

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL LANZAMIENTO CON ESTÓLICA

Carlos Coros Villca ^a

Resumen

En los últimos años, la medicina basada en la evidencia ha generado la necesidad de cuantificar cualquier movimiento de manera objetiva. Hoy en día, gracias al desarrollo de la electrónica e informática, se han desarrollado nuevas técnicas sobre cómo abordar los estudios biomecánicos. Una de ellas es la fotogrametría 3D. De esta manera, el presente trabajo tiene como objetivo evaluar el gesto técnico de lanzamiento con estólica (atlatl) mediante un análisis biomecánico a través de la herramienta de Fotogrametría 3D y la aplicación bioinformática Ariel Performance Analysis System (APAS 2000 3D), a fin de inferir de esta forma Marcadores de Estrés Musculoesqueléticos implicados en él. Los resultados muestran que los sitios sometidos a mayores solicitaciones son aquellos relacionados con la aceleración del hombro, y por tanto esta articulación es la más comprometida, lo que es concordante con hallazgos similares en ciertos deportes afines y la patología vinculada a lanzamiento. Por ello, se discrepa del término «codo de atlatl» que aún es utilizado por muchos antropólogos y se sugiere ser más cautelosos a la hora de interpretar los patrones de actividad relacionados con este gesto técnico.

Palabras clave: estólica, hombro, biomecánica, cinemática, fotogrametría 3D.

Abstract

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE LAUNCH WITH ATLATL

In recent years, evidence-based medicine has generated the need to quantify any movement, objectively. Today, thanks to the development of electronics and computing, new techniques have been developed, such as approaching biomechanical studies. One of them is 3D photogrammetry. In this way, the present work aims to evaluate the technical launch gesture with atlatl, through a biomechanical analysis using the 3D Photogrammetry tool and the bioinformatics application: Ariel Performance Analysis System (APAS 2000 3D), in order to infer in this way Musculoskeletal Stress Markers involved in it. The results show that the sites subjected to the greatest stresses are those related to shoulder acceleration, and therefore this joint is the most compromised, which is consistent with similar findings in certain related sports and the pathology associated with throwing. Therefore, we disagree with the term «Elbow of Atlatl» that is still used by many anthropologists. It is suggested to be more cautious when interpreting the activity patterns related to this technical gesture.

Keywords: estólica, shoulder, biomechanics, kinematics, 3D photogrammetry.

^a <https://doi.org/0000-0002-6739-9795>

Universidad de Valparaíso, Chile. Museo Arqueológico de Los Andes. carlos.coros@uv.cl



1. INTRODUCCIÓN

La estólica, conocida también como atlatl, es un arma propulsora formada por una plataforma flexible, corta y delgada fabricada preferentemente en madera y en cuya parte superior se deposita un dardo. Tecnológicamente, esta arma es un acelerador angular de un dardo que permite prolongar el brazo de palanca y con ello aumentar la potencia infringida sobre él.

Sudamérica ha tenido un amplio uso de este propulsor, desde el periodo Paleoindio hasta el Periodo Intermedio Tardío y se encuentra documentada en variados contextos arqueológicos. En Chile central se documentan algunas estólicas encontradas en sitios como Tagua-Tagua y Quereo (Jackson *et al.* 2007), mientras que en el Norte árido de Chile se han reportado como parte del equipo de caza terrestre de la cultura Chinchorro (Arriaza y Standen 2016). Las evidencias directas más antiguas de su uso en el Norte Grande se encuentran en el sitio de Tambillo (Nuñez 1983), consistente en posibles ganchos de hueso que la remontaría a lo menos al 8.000 A. P, como se ha visto también en el sitio de Cuchipuy (Kaltwasser *et al.* 1986) y Caverna Piuquenes (Stehberg y Blanco 2002) de Chile central.

Rivera y Zlatar, sobre la base de la morfología de las estólicas encontradas en el Norte, han propuesto una caracterización de ellas en siete tipos: a) Planiformes, b) Planiformes con acanaladura en el cuerpo, c) En forma de vara, d) En forma de bastón, e) Vara con empuñadura, f) Planiforme con empuñadura, g) Vara con cruceta en el asa, lo que refleja una gran variedad de diseños en este artefacto (Rivera y Zlatar 1982).

Para algunos, esta arma es considerada como la expresión suprema de nuestra capacidad de lanzar un proyectil, ya que nos dotó de una ventaja sobre los demás depredadores y nos convirtió en el mayor depredador, puesto que las estólicas mejoran significativamente la habilidad de lanzar (Howard 1974). Su utilización requiere una técnica, habilidad y destreza, principalmente con las extremidades superiores, comparable a la desarrollada hoy en algunos deportes.

El lanzamiento, desde una perspectiva evolutiva, representa la última función del hombro humano, ya que esta habilidad ha evolucionado desde épocas tempranas y ha sido fundamental para el desarrollo de la subsistencia del hombre. En el lanzamiento hay un delicado equilibrio entre la movilidad y la estabilidad del hombro, ya que esta articulación debe ser suficientemente laxa para permitir alcanzar posiciones extremas de rotación a fin de poder imprimir velocidad a un objeto, pero, al mismo tiempo, debe permanecer estable para que la cabeza humeral se mantenga dentro de la cavidad glenoidea y así tener un punto de apoyo para la rotación; esto se denomina la «paradoja del lanzador». Por ello, se debe tener presente que el lanzamiento preciso y de alta velocidad es una habilidad exclusiva de los humanos y es lo más probable que a lo largo de la evolución proporcionó una ventaja adaptativa en nuestros antepasados, ya sea en el contexto de la caza o protección contra los depredadores. Por tanto, este gesto técnico de lanzamiento pudo ejercer una presión evolutiva en la anatomía humana al dotarla de adaptaciones que pueden hoy en día hacer difícil determinar marcadores de estrés óseo.

En cuanto a la patología observada en los lanzamientos, se ha descrito lesiones del hombro relacionadas con microdesgarros a consecuencia de la gran actividad muscular desarrollada durante las fases iniciales de preparación y las fases finales de desaceleración (Escamilla y Andrews 2009), debido a que los movimientos excéntricos —negativos— son extremadamente castigadores y porque las combinaciones de ejercicios excéntricos con movimientos balísticos fuerzan al músculo a llegar hasta su máxima posición de estiramiento a través de la resistencia negativa. Es por ello que resultan muy peligrosos los deportes asociados a lanzamientos «por sobre la cabeza», como son: lanzamiento de jabalina, sóftbol, béisbol o voleibol.

Se ha descrito además que los deportistas de lanzamiento son proclives a lesiones del hombro, tanto a nivel de los elementos articulares estabilizadores dinámicos como el *labrum* y la cápsula articular, como también la musculatura del manguito rotador, los músculos escapulotorácicos y

la porción larga del tendón del *biceps brachii*, como consecuencia de las altas fuerzas impuestas a este durante el movimiento de lanzamiento. Si bien un solo episodio traumático puede causar una lesión, son más frecuentes las lesiones por sumatoria de microtraumatismos repetitivos.

Al parecer, el movimiento de lanzar y tener que controlar su terminación es uno de los más dañinos. Por eso, en la literatura estadounidense a aquellos atletas que realizan el gesto técnico de lanzar se les denomina *overhead athlete*, y por ello en ergonomía a todo trabajo que se realiza por sobre los 90° se le adjudica un puntaje más alto de riesgo (Jouvencel 2006).

Es de destacar que las causas más frecuentes de lesiones se producen tanto en las fases iniciales como en las fases finales; se describen microdesgarros en las fases de desaceleración, pero las tendinitis de los músculos del manguito rotador (*supraespinatus*, *subescapularis*) destacan como patologías más comunes, ya que los músculos internos del manguito rotador actúan concéntricamente durante la fase de aceleración del lanzamiento y los músculos externos del manguito rotador actúan excéntricamente durante la fase de desaceleración. Como los músculos externos del manguito rotador tienen la doble tarea de desacelerar el brazo y, al mismo tiempo, mantener la estabilización dinámica de la articulación glenohumeral, la disfunción muscular por patrones de activación diferidos pueden provocar lesiones del hombro, que llegan incluso a generar una artrosis (Noffal 2003).

A su vez, la región posterosuperior de la cavidad glenoidea también se puede ver afectada por fuerzas de cizallamiento, las que contribuyen a causar lesiones como desgaste del *labrum* y desgarros del lado articular del manguito rotador que comprometen la unión de los tendones del *supraespinatum* y el *infraespinatum*. Junto a lo anterior, se ha observado que la fatiga de los músculos *subescapularis*, *latissimus dorsi*, *teres major* y *pectoralis major*, que forman parte de la pared anterior de la articulación glenohumeral, pueden favorecer un aumento de la traslación glenohumeral, lo que podría desencadenar el llamado «Fenómeno de Interferencia Interna» con la subsecuente lesión crónica del manguito rotador (Andrews y Dugas 2001). Se ha documentado además que el desplazamiento del centro de rotación glenohumeral puede provocar cuadros patológicos similares a aquellos asociados a microinestabilidad con lesiones concomitantes a muchas de las estructuras circundantes (Kuhn *et al.* 2003; Fitzpatrick *et al.* 2005). Se agrega que, al comenzar la desaceleración, se produce una intensa contracción del *biceps brachii* con el fin de absorber la energía cinética sobrante, lo cual puede ocasionar un desgarro de la inserción de la porción larga como a nivel del *labrum* (Snyder *et al.* 1990; Burkhart y Morgan 1998). Cabe agregar a lo anterior que la mayoría de los lanzadores desarrollan en la región posterosuperior desgarros del lado articular del manguito rotador, en la unión de las inserciones tendinosas del *infraespinatum* y el *supraespinatum* (Miniaci *et al.* 2002; Burkhart *et al.* 2003). También se ha descrito desgarro de las fibras superiores del tendón del *subescapularis*, que puede causar desestabilización sutil del tendón bicipital en la parte proximal del surco, lo que provoca síntomas mecánicos como chasquido o bloqueo de la articulación (Braun *et al.* 2009).

También se ha descrito la lesión de *Bankart* o despegamiento del Ligamento Glenohumeral Inferior (LGHI) de la escápula, provocada por la tensión de la cápsula anterior del hombro, la cual puede producir un arrancamiento del rodete glenoideo anterior (Burkhart y Morgan 1998; Burkhart *et al.* 2003). Otro trastorno biomecánico asociado al lanzamiento que se ha reportado es el «Choque subacromial» o «Choque de salida o Choque externo», el cual se debe a la compresión del manguito rotador entre el arco acromio-coracoideo y la cabeza humeral con una pérdida de la rotación interna (Tibone *et al.* 1994; Braun *et al.* 2009). Investigaciones han indicado que la causa más probable del choque interno es la fatiga de los músculos de la cintura escapular secundaria al lanzamiento excesivo. Otras comunicaciones señalan que, durante la fase de aceleración del lanzamiento, el húmero debe estar alineado con el plano de la escápula, de lo contrario el húmero es arrastrado fuera del plano escapular a medida que los músculos de la cintura escapular se fatigan.

Esto se ha denominado hiperangulación o abertura y puede tensionar la cara anterior de la cápsula (Braun *et al.* 2009).

En cuanto a la articulación de codo, se ha reportado que esta región está sometida a enormes tensiones en valgo durante el gesto técnico de lanzamiento, lo cual predispone a un riesgo considerable de lesiones que afectan principalmente a las estructuras del codo medial. Una de ellas, y quizá la más conspicua, es la lesión a nivel del Ligamento Ulnar Colateral (LUC), el cual es esencial para la estabilidad en valgo del codo y juega un papel importante en la mayoría de los deportes de lanzamiento.

Un estudio en lanzadores de béisbol demostró una asociación significativa entre la velocidad y dicha lesión (Bushnell *et al.* 2010). En la fase de aceleración de un lanzamiento el antebrazo se queda detrás de la parte superior del brazo y genera tensión en valgo, mientras que el codo depende principalmente de la banda anterior del LUC para su estabilidad; en esta fase de aceleración, la tensión en valgo puede exceder en forma significativa, lo que da origen a la epicondilitis medial y ocasionalmente a microdesgarros musculares o ruptura aguda (Chen *et al.* 2001; Grana *et al.* 2007). Junto a lo anterior, se ha observado en los jugadores de béisbol que la laxitud medial del codo y el valgus del codo se encuentra aumentado en el miembro con que se lanza (Sasaki 2002).

Se sabe que los patrones de movimiento están asociados a cadenas cinéticas secuenciales, las cuales comienzan con la movilización del segmento más proximal hasta el más distal, conocido como Principio de la coordinación de impulsos parciales. Así, la orientación relativa de la cadena cinética al comienzo de la fase de lanzamiento determina la efectividad de la transmisión de energía, de manera que al imprimir una gran energía inicial (Principio de la fuerza inicial) todas las partes del cuerpo empleadas como agentes de aceleración llegan a su máxima velocidad en el mismo momento (Principio del recorrido óptimo de la aceleración). De esta forma, los vectores de velocidad de los centros de gravedad de todas las partes de la cadena cinética señalan la misma dirección en ese momento.

En síntesis, son tres los factores que determinan la eficiencia de este modelo de cadena cinética:

a) La participación de los segmentos en una secuencia temporal, donde se requiere de una secuencia temporal segmentaria para la transferencia del impulso angular desde el segmento más proximal hasta el más distal.

b) La posición que adoptan los segmentos en el espacio, ya que cuando un segmento incrementa su distancia con respecto al eje de giro también se incrementa la posibilidad de aumentar su velocidad tangencial.

c) Los momentos de contracción muscular, puesto que la musculatura se ve favorecida como consecuencia del preestiramiento muscular debido al retroceso de los segmentos más distales al acelerarse los más proximales.

Por todo lo anterior, un análisis biomecánico de la ejecución de lanzamiento con estófica permitirá aportar evidencia del comportamiento de los segmentos de la extremidad superior, su musculatura y articulaciones, de tal manera que permita inferir, a partir de dicho análisis, probables marcadores de estrés óseo (MOE), principalmente marcadores músculos esqueléticos (MEM). De esta forma, los parámetros biomecánicos de cinemática rotatoria como el desplazamiento angular, la velocidad angular y aceleración en las articulaciones permiten visualizar aquellas articulaciones que están expuestas a mayores sollicitaciones e inferir, mediante una correlación con datos biomecánicos y electromiográficos, la musculatura implicada en dicha sollicitación y por tanto comprometidas en el gesto técnico.

Lo anterior se traduce en evidencia fundamental a la hora de hacer interpretaciones de MEM en colecciones óseas prehispánicas. Se entiende como MEM a cambios producidos en los sitios de inserción de músculos y ligamentos en el hueso producto de una remodelación ósea debido a las múltiples sollicitaciones a las que está expuesto durante una determinada y habitual actividad (Hawkey y Merbs 1995; Munson 1997; Churchill y Morris 1998; Hawkey 1998; Peterson y

Bronzino 1998; Steen y Lane 1998; Weiss 2003; Al-Oumaoui *et al.* 2004; Eshed *et al.* 2004; Molnar 2006). Debe tenerse presente que el uso de los MEM para los análisis de los patrones de actividad se realiza bajo la presunción de que el grado y el tipo de marcador está relacionado directamente con la cantidad y la duración de la tensión soportada habitualmente sobre un músculo específico (Hawkey 1998). Sin embargo, existen otros factores como el sexo, la edad, niveles hormonales y factores genéticos que pueden afectar el tamaño y la morfología de los MEM (Wilczak 1998; López-Bueis 1999; Estévez 2000; Niño 2005; Rodríguez y Mendoca 2005).

En los últimos años, las ciencias bioantropológicas han generado la necesidad de analizar en forma más precisa cualquier tipo de evidencia que permita reconstruir los estilos de vida del pasado; hoy en día, gracias al desarrollo de la electrónica e informática, se han desarrollado nuevas técnicas para abordar estudios biomecánicos de gestos técnicos del pasado. Una de estas técnicas es la fotogrametría métrica, definida por la Sociedad Americana de Fotogrametría como el arte, ciencia y tecnología de obtener información confiable acerca de los objetos físicos y del medio ambiente a partir de procesos de grabación, medición e interpretación de imágenes fotográficas y patrones de registro de energía electromagnética radiante (Wolf 1983). Esta se basa en el empleo de mediciones precisas, desde fotografías y otros sistemas, para localizar puntos o marcadores específicos. La interpretativa usa el análisis sistemático para reconocer e identificar objetos. Los sistemas automatizados de análisis de movimiento emplean ambos sistemas para el reconocimiento y seguimiento de los marcadores, así como también su reconstrucción tridimensional (Allard *et al.* 1995). Así, mediante este conjunto de técnicas de análisis es posible obtener información fiable sobre posturas, dimensiones y actitudes de un individuo.

Actualmente, una serie de programas bioinformáticos se han implementado para el análisis y proceso de digitalización de las imágenes, entre los que figuran: *Vicon Workstation*® 4.1, *Kinescan-IBV*® 8.3, *Equilvar*® 1.0 y *APAS*® 2010 3D (*Ariel Performance Analysis System*). Este último es el propuesto para este trabajo debido a su mayor precisión y fiabilidad.

De esta forma, el propósito de trabajo consiste en describir los patrones de cinética y cinemática utilizados durante el lanzamiento con estólica a través de un análisis cinemático mediante la fotogrametría, a fin de encontrar evidencia que permita relacionar el acto técnico de lanzamiento con estólica con MOE.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio fue dividido en tres etapas: la primera de ellas estuvo orientada a la confección de las réplicas de los propulsores (estólica) y dardos. Durante la segunda etapa se procedió a la captación de imágenes del gesto técnico y relevamiento de los datos. Finalmente, una tercera etapa fue destinada para el análisis e interpretación de los datos. La técnica instrumental utilizada fue la Fotogrametría 3D, para lo cual se utilizaron dos cámaras de 16 milímetros de alta velocidad modelo *Panasonic*® *AG-HMC150 Professional 3-CCD HD AVCCAM Camcorder*, que permite grabaciones en alta definición de hasta 21 Mbps y velocidad de 120 fotogramas por segundo (fps) en un formato AVCHD. Al considerar las altas velocidades alcanzadas en los puntos anatómicos correspondientes al miembro superior, y la corta duración del lanzamiento, se decidió utilizar una frecuencia de filmación de 120 fotogramas por segundo.

Finalmente, se analizaron los parámetros biomecánicos de cinemática rotatoria, como desplazamiento angular, medidos en radianes; la velocidad angular, medida en radián por segundo; y aceleración angular, medida en radianes por segundo al cuadrado, de los segmentos del miembro superior marcados (cadera, hombro, codo, muñeca, y mano) y del extremo distal del propulsor.



Figura 1. Réplica de estólica y dardos (fuente: Carlos Coros).

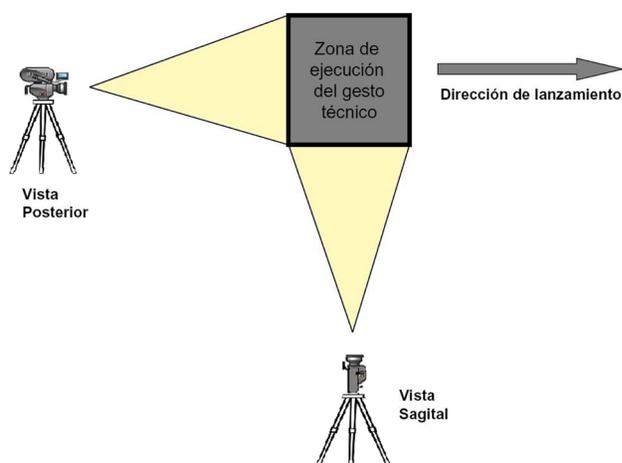


Figura 2. Disposición de las cámaras (fuente: Carlos Coros).

2.1. Réplicas

Las réplicas de estólica (ocho en total) y dardos fueron confeccionadas en madera nativa a partir de una pieza arqueológica procedente de la costa norte de Chile, de 58 centímetros de longitud y 85 gramos de peso, mientras que los dardos se elaboraron de diferentes longitudes (80, 100 y 160 centímetros) de acuerdo con datos etnohistóricos (Fig. 1).

2.2. Participantes

Un total de ocho jóvenes estudiantes universitarios, cuyas edades fluctuaban entre los 18 y 25 años, constituían los participantes, todos ellos masculinos y deportistas amateurs (dos lanzadores de jabalina, un lanzador de bala, tres jugadores de voleibol y dos jugadores de tenis). Los cuales en forma previa recibieron una inducción del uso de la estólica por un par de semanas a fin de lograr una familiarización con el dispositivo y su gesto técnico.

2.3. Procedimiento

Ambas cámaras fueron fijadas sobre trípodes a una distancia de cinco metros de la zona de ejecución del gesto: una cámara orientada sagitalmente al gesto técnico y otra cámara localizada en un plano posterior (Fig. 2). Estas cámaras fueron calibradas con un punto de referencia, para lo cual



Figura 3. Cubo de calibración para los marcadores (fuente: Carlos Coros).

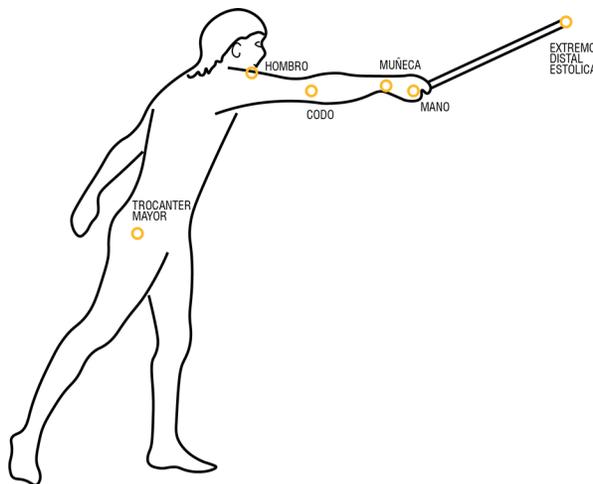


Figura 4. Ubicación de los marcadores utilizados en el análisis (dibujo: Carlos Coros).

se confeccionó un cubo de calibración de PVC (Policloruro de Vinilo) de 2 por 2 metros, con un punto fijo en el suelo como punto de referencia para el programa APAS (Fig. 3). Ambas cámaras no se movieron hasta finalizar toda la filmación.

Antes de iniciar los lanzamientos se procedió a vestir a los jóvenes lanzadores con ropa de color negro a fin de contrastar los marcadores esféricos, los cuales fueron confeccionados con poliestireno expandido, dispuestos según un modelo preestablecido por De Leva (1996) en los siguientes puntos anatómicos: cadera, hombro, codo, muñeca, mano y extremo distal de la estólica (Fig. 4). Posteriormente, se retiró el cubo de calibración para dejar así marcada la zona para la ejecución del gesto técnico. Estos se realizaron en cuatro sets de filmación, cada uno con dos series de 12 lanzamientos. Cabe destacar que la captura de imágenes se realizó en dos fechas: año 2009, con cuatro lanzadores y que dio origen a una tesis de pregrado (Coros 2009) y en el año 2011, donde se incorporaron cuatro lanzadores.

Las imágenes obtenidas tras la filmación fueron previamente pasadas de formato AVCHD a Mpeg, y de este a Avi NTSC. A continuación, en el Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Kinesología de la Pontificia Universidad Católica de Valparaíso (PUCV) se realizó

el procesamiento de las imágenes, el cual consistió en la visualización de las secuencias previamente grabadas y en la elección de aquellos lanzamientos mejores ejecutados técnicamente. Luego se llevó a cabo el proceso de digitalización, el cual se realizó de forma manual, fotograma a fotograma y luego automáticamente por medio de la aplicación del software APAS (*Ariel Performance Analysis System*), versión APAS 2010 (v13.1.0.5).

Por medio de la misma aplicación se calcularon las coordenadas 3D que definen los vértices del sistema de referencia, y para ello se utilizó el algoritmo de optimización conocido con el nombre de Transformación Lineal Directa (DLT por sus siglas en inglés). Una vez obtenidas las imágenes digitalizadas se emplearon funciones *splines* de orden 5, como técnica de suavizado y de filtrado.

Finalmente, fueron analizados parámetros biomecánicos como el desplazamiento angular, la velocidad angular y aceleración angular de los diversos segmentos que conforman el miembro superior, como de la estólita.

3. RESULTADOS

Resulta interesante observar que, si bien existe un patrón común en este gesto técnico, también se pudo apreciar que a pesar de haber trabajado con solo ocho jóvenes (varones) cada lanzador tiene sus propias características de lanzamiento, al desarrollar su propio modelo del gesto técnico. Dicha variabilidad en las acciones técnicas también ha sido observada en deportistas profesionales (López y Navarro 2006), situación que debe estar vinculada en parte al carácter que cada individuo posee como a vicios posturales generados en el desarrollo de otras disciplinas. De esta forma, el análisis arrojó una gráfica de la trayectoria de los marcadores (Fig. 5) cuyos parámetros cinemáticos de desplazamiento angular, velocidad angular y aceleración angular permitió distinguir, describir, analizar y evaluar los movimientos que desarrolla la extremidad superior durante dicho gesto técnico. De esta forma, se observó que se distinguen tres etapas en la cinemática del lanzamiento, cada una con las siguientes fases (Fig. 6) y tiempos (Tabla 1).

3.1. I Etapa: posición inicial

Esta etapa, que se inicia desde que comienza el lanzamiento propiamente como tal, se ha descompuesto en tres fases. Esta etapa tiene una duración media de 0.97 segundos, con un desplazamiento angular mínimo en hombro y codo.

Fase 1 (F1): preparación inicial (*cocking inicial*). Empieza esta fase en el tiempo cero y se prolonga hasta los 0.20 segundos, el lanzador mantiene una posición inicial caracterizada por conservar el cuerpo en un momento de estabilidad (fase tónica) con el centro de gravedad en equilibrio, sin variación en la velocidad y aceleración. En el instante en que el lanzador inicia el gesto técnico el brazo entra en abducción en valores de alrededor de 60° y flexión horizontal, en forma simultánea la abducción continúa hasta alcanzar unos 90°, mientras que el brazo se desplaza hacia la extensión horizontal con el codo en flexión en 90°.

Fase 2 (F2): preparación final (*cocking final*). Esta fase comienza como promedio a los 0.20 segundos y se extiende hasta unos 0.83 segundos, por lo que abarca un tiempo de 0.64 segundos. Aquí la velocidad aumenta en forma suave y gradual hasta los 0.43 segundos y alcanza, en este punto, los 97 grados por segundo, tanto en la articulación de hombro como de codo, con una leve aceleración en codo. En este punto el brazo alcanza una abducción de 90°, momento en que se activan los rotadores externos, la extensión horizontal alcanza su rango máximo y el codo continúa en flexión de 90°. En forma simultánea se estabiliza en forma isotónica el hombro y la escápula, la cual, por acción del pars superior del *trapezius*, bascula a fin de proyectar la glenoides hacia arriba; por su parte, los flexores de mano comienzan su contracción isométrica en posición intermedia.

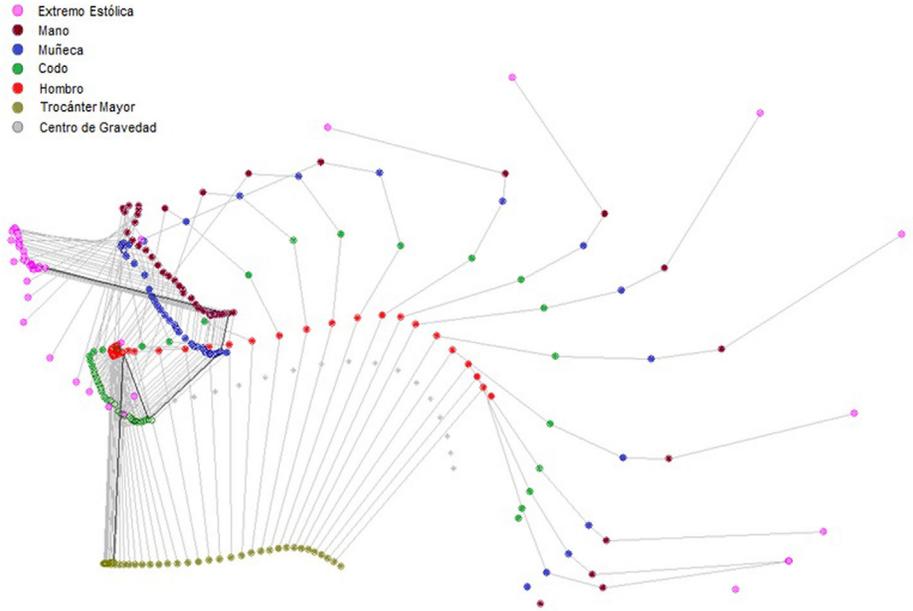


Figura 5. Trayectoria de los marcadores durante el gesto técnico (fuente: Carlos Coros).

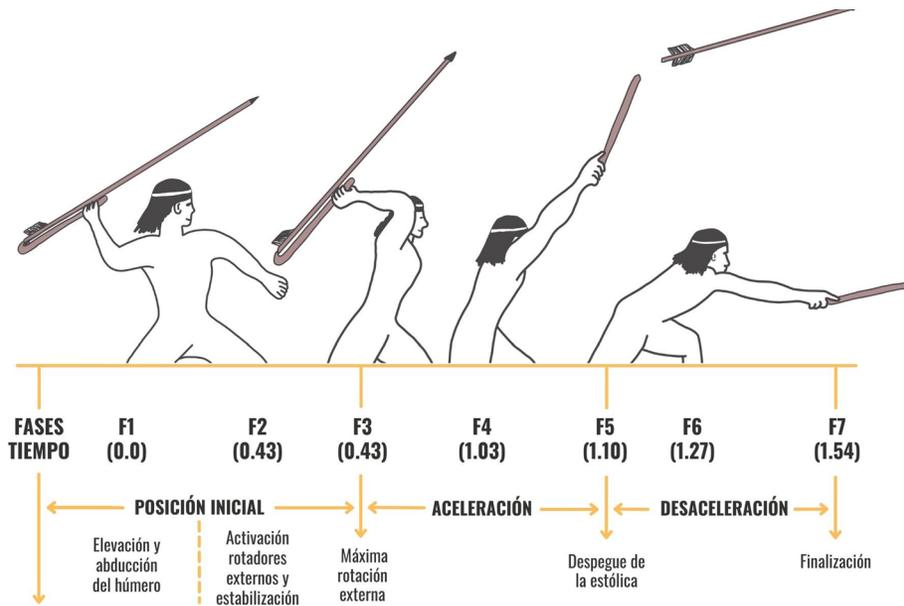


Figura 6. Distintas etapas del gesto técnico, con sus fases y tiempo (fuente: Carlos Coros).

Etapas	Fases	Tiempo promedio en cada etapa	σ	Tiempo promedio en cada fase	σ
Posición inicial	1	0.96	0.03	0.20	0.02
	2			0.64	0.04
	3			0.12	0.02
Aceleración	4	0.31	0.03	0.14	0.03
	5			0.17	0.04
Desaceleración	6	0.33	0.02	0.13	0.03
	7			0.2	0.03
Tiempo total		1.60	0.03	1.60	0.03

Tabla 1. Tiempos promedio de cada etapa y fase del gesto técnico (fuente: Carlos Coros).

Fase 3 (F3). Esta fase comienza alrededor de los 0.83 segundos, donde la velocidad empieza a disminuir al igual que la aceleración, hasta llegar a los 0.96 segundos, lo que da paso a la siguiente etapa de aceleración. Durante esta fase, que dura 0.12 segundos, el brazo alcanza la máxima rotación externa y de contracción isotónica concéntrica, momento en que la velocidad se detiene y pasa a isotónica excéntrica, en extensión horizontal, de tal forma que el manguito de los rotadores se coloca en rotación posterior y los músculos *infraespinatus* y *teres minor* actúan como frenos. En esta situación, los elementos estabilizadores del hombro tienen que luchar contra una subluxación anterior de la cabeza humeral y la compresión de la porción posterosuperior del rodete por el manguito de los rotadores. Para evitarlo, la escápula bascula por acción del músculo *serratus*, que la fija a la pared torácica. Además, la acción del *infraespinatus*, *teres minor* y el *subescapularis* controla la subluxación anterior de la cabeza humeral. En esta fase, el codo se ha mantenido en flexión en 90° por contracción isométrica del *biceps brachii* y elongación estabilizadora del *triceps brachii*, por lo que acumula una gran cantidad de energía cinética. La mano continúa acomodada en posición intermedia y activa al máximo los músculos flexores profundos y superficiales, en especial los interóseos y los de la eminencia tenar, los cuales se contraen en forma isométrica a fin de proporcionar una buena presión palmar a la estófica, para luego relajarse y mantenerse en una contracción excéntrica.

3.2. II Etapa Aceleración

Esta etapa se ha descompuesto en dos fases (F4 y F5) y tiene un tiempo medio de duración de 0.31 segundos (Figs. 7 y 8; Tablas 3 y 4). En ella se observa un mayor desplazamiento angular, el cual es más acentuado a nivel de codo (Tabla 2), y la aceleración alcanza sus niveles máximos de 36.094.418 grados por segundos cuadrados en el hombro, de 39.840.582 grados por segundos cuadrados en el codo, para finalmente, expulsar el dardo con una aceleración angular de 43.534.629 grados por segundos cuadrados.

Fase 4 (F4). Esta etapa comienza a los 0.96 segundos, la cual se caracteriza porque se imprime una gran velocidad a un objeto tan liviano como lo son los dardos (40 a 60 grados); por tanto, es la parte más explosiva del lanzamiento. En esta primera fase de la aceleración, que se extiende hasta los 1.10 segundos, el desplazamiento angular comienza en el hombro, donde el brazo parte desde una rotación externa máxima, para luego acelerar mediante el desarrollo de una rápida rotación interna de 100° en menos de 0.05 segundos (Fig. 8). Se logra así aumentar en forma exponencial la velocidad alcanzada en el tiempo 1.10 segundos, de los 1015 a los 1562 grados por segundos.

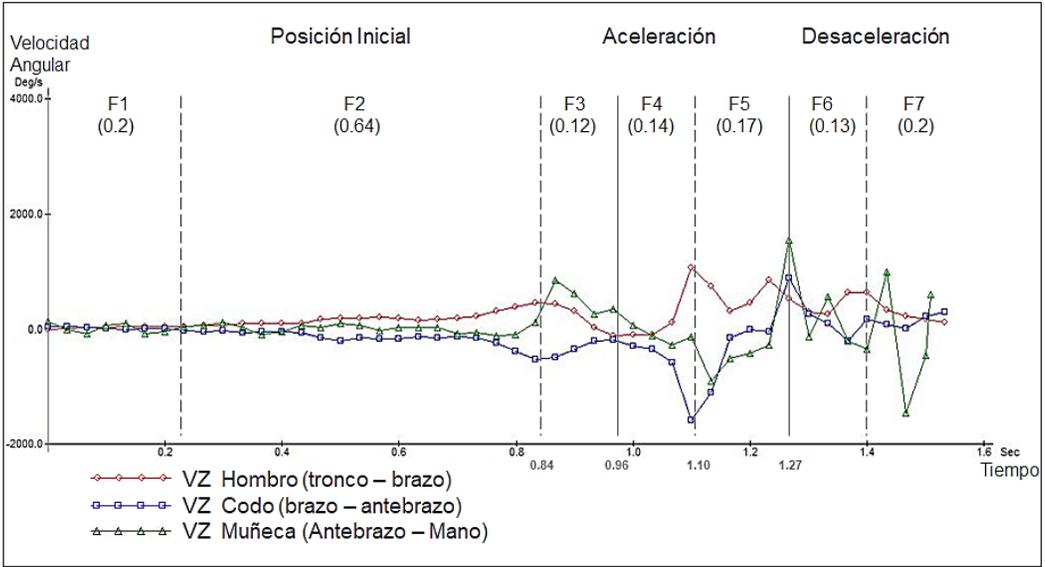


Figura 7. Gráfico de la velocidad angular en etapas y fases (fuente: Carlos Coros).

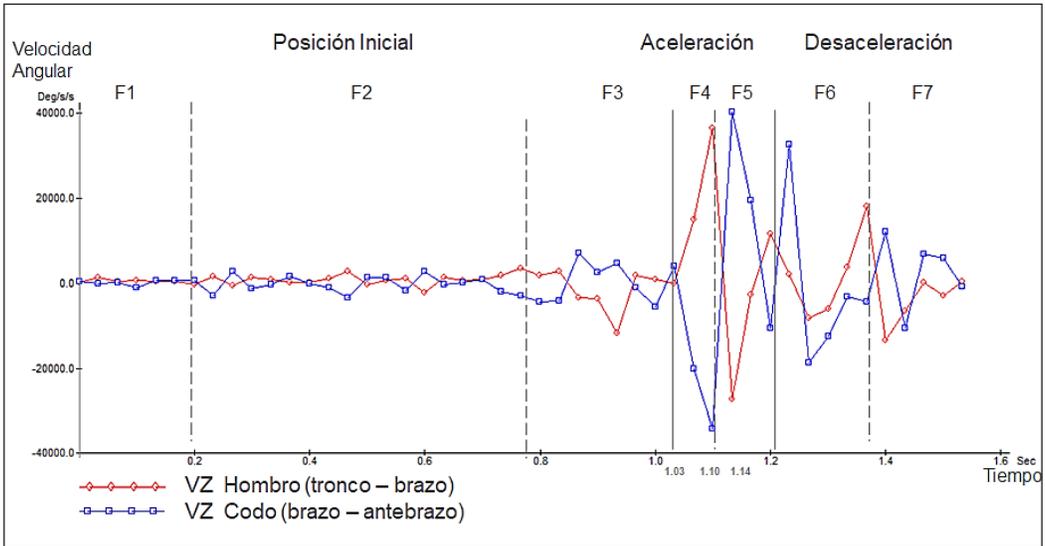


Figura 8. Gráfico de la aceleración angular en etapas y fases (fuente: Carlos Coros).

Etapas	Fases	Tiempo [seg]	Tronco - brazo [cm]	Brazo-antebrazo [cm]	Antebrazo-mano [cm]	Mano-estólica [cm]
Posición inicial	F1	0.000	337.175	67.462	141.974	92.971
		0.033	336.212	68.282	144.155	92.172
		0.067	336.100	68.880	140.917	95.152
		0.100	336.293	69.096	139.669	96.129
		0.133	336.797	68.397	142.567	93.632
		0.167	337.580	67.779	142.581	94.042
	F2	0.200	338.449	67.554	138.588	98.025
		0.234	339.092	67.008	139.019	97.377
		0.267	340.451	64.600	139.573	98.077
		0.300	341.667	63.202	142.392	95.387
		0.334	343.667	61.076	144.534	93.332
		0.367	346.264	58.450	142.772	95.063
		0.400	348.894	56.573	138.997	98.651
		0.434	351.518	54.382	139.036	98.620
		0.467	355.214	50.386	140.406	97.962
		0.501	360.877	43.390	140.774	99.060
		0.534	366.497	36.745	144.651	95.751
		0.567	372.349	30.924	142.928	97.091
		0.601	378.473	24.249	143.321	97.534
		0.634	383.068	18.915	142.808	99.998
0.667	387.956	13.654	143.888	100.897		
0.701	393.362	8.290	142.417	103.248		
0.734	399.578	3.011	138.627	105.687		
0.767	407.699	-4.302	136.021	106.068		
0.801	418.824	-15.256	130.586	110.803		
F3	0.834	432.256	-31.069	130.287	109.443	
	0.868	447.155	-49.656	143.251	88.123	
	0.901	459.202	-63.763	174.656	46.771	
	0.934	465.147	-73.856	184.408	32.106	
F4	0.968	461.645	-80.524	195.346	20.394	
	1.001	457.467	-88.852	202.382	6.168	
	1.034	453.834	-101.064	198.805	8.265	
	1.068	452.255	-114.798	194.083	19.288	
Aceleración	F5	1.101	468.929	-149.624	183.506	38.708
		1.134	504.816	-202.172	172.028	69.242
		1.168	519.441	-221.781	144.833	104.419
		1.201	530.206	-222.267	129.218	124.558
		1.235	552.021	-227.508	116.289	147.134
Desaceleración	F6	1.268	575.044	-208.918	157.081	98.694
		1.301	588.080	-191.140	151.243	112.100
		1.335	595.912	-186.506	166.306	149.072
		1.368	608.671	-188.839	170.867	155.615
	F7	1.401	632.325	-192.142	156.375	165.183
		1.435	647.273	-186.371	171.124	137.645
		1.468	655.247	-187.063	162.481	135.596
		1.502	661.423	-183.721	126.751	156.613

Tabla 2. Desplazamiento angular

Etapas	Fases	Tiempo [seg]	Tronco-brazo [cm]	Brazo-antebrazo [cm]	Antebrazo-mano [cm]	Mano-estólica [cm]
Posición inicial	F1	0.000	-34.436	25.978	108.641	-55.069
		0.033	-16.520	21.641	-24.189	40.332
		0.067	3.529	15.006	-105.905	89.154
		0.100	9.881	-8.447	44.349	-41.268
		0.133	19.632	-24.517	77.282	-61.417
		0.167	27.287	-12.253	-92.289	10.047
	F2	0.200	19.659	-1.828	-64.420	52.560
		0.234	30.239	-50.109	28.296	-9.079
		0.267	39.209	-62.233	42.656	-15.504
		0.300	44.443	-44.030	99.123	-101.742
		0.334	72.161	-78.742	9.996	-7.009
		0.367	80.273	-68.044	-108.525	104.111
		0.400	76.800	-54.227	-68.751	63.862
		0.434	85.986	-81.946	46.819	-38.836
		0.467	144.593	-171.304	7.114	30.433
		0.501	177.453	-221.338	84.436	-46.505
		0.534	165.807	-176.252	36.807	-42.402
		0.567	186.548	-189.571	-40.844	40.788
		0.601	162.045	-186.104	6.430	40.228
		0.634	133.394	-150.518	6.281	57.852
0.667	155.351	-162.651	15.972	33.797		
0.701	170.850	-154.410	-103.299	97.227		
0.734	207.126	-177.546	-83.081	15.989		
0.767	288.477	-266.175	-131.929	83.965		
0.801	369.590	-399.330	-117.305	111.598		
F3	0.834	439.839	-546.340	104.138	-244.202	
	0.868	419.221	-505.579	835.867	-1156.279	
	0.901	300.973	-364.807	605.592	-847.407	
	0.934	8.220	-226.799	239.972	-276.072	
F4	0.968	-142.622	-204.842	332.263	-455.975	
	1.001	-113.076	-319.021	32.357	-228.212	
	1.034	-109.349	-360.294	-131.362	241.661	
	1.068	96.416	-595.163	-290.408	487.179	
Aceleración	F5	1.101	1047.052	-1,595.238	-158.596	612.854
		1.134	723.721	-1,115.622	-919.162	1393.217
		1.168	286.913	-169.777	-529.550	642.610
		1.201	435.091	-27.334	-433.422	649.793
		1.235	826.367	-66.270	-300.725	474.119
Desaceleración	F6	1.268	507.981	869.235	1521.107	-1870.416
		1.301	283.955	248.052	-144.240	1238.691
		1.335	237.929	82.565	550.204	386.504
		1.368	610.943	-231.127	-231.556	260.623
	F7	1.401	623.009	147.835	-366.378	60.690
		1.435	310.800	70.191	979.359	-1339.183
		1.468	204.830	-14.323	-1469.538	1087.032
		1.502	148.188	209.795	-474.651	78.787

Tabla 3. Velocidad angular (fuente: Carlos Coros).

Etapas	Fases	Tiempo [seg]	Tronco-brazo [cm]	Brazo-antebrazo [cm]	Antebrazo-mano [cm]	Mano-estólica [cm]
Posición inicial	F1	0.000	-62.242	10.941	130.133	-85.233
		0.033	1157.860	-269.046	-8164.427	5853.940
		0.067	28.733	-123.485	3296.972	-2941.127
		0.100	353.993	-1280.657	5686.667	-4866.344
		0.133	230.310	338.685	-3671.673	3583.531
		0.167	232.623	376.561	-6537.255	6188.512
	F2	0.200	-697.735	278.066	8312.310	-9210.259
		0.234	1346.035	-3196.239	-2847.792	5624.594
		0.267	-812.633	2558.143	3978.516	-6373.602
		0.300	1120.015	-1457.877	-900.764	1510.886
		0.334	532.353	-626.844	-4299.435	4034.016
		0.367	-41.772	1282.710	-3110.503	2924.841
		0.400	-145.626	-470.648	5669.218	-5516.278
		0.434	852.641	-1355.390	1348.866	-725.307
		0.467	2428.012	-3762.647	-3777.401	4913.614
		0.501	-667.041	999.744	8641.095	-9778.798
		0.534	467.242	1149.976	-11256.210	9841.875
		0.567	754.404	-1912.948	6630.531	-4906.634
		0.601	-2571.072	2494.957	-3824.717	4896.030
		0.634	1029.027	-548.116	4039.001	-4062.279
		0.667	270.360	-152.024	-3542.548	2673.773
		0.701	651.897	650.290	-3425.096	912.023
		0.734	1629.431	-2149.679	3946.594	-5026.148
		0.767	3193.751	-3095.327	-6761.677	8975.340
	F3	0.801	1632.800	-4682.326	7151.602	-7081.803
		0.834	2392.293	-4322.043	7954.510	-16242.438
		0.868	-3630.442	6795.672	36038.605	-37213.895
0.901		-3954.162	2299.454	-37792.637	42755.035	
0.934		-12134.212	4398.584	10518.394	-2666.143	
F4		0.968	1464.740	-1372.543	-4472.034	-8304.536
	1.001	488.512	-5768.433	-14425.028	22602.393	
	1.034	-390.508	3675.851	7353.550	2338.387	
	1.068	14.583	-20368.156	-16941.369	13872.945	
Aceleración	F5	1.101	36094.418	-34490.137	16260.146	2213.343
		1.134	-27560.146	39830.582	-39319.125	19243.752
		1.168	-2908.309	19158.373	9457.240	-9552.800
		1.201	11230.816	-10722.813	1452.952	8590.965
		1.235	1668.139	32293.348	17851.256	-43534.629
Desaceleración	F6	1.268	-8465.166	-18922.172	-289288.781	312796.281
		1.301	-6366.968	-12772.724	61257.996	19432.389
		1.335	3333.341	-3427.445	-22379.236	-48891.285
		1.368	17838.932	-4663.067	-22190.469	9807.900
F7	1.401	-13717.971	11812.408	32797.051	-39902.555	
	1.435	-6821.065	-10935.425	-30654.502	38351.949	
	1.468	-38.840	6629.128	-36753.711	27293.184	
	1.502	-3138.040	5659.093	39243.406	-30252.760	

Tabla 4. Aceleración angular

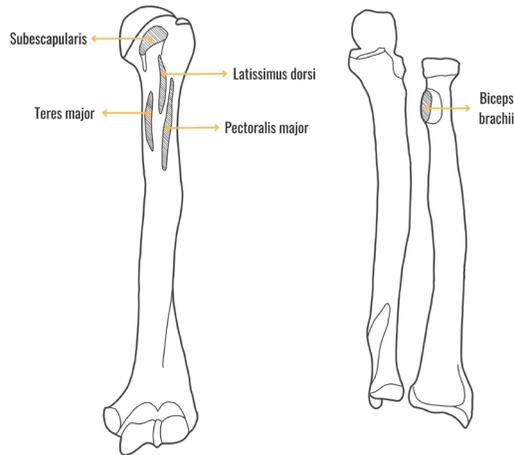


Figura 9. Inserción de los principales músculos implicados en la aceleración del hombro (fuente: Carlos Coros).

De esta forma, la aceleración llega en el hombro a valores por sobre los 36.094 grados por segundos cuadrados, para luego comenzar a caer hasta los 117 segundos (Fig. 7).

En esta fase intervienen los músculos *latissimus dorsi* y el *subscapularis*, este último actúa como eje del hombro en rotación interna y es el que controla el centraje de la cabeza humeral en la glenoides. El hombro en forma simultánea desarrolla un movimiento de flexión horizontal, mientras que el codo aumenta algunos grados de flexión, a fin de producir una elongación del *triceps brachii*, lo que permite, de esta forma, acelerar el hombro. Por tanto, son los músculos rotadores internos del hombro los principales agonistas de esta acción, que se contraen en forma isotónica concéntrica y liberan la mayor cantidad de energía cinética hasta que comienza la extensión del codo.

Fase 5 (F5). Esta fase comienza a los 1.10 segundos, momento en que el hombro alcanza su máxima velocidad y el codo en forma coordinada comienza su aceleración, que se prolonga hasta los 1.27 segundos. Durante esta fase, que transcurre en 0.17 segundos, la energía cinética del hombro es traspasada en forma coordinada al codo, el cual se acelera hasta los 39.831 grados por segundos cuadrados, mediante una contracción violenta isotónica concéntrica del músculo agonista *triceps brachii*, lo que logra, de esta forma, la máxima extensión de la extremidad superior y libera el dardo. Al liberarse este, el hombro está en una posición de 90° a 100° de abducción, en flexión anterior. A los 1.23 segundos se incorpora en forma coordinada la mano, la cual se acelera y ejerce un movimiento balístico de aducción máxima; a los 1.27 segundos alcanza la velocidad de 1418 grados por segundos cuadrados, para finalmente desarrollar una velocidad final de 1521 grados por segundos cuadrados.

3.3. III Etapa: desaceleración

Esta última etapa se ha descompuesto en dos fases (F6 y F7) y tiene un tiempo total de duración de 0.33 segundos (Fig. 9; Tablas 3 y 4). Se observa en esta que el desplazamiento angular, tanto a nivel de hombro como en codo, es más estable; no así la aceleración, donde el primer frenado cae a valores de 3333.341 grados por segundos cuadrados en el hombro y de 3427.445 grados por segundos cuadrados en el codo (Tabla 1), lo que visualiza el esfuerzo al que están sometidos los músculos estabilizadores.

Fase 6: (F6). Si bien esta fase se ha ubicado en el tiempo 1.27 segundos, esta comienza mucho antes con el hombro, en el mismo momento en que el codo acelera, cuando han transcurrido solo unos 0.067 segundos. Aquí el hombro desciende bruscamente su velocidad de 508 grados por

segundos a 230 grados por segundos, la que luego aumenta hasta los 623 grados por segundos y nuevamente desciende hasta los 148 grados por segundos, ello a fin de amortiguar el frenado. Al desprenderse el dardo de la estólica a su máxima velocidad, comienza un proceso de desaceleración del brazo que disipa el exceso de energía cinética que no se transfiere al dardo. El hombro continúa su rotación interna hasta llegar a 0°, mientras el codo mantiene su extensión. La mano, por su parte, se relaja para luego contraerse a fin de no soltar la estólica. En este proceso de desaceleración del brazo, los músculos se relajan y se contraen excéntricamente a fin de amortiguar y disminuir la fuerza de inercia, lo que minimiza el riesgo de lesiones (Fig. 8), ya que en esta fase existe una gran vulnerabilidad de lesión del *teres minor* por su emplazamiento excéntrico, como también del *biceps brachii* por su gran actividad, al ser el encargado principal de la absorción de la energía cinética.

Fase 7 (F7). Esta última fase contempla los últimos momentos de seguimiento con relajación muscular hasta que se detiene el movimiento, la velocidad cae fuertemente, sobre todo en los segmentos distales, mediante la acción de frenado. El centro de masa desciende lo más cerca del suelo y musculatura en general, principalmente la del tronco, se contrae a fin de mantener el equilibrio y mantener una postura que le permita seguir visualmente la trayectoria del dardo, y los músculos de la mano se contraen en forma isométrica a fin de poder iniciar un nuevo lanzamiento.

En concreto, se puede sintetizar dicho gesto técnico en tres etapas que comprenden siete fases (Fig. 5), donde los parámetros temporales permiten observar que el tiempo total que demanda este gesto técnico tiene una duración de unos 1.6 segundos (Tabla 1; Fig. 6); la mayor parte de este tiempo es ocupado en la primera etapa de posición inicial. En cuanto a la etapa siguiente de aceleración, esta se desarrolla en 0.31 segundos, de los cuales 0.14 los desarrolla el hombro y 0.17 el codo; en esta última articulación se produce un movimiento de tipo balístico debido a que toda la energía acumulada por los músculos rotadores externos y contracción de los internos del hombro durante la primera etapa es liberada y traspasada a dicha articulación con la secuencial activación isométrica del *triceps brachii*, por lo que consigue así una mayor aceleración, favorecida además por un mayor frenado del hombro en el instante de despegue del codo.

4. DISCUSIÓN

Se observa que el uso de estólica requiere de cierta complejidad, vale decir, de técnica, habilidad y destreza de las extremidades superiores, donde los tres principios que determinan la eficiencia de esta cadena cinética, señalados más arriba, se cumplen cabalmente, lo que demuestra la complejidad de dicho gesto técnico, el cual tiene como objetivo obtener una alta velocidad final del segmento más distal.

Además, se observa que la velocidad de lanzamiento depende de la calidad de la transmisión de la energía cinética del cuerpo a la extremidad superior y de esta a la estólica, donde destaca que la velocidad de lanzamiento mantiene un alto índice de correlación con la distancia de lanzamiento. Al respecto, se observa que el incremento de la velocidad angular está determinado fundamentalmente por la transferencia de energía cinética desde los segmentos más largos y proximales (tronco), a los más pequeños y distales (brazo, antebrazo, mano).

Este estudio muestra adicionalmente que la velocidad máxima alcanzada por el hombro, por un lado, y la velocidad máxima lograda por el codo en el instante siguiente, por otro lado, establecen diferencias significativas. Si bien la velocidad del hombro es menor que la alcanzada por el codo, esta requiere mayor tiempo en obtenerla, y por ello la aceleración es mucho mayor que en el resto de las articulaciones comprometidas. Lo anterior se debe a que es a nivel del hombro se aplica la mayor cantidad de fuerza que permite que la estólica adquiera un elevado momento angular (que relaciona el radio, la masa y la velocidad angular), la cual se incrementa en la medida que la fuerza es transferida desde esta articulación hacia la estólica.

Por su parte, tanto a nivel de codo como de muñeca se encontraron diferencias en la velocidad y aceleración del segmento distal, independiente de la variación en el segmento proximal. Sin embargo, dichas diferencias cinemáticas no son las responsables del aumento de la velocidad lineal.

Por tanto, es la fase de aceleración aquella que demanda la mayor fuerza inicial, la cual es generada a partir de los músculos de hombro, principalmente por los rotadores internos: *pectoralis major*, *subescapularis*, *latissimus dorsi* y *teres major*, los cuales transmiten dicha energía al resto de la extremidad superior en forma coordinada y seriada.

En concreto, se observa que el principio biomecánico que más caracteriza a este gesto técnico es el «principio de la coordinación de impulsos parciales», ya que la orientación relativa de la cadena cinética al comienzo de la fase de lanzamiento determina la efectividad de la transmisión de energía. Ya que, al imprimir una gran energía inicial en todas las partes del cuerpo empleadas como agentes de aceleración estas llegan a su máxima velocidad en el mismo momento. Así, los vectores de velocidad de los centros de gravedad de todas las partes de la cadena cinética señalan la misma dirección en ese momento.

Desde el punto de vista dinámico, el patrón de movimiento empleado en el lanzamiento con estólica es similar al utilizado en otros gestos técnicos de proyección de objetos (lanzamiento de la jabalina, saque del tenis, lanzamiento en beisbol), descrito como «movimientos por encima del hombro» (Nordin y Frankel 2004), cuya principal característica es el hecho de que los segmentos corporales actúan de forma secuencial para conseguir la máxima velocidad del segmento más distal del sistema en los instantes de la proyección del objeto.

Si bien este gesto de lanzamiento con estólica muestra una característica cinemática bien particular, existen otros gestos técnicos asociados al deporte donde se cumplen los mismos principios biomecánicos y con fases similares a lo observado en este estudio, con los cuales se ha relacionado y encontrado ciertas semejanzas, estos son: el lanzamiento de jabalina, el saque en el tenis, lanzamiento de la pelota en el béisbol y el remate en el voleibol (Baccarani y Simonini 1968; Bramhall *et al.* 1994; Campos *et al.* 1999, 2000, 2008; Chen *et al.* 2001; Coudreuse y Parier 2003; García-Tormo *et al.* 2006; López y Navarro 2006; Masamura *et al.* 2007; Plawinski 2008; González *et al.* 2009; Rojano y Berral 2009; Bonnefoy-Mazure *et al.* 2010; Maki 2013). De esta forma, a partir de estudios electromiográficos efectuados a estas actividades deportivas se puede inferir la musculatura involucrada en este gesto técnico. Estos muestran que, a nivel de hombro, los músculos *pectoralis major* y *subescapularis*, asistidos por el *latissimus dorsi* y *teres major*, son los motores principales (agonistas) de la rotación interna, donde el fascículo externo del *pectoralis major* es el principal motor de la rotación interna, en conjunto con el *subescapularis* (Jobe *et al.* 1983, 1984; Gowan *et al.* 1987; Bradley y Tibone 1991; Hintermeister *et al.* 1998; Illyés y Kiss 2005; Miralles y Miralles 2005; Minning *et al.* 2007). Además, electromiográficamente este último músculo presenta una alta actividad, tanto en la fase de *cocking* como en la fase de desaceleración del brazo (Escamilla y Andrews 2009). Por lo tanto, *pectoralis major* y *subescapularis* son los principales responsables de generar fuerza y de imprimir la demanda de esfuerzo en su punto de inserción humeral, más si se considera además que el *subescapularis* tiene una importante participación tanto para la estabilidad anterior y posterior del hombro, puesto que junto al *infraespinatus* y *teres minor* ayudan durante el desarrollo de la abducción a la coaptación de la cabeza humeral, y se oponen a una fuerza resultante de la contracción del *deltoideus* que tiende a luxar la cabeza humeral hacia arriba (Miralles y Miralles 2005). Junto a lo anterior, se ha observado la participación de los músculos *deltoideus* y principalmente *supraespinatus* en la estabilización del hombro durante el lanzamiento, lo que evita, de esta manera, la luxación anterior de la cabeza humeral y empuja la cabeza humeral hacia la glenoide (Nordin y Frankel 2004), como también eleva y coloca el húmero en todas las fases. De igual forma, el *biceps brachii* cumple un papel en la elevación del hombro, pero solo en la fase temprana, y funciona como un estabilizador dinámico

del hombro, que deprime la cabeza humeral a fin de evitar lesiones, principalmente en la etapa de desaceleración durante un lanzamiento (Landin *et al.* 2008).

Por su parte, la abducción humeral, uno de los primeros movimientos que ejerce la extremidad superior durante el lanzamiento, se desencadena por la participación de los músculos *supraspinatus*, *trapezius* (medio) y *deltoideus* (pars medio), que se activa antes del inicio del movimiento, donde el *supraspinatus* es el motor principal de este grupo de sinergistas, mientras que los antagonistas *pectoralis minor* y *pectoralis major* son los responsables de la aducción (Myers *et al.* 2005; Wickham *et al.* 2010). Asociado a lo anterior, a nivel de antebrazo se observa que compensa con pronación y supinación.

En general, los músculos *deltoideus*, *supraspinatus*, *infraespinatus*, *teres minor* y *subescapularis* se muestran activos durante toda la abducción, así como en la flexión, dos movimientos que durante el lanzamiento se ejecutan a fin de colocar y estabilizar el hombro en tal posición para que se desarrolle la rotación externa (Miralles y Miralles 2005; Myers *et al.* 2005).

Otros estudios electromiográficos asociados a lanzamientos han demostrado que la rotación externa se desarrolla a partir de los músculos *teres minor* e *infraespinatus*, donde el *infraespinatus* es el músculo más activo en todas las posiciones de aducción. Por su parte, su oponente estabilizador, que es el *subescapularis*, limita la rotación externa excesiva del húmero y se contrae excéntricamente para aliviar la sollicitación sobre la parte anterior de hombro (Tibone *et al.* 1994; Hintermeister *et al.* 1998, Nordin y Frankel 2004; Miralles y Miralles 2005). A pesar de actuar juntos estos dos músculos al rotar el húmero externamente, se ha observado en jugadores de voleibol que en la fase de aceleración estos se comportan de forma independiente; así, la electromiografía demuestra que la actividad del músculo *teres minor* en dicha fase se mantiene alta, mientras que la actividad del *infraespinatus* disminuye (Rokito *et al.* 1998). Además, se ha reportado que el *infraespinatus* está activo en el secuestro y la flexión, mientras que el músculo *supraspinatus*, en la extensión, actúa como antagonista en dicha acción (Saha 1971; Gaur *et al.* 2007). Además, se ha reconocido la importancia de la estabilización de la escápula y la glenoide, pues se muestra la participación activa del *serratus anterior* en la fase final del *cocking*, lo que proporciona una plataforma estable para el movimiento humeral (Nordin y Frankel 2004).

Durante la fase de aceleración a nivel del codo, es el *tríceps brachii* el músculo que velozmente se contrae en forma coordinada y su eficacia varía según el grado de flexión de codo (Miralles y Miralles 2005; Kapandji 2006), como también su grado de elongación; así, a pesar de encontrarse flexionado en 90° en el momento de su activación, este se contrae bruscamente debido a que en dicho instante este músculo es previamente alargado. Se ha observado que un pequeño músculo llamado *ancóneo* es sinergista del *tríceps brachii*, que participa en esta fase como estabilizador del codo (Pauly *et al.* 1967; Nordin y Frankel 2004). Cabe agregar, que se ha observado que si bien los músculos *tríceps brachii*, *ancóneo* y *cubital anterior* se activan en forma conjunta durante la extensión, es el *tríceps brachii* el que tiene la mayor capacidad de trabajo (Nordin y Frankel 2004).

Por otra parte, el *bíceps brachii*, en conjunto con el *brachialis* y el *supinator*, provocan una fuerte contracción excéntrica que causa sollicitaciones, principalmente a nivel de la inserción radial, a fin de detener el impulso de inercia, como también la porción larga de este músculo puede provocar desgaste de la cara superior del *labrum* debido a la tensión y rotación a que es expuesto en una rotación externa extrema. Junto a lo anterior se debe tener en cuenta que cuando los músculos activados son estirados enérgicamente se puede almacenar energía cinética y/o potencial gravitatorio en los componentes elásticos, lo que efectúa ejercicios negativos o excéntricos (Astrand y Rodahl 1997). En movimientos rápidos (balísticos), como el observado en este gesto técnico, por lo menos un arranque de actividad en el agonista produce impulso y energía cinética en el segmento y luego se relaja a medida que la extremidad procede por su propio impulso. Por el principio de inhibición recíproca, el antagonista se relaja totalmente, excepto quizás al final de un movimiento o cuando el movimiento es detenido por los límites de la articulación o una fuerza extrema. Estos eventos

fisiológicos se reportan cuando se ejecuta el gesto de lanzar un objeto, donde la coordinación juega un papel crucial, ya que en forma seriada se deben estirar los músculos agonistas en forma sucesiva. De esta forma, a partir de una tensión en condiciones lo más isométricas (o incluso excéntricas) se puede desarrollar un impulso. Esto se logra cuando se moviliza un segmento proximal por delante del segmento distal de modo que el agonista desarrolla tensión muscular mientras este se estira o permanece con la misma longitud durante el mayor tiempo posible.

Se observa, entonces, que en este gesto técnico no solo se requiere de una gran movilidad articular, sino que además se precisa realizar movimientos repetitivos de carácter discontinuo y balísticos para generar una gran tensión muscular a fin de transmitir velocidad de propulsión, de aquí la necesidad de conseguir el mayor grado de rotación externa en abducción y pasar en el mínimo tiempo posible, a modo de latigazo, a una rotación interna con aducción. Ello se logra al obligar a los músculos rotadores internos del hombro a generar una violenta contracción, se infiere por tanto que en dicho momento una serie de sollicitaciones se deben desarrollar en su punto de inserción. Por otra parte, los músculos rotadores externos realizan un trabajo de carácter excéntrico de desaceleración para frenar y modular el brazo en el transcurso de esta rotación interna y aducción, lo que también se traduce en sollicitaciones repetitivas que pueden provocar lesiones óseas.

Por todo lo anterior, de desarrollarse MOE, en la extremidad superior estos estarían en estrecha relación con los músculos rotadores internos, músculos implicados en la aceleración del hombro (*pectoralis major, subescapularis, latissimus dorsi y teres major*) (Fig 9), y junto a ellos las inserciones de los ligamentos estabilizadores y la musculatura implicada en la estabilización y frenado durante la fase de desaceleración. Lo que lleva a discrepar de lo sugerido por J. Lawrence Ángel, de que la osteoartritis de codo que caracteriza el «codo de atlatl» se relacione con el lanzamiento con estólica (Ángel 1966).

Con relación a hallazgos de patología degenerativa en colecciones bioantropológicas asociadas al uso de estólica, Donald Ortner visualizó la no correlación entre el «codo de atlatl» y la osteoartritis al comparar los hallazgos esqueléticos de dos muestras; una peruana y otra de esquimales; argumentó que, a pesar de la elevada osteoartritis presente en esquimales, no es un argumento para señalar que es causada específicamente por el uso de la estólica (Ortner 1968). Pickering, por su parte, observó patrones de enfermedad degenerativa (artritis de codo) en poblaciones esqueléticas prehistóricas procedentes de Illinois sin encontrar una clara diferencia entre el uso de la estólica y el arco u otros marcadores atribuibles a las armas (Pickering 1984). Una de las personas que más interés ha mostrado por el desarrollo de la osteoartritis en América del Norte ha sido Patricia Bridges, quien analizó una población esquelética del noroeste de Alabama, donde esperó encontrar mayores signos de artritis en codo y el hombro como también una marcada diferenciación sexual; sin embargo, no encontró patrones claros y se vio obligada a concluir que «en dicha región, los cambios en la tecnología de la caza parecen haber tenido un impacto mínimo en el físico». Observa además que el «codo de atlatl» fue ligeramente más frecuente en mujeres e igualmente común en ambos periodos, por lo que «es imposible atribuir el codo atlatl a una actividad específica» y «no hay una buena conexión entre él y la osteoartritis de codo» (Bridges 1990).

En Chile, la cultura a la cual se ha asociado el uso recurrente de estólica es la Chinchorro; al respecto, Arriaza solo señala que «los chinchorros sufrieron también de osteoartritis en los hombros, codos y rodillas» sin que se asocie a la patología degenerativa al uso de estólica (Arriaza 2003).

Ya han pasado más de 50 años en que J. Lawrence Ángel, un influyente antropólogo físico, pionero en paleopatología, al intentar inferir el comportamiento de los individuos de los restos funerarios de Tranquillity, California, interpretó los signos de tensión en el codo como resultado del uso prolongado de la estólica y acuñó de esta forma el término «codo de atlatl» a la presencia de cambios degenerativos en esta articulación (Ángel, 1966), término con que se define hasta la fecha cualquier hallazgo de patología degenerativa a nivel de codo. Sin embargo, de acuerdo a los presentes hallazgos biomecánicos, como a la alta frecuencia de lesiones de hombro reportadas en

atletas, se observa que es la articulación de hombro aquella mayormente comprometida durante este gesto técnico. Ello se debe a que se imprimen nivel de esta articulación las principales sollicitaciones para generar la cadena cinética en los músculos rotadores internos y las estructuras de estabilización de dicha articulación y no así en el codo, como se ha reportado. Por lo anterior, se discrepa que la osteoartritis de codo sea un signo inherente a la estólita y que se relacione estrechamente con el lanzamiento.

Finalmente, no se debe olvidar y considerar que en algún momento de la historia evolutiva los homínidos desarrollaron la capacidad de lanzar proyectiles con gran velocidad y precisión, que les confirió un gran beneficio selectivo, característica única de los seres humanos que derivó en varias adaptaciones anatómicas que permitieron el almacenamiento y liberación de la energía elástica a nivel del hombro para una mayor capacidad de lanzamiento. Es debido a dicha adaptación que se hace más difícil identificar MEO en un gesto técnico de lanzamiento.

5. CONCLUSIONES

- a) Si bien existen ciertos patrones comunes de movimiento en dicho gesto técnico, cada lanzador tiene su propio modelo del gesto técnico.
- b) El análisis cinemático-biomecánico permitió descomponer este gesto técnico en tres etapas, cada una con las siguientes fases. Posición inicial: *cocking* inicial (F1), *cocking* final (F2 y F3), aceleración (F4 y F5) y desaceleración (F6 y F7).
- c) En el gesto técnico se cumplen varios principios biomecánicos, como el «principio de la coordinación de impulsos parciales», el «principio de la fuerza inicial», y el «principio del recorrido óptimo de la aceleración», lo que avala su eficacia como lanzamiento.
- d) El gesto técnico presenta diferencias significativas en el hombro y el codo con respecto a los tiempos alcanzados en adquirir la velocidad máxima; si bien la velocidad del hombro es menor que la alcanzada por el codo, esta requiere mayor tiempo en obtenerla y por ello la aceleración es mucho mayor que en el resto de las articulaciones comprometidas.
- e) El gesto técnico demanda una fuerza inicial a nivel del hombro que se genera a partir de los músculos rotadores internos de este, los cuales transmiten dicha energía al resto del brazo en forma coordinada y seriada.
- f) Se infiere que los sitios sometidos a mayores sollicitaciones son aquellos relacionados con la aceleración del hombro, específicamente en la inserción humeral de los músculos los rotadores internos, como también a nivel de la inserción radial del músculo *biceps brachii*, el cual participa al contraerse excéntricamente durante la desaceleración.
- g) El gesto técnico guarda estrecha similitud con otros gestos deportivos de lanzamiento.
- h) Se estima que las lesiones que puede desarrollar un lanzador de estólita son similares a las descritas actualmente en deportistas de lanzamiento, con un alto compromiso del hombro.
- i) Se concluye que, de desarrollarse MOE, estos guardarían estrecha relación con los músculos rotadores internos, músculos implicados en la aceleración del hombro (*pectoralis major*, *subscapularis*, *latissimus dorsi* y *teres major*) y junto a ellos las inserciones de los ligamentos estabilizadores y la musculatura implicada en la estabilización y frenado durante la fase de desaceleración.
- j) Se discrepa que la osteoartritis de codo que caracteriza el «codo de atleta» se relacione con el lanzamiento con estólita.

Agradecimientos

Quiero expresar mis agradecimientos a quienes por su respaldo, confianza y cariño permitieron la realización de este trabajo: a mi esposa Marion Barria, a Oscar Achiardi IJGO, biomecánico de la PUCV; Oscar Aguilera, camarógrafo; Pamela Maldonado, diseñadora; y a los jóvenes estudiantes:

Eduardo Donoso, Francisco Calderón, José Grimblat, Juan Aravena, Felipe Vivar, Erick Villanueva, Jorge Peralta, Christian Ramírez, y en especial Donald Jackson (QEPD), quien siempre me instó a publicar este trabajo.

REFERENCIAS

- Al-Oumaoui, I., S. Jiménez-Brobeil y P. Souich (2004). Markers of activity patterns in some populations of the Iberian Peninsula, *International Journal of Osteoarchaeology* 14, 343-359. <https://doi.org/10.1002/oa.719>
- Allard, P., J. P. Blanchi, y R. Aissaoui (1995). Bases of three-dimensional reconstruction, en: P. Allard, I. A. F. Stokes y J. P. Blanchi (eds.) *Three-dimensional analysis of human movement*, 19-40, Human Kinetics, Champaign.
- Andrews, J. R. y J. R. Dugas (2001). Diagnosis and treatment of shoulder injuries in the throwing athlete: the role of thermal-assisted capsular shrinkage, *Instructional Course Lectures* 50, 17-21.
- Angel, J. L. (1966). Early Skeletons from Tranquility, California, *Smithsonian Contributions to Anthropology* 2(1), 1-19. <https://doi.org/10.5479/si.00810223.2.1>
- Arriaza, B. (2003). *Cultura Chinchorro, las momias más antiguas del mundo*, Editorial Universitaria, Colección Imagen de Chile.
- Arriaza, B. y V. Standen (2016). *La cultura Chinchorro, Pasado y Presente*, ediciones Universidad de Tarapacá, Arica.
- Astrand, P. y K. Rodahl (1997). *Fisiología del trabajo físico, bases fisiológicas del ejercicio*, Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires.
- Baccarani, G. y D. Simonini (1968). Su due casi di epitrocleite in lanciatori di gia giavellotto, *Ospedali d'Italia Chirurgia* 19, 409-413.
- Bonnefoy-Mazure, A., J. Slawinski, A. Riquet, J. Leveque, C. Miller y L. Cheze (2010). Rotation sequence is an important factor in shoulder kinematics. Application to the elite players' flat serves, *Journal of Biomechanics* 43, 2022-2025. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.028>
- Bradley, J. P. y J. E. Tibone (1991). Electromyographical analysis of muscle action about the shoulder, *Clinical Journal of Sport Medicine* 10, 789-805. [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(20\)30584-6](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(20)30584-6)
- Bramhall, J., D. Scarpinato y J. Andrews (1994). Injuries in throwing sports, en: Per Renström, IOC Medical Commission e International Federation of Sports Medicine (eds.), *Clinical Practice of Sports Injury Prevention and Care. The Encyclopaedia of Sport Medicine* 5, 446-449, Blackwell Scientific Publications, Oxford.
- Braun, S., D. Kokmeyer y P. Millett (2009). Reseña sobre conceptos actuales. Lesiones de hombro en el deportista de lanzamiento, *The Journal of Bone and Joint Surgery* 91, 966-978, New York. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01341>
- Bridges, P. (1990). Osteological correlates of weapon use, en: J. E. Buikstra (ed.), *A Life in Science: Papers in Honor of J. Lawrence Angel*, 87-98, Center for American Archaeology, Kampsville.
- Burkhart, S. y C. Morgan (1998). The peel back mechanism: its role in producing and extending posterior type II SLAP lesion and its effect on SLAP repair rehabilitation, *Arthroscopy* 14, 637-640.
- Burkhart, S. S., C. D. Morgan y W. B. Kibler (2003). The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology. Part I: Pathoanatomy and Biomechanics, *Arthroscopy* 19, 404-420. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50128>
- Bushnell, B. D., A. W. Anz, T. J. Noonan, M. R. Torry, R. J. Hawkins (2010). Association of maximum pitch velocity and elbow injury in professional baseball pitchers, *American Journal Sports Medicine* 38(4), 728-732. <https://doi.org/10.1177/0363546509350067>
- Campos, J., G. Brizuela y V. Ramón (1999). Three-dimensional kinematic analysis of elite javelin throwers at the world athletics championship "Sevilla '99", *New Studies in Athletics* 19(21), 47-57, University of Valencia.
- Campos, J., G. Brizuela, y V. Ramon (2000). Evaluación de parámetros biomecánicos del lanzamiento de jabalina en lanzadores de diferente nivel de rendimiento, *Biomecánica* 8(1), 15-23. <https://doi.org/10.5821/sibb.v8i1.1640>
- Campos, J., G. Brizuela y V. Ramón (2008). Análisis cinemático de la técnica individual del lanzamiento de jabalina, *Ciencia en la Frontera: revista de ciencia y tecnología de la UACJ* 4 (Número especial), 79-87.
- Chen, F., M. Andrew, M. Rokito y F. Jobe (2001). Medial Elbow Problems in the Overhead-Throwing Athlete, *Journal of the American Academy of the Orthopaedic Surgeons* 9(2), 99-113. <https://doi.org/10.5435/00124635-200103000-00004>
- Churchill, S. y A. Morris (1998). Muscle marking morphology and labour intensity in prehistoric khoisan foragers, *International Journal of Osteoarchaeology* 8, 390-411. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1212\(199809\)8:5<390::AID-OA435>3.0.CO;2-N](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1212(199809)8:5<390::AID-OA435>3.0.CO;2-N)

- Coros, C. (2009). Biomecánica y Marcadores de Estrés Músculo-esqueléticos: Análisis Cinemático del lanzamiento con Estólica, tesis de pregrado para optar el título de Antropólogo Físico, Facultad de Ciencias Sociales, Universidad de Chile, Santiago, Chile. Recuperado de: http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/106294/cs-coros_c.pdf?sequence=3&isAllowed=y
- Coudreuse, J. y J. Parier (2003). Pathologies du lancer : l'épaule et le coude, *Médecins du Sport* 13, 15-27.
- De Leva, P. (1996). Joint center longitudinal positions computed from a selected subset Chandler's data, *Journal of Biomechanics* 29(9), 1231-1233. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)00021-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)00021-8)
- Escamilla, R. y J. Andrews (2009). Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports, *Sports Medicine* 39(7), 569-590, Auckland. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939070-00004>
- Eshed, V., A. Goper, E. Galili e I. Hershkovitz (2004). Musculoskeletal Stress Markers in Natufian Hunter-Gatherers and Neolithic Farmers in the Levant: The Upper Limb, *American Journal of Physical Anthropology* 123, 303-315. <https://doi.org/10.1002/ajpa.10312>
- Estevez, G. M. (2000). Marcadores de estrés y actividad en la población guanche de Tenerife, tesis doctoral Departamento de Historia, Antropología e Historia Antigua Universidad de la Laguna. Recuperado de: <https://riull.ull.es/xmlui/handle/915/10341>
- Fitzpatrick, M. J., J. E. Tibone, M. Grossman, M. H. McGarry y T. Q. Lee (2005). Development of cadaveric models of a thrower's shoulder, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 14(1), Supplement, S49-S57. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.017>
- García-Tormo, J. V., J. C. Redondo, J. A. Valladares y J. C. Morante (2006). Análisis del saque de voleibol en categoría juvenil femenina en función del nivel de riesgo asumido y su eficacia, *European Journal of Human Movement* 16, 99-121.
- Gaur, D. K., S. Shenoy y J. S. Sandhu (2007). Effect of aging on activation of shoulder muscles during dynamic activities: An electromyographic analysis, *International Journal of Osteoarchaeology* 1(2), 51-57. <https://doi.org/10.4103/0973-6042.32921>
- González, J., E. Gotera e I. Cobos (2009). Análisis descriptivo de variables cinemáticas de la acción técnica del pitcheo en béisbol, *Omnia* 15(3), 44-57, Universidad del Zulia.
- Gowan, I. D., F. W. Jobe, J. E. Tibone, J. Perry y D. R. Moynes (1987). A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. Professional versus amateur pitchers, *The American Journal of Sports Medicine* 15, 586-590. <https://doi.org/10.1177/036354658701500611>
- Grana, W. A., J. B. Boscardin y H. J. Schneider (2007). Evaluation of elbow and shoulder problems in professional baseball pitchers, *The American Journal of Orthopedics* 36(6), 308-313.
- Hawkey, D. (1998). Disability, compassion and the skeletal record: using musculoskeletal stress markers (MSM) to construct an osteobiography from Early New Mexico, *International Journal Osteoarchaeology* 8(9), 326-340. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1212\(199809\)8:5<326::AID-OA437>3.0.CO;2-W](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1212(199809)8:5<326::AID-OA437>3.0.CO;2-W)
- Hawkey, D. y C. Merbs (1995). Activity induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos, *International Journal of Osteoarchaeology* 5, 324-338. <https://doi.org/10.1002/oa.1390050403>
- Hintermeister, R., G. Lange, J. Schultheis, M. Bey y R. Hawkins (1998). Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance, *The American Journal of Sports Medicine* 26(2), 210-220. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021001>
- Howard, C. D. (1974). The Atlal: function and performance, *American Antiquity* 39, 102-104. <https://doi.org/10.2307/279223>
- Illyés, Á. y R. M. Kiss (2005). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15(3), 282-289. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.10.005>
- Jackson, D., C. Mendez, R. Seguel, A. Maldonado, G. Vargas (2007). Initial Occupation of the Pacific Coast of Chile Turing Late Pleistocene Time, *Current Anthropology* 48(5), 725-731. <https://doi.org/10.1086/520965>
- Jobe, F. W., J. E. Tibone, J. Perry y D. Moynes (1983). An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. A preliminary report, *The American Journal of Sports Medicine* 11(1), 3-5. <https://doi.org/10.1177/036354658301100102>
- Jobe, F. W., D. R. Moynes, J. E. Tibone y J. Perry (1984). An EMG analysis of the shoulder in pitching: A second report, *The American Journal of Sports Medicine* 12, 218-220. <https://doi.org/10.1177/036354658401200310>
- Jouvencel, M. R. (2006). *Ergonomía Básica; aplicada a la medicina del trabajo*, segunda edición, Ediciones Diaz de Santos, Madrid.
- Kaltwasser, J., A. Medina, E. Aspíllaga, F. Paredes. C. Paredes (1986). El hombre de Cuchipuy Prehistoria de Chile Central en el Período Arcaico, *Chungara. Revista de Antropología Chilena* 16-17, 99-105.

- Kapandji, I. A. (2006). *Fisiología Articular*, Tomo 1. Miembro superior, versión española de María Torres Lacomba, Editorial Medica Panamericana, Madrid.
- Kuhn, J. E., S. R. Lindholm, L. J. Huston, L. J. Soslosky y R. B. Blasier (2003). Failure of the biceps superior labral complex: a cadaveric biomechanical investigation comparing the late cocking and early deceleration positions of throwing, *Arthroscopy* 19, 373-379. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50044>
- Landin, D., J. Myers, M. Thompson, R. Castle y J. Porter (2008). The role of the biceps brachii in shoulder elevation, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18, 270-275. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.012>
- López-Bueis, I. (1999). Marcadores de estrés musculoesquelético en los huesos largos de una población española (Wamba, Valladolid), *Biomecánica* 7(13), 94-102. <https://doi.org/10.5821/sibb.v7i13.1633>
- López de Subijana, C. L. y E. Navarro (2006). Modelo Biomecánico de la técnica individual del servicio de tenis, *Biomecánica* 14(1), 53-57.
- Maki, J. M. (2013). The Biomechanics of Spear Throwing: An Analysis of the Effects of Anatomical Variation on Throwing, with Implications for the Fossil Record. All Theses and Dissertations (ETDs). 1044. <https://openscholarship.wustl.edu/etd/1044>.
- Masamura, M., W. Marquez, H. Koyama. y M. Ae (2007). A biomechanical analysis of serve motion for the male volleyball players in official games, Poster 271, Poster Session 2/Sport. 14:10-15:10, Room 103 & Alley Area, *Journal of Biomechanics* 40(S2) Japan.
- Miniaci, A., A. T. Mascia, D. C. Salonen y E. J. Becker (2002). Magnetic resonance imaging of the shoulder in asymptomatic professional baseball pitchers, *American Journal Sports Medicine* 30, 66-73. <https://doi.org/10.1177/03635465020300012501>
- Minning, S., C. Eliot, T. Uhl, R. Terry y T. Malone (2007). EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17, 153-159. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.01.008>
- Miralles, R. e I. Miralles (2005). *Biomecánica Clínica de los Tejidos y las Articulaciones del Aparato Locomotor*, segunda edición, Editorial Masson, Barcelona.
- Molnar, P. (2006). Tracing prehistoric activities: musculoskeletal stress marker analysis of a stone-age population on the Island of Gotland in the Baltic Sea, *American Journal of Physical Anthropology* 129, 12-23. <https://doi.org/10.1002/ajpa.20234>
- Munson, N. (1997). Evidence for Spanish influence on activity induced musculoskeletal stress markers at Pecos Pueblo, *International Journal of Osteoarchaeology* 7, 497-506. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1212\(199709/10\)7:5<497::AID-OA394>3.0.CO;2-H](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1212(199709/10)7:5<497::AID-OA394>3.0.CO;2-H)
- Myers, J., M. Pasquale, K. Laudner, T. Sell, J. Bradley y S. Lephart (2005). On-the-Field Resistance-Tubing Exercises for Throwers: An Electromyographic Analysis, *Journal of Athletic Training* 40(1), 15-22.
- Niño, P. (2005). Metodología para el registro de marcadores de estrés músculo esquelético, *Boletín de Antropología*, 19(36), 255-268.
- Noffal, G. J. (2003). Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and non-throwers, *The American Journal of Sports Medicine* 31, 537-541. <https://doi.org/10.1177/03635465030310041001>
- Nordin, M. y V. Frankel (2004). *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*, tercera edición, Mc Graw Hill, Interamericana, Madrid.
- Núñez, L. (1983). Paleoindivian and archaic cultural periods in the arid and semiarid regions of northern Chile, *Advances in World Archaeological* 2, 161-203, Academic Press, New York.
- Ortner, D. J. (1968). Description and classification of degenerative bone changes in the distal joint surfaces of the humerus, *American Journal of Physical Anthropology* 28, 139-156. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330280212>
- Pauly, J. E., J. L. Rushing y L. E. Scheving (1967). An electromyographic study of some muscle crossing the elbow joint, *The Anatomical Record* 159, 47-53. <https://doi.org/10.1002/ar.1091590108>
- Peterson, D. y J. Bronzino (1998). The Natufian hunting conundrum: spears, atlatls, or bows, Musculoskeletal and armature evidence, *International Journal of Osteoarchaeology* 8, 378-389. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1212\(199809\)8:5<378::AID-OA436>3.0.CO;2-I](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1212(199809)8:5<378::AID-OA436>3.0.CO;2-I)
- Pickering, R. B. (1984). *Patterns of degenerative joint disease in Middle Woodland, Late Woodland, and Mississippian skeletal series from the Lower Illinois Valley*, tesis de doctorado, Northwestern University, Evanston.
- Plawinski, M. P. (2008). *An analysis of the different spike attack arm swings used in elite levels of men's volleyball*, tesis remitida al School of Kinesiology and Health Studies para el grado de maestro en ciencias, Queen's University Kingston, Ontario.
- Rivera, M. y V. Zlatar (1982). Las estólicas en el desarrollo cultural temprano prehispánico del Norte de Chile, *Actas del IX Congreso Nacional de Arqueología Chilena*: 14-34, La Serena.

- Rodrigues-Carvalho, C. y S. Mendonça de Souza (2005). Marcadores de Estres Ocupacional (MEO): ferramentas para reconstrução de padrões de atividade física em populações pré-históricas, *Cadernos Saúde Coletiva* 13, 339-358.
- Rojano, D. y F. J. Berral (2009). Análisis biomecánico del efecto de un aumento del ángulo de salida en el alcance del lanzamiento de peso, *Revista Internacional de Ciencias del Deporte* 14(5), 94-106. <https://doi.org/10.5232/ricyde2009.01408>
- Rokito, S., F. Jobe, M. Pink, J. Perry y J. Brault (1998). Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 7(3), 256-263. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(98\)90054-4](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(98)90054-4)
- Saha, A. K. (1971). Dynamic stability of the glenohumeral joint, *Acta Orthopaedica* 42, 491-505. <https://doi.org/10.3109/17453677108989066>
- Sasaki, J., M. Takahara, T. Ogino y H. Kashiwa (2002). Ligamentocolateral cubital y laxitud medial del codo, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, American volumen, 84-94. <https://doi.org/10.2106/00004623-200204000-00003>
- Snyder, S. J., R. P. Karzel, W. Del Pizzo, R. D. Ferkel y M. J. Friedman (1990). SLAP lesions of the shoulder, *Arthroscopy* 6, 274-279. [https://doi.org/10.1016/0749-8063\(90\)90056-J](https://doi.org/10.1016/0749-8063(90)90056-J)
- Stehberg, R., J. F. Blanco (2002). *Environment and technology in the early and middle archaic periods at Piuquenes cave, Central Chile*, MS.
- Steen, S. y R. Lane (1998). Evaluation of habitual activities among two alaskan eskimo populations based on musculoskeletal stress markers, *International Journal of Osteoarchaeology* 8, 341-353. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1212\(1998090\)8:5<341::AID-OA441>3.0.CO;2-B](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1212(1998090)8:5<341::AID-OA441>3.0.CO;2-B)
- Tibone, J., R. Petek y F. W. Jobe (1994). The Shoulder: Functional anatomy, biomechanics and kinesiology, en: J. C. DeLee y D. Drez (eds.), *Orthopaedic Sports Medicine*, W. B. Saunders Co., Philadelphia.
- Weiss, E. (2003). Understanding muscle markers: aggregation and construct validity, *American Journal of Physical Anthropology* 121, 230-240. <https://doi.org/10.1002/ajpa.10226>
- Wickham, J., T. Pizzari, K. Stansfeld, A. Burnside y L. Watson (2010). Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 212-222. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.004>
- Wilczak, C. (1998). Consideration of sexual dimorphism, age, and asymmetry in quantitative measurements of muscle insertion sites, *International Journal of Osteoarchaeology* 8, 311-325. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1212\(1998090\)8:5<311::AID-OA443>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1212(1998090)8:5<311::AID-OA443>3.0.CO;2-E)
- Wolf, P. R. (1983). *Elements of photogrammetry*. McGraw-Hill, New York.

Recibido: agosto 2021
Aprobado: noviembre 2021