceps y la masa muscular de las extremidades inferiores mediante absorciometría fotónica dual de rayos X (DXA).

Los jugadores de voleibol poseen una mayor FIM que los estudiantes de Educación Física ($p < 0.01$), mientras que las jugadoras de voleibol presentaron valores similares al grupo control. No obstante, una vez corregido el efecto de la masa muscular, la FIM fue similar en jugadores de voleibol y estudiantes de Educación Física, independientemente del sexo. No se observaron diferencias en el tiempo necesario para alcanzar la FIM, ni entre jugadores de voleibol, ni entre sexos. Sin embargo, la FIM se alcanza unos 1-1.7 segundos antes a un ángulo de 90° que a un ángulo de 120° o 140° ($p < 0.05$). Tampoco se observaron diferencias significativas en la iEMG entre jugadores y estudiantes de Educación Física. No obstante la iEMG fue mayor a un ángulo de 90° que a 120° o 140° ($p < 0.05$). Además el pico de iEMG precedió en aproximadamente 0.8 segundos a la FIM.

En resumen, los jugadores de voleibol presentan una FIM de la musculatura extensora de las extremidades inferiores similar a los sujetos estudiantes de Educación Física cuando los valores son ajustados en función de la masa muscular de las extremidades inferiores. El ángulo de flexión de la rodilla en el que se efectúan las mediciones tiene una gran influencia en los resultados de FIM y iEMG.

Palabras clave: Fuerza, voleibol, condición física.

SUMMARY

The influence of knee angle on the maximal isometric strength (MIS) during a squat exercise at 90°, 120° and 140° knee angle was assessed in elite volleyball players (21 males and 9 females) and Physical Education Students (12 males and 11 females). Force measurements were obtained using a force plate. Simultaneously, the superficial electromyographic activity (EMG) of the vastus lateralis was recorded while and the muscle mass of the legs determined by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA).

Male volleyball players had a greater MIS than the Physical Education students, while similar values of MIS were observed in the females regardless of volleyball participation. After accounting for the effect of leg muscle mass, however, MIS was similar in all subjects. The time needed to reach the maximal force was also similar without any significant effect of sex and volleyball participation. The MIS was, on the other hand, attained 1-1.7 s faster at 90° knee angle than at 120° or 140° ($p < 0.05$). No significant differences were observed in the integrated EMG (iEMG) between volleyball players and Physical Education students. A greater iEMG activity was, however, recorded at 90° knee angle than at 120° or 140° ($p < 0.05$). In addition, the iEMG peak preceded by 0.8 s the force peak.

In summary, maximal isometric during a squat extension exercise is similar in volleyball players and Physical Education students, when the values are adjusted depending on the leg muscle mass. The knee angle at which force measurements are performed has a marked influence on the values of force and iEMG.

Key Words: Force, volleyball, fitness, strength.

Ferragut Fiol C,
Cortadellas Izquierdo J,
Navarro de Tuero J,
Arteaga Ortiz R⁽¹⁾,
Calbet JAL

Laboratorio de Rendimiento Humano.
Departamento de Educación Física y ⁽¹⁾
Departamento de Física.
Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

CORRESPONDENCIA:

José A López Calbet. Dpto. Educación Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Campus de Tafira Baja. 35017 Gran Canaria. Fax: 928-458867/60. E-mail: calbet@cief.eef.ulpgc.es

Aceptado:
30.11.01

INTRODUCCIÓN

La capacidad del sistema neuromuscular para desarrollar rápidamente un nivel de fuerza tiene especial relevancia no sólo en actividades deportivas sino también en aquellas que acontecen en la vida diaria. En el caso de las actividades deportivas, el tiempo que se tarda en conseguir un determinado nivel de fuerza puede ser tanto o más importante como la máxima fuerza que un individuo pueda desarrollar.

En los deportes de equipo como el voleibol, las tareas técnicas y tácticas, las características antropométricas y el rendimiento físico individual son los factores más importantes que contribuyen al éxito competitivo de todo el equipo. Pero además, el voleibol demanda en gran medida de la capacidad de activación rápida de la musculatura, especialmente durante los saltos y remates que tienen lugar de forma repetida durante el juego⁽⁹⁾. Visto esto, parecería lógico pensar que el proceso de activación neural en los jugadores de voleibol comparados con los sujetos estudiantes de Educación Física así como la velocidad de generación de fuerza debería de ser más rápida⁽¹⁵⁾.

La capacidad de producción de fuerza isométrica máxima (FIM) depende fundamentalmente de la sección transversal del músculo, es decir, de su tamaño⁽¹²⁾. Parece ser que esta relación es mucho mayor que la existente entre FIM y la composición fibrilar del músculo (proporción de fibras rápidas y lentas)⁽²³⁾. Sin embargo, otros factores como la activación neural y la estructura y organización mecánica del músculo, también son importantes^(4, 5, 14, 18-20).

En general podríamos afirmar que los atletas entrenados en actividades de fuerza, poseen una mayor potencia y fuerza que aquellos que no practican estas disciplinas, pero los mecanismos por los cuales se hacen válidas estas afirmaciones no están completamente claros, no sólo en los aspectos puramente musculares sino también en los neurales⁽²⁶⁾.

Por todo ello, el objetivo de este estudio fue el de realizar un análisis detallado de la generación de fuerza isométrica en posición de "semisentadilla" o "squat" (en inglés) en jugadores de voleibol y un grupo de sujetos no sometidos a entrenamiento regular. Un objetivo adicional ha sido determinar la influencia que tiene el ángulo de la rodilla en la dinámica de la generación de fuerza isométrica en la posición de "semisentadilla", teniendo en cuenta que la mayoría de los saltos en voleibol se realizan con recorridos articulares de la rodilla que no suelen superar una flexión superior a 90°.

MATERIAL Y MÉTODOS

Participaron en el estudio 53 sujetos, 21 hombres jugadores de voleibol de categorías nacionales y 9 mujeres jugadoras de voleibol, así como 23 estudiantes de Educación Física, de los cuales 12 eran hombres y 11 mujeres. Sus características generales se muestran en la Tabla I. En el caso de las jugadoras de voleibol sólo se presentan datos de edad, masa corporal y talla, pues no fue posible realizar las mediciones densitométricas y antropométricas en este subgrupo.

	HOMBRES				MUJERES			
	JUGADORES VOLEIBOL		ESTUDIANTES DE EDUCACIÓN FÍSICA		ESTUDIANTES DE EDUCACIÓN FÍSICA		JUGADORAS VOLEIBOL	
	MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD
PESO	87.0	6.6	71.4	9.5	56.8	8.1	66.9	11.6
TALLA	192	7	177	9	162	7	175	8
EDAD	22.7	3.1	22.9	2.5	23.2	2.4	17.9	1.8
%GRASA	14.4	5.1	14.1	2	18.3	3.8		

TABLA I.-
Características físicas
de los sujetos.

Se midió la FIM de la musculatura extensora de las extremidades inferiores con una plataforma de fuerzas Kistler (Instruments AG 9281B, Winterthur, Switzerland). Para ello, los sujetos se colocaron de pie sobre la plataforma de fuerzas con una barra de halterofilia de 20 Kg sobre los hombros con las rodillas flexionadas a 90°, 120° y 140°, ángulos que se midieron con un goniómetro telemétrico (Gait Analysis System Mie Medical Research, Ma 695110, Leeds, UK). La barra de halterofilia estaba anclada al suelo por dos cadenas, una cada lado de la plataforma de fuerzas. De este modo, la fuerza generada al tratar de extender las extremidades inferiores, incluida la fuerza necesaria para soportar la barra de halterofilia, se transmitía íntegramente a la plataforma de fuerzas. Se efectuaron tres mediciones de FIM de 5 segundos cada una con descansos de tres minutos entre ellas. En cada intento los sujetos trataron de desarrollar la máxima tensión el menor tiempo posible. El orden de los ángulos fue decidido al azar en cada sujeto. Se tomó el mejor de los tres intentos como representativo de cada ángulo.

Durante los tests de fuerza se midió la actividad electromiográfica superficial (EMG) del vasto lateral del músculo cuádriceps de la pierna derecha, mediante un electromiógrafo (Bioamplifier ML 131 ADI instruments, Castle Hill, Australia). Para realizar las mediciones electromiográficas la piel se afeitó previamente y se limpió frotando enérgicamente con una gasa impregnada con alcohol. A continuación se aplicaron los electrodos de superficie (Medical & Surgical Bio-Adhesives, Ransbury, Marborough, England). Los electrodos fueron colocados siguiendo la dirección de las fibras musculares con una separación de dos centímetros. Todos los datos fueron adquiridos sincrónicamente mediante un equipo de adquisición de datos (Mac Lab/8E ADI Instruments, Castle Hill, Australia).

Las variables se midieron con frecuencias de muestreo de 500 Hz y se promediaron de tres formas diferentes: cada 20 ms, 50 ms y 100 ms, para su ulterior análisis.

En todos los sujetos, excepto en las jugadoras de voleibol, se tomaron las medidas antropométricas incluidas en el protocolo "O-Scale System", es decir la masa corporal, la talla, los pliegues cutáneos y las circunferencias, o perímetros, tal y como se ha des-

crito con anterioridad ⁽¹⁷⁾. El pliegue tricpital: verticalmente, en la parte posterior del brazo a media distancia entre acromion y el borde superior de la cabeza del radio. El pliegue subescapular: de uno a dos centímetros por debajo del ángulo de la escápula, con una inclinación de 45°. El pliegue bicipital: verticalmente, a la misma altura que el pliegue tricpital pero en la cara anterior del brazo. El pliegue iliocrestal: por encima de la cresta ilíaca, en la línea axilar media. Se tomó con una inclinación de 45° de arriba hacia delante y abajo. El pliegue abdominal: verticalmente, de 3 a 5 cm a la izquierda de la cicatriz umbilical. El pliegue anterior de muslo: verticalmente, en el punto medio de la línea que une el pliegue inguinal y el borde superior de la rotula. Esta medida se tomó con el sujeto en bipedestación, pero apoyando la pierna sobre un taburete de tal forma que la rodilla quedó doblada a 90°. El pliegue medial de la pierna: verticalmente, en la zona de máxima circunferencia de la pierna en su cara medial. Este pliegue también se midió en bipedestación, con la rodilla flexionada a 90° y el pie apoyado sobre un taburete. Además se midieron el perímetro torácico: a la altura de la cuarta articulación condrocostal, al final de una espiración normal. El perímetro abdominal o umbilical: a la altura del ombligo, al final de una espiración normal. El perímetro del brazo: a media distancia entre acromion y el borde superior de la cabeza del radio. El perímetro del brazo flexionado: en la misma localización que el anterior, pero con el brazo en flexión a 90° y en contracción isométrica máxima. El perímetro del antebrazo: en la zona de mayor circunferencia del antebrazo. El perímetro de la muñeca: en la zona de menor circunferencia de la articulación de la muñeca. El perímetro glúteo: máximo perímetro en la región glútea, con el sujeto en bipedestación. El perímetro superior del muslo: de 1 a 2 cm por debajo del pliegue glúteo. El perímetro medio del muslo: a la misma altura que el pliegue anterior del muslo. El perímetro de la pierna en la zona en que el vientre muscular es más voluminoso, cuando la rodilla está apoyada en un taburete y flexionada a 90°. El perímetro del tobillo: en la zona de menor circunferencia, justo por encima del maleolo interno.

Los pliegues cutáneos se determinaron por triplicado mediante un plicómetro Holtain[®]. Se eligió como valor representativo de cada pliegue el valor medio de las tres mediciones. Aquellas medidas que se

apartaron 2 o más desviaciones estándar de la media fueron descartadas y nuevamente repetidas. Las lecturas del grosor de los pliegues se efectuaron hacia el 4º segundo de la aplicación del plicómetro, para reducir la variabilidad asociada a diferencias de comprensibilidad cutánea ⁽²⁾.

Todos los perímetros fueron medidos tres veces con una cinta métrica metálica inextensible de 1 mm de precisión. Como valor correspondiente a cada perímetro se tomó la media de las tres mediciones efectuadas. Cuando alguna media se apartó 2 o más desviaciones estándar de la medida, ésta fue descartada y repetida. La masa corporal se midió mediante una báscula de 50 gramos de precisión, calibrada a 50.0, 70.0 ó 90 Kg, mediante masas patrón de la clase M1.

Seguidamente se determinó el % GC mediante absorciometría fotónica dual de rayos x (DEXA; QDR-1500, Hologic). El equipo de DEXA se calibró según las especificaciones del fabricante, mediante un fantoma de columna lumbar y fue operado en el modo de máxima resolución. Los sujetos fueron explorados posición supina, junto con una barra de calibración de diferentes grosores y densidades según se ha descrito con anterioridad ⁽³⁾. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla II.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La influencia del ángulo articular sobre las variables de fuerza y actividad electromiográfica fue estudiada mediante análisis multivariante para medidas repetidas (ANOVA). Las diferencias entre medias se ana-

lizaron por parejas mediante la prueba "T de Student" para datos apareados. La significación estadística fue ajustada para el efecto de propagación del error debido a las comparaciones múltiples mediante la técnica LSD (least significant difference). Las diferencias entre hombres y mujeres por un lado y jugadores de voleibol por otro, se analizaron mediante análisis de la varianza con dos factores (sexo y deporte). El factor sexo tuvo dos posibles niveles (1 = hombre, 2 = mujer). El factor deporte tuvo también dos niveles (1 = jugador de voleibol y 2 = estudiante de Educación Física no jugador de voleibol). El efecto de la masa muscular de las extremidades inferiores en los valores de FIM obtenidos se determinó análisis de la covarianza, tomando como covariable la masa muscular. Se consideraron significativas aquellas diferencias o resultados estadísticos cuya probabilidad de ser debida al azar fue inferior o igual al 5 % ($p < 0.05$).

RESULTADOS

Los jugadores de voleibol masculinos, poseen una mayor FIM que los estudiantes de Educación Física ($p < 0.01$). En el caso de las mujeres no se apreciaron diferencias significativas entre las jugadoras de voleibol y las estudiantes de Educación Física.

Tal como cabría esperar, los hombres manifestaron mayor FIM que las mujeres (89.41 ± 85.2 vs 93.71 ± 31.2 Kp; $p < 0.001$). Sin embargo, al ajustar los valores de fuerza en función de la masa muscular mediante análisis de la covarianza, tomando como covariable la masa muscular, no se observan diferencias significativas entre hombres y mujeres. Tampoco se ob-

TABLA II.-
Composición corporal. Mm: masa muscular; EESS: extremidades superiores; EEII: extremidades inferiores.

	HOMBRES				MUJERES	
	JUGADORES		ESTUDIANTES DE EDUCACIÓN FÍSICA		ESTUDIANTES DE EDUCACIÓN FÍSICA	
	MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD
Mm EESS (kg)	3.948	0.602	3.058	0.359	1.870	0.687
Mm EEII (kg)	11.590	1.041	9.658	1.061	7.530	1.993
Masa Magra (kg)	70.490	5.982	58.468	5.901	44.901	9.987
% Grasa corporal	13.7	1.8	14.5	3.8	21.9	5.6

servaron diferencias significativas entre jugadores de voleibol y los sujetos estudiantes de Educación Física en la FIM, una vez ajustados los valores para diferencias en la masa muscular, mediante análisis de la covarianza. Al analizar a todos los sujetos conjuntamente se observó una buena correlación entre la FIM y la masa muscular ($r=0.72$, $p<0.01$) (Fig.1).

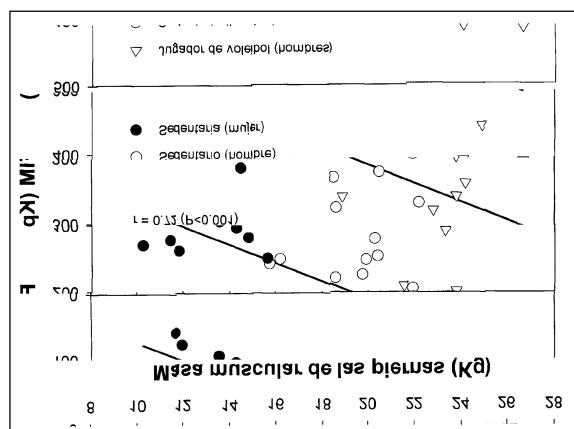


FIGURA 1.- Relación entre la FIM y la masa muscular de las extremidades inferiores.

No existen diferencias entre sexos en el tiempo que se tarda en alcanzar la FIM (3.95 ± 1.36 y 4.13 ± 1.55 s; hombres y mujeres, respectivamente) (Fig. 2). No se observó ninguna relación entre la masa muscular y el tiempo necesario para alcanzar la FIM, ni siquiera al ajustar los valores de la FIM en función de la masa muscular de las extremidades inferiores.

Tal y como puede apreciarse en la Figura 2, la FIM se alcanza más rápidamente a 90° (3.18 ± 1.51 s) que a 120° (4.08 ± 1.16 s) o a 140° (4.78 ± 1.14 s), aunque los valores de FIM son mayores a 140° que a 120° o a 90° ($p<0.001$) (Fig. 3).

La actividad electromiográfica integrada (iEMG) fue superior a un ángulo de 90° que a 120° o a 140° ($p<0.05$) (Fig. 4). No se observaron diferencias significativas en la actividad electromiográfica integrada entre sexos ni entre jugadores y estudiantes de Educación Física.

La iEMG máxima, precedió aproximadamente en 0.8 s al pico de fuerza, tanto en jugadores de voleibol como en los estudiantes de Educación Física, sin que se observaran diferencias entre hombres y mujeres.

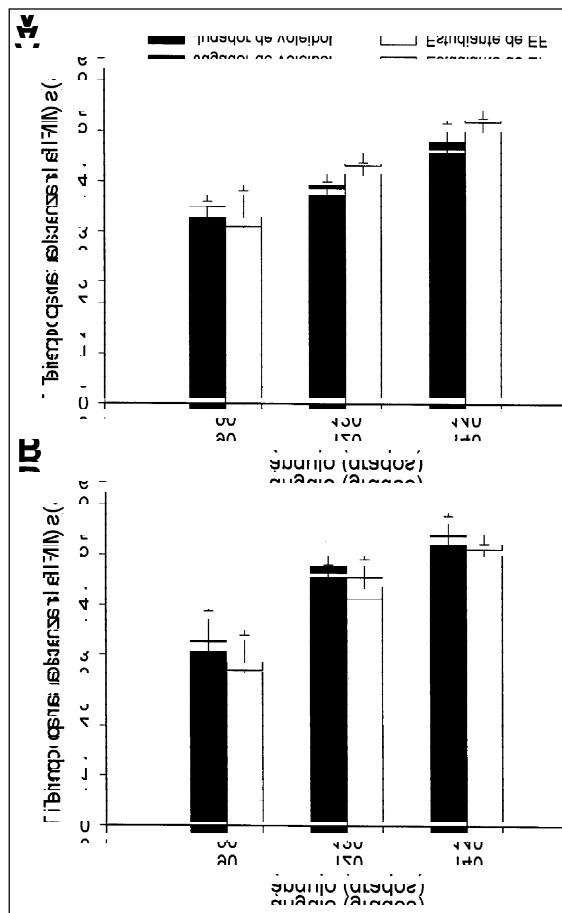


FIGURA 2.- Influencia del ángulo de la rodilla en el tiempo necesario para alcanzar la FIM. * $p<0.001$ al comparar con la rodilla a 90° de flexión.

El sistema empleado para medir la fuerza y la actividad electromiográfica permitió registrar 500 datos cada segundo. Los datos obtenidos fueron reducidos a 5, 10 o 25 datos por segundo, reemplazando todos los valores obtenidos en intervalos consecutivos de 100, 50 y 20 ms por sus respectivos valores medios. El intervalo de tiempo empleado para calcular estos promedios influye en los valores de la FIM, de tal forma que cuando se toman valores medios en intervalos de 50 y 100 ms, los valores de fuerza son aproximadamente un 0.5 a 1% inferiores al utilizar intervalos de promediación de 20ms ($p<0.001$) (Fig. 5).

DISCUSIÓN

Este estudio demuestra que la fuerza isométrica máxima en el ejercicio de “semisentadilla”, independientemente del ángulo articular de la rodilla consi-

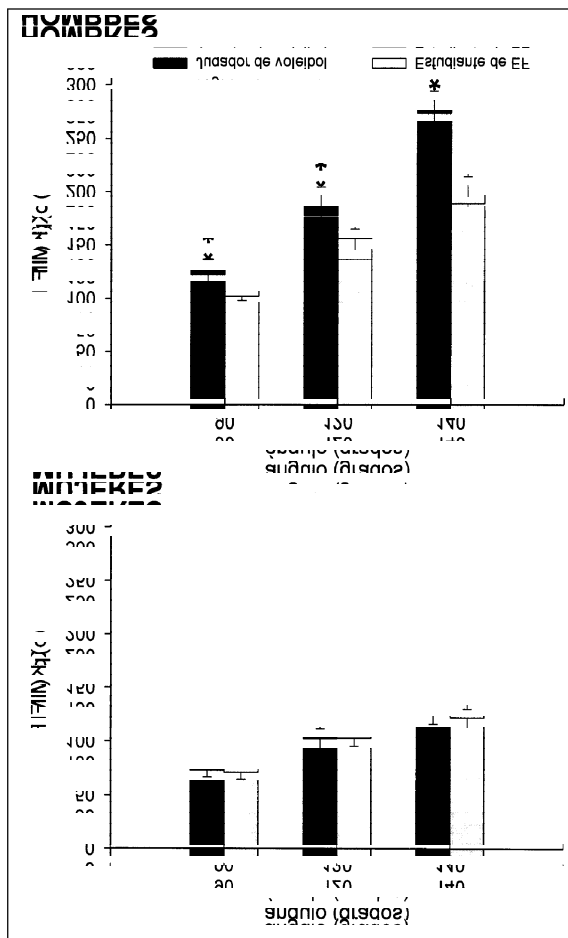


FIGURA 3.- Influencia del ángulo de la rodilla en la FIM. * p<0.01 001 al comparar con la rodilla a 90° de flexión.

derado, es similar en jugadores de voleibol y en estudiantes de Educación Física, una vez corregida la influencia que puede tener la masa muscular. Además, se ha constatado que las diferencias observadas en fuerza isométrica máxima entre hombres y mujeres son debidas principalmente a las diferencias en masa muscular, ya que los valores de fuerza isométrica son similares en ambos sexos una vez ajustados en función de la masa muscular.

Estos datos vienen a confirmar los ya obtenidos por otros autores. Sleivert y col. (25) estudiaron a jugadores de voleibol, corredores de media distancia y estudiantes de Educación Física con el fin de determinar e identificar los factores que determinan la producción máxima de fuerza, en atletas que practican deportes de resistencia o potencia muscular. Estos investigadores demostraron que aunque los jugadores de voleibol obtienen mayores valores de fuerza que los corredores de media distancia y que los

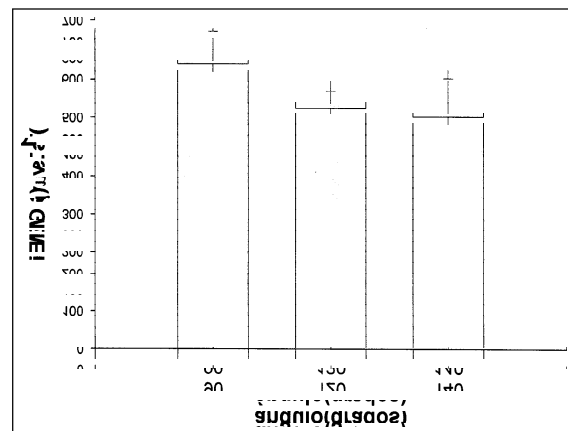


FIGURA 4.- Influencia del ángulo de la rodilla en la iEMG del vasto lateral del músculo cuádriceps. * p<0.05 al comparar la rodilla a 90° de flexión.

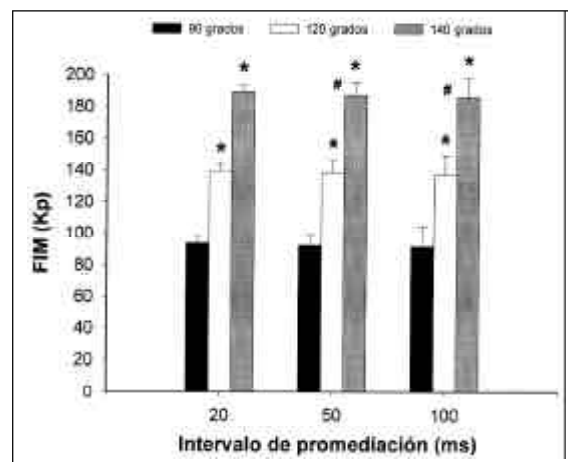


FIGURA 5.- Ángulo de la rodilla y FIM medida a intervalos de 20, 50 y 100 ms. * p<0.01 al comparar con la rodilla a 90° de flexión. # p<0.001 al comparar con 20 ms.

estudiantes de Educación Física, al expresar estos valores de fuerza con relación a la masa muscular, las diferencias desaparecieron (25).

Hakkinen y Keskinen (10) midieron la FIM del cuádriceps en atletas entrenados en fuerza, velocistas y fondistas y observaron que existían diferencias de fuerza entre los grupos; las diferencias se atenuaron al expresar los valores en función de la masa muscular pero continuaron siendo significativas. En contraste con nuestros resultados, Ryushi y col. (23) observaron que la diferencia de fuerza entre hombres y mujeres se mantiene incluso después de expresarla en valores relativos a la masa muscular. Estos investigadores señalan que la diferencia de fuerza absoluta entre hombres y mujeres físicamente activos, podría ser explicada por otros factores además de por la masa muscular. Las discrepancias entre el estudio de

Ryushi y col. ⁽²³⁾ y el nuestro podrían ser debidas al escaso número de sujetos incluidos en la muestra de Ryushi y col. ⁽²³⁾. A pesar de estos datos, aparentemente contradictorios, los resultados de este estudio apoyan la idea de que la cantidad de fuerza producida está en relación directa con la masa muscular de la pierna. En realidad no se conocen las razones por las cuales los hombres presentan valores absolutos superiores de fuerza máxima. Es posible que la mayor talla, la mayor masa corporal, el mayor porcentaje de masa muscular, un área de sección transversal de las fibras musculares y la concentración sanguínea basal de testosterona pudieran explicar parcial o totalmente estas diferencias ^(4, 6-8).

No hemos observado diferencias en el tiempo necesario para alcanzar la FIM, ni entre sexos, ni entre jugadores de distinto nivel. Estos datos están en consonancia con los aportados por Kitai y col. ⁽¹³⁾ quienes publicaron que el tiempo que se emplea en alcanzar la FIM no se altera con el entrenamiento; asimismo Kyrolainen y Komi ⁽¹⁵⁾ estudiaron a atletas de fuerza y atletas de resistencia midiéndoles la FIM bilateral de extremidades inferiores. Los tiempos necesarios para alcanzar los niveles de fuerza examinados (30%, 60% y 90% de la FIM) fueron similares en deportistas de disciplinas predominantemente de fuerza comparados con las disciplinas en las que predomina la importancia de la resistencia aeróbica. En cambio, Hakkinen y Keskinen ⁽¹⁰⁾ observaron que los velocistas tienen una curva fuerza-tiempo durante la contracción isométrica máxima desplazada hacia la izquierda, es decir que alcanzan el mismo nivel fuerza tanto expresada en valores absolutos como en valores relativos a la FIM en menos tiempo.

Nuestros resultados vienen a confirmar lo ya publicado por otros autores sobre el impacto que tiene el ángulo articular al que se realizan los tests de fuerza isométrica sobre los resultados ^(21, 27, 28). De acuerdo con nuestros resultados, Murphy y col. ⁽²²⁾ obtuvieron valores de FIM superiores con un ángulo de flexión del codo 120° que con uno de 90° al realizar una repetición máxima en el ejercicio de "bench press" o "press pectoral en banco". Aunque Murphy y col. ⁽²²⁾ realizaron estas mediciones en las extremidades superiores, sus hallazgos son similares a los obtenidos en el presente estudio. Aunque desde el punto de vista biomecánico la articulación del codo y las rodillas son muy diferentes, la concordancia de los resultados

de Murphy y col. ⁽²²⁾ con los obtenidos por nosotros sugiere que el momento con el que actúa la musculatura extensora es más favorable a 120° y a 140° que a 90° para el desarrollo de tensión, tanto en el codo como en las rodillas.

No observamos diferencias en la actividad electromiográfica integrada entre jugadores de voleibol y estudiantes de Educación Física, lo que concuerda con los datos publicados por Kyrolainen y col. ⁽¹⁵⁾ quienes tampoco observaron diferencias en la actividad electromiográfica entre atletas entrenados en fuerza y en resistencia. Sin embargo, la electromiografía de superficie presenta una gran variabilidad ⁽¹⁾ por lo que no podemos excluir que realmente existan diferencias en el patrón de activación neural entre los jugadores de voleibol y los estudiantes de Educación Física al realizar una contracción isométrica máxima. De igual manera se obtienen valores mayores en el electromiograma cuando el sujeto se encuentra ejerciendo la fuerza a 90° que cuando lo hace a 120° o 140° respectivamente, lo cual podría ser debido a que en esta posición se ha reclutado un mayor número de unidades motoras, o bien sus frecuencias de disparo son más elevadas, o bien, que las unidades motoras examinadas mediante electromiografía de superficie son distintas en función del ángulo. Estos resultados vienen a confirmar los obtenidos por Signorile y col. ⁽²⁴⁾ quienes estudiaron si variando la posición de la rodilla cambiaba la activación electromiográfica en los músculos del cuádriceps; para ello midieron la FIM de extensión de las extremidades inferiores a diferentes ángulos (90°, 150° y 175°) observando una mayor actividad electromiográfica a 90° que a cualquiera de los otros ángulos medidos. También Hasler y col. ⁽¹¹⁾ obtuvieron resultados similares al variar el ángulo de la rodilla en los siguientes rangos 90°, 112°, 135°, 157° y 180° siendo resultando superior la actividad electromiográfica a 90° que en cualquiera de los otros ángulos medidos.

En cambio, Leedham y col. ⁽¹⁶⁾ no encontraron cambios significativos en la actividad electromiográfica de superficie determinada sobre el bíceps braquial al variar el ángulo de flexión del codo. Zabik y Dawson ⁽²⁹⁾ tampoco observaron diferencias en la actividad electromiográfica de superficie registrada sobre el vasto lateral del cuádriceps, vasto medial del cuádriceps y recto femoral al variar el ángulo de la

rodilla entre valores de 110°, 90°, 70°, 50° y 30°. No obstante, estos datos fueron obtenidos únicamente en 5 sujetos, por lo que teniendo en cuenta la variabilidad que presentan las medidas de EMG de superficie este último estudio carece de potencia estadística suficiente para que sus conclusiones puedan ser aceptadas sin un excesivo error tipo II.

En resumen, este estudio demuestra que el principal factor determinante de la fuerza isométrica máxima

en el ejercicio de “semisentadilla” es la masa muscular de las extremidades inferiores. Por otro lado, no parecen existir diferencias importantes en el tiempo necesario para alcanzar la fuerza isométrica máxima entre los jugadores de voleibol y los Estudiantes de Educación Física. Finalmente, nuestro estudio confirma la especificidad que tiene tanto la fuerza ejercida como la actividad electromiográfica de superficie dependiendo del ángulo articular al cual se ejerce la fuerza.

B I B L I O G R A F I A

- 1 **ARAUJO, R. C., DUARTE, M., AMADIO, A. C.:** «On the inter- and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions». *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 2000; 40: 225-229.
- 2 **BECQUE, M. D., KATCH, V. L., MOFFATT, R. J.:** «Time course of skin-plus-fat compression in males and females». *Hum. Biol.*, 1986; 58: 33-42.
- 3 **CALBET, J. A., MOYSI, J. S., DORADO, C., RODRIGUEZ, L. P.:** «Bone mineral content and density in professional tennis players». *Calcif. Tissue Int.*, 1998; 62: 491-496.
- 4 **CALBET, J. A. L., JÍMENEZ RAMÍREZ, J., ARTEAGA ORTÍZ, R.:** «Factores estructurales determinantes de la fuerza muscular: métodos de estudio», en «Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración. Análisis cinético de la marcha, natación gimnasia rítmica, badminton y ejercicios de musculación», de FERRO, A. Pag. 27-55. Consejo Superior de Deportes. Madrid, 1999.
- 5 **ENOKA, R. M.:** «Muscle strength and its development. New perspectives». *Sports Med.*, 1988; 6: 146-168.
- 6 **FORD, L. E., DETTERLINE, A. J., HO, K. K., CAO, W.:** «Gender- and height-related limits of muscle strength in world weightlifting champions». *J. Appl. Physiol.*, 2000; 89: 1061-1064.
- 7 **FRONTERA, W. R., HUGHES, V. A., FIELDING, R. A., FIATARONE, M. A., EVANS, W. J., ROUBENOFF, R.:** «Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study». *J. Appl. Physiol.*, 2000; 88: 1321-1326.
- 8 **FRONTERA, W. R., SUH, D., KRIVICKAS, L. S., HUGHES, V. A., GOLDSTEIN, R., ROUBENOFF, R.:** «Skeletal muscle fiber quality in older men and women». *Am. J. Physiol. Cell Physiol.*, 2000; 279: C611-618.
- 9 **HAKKINEN, K.:** «Changes in physical fitness profile in female volleyball players during the competitive season». *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 1993; 33: 223-232.
- 10 **HAKKINEN, K., KESKINEN, K. L.:** «Muscle cross-sectional area and voluntary force production characteristics in elite strength- and endurance-trained athletes and sprinters». *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1989; 59: 215-220.
- 11 **HASLER, E. M., DENOTH, J., STACOFF, A., HERZOG, W.:** «Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles». *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 1994; 34: 355-361.
- 12 **IKAI, M., FUKUNAGA, T.:** «Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement». *Int. Z. Angew. Physiol.*, 1968; 26: 26-32.
- 13 **KITAI, T. A., SALE, D. G.:** «Specificity of joint angle in isometric training». *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1989; 58: 744-748.
- 14 **KOMI, P. V.:** «Biomechanics and neuromuscular performance». *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1984; 16: 26-28.
- 15 **KYROLAINEN, H., KOMI, P. V.:** «Neuromuscular performance of lower limbs during voluntary and reflex activity in power- and endurance-trained athletes». *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1994; 69: 233-239.
- 16 **LEEDHAM, J. S., DOWLING, J. J.:** «Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii». *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1995; 70: 421-426.
- 17 **LÓPEZ CALBET, J. A., ARMENGOL RAMOS, O., CHAVARREN CABRERO, J., DORADO GARCÍA, C.:** «An anthropometric equation for the determination of the percentage of body fat in young men from the Canarian population». *Med. Clin. (Barc.)*, 1997; 108: 207-213.
- 18 **LÓPEZ CALBET, J. A., ARTEAGA ORTIZ, R., DORADO GARCÍA, C., CHAVARREN CABRERO, J.:** «Comportamiento mecánico del músculo durante el ciclo estiramiento-acortamiento. I Aspectos biomecánicos». *Archivos de Medicina del Deporte*, 1995; 12: 133-142.
- 19 **LÓPEZ CALBET, J. A., ARTEAGA ORTIZ, R., DORADO GARCÍA, C., CHAVARREN CABRERO, J.:** «Comportamiento mecánico del músculo durante el ciclo estiramiento-acortamiento. II Factores neuromusculares». *Archivos de Medicina del Deporte*, 1995; 12: 219-223.
- 20 **LÓPEZ CALBET, J. A., ARTEAGA ORTIZ, R., DORADO GARCÍA, C., CHAVARREN CABRERO, J.:** «Comportamiento mecánico del músculo durante el ciclo estiramiento-acortamiento. III Consideraciones con respecto

al entrenamiento de la fuerza». Archivos de Medicina del Deporte, 1995; 12: 301-309.

- 21 **MARCORA, S., MILLER, M. K.:** «The effect of knee angle on the external validity of isometric measures of lower body neuromuscular function». J. Sports Sci., 2000; 18: 313-319.
- 22 **MURPHY, A. J., WILSON, G. J., PRYOR, J. F., NEWTON, R. U.:** «Isometric assessment of muscular function: the effect of joint angle». J. Appl. Biomech., 1995; 11: 205-215.
- 23 **RYUSHI, T., HAKKINEN, K., KAUKANEN, H., KOMI, P. V.:** «Muscle fiber characteristics muscle cross-sectional area and force production in strength athletes physically active males and females». Scand. J. Sports Sci., 1988; 10: 7-15.
- 24 **SIGNORILE, J. F., KACSIK, D., PERRY, A., ROBERTSON, B., WILLIAMS, R., LOWENSTEYN, I., DIGEL, S., CARUSO, J., LEBLANC, W. G.:** «The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps». J. Orthop. Sports Phys. Ther., 1995; 22: 2-9.
- 25 **SLEIVERT, G. G., BACKUS, R. D., WENGER, H. A.:** «Neuromuscular differences between volleyball players, middle distance runners and untrained controls». Int. J. Sports Med., 1995; 16: 390-398.
- 26 **THORSTENSSON, A., KARLSSON, J., VIITASALO, J. H., LUHTANEN, P., KOMI, P. V.:** «Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle». Acta Physiol. Scand., 1976; 98: 232-236.
- 27 **WEIR, J. P., HOUSH, T. J., WEIR, L. L.:** «Electromyographic evaluation of joint angle specificity and cross-training after isometric training». J. Appl. Physiol., 1994; 77: 197-201.
- 28 **WILSON, G. J., MURPHY, A. J.:** «The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment». Sports Med., 1996; 22: 19-37.
- 29 **ZABIK, R. M., DAWSON, M. L.:** «Comparison of force and peak EMG during a maximal voluntary isometric contraction at selected angles in the range of motion for knee extension». Percept. Mot. Skills, 1996; 83: 976-978.