

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
DIRECCIÓN DE MEDICINA DEL DEPORTE**

**“Evaluación isocinética de la
fuerza y balance de los músculos
rotadores del hombro en pitchers
universitarios”**

TESIS

Que para obtener el título de:

**Especialista en medicina de la
actividad física y deportiva**

P R E S E N T A

Dr. Ricardo Jara Corona

ASESOR DE TESIS

Dr. Jorge Takeshi Aoyama Núñez

Facultad de Medicina



Ciudad de México 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.



DEDICATORIA

A mis padres, quienes, a mi parecer siempre han representado el mejor ejemplo humano, brindándome su apoyo, así como las herramientas necesarias para poder cumplir tanto mis metas académicas como personales, todo esto con su ejemplo y sacrificio. Los amo.

Al Dr. Jorge Takeshi Aoyama Núñez, quien, durante mi formación como especialista, ha fungido como un gran ejemplo profesional y humano, alguien que siempre ha sido paciente conmigo compartiendo su conocimiento sin inconvenientes para el asesoramiento del presente trabajo, ayudando a mi formación como médico de la actividad física y del deporte.



AGRADECIMIENTOS

Al resto de mi familia, a mi novia y a mis amigos, por representar un apoyo continuo en mis viajes de regreso a casa en los periodos vacacionales, de quienes aprendí que es importante tomar descansos de la vida académica para ser una mejor persona, lo cual es más valioso que lo académico.

A todos mis profesores en mi proceso formativo durante los tres años de mi especialidad, por compartir estrategias de estudio y conocimiento en el área en cuestión.

A mis compañeros de generación, que en conjunto formamos un gran equipo de trabajo y la mayoría de las veces nos apoyamos durante estos tres años.

Al personal de la Dirección de Medicina del deporte de la UNAM, porque ellos me brindaron un apoyo incondicional y facilitaron la logística de mi formación académica en lo que me gusta hacer.



CONTENIDO

RESUMEN	6
INTRODUCCIÓN	8
MARCO TEORICO.....	10
Isocinesia	10
Fuerza muscular	10
Coordinación muscular	12
Tipo de fibras musculares	12
Torque	14
Trabajo	16
Potencia	16
Articulación del hombro	17
Componentes articulares.....	17
Sistema de bursas.....	19
Componentes musculares.....	19
Estabilizadores del hombro.....	21
Flexibilidad/Movimientos del hombro	22
Lanzamientos en béisbol.....	23
Biomecánica del lanzamiento / fases de lanzamiento	23
ANTECEDENTES	26
PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA	31
PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	31
HIPÓTESIS	31
OBJETIVOS.....	32
General.....	32
Secundarios.....	32
JUSTIFICACIÓN	32
MATERIAL Y MÉTODOS	34
Tipo de investigación	34
Población	34
Tamaño de la muestra.....	34



Criterios de inclusión, exclusión y eliminación	34
Matriz de variables	35
Método.....	38
Características físicas.....	38
Características personales.....	39
Rangos de movimiento articular y flexibilidad	39
Brazo de palanca.....	39
Fuerza muscular	40
Análisis estadístico.....	41
Aspectos éticos.....	41
Recursos (humanos, materiales y financieros).....	42
Materiales.	42
RESULTADOS.....	43
DISCUSIÓN	56
CONCLUSIONES	58
BIBLIOGRAFÍA	59



RESUMEN

Introducción: La sinergia muscular que se genera en el movimiento de lanzamiento sobre la cabeza, el brazo de palanca y la flexibilidad son factores importantes para la efectividad de lanzamiento, así como la relación con las lesiones que se pueden presentar en el hombro, por eso es conveniente investigar su correlación y establecer parámetros de fuerza y salud muscular en pitchers.

Objetivos: Establecer un índice de fuerza de agonistas y antagonistas de los rotadores del hombro, al mismo tiempo conocer también la relación entre el brazo de palanca, la cantidad de masa muscular, el IMC y la flexibilidad con fuerza generada mediante la evaluación isocinética del brazo dominante del pitcher.

Material y métodos: En un estudio transversal, descriptivo y comparativo, se estudiaron un total de 10 pitchers del equipo representativo universitario de la UNAM, a quienes se les midieron parámetros antropométricos y de flexibilidad para correlacionarlo con la fuerza de los rotadores mediales y laterales del hombro obtenida mediante isocinesia a velocidades de 90 y 180 °/seg. Se utilizó prueba de normalidad de Shapiro-Wilk y pruebas paramétricas para correlación (Pearson), contemplando una significancia con valor de $P < 0.05$.

Resultados: La edad media fue de 20.50 (± 1.43 DE) años, con un peso de 70.94 (± 7.80 DE) kilogramos, y una talla de 1.75 (± 0.6 DE) metros, una palanca de brazo dominante de 32.37 (± 1.62 DE) centímetros, pico de torque de rotación medial a 90°/seg de 38.77 (± 8.42 DE) Nm y a 180°/seg de 29.04 (± 6.25 DE) Nm, y lateral a 90°/seg de 26.77 (± 7.80 DE) Nm y a 180°/seg 18.73 (± 2.92 DE) Nm. El índice de la relación agonistas vs antagonistas de rotadores laterales y mediales a 90°/seg de 0.69 (DE, 0.06) y a 180°/seg de 0.65 (DE, 0.09). Con correlación positiva entre la fuerza a la rotación medial a 180°/seg y el brazo de palanca.

Conclusiones: Al encontrarse semejanza estrecha y significativa entre la longitud de brazo de palanca y la fuerza, concluimos que pudiese ser una variable importante para la fuerza de resistencia de los rotadores mediales del hombro, y tenga inferencia en el movimiento



repetitivo del pitcheo. Los hallazgos del pico de torque para las rotaciones medial y lateral a ambas velocidades son regulares comparados con los parámetros colegiales descritos según Hinton (1988) y Chen (2016), los índices nos describen que la fuerza de los músculos involucrados en la rotación medial es mayor que la lateral, y pueden llegar a significar un imbalance muscular, lo que podría predisponer a más lesiones en el hombro.



INTRODUCCIÓN

En la investigación deportiva, la fuerza siempre ha sido considerada un factor importante para el rendimiento deportivo de un pitcher, ya que junto a los arcos de movimiento de la articulación glenohumeral, permiten una retroversión mayor de su brazo dominante comparado con el brazo que no lanza. Se cree que una pérdida de rango de movimiento a la rotación medial lleva a un deterioro muscular, que se refleja clínicamente en lesiones de hombro como factor de riesgo. ¹

Las lesiones de hombro son un problema mayor en los deportes que involucran lanzamientos sobre la cabeza, tales como el voleibol, béisbol, hándbol, rugby, surf y natación, esto debido al alto estrés que se produce en los músculos del hombro, secundario a la mecánica de lanzamiento que se presenta. La incidencia de lesiones del hombro en la población deportiva está descrita en la literatura como 0.2 por cada 1000 horas de práctica. El movimiento típico de lesión en los deportes de lanzamiento sobre la cabeza consiste en una rotación medial y externa del hombro. En deportistas que realizan este gesto se estima que un 22% de ellos pierde en promedio 3 semanas de actividad. ²

En el caso de los beisbolistas, estas lesiones son principalmente ocasionadas por micro traumas repetitivos por el número de lanzamientos que realizan. Se reporta, que en beisbolistas universitarios las lesiones de la parte superior del cuerpo representan entre el 44% y el 58% de todas las lesiones en el cuerpo y del 19% al 24% de estas lesiones son ocasionadas por lesiones del hombro, entre las que destacan a nivel competitivo: lesiones superiores antero-posteriores del labrum glenoideo, o tipo SLAP, así como lesiones en el propio labrum pero tipo No-SLAP, además destacan lesiones del manguito rotador, pinzamiento interno y déficits de rotación medial glenohumeral. ³

La prevención de lesiones en una parte fundamental en el aspecto moderno de la medicina del deporte, de esta manera, médicos, entrenadores, fisioterapeutas, especialistas en fuerza y acondicionamiento físico y los propios atletas deben de ser conscientes que la prevención es clave para disminuir la incidencia de lesiones y mejorar la calidad de vida y desempeño deportivo del atleta.² Actualmente existen, múltiples métodos para establecer protocolos de prevención de lesiones que incluyen entrenamientos dirigidos a la mejoría



de las capacidades biomotoras del atleta. Una capacidad importante para desarrollar en los beisbolistas con el fin de prevenir las lesiones en el hombro es la fuerza muscular de esta región. En los lanzamientos sobre la cabeza se requiere un balance intrínseco entre los estabilizadores estáticos y dinámicos del hombro, los cuales, mantienen una estabilidad funcional. Esta integración muscular requiere de fuerza, resistencia, flexibilidad y control neuromuscular adecuados, si alguno de estos factores se encuentra comprometido, la estabilidad funcional resulta mermada y el rendimiento disminuye, generando un mayor riesgo a desarrollar una mala técnica de lanzamiento, que a la larga predispondrá a lesiones de hombro.⁴

El uso de la isocinesia es utilizado como una técnica de medición objetiva para evaluar la fuerza muscular excéntrica y concéntrica, en el caso del hombro, se aplica para evaluar la rotación medial y lateral. Su evaluación es comparativa entre la fuerza concéntrica – excéntrica o concéntrica – concéntrica del brazo dominante y no dominante. La relación entre la fuerza concéntrica de la rotación lateral y la fuerza concéntrica a la rotación medial se define como *radio de balance*, el cuál es útil para valorar el estado de los músculos del hombro involucrados con los movimientos de lanzamiento sobre la cabeza. Existe otro radio de evaluación funcional del hombro, este es el radio funcional de desaceleración, y se define como la combinación del radio de fuerza excéntrica de la rotación lateral y la fuerza concéntrica de la rotación medial, este último índice tiene importancia complementaria para la prevención de lesiones.⁵



MARCO TEORICO

Isocinesia

Definición

Es una evaluación cuantitativa y objetiva de la fuerza y capacidad muscular de manera biomecánica mediante un movimiento a velocidad angular constante, en el cual, el equipo es capaz de aplicar resistencia en dependencia a la fuerza aplicada por parte del paciente, con el fin de mantener esa velocidad de manera constante. Esto garantiza que la contracción muscular sea máxima durante todo el ejercicio. ⁶

Fuerza muscular

La perspectiva de la física define la fuerza muscular como la capacidad de la musculatura para generar aceleración o deformación de un cuerpo, mantenerlo móvil o frenar su desplazamiento. En el ámbito del deporte podemos extender el entendimiento de la fuerza junto a procesos biológicos, lo cual, se traduce en la capacidad de superar o contrarrestar resistencia mediante la actividad muscular iniciada y sincronizada por procesos eléctricos del sistema nervioso.⁷

Mediante la ejecución de gestos por el sistema osteomuscular, el humano es capaz de producir fuerza para movimientos específicos, como el lanzamiento de una pelota de béisbol, estas ejecuciones se clasifican se representan según la curva de Hill, mostrada en la **figura 1**, de la siguiente manera:

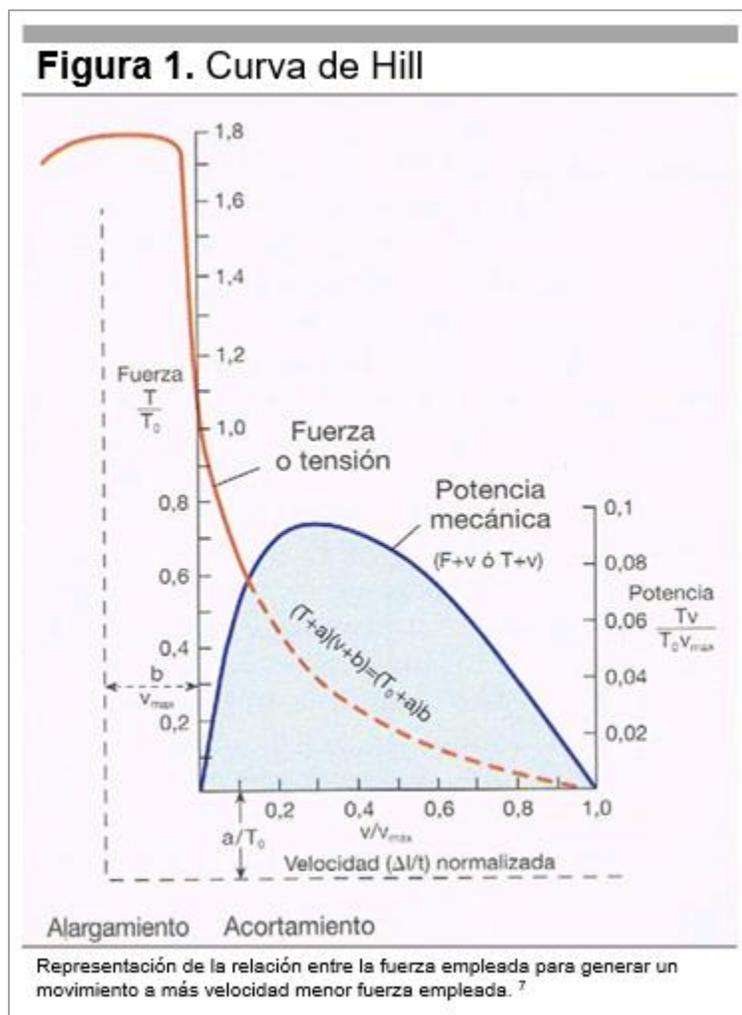
Una ejecución estática, en la cual no existe movimiento articular, pero si una tensión mecánica muscular constante, a esto se le conoce como fuerza isométrica.⁷

Las otras dos son ejecuciones dinámicas, en las que si existe un movimiento articular. La primera es la fuerza isotónica en el que se produce contracción contra una carga o masa constante, y como consecuencia hay un cambio entre el origen y la inserción del musculo, en caso de acortar su estructura, se considera un movimiento concéntrico, y en caso de elongar su estructura será considerado excéntrico. La segunda es la fuerza isocinética, la cual es similar a la fuerza isotónica, pero la diferencia es que los movimientos se realizan a una velocidad constante y programada, con resistencia adaptada. ⁷



En el ejercicio isocinético la resistencia se adapta a la fuerza externa opuesta, de forma que el músculo conserva su rendimiento máximo en la totalidad del arco de movimiento. Ayudan al desarrollo de reclutamiento, así como al desarrollo de la exactitud de la fuerza y existe una disminución del tiempo de inervación recíproca agonista-antagonista.⁷

Entonces, entendiendo que la fuerza es igual a la masa por la aceleración ($F= m \times a$), trasladándolo al sistema internacional se expresaría en Newtons, que son igual a la multiplicación de kilogramos por metros sobre segundo al cuadrado ($N= kg \times m/s^2$).





Coordinación muscular

La coordinación se refiere al ordenamiento de una serie de acciones. Según el contexto en que se use el término puede tomar distintos significados. Aunque aún no se alcance un mayor nivel de especificidad, la incorporación de la palabra motriz ayuda a ubicarse en el contexto deportivo y referirse al ordenamiento de las distintas acciones que producen el movimiento del cuerpo, parcial o global. Dentro del mismo contexto deportivo, la coordinación en los músculos es un punto de estudio de la capacidad del deportista para realizar el gesto necesario en su deporte.⁸

La coordinación intramuscular define el grado de contracción de un solo músculo y es dependiente del número de fibras reclutadas sincrónicamente por las unidades motoras.⁸

La coordinación intermuscular está condicionada por la interacción entre la musculatura directamente responsable del movimiento (músculos agonistas) y la musculatura que, mediante su relajación, permite el movimiento en cuestión, a la vez que propicia la estabilidad de las articulaciones (músculos antagonistas). Esta misma interacción se conoce como inhibición recíproca; en la que el reflejo miotático inerva un músculo y enerva a su antagonista.⁸

Aterrizando la coordinación muscular en el lanzamiento de los pitcher este es dado principalmente por los músculos rotadores mediales y laterales del hombro dominante, y a lo largo del tiempo se ha tratado de establecer un punto o un índice entre agonista y antagonista en esta población, sin embargo, la muestra en que más se ha estudiado, con isocinesia, es en población normal, y en algunos casos en atletas. Para la población normal el índice RM/RL es de 0.61 a 0.69, y para deportistas es de 0.55 a 0.71.

Tipo de fibras musculares

Las fibras musculares son clasificadas por propiedades particulares que tienen cada una, la principal es la cadena pesada de miosina, la cual le confiere la función motora de contracción.

Fibras musculares tipo I

Son fibras de contracción lenta, con generación energética mediante resíntesis de ATP mediante el metabolismo de predominio aeróbico. Dentro de sus principales características se presentan una capacidad glucolítica pobre, control de contracción lenta



por canales de calcio lentos y mucha cantidad de mitocondrias. A nivel vascular las fibras presentan una coloración roja por el desarrollo vascular para el transporte de sustratos, principalmente ácidos grasos.⁹

Debido a estas cualidades de las fibras, se utilizan de manera predominante en deportes de resistencia, como las disciplinas de fondo en atletismo. En el caso del béisbol, particularmente el pitcheo, los movimientos de lanzamiento son explosivos, pero la evaluación de la función de las fibras musculares tipo I es útil, ya que mediante la evaluación isocinética a velocidades angulares elevadas (180°/seg) podemos evidenciar la función de las fibras tipo I y principalmente la fatiga, que es algo que eventualmente se presenta en los pitcher conforme pasan los lanzamientos. Sin embargo, este tipo de fibras no toma la mayor relevancia al hacer la evaluación de los movimientos rotatorios del hombro.⁹

Fibras musculares tipo II

Este tipo de fibras musculares tienen la capacidad de una transmisión electromecánica de los potenciales de acción más rápida que las fibras tipo I, con alta actividad de la miosina ATPasa, lo que le confiere una contracción rápida y potente. La velocidad intrínseca de las fibras rápidas las presenta como la principal herramienta para los deportes de predominio anaeróbico, como los deportes de velocidad. Permiten hacer cambios de dirección y generar una mayor velocidad a un objeto en un lanzamiento, como una bola de béisbol. Las fibras tipo II se subdividen en tipo IIa, IIx y IIb, dependiendo de sus características particulares. El metabolismo primordial de estas fibras está dado por la vía glucolítica, contrario a las fibras tipo I. La evaluación mediante isocinesia de este tipo de fibras es a velocidades angulares bajas (60-90°/seg), lo cual se traduce en los lanzamientos “fuertes” de los pitchers, en esta evaluación es cuando se evidencia el pico de torque máximo en un lanzamiento.

Entonces, teniendo en cuenta las características de las fibras musculares (mostradas en la **tabla 1**) y a que velocidades angulares son evaluadas se puede entender en cuál de ellas se presenta el déficit y así poder enfocar un entrenamiento para la corrección de la fuerza de estas fibras.⁹



Tabla 1. Tipos de fibras musculares

Tipo de fibra	Tipo I	Tipo IIa	Tipo IIx	Tipo IIb
Tiempo de contracción	X	XX	XXX	XXXX
Tamaño de motoneurona	X	XX	XXX	XXX
Resistencia a la fatiga	XXXX	XXX	XX	X
Uso en actividad	Aeróbico	Anaeróbico largo	Anaeróbico corto	Anaeróbico muy corto
Duración de uso	Horas	< 30 minutos	< 5 minutos	< 1 minuto
Producción de fuerza	X	XX	XXX	XXXX
Densidad mitocondrial	XXXX	XXXX	XX	X
Densidad capilar	XXXX	XXX	XX	X
Capacidad oxidativa	XXXX	XXXX	XX	X
Capacidad glucolítica	X	XXX	XXX	XXXX
Metabolismo de reserva	Triglicéridos	Fosfocreatina y glucógeno	Fosfocreatina y glucógeno	Fosfocreatina y glucógeno
Cadena pesada de miosina	MYH7	MYH2	MYH1	MYH4

Referencia: 9

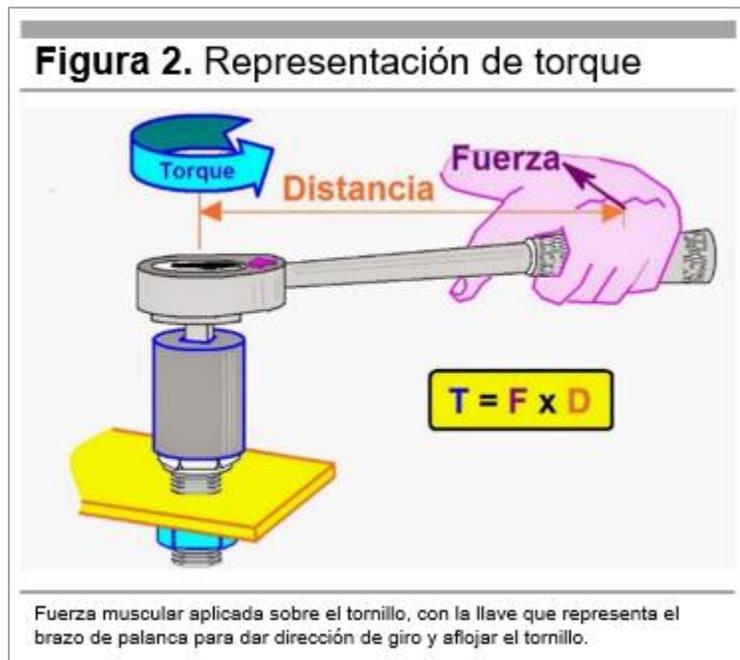
Torque

También conocido como momento de fuerza, el torque es una representación de un fenómeno cuando se aplica una fuerza en algún punto de un cuerpo rígido, y éste realiza un movimiento de rotación sobre un eje.¹⁰

La fuerza aplicada para hacer girar ese cuerpo se mide mediante el torque, y se definiría como una fuerza rotacional, la cual, se compone de dos variables principales, la intensidad de la fuerza y la distancia de aplicación de su eje, como se muestra en la **figura 2**.¹⁰

Matemáticamente la representación del torque sería: Torque es igual a la magnitud de la fuerza por la distancia del brazo de palanca ($T= F \times d$), su unidad de medida son Newtons/metro (N/m).¹⁰

Otro punto importante para el cálculo del torque es el ángulo que existe entre los vectores de fuerza y brazo de palanca, para de esta manera poder establecer un momento angular en un plano tridimensional.¹⁰



Trasladando la interpretación del torque al ámbito de la medicina del deporte, se consideraría una fuerza aplicada por los músculos respecto a un punto, para poder cambiar el estado de rotación del cuerpo alrededor de un eje, que pase por dicho punto. En el caso específico de la medición de los músculos rotadores del hombro, se puede establecer a la articulación glenohumeral como el punto de apoyo, la longitud del segmento acromio-radial como el brazo de palanca, y la fuerza aplicada sería por parte de los músculos rotadores del hombro. ¹¹

La evaluación isocinética expresa mediante la medición dinamométrica la expresión en **pico de torque** y el tiempo de pico de torque, los cuales son representados en Newtons metro, y en los grados del ROM en el que se presenta este. ¹²

Este pico de torque dependerá de la velocidad angular a la que se realice la prueba, mientras menos grados por segundo sean los que representan el movimiento continuo, mayor será la cantidad de Newtons metros aplicados, y viceversa. El pico de torque a su vez representa un marcador importante de la fuerza que generan los grupos musculares del cuerpo, en el caso del hombro, y de los beisbolistas particularmente, el grupo muscular de los rotadores mediales es más fuerte que los rotadores laterales, por lo que se puede establecer un índice de fuerza entre los músculos rotadores.⁷



Este índice de fuerza entre rotadores mediales y laterales representa un parámetro de salud muscular, sin embargo, existen muy pocos estudios en relación a establecer puntos de corte en población no deportista, un índice de 0.60 representa un marcador de balance muscular entre rotadores.¹³

En el caso de la población deportiva, existen pocos estudios y con resultados muy heterogéneos respecto a este índice, la mayoría de las investigaciones realizadas han sido en deportistas elite, y son limitadas las investigaciones a nivel colegial.

Trabajo

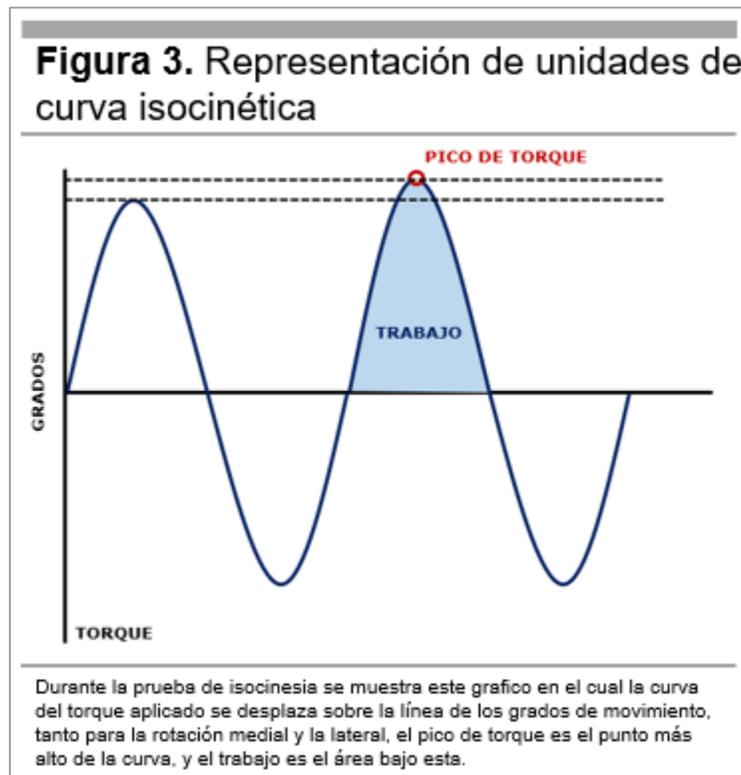
Se definirá cuando una fuerza que genera un desplazamiento del centro de masas del cuerpo sobre el que se aplica esta fuerza en una dirección particular. El trabajo, entonces, será el equivalente a la energía aplicada sobre un cuerpo para desplazarlo.¹⁰

En términos de la evaluación isocinética, el trabajo se expresa como el producto del torque por la distancia angular. Y este va a corresponder al área debajo de la curva del momento de fuerza en el estudio gráfico.⁷

Su unidad de medida en el sistema internacional es el Joule que se define como la cantidad de trabajo realizado por una fuerza constante de un Newton en un metro en la misma dirección de la fuerza.⁷

Potencia

Esta es dada por el producto del valor del trabajo por la unidad de tiempo y se presenta como la potencia media obtenida, dividiendo el trabajo total entre el tiempo empleado en la ejecución de la prueba. La potencia depende de la fuerza x la velocidad ($F \times V$) y su unidad de medida se expresa en Watts.¹⁰



Articulación del hombro

Definición

Es un complejo articular que permite el movimiento de los miembros apendiculares superiores, es la articulación más móvil del cuerpo humano, pero a su vez la más inestable.¹⁴

Componentes articulares

Debido a que es un complejo articular, este se compone de 5 articulaciones: esternoclavicular, subdeltoidea, escapulotorácica, acromio-clavicular y glenohumeral.¹⁵

Esterno-clavicular: Es una articulación sinovial, de tipo silla de montar, representa la unión de la clavícula con el manubrio esternal y la primera costilla, posee un disco articular que permite el movimiento en plano horizontal y frontal, así mismo tiene un sistema de sostén ligamentario compuesto por los ligamentos esternoclavicular, costoclavicular e interclavicular.¹⁵

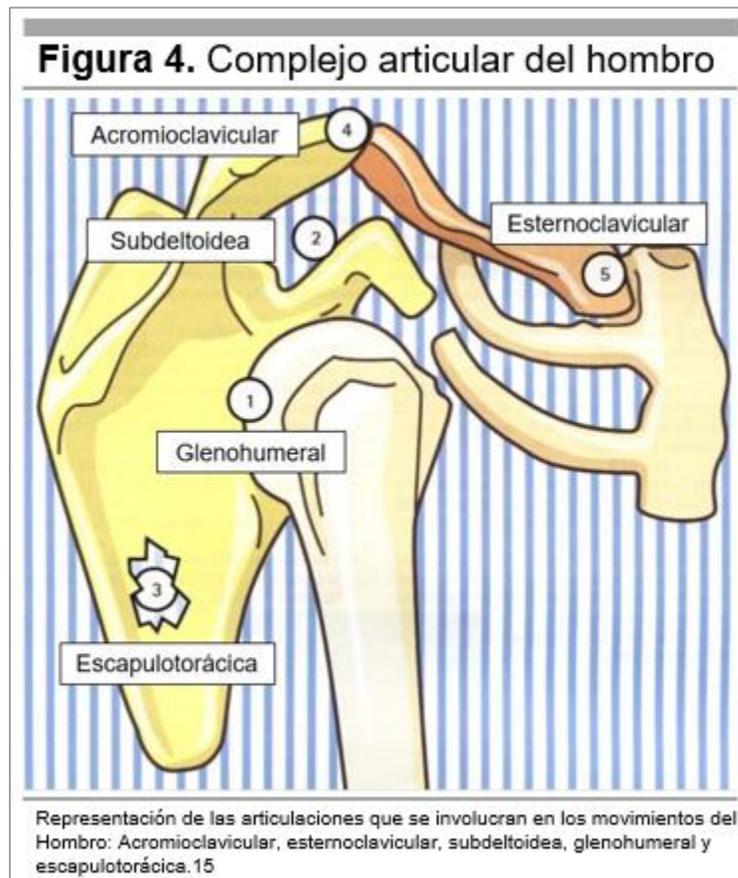


Subdeltoidea: Es una articulación de tipo sisarcosis, denominada falsa articulación debido a que se compone de una bolsa serosa en plano simple, ubicada entre huesos, en este caso, entre el acromion, la clavícula, la glenoides y la cabeza humeral. Sus movimientos están dictados por el deltoides y los músculos del manguito rotador. En su espacio se ubica la parte distal y el tendón del músculo supraespinoso.¹⁵

Escapulotorácica: Es una articulación que también se denomina falsa, debido a que representa dos espacios virtuales de deslizamiento: el espacio omoserrático, ubicado entre los músculos subescapular y serrato anterior, y el espacio parietoserrático, ubicado entre el musculo serrato anterior y la pared torácica. Permite movimientos ascenso, descenso, antepulsión y retropulsión escapular, así como movimientos más complejos, tales como campanilla, basculante y de pivote.¹⁵

Acromio-clavicular: Es una articulación sinovial, de tipo plana, la cual representa la unión del acromion con la clavícula, presenta un menisco y una cápsula articular en su zona de unión, y está estabilizada por un grupo de ligamentos acromioclaviculares responsables de 90% de estabilidad anterior, así como de ligamentos conoide y trapezoide encargados del 77% de estabilidad superior, otros ligamentos que estabilizan la articulación son el coracoacromial y coracoclavicular interno.¹⁵

Glenohumeral: es una articulación sinovial de tipo esferoidea y sus superficies articulares se componen de la cavidad glenoidea de la escápula, la cabeza del húmero y el rodete o labrum, permite movimientos en múltiples ejes, básicamente la rotación del hombro, su estabilidad está dada por la cápsula glenohumeral, la cual, recubre la articulación en su totalidad, en la región anterior se ubican tres ligamentos que otorgan la estabilidad en esta zona, que son los glenohumerales superior u oblicuo, medial e inferior. Internamente se encuentran estructuras de sostén, como lo son los tendones de los músculos del manguito rotador y del tendón largo de la cabeza del bíceps.¹⁵



Sistema de bursas

Es un sistema de bolsas serosas que evita la fricción entre las estructuras involucradas con los movimientos del hombro, son cuatro involucradas: subcoracioidea, subacromial, subdeltoides y subescapular.¹⁴

Componentes musculares

Son varios los músculos involucrados en los movimientos del hombro y tienen la particularidad de relacionarse con estructuras óseas del tronco y del esqueleto apendicular.¹⁶

Supraespinoso: Forma parte del manguito rotador. Músculo con origen en la fosa supraespinosa de la escápula y con inserción en la impresión del tubérculo mayor del húmero, innervado por el nervio supraespinoso, su función es la abducción y elevación del brazo, así como la estabilización del húmero.¹⁶



Infraespinoso: Forma parte del manguito rotador. Su origen está en los dos tercios mediales de la fosa infraespinal, con su inserción en la impresión media de la superficie posterior del tubérculo mayor del húmero. Inervado por el nervio supraescapular, y función radica en la rotación lateral.¹⁶

Subescapular: Forma parte del manguito rotador. Con origen en la fosa subescapular, e inserción en el tubérculo menor del húmero. Su inervación es por los nervios subescapular inferior y superior. Su función es la rotación medial del brazo.¹⁶

Redondo menor: Forma parte del manguito rotador. Su origen es el borde lateral de la superficie posterior de la escápula, con su inserción en la impresión inferior de la superficie posterior del tubérculo mayor del húmero. Inervado por el nervio axilar, e involucrado en la función de la rotación lateral.¹⁶

Redondo mayor: Tiene origen en la superficie posterior del ángulo inferior de la escápula, y su inserción es en el labio medial del surco intertubercular del húmero. Está inervado por el nervio subescapular medio y su función es la extensión, rotación medial y aducción del húmero.¹⁶

Deltoides: Es un músculo dividido en tres porciones con un origen diferente para cada una, pero con una inserción común. El origen del tercio anterior es la mitad externa del borde anterior de la clavícula, del tercio medio es el borde externo del acromion, y el tercio posterior es en labio inferior de la espina de la escápula. La inserción común es la impresión deltoidea del húmero. La inervación está dada por el nervio axilar. Su función es la abducción, flexión y extensión del brazo.¹⁶

Bíceps: este músculo tiene dos cabezas, su origen es distinto para cada porción, la porción corta se origina en el proceso coracoides de escápula, y la porción larga en la tuberosidad supraglenoidea, la inserción es común, en la tuberosidad del radio y aponeurosis antebrazo. Inervado por el nervio musculocutáneo. Su función es la flexión del brazo y antebrazo y supinación del brazo.¹⁶

Tríceps: es un músculo con tres porciones, cuyo origen es distinto para cada una, la cabeza larga se origina en la tuberosidad infraglenoidea de la escápula, la cabeza lateral



en la cara posterior del tercio superior del húmero y la cabeza medial en el borde interno de la cara posterior de los dos tercios inferiores del húmero. Estas se insertan en el olécranon y la fascia del antebrazo. Inervado por el nervio radial. Participa en la extensión de antebrazo y brazo, así como apoyo en la abducción.¹⁶

Pectoral mayor: Tiene su origen en la mitad medial del borde anterior de la clavícula, cara anterior del esternón, los seis primeros cartílagos costales y la aponeurosis del oblicuo externo, se inserta en el labio lateral del surco intertubercular del húmero. Inervado por los nervios pectorales medial y lateral. Su función es la rotación medial, aducción, flexión y extensión del hombro.¹⁶

Dorsal ancho: Su origen es en los procesos espinosos T7 a T12, las costillas nueve a doce, la fascia toracolumbar y cresta ilíaca. Se inserta en el suelo del surco intertubercular del húmero. Inervado por el nervio toracodorsal. Su función es la extensión, aducción y rotación medial del húmero.¹⁶

Estabilizadores del hombro

Los estabilizadores del hombro hacen referencia a las estructuras que generan estabilidad en la articulación glenohumeral. Los componentes estáticos hacen referencia a las estructuras óseas, tales como, la cabeza humeral, el acromion y la cavidad glenoidea, así mismo, como parte de los estabilizadores estáticos aluden a los cartílagos, el labrum glenoideo, la cápsula articular y los ligamentos de esta, así como externos. Los ligamentos glenohumerales previenen una traslación excesiva de la cabeza humeral, especialmente en los extremos de los rangos de movimiento. En cuanto a los estabilizadores dinámicos, se menciona a los músculos involucrados en los movimientos del hombro, los cuales resultan de un control neuromuscular entre la musculatura del manguito rotador y la musculatura escapulotorácica, principalmente rotadores mediales y laterales, estos evitan una traslación patológica de la articulación glenohumeral, una incompetencia propioceptiva de estos músculos puede disminuir el mecanismo protector de estos estabilizadores. Al generarse la contracción muscular, se origina una compresión de las estructuras articulares y por ende se mantienen estables.¹⁷



Flexibilidad/Movimientos del hombro

Los dos movimientos principales de la cintura escapular son la elevación en el plano escapular y los movimientos rotatorios. El ritmo escapulohumeral consiste en el movimiento coordinado y simultáneo de la escápula con relación al húmero, permitiendo la elevación hasta los 180°. La movilidad glenohumeral se produce por la acción sinérgica de dos grupos musculares, el deltoides y el manguito de los rotadores. El deltoides genera la palanca del movimiento, elevando la cabeza del húmero hacia arriba, lo que ocasiona un pinzamiento de los tendones rotadores en el espacio subacromial. El manguito rotador deprime y estabiliza la cabeza humeral, comprimiéndola hacia la glenoides, mejorando así la acción del deltoides. La parte de la elevación se efectúa por la acción sinérgica de varios grupos musculares que provocan un giro de la escapula hacia arriba. El principal par de fuerzas que provocan este movimiento está constituido por el trapecio y el serrato mayor. La rotación escapular a través de los ligamentos coraco-claviculares provocan una rotación de la clavícula a lo largo de su eje, a modo de manivela, de unos 40°, permitido por las articulaciones acromioclavicular y esternocostoclavicular. La combinación simultánea de los movimientos elementales realizados alrededor de cada uno de los tres ejes da lugar al llamado movimiento de circunducción del hombro, que se representa en el hombro por un cono, cuyo vértice está ocupado por el centro de la articulación escapulohumeral y que es llamado cono de circunducción. Cuando se realiza este movimiento la articulación glenohumeral transiciona de manera progresiva por cada uno de los movimientos a una máxima amplitud de: flexión, extensión, aducción, abducción, rotación medial y lateral, representado en la **tabla 2**.¹⁸



Tabla 2. Movimientos del hombro

Movimientos	Músculos involucrados	Rango de movimiento
Flexión	Fase 1 (0-60°) Haz anterior de deltoides, coracobraquial, pectoral mayor y bíceps.	150-180°
	Fase 2 (60-120°) Trapecio, bíceps y serrato anterior.	
	Fase 3 (120-180°) Deltoides, supraespinoso, serrato anterior y trapecio.	
Extensión	Dorsal ancho, redondo mayor, redondo menor, deltoides, tríceps, romboides y porción media y transversal de trapecio.	40-60°
Abducción	Fase 1 (0-60°): Deltoides y supraespinoso.	150-180°
	Fase 2 (60-120°): Trapecio y serrato anterior.	
	Fase 3 (120-180°): Músculos de fases 1 y 2, más espinales.	
Aducción	Pectoral mayor, dorsal ancho, romboides y redondo mayor.	0°
Rotación medial	Subescapular, pectoral mayor, redondo mayor y dorsal ancho.	50-70°
Rotación lateral	Infraespinoso y redondo menor.	60-90°

Referencia: 15, 19

Lanzamientos en béisbol

Definición

El lanzamiento de pitcheo sobre la cabeza es descrito como una secuencia coordinada de movimientos corporales y fuerzas musculares que tienen como objetivo tener la mayor velocidad y precisión en el lanzamiento. Existen seis fases del lanzamiento del pitcher, con relación a la teoría de cadena cinemática se deben de cumplir de manera coordinada, en caso de desbalance mecánico, el estrés sobre los tejidos aumenta y lleva a una potencial lesión en el atleta.¹⁹

Biomecánica del lanzamiento / fases de lanzamiento

El mecanismo del movimiento del picheo puede describirse como un sistema de enlaces de cadenas cinéticas. Comenzando con el pie adelantado, prosiguiendo hacia las caderas y el tronco y finalmente llegando hasta el brazo de ejecutor, este complejo acto de pichear involucra la activación secuencial de todo el cuerpo. Cada segmento del cuerpo experimenta una aceleración, el subsiguiente segmento corporal es físicamente dejado atrás, entonces cuando el tronco comienza a desacelerar, el brazo adquiere la velocidad del tronco por el principio de transferencia de momentos angulares. Entonces, a medida que las fuerzas que actúan en el brazo son aplicadas, el brazo acelera a una velocidad



aún mayor. Finalmente, el movimiento adquirido por el brazo ejecutor a través de este mecanismo genera momentos de rotación que aplican fuerza a la pelota.²⁰

Windup: La pierna de ataque se lleva con suavidad hacia delante pasando al lado de la pierna pivote, que es donde descansara el peso del cuerpo en esta fase, la pierna de ataque se flexionara lo más alto posible elevando la energía potencial para iniciar el lanzamiento hacia el home, transfiriendo esta energía al brazo de lanzar al estar el cuerpo de lado al home y para reducir el momento de inercia de la pierna de ataque. El cuerpo debe estar en un momento de estabilidad tal que el centro de gravedad debe estar en un eje longitudinal que divide el cuerpo en dos partes, en este momento el lanzador debe estar en un plano sagital con respecto al bateador, con los brazos flexionados delante del lanzador sosteniendo aun la pelota con la mano de lanzar dentro del guante.²⁰

Early cocking: Cuando el lanzador saca la pelota del guante y comienza un movimiento de abducción, extensión y rotación medial del hombro ejecutor, al mismo tiempo que flexiona la rodilla pivote, buscando fuerza y estabilidad.²⁰

Late cocking: Comienza el movimiento con una gran rotación lateral del hombro, así el tronco del lanzador que sigue su rotación hacia el home lleva hacia delante el hombro que pasa de una rotación medial a una rotación lateral en un movimiento sumamente rápido, de mucha intensidad tratando de aprovechar la extensión que tomó el brazo en su ascenso, buscando mayor recorrido para acelerar la pelota y que mantiene el brazo alejado del tronco en abducción. El máximo grado de rotación lateral del hombro le dará al lanzador un gran recorrido de la pelota, hasta finalmente liberarla.²⁰

Aceleración: Se trata de imprimir una gran velocidad a un objeto tan liviano como la pelota de béisbol (142 gr). Esta fase es por tanto la parte más explosiva del lanzamiento de béisbol. Se acelera la pelota de una posición casi estacionaria hasta 95 millas por hora más o menos y a un tiempo que puede variar desde los 45 ms y 58 ms entre los lanzadores de alto nivel deportivo. Desde una posición externa máxima de 175 grados el hombro gira internamente de 90 grados a 100 grados de rotación medial. Al soltar la pelota el hombro está en una posición de 90 grados a 100 grados de abducción, para este instante la pierna



pivote ha dejado atrás la caja de lanzamiento y se produce la liberación de la pelota, al hacer contacto el pie de apoyo de manera casi simultánea.²⁰

Desaceleración: Al soltar la pelota a la máxima velocidad posible y con la mayor posición de estabilidad en el gesto. El cuerpo está flexionado hacia delante e inmediatamente comienza un proceso de desaceleración del brazo disipando el exceso de energía cinética que no se transfiere a la pelota minimizando el riesgo de lesiones. Esta etapa se produce en los próximos 50 ms que siguen al momento de soltar la pelota y es generada por la musculatura de la parte posterior del hombro. El hombro continúa su rotación medial mientras el codo con su extensión. La rotación angular interna del hombro disminuye hasta 0 grados. Después de soltar la pelota, el brazo se abduce rápidamente alrededor del hombro en una posición de 110 grados aproximadamente, la etapa de desaceleración termina cuando el brazo logra una posición de 0 grados de rotación medial. En este momento tanto el pie de apoyo como el pie pivote están en un plano frontal con respecto al bateador.²⁰

Follow through: El lanzador luego de efectuar su lanzamiento debe estar en una posición general de alerta y seguir visualmente la trayectoria de la pelota para cualquier posible jugada que se presente en el partido.²⁰





ANTECEDENTES

Nos queda en entendido que la fuerza muscular y la coordinación es necesaria en el desempeño de los lanzadores de béisbol, tanto para mejorar la ejecución, como para disminuir las lesiones. Diferentes autores han estudiado la posible relación de estas con los siguientes factores, fuerza, flexibilidad y coordinación, evidenciado en la **tabla 3**.

A nivel internacional, se han realizado diferentes investigaciones relacionadas con la medición de la fuerza de los músculos del hombro. Y con el paso del tiempo se ha demostrado que puede existir un imbalance muscular en estos deportistas. En un inicio, Hinton, en 1988 evaluó a 26 pitchers colegiales, previo a iniciar su pretemporada, usando el dinamómetro Cybex II, aplicando la evaluación tanto a brazo dominante y no dominante, se realizó la medición de rotación medial y lateral, tanto en posición supina y abducción de hombro a 90°, y de pie a en posición neutral, estas pruebas se hicieron a velocidades de 90° y 240°. Se hicieron comparaciones entre brazo dominante y no dominante, encontrando un pico de torque máximo y trabajo total mayor en los rotadores internos del brazo dominante comparado con el lado no dominante. Los radios de rotación medial y lateral para el pico de torque y el trabajo total, fue significativamente menor en el brazo dominante, indicando un imbalance muscular comparado con el brazo no dominante, lo que señala un factor de riesgo para predisponer una lesión en los lanzadores. Hinton concluye que efectivamente, el pico de torque y el trabajo total es mayor en el brazo dominante que en el no dominante.²¹

Unos años después, Timm, en 1997, investigó la inestabilidad del hombro en describiendo la curva de torque en pitchers de preparatoria que ya tienen una lesión de pinzamiento de hombro diagnosticada, en total fueron 241 evaluados, en quienes se evaluó la rotación lateral y medial a velocidades de 60, 120, 180, 240 y 300 grados por segundo. Los resultados obtenidos, indicaron una curva de torque menor en el lado afectado, comparado con el lado sano, aportando información complementaria para la evaluación del síndrome de pinzamiento de hombro.²²



A su vez, otro autor que investigó entre sanos y lesionados, fue Vogelpohl, en 2015, realizó un estudio prospectivo en 15 pitchers amateurs, y consistió en evaluar los rangos de movimiento e imbalance muscular en el hombro, una vez finalizada la temporada, se hizo una captación de pitchers lesionados y sanos. Y se hizo una evaluación por isocinesia de rotación medial y lateral a 60, 180 y 300 ° por segundo, concéntrica y excéntrica. Y se encontró que el grupo lesionado presentó disminución significativa en el pico de torque de la rotación medial a 300° por segundo ($p = 0.003$) [34.73 N-m] comparado con el grupo de sanos. Se concluyó que la disminución de fuerza en rotadores mediales predispone a lesiones de hombro, debido a que favorece un aumento de tensión en la fase de aceleración en el lanzamiento, y lesiona labrum.²³

Posterior a estas demostraciones entre evaluados lesionados y sanos, autores se dedicaron a estudiar la fatiga como un factor de riesgo para la presencia de lesiones en el hombro. En Estados Unidos, en el año 2006, Wilkin y Haddock realizaron un estudio prospectivo durante una temporada deportiva en 9 pitchers de segunda división, la evaluación consistió en analizar la fuerza de la rotación medial y lateral del hombro. Se evaluaron ambos movimientos a 300 y 450 grados por segundo, durante 3 fases: en pretemporada, temporada y posttemporada. No se encontraron diferencias en las mediciones a esas velocidades.²⁴

Otro que también evaluó la fatiga fue Dale en 2007, quién evaluó a 10 pitchers de los músculos del hombro y su relación con las lesiones, se hicieron mediciones de rotación medial y lateral, y se encontró el rango de fatiga mayor en la población después de 60 lanzamientos en una semana, evaluando con isocinesia de 12 repeticiones a 300° por segundo. Y que la fatiga excéntrica en rotadores mediales es mayor posterior a intervención que en el pre-test.⁴

Estudios recientes, en Japón, en el año 2016, Chen y colaboradores evaluaron la fuerza de los rotadores del hombro en un grupo de beisbolistas, abarcando todas las posiciones, mediante un dinamómetro Biodex a rangos de 60° y 90° para los distintos movimientos del hombro, esto únicamente a la evaluación del brazo dominante. Sus resultados indicaron que no existe diferencia significativa en el pico de torque de la rotación medial y lateral



entre los jugadores de outfield, infield y pitchers. Sin embargo, se descubrió diferencia significativa en el pico de torque de la rotación lateral, los infielders y outfielders tienen un pico de torque mayor a la rotación lateral que los pitchers.²⁵ También alguien que comparó a pitchers con jugadores de campo, en Alabama, fueron Fitzgerald y colaboradores, en 2020, investigaron la relación entre la fuerza y rangos de movimiento del hombro entre pitchers y jugadores de campo de un equipo de béisbol colegial. Su hipótesis se basó en demostrar que los pitchers tienen mayor rango de movimiento de la articulación, así como mayor fuerza, esto debido por los movimientos que realizan constantemente. La fuerza se evaluó a 180 y 300 grados por segundo, y el rango de movimiento mediante un goniómetro. Los pacientes calentaron cinco minutos a 50 rpm en un cicloergómetro, después de esto, se midieron los rangos de movimiento pasivos de rotación medial y lateral en el brazo dominante. No se obtuvieron diferencias significativas a los rangos de movimiento y fuerza de la rotación lateral y medial, demostrando, que la fuerza y flexibilidad del brazo dominante en los beisbolistas, no es distinta a pesar de la posición en el campo.²⁶

Más recientemente, en el 2021, en Corea del Sur, Gon Kim, Kil Lim y Kong, publicaron dos estudios relacionados con la fuerza medida por isocinesia, en pitchers profesionales. El primero, evalúa la relación entre la rotación anterior escapular (RAE), los ángulos de elevación humeral (AEH) y las rotaciones lateral y medial de la fuerza del hombro. Las mediciones de los ángulos de los movimientos escapulares y humerales se hicieron en reposo (a 0 grados), a 60, 90 y 120 grados en el plano escapular. La fuerza se midió a 60, 120 y 180 grados sobre segundo, con los movimientos de rotación lateral y medial. La RAE y AEH a 0° se correlacionó positivamente con la fuerza de la rotación medial a 120° y 180° por segundo, y se fue correlacionando negativamente con al ir elevando los grados de evaluación de angulación. En el estudio encontramos la demostración de que los radios de fuerza medidos por isocinesia entre la rotación lateral y medial, se vuelven más cercanos a la normalidad al aumentar el ángulo de la RAE, en especial a 90°, lo que asemeja a el movimiento de picheo. En su segundo artículo, estos autores también estudiaron la relación entre los rangos de movimiento y la fuerza del hombro, con los mismo pitchers profesionales, esto fue mediante el uso de la radiología y un dinamómetro para evaluar la fuerza. Se posicionó a los evaluados en bipedestación para evaluar las



angulaciones de la retroversión de la cabeza humeral, y la fuerza isométrica se evaluó con la rotación medial y lateral a 85, 30 y 25 grados por segundo. Se encontró que el movimiento de la cabeza humeral en el brazo dominante fue 7 grados mayor que en el brazo no dominante. Para la rotación medial, esta aumentó su rango de movimiento y se relacionó con el aumento de la fuerza isométrica a 25 grados por segundo, después de ajustes en la posición de la cabeza humeral.^{27,28}

Tabla 3. Resumen de estudios que midieron fuerza en rotadores del hombro en pitchers

Autor	Población	Pico de torque	Trabajo	Índice RM/RL	Metodología
Hinton, 1988	26 pitchers de preparatoria	90° RM: 29.1 + 5.5 RL: 19.8 + 3.1 240° RM: 20.4 + 5.9 RL 14.5 + 4.0	A 240°: RM 125.6 + 40.2, RL 82.2 + 24.9	90°: 0.68 240°: 0.71	Decúbito y abducción a 90° con comparativo dominante vs no dominante
Timm, 1997	241 pitchers de preparatoria con datos de síndrome de pinzamiento	60° RM 50.5 + 5.7, RL 40.9 + 5.7 180° RM 33.0 + 4.1, RL 24.5 + 2.6 240° RM 19.3 + 3.5, RL 13.9 + 2.9	NR	60°: 0.80 180°: 0.74 240°: 0.72	De pie, con posición de plano escapular 30,30,30
Vogelpohl, 2015	15 pitchers universitarios	60° RM 46.13 + 14.68, RL 27.85 + 5.12 180° RM 46.78 + 21.07, RL 21.57 + 6.14	NR	60°: 0.52 180°: 0.44	Sentado, con posición neutra modificada 45 abducción, 30 flexión
Wilkin, 2006	9 pitchers universitarios	300° RM 50.66 + 2.27, RL 30.16 + 1.69	NR	300°: 0.59	Decúbito y abducción a 90°
Dale, 2007	10 pitchers universitarios	300° RM: 60.0 + 4.0, RL 38.0 + 2.0	300° RM: 102.3 + 9.7, RL 67.4 + 4.4	300°: 0.65	Sentado con posición neutra 90 abducción
Chen, 2016	9 pitchers profesionales	60° RM: 45.9 + 6.9, RL 32.3 + 6.9	NR	60°: 0.71	Sentado con posición neutra 90 abducción
Gon Kim, 2021	16 pitchers profesionales	60° RM: 31.63 + 5.78, RL 29.5 + 3.44 180° RM: 33.63 + 6.02, RL: 28.81 + 3.53	60° RM: 443 + 86, RL 120 + 9.6 180° RM: 337 + 15, RL 330 + 90.3	60°: 0.96 180°: 0.88	Decúbito y abducción a 90°

RM: Rotación medial, RL: Rotación lateral, NR: No reportado.



PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA

La información científica en respecto a los perfiles de fuerza medida por isocinesia en pitchers universitarios es insuficiente y un tanto incompleta a nivel nacional, hace falta realizar un estudio que involucre la evaluación de la fuerza de movimientos de rotación del hombro y establezca información útil de los radios de fuerza de estos grupos musculares en este tipo de población, así mismo una base para poder hacer una correlación con la flexibilidad y el brazo de palanca de los lanzadores, así como con las lesiones del hombro. No se cuenta con información clara sobre los puntos de corte de fuerza en población mexicana, y mucho menos pitchers de nivel universitario quienes pueden tener riesgo para presentar alguna lesión de hombro posterior al gesto repetitivo de lanzamiento sobre la cabeza y al imbalance muscular, por lo que se propone realizar este estudio.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es el perfil de fuerza y balance muscular medido por isocinesia de los rotadores del hombro en pitchers universitarios de la UNAM en relación con los pitchers a nivel internacional?

HIPÓTESIS

H0: El perfil de fuerza de los músculos rotadores del hombro de pitchers universitarios de la UNAM es similar a los pitchers que realizan lanzamientos sobre la cabeza a nivel internacional.

H1: El perfil de fuerza de los músculos rotadores del hombro de pitchers universitarios de la UNAM es diferente a los pitchers que realizan lanzamientos sobre la cabeza a nivel internacional.



OBJETIVOS

General

Establecer un perfil de fuerza y balance muscular de los músculos rotadores del hombro en beisbolistas universitarios y compararlo con pitchers internacionales.

Secundarios

Determinar un índice de fuerza de rotadores de hombro en pitchers universitarios y compararlo con la bibliografía.

Correlacionar el pico de torque con la flexibilidad de los músculos rotadores del hombro en pitchers universitarios.

Correlacionar el pico de torque con la longitud del brazo de palanca de los músculos rotadores del hombro en pitchers universitarios.

Correlacionar el pico de torque con el índice de masa corporal de los pitchers universitarios.

Correlacionar el pico de torque con el índice dinamométrico de los pitchers universitarios.

Correlacionar el pico de torque con masa muscular de los pitchers universitarios.

Correlacionar el pico de torque con la fuerza de bíceps isotónica de los pitchers universitarios.

JUSTIFICACIÓN

Es evidente la importancia de la evaluación de la fuerza en los beisbolistas con vistas a establecer un parámetro de salud deportiva a nivel profesional y amateur, debido a que la fuerza es una variable importante para presentar lesiones en la práctica deportiva, en el caso del pitchers las lesiones de hombro representan 25 a 60% de las lesiones que se presentan en atletas que practican beisbol. A lo largo de los años la evaluación de la fuerza ha ido avanzando tecnológicamente y en ese cambio generacional se ha tratado de establecer valores de salud muscular de las distintas partes del cuerpo, para establecer un punto de partida para desarrollar programas de fortalecimiento muscular para prevenir



lesiones y protocolos de rehabilitación para la recuperación de estas. Muchos pitchers a este nivel de competencia universitario, tienen el antecedente de lesiones previas, y un probable déficit muscular a pesar de no tener una lesión actual, por lo que es necesario hacer énfasis en trabajo de fortalecimiento muscular personalizado. Muchas de estas lesiones truncan y perjudican carreras deportivas a nivel colegial, además, en el caso de seguir presentándose, la calidad de vida del paciente se ve disminuida considerablemente, deja de ser un problema deportivo, a un problema personal. Una variable importante para el dominio de la técnica de lanzamiento y la disminución de lesiones es la valoración de la fuerza, y esta es medida mediante estudios isocinesia, a los cuales se tiene poca accesibilidad por que los equipos en los que se evalúa son relativamente nuevos. En México, no existen antecedentes de evaluación de la fuerza muscular mediante este método. A nivel mundial si se han realizado estudios que evalúan la fuerza mediante isocinesia, sin embargo, es en población de alto rendimiento o elite, en el caso de los atletas universitarios, existe de manera escasa y tiempos distantes entre las publicaciones. En la actualidad no existe gran evidencia en la relación que hay entre la prueba de isocinesia para valorar la fuerza y la flexibilidad y brazo de palanca, por lo que este estudio aportaría datos científicos para correlacionar con la presencia de lesiones, y a mediano plazo desarrollar programas de fortalecimiento muscular y protocolos de prevención o recuperación de lesiones en beisbolistas universitarios. Se pretende realizar la siguiente investigación en la dirección de medicina del deporte (DMD), en el departamento de biomecánica de medicina de la actividad física y deportiva en la a Universidad Nacional Autónoma de México, que cuenta con la máquina “TUR Isoforce” para la evaluación isocinética, y a su vez con la infraestructura, personal capacitado, material y población de pacientes con las características a estudiar.



MATERIAL Y MÉTODOS

Tipo de investigación

Estudio transversal, descriptivo.

Población

Por las características propias de la población, se realizará un muestreo no probabilístico por conveniencia, en el cual los individuos que pertenecen al universo de trabajo serán elegibles para su inclusión al cubrir previamente los criterios de selección del estudio.

Tamaño de la muestra

Se evaluará a los pitchers registrados en el equipo representativo de béisbol de la UNAM, por lo que no habrá cálculo de muestra.

Criterios de inclusión, exclusión y eliminación

Criterios de inclusión:

- Pacientes del género masculino.
- Registrados, universitarios.
- Pitchers abridores o relevistas.
- Que firmen carta de consentimiento bajo información.

Criterios de exclusión:

- Lesiones agudas de hombro (menos de 7 días).
- Insuficiencia cardiaca congestiva.
- Tratamiento anticoagulante.
- Uso de esteroides en los 3 meses previos.
- Lesiones dérmicas en brazo.
- Decisión de rechazar el consentimiento bajo información.

Criterios de eliminación

- No hay.

Matriz de variables

Tabla 4. Matriz de variables parte 1					
Variable	Tipo de variable	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores	Método de medición
Edad	Independiente, cuantitativa discreta.	Años cumplidos a lo largo de la vida.	Desde 18 hasta 65 años.	Años	Interrogatorio directo, con recolección desde la base de datos.
Peso	Independiente, cuantitativa continua.	Masa o cantidad de peso de una persona.	Desde 0.0 hasta 120.0 kilogramos.	Kilogramos	Con balanza digital de precisión de 50 gramos, con el paciente sobre esta en bipedestación, sin calzado y accesorios, con recolección desde la base de datos.
Talla	Independiente, cuantitativa continua.	Altura de una persona de los pies a la cabeza.	Desde 0.01 hasta 2.10 metros.	Metros	Con estaciónmetro GPM de precisión de 0.1 mm, con el paciente de pie, en posición antropométrica y orientación en plano de Frankfurt, medida a la inspiración máxima, con recolección desde la base de datos.
Índice de masa corporal	Dependiente, cuantitativa continua.	Índice que asocia de manera matemática la talla y el peso de una persona.	<p>< 18.5: Bajo peso</p> <p>18.5 – 24.9: Normal</p> <p>25.0 – 29.9: Sobrepeso</p> <p>30.0 – 34.9: Obesidad I</p> <p>35.0 – 39.9: Obesidad II</p> <p>> 40.0: Obesidad III</p>	Kilogramos / metro al cuadrado	Mediante mediciones de talla y peso previamente mencionadas, con recolección desde la base de datos.
Años en el deporte	Independiente, cuantitativa discreta.	Antigüedad, en años, practicando béisbol.	Desde 0 hasta años indefinidos.	Años	Interrogatorio directo, con recolección desde la base de datos.
Brazo dominante	Independiente, cualitativa dicotómica.	Brazo más hábil de un pitcher para realizar lanzamientos.	Brazo izquierdo o derecho.	Izquierdo o derecho	Interrogatorio directo, con recolección desde la base de datos.

Tabla 4. Matriz de variables parte 2

Variable	Tipo de variable	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores	Método de medición
Longitud acromio-radial	Independiente, cuantitativa discreta.	Dimensión lineal entre el punto antropométrico del acromion y la cabeza radial del brazo dominante.	Desde 0 milímetros hasta milímetros indefinidos	Milímetros	Medición con antropómetro GPM, de ramas largas, de precisión 0.1 mm, con el paciente sobre el banco de medición antropométrico y en posición antropométrica, se toma la longitud desde el punto acromial hasta el punto radial con el brazo del paciente flexionado.
Rango de movimiento articular	Independiente, cuantitativa discreta.	Es la capacidad para desplazar un segmento o parte del cuerpo dentro de un arco de recorrido lo más amplio posible manteniendo la integridad de las estructuras anatómicas implicadas.	Desde 0 a 360 grados.	Grados	Mediante un dinamómetro Iscoforce, se coloca al paciente según los movimientos articulares a evaluar, con protocolos ya establecidos, se evalúan los movimientos a tres velocidades diferentes, 90, 120 y 180 grados por segundo, para evaluar la fuerza y balance muscular. Las comparaciones entre músculos agonistas y antagonistas se establecen de manera automática por el programa del dinamómetro.
Pico de torque máximo	Independiente, cuantitativa continua.	Es la fuerza muscular máxima que produce un giro o movimiento rotatorio en cualquier plano sobre un eje de movimiento.	Desde 0 hasta Newtons/metro indefinidos.	Newtons/metro	
Trabajo Total	Independiente, cuantitativa continua.	Fuerza total que se aplica sobre el dinamómetro para vencer la resistencia y desplazar el brazo de un punto a otro. Contemplando el total de repeticiones.	Desde 0 hasta Joules indefinidos.	Joules	
Potencia	Independiente, cuantitativa continua.	Es el producto del valor del trabajo por la unidad de tiempo, dividiendo el trabajo total entre el tiempo empleado en la ejecución de la prueba.	Desde 0 hasta Watts indefinidos.	Watts	

Tabla 4. Matriz de variables parte 3

Variable	Tipo de variable	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores	Método de medición
Índice de rotadores	Dependiente, cuantitativa continua.	Es el cociente de dividir el pico de torque máximo de los rotadores laterales y mediales del hombro dominante.	Desde 0.55 a 0.62	Cociente	Mediante la división del pico de torque entre rotadores laterales y rotadores mediales de hombro dominante.
Índice dinamométrico	Dependiente, cuantitativa continua.	Es un índice que evalúa la fuerza sumada isométrica máxima de los principales grupos musculares y dividida entre el peso.	< 8: malo. 8.1 a 11: regular. 11.1 a 14: bueno. 14.1 a 17: muy bueno. > 17: excelente.	Cociente	Mediante un dinamómetro universal isotónico MAC.
Índice de fatiga	Dependiente, cuantitativa continua.	Es un índice que determina la resistencia a la fatiga de un músculo o grupo muscular para producir una fuerza durante una serie de repeticiones con un ejercicio muscular isocinético.	Desde -100 hasta 100%	Porcentaje	Mediante la división del trabajo primer tercio serie – trabajo último tercio serie / Trabajo primer tercio serie * 100
Masa muscular	Dependiente, cuantitativa continua.	Porcentaje total de masa muscular corporal.	Malo: < 45% Bueno: 45-50 % Excelente: > 50 %	Porcentaje	Mediante medición de anchuras y circunferencia aplicando la ecuación de Mategkja.
Fuerza de biceps isotónica	Dependiente, cuantitativa continua.	Fuerza generada por el bíceps del brazo dominante mediante una evaluación isométrica.	Desde 0 hasta Newtons/metro indefinidos.	Newtons/metro	Mediante un dinamómetro universal isotónico MAC.



Método

Todos los participantes que cumplan con los criterios de selección firmarán una carta de consentimiento informado (ANEXO 1) de acuerdo con los criterios éticos establecidos. Se realizarán una evaluación que consistirá en: I. Características físicas, II. Características personales, III. Rangos de movimiento articular y flexibilidad, IV. Longitud segmentaria de miembro superior, y V. Fuerza muscular.

Características físicas

Peso: A todos los evaluados se les medirá el peso con una báscula marca Noval, modelo TCS-B3 (China) con una precisión de 50 gr, se le pide al paciente que sólo se quede con vestimenta adecuada (short y camisa sin mangas), sin calzado o pertenencias consigo, procede a subirse a la báscula por 5 segundos para el registro del peso, se registrará en kilogramos.

Talla: con un estadímetro marca GPM, tipo Martin (Suiza), con precisión de 1mm. Se pedirá al paciente colocarse en posición antropométrica, en bipedestación con los talones juntos y puntas de los pies separadas, brazos a los costados, y cabeza en relación con el plano de Frankfurt, con orbitales y trago del oído alineados, se procederá a tomar la talla con el estadímetro en la parte posterior del cuerpo del evaluado y la rama móvil se colocará en el vértex de la cabeza, el evaluado hará una inspiración profunda y se registrará la talla en ese momento, el registro será en milímetros.

IMC: se calculará como está establecido por la OMS, tomando en cuenta la fórmula para el cálculo con el peso dividido entre la talla previamente elevada al cuadrado, y se clasificará según la clasificación de la OMS, como bajo peso menor de 18.5 kg/m², normopeso 18.5-24.9 kg/m², sobrepeso 25.0-29.9 kg/m², obesidad grado I 30.0-34.9, obesidad grado II 35.0-39.9 y obesidad grado III mayor a 40.0 kg/m² ²⁹.



Porcentaje de masa muscular: se evalúa mediante la medición de circunferencias corporales de bíceps, antebrazo, muslo y pantorrilla, así como anchuras de muñeca y fémur. Con estos valores se calcula la cantidad de masa muscular del sujeto según lo expresado por Matiegka, se obtienen valores absolutos y se transforman a porcentaje relativo al peso.

Características personales

Edad, años en el deporte y brazo dominante: Mediante interrogatorio directo, para establecer la antigüedad realizando el gesto deportivo y establecer cuál es el brazo que realiza el gesto motor para tener en cuenta las modificaciones de fuerza entre ambos brazos, la edad y la antigüedad en el deporte se registrará en años, y el brazo dominante se hará de manera directa.

Rangos de movimiento articular y flexibilidad

Goniometría: La evaluación se realizará con un goniómetro marca Ortiz (México) con una sensibilidad de 1 grado. De todos los movimientos del hombro de aducción, abducción, flexión, extensión, rotación medial y rotación lateral, como se establece por Charles Rockwood en su libro "The shoulder"¹⁴. Todos los movimientos los realizará el paciente de manera activa, con el paciente de pie, los movimientos a evaluar en un inicio serán la abducción y aducción, colocando el goniómetro sobre la cabeza humeral y se le pedirá al paciente realizar los movimientos, después se evaluarán la flexión y la extensión, y al final las rotaciones medial y lateral. Los registros se harán en grados.

Brazo de palanca

Longitudes de miembro superior

Longitudes de miembro superior: La medición se realizará de acuerdo con lo establecido por la Sociedad Internacional de Cineantropometría (ISAK)³⁰ con un antropómetro marca GPM tipo Martin (Suiza) con precisión de 1mm, de los segmentos siguientes: Acromio-radiale, radiale-estilion y estilion-dactilion, así como la medición de la longitud total de miembro superior. Los registros se harán en milímetros.



Fuerza muscular

Fuerza isotónica de bíceps: Se calculará mediante el uso de un dinamómetro universal MAC en el cual se coloca el sostén de codo a una altura arbitraria cercana al eje central del cuerpo y se pide al evaluado colocar su codo y hacer un movimiento de flexión de codo para medir de manera isométrica máxima la contracción del bíceps braquial, el registro se hace en kilogramos de fuerza y se transforma a Newtons/metro.

Índice dinamométrico: Su evaluación es mediante el dinamómetro universal MAC, tomando en cuenta la fuerza producida por los flexores y extensores de tronco, así como bíceps, de extensores de pierna. Se suman los kilogramos de fuerza producidos por estos grupos musculares y se dividen entre los kilogramos de peso del evaluado para tomar un valor arbitrario relativo, el cual se expresará de esa manera, considerando 11 o más como un valor normal.

Pico de torque, potencia e índice de rotadores: Previo a la evaluación de la fuerza, el participante realizará un calentamiento para los músculos del hombro con un ergómetro de manivela Marca Monarch modelo 881 (Suecia) durante 5 minutos a 50 watts y 80 repeticiones por minuto. Se medirá la fuerza de los músculos rotadores del hombro con un dinamómetro marca TUR modelo Isoforce (Alemania). Las mediciones se realizarán de acuerdo con los protocolos estandarizados de Isokinetics, por Paul Wimpenny³¹. Se hará evaluación de la rotación medial y lateral del hombro con el paciente en decúbito supino, con la colocación de los aditamentos, posiciones de silla y dinamómetro como lo señala el manual de usuario de éste. Todos los movimientos se evaluarán a 90 y 180 grados por segundo, con dos series de 10 repeticiones para cada velocidad angular y así poder evaluar la fuerza máxima y de resistencia, con periodos de 60 segundos de descanso entre series y 120 segundos entre ejercicios por velocidad. El registro del pico de torque será registrado en Newtons/metro y la potencia en Watts.

Con los resultados obtenidos del pico de torque, se calculará el índice CON/CON de los músculos rotadores del hombro, dividiendo el resultado de los rotadores laterales entre los rotadores mediales, a ambas velocidades angulares.



Análisis estadístico

Se realizó prueba de normalidad con Shapiro-Wilk siendo los datos normales los cuales se describieron con medidas de tendencia central y variabilidad. Se realizaron índice de rotadores y comparaciones entre los grupos musculares y prueba paramétrica de correlación de Pearson considerando una significancia estadística <0.05 Se utilizó el programa SPSS versión 25 para los cálculos estadísticos.

Aspectos éticos

Los procedimientos se apegarán a las normas éticas, al Reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación, a los principios emanados de la 18va Asamblea Médica de Helsinki, Finlandia en 1964 y a las modificaciones hechas por dicha Asamblea en Tokio Japón en 1975, en Venecia, Italia en 1983, en Hong Kong en 1989 y la 48va Asamblea General de Somerset West, República de Sudáfrica en 1996, 52ª Asamblea General, Escocia 2000, Nota de Clarificación, agregada por la Asamblea General de la AMM, Washington 2002 y Tokio 2004, 59ª Asamblea General, Corea, 2008 y 64ª Asamblea General, Fortaleza, Brasil, 2013, donde se contemplan los principios básicos a considerar en investigaciones que involucran seres humanos.

El estudio conforme a los lineamientos anteriores se clasifica de acuerdo con el Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud, en su Título Tercero, Capítulo I, artículo 64 como un estudio con riesgo mayor al mínimo, por lo que requiere firma de consentimiento bajo información de cada participante. El documento se firmará por el participante y por el investigador principal con un testigo ajenos al equipo de investigación y de forma preferente familiares o amigos del participante.

Acorde a los lineamientos de las buenas prácticas clínicas, todos los participantes en el estudio serán identificados únicamente mediante iniciales y número en la base de datos electrónica. Los datos, los resultados de las pruebas clínicas y de laboratorio, se guardarán de manera confidencial para garantizar la privacidad. Los resultados de este estudio serán publicados, sin señalar información que pudiera revelar la identidad del participante.



El presente estudio será sometido a evaluación para su aprobación por los miembros del Comité de Ética en Investigación de la Dirección de Medicina Del Deporte perteneciente a la Universidad Nacional Autónoma de México.

Recursos (humanos, materiales y financieros)

Humanos.

- Médicos residentes de la especialidad de Medicina De La Actividad Física y Deportiva.
- Médico adscrito del laboratorio de Biomecánica de la Dirección de Medicina Del Deporte de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- Personal de enfermería del laboratorio de Biomecánica de la Dirección de Medicina Del Deporte de la Universidad Nacional Autónoma de México.

Materiales.

- Goniómetro.
- Antropómetro GPM.
- Ergómetro de manivela Monarch.
- Dinamómetro Isoforce.
- Laptop Dell Inspiron 14



RESULTADOS

La tabla 5 presenta las características físicas de los 10 pitchers del equipo representativo de la UNAM.

Tabla 5. Características físicas			
Características	Media	DE	IC
Edad (años)	20.50	1.43	19.47 - 21.53
Peso (kg)	70.94	7.80	65.35 – 76.52
Talla (m)	1.75	0.06	1.70 – 1.79
IMC (kg/m ²)	23.13	2.97	21.00 – 25.25
Porcentaje masa muscular (%)	46.51	3.52	43.99 – 49.03

Se contempló el valor de $P < 0.05$ como significativo. Con un intervalo de confianza de 95%

En referencia a sus características físicas generales la muestra presenta una edad media de 20.5 años (± 1.43 DE), un peso de 70.94 kg (± 7.80 DE), una talla de 1.75 m (± 0.06 m DE) y un IMC de normo-peso 23.13 kg/m² (± 2.97 DE), así como una media normal del porcentaje de masa muscular de 46.51 % (± 3.52 DE).

Otras características personales que se interrogaron fueron referidas a la experiencia en el deporte, la cual fue en promedio años 11.8 años (± 2.97 DE), así como su brazo dominante, 8 pitchers tienen como brazo dominante el derecho, y sólo 2 pitchers tienen una dominancia izquierda. Dentro de la muestra, el coach de los lanzadores realiza rotaciones por posición, así que no únicamente son pitchers, si no que algunos también juegan otras posiciones, de los 10, 8 de ellos sí tienen como posición principal la de pitcher, uno más como infielder y otro como outfielder, estos dos tienen como tarea secundaria la de ser pitchers, mientras que, en el resto, cinco tienen la tarea secundaria de ser outfielders y dos más sólo se dedican a pitchear. El resumen de lo anterior se muestra en la tabla 6.



Tabla 6. Características personales

Características	Media	DE	IC	
Años en el deporte	11.80	2.97	9.6 – 13.9	
	Derecho (n)		Izquierdo (n)	
Brazo dominante	8		2	
	Pitcher (n)	Infielder (n)	Outfielder (n)	Ninguna (n)
Posición principal	8	1	1	-
Posición secundaria	2	1	5	2

Se contempló el valor de $P < 0.05$ como significativo. Con un intervalo de confianza de 95%

En cuanto a las mediciones específicas del brazo de palanca, determinado por la longitud acromio-radial, fue de 32.37 cm (± 1.62 DE) y representando la flexibilidad de los movimientos de rotación de hombro se obtuvieron para la rotación medial 71.80 grados (± 4.29 DE) y para la rotación lateral 84.40 grados (± 8.89 DE). Se muestran en la tabla 7.

Tabla 7. Características de movilidad de hombro y brazo de palanca

Características	Media	DE	IC
Longitud acromio-radial (cm)	32.37	1.62	31.20 - 33.53
Rotación medial (grados)	71.80	4.29	68.73 – 74.87
Rotación lateral (grados)	84.40	8.89	78.04 – 90.76

Se contempló el valor de $P < 0.05$ como significativo. Con un intervalo de confianza de 95%

Los resultados del pico de torque y potencia del perfil de fuerza isocinético a 90 y 180 grados se describen en la tabla 8, en donde se presenta un mayor pico de torque tanto a la rotación medial como la lateral a velocidad angular de 90° por segundo, con valores de potencia similares a ambas velocidades angulares.



Tabla 8. Valores de pico de torque y potencia a velocidades angulares de 90 y 180°/segundo

Características	Media	DE	IC
Pico de torque de rotación medial a 90°/seg (N/m)	38.77	8.42	32.74 – 44.79
Pico de torque de rotación lateral a 90°/seg (N/m)	26.77	7.80	23.63 – 29.90
Potencia de rotación medial a 90°/seg (W)	21.20	7.82	15.60 - 26.79
Potencia de rotación lateral a 90°/seg (W)	10.20	4.81	6.75 – 13.64
Pico de torque de rotación medial a 180°/seg (N/m)	29.04	6.25	24.56 – 33.51
Pico de torque de rotación lateral a 180°/seg (N/m)	18.73	2.92	16.63 – 20.82
Potencia de rotación medial a 180°/seg (W)	22.36	9.24	15.74 – 28.97
Potencia de rotación lateral a 180°/seg (W)	6.06	4.43	2.88 – 9.23
	Mediana	RIC	IC
Fuerza isométrica de bíceps (N/m)	269.68	142.19	223.62 – 398.12

Se contempló el valor de $P < 0.05$ como significativo. Con un intervalo de confianza de 95%

Otros parámetros importantes para establecer un perfil de fuerza de los lanzadores es la descripción de índices de fatiga a diferentes velocidades angulares y del índice agonista/antagonista de los rotadores del hombro. Los cuales se muestran en la tabla 9.

Tabla 9. Índices de fatiga y salud intermuscular

Características	Media	DE	IC
Índice de fatiga de rotación medial a 90°/seg (%)	6.28	15.94	-5.12 / 17.68
	Mediana	RIC	IC
Índice de fatiga de rotación lateral a 90°/seg (%)	17.10	23.30	- 5.73 / 27.85
	Media	DE	IC
Índice de fatiga de rotación medial a 180°/seg (%)	-0.61	14,69	-11.05 / 9.83
Índice de fatiga de rotación lateral a 180°/seg (%)	8.33	16.62	-3.56 / 20.22
Índice agonista / antagonista a 90°/ seg	0.69	0.065	0.65 – 0.74
Índice agonista / antagonista a 180°/ seg	0.65	0.09	0.59 – 0.72
Índice dinamométrico (kg fuerza / kg peso)	13.28	2.04	11.81 – 14.74

Se contempló el valor de $P < 0.05$ como significativo. Con un intervalo de confianza de 95%



La estadística aplicada para las correlaciones de la fuerza por isocinesia a 90° y 180 ° por segundo, se contemplaron variables como el brazo de palanca con la longitud acromio-radial, la flexibilidad, el peso, el IMC, el porcentaje de masa muscular, el índice dinamométrico y la fuerza isométrica de bíceps de brazo dominante. Esto mostrado de las tablas 10 a la 37.

Dentro de los resultados de estas correlaciones la única que represento valores significativos fue la del pico de torque de la rotación medial a 180°/seg con la longitud acromio-radial, teniendo una significancia de *valor de P* bilateral de 0.035 y una correlación de Pearson de 0.669, ejemplificado en la **tabla 12**.

Tabla 10. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 90°/seg y brazo de palanca

	Longitud acromio-radial	Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo
Longitud acromio-radial	Correlación de Pearson	1
	Significancia bilateral	.364
	N	10
Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.364
	Significancia bilateral	.301
	N	10

Tabla 11. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 90°/seg y brazo de palanca

	Longitud acromio-radial	Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo
Longitud acromio-radial	Correlación de Pearson	1
	Significancia bilateral	.290
	N	10
Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.290
	Significancia bilateral	.416
	N	10



Tabla 12. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 180°/seg y brazo de palanca

		Longitud acromio-radial	Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo
Longitud acromio-radial	Correlación de Pearson	1	0.669 **
	Significancia bilateral		0.035 *
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.669 **	1
	Significancia bilateral	0.035 *	
	N	10	10

* Se contempló el valor de $P < 0.05$ como significativo. ** Valor de correlación de Pearson positiva.

Tabla 13. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 180°/seg y brazo de palanca

		Longitud acromio-radial	Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo
Longitud acromio-radial	Correlación de Pearson	1	0.451
	Significancia bilateral		0.191
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.451	1
	Significancia bilateral	0.191	
	N	10	10

Tabla 14. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 90°/seg y flexibilidad

		Flexibilidad de rotación medial	Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo
Flexibilidad de rotación medial	Correlación de Pearson	1	.298
	Significancia bilateral		.404
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.298	1
	Significancia bilateral	.404	
	N	10	10



Tabla 15. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 90°/seg y flexibilidad

		Flexibilidad de rotación lateral	Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo
Flexibilidad de rotación lateral	Correlación de Pearson	1	.315
	Significancia bilateral		.375
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.315	1
	Significancia bilateral	.375	
	N	10	10

Tabla 16. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 180°/seg y flexibilidad

		Flexibilidad de rotación medial	Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo
Flexibilidad de rotación medial	Correlación de Pearson	1	-0.064
	Significancia bilateral		0.860
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo	Correlación de Pearson	-0.064	1
	Significancia bilateral	0.860	
	N	10	10

Tabla 17. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 180°/seg y flexibilidad

		Flexibilidad de rotación lateral	Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo
Flexibilidad de rotación lateral	Correlación de Pearson	1	0.162
	Significancia bilateral		0.655
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.162	1
	Significancia bilateral	0.655	
	N	10	10



Tabla 18. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 90°/seg y peso

		Peso	Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo
Peso	Correlación de Pearson	1	.276
	Significancia bilateral		.220
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.276	1
	Significancia bilateral	.220	
	N	10	10

Tabla 19. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 90°/seg y peso

		Peso	Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo
Peso	Correlación de Pearson	1	.334
	Significancia bilateral		.176
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.334	1
	Significancia bilateral	.176	
	N	10	10

Tabla 20. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 180°/seg y peso

		Peso	Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo
Peso	Correlación de Pearson	1	0.437
	Significancia bilateral		0.103
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.437	1
	Significancia bilateral	0.103	
	N	10	10



Tabla 21. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 180°/seg y peso

		Peso	Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo
Peso	Correlación de Pearson	1	0.443
	Significancia bilateral		0.100
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.443	1
	Significancia bilateral	0.100	
	N	10	10

Tabla 22. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 90°/seg e IMC

		IMC	Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo
IMC	Correlación de Pearson	1	.076
	Significancia bilateral		.417
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.076	1
	Significancia bilateral	.417	
	N	10	10

Tabla 23. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 90°/seg e IMC

		IMC	Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo
IMC	Correlación de Pearson	1	.290
	Significancia bilateral		.208
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.290	1
	Significancia bilateral	.208	
	N	10	10



Tabla 24. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 180°/seg e IMC

		IMC	Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo
IMC	Correlación de Pearson	1	0.188
	Significancia bilateral		0.302
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.188	1
	Significancia bilateral	0.302	
	N	10	10

Tabla 25. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 180°/seg e IMC

		IMC	Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo
IMC	Correlación de Pearson	1	0.373
	Significancia bilateral		0.144
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.373	1
	Significancia bilateral	0.144	
	N	10	10

Tabla 26. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 90°/seg y % masa muscular

		% masa muscular	Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo
% masa muscular	Correlación de Pearson	1	.384
	Significancia bilateral		.137
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.384	1
	Significancia bilateral	.137	
	N	10	10



Tabla 27. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 90°/seg y % masa muscular

		% masa muscular	Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo
% masa muscular	Correlación de Pearson	1	.191
	Significancia bilateral		.298
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.191	1
	Significancia bilateral	.298	
	N	10	10

Tabla 28. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 180°/seg y % masa muscular

		% masa muscular	Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo
% masa muscular	Correlación de Pearson	1	0.171
	Significancia bilateral		0.319
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.171	1
	Significancia bilateral	0.319	
	N	10	10

Tabla 29. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 180°/seg y % masa muscular

		% masa muscular	Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo
% masa muscular	Correlación de Pearson	1	0.48
	Significancia bilateral		0.448
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.48	1
	Significancia bilateral	0.448	
	N	10	10



Tabla 30. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 90°/seg e índice dinamométrico

		Índice dinamométrico	Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo
Índice dinamométrico	Correlación de Pearson	1	-.473
	Significancia bilateral		.084
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo	Correlación de Pearson	-.473	1
	Significancia bilateral	.084	
	N	10	10

Tabla 31. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 90°/seg e índice dinamométrico

		Índice dinamométrico	Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo
Índice dinamométrico	Correlación de Pearson	1	-.548
	Significancia bilateral		.051
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo	Correlación de Pearson	-.548	1
	Significancia bilateral	.051	
	N	10	10

Tabla 32. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 180°/seg e índice dinamométrico

		Índice dinamométrico	Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo
Índice dinamométrico	Correlación de Pearson	1	-.283
	Significancia bilateral		.214
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo	Correlación de Pearson	-.283	1
	Significancia bilateral	.214	
	N	10	10



Tabla 33. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 180°/seg e índice dinamométrico

		Índice dinamométrico	Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo
Índice dinamométrico	Correlación de Pearson	1	-.493
	Significancia bilateral		.074
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo	Correlación de Pearson	-.493	1
	Significancia bilateral	.074	
	N	10	10

Tabla 34. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 90°/seg y fuerza isométrica de bíceps

		Fuerza isométrica de bíceps	Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo
Fuerza isométrica de bíceps	Correlación de Pearson	1	.049
	Significancia bilateral		.447
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.049	1
	Significancia bilateral	.447	
	N	10	10

Tabla 35. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 90°/seg y fuerza isométrica de bíceps

		Fuerza isométrica de bíceps	Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo
Fuerza isométrica de bíceps	Correlación de Pearson	1	.286
	Significancia bilateral		.212
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 90°/segundo	Correlación de Pearson	.286	1
	Significancia bilateral	.212	
	N	10	10



Tabla 36. Correlación entre pico de torque de rotación medial a 180°/seg y fuerza isométrica de bíceps

		Fuerza isométrica de bíceps	Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo
Fuerza isométrica de bíceps	Correlación de Pearson	1	- 0.61
	Significancia bilateral		0.434
	N	10	10
Pico de torque de rotación medial a 180°/segundo	Correlación de Pearson	- 0.61	1
	Significancia bilateral	0.434	
	N	10	10

Tabla 37. Correlación entre pico de torque de rotación lateral a 180°/seg y fuerza isométrica de bíceps

		Fuerza isométrica de bíceps	Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo
Fuerza isométrica de bíceps	Correlación de Pearson	1	0.249
	Significancia bilateral		0.244
	N	10	10
Pico de torque de rotación lateral a 180°/segundo	Correlación de Pearson	0.249	1
	Significancia bilateral	0.244	
	N	10	10



DISCUSIÓN

En referencia a la población evaluada en este estudio, que son pitchers a nivel universitario, coincide con los antecedentes reportados por Wilkin y colaboradores²⁴ en 2006 quienes evaluaron a 9 pitchers con una metodología parecida, en decúbito supino, sin embargo, su objetivo fue evaluar los cambios de fuerza que se presentan antes, durante y después de una temporada, a velocidades angulares que evalúan la fuerza de resistencia, a 300 y 450 grados por segundo, lo cual resulta difícil de comparar con este estudio, ya que la velocidad angular mayor por nuestra parte fue de 180 grados por segundo. Lo que resulta interesante evaluar con este estudio fue que la media del pico de torque fue de 50.66 N/m para la rotación medial y de 30.16 N/m para la rotación lateral, estos valores se alejan de los resultados de nuestro estudio a velocidades angulares menores, a pesar de ser una población con edades y nivel estudiantil similar, lo que sí cambia con la muestra es el peso total de los atletas, el cual en el estudio de Wilkin es cercano a los 100 kg, condición que pudiera inferir en la fuerza de manera indirecta si fuese de predominio muscular. A su vez, Dale⁴ al año siguiente también evaluó a pitchers universitarios a velocidad angular de 300 grados por segundo, pero con un protocolo CON/ECC para evaluar la fatiga, y concluyó que la mayor fuerza y fatiga en el grupo muscular estudiado se presenta durante la fase excéntrica, lo cual coincide con la curva de Hill, y señala que esta evaluación CON/ECC nos habla de una herramienta efectiva para conocer la salud intramuscular de los rotadores mediales y laterales del hombro.

Vogelpohl y colaboradores²³ también realizaron su estudio en población universitaria en 2015, y lo realizaron a la misma velocidad angular para evaluar la fuerza de resistencia que nuestro estudio, a 180 grados por segundo, lo cual permite comparaciones de datos más directas. En la medición CON/CON de su muestra fue dividida en dos, una en jugadores sanos, y otra en jugadores con antecedentes de lesiones en hombro. Para los pitchers universitarios sanos su pico de torque a la rotación medial fue de 56.14 N/m, y para la rotación lateral fue de 22.54 N/m con un índice agonista/antagonista de 0.40 %, por otro lado, en los lanzadores con lesiones de hombro, el pico de torque a la rotación medial fue 46.78 N/m, y a la rotación lateral fue de 21.58 N/m, con un índice



agonista/antagonista de 0.46 %. Resultados que se acercan más a nuestra muestra, pero aun así nuestros lanzadores presentan picos de torque menores a esa velocidad angular, lo que refleja una menor producción de fuerza a la hora de lanzar, así mismo el resultado del índice de los rotadores es muy distinto, ya que en nuestra muestra es de 0.69%, lo cual muestra un déficit de rotadores mediales, cuestión que ya está descrita como un factor de riesgo para presentar lesiones o reflejar antecedente de estas.

Con esto nos queda como referencia que los datos encontrados en nuestra muestra no son ni cerca similares a otras muestras de lanzadores universitarios.

Continuando con el análisis de los datos de nuestra muestra y comparándolos con otros estudios, los valores son parecidos a muestras de lanzadores a nivel de preparatoria.

Tal y como lo demuestran Hinton y colaboradores²¹, quienes en su muestra de 26 lanzadores de preparatoria encontraron una media de pico de torque a 90 grados por segundo para la rotación medial de 29.1 N/m y para la rotación lateral de 19.8 N/m con un índice de rotadores de 0.68 %, lo cual se asemeja bastante a los valores encontrados en nuestros evaluados, quienes, si presentan más fuerza representada en el pico de torque, pero su índice de rotadores es muy parecido con un 0.69 %. Cabe señalar que estas evaluaciones son para determinar la fuerza máxima. Por su parte Timm y colaboradores²² en 1997 también evaluaron a pitchers de preparatoria, pero con la particularidad que estos tenían como antecedente síndrome de pinzamiento de hombro, lo hicieron a distintas velocidades angulares, los datos a velocidad angular de 180 grados por segundo son parecidos a nuestra muestra, ya que ellos presentaron 33.0 N/m para la rotación medial y 24.5 N/m para la rotación lateral con un índice de rotadores de 0.74%, y nuestros lanzadores obtuvieron 29.04 N/m a la rotación medial y 18.73 N/m a la rotación lateral con un índice de 0.65% a una velocidad angular de 180 grados por segundo. Cabe señalar que la mayoría de nuestros evaluados cuentan con antecedente de alguna lesión de hombro, como la muestra de Timm.



Haciendo comparaciones de los resultados de nuestra muestra con los estudios realizados de manera reciente en Corea del Sur por parte de Chen y Gon Kim^{27,28} con población profesional nos damos cuenta de la diferencia que existe entre ambos niveles deportivos, ya que en las evaluaciones de profesionales a velocidad angular de 180 grados por segundo, los resultados de Gon Kim y colaboradores arrojan un pico de torque de rotadores mediales de 33.63 N/m y de rotadores laterales de 28.81 N/m, lo cual resulta en un índice de rotadores de 0.88 %, lo cual representa un nivel de balance intermuscular de casi 1 entre rotadores mediales y laterales, lo cual nos hace deducir que mientras este balance sea cercano a 1 ayuda a destacar en el rendimiento deportivo de esta disciplina, sin embargo, el tener estos niveles de balance en la fuerza puede no eximir a los lanzadores de presentar lesiones a largo plazo. Con las comparaciones anteriores, se puede concluir que el perfil de fuerza de nuestra muestra es distinto a lo reportado a nivel internacional, por lo que se corrobora la hipótesis alternativa.

CONCLUSIONES

La realización de este estudio aporta información del perfil de fuerza medido con isocinesia en lanzadores universitarios mexicanos, algo en lo que en el pasado no se contaba con información, su aporte beneficia para establecer un punto de partida de la medición objetiva de la fuerza máxima, fuerza de resistencia y de la salud muscular de los lanzadores, lo cual permite hacer comparaciones con población internacional y saber cómo hacer una intervención para mejorar la fuerza en esta población y así poder desarrollar programas de fortalecimiento orientados a mejorar el déficit de la rotación lateral y poder tener datos para correlacionar con otras variables distintas al brazo de palanca y la flexibilidad, como la incidencia de lesiones en la misma muestra y poder entender si estos valores de referencia representan un riesgo o no al momento de la práctica de esta disciplina deportiva de manera continua. El hallazgo de la correlación positiva entre el brazo de palanca y la fuerza de resistencia evaluada en la rotación medial a 180°/seg pudiese indicar que en lanzadores con mayor longitud acromio-radial pudieran tolerar mayor resistencia a la fatiga al momento de hacer lanzamientos repetitivos, sin embargo, esta correlación pudiera estar sesgada por la cantidad de la muestra evaluada.



BIBLIOGRAFÍA

1. Harding JL, Kelsey, Picha J, Huxel Bliven KC. Pitch Volume and Glenohumeral and Hip Motion and Strength in Youth Baseball Pitchers. *J Athl Train*. 2018;53(1):60-65. doi:10.4085/1062-6050-323-16
2. Bagordo A, Ciletti K, Kemp-Smith K, Simas V, Climstein M, Furness J. Isokinetic Dynamometry as a Tool to Predict Shoulder Injury in an Overhead Athlete Population: A Systematic Review. *Sports*. 2020;8(9):1-20. doi:10.3390/sports8090124
3. Vargas L, Charen D, Huang H-H, Poeran J, Colvin A. Analysis of common shoulder injuries in collegiate baseball players. 2021. doi:10.1080/00913847.2021.1934910
4. Dale RB, Kovalski JE, Ogletree T, Heitman RJ, Norrell PM. The Effects of Repetitive Overhead Throwing on Shoulder Rotator Isokinetic Work-Fatigue. *N Am J Sports Phys Ther*. 2007;2(2):74. /pmc/articles/PMC2953290/. Accessed October 16, 2021.
5. Berckmans K, Maenhout AG, Matthijs L, Pieters L, Castelein B, Cools AM. The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: Assessment and exercise effect. *Phys Ther Sport*. 2017;27:65-75. doi:10.1016/j.ptsp.2017.03.001
6. Perera RAE, Hernández ID, Novo JP, Carballeira RT, García AC. Evaluación y entrenamiento Isocinético en Rehabilitación Postartroscópica de rodilla de paciente con Artritis Reumatoide. *Rev Cuba Reumatol*. 2008;(11-12):10.
7. Jiménez FH, Díaz JG, Vargas J. Dinamometría isocinética. 2005;39(6).
8. Mejía Mejía N. Revisión conceptual y tipología de la coordinación motriz en el deporte. *Lect Educ Física y Deport*. 2020;25(265):112-121. doi:10.46642/EFD.V25I265.2047
9. McArdle, William. Katch F. Skeletal muscle: Structure and function. In: *Exercise Physiology*. ; 2015:1731-1733. doi:10.1213/ANE.0000000000001303
10. Margareta N. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*.; 2019.



11. Pérez-Soriano P, Llana Belloch S. *Biomecánica Básica Aplicada a La Actividad Física y El Deporte*. Vol 53.; 2015.
12. Baltzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry Applications and limitations. *Sport Med*. 1989;8(2):101-116.
13. Ellenbecker TS, George ;, Davies J. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train*. 2000;35(3). www.journalofathletictraining.org. Accessed January 5, 2023.
14. Jason E. Hsu Steven B. Lippitt, Frederick A. Matsen III AOG. *Rockwood and Matsen's The Shoulder, 5th Edition.*; 2016.
15. Kapandji AI. *Fisiología Articular*. Tomo 1. 6t. (Panamericana, ed.); 2006.
16. K. Moore, A. Dailey AA. *Moore. Anatomía Con Orientación Clínica*. 7th ed. (Kluwer W, ed.); 2013.
17. Lugo R, Kung P, Benjamin Ma C. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol*. 2008;68:16-24. doi:10.1016/j.ejrad.2008.02.051
18. Suarez Sanabria N, Osorio Patiño A. Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. *CES Med*. 2013;27(2):205-218-218.
19. Calabrese GJ. PITCHING MECHANICS, REVISITED. *Int J Sport Phys Ther J*. 2013;8(5):653.
20. Zulia U, Zulia U. Análisis descriptivo de variables cinemáticas de la acción técnica del pitcheo en béisbol. *Omnia*. 2009;15(3):44-57.
21. Hinton RY. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med*. 1988;16(3).
22. Timm KE. The Isokinetic Torque Curve of Shoulder Instability in High School Baseball Pitchers "T. *JOSPT J Orthop Sport Phys Ther* Downloaded from www.jospt.org. 1997;26. www.jospt.org. Accessed January 5, 2022.



23. Vogelpohl RE, Kollock RO. Isokinetic Rotator Cuff Functional Ratios and the Development of Shoulder Injury in Collegiate Baseball Pitchers. *Int J Athl Ther Train*. 2015;20(3):46-52. doi:10.1123/ijatt.2014-0071
24. Wilkin L, Haddock B. ISOKINETIC STRENGTH OF COLLEGIATE BASEBALL PITCHERS DURING A SEASON. 2006;20(4):829-832.
25. Chen Y. THE STUDY OF SHOULDER INTERNAL AND EXTERNAL ROTATION STRENGTH IN COLLEGE BASEBALL PLAYERS. *Nhk 技研*. 2016;151:10-17. doi:10.1145/3132847.3132886
26. Dodds FT, Knotts S-LS, Penrod MI, Scoggins WA, Conners RT. Shoulder Strength and Range of Motion Between Collegiate Pitchers and Position Players in Baseball. *Int J Exerc Sci*. 2020;13(6):123-130. <http://www.intjexersci.com>. Accessed January 5, 2022.
27. Gon Kim B, Kong S, Kil Lim S. The relationship between range of motion and muscle strength of the shoulder joint in professional baseball pitchers. *J Mens Heal*. 2021;17(3):160-166. doi:10.31083/jomh.2021.030
28. Gon Kim B, Kil Lim S, Kong S. The Relationship between Scapular Upward Rotation and Shoulder Internal and External Rotation Isokinetic Strength in Professional Baseball Pitchers. 2021. doi:10.3390/healthcare9060759
29. Manuel Moreno G. Definición y clasificación de la obesidad. *Rev Médica Clínica Las Condes*. 2012;23(2):124-128. doi:10.1016/S0716-8640(12)70288-2
30. ISAK. Normas Internacionales para la Valoración Antropométrica. *Libr Nac Aust*. 2005;2(1):77.
31. Paul W. Shoulder rotation. [Isokinetics.net](https://isokinetics.net). <https://isokinetics.net/index.php/practicle/shoulder/rotation>. Published 2016.