



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
SECRETARÍA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
ESPECIALIDAD EN:
MEDICINA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA

**“RELACIÓN ENTRE 1RM, EL COMPONENTE VERTICAL DEL
PICO DE TORQUE Y LAS VARIABLES ISOCINÉTICAS EN LA
EVALUACIÓN CONCÉNTRICA DE RODILLAS SANAS”**

T E S I S
PARA OBTENER EL GRADO DE MÉDICO
ESPECIALISTA EN

MEDICINA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA

**PRESENTA:
M.C. JAIME CARRILLO CHARGOY**

PROFESOR TITULAR
M.E. JOSE CLEMENTE IBARRA PONCE DE LEON

PROFESOR ADJUNTO
M.E. JOSE GILBERTO FRANCO SANCHEZ

ASESORES DE TESIS
M.E. ARIADNA DEL VILLAR MORALES
M. EN C. ANDREA PEGUEROS PEREZ



MÉXICO, D.F. NOVIEMBRE DE 2009



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DRA. MATILDE L. ENRIQUEZ SANDOVAL
DIRECTORA DE ENSEÑANZA

DRA. XOCHIQUETZAL HERNÁNDEZ LÓPEZ
SUBDIRECTORA DE POSTGRADO Y EDUCACIÓN
CONTINUA

DR. LUIS GOMEZ VELÁZQUEZ
JEFE DE ENSEÑANZA MÉDICA

M.E. JOSE CLEMENTE IBARRA PONCE DE LEON
PROFESOR TITULAR

M.E. JOSE GILBERTO FRANCO SANCHEZ
PROFESOR ADJUNTO

M.E. ARIADNA DEL VILLAR MORALES
ASESOR CLÍNICO

M. EN C. ANDREA PEGUEROS PEREZ
ASESOR METODOLÓGICO

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada a todas las personas que han sido clave fundamental en el desarrollo de mi vida personal y profesional:

A mis padres:

Quienes con amor y apoyo incondicional forjaron las bases para poder crecer como ser humano y como profesionista

"La creatividad es muy importante en la vida: te da diversidad.
Si eres creativo, pruebas diferentes maneras de hacer cosas y cometes muchos errores
también.

Pero si tienes valentía de continuar a pesar de tus errores, obtendrás la respuesta"

Bill Fitzpatrick

AGRADECIMIENTOS

Mis mas sinceros agradecimientos a mis asesores de tesis, la Maestra Andrea Pegueros por su incansable ayuda y dedicación y a la Dra. Ariadna del Villar por su apoyo ya que sin ellas esta tesis no habría sido posible.

Agradezco también a mi profesor titular, el Dr. José Clemente Ibarra y a mi profesor adjunto, el Dr. Gilberto Franco Sánchez por su apoyo incondicional durante mi curso de especialidad.

También agradezco con mucho cariño a todo el personal adscrito al servicio de Medicina del deporte del INR, lugar de mi formación como especialista y mi hogar en los últimos años.

TABLA DE CONTENIDO

Figuras, gráficos y tablas.....	I
Resumen.....	1
1 Antecedentes	
1.1 Introducción	2
1.2 Descripción de la prueba de 1RM.....	2
1.3 Descripción de la prueba de isocinecia.....	4
1.3.1 Momento máximo o Pico de Torque.....	4
1.3.2 Ángulo de momento máximo.....	5
1.3.3 Efecto de la gravedad.....	5
1.3.4 Ventajas de la Prueba isocinética.....	5
1.3.5 Desventaja de la Prueba isocinética.....	6
1.4 Torque (momento) y sus componentes.....	6
1.5 Lesiones miofibrilares.....	8
1.6 Estudios previos para calcular 1RM.....	9
2 Justificación.....	10
3 Planteamiento del problema.....	11
4 Objetivos	
4.1 General	12
4.2 Particulares	12
5 Hipótesis.....	13

6 Desarrollo experimental

6.1 Clasificación de la investigación.....	14
6.2 Población	
6.2.1 Población.....	14
6.2.2 Criterios de inclusión.....	14
6.2.3 Criterios de exclusión.....	14
6.2.4 Criterios de eliminación.....	15
6.3 Metodología	15
6.4 Variables.....	17
6.4.1 Variables dependientes.....	17
6.4.2 Variables independientes.....	17
6.4.3 Variables cuantitativas.....	17
6.4.3.1 Discretas.....	17
6.4.3.2 Continuas.....	17
6.5 Estadística.....	17

TABLA DE CONTENIDO

7 Resultados	18
7.1 Población.....	18
7.2 Correlaciones.....	19
7.3 Análisis multivariado.....	24
7.4 Ecuaciones de Regresión Múltiple.....	24
7.4.1 Extensores.....	25
7.4.2 Flexores.....	26
8 Discusión	29
8.1 Componente en y (Fy).....	30
8.2 Ecuaciones de regresión múltiple.....	31
9 Conclusiones	34
10 Bibliografía	36

FIGURAS, GRÁFICOS Y TABLAS

Figuras

Figura 1	Regla de la mano derecha.....	6
Figura 2	Ángulos de flexión/extensión de rodilla y dirección del componente vertical (y).....	7
Figura 3	Torque y sus componentes.....	7
Figura 4	Extensión de rodilla unilateral en la 1RM.....	16
Figura 5	Flexión de rodilla unilateral en la 1RM.....	16
Figura 6	Valoración isocinética de Flexores y Extensores de rodilla.....	16

Gráficos

Gráfico 1	Comparación entre la 1RM de Extensores y Flexores derechos e izquierdos y de Fy Extensores y Flexores derechos e izquierdos.....	20
Gráfico 2	Comparación de 1RM entre Derechos vs. Izquierdos de Extensores y Flexores.....	21
Gráfico 3	Comparación de Fy de Extensores y Flexores Derechos vs. Izquierdos.....	21
Gráfico 4	Comparación entre la fuerza obtenida a partir de 1RM en comparación con Fy para Extensores y Flexores.....	22
Gráfico 5	Concordancia de promedio vs. diferencias Fy/1RM a 60% de Extensores y Flexores.....	23
Gráfico 6	Histograma promedios Fy/1RM a 60% de Extensores y Flexores.....	23

Gráfico 7	Correlación Extensores 1RM/1RM predicha, mediante ecuación de regresión múltiple utilizando Pico de Torque, Ángulo de Pico de Torque y Brazo de Palanca a las 3 velocidades isocinéticas evaluadas.....	25
Gráfico 8	Correlación Flexores 1RM/1RM predicha, mediante ecuación de regresión múltiple utilizando Pico de Torque, Ángulo de Pico de Torque y Brazo de Palanca a las 3 velocidades isocinéticas evaluadas.....	26
Gráfico 9	Comparación entre la fuerza obtenida a partir de 1RM en comparación con la predicha mediante las ecuaciones de regresión múltiples para Extensores y Flexores.....	27
Gráfico 10	Concordancia del promedio vs. diferencias de la Ecuación de Regresión Múltiple y 1RM a 60% de Extensores y Flexores.....	28
Gráfico 11	Histograma de promedios de Ecuación de Regresión Múltiple y 1RM a 60% de Extensores y Flexores.....	28

Tablas

Tabla 1	Población, 37 paciente sanos evaluados.....	18
Tabla 2	Promedio de resultados.....	19
Tabla 3	Valores de correlación de 1RM con Pico de Torque, Ángulo de Pico de Torque y Brazo de palanca de Extensores y Flexores a las 3 diferentes velocidades isocinéticas.....	24
Tabla 4	Variables y ecuaciones de regresión para predicción de la 1RM de Extensores.....	25
Tabla 5	Variables y ecuaciones de regresión para predicción de la 1RM de Flexores.....	26

RESUMEN

El fortalecimiento muscular resulta la piedra angular tanto en el tratamiento de padecimientos musculoesqueléticos (principalmente articulares) como en el desarrollo físico-deportivo ⁽¹⁾ por especialistas en medicina del deporte, rehabilitación, preparadores físicos, trainers, etc ⁽³⁾. Esta terapéutica se utiliza tanto en atletas de alto rendimiento, población infantil ⁽⁵⁾, adultos mayores ⁽⁶⁾ en los cuales se ha demostrado el beneficio del fortalecimiento muscular. Para poder dosificar adecuadamente las cargas de entrenamiento o programas de fortalecimiento se ha utilizado como estándar de referencia la Repetición Máxima (1RM) ⁽¹⁻⁷⁾ que al hacerla en gran escala, sin los tiempos precisos, a poblaciones vulnerables o con alguna patología preexistente, el riesgo de lesión aumenta significativamente además que el tiempo para realizarla es prolongado. La valoración isocinética con ejercicios concéntricos se ha utilizado para poder establecer la simetría entre grupos musculares y la relación que existe entre agonistas y antagonistas, pero el Pico de Torque, el Ángulo de Pico de Torque y el Brazo de palanca no se han utilizado como elementos para poder dosificar la intensidad de la carga en un programa de fortalecimiento por lo que se podrían considerar como factores importante, teniendo en cuenta que la retroalimentación existente entre el dinamómetro electrónico y el paciente, puede evitar que se lesione por un sobreesfuerzo. En este estudio se analizó la relación existente entre el pico máximo de Torque en su componente vertical (F_y), y la prueba de 1RM y las variables isocinéticas de Pico de Torque, el Ángulo de Pico de Torque y el Brazo de palanca en rodillas de pacientes sanos y establecer su utilidad para la dosificación de la intensidad de la carga contra resistencia.

Se obtuvieron resultados de 37 pacientes sanos (74 rodillas sanas) que acudieron a evaluación en el servicio de Medicina del Deporte del INR, de los cuales 16 fueron hombres y 21 mujeres.

El cálculo de F_y tiene un margen de error amplio por lo que con el número de sujetos involucrados en el estudio, no es posible establecer la equivalencia con la 1RM tanto para flexores como para extensores por lo que se sugiere continuar con el estudio para incrementar el número de datos que contribuyan al estudio de esta ecuación. Utilizando una Ecuación de Regresión Múltiple con los variables isocinéticos de Pico de Torque, Angulo de Pico de Torque y Brazo de Palanca se obtiene una buena correlación con la 1RM para extensores pero no es aplicable para los flexores debido a que, el ángulo de flexión de cadera es diferente al realizar ambas pruebas y esto interviene en el desarrollo de fuerza. Es necesario continuar con este estudio de manera prospectiva para tener una base de datos mayor que permita establecer de manera más precisa los valores de las constantes utilizadas en la Ecuación de Regresión Múltiple y que el valor predicho sea más exacto.

1. ANTECEDENTES

1.1 Introducción

El fortalecimiento muscular resulta la piedra angular tanto en el tratamiento de padecimientos musculoesqueléticos (principalmente articulares) como en el desarrollo físico-deportivo ⁽¹⁾ por especialistas en medicina del deporte, rehabilitación, preparadores físicos, trainers, etc ⁽³⁾. Esta terapéutica se utiliza tanto en atletas de alto rendimiento, población infantil ⁽⁵⁾, adultos mayores ⁽⁶⁾ en los cuales se ha demostrado el beneficio del fortalecimiento muscular al aumentar la masa metabólicamente activa, la densidad ósea mineral, y secundariamente disminuyendo las caídas y mejorando la calidad de vida de las personas no deportistas ^(1,3,7), otra utilidad se ha dirigido a investigar los beneficios de el desarrollo de esta capacidad biomotora en pacientes con enfermedades crónico degenerativas como artritis reumatoide ⁽¹⁰⁾ y enfermedades cardiovasculares y pulmonares ^(7,11).

Para poder dosificar adecuadamente las cargas de entrenamiento o programas de fortalecimiento se ha utilizado como estándar de referencia la Repetición Máxima (1RM) ⁽¹⁻⁷⁾

1.2 Descripción de la prueba de 1RM

Esta prueba consiste en cargar, aumentando de forma progresiva, un peso hasta llegar al peso máximo en el cual se presente falla muscular que evite realizar mas de una repetición con ese peso durante el arco completo de movimiento, teniendo como intervalos de 5-15 progresiones efectivas de aumento de peso para adultos ^(5,3) y de 7 a 11 para niños ⁽⁵⁾. El peso máximo será el 100% sobre el cual se calcularían los porcentajes a trabajar dependiendo el tipo de fibras y beneficios que se quieran alcanzar ⁽²⁾.

El protocolo que está descrito se realiza previo calentamiento con 5-10 repeticiones a un 40 - 60% del probable porcentaje percibido por el paciente, se realizan 3-5 repeticiones entre el 60 -

80% de la misma percepción de su máximo esfuerzo y posteriormente se hacen los incrementos parciales ⁽⁷⁾.

Este tipo de pruebas se han utilizado y reportado como seguras desde niños de 8 años ⁽⁵⁾ hasta adultos mayores ⁽¹⁾, utilizando desde pesos libres hasta cadenas con masa establecida de cada uno de los eslabones ⁽⁴⁾. Aun cuando es necesario tener en cuenta que los cuidados y supervisiones precisas de las pruebas, disminuyen considerablemente las lesiones musculares que provocarían un mal apego o retraso en el tratamiento, al hacerlas en gran escala, sin los tiempos precisos, a poblaciones vulnerables o con alguna patología preexistente, el riesgo aumenta significativamente.

Una desventaja de la prueba es el tiempo prolongado para realizarla ya que además de tener fases de calentamiento, las progresiones deberán ser con un descanso mínimo de 2 minutos siendo más efectivo por lo menos 5 minutos dentro de los cuales se puedan recuperar entre el 80-90% de fosfocreatina y mientras aumenta la acidosis local, este tiempo de recuperación aumenta ⁽³⁾. El peso tendrá que aumentar conforme a la percepción de cada paciente, por lo que es necesario llevar previamente etapas de adaptación (familiarización) a la prueba por parte de los pacientes que pueden ser desde 2-5 días de ensayo en poblaciones jóvenes hasta 9-10 en poblaciones adultas ^(1,6), siendo esto poco práctico para programas de entrenamiento además de que existe un proceso inherente de fortalecimiento al realizar estas sesiones de familiarización, por lo que los datos entre la primera y la última evaluación serían discrepantes. También influye el estado anímico que tenga el paciente el día de la prueba ya que su percepción del esfuerzo puede verse alterada y se ha reportado que pueden presentarse desde un 2.4 hasta un 19% de lesiones posteriores a la realización de este tipo de pruebas en adultos mayores saludables ⁽⁷⁾ pudiendo ser la causa, la precisión y cuidados que se tengan al realizar la prueba, siendo que la mayoría de los estudios que demuestran la seguridad y reproductibilidad de ésta en poblaciones no deportistas, las han realizado en laboratorios ^(1,5,7,10), de manera controlada y supervisada, que difícilmente pudiesen aplicarse en ambientes convencionales donde regularmente se realizan.

1.3 Descripción de la prueba de Isocinecia

El concepto de ejercicio isocinético fue ideado por James Perrine e introducido en la literatura científica en 1967 por Thistle⁽⁸⁾, etimológicamente hace referencia a “movimiento uniforme”.

Los ejercicios isocinéticos se diferencian de los tradicionales isotónicos en que éstos últimos se realizan contra un peso fijo y a velocidad indeterminada, mientras que los isocinéticos lo hacen a velocidad constante preseleccionada y con resistencia variable y adaptada a lo largo del recorrido articular dependiendo del grado de tensión muscular máxima durante todo el recorrido del trabajo o, en términos isocinéticos, “rango de movimiento” (ROM).

Como el movimiento articular, se efectúa alrededor de un centro de giro y por medio de un eje mono-axial se considera al mismo un movimiento angular, siendo su unidad de medición grado/segundo (°/s). Esta velocidad puede oscilar desde los 0°/seg (isométrico) a los 450°/seg.

En el trabajo isocinético esta carga es máxima a lo largo de todo el ROM, determinando una expresión gráfica denominada “curva isocinética”,

En el trabajo isocinético el ROM será completado a pesar de la fatiga muscular al acomodarse la resistencia a la tensión ejercida contra el dinamómetro, que a modo de par de fuerzas mecánicas se expresa en el concepto momento o torque y cuya expresión de medida es el Nm (Newtonmetro).

Dado que el punto de aplicación de la fuerza no es directamente en el dinamómetro, sino en la fijación del brazo de palanca, el parámetro que obtenemos es el Torque.

Se han utilizado a la isocinecia tanto para evaluación como rehabilitación en diferentes poblaciones con diferentes patologías para fortalecimiento muscular principalmente de muslo, demostrándose su reproducibilidad y seguridad para realizarlo^(10, 17,18)

1.3.1 Momento máximo o Pico de torque es el mayor valor del momento muscular desarrollado en el arco de recorrido estudiado. El momento es la relación directa entre la fuerza aplicada y la distancia del punto de aplicación de la misma al eje de movimiento⁽⁸⁾. Para poder evaluar la fuerza se deben de realizar a bajas velocidades (ej. 60°s) y para evaluar la potencia debe de ser a altas velocidades (ej. 240°s)⁽¹²⁾.

1.3.2 Ángulo del momento máximo es el punto del ROM en el cual es alcanzado el momento máximo (Torque máximo o Pico de Torque) por el músculo examinado, coincidiendo en la misma posición para una velocidad y recorrido similar. A diversos ángulos se ha demostrado que la eficiencia muscular varía, tanto en isocinéticos, isotónicos e isométricos⁽⁹⁾. Específicamente en la rodilla, estos ángulos se alcanzan en los flexores (flex's) entre los 30° y 40°, y los extensores (ext's) entre los 61° y 80°⁽¹⁶⁾ siendo el óptimo a los 63°⁽⁸⁾

1.3.3 Efecto de la Gravedad, Winter et al (1981) demostraron en un extenso trabajo el efecto distorsionador de la gravedad sobre los datos obtenidos en un examen isocinético, aportando el concepto GET (gravitational effect torque), que fue introducido por la mayoría de los fabricantes⁽⁸⁾. Es sabido que el momento mecánico de una contracción muscular dinámica, es debido a tres factores: el peso de la extremidad, la carga contra la que se actúa y la aceleración. La aceleración no es tomada en cuenta por los equipos isocinéticos ya que se basa su funcionamiento en el mantenimiento constante de una velocidad (por lo que no hay aceleración), utilizando como dato estándar el “peso” del segmento cuyo valor es variable en función de su posición especial por el efecto gravitacional y calculado según el fabricante para ser tomado en cuenta por el equipo e introducido como una variable de trabajo a la hora de obtener los datos de una prueba^(19, 28)

1.3.4 Ventajas de la Prueba de isocinecia

1.3.4.1 El modo de trabajo muscular se acomoda a los arcos dolorosos, fatiga, etc., obteniendo en todo momento el máximo esfuerzo contráctil.

1.3.4.2 Las fuerzas compresivas articulares son minimizadas al tiempo que la lubricación intraarticular es máxima.

1.3.4.3 La velocidad de ejecución se acerca a los valores denominados “funcionales“, permitiendo la realización de pruebas diagnósticas funcionales.

1.3.5 Desventajas de la Prueba isocinética

1.3.5.1 El elevado costo de los equipos.

1.3.5.2 Pocos profesionales familiarizados con la técnica.

1.3.5.3 El equipo sólo puede trabajar sobre una articulación y en un solo plano en un mismo tiempo.

1.4 Torque (momento) y sus componentes.

El análogo rotacional de una fuerza recibe el nombre de Torca (Torque)⁽²⁵⁻²⁶⁾. Si una fuerza (F) actúa sobre una partícula localizada en un punto P cuya posición respecto al origen O del referencial inercial queda determinada por el vector de posición r (distancia), El torque (T) que actúa sobre la partícula respecto al origen (O) se define como:

$$\text{(Ecuación 1)} \rightarrow T = F \times r$$

El Torque es una cantidad vectorial. Su magnitud esta dada por

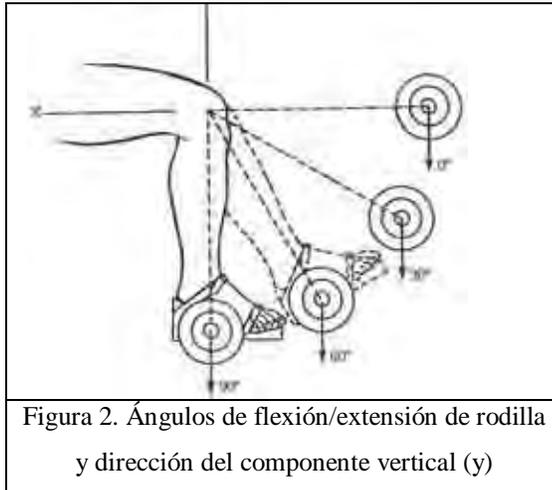
$$\text{(Ecuación 2)} \rightarrow T = rF \sin \theta$$

donde θ es el ángulo entre r y F; su dirección es normal al plano formado por R y F. Su sentido lo determina la regla de la mano derecha del producto vectorial de F dos vectores, según la cual r se lleva hasta F recorriendo el menor ángulo entre ellas, curvando los dedos de la mano derecha de modo que la dirección del pulgar extendido indica la dirección de T.

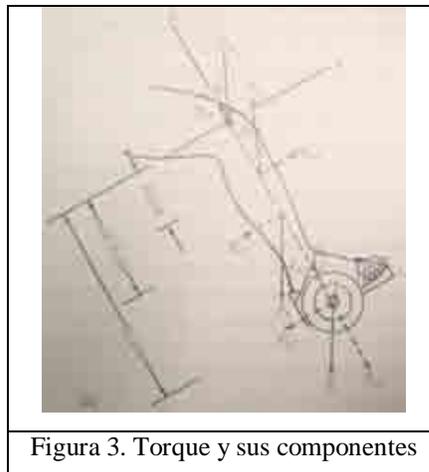


Figura 1. Regla de la mano derecha

El Torque tiene las mismas dimensiones que el producto de la fuerza por la distancia (masa, distancia, tiempo) siendo sus dimensiones $\text{masa} \cdot \text{Distancia}^2 \cdot \text{Tiempo}^{-2}$. La unidad del Torque puede ser entre otras posibilidades el newton-metro (Nm) o la libra-pie (lb.pie) solamente el componente de F perpendicular a r contribuye al torque.



Al ser un vector, el Torque puede ser descompuesto en sus componentes horizontal y vertical como lo hace Le Veau ⁽²⁷⁾ al plantear un problema para rodilla en el cual mediante ecuaciones trigonométricas logra obtener las fuerzas en el componente vertical a 30, 60 y 90^a de flexión de la rodilla.



Así de esta forma:

$$\text{(Ecuación 3)} \rightarrow F = m \times a$$

$$\text{(Ecuación 4)} \rightarrow T = F \times r \rightarrow F = \frac{T}{r}$$

$$\text{(Ecuación 5)} \rightarrow F_y = F \cos \theta$$

Entonces sustituyendo:

$$\text{(Ecuación 6)} \rightarrow F_y = \frac{T \cos \theta}{r}$$

1.5 Lesiones miofibrilares

Las circunstancias bajo las que se puede producir una lesión muscular corresponden a periodos en los que se sobrepasa los límites mecánicos tolerados por la unidad muscular con un gran porcentaje de activación de fibras musculares tipo II, también asociados a una inadecuada flexibilidad, mal calentamiento, fatiga excesiva, mala postura, una contracción disinérgica y antecedentes de haber sufrido una lesión muscular previa⁽²⁰⁾.

Un desbalance muscular entre los músculos agonistas y antagonistas de una articulación puede aumentar el riesgo de lesiones al alterar la mecánica articular^(12,13), como lo es en las lesiones de Ligamento cruzado anterior⁽¹³⁾ en donde la desproporción de fuerzas dada por una disminución de la musculatura flexora de rodilla, predispone a una lesión, y este desbalance no debe ser mayor de 10% en comparación de la pierna no afectada en población no deportista⁽²⁰⁾, además de que es en la fase excéntrica del movimiento en la cual se producen las lesiones musculares.

1.6 Estudios previos para calcular 1RM.

Se encontró relación entre el Pico Máximo de Torque y 1RM mediante datos antropométricos⁽²⁴⁾ pero las variables utilizadas pueden interferir con el resultado ya que el peso corporal debe de estar estandarizado en un porcentaje graso y muscular para que la formula pudiese ser aplicable a mas pacientes. El Torque es una fuerza aplicada a un brazo de palanca a un ángulo específico por lo que estas variables deben ser contempladas ya que la 1RM utiliza kg-fuerza las cuales presentan una caída en sentido de la fuerza de gravedad, perpendicular a la superficie terrestre, por lo que deben ajustarse ambos resultados para poder correlacionarlos de una manera mas precisa.

Otra metodología descrita que tiene buena correlación con la 1RM es a partir de la realización de 5, 10 y 20 repeticiones máximas, siendo la mas precisa la de 5 repeticiones y tomando este resultado se puede predecir mediante una ecuación matemática la 1RM⁽³⁾, pero se puede presentar la misma problemática tanto de lesiones como de tiempo para la realización de la prueba.

2. JUSTIFICACIÓN

La prueba de fuerza 1RM ha sido utilizada como base para poder prescribir programas de contra resistencia para fortalecimiento muscular y maximizar el potencial en los atletas o mejorar la calidad de vida de la población en general, pero tiene una probabilidad muy alta de lesiones musculoesqueléticas para los pacientes sedentarios o que no tienen algún programa de entrenamiento dirigido a realizar el máximo esfuerzo pudiendo propiciar una lesión miofibrilar que promueva mal apego a la terapéutica a emplear, sobre todo este riesgo en la fase excéntrica del movimiento. La valoración isocinética con ejercicios concéntricos se ha utilizado para poder establecer la simetría entre grupos musculares y la relación que existe entre agonistas y antagonistas, pero el Pico de Torque, el Ángulo de Pico de Torque y el Brazo de palanca no se han utilizado como elementos para poder dosificar la intensidad de la carga en un programa de fortalecimiento que mantenga el balance muscular por lo que se podrían considerar como factores importante, teniendo en cuenta que la retroalimentación existente entre el dinamómetro electrónico y el paciente, puede evitar que se lesione por un sobreesfuerzo.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Se considera importante implementar métodos de evaluación y dosificación de la carga de entrenamiento, de bajo riesgo de lesiones en pacientes sedentarios, sin base previa de fuerza muscular que pudiese provocarse con las pruebas de valoración de fuerza máxima, así como una disminución en los tiempos de valoración, optimizando y haciendo más segura la evaluación de pacientes, de esta forma se podrá mejorar el apego al programa terapéutico de ejercicio, teniendo mejores resultados en los programas de fortalecimiento.

4. OBJETIVOS

4.1 General:

4.1.1 Analizar la relación existente entre el pico máximo de Torque en su componente vertical y las variables isocinéticas con la prueba de 1RM en rodillas de pacientes sanos para establecer su utilidad para la dosificación de la intensidad de la carga contra resistencia.

4.2 Particulares:

4.2.1 Obtener los valores mediante la Ecuación del componente Vertical (F_y) y compararlos con los valores de 1RM experimental.

4.2.2 Establecer la relación que existe entre las variables isocinéticas y el 1RM experimental para el establecimiento de una ecuación que permita predecir de forma indirecta el 1RM.

5. HIPOTESIS

El componente vertical del pico máximo de torque para Flexores y Extensores de rodilla tendrán un equivalente con el valor del la 1RM.

Existe una correlación de las variables isocinéticas que permitirá establecer una ecuación mediante la cual se obtenga un valor de 1RM predicho que se acerque al valor de 1RM experimental para Flexores y Extensores de rodilla.

6 DESARROLLO EXPERIMENTAL

6.1 CLASIFICACION DE LA INVESTIGACIÓN:

Estudio clínico, retrospectivo, transversal.

6.2 POBLACIÓN

6.2.1 Población:

Información derivada de los expedientes clínicos correspondientes a hombres y mujeres de 18 a 60 años.

6.2.2 Criterios de inclusión:

6.2.2.1 Haber acudido al servicio de medicina del deporte.

6.2.2.2 Haber realizado una prueba isocinética de Flex/Ext de rodilla DAP 101 con/con con el dinamómetro electrónico marca Cybex NORM.

6.2.2.3 Pacientes con extremidades sanas (no involucradas).

6.2.2.4 Haber realizado en un día distinto a la prueba isocinética (con 24 hrs. de diferencia mínimo) una 1RM de flexores y extensores de rodilla con pesos libres.

6.2.3 Criterios de exclusión:

6.2.3.1 Que sólo se encuentre información de alguna de las dos pruebas.

6.2.3.2 Que el tiempo de evaluación entre Val. Isocinética y 1RM sea de más de 6 semanas o haya sido el mismo día.

6.2.3.3 La valoración isocinética sea realizada en un dinamómetro electrónico diferente al utilizado por el servicio de Medicina del Deporte del INR (Cybex NORM).

6.2.3.4 Que la información de la prueba de 1RM corresponda a una valoración con ambas extremidades al mismo tiempo (Bilateral).

6.2.4 Criterios de eliminación:

6.2.4.1 Los valores de 1RM o isocinéticos correspondan a pacientes que hayan presentado sintomatología (dolor, bloqueo, arcos de movilidad incompletos) que de cómo resultados valores aberrantes.

6.3 METODOLOGÍA

6.3.1 Se realizó una revisión de expedientes de pacientes que acudan o hayan acudido al Servicio de Medicina del Deporte del INR.

6.3.2 Se seleccionaron a los pacientes que se les haya realizado una valoración isocinética de rodillas unilaterales con el protocolo Cybex NORM DAP 101 CON/CON (el paciente en sedestación con flexión de cadera a 85°, con rangos de movimiento de 0 a 90° de flexión y de 90 a 0° de extensión) el cual tiene una precisión de 1Nm y que previa o posteriormente se les haya realizado también una prueba de 1RM unilateral para flexores (el paciente en decúbito prono a 40° de flexión de cadera) y extensores de rodilla (el paciente en sedestación a 85° de flexión de cadera) de acuerdo al protocolo de Kraemer y Fry⁽²⁹⁾ en extremidades sanas en un gimnasio universal marca CYBEX con pesos muertos cuya precisión es de 0.9 Kg.

6.3.3 Se ingresaron en una base de datos los pacientes conforme al anexo de captura de este documento.

6.3.4 Mediante la fórmula para descomponer en los componentes vectoriales x-y se obtuvo el componente vertical del Torque (momento), utilizando el ángulo en el que se obtuvo el pico máximo de torque (α) y la aceleración de la gravedad de 9.8m/s^2 .

$$\text{Componente en y} = \frac{\text{coseno } \alpha * \text{pico de torque (Kg m/s}^2 \text{ m)}}{\text{Aceleración de la gravedad (9.8m/s}^2 \text{) * brazo de palanca (m)}}$$

6.3.5 Se comparó el componente vertical del pico de Torque, el pico de Torque, el ángulo de pico de Torque y el Brazo de palanca de Flexores y Extensores de rodilla, en las 3 diferentes velocidades en las que se haya realizado la valoración isocinética de rodilla (30, 60 y 90 °/s) contra el valor obtenido de la prueba de 1RM. Ambos resultados fueron expresados en Kg.

6.3.6 Se determinó la ecuación de regresión múltiple para las variables ya mencionadas, obteniendo las que mejor r^2 presentaron.

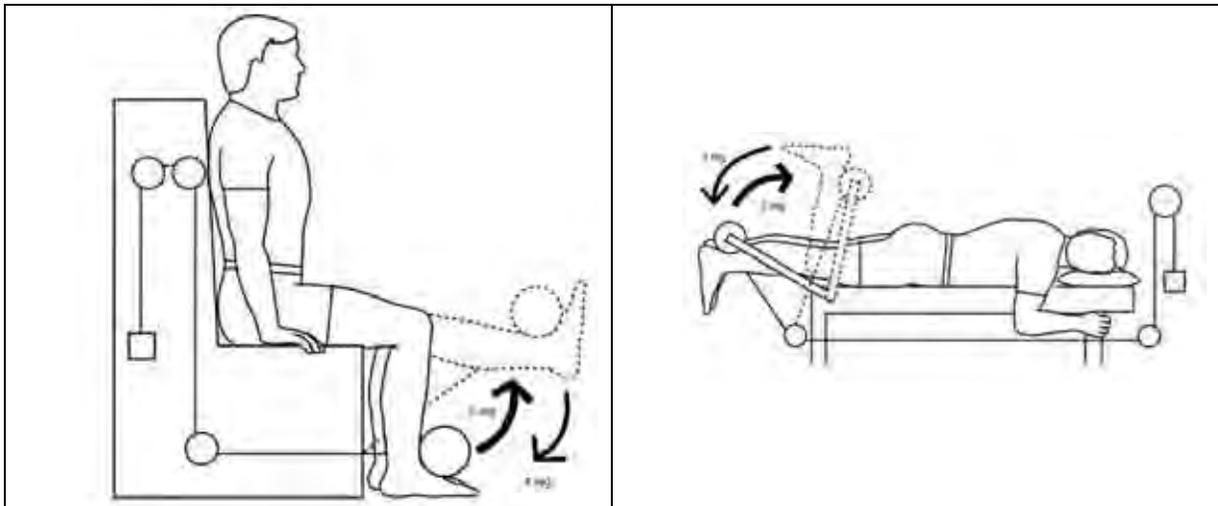


Figura 4. Extensión de rodilla unilateral en la 1RM

Figura 5. Flexión de rodilla unilateral en la 1RM



Figura 6. Valoración isocinética de Flexores y Extensores de rodilla

6.4 VARIABLES:

6.4.1 Variables dependientes:

6.4.1.1 Componente vertical (y) del pico máximo de torque (Kg).

6.4.1.2 1RM.

6.4.2 Variables independientes:

6.4.2.1 Ángulo de pico máximo de torque.

6.4.2.2 Pico máximo de torque.

6.4.2.3 Brazo de palanca.

6.4.2.4 Velocidad isocinética.

6.4.2.5 Edad

6.4.3 Variables Cuantitativas

6.4.3.1 Discretas:

6.4.3.1.1 Edad (años)

6.4.3.2 Continuas:

6.4.3.2.1 Pico de torque de Extensores y Flexores de rodilla derecha e izquierda (Nm).

6.4.3.2.2 Ángulo de pico de torque para Extensores y Flexores derechos e izquierdos (grados).

6.4.3.2.3 Brazo de palanca (m).

6.4.3.2.4 Valor de la 1RM (Kg).

6.4.3.2.5 Velocidad isocinética ($^{\circ}/s$)

6.5 ESTADÍSTICA

Descriptiva de las variables de estudio: media, desviación estándar y error estándar.

Regresión lineal, múltiple y el método de Bland y Altman⁽³⁰⁾ para establecer la equivalencia entre métodos (1RM vs Isocinecia). Se obtendrán los gráficos de correlación entre variables y ecuaciones de regresión múltiple.

7. RESULTADOS

7.1 POBLACIÓN.

Se obtuvieron resultados de 37 pacientes sanos (74 rodillas sanas) que acudieron a evaluación en el servicio de Medicina del Deporte del INR, de los cuales 16 fueron hombres (32 rodillas) y 21 mujeres (42 rodillas) con un promedio de edad de 42.7 años para los hombres y de 47 años para mujeres, con un promedio de 45.1 para ambos géneros. (Tabla 1).

Las variables de cada paciente (sexo, edad, 1RM, brazo de palanca (BP), pico de Torque (PT) y ángulo de pico de Torque (AMPT) para flexores (Flex) y extensores (Ext) se ingresaron en una base de datos de Microsoft Excel 2007 para los cálculos correspondientes del componente máximo de pico de torque a cada una de las velocidades isocinéticas.

TABLA 1. Población. 37 pacientes sanos evaluados.

CARACTERISTICAS	
Género	16 H 21 M
PROMEDIO DE EDAD (años)	45.1±8.7 (máx 58 - min 21)
RODILLAS EVALUADAS (Derechas e izquierdas)	74

Valores promedio ± Desv. estándar

En la Tabla 2 se muestran los promedios para cada una de las variables utilizadas para los cálculos, tanto de Flex como de Ext en la prueba isocinética, a sus 3 diferentes velocidades evaluadas y de la 1RM, tanto de flexores como de extensores, utilizando la población total de rodillas evaluadas (n=74).

El mayor PT tanto para Flex como para Ext se obtuvo a la velocidad de 60°/s con una relación Flex/Ext de 62% y en la prueba de 1RM se observa una relación Flex/Ext de 68%. Los valores de PT máximos fueron con un AMPT de 27.5° para Flex y de 60° para Ext, y el ángulo en el que se alcanzó el pico de torque se presentó de manera más tardía a velocidades de 90°/s y de forma

temprana a la velocidad más baja de 30°/s. El BP fue en promedio de 29cm, que sirvió para obtener el componente en Y del PT (Fy).

TABLA 2. Promedios de resultados

	<i>Grupo muscular</i>	<i>Promedios</i>			<i>Rangos (min-máx)</i>		
		<i>30°/s</i>	<i>60°/s</i>	<i>90°/s</i>	<i>30°/s</i>	<i>60°/s</i>	<i>90°/s</i>
Pico de Torque (Nm)	Flexores	68.9±21.8	78±22.7	67.5±21	21-130	29-133	28-120
	Extensores	120.7±25.5	125.6±26.2	107.6±24.7	79-206	81-194	68-190
1 RM (Kg)	Flexores	18.5±6.1			5.4-31.7		
	Extensores	27±8.6			10.8-46		
Angulo Máximo de Pico de Torque (°)	Flexores	25.8±11.23	27.5±8	30.4±6.21	9-77	10-50	14-50
	Extensores	63.3±8.1	60±6.6	57.5±6	42-77	44-74	41-67
Brazo de palanca (m)	Flexores/Extensores	0.29 ±.0.03			0.25-0.35		

Valores promedio ± Desv estandar

7.2 CORRELACIONES

Se utilizaron como valores de Flex y Ext los de ambas rodillas sin necesidad de hacer grupos de izquierdas y derechas debido a que no existieron diferencias significativas entre la 1RM y Fy en los valores de cada lado (Gráfico 1). La relación entre miembros derechos e izquierdos de ambos géneros se observa en el Gráfico 2 obteniéndose una tendencia a la linealidad, principalmente en los Ext.

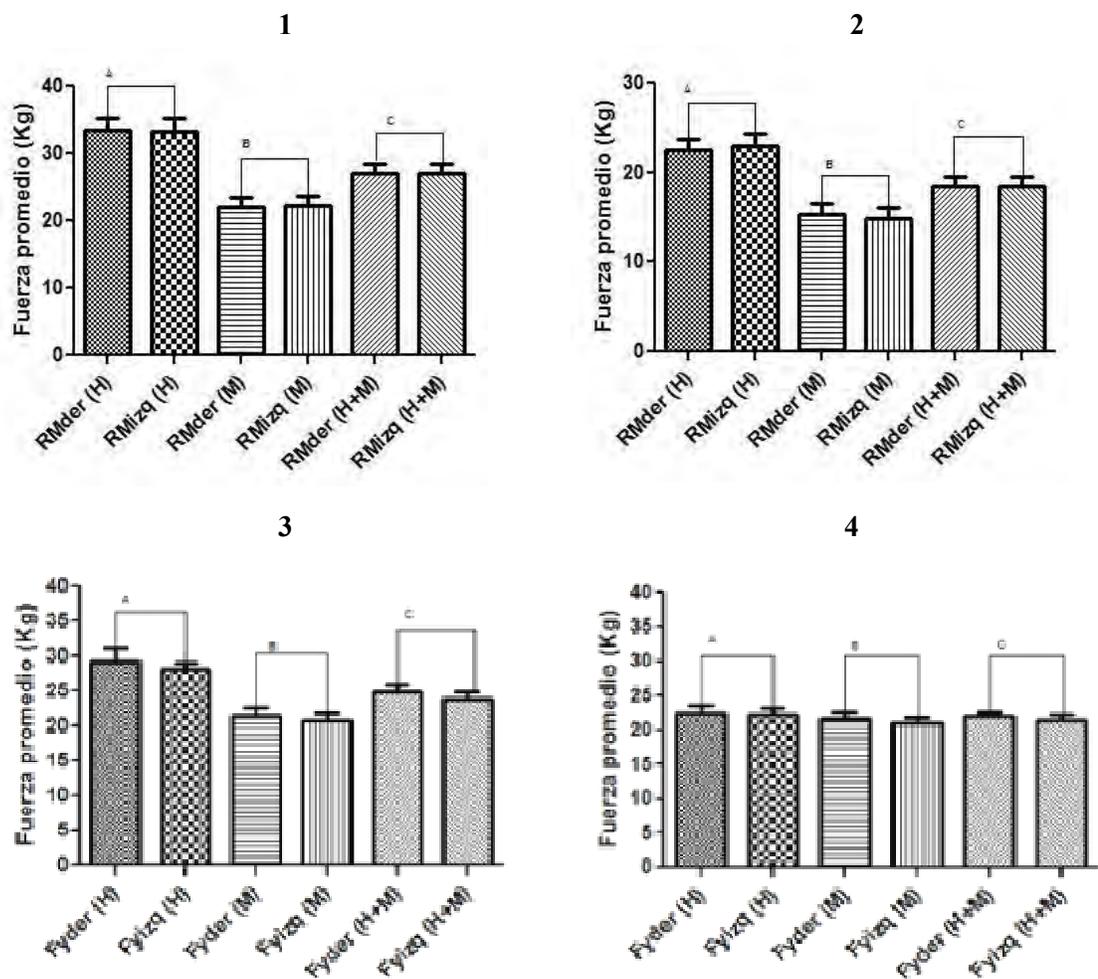


GRÁFICO 1. Comparación entre la 1RM de (1) Extensores y (2) Flexores derechos e izquierdos; y Fy de (3) Extensores y (4) Flexores derechos e izquierdos. No se encontraron diferencias significativas entre el mismo grupo muscular tanto de A) hombres como de B) mujeres, y tampoco en C) la suma de ambos géneros.

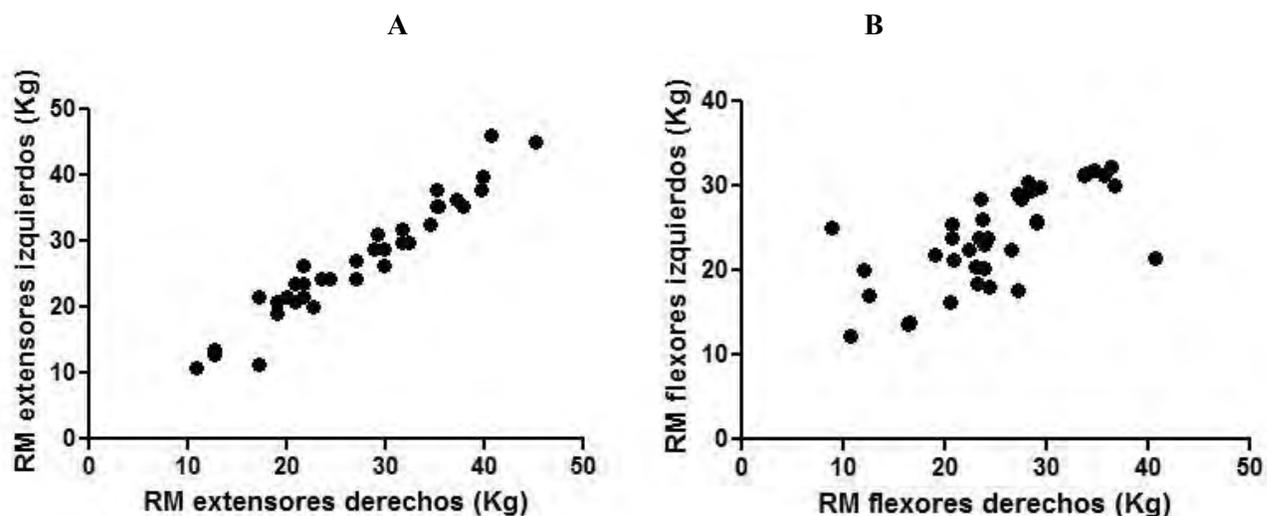


GRAFICO 2. Comparación de 1RM entre Derechos vs Izquierdos de A) Extensores y B) Flexores

La correlación entre 1RM de Ext derechos e izquierdos fue de $r=0.9657$ con un $r^2=0.9326$. La correlación entre 1RM de Flex derechos e izquierdos fue de $r=0.6763$ con un $r^2=0.4587$. (Gráfico 2). La correlación de Fy de Ext y Flex a $60^\circ/s$ fue la mejor con valores de $r=0.7171/r^2=0.5142$ y $r=0.6773/r^2=0.4587$ respectivamente. (Gráfico 3).

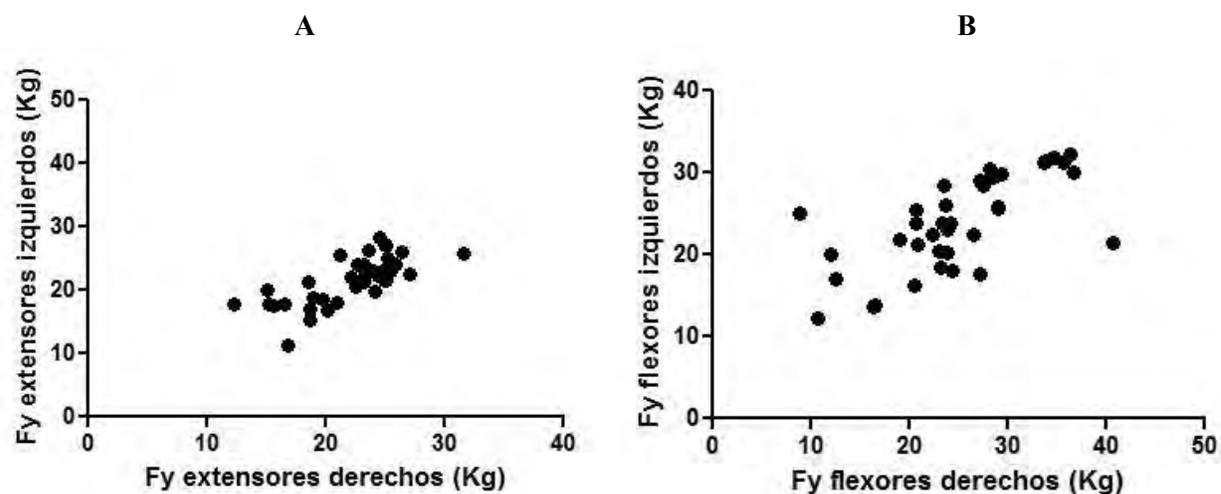


GRAFICO 3. Comparación de Fy de A) Extensores y B) Flexores Derechos vs Izquierdos

Existen diferencias significativas entre la fuerza obtenida mediante 1RM y Fy a las 3 diferentes velocidades de evaluación tanto para los Ext como para los Flex (Gráfica 4).

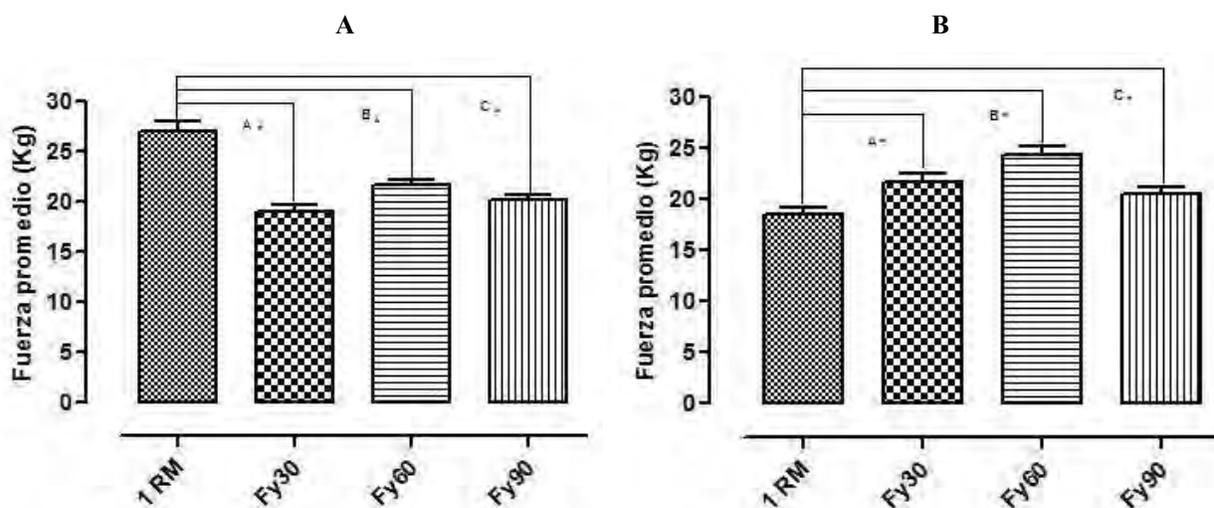


GRÁFICO 4. Comparación entre la fuerza obtenida a partir de 1RM en comparación con Fy para (A) Extensores y (B) Flexores. Valores promedio (Kg) de Ext: a 30°/s 19 ± 6 , a 60°/s 21.8 ± 3.9 y a 90°/s 20.2 ± 3.7 y de Flex: a 30°/s 21.7 ± 7 , a 60°/s 24.3 ± 6.6 y a 90°/s 20.5 ± 5.8 ; *Diferencia significativa ($p < 0.05$)

Con el fin de evaluar el grado de concordancia de la 1RM mediante la ecuación de Fy, se empleó el método de Bland y Altman⁽³⁰⁾ en donde se trazó el gráfico de dispersión entre los valores promedio de la fuerza obtenidos mediante 1RM y Fy vs la diferencia entre los mismos (Fy-1RM) tanto para de flexores como extensores (Gráfico 5), considerando únicamente la velocidad a 60°/s ya que es la que presenta un valor de fuerza promedio mayor con Fy en comparación con el obtenido a las otras velocidades. El gráfico muestra que la diferencia del valor de la fuerza obtenida por uno u otro método para Ext oscila en un valor de 6.6 Kg y que los valores tienden a estar cercanos a ese valor mientras que para los Flex la diferencia oscila entre -5Kg, para corroborar la veracidad de estas diferencias se evaluó el comportamiento de su distribución. (Gráfico 6).

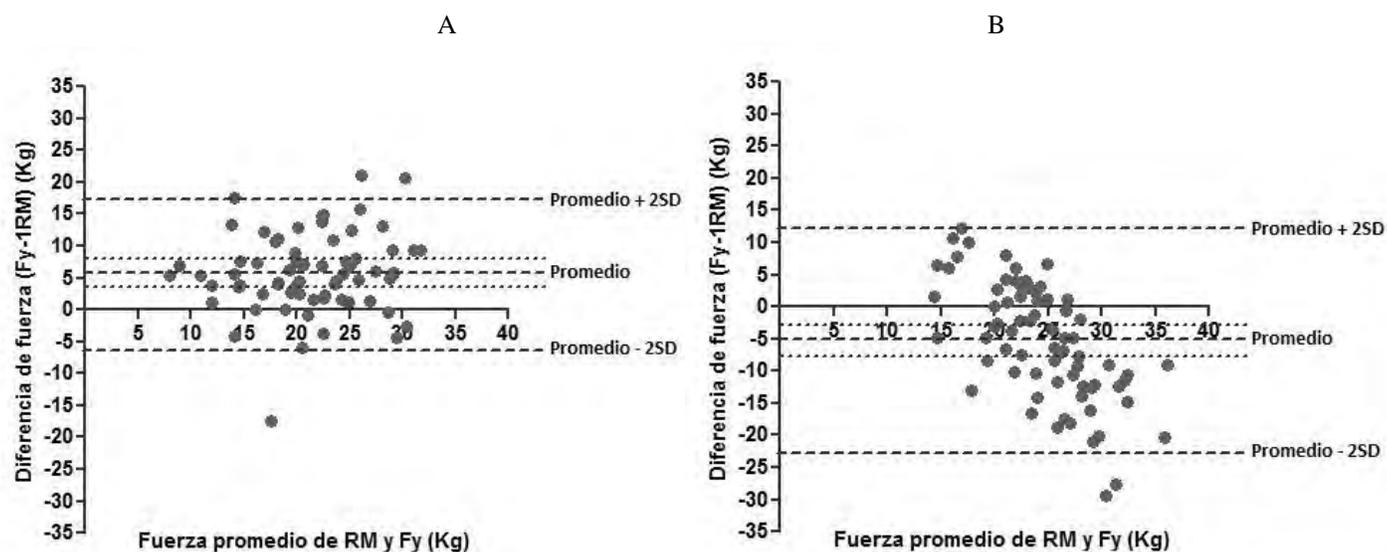


GRÁFICO 5. Concordança de promédio vs diferenças $Fy/1RM$ A $60^\circ/s$ (A) Extensores y (B) Flexores.

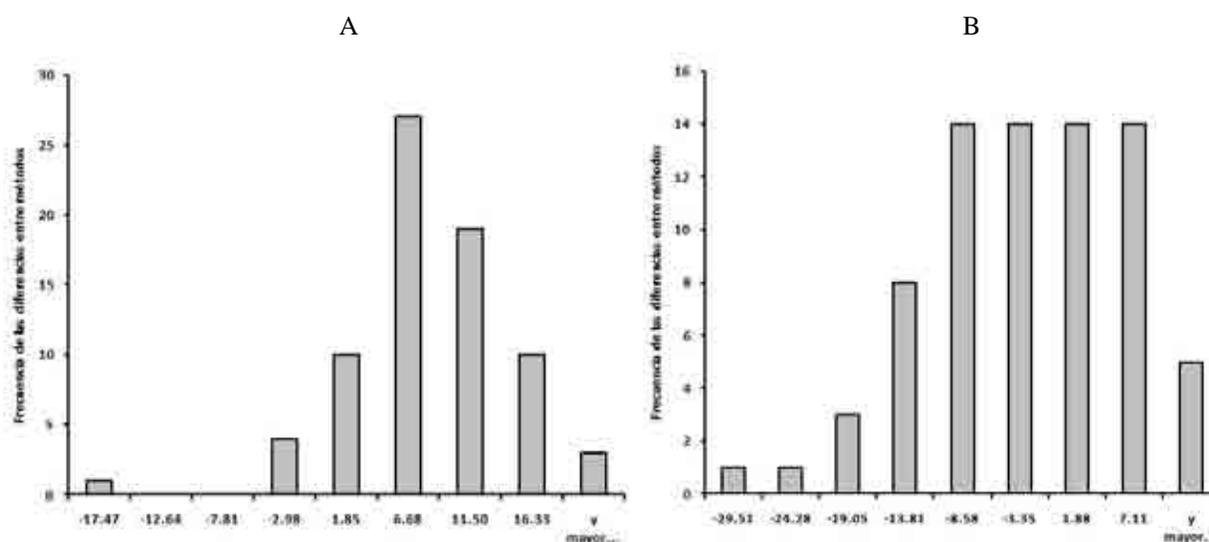


GRÁFICO 6. Histograma promedios $Fy/1RM$ a $60^\circ/s$ (A) Extensores y (B) Flexores.

La gráfica de distribución de valores ($Fy-1RM$) para extensores presenta una curva de distribución normal lo que implica que los valores calculados a partir de Fy guardan una buena concordancia con respecto a la $1RM$ experimental. Por otra parte para los flexores el gráfico correspondiente no muestra una distribución normal de los valores obtenidos por lo que su concordancia no es la adecuada.

7.3 Análisis multivariado.

En la tabla 3 se muestran los valores de correlación entre el 1RM de Flex y Ext de rodilla con las diferentes variables que involucran la evaluación isocinética: PT, AMPT y BP a sus 3 diferentes velocidades. En el caso de los extensores las correlaciones para AMPT y BP presentan un $r \leq 0.6$ y para PT ≥ 0.6 ; para los flexores con AMPT y BP presentan un $r \leq 0.3$ y PT un $r = 0.5$ en promedio. Esto significa que las variables isocinéticas están correlacionadas en conjunto por lo que se puede obtener una ecuación que las relacione, mediante regresión múltiple.

Tabla 3. Valores de correlación de 1RM con PT, AMBP y BP de Extensores y Flexores a las 3 diferentes velocidades isocinéticas.

	1 RM	PT 30°/s	PT 60°/s	PT 90°/s	AMPT 30°/s	AMPT 60°/s	AMPT 90°/s	BP
EXTENSORES	r de Pearson	0.5966	0.7575	0.7222	0.3017	0.4702	0.4933	0.5599
	n	(74)	(74)	(74)	(74)	(74)	(74)	(74)
	Significancia p	*0.0000	*0.0000	*0.0000	*0.0090	*0.0000	*0.0000	*0.0000
FLEXORES	r de Pearson	0.4578	0.5466	0.5251	0.1554	-0.1694	-0.1093	0.3079
	n	(74)	(74)	(74)	(74)	(74)	(74)	(74)
	Significancia p	*0.0000	*0.0000	*0.0000	0.1862	0.1490	0.3540	*0.0076

1RM = 1 Repetición Máxima, PT= Pico de Torque, AMPT =Angulo de Pico de Torque, BP= Brazo de Palanca.*Valores significativos $p \leq 0.05$

7.4 ECUACIONES DE REGRESIÓN MULTIPLE

Se aplicó regresión múltiple considerando las variables de PT, AMPT y BP para evaluar la propuesta de ecuación de regresión (ER) que permitiese determinar de forma indirecta el 1RM para Ext y Flex tomando como referencia el estudio de Gulick y cols.⁽²⁴⁾ En las Tablas 4 y 5 se muestran las ecuaciones obtenidas por regresión y en los gráficos 7 y 8 la distribución de regresión correspondiente.

7.4.1 EXTENSORES:

Tabla 4. Variables y ecuaciones de regresión para predicción de la 1RM de Extensores.

#	Variables consideradas	Ecuación $1RM = \beta_0 + \beta_1 PT + \beta_2 AMPT + \beta_3 BP$	R	R ²	Valor Máximo	Valor Mínimo
1	Pico de Torque, Angulo máximo de pico de Torque y Brazo de palanca a 30°/s	$RMEXT = -37.223 + 0.136931 * PTEXT30 + 0.303997 * AMPTEXT30 + 99.3286 * Brazo de palanca$.7092	.5030	44.6	14.4
2	Pico de Torque, Angulo máximo de pico de Torque y Brazo de palanca a 60°/s	$RMEXT = -20.8041 + 0.198602 * PText60 + 0.205627 * AMPTEXT60 + 36.836 * Brazo de palanca$.7727	.5971	43.6	14.7
3	Pico de Torque, Angulo máximo de pico de Torque y Brazo de palanca a 90°/s	$RMEXT = -35.6389 + 0.168538 * PText90 + 0.444191 * AMPTEXT90 + 66.1889 * Brazo de palanca$.7870	.6194	45.8	12.8

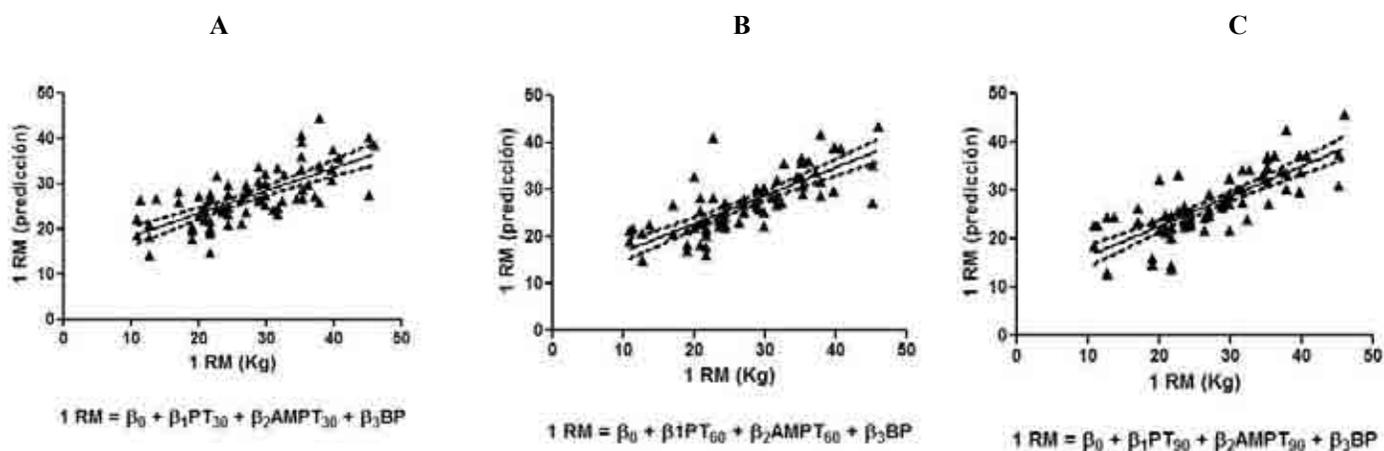


GRAFICO 7. Correlación Ext's 1RM/1RM predicha, mediante ecuación de regresión múltiple utilizando Pico de Torque, AMPT y BP a A)30°/s, B)60°/s y C)90°/s;

7.4.2 FLEXORES

Tabla 5. Variables y ecuaciones de regresión para predicción de la 1RM de Flexores.

#	VARIABLES consideradas	Ecuación $1RM = \beta_0 + \beta_1 PT + \beta_2 BP$	r	R ²	Valor Máximo	Valor Mínimo
1	Pico de Torque, Brazo de palanca a 30°/s	$RMFLEX = 1.05317 + 0.111453*PT_{flex30} + 33.9112*Brazo\ de\ palanca$.4779	.2284	27.4	13.7
4	Pico de Torque, Brazo de palanca a 60°/s	$RMFLEX = 5.51647 + 0.14261*PT_{flex60} + 6.32325*Brazo\ de\ palanca$.5471	.2993	26.7	11.7
3	Pico de Torque, Brazo de palanca a 90°/s	$RMFLEX = 6.43244 + 0.147476*PT_{flex90} + 7.21196*Brazo\ de\ palanca$.5257	.2764	26.4	13

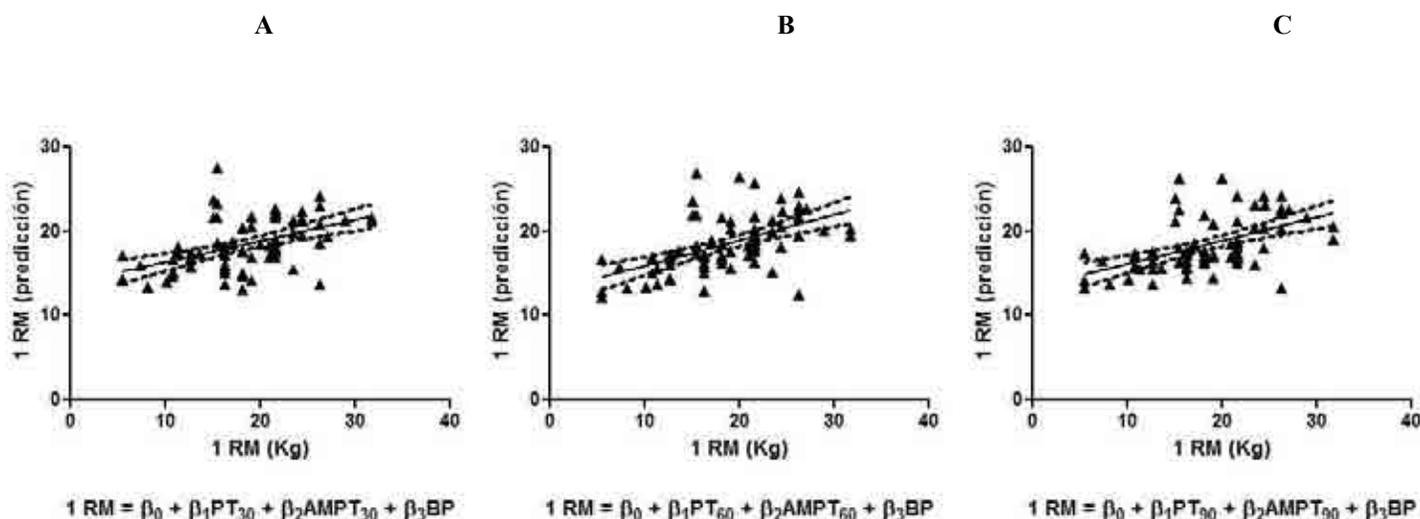


GRAFICO 8. Correlación Flex's 1RM/1RM predicha, mediante ecuación de regresión múltiple utilizando Pico de Torque, AMPT y BP a A)30°/s, B)60°/s y C)90°/s.

En el Gráfico 9 podemos observar la comparación de los resultados promedio de las fuerzas empleando las ER a las 3 diferentes velocidades isocinéticas evaluadas, que utilizan las variables de PT, AMPT y BP tanto para flexores como para extensores sin que se presenten diferencias estadísticamente significativas con la 1RM.

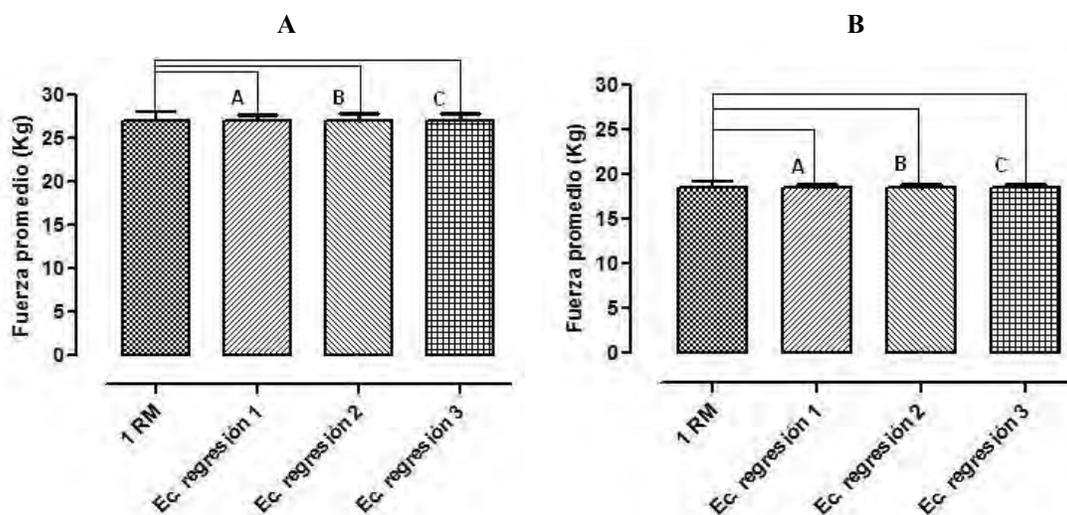


GRÁFICO 9. Comparación entre la fuerza obtenida a partir de 1RM en comparación con la predicha mediante las ecuaciones de regresión 1,2,3 para (A) Extensores y (B) Flexores.

Aplicando el método de Bland y Altman ⁽³⁰⁾ ahora para las diferencias (fuerza predicha por ER – 1RM) con respecto a los valores promedios de fuerza obtenidos por ambos métodos se obtuvieron las concordancias representadas en el Gráfico 10. Únicamente la ER para extensores muestra una buena concordancia evidenciándose esto a partir de la curva de distribución normal obtenida y representada en el Gráfico 11.

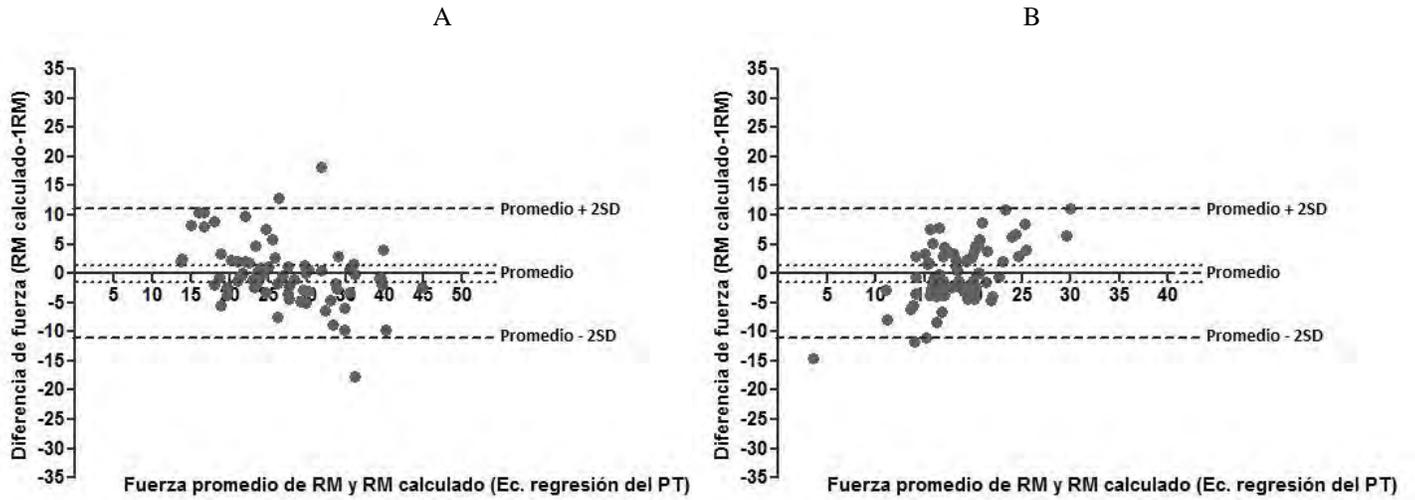


GRÁFICO 10. Concordancia del promedio vs diferencias de ER y 1RM a 60%/s (A) Extensores y (B) Flexores.

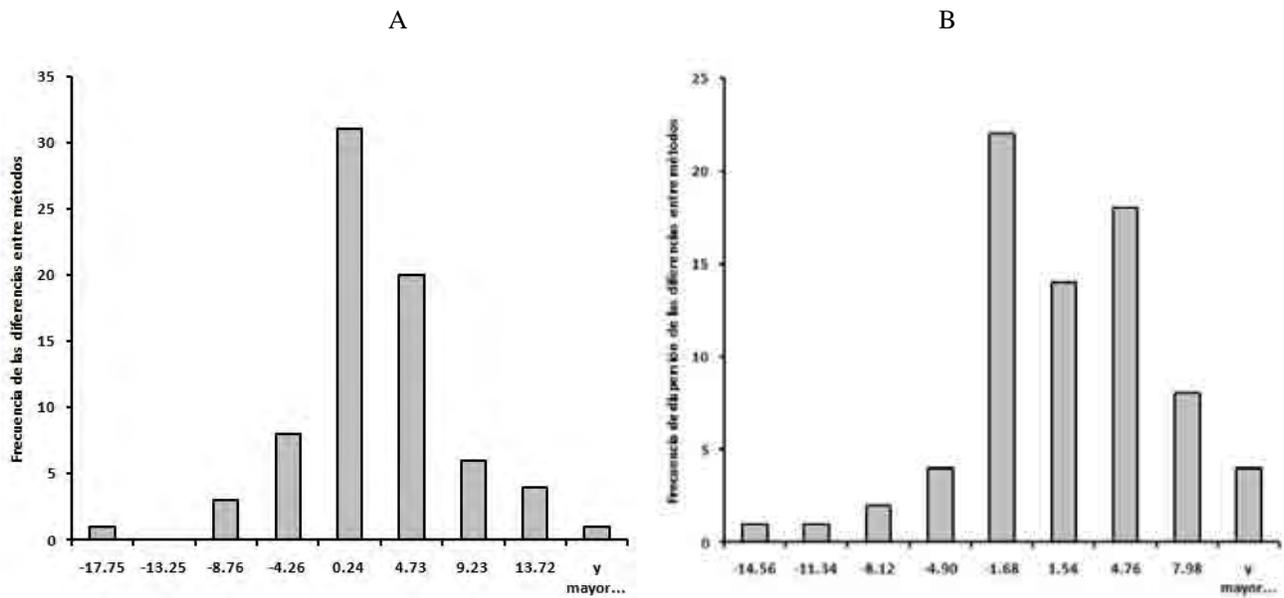


GRÁFICO 11. Histograma de promedios de ER y 1RM a 60%/s (A) Extensores y (B) Flexores

8. DISCUSIÓN

De acuerdo a la población estudiada, tanto hombres como mujeres de los datos obtenidos de los expedientes, tenían ambas rodillas sanas clínicamente ya que no se reportó ningún caso con sintomatología alguna durante las pruebas de dinamometría electrónica y tampoco en la prueba IRM; por otra parte en los resultados arrojados por la valoración isocinética, la curva fue de morfología normal, alcanzando los picos de torque tanto para flexores como extensores en los ángulos que actúan los grupos musculares involucrados sin ninguna patología y que se han descrito previamente por otros autores^(8,16), además de que no existieron diferencias significativas tanto de miembros derechos como izquierdos en ambos géneros por lo que fueron agrupados como un grupo muscular único, obteniendo como resultado 74 rodillas sanas evaluadas.

Durante la prueba de isocinecia, una de las variables más importantes para evaluar la fuerza muscular es el ángulo de pico de torque, el cual es variable dependiendo de la velocidad isocinética a la cual se está realizando la prueba. Tomando en cuenta que intervienen diferentes tipos de fibras musculares, éstas se van a activar en cantidades distintas y van a tener su máximo nivel de reclutamiento en diferente ángulo por lo tanto un tiempo distinto de fatiga, demostrando que a velocidades bajas se aprecian mejor los niveles de fuerza y conforme se eleva la velocidad se observa la potencia muscular⁽¹²⁾.

De lo anterior se ha reportado que las pruebas isocinéticas, para evaluar fuerza se deben realizar a velocidades bajas-intermedias como a la velocidad de 60°/s, la cual ha demostrado ser la más confiable para la valoración de fuerza, relaciones flexores/extensores y simetrías derecho/izquierdo, por lo que en este estudio se comprobó nuevamente que a estas velocidades los valores de pico de torque fueron superiores y los ángulos a los que se obtuvieron fueron los reportados como normales⁽¹²⁾.

Se observa también que en extremidades sanas, tanto de hombres como mujeres, la diferencia entre la fuerza de sus miembros (derecho e izquierdo) no presentaron diferencias significativas en

cuánto al desarrollo de fuerza (reportado de hasta 10% de diferencia en población no deportista), por lo que se pudieron incluir ambas extremidades de ambos géneros en un solo grupo sin que se alteraran los resultados finales ^(12,13).

Por otra parte, en los datos obtenidos de 1RM se observa que la fuerza de los extensores es mayor que la de los flexores y que ambas fuerzas fueron superiores en hombres comparado con las mujeres tanto para miembros derechos como izquierdos, sin embargo al obtener el promedio de las fuerzas entre género, no se presentaron diferencias significativas entre miembros derechos ni izquierdos mostrando nuevamente que los valores de fuerza corresponden a sujetos sanos. La relación obtenida entre flexores/extensores mediante esta prueba fue de 68% siendo muy semejante a la obtenida por isocinecia sin que hasta el momento se haya descrito una relación normal obtenida mediante este método (1RM).

Debido a que dentro de la evaluación preliminar tanto los valores de isocinecia como los de 1RM no se observaron comportamiento anómalo para la población seleccionada de estudio, se procedió a la aplicación de la fórmula de F_y y el estudio de correlación con el 1RM.

8.1 Componente en y (F_y)

Una vez que se aplicó la fórmula para la obtención de F_y , (Ecuación 6), y al relacionarla con la 1RM, se observa que la correlación entre F_y y 1RM de manera directa presentan diferencias significativas en las 3 velocidades isocinéticas tanto para flexores como extensores de rodillas; al analizar los gráficos de concordancia, la mayoría de los valores se presentan dentro del intervalo de confianza para los valores estudiados y al analizar la curva de normalidad de los datos, no se observa un comportamiento de distribución normal para los flexores por lo que no es aplicable el valor de fuerza obtenido a partir de la ecuación para este grupo muscular. Esto se debe a la posición de la cadera al realizar ambas pruebas ya que en la prueba de 1RM, la flexión de cadera es a 40° mientras que la prueba isocinética se realiza en sedestación con una flexión de cadera de

85°; y como lo establece Kawamori ⁽⁹⁾ el realizar ejercicios de fuerza, la flexión articular es un factor importante para alcanzar niveles máximos de fuerza y que en la realización de las pruebas, es un factor a considerar para poder establecer la equivalencia entre ambos métodos puestos a discusión en este estudio; de esta manera, la correlación existente para flexores de rodilla comparando ambos métodos es pobre. Esta relación pudiera ser modificada realizando ambas pruebas con la misma flexión de cadera, obteniendo así un valor más apegado a la similitud de condiciones para su realización.

Por lo anterior, en caso de usar el cálculo de F_y para predecir el valor de la 1RM, sería necesario tomar en cuenta un factor de corrección de aproximadamente +5Kg el cual corresponde al valor central de los promedios de la diferencia de fuerza entre el calculado por F_y y el obtenido mediante la 1RM (Gráfico 5A) y, que en términos reales y prácticos, es una diferencia considerable para el caso de dosificación de los programas de entrenamiento para fuerza, por lo que su utilidad estaría aún limitada. Es necesario incrementar el número de evaluaciones que se ajusten a la metodología empleada, para verificar que el incremento del tamaño de la población a estudiar bajo estas condiciones, disminuye o elimina el valor del factor de corrección observado.

8.2 Ecuaciones de regresión múltiple

Al no encontrar una adecuada correlación de F_y con 1RM, se utilizaron como variables independientes los valores isocinéticos incluidos.

En un estudio previo por Gulick y cols. ⁽²⁴⁾ se estudió una ecuación para predecir el valor de 1RM mediante una evaluación isocinética, encontrando que un parámetro importante de isocinecia fue el pico de torque y como variable agregada el peso del sujeto. De lo anterior, se debe de tomar en cuenta que esta última variable está determinada por la masa grasa y la muscular y que ésta última es la que influye en el desarrollo de la fuerza/movimiento, por lo que el peso del sujeto toma en cuenta todo el cuerpo y no el segmento que se esta trabajando ni los parámetros físicos

que se obtienen mediante la valoración isocinética por lo que no es una variable conveniente para estudiar la fuerza de un grupo muscular específico. Para este estudio, las variables isocinéticas a las que se tomó importancia fueron, Pico de torque, ángulo de pico de torque y el brazo de palanca, ya que el peso del individuo no está incluido en ninguno de los parámetros obtenidos por isocinecia.

De lo anterior, los resultados obtenidos muestran que existe una buena relación con la variable 1RM y su asociación mediante una ecuación de regresión múltiple (ER) demostró tener una mejor correlación, con unas r^2 de 0.6 para extensores y de 0.3 para flexores y al utilizar estas ER y comparar los valores promedio con los de 1RM, se observó una equivalencia de éstos sin que se presentaran diferencias significativas en los gráficos correspondientes; la concordancia, fue adecuada y las curvas de normalidad mostraron que existe una distribución normal para la obtención de la fuerza de los extensores mediante la ER, aunque para los flexores, nuevamente la curva de distribución no fue la adecuada explicándose esto nuevamente por lo referente al ángulo de flexión de cadera descrito previamente.

Una dificultad que pudiera encontrarse es que algunas pruebas tanto de 1RM con de isocinecia, no fueron realizadas por los mismos profesionales de la salud, y que aunque se realiza el estudio de forma estandarizada, pueden presentarse errores inter-evaluador, sobre todo en la técnica de la 1RM, ya que en la valoración isocinética, los parámetros están dados por el software y por el mismo equipo, en donde el evaluador realiza un trabajo puramente técnico presentando menos diferencias en éste que en la 1RM.

Así, utilizando las variables isocinéticas de BP, AMPT, PT y sus respectivas constantes a velocidades de $60^\circ/s$, se puede predecir el valor de la fuerza máxima de los músculos extensores de rodilla, en pacientes sanos, siendo más seguro para el paciente y en menor tiempo de realización de las pruebas. Es importante señalar que las ecuaciones propuestas, son preliminares, sólo aplicables bajo las condiciones descritas en la metodología y únicamente utilizando como

dinamómetro electrónico el CYBEX NORM y como aparato de fuerza el denominado Leg Extension.

Debido a que el tamaño de la muestra se debe ampliar en estudios posteriores, los valores de las constantes en las ER, se modificarán esperando como resultado el ajuste de una mejor ecuación de regresión múltiple que mejore la correlación de todas las variables empleadas.

Este estudio no es el primero en tratar de establecer una correlación entre la isocinecia y la 1RM para poder dosificar intensidades en programas de fortalecimiento, pero si es el primero que utiliza únicamente parámetros isocinéticos que intervienen en el desarrollo de la fuerza, como son las variables físicas empleadas de BP, AMPT y PT. Este estudio pudiera ampliarse también a pacientes con diferentes patologías de rodilla o bien de diferentes articulaciones, utilizando el mismo desarrollo que este estudio, pero adecuado a cada región anatómica.

Como limitantes, nuevamente se establece la posición de la cadera para realizar los movimientos de flexión de rodilla. El tamaño de la muestra para poder reducir la diferencia y las desviaciones estándar y ajustar de manera más precisa las ecuaciones de regresión múltiple.

Estos resultados pueden ser útiles para sentar las bases en el desarrollo de una metodología indirecta que sea segura y precisa para la dosificación de la intensidad, considerando como base el 1RM, dentro de la prescripción de fortalecimiento contra resistencia tanto de los grupos musculares evaluados en este estudio (Flexores y Extensores de rodilla), como para los de diferentes articulaciones, utilizando los valores isocinéticos y estudiándolos a varias velocidades angulares para considerar la que mejor se adapte a la articulación evaluada; así como para la aplicación dentro del estudio de diferentes patologías articulares como lesiones ligamentarias, meniscales, labrales, etc. que se encuentren en fases pre-quirúrgicas o de reacondicionamiento físico y dentro de las cuales los ejercicios de fortalecimiento contra resistencia son base fundamental para su tratamiento pero al mismo tiempo tienen un mayor riesgo de lesión cuando no se dosifica adecuadamente.

9. CONCLUSIONES

- 9.1 Las variables isocinéticas involucradas en la ecuación matemática para estimar el valor de la 1RM fueron Pico de Torque, Angulo de Pico de Torque y Brazo de Palanca. El valor obtenido mediante esta ecuación se denominó F_y .
- 9.2 El cálculo de F_y tiene un margen de error amplio por lo que con el número de sujetos involucrados en el estudio, no es posible establecer la equivalencia con la 1RM tanto para flexores como para extensores por lo que se sugiere continuar con el estudio para incrementar el número de datos que contribuyan al estudio de esta ecuación.
- 9.3 Utilizando una Ecuación de Regresión Múltiple con los variables isocinéticos de Pico de Torque, Angulo de Pico de Torque y Brazo de Palanca se obtiene una buena correlación con la 1RM para extensores.
- 9.4 La ecuación de regresión múltiple no es aplicable para los flexores debido a que, el ángulo de flexión de cadera es diferente al realizar ambas pruebas y esto interviene en el desarrollo de fuerza.
- 9.5 La Ecuación de Regresión Múltiple para extensores ha sido calculada, de forma inicial, para tener aplicabilidad en ambos géneros y con rangos de edades de 21 a 58 años, Pico de Torque de 81 a 194 Nm, Ángulo de Pico de Torque de 44 a 74° y Brazo de Palanca de 0.25 a 0.35m.
- 9.6 Es necesario continuar con este estudio de manera prospectiva para tener una base de datos mayor que permita establecer de manera más precisa los valores de las constantes utilizadas en la Ecuación de Regresión Múltiple y que el valor predicho sea más exacto.

- 9.7 Esta metodología pudiese ser implementada para la obtención de valores indirectos de 1RM mediante Ecuación de Regresión Múltiple o Componente Vertical (F_y) de diferentes grupos musculares de diferentes articulaciones, utilizando los valores isocinéticos, pero estudiando varias velocidades angulares.
- 9.8 Esta metodología puede ser considerada para el estudio del mismo fenómeno en diferentes patologías como lesiones ligamentarias, meniscales, labrales, etc., dependiendo la articulación a tratar.

BIBLIOGRAFIA

1. Levinger I, Goodman C, Hare DL, Jerums G, Toia D, Selig S.:The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals.J Sci Med Sport. 2009 Mar;12(2):310-6. Epub 2007 Dec 19.
2. Douris PC, White BP, Cullen RR, Keltz WE, Meli J, Mondiello DM, Wenger D.The relationship between maximal repetition performance and muscle fiber type as estimated by noninvasive technique in the quadriceps of untrained women. J Strength Cond Res. 2006 Aug;20(3):699-703.
3. Reynolds JM, Gordon TJ, Robergs RA. Prediction of one repetition maximum strength from multiple repetition maximum testing and anthropometry . J Strength Cond Res. 2006 Aug;20(3):584-92.
4. McCurdy K, Langford G, Jenkerson D, Doscher M. The validity and reliability of the 1RM bench press using chain-loaded resistance . J Strength Cond Res. 2008. May;22(3):678-83.
5. Faigenbaum AD, Milliken LA, Westcott WL. Maximal strength testing in healthy children . J Strength Cond Res. 2003 Feb;17(1):162-6.
6. Ploutz-Snyder LL, Giamis EL.Orientation and familiarization to 1RM strength testing in old and young women . J Strength Cond Res. 2001 Nov;15(4):519-23.
7. Barnard KL, Adams KJ, Swank AM, Mann E, Denny DM. Injuries and muscle soreness during the one repetition maximum assessment in a cardiac rehabilitation population. J Cardiopulm Rehabil. 1999 Jan-Feb;19(1):52-8.
8. Baltzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations . Sports Med. 1989 Aug;8(2):101-16.
9. Kawamori N, Rossi SJ, Justice BD, Haff EE, Pistilli EE, O'Bryant HS, Stone MH, Haff GG. Peak force and rate of force development during isometric and dynamic mid-thigh clean pulls performed at various intensities . J Strength Cond Res. 2006 Aug;20(3):483-91.

10. Lyngberg KK, Ramsing BU, Nawrocki A, Harreby M, Danneskiold-Samsøe B. Safe and effective isokinetic knee extension training in rheumatoid arthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 1994, 37(5):623-628.
11. Kaelin ME, Swank AM, Adams KJ, Barnard KL, Berning JM. Cardiopulmonary responses, muscle soreness, and injury during the one repetition maximum assessment in pulmonary rehabilitation patients. *J Cardiopulm Rehabil*. 1999 Nov-Dec;19(6):366-72.
12. Siqueira CM, Mendes MP, Furginelli FM, D.Greve JM. Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors. Comparative study among non-athletes, jumper athletes and runner athletes. *Rev. Hosp. clin. Fac. Med. S.Paulo*, 57(1):19-24,2002.
13. Magaieski PE, Andrews PL, Gomes BV, de Souza PS. Isokinetic torque peak and hamstrings/quadriceps ratios in endurance athletes with anterior cruciate ligament laxity., *Clinics*. 62(2):127-32, 2007.
14. Ayalon M, Barak Y, Rubinstein M. Qualitative analysis of the isokinetic moment curve of the knee extensors. *Isokinetics and Exercise Science*. 10: 145-151. 2002.
15. Croisier JL, Malnati M, Reichard LB, Peretz C, Dvir Z. Quadriceps and hamstring isokinetic strength and electromyographic activity measured at different ranges of motion. A reproducibility study., *J Electromyographic and Kinesiology*. 2006.
16. Kellis E, Katis A. Quantification of functional Knee Flexor to Extensor Moment Ratio Using Isokinetics and Electromyography. *J Athletic Training*. 42(4)477.185, 2007.
17. Aquino MA, Garcez LL, Martins AM, D'Andrea GJ, Terreri AS, Andrusaitis FR, de Carvalho NJ. Isokinetic assessment of knee flexors/extensor muscular strength in elderly women. *Rev. Hosp. clin. Fac. Med. S.Paulo*, 57(4):131-134, 2002.
18. Yong-Hao P, Bryant AL, Steele JR, Newton RU, Wrigley TV. Isokinetic dynamometry in Anterior Cruciate Ligament Injury and Reconstruction. *Ann Acad Med Singapore*. 37:330-40, 2008.
19. Eleftherios K, Baltzopoulos V. Gravitational moment correction in isokinetic dynamometry using anthropometric data. *Med Sci Sports Exerc*. 28(7): 900-907. 1996.
20. Croisier JL. Factors Associated with Recurrent Hamstring Injuries. *Sports Med*. 34(10):681-698, 2004.

21. Pavol MJ, Grabiner MD. Knee strength variability between individuals across ranges of motion and hip angles. *Med Sci Sports Exerc.* 985-992. 2000.
22. Spendiff O, Longford NT, Winter EM. Effects of fatigue on the torque-velocity relation in muscle. *Br J Sports Med.* 36:431-435. 2002.
23. Hassani A, Patikas D, Bassa E, Hatzikotoulas K, Kellis E, Kotzamanidis C. Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. *J Electromyographic and Kinesiology.* 2006.
24. Gulick DT, Chiappa JJ, Crowley KR, Schade ME, Wescott SR. Predicting 1-RM isotonic knee extension strength utilizing isokinetic dynamometry. *Isok and Exer Sci.* 7:145-149, 1999.
25. Resnick R., Halliday D. Física. Ed. Continental. Mexico 1989. pp. 242-244,606-607
26. Tippens P. Física, Conceptos y Aplicaciones. Ed. McGraw-Hill, México 2ed. 1991, pp. 74-83.
27. Le Veau, Barney. Biomecànica del movimiento humano : de Williams y Lissner.. reed. México: Trillas, 1991 (reed. 2008) pp. 136- 142. ISBN 978-968-24-3308-5
28. Martín Urrialde J. Interpretación de curvas isocinéticas. *Rev. Fisioterapia* 1992;14(1):13-2.
29. Kraemer WJ, Fry AC: Strength testing: Development and evaluation of methodology. In: Maud PJ, Foster C, eds. *Physiological assessment of human fitness.* Champaign, IL: Human Kinetics, 1995:121.
30. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, Feb.8,1986;307-310.