



Universidad de Chile
Facultad de Ciencias Sociales
Departamento de Antropología

**Biomecánica y Marcadores de Estrés Músculo-esqueléticos:
Análisis Cinemático del lanzamiento con Estólica**

Carlos Coros Villca
Profesor Guía: Eugenio Aspillaga F.

***Este trabajo está dedicado a mi padre,
quien me enseñó los primeros
caminos en el estudio del hombre, y a
mi esposa e hijo por su gran apoyo y
paciencia.***

Agradecimientos

Quiero agradecer al profesor Eugenio Aspillaga F., bajo cuya tutoría se realizó esta memoria, por su inestimable apoyo y comprensión.

A la Escuela de Kinesiología de la PUCV, por medio de su directora Srta. Mitzi Catalán A., por permitirme el uso del laboratorio de Biomecánica. A Oscar Achiardi por su conocimiento y colaboración en los análisis biomecánicos, a los alumnos de dicha escuela: Eduardo Donoso, Fernando Calderón, José Grimblatt, y Erick Villarroel, por su colaboración desinteresada

A el señor Oscar Aguilera, camarógrafo, de la Ilustre Municipalidad de Los Andes, por su voluntad y compromiso.

A mi madre, orgullosa hija de la casa de Bello, por su amor, consejos, apoyo y ánimo, en todo momento y sobre todo cuando más necesitaba de ellos.

A la Sra. Hilda Gonzáles M., secretaria del Museo Arqueológico de Los Andes, por su paciencia y voluntad.

Y en especial a Marión mi esposa y Carlos mi hijo, por el tiempo, apoyo y respaldo, que me brindaron cada día.

Y finalmente a todas las personas que con su respaldo, confianza y cariño permitieron la realización de esta memoria.

TABLA DE CONTENIDOS

INTRODUCCION	1
POSTURA Y CULTURA	8
LA FOTOGRAMETRÍA	12
LA ESTÓLICA	14
Antecedentes Arqueológicos	14
La estólica en el contexto etnohistórico	17
¿CODO DE ATLATL?	20
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	22
OBJETIVOS	24
Objetivo General	24
Objetivos Específicos	24
MATERIAL Y MÉTODO	25
Diseño de la Investigación	25
Muestra	25
Procedimiento	26
RESULTADOS	30
Cinemática del lanzamiento	31
DISCUSIÓN	38
CONCLUSION	57
GLOSARIO DE TÉRMINOS	60

REFERENCIAS	63
--------------------	-----------

ANEXOS	85
Tabla 1 Desplazamiento Angular	86
Tabla 2 Velocidad Angular	87
Tabla 3 Aceleración Angular	88

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES Y CUADROS

Figura 1: Dibujo de Estólica y Dardo	14
Figura 2: Indio Moxo, en postura de lanzar con estólica	19
Figura 3: Reproducción de estólica y dimensiones	26
Figura 4: Reproducción de dardos.	26
Figura 5: Ubicación de los marcadores utilizados en nuestro análisis	27
Figura 6: Cubo de 2x2 de calibración	28
Figura 7: Disposición de las cámaras	29
Figura 8: Trayectoria de los Marcadores	30
Figura 9: Velocidad Angular: Etapas y Fases	33
Figura 10: Velocidad Angular: Etapas y Fases: Codo y Hombro	33
Figura 11: Aceleración Angular: Etapas y Fases	35
Figura 12: Tabla donde se registran los tiempos de cada etapa y cada fase.	37
Figura 13: Etapas y Fases del gesto técnico,	37
Figura 14: Principales músculos implicados en la aceleración del hombro.	55
Figura 15: Inserciones de los músculos implicados en la aceleración.	56
Tabla 1: Desplazamiento Angular	86
Tabla 2: Velocidad Angular	87
Tabla 3: Aceleración Angular	88

RESUMEN

Hoy en día los análisis de modos de vida en Bioarqueología, se realizan principalmente a partir de variables y enfoques, donde el principal elemento de análisis, en la mayoría de los casos, es el tejido óseo, ya que este tejido en su proceso de adecuación, responde a diversos estímulos externos, generando de esta forma los denominados Marcadores de Estrés Musculoesqueléticos (MEM). Sin embargo observamos una falta de estudios orientados a la etiología de estos marcadores en puntos específicos, la cual es indispensable para la interpretación bioarqueológica.

En los últimos años, se ha generado la necesidad de cuantificar cualquier movimiento, de manera que se pueda medir objetivamente. Hoy en día, gracias al desarrollo de la electrónica e informática, se han ido desarrollando nuevas técnicas como abordar los estudios biomecánicos, una de ellas es la fotogrametría 3D.

Este proyecto tiene como finalidad aportar evidencia biomecánica que permita conocer la etiología de ciertos MEM, para lo cual hemos analizado en forma cinemática el gesto técnico de lanzamiento con estófica, utilizando la aplicación bioinformática: *Ariel Performance Analysis System (APAS 2000 3D)*.

Los resultados muestran la gran velocidad y coordinación motriz con que se desarrolla el gesto, como así también el origen de éste y las principales fuerzas musculares implícitas, que nos hace inferir aquellos lugares óseos mayormente expuestos a sollicitaciones durante la ejecución de dicho gesto y por tanto concluimos que frases como "Codo de Atlatl" que algunos autores sugieren como lesión más conspicua de este gesto técnico debería ser revisado.

INTRODUCCIÓN

Uno de los elementos de análisis para determinar los modos de vida en Bioarqueología es el tejido óseo (Larsen, 1997), ya que este tejido, en su proceso de adecuación, responde a diversos estímulos externos, así sus propiedades funcionales (fuerza y rigidez), pueden ser modificadas ya sea por la solicitación o deformación (Niño, 2005), generando de esta forma los denominados Marcadores de Estrés Músculo-esqueléticos (MEM)

Un individuo, a lo largo de la vida, está expuesto a diversos ambientes ya sean naturales o culturales que influyen sobre su biología. Las fuerzas externas de naturaleza mecánica, pueden provocar la remodelación del tejido óseo en individuos normales cuando se trata de movimientos repetitivos o esfuerzos mantenidos (portar cargas, posturas estereotipadas), definido por la ley de Wolf (Solano, 2006), especialmente si se ejercen durante largos periodos de tiempo en la vida del individuo y pueden aparecer en regiones esqueléticas concretas del organismo como consecuencia del desarrollo de una función determinada en esa región de modo intenso y prolongado.

A nivel óseo dependiendo de la naturaleza del agente perturbador, de su intensidad y de su duración, la respuesta ósea adaptativa llega al nivel celular e histológico, y en este caso, sólo hay dos posibilidades: “formación” o “destrucción” de osteonas (o bien ambos procesos simultáneamente), dando origen a remodelaciones localizadas en los puntos de inserción muscular. Dichos procesos se activan cuando la perturbación y/o la respuesta inducida por el estrés afecta algunas de sus funciones: función mecánica (soporte de músculos y protección de vísceras) o producción de eritrocitos y mantenimiento del equilibrio químico del hueso. En los procesos de remodelación producto de un estímulo mecánico, esta activación, puede ser localizada, dependiendo de las propiedades del hueso (grosor y porosidad cortical, densidad de osteonas, etc.), y en este caso, la respuesta aparecerá en una zona concreta del hueso; y afectará solamente a un individuo, o bien si el estímulo es colectivo afectará a toda la comunidad, teniendo en cuenta que ésta va a depender de la susceptibilidad genética o ambiental y de

la resistencia individual o poblacional, de modo que la respuesta puede manifestarse en determinados individuos, dependiendo de la edad, el sexo, la actividad desarrollada, etc. El resultado final de la respuesta remodeladora no será observable si ésta consiste únicamente en una reparación, mientras que en los demás casos quedara una impronta, huella observable a escala macro o microestructural, y que se les denomina "indicadores o marcadores esqueléticos del estrés". (Kennedy, 1989; Casas, 1997).

Unos de los índices que reflejan el mayor fortalecimiento producto de una actividad, son el "pilástrico" y el "cnémico" los cuales son dimensiones sagitales, antero posterior en las diáfisis de los huesos largos de las extremidades inferiores. En el caso del primero se mide a la altura de mitad de la diáfisis del fémur, mientras que el segundo es en la diáfisis tibial a nivel del agujero nutricio. Ambos índices responden a la actividad, los cuales se han sido asociados a individuos que ejercen caminatas extensas. (Ruff y Hayes, 1983; Perzigian *et al.* 1984; Martin y Saller 1957).

Por otra parte, en extremidades superiores valores en los índices sagitales de la parte media de las diáfisis de los huesos largo; húmero, radio y ulna, han sido asociados a estilo de vida de individuos con uso más intensivo de dichas extremidades. Estas modificaciones óseas, frecuentemente se han visto asociadas a condiciones patológicas, pero también pueden estar relacionadas con el estilo de vida de los individuos. (Ruff 1987, 2000).

Los indicadores que dan cuenta de esta plasticidad del hueso, sometido a presión por fuerzas extracorpóreas han sido denominados comúnmente en la literatura como Marcadores Óseos de Estrés (MOE), Entesopatías (Dutour, 1986; Steen 1998; Robledo, 1998; López-Bueis, 1999; Mariotti, 2004), Marcadores de Estrés Ocupacional (MEO) (Rodrigues-Carvalho *et al.*, 2005 a-b; Larsen, 1997; Estévez, 2000), Marcadores de Estrés Inducidos por la Actividad (Galtes, 2007), Marcadores de Estrés Mecánico Postural (MEMP) (Rodrigues-Carvalho *et al.*, 2005, y Marcadores de Estrés Músculo-esquelético (MEM) (Hawkey, 1995 - 1998; Munson, 1997; Churchill, 1998; Peterson, 1998; Wilczak, 1998; Al-Oumaoui *et al.*, 2004; Eshed *et al.* 2004; Weiss, 2003 a - 2004- 2007; Steen, 1998)

El síndrome de estrés se piensa que es un mecanismo adaptativo (Goodman et al. 1980), lo que en sí mismo no es ni bueno ni malo, sino que depende de la capacidad de respuesta del individuo frente a esa nueva situación, puesto que orienta y activa a los organismos hacia el establecimiento de una nueva situación de equilibrio, diferente a la original, que los proteja ante similares episodios de estrés. Así por ejemplo, existen autores que muestran cómo, frente a una sobrecarga mecánica se desencadena el proceso de remodelación del hueso cortical hacia la llamada hipertrofia de adaptación (Tschantz y Rutishauser, 1967). Sin embargo, si el factor de estrés o perturbación ambiental es de larga duración, intenso e incontrolado, puede tener un efecto devastador sobre los individuos o grupos (Goodman et al., 1980).

Por último diremos que un episodio de estrés es una fuerza potencial significativa de cambio en la salud de los grupos humanos, puesto que las alteraciones fisiológicas resultantes del mismo pueden influir aumentando la morbilidad y mortalidad o bien pueden disminuir la capacidad productiva y reproductiva, un asunto de preocupación central para los bioarqueólogos (Goodman et al., 1980).

Kelley y Ángel, incluyen dentro de lo que ellos llaman estrés de vida, por un lado, a todas aquellas fuerzas internas, como determinantes biológicos o causas genéticas; y por otro, a todas aquellas fuerzas externas que afectan a cualquier individuo como, por ejemplo, una dieta inadecuada, una enfermedad, la realización de una actividad física, el proceso del parto, un accidente, la violencia o condiciones ambientales severas. (Kelley y Ángel, 1987).

Por su parte Merbs incluye dentro de los indicadores de estrés a los traumas, tales como: fracturas, heridas agudas, secuelas de golpe y objetos impactados en los huesos, ya que ellos constituyen excelentes marcadores óseos debido a que con una alta frecuencia quedan registrados en los huesos y pueden reflejar aspectos relevantes de la cultura (Merbs, 1989).

Podemos agrupar los MOE según su etiología, en tres grandes grupos: de actividades físicas, de condiciones ambientales y aquellos relacionados con la dieta.

Algunos autores han clasificado los marcadores de actividad en siete categorías principales que agruparían los hallazgos tanto a nivel del tejido óseo como dental (Niño, 2005; Estévez, 2000; Galtés, 2007)¹. Desgaste dental; 2. Cambios articulares degenerativos; 3. Cambios morfológicos de carácter funcional; 4. Fracturas; 5. Cambios en la arquitectura del hueso; 6. Osificaciones y calcificaciones; 7. Cambios a nivel de las éntesis.

Este último marcador “entesis”, que se refiere al desarrollo óseo excesivo a nivel de la inserciones musculares y ligamentosas permite además determinar grados de robustez o de sobrecarga de una actividad, como son los causados por microtraumatismos repetitivos. De tal forma que se han caracterizado y estandarizado los diversos grados de su desarrollo (Mariotti et al, 2004). De acuerdo a lo anterior, se ha definido entesopatía como una condición de trastorno o enfermedad en el sitio de inserción en el hueso, de un músculo o ligamento (Dutour, 1998; Steen, 1998; Mariotti, 2004; Freemont, 2002), que no sólo puede ser relacionada con el uso regular, sino que puede estar asociada a una condición patológica (Steen, 1998). Por lo tanto, el empleo del término entesopatía no es apropiado para describir las actividades normales que causan la remodelación del hueso a nivel de la entesis, pero sí las respuestas anómalas a los microtraumas. Los MOE son marcadores de actividad, que se definen como cambios de la arquitectura interna y/o externa del hueso, que se desarrollan bajo condiciones de estrés continuado y prolongado derivado de la realización de actividades habituales u ocupacionales (Capasso *et al.*, 1998; Kennedy, 1998)

Las demandas musculares constantes y acentuadas pueden llevar a continuos microtraumas en los sitios de inserción, que dificultan una recuperación ósea. El resultado en este caso, es la producción de lesiones de estrés, las cuales se asemejan, de forma general, a corrosiones del hueso cortical producto de procesos patológicos, conocidas como lesiones líticas (Hawkey, 1995).

La exostosis osificada, a su vez, resulta de traumatismos súbitos, que generalmente producen ruptura del tejido, el cual posteriormente se osifica (Hawkey y Merbs, 1995; Hawkey, 1995).

Por su parte los Marcadores de Estrés Músculo-esquelético (MEM), se refieren a cambios producidos en los sitios de inserción de músculos y ligamentos en el hueso durante el empleo normal o habitual (Steen, 1998; Hawkey, 1995; Munson, 1997; Weiss, 2004 – 2007; Molnar, 2006), donde “normal” implica cualquier actividad diaria durante la vida del individuo (Steen, 1998; Munson, 1997; Churchill, 1998; Hawkey, 1998; Peterson, 1998; Weiss 2003 a; Al-Oumaoui et al, 2004; Eshed et al 2004; Weiss, 2004; Weiss, 2007; Steen, 1998).

En nuestro estudio, centrado en los agentes etiológicos de los MOE asociados al uso de estófica, entenderemos por estrés a cualquier disrupción fisiológica de un organismo ocasionado por la incidencia sobre él de cualquier perturbación del ambiente “estresor” (Luna, 2006). En tanto definiremos estrés físico a toda alteración metabólica de un sistema, en un organismo vivo, ante una actuación exterior sobre ese sistema (Estévez, 2000). Esta respuesta, por tanto, es causada por cualquier condición ambiental que suponga una alteración metabólica para el organismo, de modo que la gama de factores que pueden ser la causa de estrés para el hombre es tan amplia como el concepto de “ambiente” para nuestra especie.

El estrés es un concepto hermano del de adecuación (adaptación *sensu lato*), mientras este último se focaliza en las consecuencias adaptativas o positivas, es decir, en el mantenimiento de la homeostasis corporal, el estrés revela los costos o límites de esa adaptación (Luna, 2006)

Goodman et al. (1980) propone las formas en que los estresores afectan la adaptación individual y poblacional, estableciendo que un evento de estrés es producido principalmente por tres factores: 1. Las restricciones ambientales; 2. El sistema sociocultural y; 3. La resistencia individual.

Estos tres factores interactúan en forma sinérgica, de manera que no es posible en general identificar la causa última del proceso de pérdida de la homeostasis. El modelo muestra de qué manera los estresores pueden afectar la adecuación. El ambiente es el proveedor tanto de los recursos necesarios para sobrevivir como el origen de los estresores que pueden afectar la salud de la población.

El sistema cultural ofrece los conocimientos críticos necesarios para la extracción de recursos del ambiente y amortigua los estresores medioambientales, pero el sistema cultural no siempre es efectivo para amortiguar el estrés, y también puede producirlo. Por ejemplo, en situaciones de desigualdad en el acceso a recursos si los estresores no son amortiguados, puede ocurrir un estrés, respuesta observable a nivel de tejido óseo y dental.

Debemos tener presente que aparte de los factores fisicoquímicos y biológicos que constituyen los elementos e interrelaciones propias del ambiente de todos los seres vivos, que nuestra especie está expuesta además a factores derivados de la realidad psíquica, cultural-tecnológica y social, los cuales pueden suponer un factor de estrés adicional sobre un individuo o población (Casas, 1997).

Los MEMP, MEO y los marcadores de estrés inducidos por actividad son términos inapropiados o inadecuados porque incluyen a uno o a todos de los variados marcadores (enfermedades degenerativas articulares, trauma, facetas accesorias y tensión muscular o ligamentosa) de las actividades habituales (Steen, 1998; Rodrigues-Carvalho et al, 2005; Hawkey, 1995; Galtes, 2007; Wilczak, 1998; Molnar, 2006). Además, la interpretación del término “ocupación” puede implicar una tendencia cultural según de donde provenga la definición, por ejemplo cualquier actividad que involucre tiempo (deporte, subsistencia) o sólo una labor con fines económicos y productivos (Steen, 1998).

En los sitios de inserción, sometidos regularmente a algún estímulo estresor, el número de capilares aumenta, incrementándose de esta forma también el flujo sanguíneo (Stenn, 1998; Hawkey y Merbs, 1995; Munson, 1997; Weiss, 2003 a – 2004 – 2007). Este aumento del flujo sanguíneo estimula la remodelación osteonal (Stenn, 1998; Hawkey y Merbs, 1995; Munson, 1997; Weiss, 2003 a – 2004 – 2007), especialmente en los sitios sometidos a mayor actividad muscular (Hawkey – Merbs, 1995), lo que se traduce en una hipertrofia del hueso (Stenn, 1998; Hawkey y Merbs, 1995; Munson, 1997; Wilczak, 1998; Weiss, 2003 a – 2004 – 2007, Molnar, 2006), la cual puede adoptar una forma de rugosidad, exostosis, porosidad (en inglés *pitting*) (Stenn, 1998; Hawkey y Merbs, 1995; Wilczak, 1998; Molnar, 2006, Rodríguez-Carvalho et al, 2005; Robb, 1998),

o robustez, esta última refiriéndose al nivel de desarrollo que alcanzan los sitios de inserción en respuesta a los estímulos mecánicos (solicitaciones) regulares y cotidianos (Steen, 1998).

El uso de los MEM para el análisis de los patrones de actividad se realiza bajo la presunción 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, 1995). Sin embargo, otros factores como el sexo, la edad, niveles hormonales y los factores genéticos pueden afectar el tamaño y la morfología de los MEM. Desde el punto de vista sexual, los varones están más expuestos a factores de estrés óseo en relación a la mujeres tanto por factores evolutivos asociados al sexo, como por factores culturales donde cada grupo social asigna labores a cada género. Por otra parte el factor edad puede afectar los MEM, tanto por el rango etareo debido a la calidad ósea, como también a su carácter acumulativo (López-Bueis, 1999; Niño, 2005; Rodríguez-Carvalho *et al.*, 2005; Wilczak, 1998, Estévez, 2000)

Por lo anterior, en este trabajo, utilizaremos el término Marcador de Estrés Músculo-esquelético (MEM) para referirnos a las respuestas óseas derivadas del estrés físico soportado por un individuo en su vida cotidiana. Este término ha sido definido por Hawkey y Merbs (1995) como un marcador óseo que ocurre donde un músculo, tendón o ligamento se inserta en el periostio y bajo la corteza del hueso.

En síntesis los MEM asociados a respuestas óseas reflejan cambios artríticos en las articulaciones los cuales son una forma de evidencia de actividades del pasado, ejemplo de ello ha sido la vinculación de la osteoartritis de codo con el lanzamiento con estólicia (Ángel, 1969). Esta posibilidad de deducir actividades habituales en función de la presencia y la distribución en el esqueleto de los MEM, ha generado un gran número de estudios que tratan de correlacionar indicadores óseos específicos con determinados movimientos repetitivos o posturas estereotipadas que derivan de la práctica continuada de ciertas actividades y ocupaciones, por tanto debemos tener presente previamente como es la cultura la que define patrones posturales y por tanto MEM, y cómo ellos pueden ser utilizados como un marcador de modo de vida.

POSTURA Y CULTURA

El movimiento humano debe incluir todos los aspectos que constituyen integralmente al ser humano. En este contexto, se hace necesario englobar al movimiento humano no solo desde el punto de vista de las ciencias biológicas, sino que también desde otras ciencias que ayuden a contextualizar al movimiento dentro de un propósito cultural y social, considerándolo como una de las dimensiones de la conducta (Le Boulch, 1991). De esta manera el comportamiento de los seres humanos es determinado por su constitución biológica y por un cuerpo de fenómenos extra somáticos llamado *cultura* (White, 1964). De manera simple e inmediata podemos decir que cultura es todo lo que hacen los hombres cuando actúan, reflexionan y comunican preocupaciones acerca de su vivir comunitario e histórico (Appendino *et al*, 2002).

Aún cuando el medio del individuo no sea totalmente un producto de la cultura de su grupo, ésta influye en él. El medio natural de un área determinada se “encuentra” con el individuo sólo después de haberse filtrado a través de la criba que la cultura interpone entre el hombre y la naturaleza (Linton, 1970). El punto de equilibrio entre el organismo y su medio lo constituye la conducta (Vergara *et al*, 1984).

La conducta humana no constituye en sí misma cultura. Tiene lugar porque los hombres poseen cultura, tienen patrones comunes sobre el bien y sobre el mal, sobre lo correcto y sobre lo inapropiado y porque tienen actitudes semejantes y comparten una misma reserva de conocimiento del medio físico-biológico-social en que viven (Appendino *et al*, 2002).

La conducta representa el conjunto de reacciones adaptativas ante los estímulos que provienen del medio externo. La conducta caracteriza al movimiento humano bajo un contexto. Se manifiesta al observador por los movimientos y las actitudes corporales, la producción material (obras artesanales o artísticas), la palabra y la escritura. De esta forma el movimiento humano adquiere un carácter social (Le Boulch, 1991).

Marcel Mauss en su artículo acerca de las “técnicas del cuerpo”, ha puesto de relieve las maneras en que los hombres, en cada sociedad, de un modo

tradicional, saben servirse de su cuerpo (Mauss, 2002). En las diferentes culturas no se descansa, no se trabaja, no se está de pie y no se camina de la misma manera. Se trata de manifestaciones culturales inherentes a tal o cual tipo de sociedad (Le Boulch, 1991).

Para un individuo adscrito a determinada cultura, es su postura el reflejo de cómo se siente por dentro (personalidad), pero también tiene que ver con el mundo que le rodea en cada instante (contexto cultural). La postura es el punto de encuentro entre el universo interior del individuo y el universo exterior (Freres, 2000).

Esta visión integral, que plantea que los fenómenos que organizan la postura son resultado de la conjugación del mundo interno y externo de cada individuo, no ha sido muy desarrollada. En nuestro país son escasos los trabajos que entreguen una visión amplia acerca de la postura. Frecuentemente los estudios sólo utilizan criterios biomecánicos y neurofisiológicos, dejando de lado aspectos que son de suma importancia, como son los factores psico-sociales y culturales.

La postura se puede analizar desde los puntos de vista estático o dinámico. En estática, la postura es la posición relativa del cuerpo en el espacio donde se encuentra o de las diferentes partes del cuerpo en relación a otras. Mientras que, en sentido dinámico se define como el control minucioso de la actividad neuromuscular para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación (Miralles, 2000).

Según Rash (1985), la postura en el hombre se relaciona con: el entorno social, la personalidad, la actitud mental, la ocupación, el hábito postural, la genética, la vestimenta, la edad, la nutrición, el estado de salud, la actividad física y los modelos socioculturales. La antropóloga Margaret Mead agrega que personas del mismo temperamento en sociedades distintas podían tener constituciones físicas diferentes y que la postura corporal es modelada por la cultura en la cual un individuo se cría (Mead, 1987).

Como expresión motriz, la postura traduce una conducta, esta conducta comprende actos integrados, propios de los organismos vivos. Estos actos

representan reacciones adaptativas ante los estímulos del medio externo. Pero estas reacciones poseen una finalidad interna y corresponden a una respuesta orientada por la personalidad del sujeto en presencia de una situación global (Vergara *et al*, 1984).

El término “actitud” expresa una determinada correlación entre aspectos corporales y mentales de la conducta, que implica una manera de sostener el cuerpo, donde los estados afectivos se reflejan en los gestos corporales. La actitud corporal es más que un equilibrio segmentario, es una manifestación observable desde el exterior, que en ausencia de movimiento traiciona las disposiciones o intenciones del sujeto hacia el medio y traduce un determinado nivel de vigilancia para la acción eventual (Vergara *et al*, 1984).

La postura es por lo tanto, una verdadera y propia forma del lenguaje, ya que cada uno se mueve como se siente y ésta expresa lo que siente el organismo en la situación actual en la cual vive. Es por consiguiente una respuesta global de adaptación a un determinado ambiente, una correlación entre los aspectos corporales y mentales del comportamiento.

La postura se organiza por medio de actitudes, las cuales constituyen una predisposición a una manera habitual de manejar el cuerpo. La repetición de una determinada conducta postural formará un hábito postural. El hábito postural según Rudick (1977), corresponde al producto terminal del proceso de aprendizaje y por ello se opone a los automatismos innatos y a la improvisación motriz en presencia de una situación. Un patrón postural de actividad corresponde a un hábito, a una forma repetida regularmente de utilizar el cuerpo en actividades propias de la sociedad a la que se pertenece, de carácter individual e influenciado por factores biológicos, físicos, psicológicos y socio-culturales. Estos implican una cadena de movimientos donde se reflejan estados de tensión muscular muchas veces inadecuados desde el punto de vista de la correcta funcionalidad del organismo (Vergara, 1984).

De esta manera, las fuerzas externas de naturaleza mecánica, pueden provocar la remodelación del tejido óseo en individuos normales cuando se trata de movimientos repetitivos o esfuerzos intensos (portar cargas, posturas

estereotipadas), especialmente si se ejercen durante largos periodos de tiempo en la vida del individuo y pueden aparecer en regiones esqueléticas concretas del organismo como consecuencia del desarrollo de una función determinada (Coros, 1988).

La remodelación ósea es una respuesta esquelética a la aplicación de estrés para mantener la integridad en el soporte y movimiento y puede ser buen indicador de la respuesta esquelética al estrés inducido por actividad repetida en humanos (Rash, 1985). De esta forma, el análisis de una determinada postura constituye en sí un camino para descubrir cómo el sistema óseo responde frente a distintos hábitos laborales de origen cultural.

Es así como nosotros en este trabajo hemos querido analizar y determinar en forma cinemática cuáles son las posturas y movimientos más recurrentes desarrollados durante el lanzamiento con estófica y si existe un patrón en este gesto técnico (entendiendo como gesto técnico en nuestro trabajo como aquella acción o conjunto de movimientos que realiza un individuo a fin de poner en acción un segmento corporal u objeto), a fin de establecer y describir las etapas y fases que se visualizan en dicho lanzamiento y a partir de este análisis determinar aquellos MEM que pueden desarrollarse, de tal forma que dichos MEN nos permitan en cierta medida interpretar modos de vida del pasado, como también discutir aquellas hipótesis que relacionan ciertos MEM con este gesto técnico.

Por lo anterior resulta importante realizar estudios posturales abordados desde la biomecánica, que nos permitan acercarnos, de una forma más concreta, a su etiología, a fin de obtener datos precisos, que permitan que nuestras inferencias se acerquen más a la realidad. Por lo tanto la comprensión de los Marcadores de Estrés Musculosqueléticos (MEM), requiere de métodos y técnicas que permitan describir con precisión los músculos implicados en su generación, para dar más precisión a los análisis de MEM.

Para ello consideramos útil proponemos el uso de la técnica de análisis fotogramétrico, técnica que permite analizar la secuencia de eventos agrupados en diferentes fases que se desarrollan durante un movimiento, además que es de bajo costo, no invasiva y fácil de usar.

LA FOTOGRAMETRIA:

En la necesidad de cuantificar cualquier movimiento, de manera que se pueda medir objetivamente, hoy en día, gracias al desarrollo de la electrónica e informática, se han ido desarrollando nuevas técnicas para abordar los estudios biomecánicos.

Una de ellas 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)

Básicamente se define como una disciplina científico-técnica que permite estimar mediante un análisis cinemático las relaciones funcionales de la estructura corporal durante un movimiento determinado, ocupándose en la determinación de las dimensiones, la forma y la posición de los objetos por medio de imágenes fotográficas, la cual contempla varias formas y técnicas.

Así la fotogrametría métrica 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 y 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, 1997)

Para el análisis del movimiento humano desde la perspectiva de la biomecánica se simplifica el cuerpo humano como un sistema de segmentos articulados, de los que se pueden conocer las especificaciones geométricas y parámetros segmentarios inerciales cinemáticos (masa, vector de posición del centro de masas, momentos de inercia, etc.) (Martinez et al, 2009),

La fotogrametría se ha mostrado como un método práctico y fiable de determinar la forma y el volumen de los segmentos corporales (Grande, 2000). Además que tiene la ventaja de aplicarse en estudios a distancia y sin contacto

con el sujeto a evaluar, con lo que no se interfieren en el desarrollo de los movimientos a analizar

La dinámica del sistema músculo-esquelético, obtenida en del análisis fotogramétrico se evalúa desde las perspectivas cinética y cinemática. En el primero de los casos se cuantifica la energía necesaria para la producción del movimiento, midiendo las fuerzas de reacción, de torques y potencias en cada una de las articulaciones que intervienen durante el movimiento, mientras que en el análisis cinemático describe el desplazamiento de un individuo o segmentos de éste, en términos de los componentes del sistema y sus relaciones fundamentales, como son la variación angular, velocidad angular, desplazamiento y aceleración de cada una de las articulaciones y segmentos que intervienen en un movimiento determinado y sus relaciones funcionales con la estructura corporal y obteniendo variables dinámicas con un mayor grado de precisión.

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 Análisis System), siendo este último aquel que propusimos utilizar en este trabajo, debido a su mejor precisión y fiabilidad, cuyos fabricantes son Gideon Ariel & Associates USA.¹

Esta técnica actualmente está siendo aplicada principalmente a los estudios biomecánicos tanto clínicos, deportivos como en ergonomía; logrando de esta manera mejorar significativamente la eficiencia en el plano deportivo, (Cicchella, 2009, Rojano – Berral, 2009, Grande, 2000, Paulino et al, 2001, Campos et al, 2000, López, 2000, Suárez, 2004), mientras que a nivel ergonómico ha permitido optimizar los procesos de producción (Gianikellis et al 2002 – 2004).

¹ APAS® (Ariel Performance Analysis System) licencia y versión APAS 2010 (v13.1.0.5) adquirida en el 2010 por la Escuela de Kinesiología de la PUCV.

LA ESTOLICA

Antecedentes Arqueológicos

Una de las armas utilizadas en la prehistoria, principalmente durante el periodo arcaico, es la estólica, conocida también como Atlatl, tiradera o propulsor (español), *propulseur* (francés), *spearthrower* (inglés), *speerschleuder* (alemán), *atlatl* (nahuatl) y *woomera* o *miru* (versiones en inglés de términos australianos).

Es un dispositivo que permite dar propulsión a un dardo, en forma manual, el cual está constituido por un astil ancho o una plataforma flexible, corta y delgada fabricada preferentemente en madera aunque también los había de metal y enchapados con oro y plata, cuya longitud comúnmente es de unos 40cm a 70cm, en cuya parte superior se deposita un dardo donde posee uno o dos ganchos fijos en uno de los extremos donde se ancla el dardo, los cuales pueden ser de hueso, piedra, metal o concha. Algunas veces han sido adornados con figuras de animales, peces, aves o simplemente geométricas. Dicho gancho sirve de apoyo para el dardo, y es además es el encargado de transmitir la fuerza centrífuga generada por el brazo, mientras que en el otro extremo llevan elaborado un mango o empuñadura para asirla y algunas un fiador de cuero que permite sostenerla (figura 1).

Figura 1: Dibujo de Estólica y Dardo.



Hasta la fecha actual, América del Norte es el único lugar conocido del mundo donde los pesos de piedra se han añadido a los ejes de atlatl. Dichos pesos han sido denominados *Bannerstones*, *Loafstone*, *Boatstones*, *Bar*, etc., confeccionados en granito, pizarra, jaspe, cuarzo y cuarcita. Se presentan en una gran variedad de diferentes tamaños, formas y estilos. Si bien la funcionalidad de dicho contrapeso no está del todo aclarada, aparte de su función estética, se ha visto que añaden momento angular lo que aumenta la estabilidad, y por lo tanto precisión, no así la distancia, mejorando en parte su eficiencia (Brown 1967, Cole 1972, Dickson 1985, Lyons 2002-2003, Baugh 1998 – 2003, Berg 2006)

Funcionalmente este dispositivo es un acelerador angular de un dardo, permitiendo prolongar el brazo de palanca y con ello aumentar la potencia y distancia infringida sobre el dardo. Es por ello que varios estudios se han centrado sobre sus propiedades dinámicas (Raymon, 1986, Baugh, 2003). Con este artificio, la saeta o dardo, que normalmente sobresalía la tercera parte, podía ser arrojado a una distancia por sobre los 70 m. Se han hecho diversas tipologías, ya sea dependiendo de la presencia de ganchos o pesas, o bien según su morfología y decoración lo que ha permitido clasificarlas y adscribirlas a determinados periodos y culturas (Krause, 1905; Rivera - Zlatar, 1982).

Este dispositivo se encuentra en casi todo el mundo, generalizándose en Europa del Paleolítico superior, principalmente durante el Solutrense y Magdaleniense, en Australia y el Nuevo Mundo. Parecen haber sido desconocidas en el sur de Eurasia en los tiempos históricos, y notablemente parecen estar perdidos en el Pacífico, a pesar de su importancia en Australia (Cundy, 1989). Abundantes son los antecedentes prehistóricos que se tienen de este dispositivo en norteamérica; desde pinturas rupestres, hallazgos arqueológicos como también decorando frisos, cerámica y códices de las culturas aztecas y mayas (Tuohy, 1982). En Sudamérica este dispositivo data desde épocas muy tempranas y su distribución abarca toda la región, siendo bastante conspicua en algunas culturas como la Moche donde se llegaron a confeccionar incluso en oro y su uso no fue exclusivamente por parte del género masculino (Pérez, 1999).

En Chile, las evidencias directas más antiguas del sistema estólica-dardo aparecen por el 10.000 al 9.000 a.p. (De Sousa, 2004), por tanto es muy probable que ya estuviera presente en los grupos paleoindios. Así parece quedar demostrado por algunos hallazgos arqueológicos en sitios como Tagua-Tagua y Quereo en Chile central (Jackson et al, 2007; Jackson 1997; Jackson et al, 2004; Nuñez et al, 1994), mientras que en el norte árido de Chile, las evidencias directas más antiguas de su uso se encuentran en el sitio de Tambillo (Nuñez, 1983), consistente en posibles ganchos de hueso que la remontaría su uso a lo menos al 8.000 a.p. También se ha visto en el sitio de Cuchipuy (Kaltwasser et al, 1986) y Caverna Piuquenes (Stehberg y Blanco, 2002) . A lo anterior podemos agregar a la cultura Chinchorro (10.000 a.C.), se ha sugerido su uso por parte de la evidencia arqueológica (Arriaza, 2003). Pero sin duda, donde esta arma alcanza su frecuencia alta, es en contextos de los periodos Arcaico medio y tardío que va desde el 7000 a.C hasta el 3000 a.C., y que concentra sus fechas hacia el 6000, donde aparece una mayor diversidad de sitios tales como: El Manzano, Caletón los Queltehues, La Batea 18, Cuchipuy, Punta Curaumilla, Tagua-Tagua II. Donde se observa un cambio tecnológico al surgir las puntas apedunculadas, especialmente de base cóncava y de variados tamaños, y desaparecen las puntas pedunculadas más propias de los periodos anteriores, lo cual estaría indicando un cambio en la técnica de propulsión, como es el uso de la estólica (Arancibia, 2005, García y Labarca, 2001).

Sin embargo, a pesar de la abundancia de sitios de este periodo no son tan numerosos los hallazgos de estólicas en los andes meridionales, destacando las encontradas en Argentina y Norte de Chile. Entre ellas figuran las provenientes de los sitios Las Doncellas en la Puna Jujeña (Casanova, 1994) que posee una longitud de 57 centímetros de largo; dos en Huachichocana, Jujuy con 57 y 47 centímetros de largo pertenecientes a cazadores prehispánicos, de 1450 a.C. (Fernández 1990); Inca Cueva (Jujuy), correspondiente a cazadores precerámicos de 2130 a.C. (Aguerre, A – Fernández, A. - Aschero, C. 1973; Fernández A, 1973); Ansilta (San Juan), de 52 centímetros de largo del 210 d.C., (Gambier 1977) y de Atuel (Lagiglia, H, 1991). En general el largo de las estólicas

encontradas en la vertiente oriental de Los Andes y puna Juneña, varía desde los 30 cm. a 60 cm, con un diámetro de 30 mm. y un peso de 120 gr.²

En Chile figuran documentadas algunas estólicas encontradas en contextos arcaicos y formativos del Norte Grande principalmente en el valle de Arica y costa arreica, como también en la hoya del Salar de Atacama (Torres-Rouff, Knudson 2007). Al respecto Rivera y Zlatar basándose en su morfología 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, y sus correspondientes relaciones culturales (Rivera y Zlatar, 1982), reflejando una gran variedad de diseños en esta artefacto.

La Estólica en el contexto etnohistorico

A fin de obtener una mayor información que nos permita reunir antecedentes para la reconstrucción del gesto técnico y la reproducción de la estólica, se consultaron crónicas y documentos etnohistóricos. Primeramente dicha arma se presenta descrita indistintamente bajo diversos sinónimos como son: Atlatl (Nahua), Propulsores, Tiraderas, Azagayas, Dardos, Cumana o Huchu (Quechua) y Qesque (Muisca - Chibcha). Además numerosos antecedentes de ella figuran en los escritos de Pedro Mártir de Anglería, Antonio de Solís, Francisco López de Gómara, Joseph de Acosta, Pedro de Cieza de León, Martín de Murúa, Bernabé Cobo, Diego de Molina, Francisco de Xeres, Pedro Simon, Agustín de Zarate, Gerónimo de Bibar, Mariño de Lovera, Alonso de Ovalle y Alonso de Ercilla. Sin embargo son los cronistas Bartolomé de las Casas, Cristóbal de Acuña y Lucas Fernández de Piedrahita quienes entregan una información más detallada de esta arma. Como ejemplo se describe lo que mencionan dichos autores:

² Los datos que presento se basan en las pocas estólicas encontradas casi íntegras y documentadas en la arqueología de sud-América, principalmente las provenientes de Gruta del Indio, Ansilta, Doncellas, Inca Cueva en Argentina y del Extremos norte de Chile...

“y unas varas como dardos, las cuales tiraban con gran industria y sotileza, y eran desta manera: que tenían una tiradera de palo bien hecha y sutil, de cuatro palmos, y al cabo Della tenía un pececito con su muesca, donde asentaba la vara como dardos, y en la empuñadura tenía un algodón muy bien hecha una como asa, donde metían la muñeca del brazo, como fiador, no se cayese; ponian la vara en la muñeca o pie de la tiradera, y por la empuñadura cogían con los dedos el dardo, y con mucha maña arrojaban el dardo mejor que si la aventara una grande ballesta, lo cual para entre gente desnuda, y aun para vestida y no bien armada, era peligrosa arma; y ésta era la más recia que en esta isla y en muchas partes de estas Indias se usaba” (De las Casas, Cap. LXVI Pág. 221).

“Sus armas son, en unos azagayas medianas y dardos labrados de maderas fuertes, bien aguzadas, y todas las puntas, que tiradas con destreza, pasan con facilidad al enemigo. En otros, son estólicas, arma en que los guerreros del Inca, gran rey del Perú, eran muy diestros: son estas estólicas unos palos tableados de una vara de largo y tres dedos de ancho, en cuyo remate , a la parte de arriba, fijan un diente de hueso o de palo muy fuerte, que labrado en forma de harpón queda como garrocha, pendiente de aquel a quien hiere; esta cogen con la mano derecha en que tienen la estólica por la parte inferior, y fijándola en el diente superior, la disparan con tan gran fuerza y acierto que a cincuenta pasos no yerran tiro.” (Acuña, Pág. 671-672).

“ Pero la más común arma que tenían para sus guerras eran tiraderas que son ciertos dardillos de varillas livianas a manera de carrizos con punta de macana no con amientos de hilo sino con un palillo de dos palmos de grosor de jaculillo, prolongando con él la tercia parte de la caña; éste tiene dos ganchos afilados y distintos, cada cual de ellos en un extremo del amiento que he dicho; con el uno ocupan el pie raso del dardillo y con el otro lo aprietan con el dedo índice corvado, hasta que el dardillo se desembaraza según la fuerza del que lo despida.” (Fernández de Piedrahita, Libro 1, Cap.2, Pág.12)

Si bien las descripciones hablan por sí solas, podemos desprender de ellas que los aborígenes tuvieron gran dominio de dicha arma, y por tanto la práctica del gesto técnico de lanzamiento debió transmitirse y ser de aprendido. El cronista húngaro Francisco Xavier Eder (1791), quien vivió en la provincia de los Moxos a fines del siglo XVIII, dejó un grabado de la postura adoptada por dichos habitantes durante el lanzamiento (ver figura 2).



Figura 2: Indio Moxo, en postura de lanzar con estólita, Francisco Xavier Eder, 1791. *Descriptio Provinciae Moxitarum in Regno Peruano, Budae.*

¿CODO DE ATLATL?

Para algunos, la estófica es considerada como la expresión suprema de nuestra capacidad de lanzar un proyectil, ya que nos dotó de una ventaja sobre todos los otros depredadores y nos convirtió en el mayor depredador. Así gracias a esta arma el hombre se apoderó y dominó el medio ambiente, durante uno de los periodos más extensos de la prehistoria como es el arcaico. Su utilización requiere una técnica, habilidad y destreza principalmente con las extremidades superiores, comparable a la desarrollada hoy en algunos deportes.

En 1969, el influyente antropólogo físico J. Lawrence Ángel, acuñó el término "*codo atlatl*", de esta manera este autor fue uno de los pioneros en paleopatología que estaban empezando a estudiar los patrones de enfermedad y trauma en los esqueletos como prueba de las actividades repetitivas desarrolladas en vida. El autor sostuvo como resultado de un largo uso de atlatls, que la acción combinada de flexo-extensión de codo combinada con la prono-supinación en forma repetitiva, produce un estrés a nivel de dicha articulación (Ángel, 1969, Larsen, 1997 2000). Para otros autores este estudio fue muy influyente en el desarrollo de la paleopatología en su conjunto y sobre todo el interés en la osteoartritis como prueba de su relación con los patrones de actividad, dado que Ángel había identificado un claro vínculo entre la actividad y la patología (Jurmain, 1999). Esto motivó a otros investigadores a seguir esta línea de investigación, resultando ser especialmente interesante codos y rodillas, observando que los codos y las rodillas tienden a tener artrosis más frecuente que otras grandes articulaciones y las lesiones de codo en las poblaciones prehistóricas son más frecuentes que en los estudios clínicos modernos (Bridges, 1992 – Ortner, 1968 – Jurmain, 1978 (a-b) -1979 - Merbs, 1983). De esta manera al analizar esqueletos de poblaciones árticas Inuit, encontraron altas tasas de artritis del codo. Sin embargo aún no existe una discusión sobre cómo se desarrolla la artritis y si el estrés y los daños a las articulaciones realmente produce cambios artríticos en una forma predecible.

Aun cuando se sabe que ciertos grupos prehistóricos utilizaron el atlatl, no se han descrito los movimientos y fases implicados en dicho gesto técnico, su frecuencia y estilo en quienes lo practicaban, más aún considerando la variabilidad que se observa actualmente en modernos lanzadores de atlatl (Whittaker, 2003).

Si bien en un grupo de individuos determinado existen ejercicios relacionados con articulaciones específicas, la mayoría de los movimientos desarrollados diariamente son más generales, ya que, todo el mundo participa en muchas actividades a la vez. De esta forma Merbs y Jurmain, criticaron a Ángel, sosteniendo que actividades como el conducir trineos de perros, curtir piel, usar arco y flechas y remar en kayak, así como también diversos tipos de lanzamiento, pueden ser otras de las actividades que pueden afectar los codos de los Inuit (Merbs, 1983, Jurmain, 1978 - 1999).

Miller (1985) encontró evidencia de epicondilitis lateral, en esqueletos de un pueblo del suroeste de los EEUU del siglo 13, el cual no usó atlatls, y por tanto atribuyó las lesiones del codo, con la actividad de molienda de maíz (Miller, 1985).

Ortner (1968) por su parte realizó una descripción en detalle de los cambios artríticos en el capítulo del húmero, durante la flexo-rotación de la articulación del codo y comparó lesiones óseas en osamentas de esquimales y peruanos, encontrando altas tasas de cambios artríticos en los esquimales. Sin embargo a pesar de referirse a esta condición en todo momento como "codo de atlatl", en realidad no lo interpretó como resultado del uso atlatl en su estudio, argumentando que dicha lesión en codo, probablemente es el resultado del sobre uso. Sin embargo, señala que la genética, la edad, y diferentes actividades pueden complicar el diagnóstico. Por otra parte Bridges (1989, 1990, 1992) se interesó específicamente en la relación del uso atlatl, con la patología, comparando el atlatl usado en el arcaico con el arco y flecha del periodo Mississippiano en colecciones esqueléticas de Alabama, Estados Unidos, ella esperaba ver más artritis en codo y hombro como también una gran diferencia entre los brazos izquierdo y derecho, así también que fuesen los hombres los más afectados en ambas poblaciones. Sin embargo no encontró claros los patrones y se vio obligada a concluir que *"en esta región, los cambios en la tecnología de la caza parecen haber tenido un impacto*

mínimo en el físico, y es imposible atribuir el Codo de Atlatl a una actividad específica”, no encontrando por tanto una conexión entre la artritis y el “codo de atlatl”. Por su parte, Pickering, (1984) comparando poblaciones de Illinois, también fue incapaz de interpretar sus patrones de la artritis en términos de armamento.

Merbs (1983) sugiere que a nivel de las articulaciones de codo y hombro se puede generar daño en las articulaciones por lanzar arpones, sin embargo resulta complicado atribuirlo solamente a dicha actividad ya que existen otras actividades, que se desarrollan paralelamente en la vida diaria que pueden ser interpretadas en forma ambigua.

Por tanto concluimos que no existe evidencia como para poder deducir un gesto técnico, una actividad o más bien un patrón postural a partir de la sola evidencia de un MEM.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Tanto desde un punto de vista arqueológico, como forense, los restos óseos representan una invaluable fuente de información que permite ampliar el conocimiento de las poblaciones antiguas, corrigiendo datos producidos por la cultura material.

La posibilidad de deducir actividades habituales en función de la presencia y la distribución en el esqueleto de Marcadores Músculoesqueleticos (MEM), ha generado un gran número de estudios, que tratan de correlacionar MEM específicos con determinados movimientos repetitivos o posturas estereotipadas, que derivarían de la práctica continuada de ciertas actividades y ocupaciones (Stirland, 1998). Dentro de los análisis que se pueden llevar a cabo en estos marcadores de estrés óseo figuran los biomecánicos, ya que la biomecánica es la ciencia más cercana para poder entender el origen y proceso de formación de dichos marcadores, pero lamentablemente, no son muchas las investigaciones al respecto, existiendo una notable falta de conocimientos que permitan definir en forma concreta su etiología y consecuentemente su relación con una determinada

conducta postural adoptada. Lo que sí se observa en la literatura es una presunta asociación de un determinado marcador de estrés óseo a una actividad física o patología especialmente degenerativa, principalmente derivado de la observación, basada en la experiencia de los investigadores, (Kennedy, 1989 - 1998; Niño, 2005; Estévez, 2000; Bridges 1992 – 1992; Hawkey, 1995; Esched, 2004, Mays, 1999; Steen, 1998; Santoro, 1985; Zhang, 2004; Knusel, 1993; Quevedo, 2000; Marchi, 2006)

La utilización de la estólita requiere una técnica, habilidad y destreza principalmente con las extremidades superiores, comparable a la desarrollada hoy en algunos deportes, por tanto un análisis biomecánico de su ejecución de lanzamiento permitirá aportar evidencia del comportamiento articular y muscular, e inferir a partir de dicho análisis probables marcadores de estrés óseo (MOE), principalmente marcadores músculo esqueléticos (MEM), evidencia fundamental a la hora de hacer interpretaciones en colecciones óseas prehispánicas, a fin de establecer modos de vida.

Así el objetivo del siguiente proyecto es proponer el uso de la técnica de análisis fotogramétrico, para el análisis de MEM, analizando específicamente el gesto técnico de lanzamiento con estólita, de tal forma aportar evidencia biomecánica que apoye la hipótesis de la etiología de ciertos marcadores de estrés óseo (MOE) particularmente centrándonos como modelos en los marcadores músculo esqueléticos (MEM), relacionados con dicha actividad. Para lo cual se realizará una aproximación desde la biometría y la información bioarqueológica, en particular desde la biomecánica, en base a un análisis postural tanto estático como dinámico, que permita visualizar la fisiología articular y la actividad muscular utilizando para ello, medios bioinformáticos de análisis de movimiento. Por otra parte se consideraran los MOE o MEM a partir de las definiciones elaboradas por Finnegan (1978), Casas (1997), Capasso et al. (1998), Niño, (2005), Galtes et al, (2007), Luna (2006), Kennedy (1989 - 1998), Stirland, (1998) y complementadas por Estévez (2000).

OBJETIVOS

Objetivo General

- Describir desde la perspectiva biomecánica, las características cinemáticas del gesto técnico de lanzamiento con estófica e inferir marcadores músculo esqueléticos y a partir de dicho análisis.

Objetivos específicos

- Desarrollar una metodología para estudiar la biomecánica del lanzamiento con estófica basada en la fotogrametría en vídeo 3D.
- Determinar cuáles son las posturas y movimientos más recurrentes desarrollados durante el lanzamiento con estófica y si existe un patrón común entre ellas.
- Establecer y describir las etapas y fases que se visualizan en dicho gesto técnico.
- Analizar las variables cinemáticas de velocidad y aceleración de los movimientos comprometidos en dicho gesto técnico.
- Determinar indirectamente, la musculatura comprometida durante el lanzamiento, mediante el análisis del comportamiento vectorial.
- Relacionar dicho gesto técnico con otros similares vinculados a lanzamientos.
- Evaluar en qué medida dichos movimientos predisponen a la formación de patología y de marcadores de estrés óseos.
- Crear un soporte lógico que relacione el análisis biomecánico con los marcadores de estrés óseo que permita generar evidencia.

MATERIAL Y MÉTODO

Diseño de la investigación

- Descriptivo: Se describieron, analizaron y relacionaron factores cinemáticos, biomecánicos y comportamentales asociados al gesto técnico de lanzamiento con estólica.
- Transversal: Se realizó la toma de datos en un lugar y tiempo determinado.

El diseño fue dividido en tres etapas: La primera de ellas estuvo orientada a la investigación sobre los propulsores (estólicas), descritos en contextos arqueológicos en América del sur, particularmente en Chile y en la confección de las réplicas respectivas. Durante la segunda etapa se procedió a la captación de imágenes y relevamiento de los datos, utilizando para ello el análisis fotogramétrico, y finalmente una tercera etapa la cual fue destinada para el análisis e interpretación de los datos.

Muestra

Para el desarrollo de dicho gesto técnico se utilizaron cuatro alumnos de la escuela kinesiología de la PUCV cuyas edades fluctuaban entre los 18 y 23 años, algunos de los cuales poseían cierta vinculación con el deporte (jugador de voleibol, lanzador de jabalina, y artes marciales). Se realizaron dos set de filmación cada uno con un número de 10 a 12 lanzamientos en las instalaciones del complejo deportivo Marista del Instituto Chacabuco, ubicado a 1Km al oriente de la ciudad de Los Andes, V Región

A su vez se confeccionaron réplicas de estólica y dardos de acuerdo a antecedentes arqueológicos y etnohistóricos, con respecto al largo, peso y forma, considerando principalmente aquellas descritas y procedentes de la región sur andina, debido a la gran variedad que de ellas existe en el mundo (Figura 3 y 4).

De esta forma estólica fue confeccionada en madera de algarrobo, a partir de una pieza arqueológica depositada en el Museo Arqueológico de Los Andes, procedente de la costa norte de Chile, cuyas dimensiones se observan en la tabla: Largo total 58 cm, y su peso de 85 gramos, mientras que los dardos se elaboraron de diferentes longitudes (80, 100, 160 cm) de acuerdo a datos etnohistóricos.



Figura 3: Reproducción de estólica y dimensiones

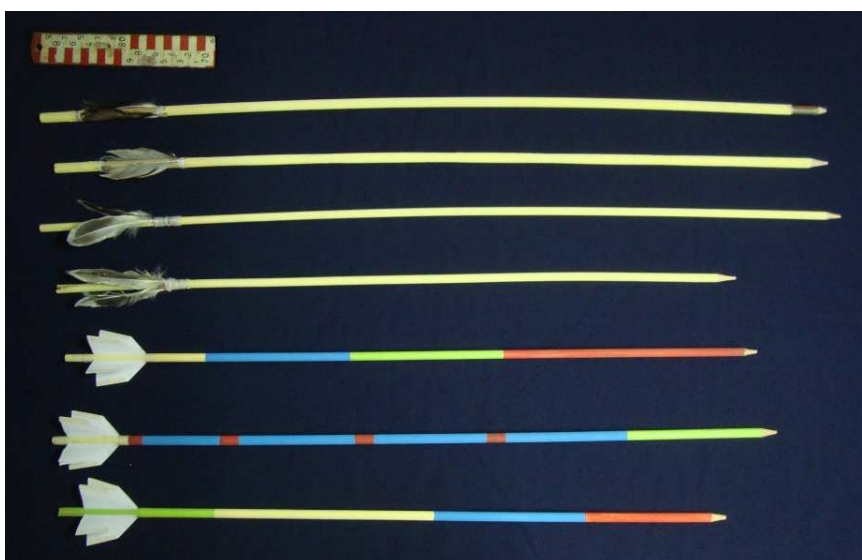


Figura 4: Reproducción de dardos.

Procedimiento:

Luego de una familiarización de los lanzadores con el dispositivo, se procedió a realizar algunas simulaciones y calentamiento previo con cada

lanzador a fin de entrenarlos en el gesto técnico de lanzamiento con estólica, mediante la demostración. Posteriormente se vistieron con ropa de color negro a fin de contrastar los marcadores esféricos, confeccionados con poliestireno expandido dispuestos según modelo preestablecido en los siguientes puntos anatómicos. Cadera (Trocánter Mayor), Hombro, Codo, Muñeca, Mano y Extremo distal de la Estólica y de acuerdo a lo dispuesto por De Levas (1996) (Figura 5).

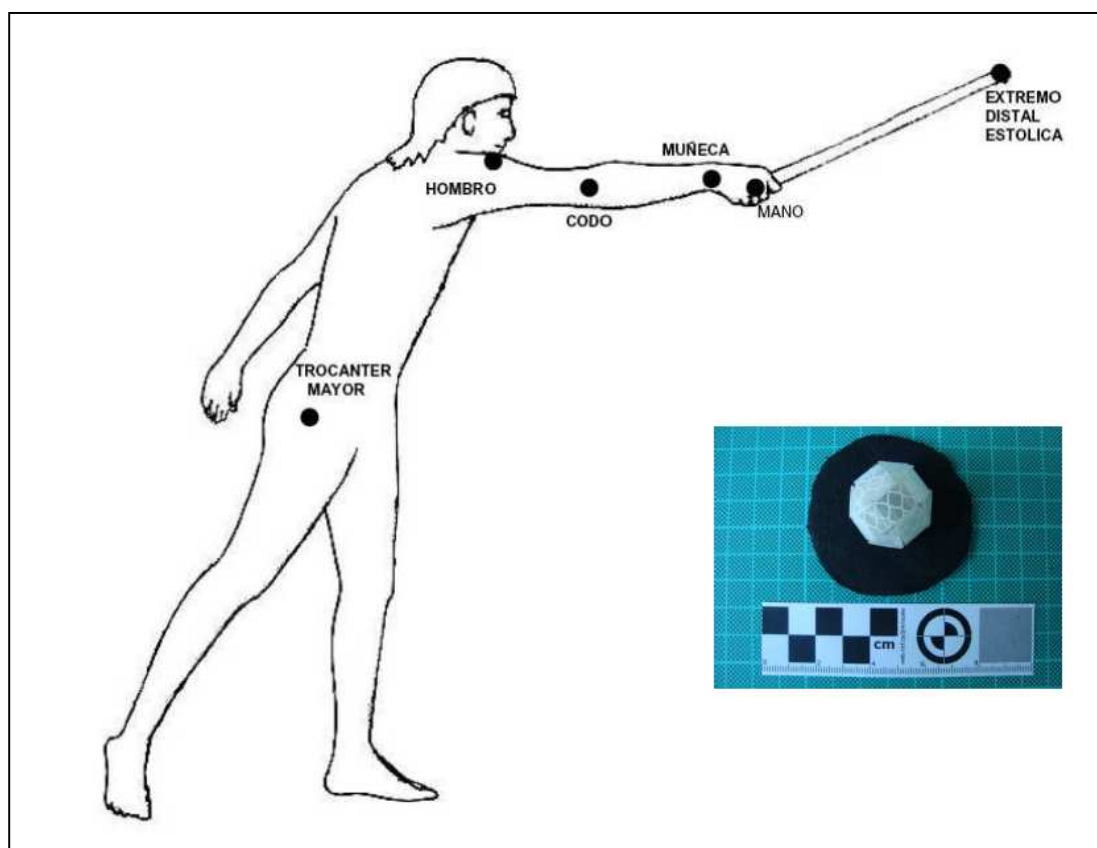


Figura 5: Ubicación de los marcadores utilizados en nuestro análisis. *Abajo costado derecho:* Marcador refractario utilizado.

Antes de iniciar los lanzamientos se filmó con ambas cámaras el sistema de referencia, para lo cual se diseñó un cubo de calibración de PVC (Policloruro de Vinilo) de 2 x 2 metros y se dispuso adjunto al cubo, un punto fijo en el suelo, los cuales fueron filmados para ser utilizados como puntos de referencia para el programa APAS a fin de calibrar la cámara (Figura 6).



Figura 6: Cubo de 2x2 de calibración *Abajo costado derecho*: Marcador fijo refractario utilizado.

Se dispusieron dos cámaras fijadas con trípodes a una distancia de cinco metros de la zona de ejecución del gesto; una orientada sagitalmente al gesto técnico (cámara 1) y otra localizada en un plano posterior (cámara 2). Ambas cámaras antes de realizar la filmación se calibraron, se enfocaron y no se movieron hasta finalizar toda la filmación (Figura 7).

La técnica instrumental utilizada fue la Fotogrametría 3D (Hallert 1970), para lo cual se utilizó una cámara de video 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 fpm, en un formato AVCHD. Teniendo en cuenta las velocidades alcanzadas por los puntos anatómicos correspondientes al miembro superior y la corta duración del lanzamiento se decidió utilizar una frecuencia de filmación de 60 fotogramas por segundo. Antes de proceder a la filmación fue retirado el cubo de calibración, dejando marcada la zona de ejecución del gesto técnico posteriormente se realizaron los lanzamientos, acción que fue repetida varias veces previo a la

filmación, para finalmente realizar dos series de 10 lanzamiento por cada lanzador.

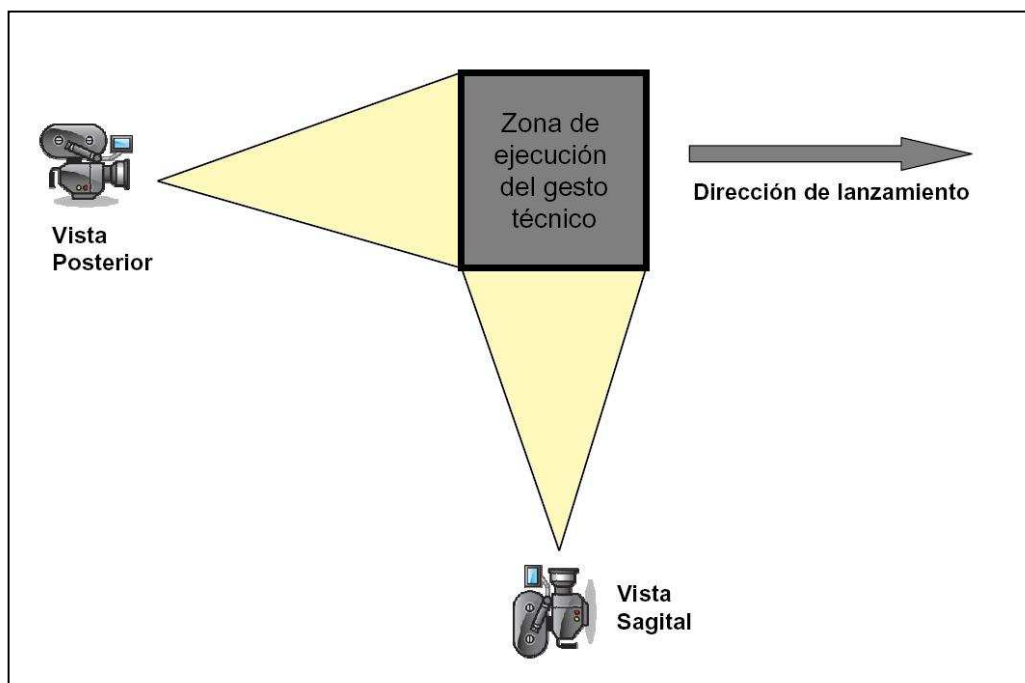


Figura 7: Disposición de las cámaras

Las imágenes fueron previamente pasadas de formato AVCHD a Mpeg y de éste a Avi NTSC. Posteriormente en el Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Kinesiología 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 aquel lanzamiento como el mejor ejecutado técnicamente. Luego se llevó a cabo el proceso de digitalización el cual se realizó de forma automática, salvo el primer fotograma de cada cámara, que se digitalizó de forma manual (fotograma a fotograma), considerando los 6 puntos anatómicos, por medio de la aplicación del software: APAS (Ariel Performance Analysis System) versión APAS 2010 (v13.1.0.5), adquirido por la Escuela de Kinesiología de la PUCV.

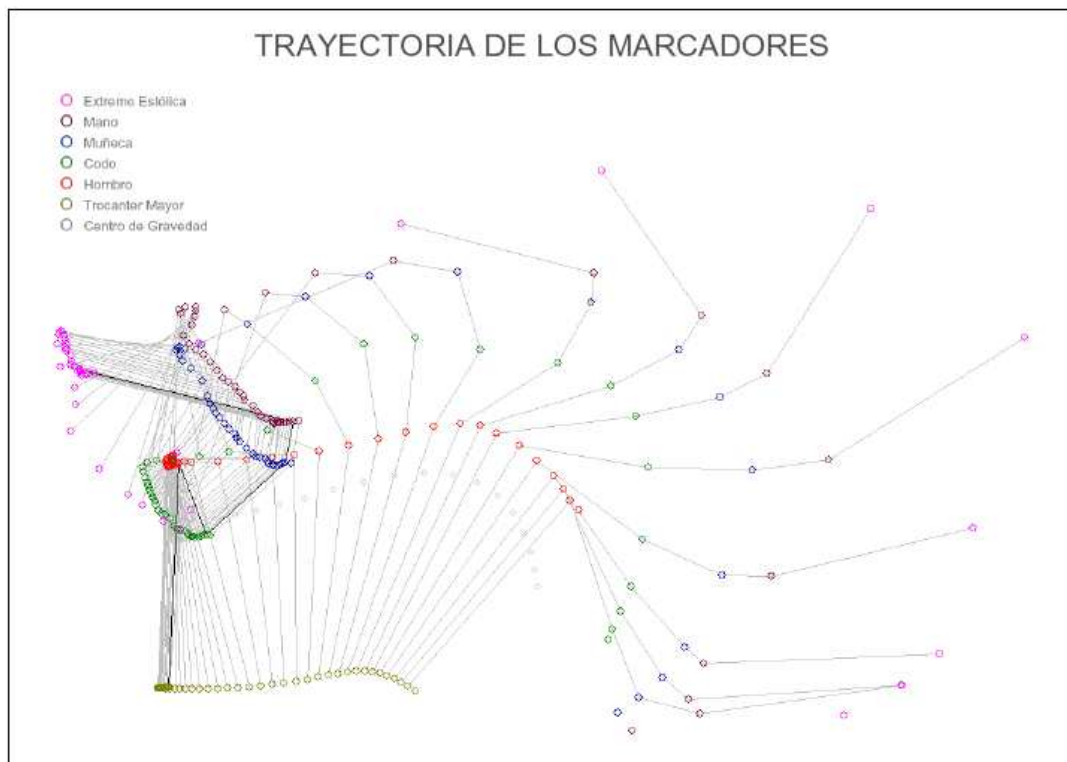
Por medio de la misma aplicación se calcularon las coordenadas 3D que definen los vértices del sistema de referencia la cual permitió analizar y evaluar los movimientos que desarrolla la extremidad superior durante dicho gesto técnico

como también nos entregó parámetros cinemáticos como magnitudes vectoriales (velocidad angular, aceleración angular y desplazamiento angular), en cada movimiento.

RESULTADOS

Nuestro análisis arrojó una gráfica consistente en un modelo de barras basado en los 6 puntos articulares, de los cuales 5 son del cuerpo humano y 1 de la estólica (Figura 8), que nos permitió realizar un análisis biomecánico de dicho lanzamiento con estólica y una valoración de los parámetros cinemáticos en cada segmento articular como: desplazamiento angular, velocidad angular y aceleración angular (Ver Glosario de Términos y tablas apéndice), determinando que en el lanzamiento con estólica se observan tres etapas cada una con las siguientes fases.

Figura 8:



Cinemática del Lanzamiento

I Etapa: Posición Inicial: Esta etapa que se inicia desde que comienza el lanzamiento propiamente tal, la hemos descompuesto en tres fases. Esta etapa tiene un tiempo total de duración media de 0.97 seg. en promedio, como podemos apreciar en los gráficos (Fig. 9 y 10, Anexo: Tablas 2 y 3), con un desplazamiento angular mínimo en hombro y codo (Anexo Tabla1)

Fase 1 (F1): Preparación inicial (*Cocking inicial*). Empieza en el tiempo cero y se prolonga hasta los 0.20 seg. El lanzador mantiene una posición inicial caracterizada por permanecer el cuerpo en un momento de estabilidad, (fase tónica) con el centro de gravedad en equilibrio, sin variación en la velocidad y aceleración (Fig. 10, 11 y 12). Instante en que el lanzador inicia el gesto técnico con el brazo 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 en promedio de los 0.20 seg. y se extiende hasta unos 0.83 seg., abarcando un tiempo de 0.64 seg. Aquí la velocidad aumenta en forma suave y gradual hasta los 0.43 seg., alcanzando en este punto los 97 gra/seg., tanto en la articulación de hombro como en el codo, con una leve aceleración siendo mayor eso si en el codo. En este punto el brazo alcanza una abducción de 90°, momento en que se activan los rotadores externos y 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 comienza su contracción isométrica, en posición intermedia.

Fase 3(F3): Comienza esta fase alrededor de los 0.83 seg., donde la velocidad empieza a disminuir al igual que la aceleración, hasta llegar a los 0.96 seg., dando paso a la siguiente etapa de aceleración. Durante esta fase, que dura 0.12 seg., el brazo alcanza la máxima rotación externa y de contracción Isotónica Concéntrica (momento en que la velocidad se detiene) pasa a Isotónica Excéntrica (Auxotónica), 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 postero-superior del rodete por el manguito de los rotadores. Para evitarlo, la escápula bascula por acción del músculo serrato mayor quien la fija a la pared torácica. Además, la acción del *infraespinatus* y *teres minor*, y el *subescapularis*, que forma parte de la pared anterior de la articulación, controlarán la subluxación anterior de la cabeza humeral. El codo en esta fase se ha mantenido en flexión en 90° por contracción isométrica del *biceps brachii* y elongación estabilizadora del *triceps brachii*, acumulando una gran cantidad de energía cinética, la mano continúa acomodada en posición intermedia activando al máximo los músculos flexores profundos y superficiales, más los interóseos y los de la eminencia tenar, los cuales se contraen en forma isométrica a fin de proporcionar una buena prensión palmar a la estólita, para luego relajarse y mantenerse en una contracción excéntrica.

II Etapa: Aceleración: Esta etapa la hemos descompuesto en dos fases: F4 y F5, y tiene un tiempo medio total de duración de 0.31 seg., (Figura 9 y 10; Anexo: Tablas 2 y 3), en ella observamos un mayor desplazamiento angular, el cual es más acentuado a nivel de codo (Anexo: Tabla 1), y la aceleración alcanza sus niveles máximos de 36.094.418 gra/seg², en el hombro, de 39.840.582 gra/seg² en el codo, para finalmente, el dardo ser expulsado con una aceleración de 43.534.629 gra/seg².

Figura 9:

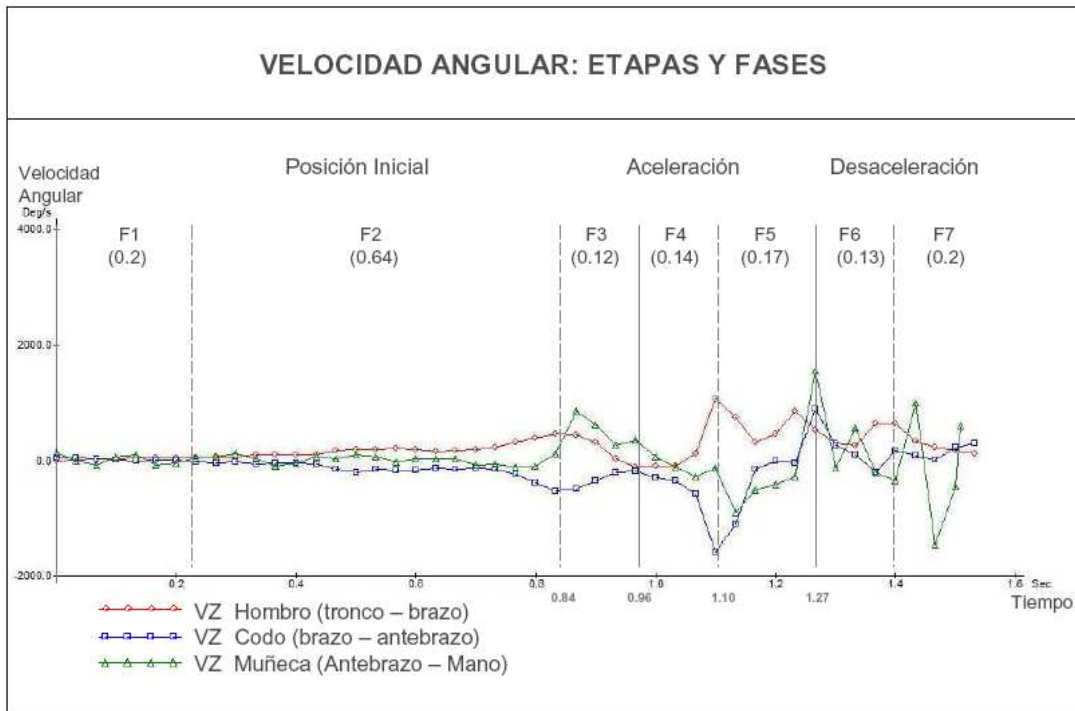
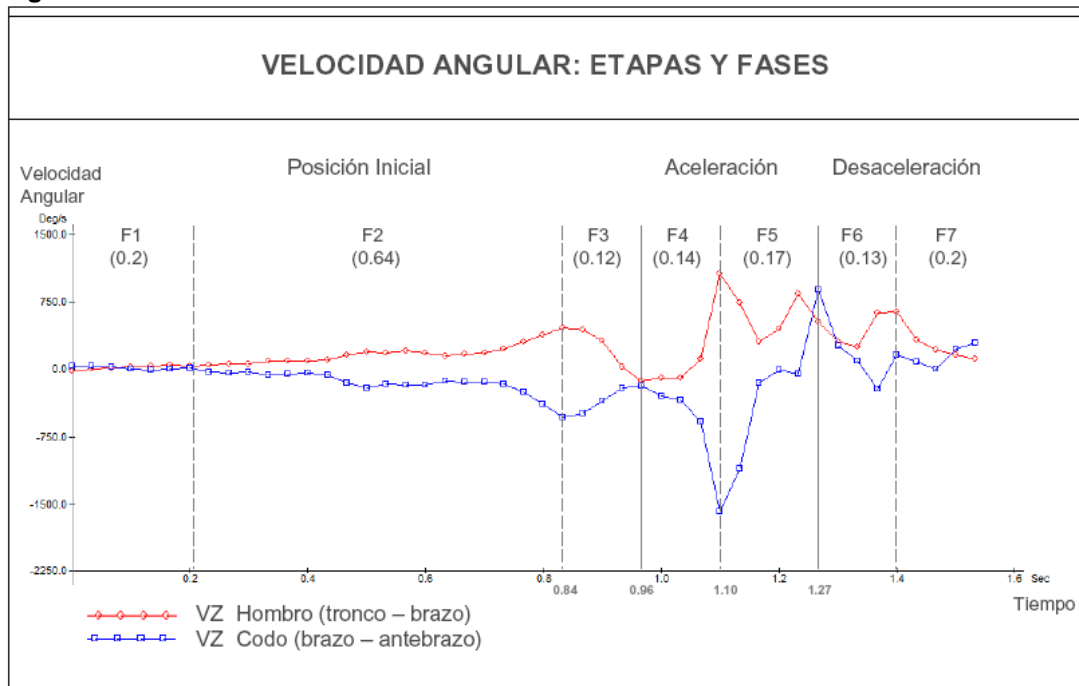


Figura 10:

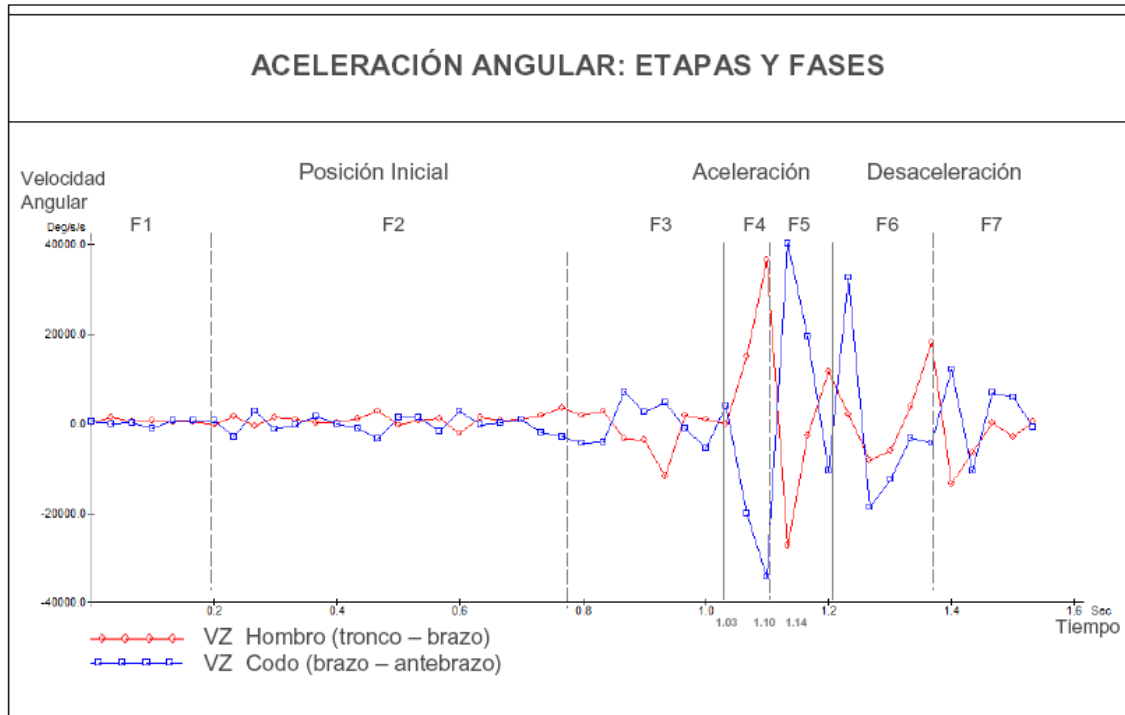


Fase 4: (F4) Esta etapa comienza a los 0.96 seg., la cual se caracteriza porque se imprime una gran velocidad a un objeto tan liviano como lo son los dardos (40 - 60 gr.), por tanto es la parte más explosiva del lanzamiento. En esta primera fase de la aceleración que se extiende hasta los 1.10 seg., 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 seg. (Fig. 10), aumentando en forma exponencial la velocidad alcanzando en el tiempo 1.10 seg. , de los 1015 a los 1562 gra/seg. La aceleración llega en el hombro a valores por sobre los 36094 gra/seg²., luego comienza a caer hasta los 117 seg. (Fig. 9 y 10). En esta fase intervienen los músculos *latissimus dorsi* y el *subescapularis*, actuando éste último como eje del hombro en rotación interna y siendo el que controla el centraje de la cabeza humeral en la glenoides en esta fase del movimiento. 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*, permitiendo de esta forma acelerar el hombro. **Por tanto son los músculos rotadores internos del hombro los principales agonistas de esta acción, contrayéndose en forma isotónica concéntrica y liberando la mayor cantidad de energía cinética, hasta que comienza la extensión del codo.**

Fase 5: (F5) A los 1.10 seg., momento en que el hombro alcanza su máxima velocidad, el codo en forma coordinada comienza su aceleración que se prolonga hasta los 1.27 seg. Durante esta fase que transcurre en 0.17 seg. la energía cinética del hombro es traspasada en forma coordinada al codo, el cual se acelera hasta los 39831grad/seg², mediante una contracción isotónica concéntrica violenta del músculo agonista *triceps brachii*, lográndose de esta forma la máxima extensión de la extremidad superior y liberándose el dardo. Al liberarse éste, el hombro está en una posición de 90 grados a 100 grados de abducción, en flexión anterior. A los 1.23 sec., se incorpora en forma coordinada la mano que se acelera ejerciendo un movimiento balístico de aducción (inclinación ulnar) desarrollando a

los 1.27 seg., una velocidad promedio de 1418 gra/sec., para finalmente alcanzarla velocidad final de 1521 gra/seg².

Figura 11:



III Etapa: Desaceleración: Esta última etapa que la hemos descompuesto en las fases F6 y F7, tiene un tiempo total de duración de 0.33 seg. (Figura 9 y 10; Anexo: Tablas 2 y 3), el desplazamiento angular tanto a nivel de hombro como en codo es más estable, no así la aceleración, que en el primer frenado cae a valores de 3333.341 gra/seg² en el hombro y de 3427.445 gra/seg², en el codo (Anexo: Tabla 1), demostrando el esfuerzo a que están sometidos los músculos estabilizadores.

Fase 6: (F6) Si bien esta fase la hemos ubicado en el tiempo 1.27 seg., ésta comienza mucho antes con el hombro, en el mismo momento en que el codo acelera. Cuando han transcurrido sólo unos 0.067 seg., el hombro desciende bruscamente su velocidad de 508 gra/seg., a 230 gra/seg., la que luego aumenta

hasta los 623 gra/sec. y nuevamente desciende hasta los 148 gra/seg., a fin de amortiguar el frenado.

Al despegarse el dardo de la estólica a su máxima velocidad, comienza un proceso de desaceleración del brazo disipando el exceso de energía cinética que no se transfiere al dardo. El hombro continua 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, minimizando el riesgo de lesiones, (Fig. 11) ya que existe en esta fase una gran vulnerabilidad de lesión del *teres minor* por su emplazamiento excéntrico, como también del biceps braquial por su gran actividad al ser el encargado principal de la absorción de la energía cinética.

Fase 7: (F7) Últimos momentos de seguimiento con relajación muscular hasta que 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, los músculos de la mano se contraen en forma isométrica a fin de poder iniciar un nuevo lanzamiento.

En concreto podemos sintetizar dicho gesto técnico en tres etapas que comprenden 7 fases (Figura 13), en donde los parámetros temporales nos permite observar que el tiempo total que demanda este gesto técnico tiene una duración de unos 1,6 seg., (Figura 12) siendo la mayor parte de este tiempo ocupado en la primera etapa de posición inicial. En cuanto a la etapa siguiente de aceleración ésta se desarrolla unos 0.31seg de los cuales 0.14 los desarrolla el hombro, y 0.17 seg el codo, produciéndose en esta última articulación 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 1° etapa es liberada y traspasada a dicha articulación con la secuencial activación isométrica del

tríceps braquial, consiguiendo una mayor aceleración, favorecida además por un mayor frenado del hombro en el instante de despegue del codo.

Tiempos del Gesto Técnico en seg.			
Etapas	Fases	Tiempo en cada Etapa	Tiempo en cada Fase
Posición Inicial	1	0.96	0.2
	2		0.64
	3		0.12
Aceleración	4	0.31	0.14
	5		0.17
Desaceleración	6	0.33	0.13
	7		0.2

Figura 12: Tabla donde se registran los tiempos de cada etapa y cada fase.

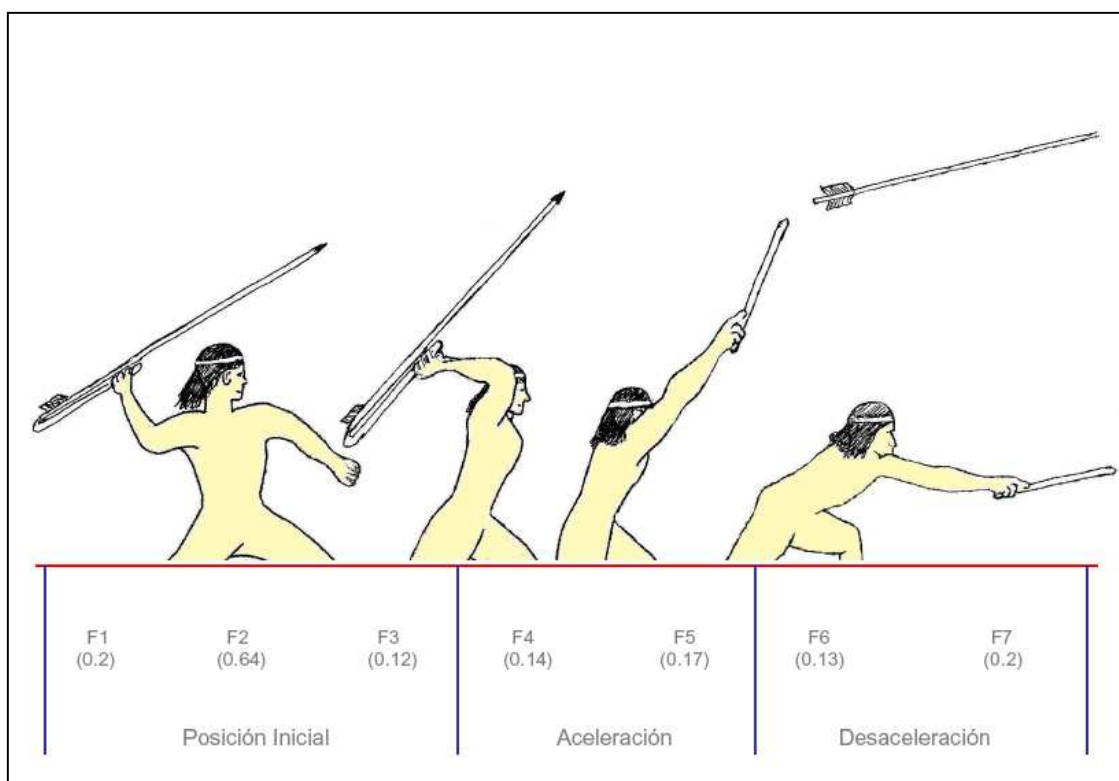


Figura 13: Las distintas etapas del gesto técnico, con sus fases y tiempo correspondiente

DISCUSIÓN

Resulta interesante observar que si bien existe un patrón común en este gesto técnico, también se pudo apreciar, a pesar de haber trabajado con sólo cuatro modelos (varones), que cada lanzador tiene sus propias características de lanzamiento, al desarrollar cada uno de ellos su propio modelo del gesto técnico. Dicha variabilidad en las acciones técnicas también ha sido observada en deportistas profesionales (López de Subijana, C., E. Navarro 2006), situación que debe estar vinculada en parte al carácter que cada individuo posee como también a vicios posturales generados en el desarrollo de otras disciplinas (tres de ellos tenían entrenamiento deportivo previo aunque no de tipo profesional: Lanzador de Jabalina, Jugador de Voleibol, Artes Marciales), situación que se debe tener en cuenta al momento de generalizar y evaluar marcadores de estrés músculo esqueléticos en una población.

Hemos visto además que desde el punto de vista dinámico, el patrón de movimiento empleado en el lanzamiento con estólica es similar al utilizado en otros movimientos de proyección de objetos, descritos por algunos autores como “movimientos por encima del hombro”, (Atwater, 1979; Whiting et al., 1991; Mero et al., 1994), 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.

De las fases observadas en dicho gesto técnico, registramos que la fase de aceleración demanda una gran fuerza inicial 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 brazo en forma coordinada y seriada. 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 (*Principio de la Coordinación de Impulsos Parciales*) (Hochmuth, 1984). 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*) (Hochmuth, 1984), 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*) (Hochmuth, 1984). 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. Al respecto Campos et al. (2000), señalan que una de las acciones que en mayor medida contribuyen a conseguir una alta velocidad de lanzamiento es la transferencia de energía cinética desde los segmentos más largos y proximales (tronco), a los más pequeños y distales (brazo, antebrazo, mano). De esta forma se consigue que el segmento más distal alcance una alta velocidad final (Herring - Chapman, 1992; Putnam, 1993). Cabe señalar que en este modelo de transferencia de impulsos angulares de un segmento a otro y la necesaria transferencia de energía desde el segmento más proximal hasta el más distal, condiciona una cierta estabilidad individual en el patrón de lanzamiento (Barlett, R., Wheat - Robins, 2007, Ilmane - LaRue, 2008, Gutiérrez, 2009).

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

- 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, considerando que la musculatura se ve favorecida como consecuencia del pre-estiramiento muscular debido al retroceso de los segmentos más distales, al acelerarse los más proximales.

Así en el gesto técnico de lanzamiento con estófica que hemos analizado, estos tres factores se presentan. Por tanto los tres principios señalados más arriba se cumplen cabalmente, confirmando la correcta transmisión de la energía cinética y complejidad de dicho gesto técnico, que tiene como objetivo obtener una alta velocidad final del segmento más distal.

Si bien este gesto de lanzamiento de estófica demuestra una característica cinemática bien particular, existen otros gestos técnicos asociados al deporte donde se cumplen los mismos principios biomecánicos y fases similares en el desarrollo del gesto, con los cuales uno los puede relacionar y encontrar ciertas semejanzas, como son el lanzamiento de jabalina, el saque en el tenis, lanzamiento de la pelota en el béisbol y el remate en el voleibol (Baccarani, G., Simonini, D., 1968, Bonnefoy-Mazure et al 2010, Bramhall, J.P., et al. 1994, Campos J. et al. 1999 - 2000 – 2008, Chen et al. 2001, Coudreuse, J.-M., Parier, J., 2003, García-Tormo et al. 2006, González et al 2009, López de Subijana, C. – Navarro E. 2006, Masamura et al. 2007, Rojano O. - Berral de la Rosa F. 2009 – 2007, Pawel M. (2008).

Hemos señalado además que el tercer factor que intervienen en la eficiencia de este modelo de cadena cinética es la musculatura. En la articulación del hombro la musculatura ha sido dividida en intrínsecos de estabilización (*supraspinatus*, *infraspinatus*, *bíceps*, y *tríceps*) y extrínsecos de movilización *deltoid* anterior, medio y posterior, *pectoralis major*, *latissimus dossi*, *teres minor* (Irlenbusch 1999, Hislop 2000, Kendall 2002). De la misma manera los músculos estabilizadores de la articulación del hombro dependiendo cuan importante es su participación en la estabilización han sido dividido en estabilizadores de alto nivel *supraspinatus*, *infraspinatus* y estabilizadores de bajo nivel *deltoid*, *bíceps* (Kelly et al, 2002).

Estudios electromiográficos efectuados en actividades deportivas asociadas a lanzamientos (Jobe et al. 1983 - 1984, Gowan 1987, Bradley – Tibone, 1991, Illyés - Kiss 2005, Minning 2007) demuestran que en el hombro, los músculos *pectoralis major*, *subescapularis*, *asistidos por el latissimus dorsi* y *teres major*, son los motores principales (agonistas) de la rotación interna, siendo el fascículo

esternal del *pectoralis major* el principal motor de la rotación interna, en conjunto con el *subescapularis*, (Hintermeister et al., 1998, Miralles R., I. Miralles. 2005). Además se ha demostrado electromiográficamente que este último músculo presenta una actividad alta, tanto en la fase de *Cocking* como en la fase de desaceleración del brazo (Escamilla R., Andrews J, 2009), por lo tanto pectoral mayor como subescapular son los principales responsables de generar fuerza y por tanto imprimir la demanda de esfuerzo en su punto de inserción humeral, más si consideramos 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, oponiéndose a una fuerza resultante de la contracción del *deltoideus* que tiende a luxar la cabeza humeral hacia arriba (Miralles R., I. Miralles. 2005).

Junto a lo anterior se ha observado durante el lanzamiento, la participación de los músculos *deltoideus* y principalmente *supraespinatus* en la estabilización del hombro, evitando de esta manera la luxación anterior de la cabeza humeral, empujando la cabeza humeral hacia la glenoide (Nordin M., V. Franke. 2004). También se ha visto que el músculo *supraespinatus* participa junto al *deltoideus* (pars anterior) en elevar y colocar el húmero en todas las fases. De igual forma el *biceps brachii* tiene un papel en la elevación del hombro pero sólo en la fase temprana funcionando como un estabilizador dinámico del hombro deprimiendo la cabeza humeral, a fin de evitar lesiones principalmente en la etapa de desaceleración durante un lanzamiento (Landin et al 2008).

Así en 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) activándose antes del inicio del movimiento, siendo el *supraespinatus* 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)

En general los músculos *deltoideus*, *supraespinatus*, *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 R., I. Miralles. 2005; Myers et al. 2005).

Por otra parte estudios electromiográficos han demostrado que durante dicho gesto técnico la rotación externa se desarrolla a partir de los músculos *teres minor* e *infraespinatus*, los que traccionan la cabeza humeral posteriormente, siendo el *infraespinatus* el músculo más activo en todas las posiciones de abducción. 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 M., V. Franke.I. 2004, Miralles, R., I. Miralles. 2005). Sin embargo 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 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 infraespinoso disminuye. (Rokito et al, 1998). Además se ha visto que el *infraespinatus* está activo en el secuestro y la flexión, mientras que el músculo *supraespinatus* en la extensión, actuando como antagonista en dicha acción. (Saha 1971, Gaur 2007).

Se ha reconocido además, la importancia de la estabilización de la escápula y la glenoides, y se ha mostrado la participación activa en la fase final del *cocking* final por parte del serrato anterior, proporcionando una plataforma estable para el movimiento humeral (Nordin M., V. Franke.I. 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 (Kapandji, 2006, Miralles R., I. Miralles. 2005), como también su grado de elongación, así como, a pesar de encontrarse flexionado el codo en 90° en el momento de su activación, éste se contrae bruscamente debido a que en dicho instante este músculo es previamente alongado. Un pequeño

músculo llamado *anconeus* que es sinergista del *tríceps brachii*, se ha demostrado que también participa en esta fase, como estabilizador del codo (Pauly et al. 1977, Nordin M., V. Franke. 2004). Cabe agregar, que se ha observado que si bien los músculos *tríceps brachii*, *anconeus* y *cubital anterior* se activan en forma conjunta durante la extensión, es el *tríceps brachii* aquel que tiene la mayor capacidad de trabajo (Nordin M., V. Frankel. 2004).

Por otra parte el bíceps braquial, en conjunto con el *brachialis* y el *supinator*, provocan una fuerte contracción excéntrica causando solicitaciones 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.

Otras estructuras del intervalo rotador que limitan la rotación externa aparte del músculo *subescapularis* y *teres major*, son los ligamentos coracohumeral y glenohumeral antero-inferior, la tensión repetitiva de estos ligamentos pueden causar micro-desgarros de los fascículos de colágeno y laxitud capsular.

En concreto observamos que aquel principio biomecánico que más caracteriza a este gesto técnico es el "Principio de la Coordinación de Impulsos Parciales" (Hochmuth, 1984), ya que la orientación relativa de la cadena cinética al comienzo de la fase de lanzamiento determina la efectividad de la transmisión de energía, debido a que al imprimir una gran energía inicial, todas las partes del cuerpo empleadas como agentes de aceleración 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.

Se sabe que cuando los músculos activados son estirados enérgicamente se puede almacenar energía cinética y/o potencial gravitatoria en los componentes elásticos, efectuando ejercicios negativos o excéntricos (Astrand P., Rodahl K., 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 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 están presentes cuando ejecutamos el gesto de lanzar un objeto donde la coordinación juega un papel crucial. Ya que en forma seriada se deben estirar agonistas sucesivamente, de manera de poder desarrollar un impulso que se genere a partir de una tensión en condiciones lo más isométricas (o incluso excéntricas). Esto se logra movilizándolo un segmento proximal por delante del segmento distal de modo que el agonista desarrolla tensión muscular mientras se estira o permanece con la misma longitud durante el mayor tiempo posible.

De esta forma vemos que en este gesto técnico, no sólo se requiere de una gran movilidad articular, sino que además precisamos 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 obligando a los músculos rotadores internos del hombro a generar una violenta contracción, demandando por tanto en dicho momento una serie de sollicitaciones en su punto de inserción, mientras que 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 las que pueden provocar lesiones óseas.

Escamilla y Andrews (2009), señalan que la gran actividad muscular en el hombro durante las fases iniciales de preparación y las fases finales de desaceleración, predispone a esta articulación a lesiones del hombro durante estas fases. Por lo general todos los ejercicios pesados causan daño y expulsión proteica (microdesgarros) hasta cierto grado. Los movimientos excéntricos negativos son extremadamente castigadores. Nuestra capacidad de soportar un peso que descende es de un 40% menos de lo que podemos levantar en un ejercicio determinado. Por ello es que se aconseja que los entrenamientos

negativos deban limitarse a una vez por semana o incluso menos. Todavía más peligroso son las combinaciones de ejercicios excéntricos con movimientos balísticos, donde se fuerza al músculo a llegar hasta su máxima posición de estiramiento a través de la resistencia negativa. Es por ello que resulten muy peligrosos deportes asociados a este tipo de movimiento como son los lanzamiento “por sobre la cabeza”: jabalina, pelota de sóftbol, béisbol, o voleibol. De esta manera cuando consideramos la destrucción proteica producida en los movimientos de lanzamiento comprendemos porqué son tan comunes las lesiones en estos deportista, sobre todo a nivel de codo y hombro.

Se ha descrito que los deportistas de lanzamiento son proclives a lesiones del hombro como consecuencia de las altas fuerzas impuestas a éste durante el movimiento de lanzamiento, tanto a nivel de los estabilizadores dinámicos como la articulación glenohumeral, el manguito rotador, los músculos escapulotorácicos la porción larga del tendón del bíceps brachii, y de los estabilizadores estáticos como son el *labrum* (rodete) cartilaginoso y la cápsula de la articulación glenohumeral. Si bien un solo episodio traumático puede causar una lesión, es más frecuente que el sobreuso repetitivo derive en la lesión de una o más de estas estructuras.

El lanzamiento representa la última función del hombro humano. La habilidad para lanzar ha evolucionado desde épocas tempranas y ha sido fundamental para el desarrollo de la subsistencia del hombre. En dicho gesto técnico hay un delicado equilibrio entre la movilidad y la estabilidad del hombro. Ya que éste debe ser suficientemente laxo 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, lo que crea un punto de apoyo estable para la rotación. Esto se denomina la “paradoja del lanzador”.

En general el hombro puede dañarse por múltiples factores, sin embargo parece que el movimiento de lanzar y tener que controlar su terminación, es uno de los más dañinos. Por eso, en la literatura americana a aquellos atletas que realizan el gesto técnico de lanzar se les denomina “*overhead athlete*”. Y en

ergonomía a todo trabajo que se realiza por sobre los 90° se le adjudica un puntaje más alto de riesgo (Jouvencel, 2006)

Las causas más frecuentes de lesiones se producen tanto en las fases iniciales como en las fases finales, así se ha visto que en las fases de desaceleración los micro-desgarros pero principalmente las tendinitis son las patologías más comunes principalmente a nivel de los músculos del manguito rotador: tendón del músculo *supraespinatus*, del tendón del músculo *subescapularis*, de la porción larga del músculo *bíceps brachii* del ligamento córaco-humeral, del ligamento gleno-humeral superior y del desfiladero subacromial. Como también se puede desarrollar el pinzamiento de la coracoides, inestabilidad del músculo bíceps braquial y lesiones superiores del músculo subescapular.

La región posterosuperior de la cavidad glenoidea durante el lanzamiento también se puede ver afectada por las fuerzas de cizallamiento generadas, 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 *supraespinatus* y del *infraespinatus*.

Se ha demostrado recientemente que el desplazamiento del centro de rotación glenohumeral puede provocar cuadros patológicos similares a aquellos asociados a microinestabilidad con lesiones concomitantes de muchas de las estructuras circundantes (Kuhn et al, 2003, Fitzpatrick et al, 2005). También se ha visto últimamente que un desequilibrio entre la fuerza excéntrica y concéntrica del manguito rotador, puede ser un mecanismo que genere lesión en el hombro llegando a generar una artrosis (Noffal, 2003).

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 dolor o patrones de activación diferidos pueden provocar lesiones del hombro.

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, situación que si no es compensada por otros mecanismos dará lugar a un exceso de traslación de la cabeza humeral respecto de la glenoides, durante el tránsito de la fase final de la preparación del lanzamiento al inicio de la fase de aceleración; esto podría desencadenar el llamado “Fenómeno de Interferencia Interna”, con la subsecuente lesión crónica del manguito rotador, la cual de una degeneración puede desencadenar su ulterior ruptura. (Andrews, Dugas 2001).

Al comenzar la desaceleración, se produce una intensa contracción del *bíceps brachii* con el fin de absorber la energía cinética sobrante, lo cual puede ocasionar un desgarro de la inserción de la porción larga y a nivel del *labrum* (SLAP: (lesión Labral Superior Anterior y Posterior), desapareciendo con ello otro estabilizador dinámico. En general en lanzadores son bastante comunes las lesiones del *labrum* (SLAP), las cuales, se caracterizan por provocar desgarros, en especial, en su cara superior, comprometiendo el ancla del *bíceps brachii*, y por tal pueden ser bastante debilitantes. Snyder et al. (1990) han llegado a describir cuatro tipos de lesiones SLAP.

Un mecanismo de *peel-back* (desprendimiento) también puede generar lesiones del SLAP, provocando una rotación posterior del tendón bicipital, despegando el ancla del bíceps y la cara superior del *labrum* en la parte superior del reborde glenoideo. (Burkhart Morgan, 1998)

A lo anterior cabe agregar que mayoría de los lanzadores tienen desgarros de espesor parcial del lado articular del manguito rotador, que se pueden deber a la sobrecarga de tensión y/o a microtraumatismos repetitivos secundarios a fracaso excéntrico (Burkhart et al. 2003), los que suelen localizarse principalmente en la región posterosuperior, en la unión de las inserciones tendinosas del *infraespinatus* y el *supraespinatus* (Miniaci et al 2002). El desgarro de las fibras superiores del tendón del *subescapularis* puede causar desestabilización sutil del tendón bicipital en la parte proximal del surco, lo que

puede provocar dolor anterior y síntomas mecánicos, como chasquido o bloqueo de la articulación (Braun, 2009).

Se ha descrito entre los traumatismos agudos que presentan los lanzadores la Lesión de *Bankart*: en su movimiento hacia delante, la cabeza humeral tensa la cápsula anterior del hombro y produce un arrancamiento del rodete glenoideo anterior. La lesión de *Bankart* o despegamiento del Ligamento Glenohumeral Inferior (LGHI) de la escápula es la lesión más frecuente. Las lesiones del lado humeral, aunque están descritas en la literatura, son muy infrecuentes. La lesión de *Bankart* se caracteriza clínicamente por una luxación de origen traumático y generalmente asociada con pocos episodios de luxación. A veces, como Burkhardt (1998, 2003) también ha demostrado, es posible la luxación sin lesión de Bankart, sucede en aquellos casos con lesiones de *Hill-Sachs* paralelas al borde posterior de la cavidad glenoidea o “lesiones engranadas de *Hill-Sachs*”. En estos casos debido a una rotación externa extrema del hombro se produce un enganche incluso sin lesión ligamentosa, que es causada por pinzamiento o impacto de la cabeza en el borde anterior glenoideo. El defecto de cabeza humeral hace más frecuente la posibilidad de recurrencia, al producirse esta luxación anterior aguda de la cabeza humeral, la porción anterior del rodete impacta con la porción posteromedial de la cabeza en su movimiento de rotación externa, produciendo una fractura osteocondral y el consiguiente defecto en la misma.

Otros trastorno biomecánico asociado al lanzamiento es el “Choque subacromial” o “Choque de salida o Choque externo”, el cual se debe a la compresión del manguito rotador entre el arco acromioclavicular y la cabeza humeral con una pérdida de la rotación interna. Al respecto se han propuesto varios factores predisponentes entre ellos variantes anatómicas, como acromion encapuchado, artritis de la articulación acromioclavicular con formación de osteofitos y acromion con pendiente lateral. (Tibone et al. 1994; Braun et al. 2009). El Choque es un fenómeno fisiológico en el que la superficie inferior del manguito rotador toca la cara posterosuperior del labrum cuando el brazo está en máxima rotación externa y abducción. Halbrecht et al. (1999) han mostrado este fenómeno en jugadores de béisbol e indicaron que puede haber choque interno aún en

ausencia de síntomas. Investigaciones han indicado que la causa más probable del choque interno es la fatiga de los músculos de la cintura escapular secundaria preparación inicial o a lanzamiento excesivo. Estas comunicaciones señalan que, durante la fase de aceleración del lanzamiento, el húmero debe estar alineado con el plano de la escápula. A medida que los músculos de la cintura escapular se fatigan, el húmero es arrastrado fuera del plano escapular. Esto se ha denominado hiperangulación o abertura y puede tensionar la cara anterior de la cápsula (Paley et al, 2000, Braun et al. 2009)

En cuanto a la articulación de codo esta región esta 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 estas lesiones agudas están relacionadas con el uso excesivo como consecuencia de fuerzas repetitivas impartida en el codo al lanzar. 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 reciente 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 ligamento ulnar colateral (LUC) para su estabilidad. En esta fase de aceleración, la tensión en valgo puede exceder en forma significativa dando origen a la epicondilitis medial y ocasionalmente micro-desgarros musculares o ruptura aguda. (Chen et al. 2001; Grana et al.2007).

Sasaki (2002) ha observado que en los jugadores de béisbol, la laxitud medial del codo y el valgus del codo en el lado que lanza estaban aumentados en comparación con los codos de los individuos que no practican el deporte. Por tanto, la deformidad angular del ligamento ulnar colateral sugiere que el ligamento se dobla y elonga sobre el borde medial distal de la tróclea.

Se ha visto además en lanzadores profesionales de jabalina, desarrollar sintomatología a nivel de la punta del olécranon, la cual se ha denominado

“Codo de Jabalina” o “Tendinitis de inserción”, debido a que compromete la inserción del *Triceps brachii*. Las continuas solicitaciones ejercidas en este punto por dicho músculo, estimula la formación de osteofitos, generando en el olécranon una morfología en forma de pico, la cual impide la extensión máxima, causando dolor (Miller 1960, Benassy 1997).

Por lo observado anteriormente vemos que las lesiones más frecuentes en codo son derivadas de una distracción y no así de una compresión, factor importante a considerar ya que la patología degenerativa articular se favorece por compresiones provocadas por solicitaciones permanentes.

Con respecto a la osteocondritis de codo, para que esta patología degenerativa se desarrolle es sabido que debe haber una carga compresiva en forma constante que la provoque, sin embargo observamos en nuestro análisis cinemático que dicha situación que no se desarrolla, salvo si, a fin de aumentar las fuerzas compresivas para estabilizar esta articulación se requiera de la participación de los músculos antagonistas, (Miralles R., I. Miralles. 2005),

Sin embargo ha sido la osteoartritis la única patología que se ha asociado con este gesto técnico. De esta forma J. Lawrence Ángel (1966), quien, luego de observar altos índices de osteoartritis a nivel de codo en la colección ósea de Tranquillity California, lo llevo a relacionar la etiología de dicha patología degenerativa con el lanzamiento con estófica denominándolo “Codo de Atlatl”.

Sin embargo nuestros hallazgos muestran que la región más expuesta a solicitaciones no es precisamente el codo, sino a nivel de la inserción humeral de los músculos rotadores internos, debido a que como hemos visto más arriba, este gesto técnico demanda una gran fuerza inicial en la fase de aceleración, la cual se genera a partir de la participación de dichos músculos, los cuales transmiten dicha energía al resto de brazo en forma seriada y coordinada.

De esta manera los principales sitios sometidos a constantes solicitaciones son sus puntos de inserción, a nivel humeral. A ello cabe agregar la participación de los músculos desaceleradores, los cuales también pueden generar marcadores músculo esqueléticos, principalmente en la inserción radial del *bíceps brachii*, ya que este punto está sometidos a fuertes solicitaciones durante el frenado. **Por**

tanto discrepamos que esta patología degenerativa se relacione con el lanzamiento con estólica, así el denominado “Codo de Atlatl” que algunos autores sugieren como lesión más conspicua de este gesto técnico, debiera ser revisado, sin embargo no debemos desconocer lo propensa que se encuentra dicha región al desarrollo de tendinitis, lesiones de ligamentosas y fracturas sin embargo tanto las tendinitis como los desgarros de ligamentos infrecuentemente dejan marcas a nivel óseo, y las fracturas son muy inusuales (Iñigo, 1995).

Estamos concientes de que los marcadores óseos que nosotros sugerimos como más indicativos del lanzamiento con estólica, no son ciento por ciento indicativos de tal gesto técnico, debido a que existen muchas actividades de la vida diaria que pueden favorecer el desarrollo de marcadores. Merbs (1983) que estudio la población Inuit de Canadá, señala que, a pesar de encontrar una relación entre la artritis de codo y hombro con el lanzamiento del arpón, resulta complicado relacionar una actividad a un marcador músculo esquelético por la otras muchas actividades que realiza un individuo durante la vida diaria, como raspado de pieles (mujeres), uso del arco y flecha, y la conducción con trineos tirados por perros. De igual manera Stephen Webb (1995) quien tras analizar la paleopatología encontrada en restos óseos pertenecientes a un cazador australiano, donde a pesar de observar signos artríticos en codo que pueden relacionarse con “codo de atlatl”, no descarta otra etiología para dicha patología degenerativa como una infección u otras actividades. Jurmain (1995), también destaca la presencia de altos niveles de osteoartritis de codo en la población Inuit, atribuyéndola a las actividades de caza como también a la “vida rigurosa”, señala que los grupos Nubios de Sudan quienes también desarrollan actividades de caza, y llevan una vida rigurosa, no presentan altos índices de osteoartritis de codo, y por tanto sería imprudente señalar a la caza o vida rigurosa como fuente etiológica más frecuente de dicha patología degenerativa, ya que además, faltan patrones globales sistemáticos en el desarrollo de osteoartritis, entre los grupos prehistóricos. Años atrás, Donald Ortner (1968), había visualizado la no correlación entre el codo de atlatl y la osteoartritis de codo al comparar los hallazgos esquelétales de dos muestra; una peruana con esquimales,

argumentando que a pesar de la elevada osteoartritis presente en esquimales, no es un argumento para señalar que es causada específicamente por el uso de atlatl. Pickering (1984), por su parte observó patrones de enfermedad degenerativa (artritis de codo), en poblaciones esqueléticas prehistóricas procedentes de Illinois, sin encontrar una clara diferencia en la entre el uso del atlatl y el arco u otros marcadores atribuible a las armas.

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". Observando además que el "codo de atlatl" fue ligeramente más frecuente en mujeres e igualmente común en ambos períodos, por lo que "es imposible atribuir el codo atlatl a una actividad específica" y "no hay una buena conexión entre el codo de atlatl y la osteoartritis de codo (Bridges, 1989-1990-1992).

Es necesario considerar que el uso de la estólica siempre se ha asociado al sexo masculino, sin embargo, pudiera ser que su uso, no solo se limitara a los varones ya que antecedentes arqueológicos demuestran la asociación de dicha arma con mujeres, uno de los hallazgos más conspicuos al respecto es aquel encontrado en el año 2006 en Huaca Cao, en el complejo arqueológico de El Brujo, distrito de Magdalena de Cao, a 45 kilómetros de Trujillo, Perú, donde una gobernante Mochica conocida como "La Señora de Cao" o "Dama de los Tatuajes", portaba dentro de su ajuar funerario 23 estólicas de madera, forradas en cobre dorado, las cuales estaban finamente ornamentadas con representaciones de aves y personajes, lo que nos hace presumir que este gesto técnico no era exclusivo del sexo masculino (Weisse, Fundación, 2010 Julio 4).

Sin embargo debemos tener presente que quizá dicha asociación tenga sólo fines rituales, ya que estólicas elaboradas en metal no serían óptimas como armas desde un punto de vista físico.

Volviendo a la osteoartritis de codo, Haney (1974) advierte que otras actividades como el procesamiento de bellotas también puede ser un factor etiológico en la formación de osteoartritis de codo, y por tanto no exclusiva del lanzamiento con estólica. En un estudio exploratorio que he comenzado a desarrollar, con respecto a la cinemática del lanzamiento con honda (waraka), he podido apreciar como el codo se expone a fuertes sollicitaciones al desarrollar un movimiento de extensión y pronación de tipo balístico en el momento máximo de aceleración, por tanto podemos inferir que gestos como este también predisponen a la formación de osteoartritis y por tanto no es exclusiva del lanzamiento con estólica, más aún cuando asumimos que un cazador no solamente utilizaba un tipo de armas durante su vida.

Por otra parte Peterson (1998) más que ver una relación entre la osteoartritis y el atlatl ha asociado asimetrías óseas con actividades de caza particularmente con respecto al lanzamiento de lanzas y estólicas, lo que se podría reflejar en índices de robustez o en el desarrollo de entesis. Al respecto con relación a este último punto Zumwalt (2005), ha demostrado que no es algo simple la particular relación entre la morfología y la inserción muscular, su acción o el tamaño del músculo, ya que existen varias variables intervinientes. A una conclusión similar llega E. Weiss (2003 b), quien señala que la mayor robustez encontrada en poblaciones remeras, es poco probable que se deba únicamente a la actividad de remar, ya que la mecánica del medio ambiente que actúa sobre el esqueleto es compleja, especialmente para la extremidad superior.

Así también, un estudio realizado por Alves y Henderson (2010), ha demostrado que no existe una correlación entre labores ocupacionales específicas y la presencia de entesopatías y por tanto la ocupación no es un factor predisponente a dicho desarrollo, mientras que por otro lado el envejecimiento si es un factor importante en la presencia de ellas. Cuestión que parece no estar reflejada por nuestros resultados. Además no hay que olvidar las compensaciones musculares que se producen por otras actividades, que inhiben en parte las sollicitaciones en un determinado lugar (Coros, 1989). Sin embargo a pesar de que gestos similares pueden originar marcadores diferentes y/o gestos distintos

pueden originar marcadores similares y que por tanto una amplia gama de posibles actividades pueden afectar a un solo marcador (Capasso et al 1999, Jurmain 1999, Knüsel 2000, Stirland 1998, Henderson y Galán, 2007; Villotte, 2006), los análisis biomecánicos constituyen en parte una de las mejores formas de aproximarse a comprender los movimientos desarrollados por el hombre en el pasado, y de esta forma comprender el proceso de formación de los marcadores óseos como también su relación con un gesto técnico determinado.

La incapacidad de asignar en forma confiable ocupaciones específicas a los individuos no implica que todos los análisis de los marcadores de actividad no tengan sentido, estamos concientes y en general compartimos lo que señala Jiménez-Brobeil et al, (2004) que realmente es imposible conocer “la profesión” de un individuo a partir de su esqueleto y por tanto inferir la práctica de determinadas actividades por parte de una población. Sin embargo, sí se pueden comparar poblaciones entre sí, de las que se conozcan sus patrones económicos, culturales, como su entorno medioambiental y comprobar si sus caracteres esqueléticos coinciden o no con dichos patrones (Hawkey y Merbs 1995).

De igual modo, dentro de una población determinada, se pueden comparar los esqueletos de varones y mujeres para observar si presentan diferencias, que puedan ser atribuidas a los distintos roles que desarrollan. Lo que no se podrá en ningún caso es afirmar, que la presencia por si sola de un cierto marcador óseo nos determine en forma indiscutible su relación con una actividad laboral, y por tanto, señalar a partir de él cuales individuos fueron horticultores, cazadores, ganaderos, mineros, tejedores o guerreros, sólo se podrá valorar si sus patrones de actividad son similares o no, más aún cuando consideramos que en un determinado gesto los músculos trabajan y funcionan en grupos, en lugar de individualmente (Stirland 1998), sin embargo estudios como este nos ayudan a comprender y valorar la génesis de ciertos marcadores de estrés y relacionar ciertos elementos anatómicos involucrados que quizá en un futuro nos permita de una forma más asertiva asignar modos de vida.

Por último Oliver Doutour (1992), años atrás destacó que uno de los problemas en cuanto a la fiabilidad de los estudios experimentales para

comprender los modos de vida del pasado es: “L’absence de modèles actuels en ce qui concernent des activités disparues incite au développement des expérimentations reconstituant les gestes techniques supposés de ces activités.”³.

Por ello creemos que este trabajo contribuye en parte a llenar este vacío de la investigación que apunta a la comprensión de los modos de vida del pasado.

Por todo lo anterior inferimos que el gesto técnico de lanzar con estólica generó en el pasado lesiones principalmente en los tejidos blandos de sostén tanto a nivel del hombro como en codo. En hombro lesiones comprometen la cara posterosuperior del labrum, el lado articular de la parte posterior del manguito rotador y la parte superior del tendón del subescapular, el complejo *bíceps-labrum* y las superficies condrales, mientras que en codo son frecuentes las lesiones del LUC.

Figura 14: Principales músculos implicados en la aceleración del hombro.

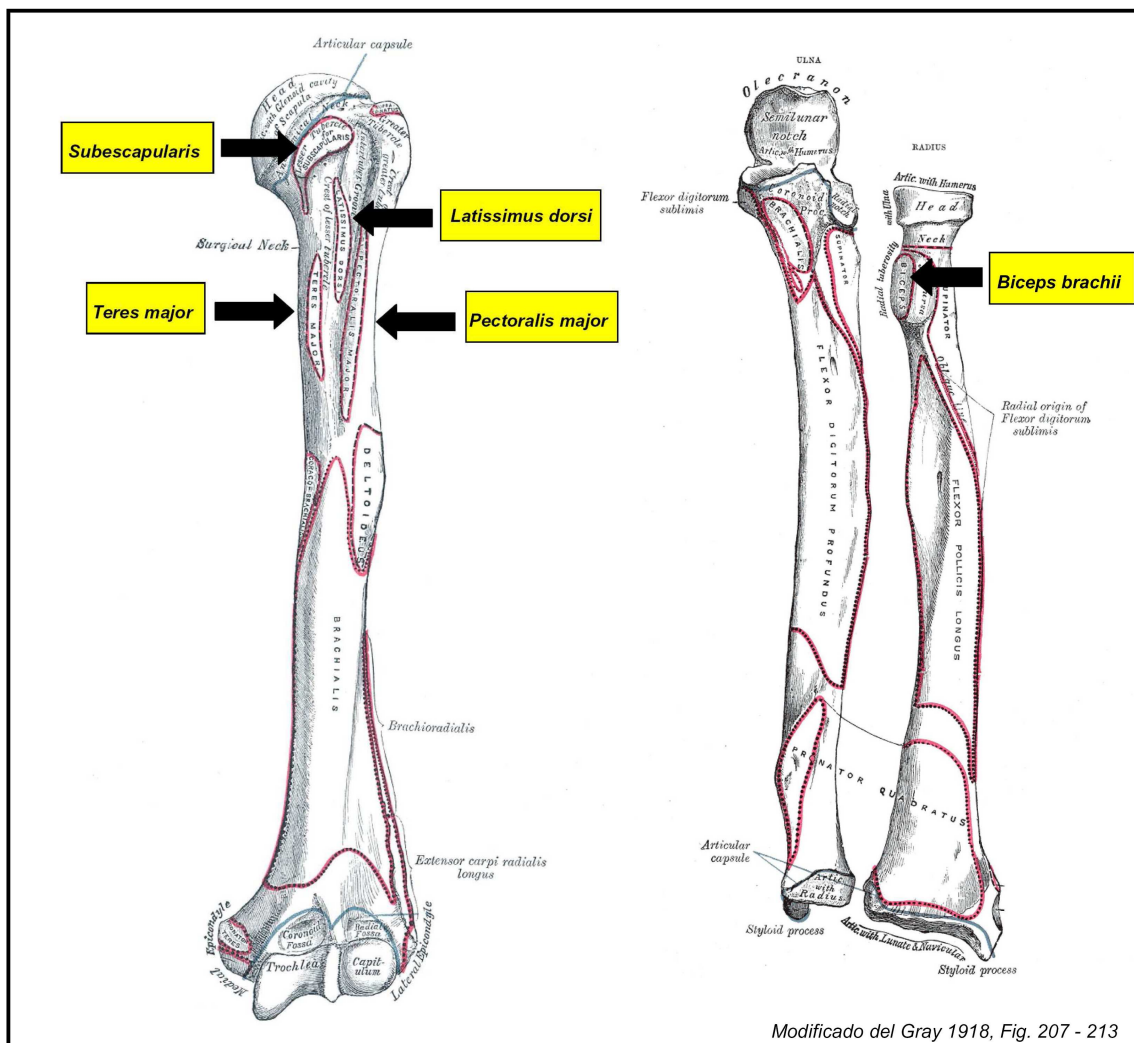
MÚSCULO	ORIGEN (Inserción proximal)	INSERCIÓN (Inserción distal)
Subescapularis	Toda la superficie interior de la escápula (junto a las costillas), excepto un pequeño espacio cerca de la articulación	Tubérculo menor del húmero (troquín)
Pectoralis major	Clavícula (mitad esternal) Esternón (cara anterior por debajo de la 6ª Costilla .	Mediante un tendón aplanado, en la cresta que forma el borde externo de la correa bicipital del húmero
Latissimus dorsi	Las apófisis espinosas de las seis vértebras dorsales inferiores y todas las lumbares, el dorso, del sacro, la cresta iliaca y las tres costillas inferiores	El fondo de la correa bicipital del húmero, por un tendón plano unido paralelamente a los tres cuartos superiores de la inserción del pectoral mayor.
Teres major	Superficie externa de la escápula, en el extremo inferior de su borde axilar	La cresta que forma el borde interno de la correa bicipital del húmero, paralela a la mitad de la inserción del pectoral mayor
Bíceps Brachii	1) La porción larga , desde la escápula, en la parte superior de la cavidad glenoidea; su tendón pasa sobre la cabeza del húmero y se fusiona con el ligamento capsular de la articulación del hombro. 2) La porción corta, desde el proceso coracoides.	La tuberosidad bicipital del radio

Fuente: Rash & Burke. 1985

³ “la ausencia de modelos actuales con respecto a actividades desaparecidas, promueven el desarrollo de reconstrucciones experimentales de supuestos gestos técnicos de dichas actividades” (Traducción libre).

Así los principales sitios a nivel óseo sometidos a hipersolicitaciones, y donde se formarían MOE, son aquellos relacionados con las inserciones de los músculos implicados en la aceleración del hombro, específicamente los músculos rotadores internos; *pectoralis major*, *subescapularis*, *latissimus dorsi* y *teres major* (Figura 14 y 15), en su inserción humeral, y junto a ellos las inserciones de los ligamentos estabilizadores.

Figura 15: Ilustración de las inserciones de los principales músculos implicados en la aceleración del hombro.



Y en segundo término aquellos lugares relacionados con la musculatura implicada en la estabilización y frenado durante la fase de desaceleración principalmente a nivel de la inserción radial del *biceps brachii*. Por tanto es en estos sitios óseos donde se deben generar marcadores de estrés óseo, que se relacionen con el lanzamiento con estólica, y donde el Bioarqueólogo debe dirigir su búsqueda a fin de determinar si se desarrolló dicho gesto técnico.

Queda por delante analizar una muestra arqueológica a fin de contrastar los indicadores derivados de este estudio experimental, que permita ratificar nuestros hallazgos.

CONCLUSIONES.

Este estudio nos ha permitido concluir lo siguiente:

- Si bien existe ciertos patrones comunes de movimiento en dicho gesto técnico, cada lanzador tiene su propio modelo del gesto técnico.
- El análisis cinemático-biomecánico nos 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), (F5) Desaceleración: (F6) ,(F7)
- Observamos que en este gesto técnico se cumple 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.

- Del análisis se desprende que este gesto técnico demanda una fuerza inicial que se genera a partir de los músculos rotadores de hombro, los cuales tramiten dicha energía al resto de brazo en forma coordinada y seriada.
- Estimamos 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 *bíceps brachii*, el cual participa contrayéndose excéntricamente durante la desaceleración.
- Estimamos que las lesiones que puede desarrollar un lanzador de estófica, son similares a las descritas actualmente en deportistas de lanzamiento, principalmente con el béisbol y jabalina, y al igual que dichos deportistas, inferimos que los lanzadores de estófica, pueden haber desarrollado lesiones que comprometen la cara posterosuperior del labrum, el lado articular de la parte posterior del manguito rotador y la parte superior del tendón del subescapular, el complejo bícepslabrum y las superficies condrales.
- Concluimos que los principales sitios a nivel óseo sometidos a hipersollicitaciones, y donde se formarían MOE, son aquellos relacionados con las inserciones de los músculos implicados en la aceleración del hombro, específicamente los músculos rotadores internos; *pectoralis major*, *subescapularis*, *latissimus dorsi* y *teres major*, en su inserción humeral, y junto a ellos las inserciones de los ligamentos estabilizadores. Y en segundo término aquellos lugares relacionados con la musculatura implicada en la estabilización y frenado durante la fase de desaceleración principalmente a nivel de la inserción radial del *bíceps brachii* el cual participa contrayéndose excéntricamente.
- Discrepamos que la osteoartritis de codo que caracteriza el “Codo de Atlatl”, se relacione con el lanzamiento con estófica.

- Se ha desarrollado una metodología fiable y de bajo costo que permite que permite describir y analizar eficazmente el comportamiento biocinématicó de un gesto técnico, y por tanto es una buena herramienta a incorporar en futuros estudios bioarqueológicos.
- Finalmente investigaciones, como ésta, permiten generar conocimientos basados en la evidencia, que permiten abordar de una forma más confiable la etiología e interpretación de los marcadores óseos músculo-esqueléticos.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

Aceleración Angular: Es el cambio que experimenta la velocidad angular por unidad de tiempo, y se denota por la letra griega alfa α . Se expresa en grados o radianes por segundo al cuadrado.

Agonista: Los músculos agonistas, son aquéllos cuya acción produce directamente un determinado movimiento, ejemplo el bíceps braquial durante la flexión del brazo.

Antagonista: Son aquéllos músculos que realizan el movimiento opuesto de los músculos agonistas, ejemplo, el tríceps en el caso anterior.

Contracciones Auxotónicas: Son contracciones musculares mixtas en las que durante el acortamiento del músculo se producen simultáneamente una contracción isotónica y una contracción isométrica.

Contracción Isotónica, Isocinética o Dinámica: Son aquellas contracciones en las que el músculo se contrae y acorta con una tensión constante durante toda la acción.

Contracción Isométrica o Estática: Es cuando la longitud del músculo no se acorta durante la contracción.

Contracción Excéntrico o Negativa: Es aquel movimiento en el que el peso (con ayuda de la fuerza de la gravedad) vence a nuestros músculos.

Contracción Concéntrica o Positiva: Es aquel movimiento en el que vencemos la resistencia ejercida por el peso (en contra de la fuerza de la gravedad).

Contracción Tónica: Se define clásicamente como “un estado de semi-contracción permanente del músculo”. Se trata de un fenómeno complejo en el que el sistema nervioso mantiene en contracciones intermitentes a distintas unidades motoras del músculo.

Desplazamiento Angular: Se define como el cambio en la posición angular, se mide en grados y radianes.

Gesto técnico: Acción o conjunto de movimientos que realiza un individuo a fin de poner en acción un segmento corporal u objeto.

Fotogrametría: La fotogrametría es el conjunto de métodos y procedimientos para determinar las propiedades geométricas de los objetos y las situaciones espaciales de seres vivos a partir de imágenes.

Inhibición Recíproca: Cuando un músculo agonista se acorta para causar el movimiento deseado, normalmente obliga a los antagonistas a que se relajen. Este fenómeno se llama inhibición recíproca porque los antagonistas se inhiben de acortar.

Labrum Glenoideo: Corresponde al anillo fibroso que aumenta la profundidad de la cavidad glenoidea y que permite la fijación de los ligamentos glenohumerales y el tendón del bíceps en su parte superior.

Movimiento Balístico: Movimiento musculoesquelético de alta velocidad.

Principio de la Fuerza Inicial: Un movimiento corporal que pretenda alcanzar una elevada velocidad debe ser precedido de un movimiento de impulso que actúe en sentido contrario, este contramovimiento permite acumular energía elástica que va a permitir iniciar el movimiento con una mayor fuerza.

Principio del Recorrido Óptimo de la Aceleración: En un movimiento corporal para que se precise de una gran velocidad final se debe aprovechar la longitud óptima de la trayectoria de la aceleración.

Principio de la Coordinación de Impulsos Parciales: Cuando se pretende imprimir a un cuerpo extraño o al mismo cuerpo una gran velocidad, todas las partes del cuerpo empleadas como agentes de aceleración deben llegar a su máxima velocidad en el mismo momento. Los vectores de velocidad de los centros de gravedad de todas las partes de la cadena cinética deben señalar la misma dirección en ese momento.

Sinergista: Son aquéllos músculos que facilitan y cooperan para hacer eficiente la acción de los músculos agonistas sin realizar la función de éstos ejemplo, los músculos que estabilizan la escápula en el caso anterior.

Velocidad Angular: Es la variación del desplazamiento angular por unidad de tiempo.

REFERENCIAS

Acuña, Cristóbal de., 1981. *Nuevo descubrimiento del río de las Amazonas (1640)*, Cronistas de las Culturas Precolombinas, Edición proyectada por Pedro Enríquez Ureña, Fondo de Cultura Económica, México.

Aguerre, A.M., A.A. Fernandez, C.A. Aschero 1973. Hallazgo de un sitio cerámico en la Quebrada de Inca Cueva (Pcia. de Jujuy), Sociedad Argentina de Antropología. Buenos Aires, *Relaciones* 7.

Allard, P., J.O. Bianchi, R. Aissaoui. 1997. *Three dimensional analysis of human movement*. Ed: Paul Allard, Jean Pierre Bianchi, Ian A.F. Stokes. Pp: 19-39.

Al-Oumaoui I, S. Jiménez-Brobeil, P. Souich. 2004. Markers of activity patterns in some populations of the Iberian peninsula. *Int J Osteoarchaeol* 14: 343-359

Alves Cardoso, F., C.Y. Henderson. 2010. Enthesopathy Formation in the Humerus: Data from Known Age-at-Death and Known Occupation Skeletal Collections *American Journal of Physical Anthropology* 141:550–560

Andrews J.R., J.R. Dugas. 2001. Diagnosis and treatment of shoulder injuries in the throwing athlete: the role of thermal-assisted capsular shrinkage. *Instr Course Lect* 50:17-21.

Angel, J. Lawrence. 1966. Early Skeletons from Tranquility, California. *Smithsonian Contributions to Anthropology* 2(1).

Appendino M, M. Giordano, P. Sisto, 2002. *Postura bípeda y cultura*. Seminario para optar al grado de Licenciado en Kinesiología y Fisiatría. Universidad Abierta Interamericana; Rosario, Argentina:108.

Arancibia A. Lorena. 2005. *Caracterización de las puntas de proyectil de la localidad arqueológica Las Cenizas*, Práctica Profesional en Arqueología. Departamento de Antropología, Facultad de Ciencias Sociales, Universidad de Chile.

ARIEL, A., 1994. *The ARIEL Performance Analysis System (APAS)*, Manual de referencia del paquete de software

Arriaza, B.T., 2003. *Cultura Chinchorro, las momias más antiguas del mundo*, Editorial Universitaria, Santiago, Chile.

Astrand, P., K. Rodahl. 1997. *Fisiología del trabajo físico, bases fisiológicas del ejercicio*, Ed. Panamericana, Buenos Aires, Argentina

Baccarani, G., Simonini, D., 1968. Su due casi di epitrocleite in lanciatori di gia giavellotto. *Ospedali d'Italia Chirurgia* 19: 409–413.

Barlett, R., J. Wheat, M. Robins. 2007. Is movement variability important for sports biomechanics?. *Sports Biomechanics*, 6(2), 224-243.

Baugh, Richard A. 1998 Atlatl Dynamics. *Lithic Technology* 23(1):31-41.

Baugh, Richard A. 2003. Dynamics of spear throwing, *American Journal of Physics* 71 (4): 345-350.

Benassy, J., 1997. *Traumatología Deportiva*, Toray mason, 3° edición, Madrid, España.

Berg, Bob. 2006. Benefits of Atlatl Weights, *Thunderbird Atlatl Webpage* URL (<http://www.thunderbirdatlatl.com/>) acceso 13/10/10.

Bonnefoy-Mazure A., J. Slawinski, A. Riquet, J. Leveque, C. Miller, 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.

Bradley J.P., J.E. Tibone. 1991. Electromyographical analysis of muscle action about the shoulder. *Clin Sports Med.* 10:789–805.

Bramhall, J.P., Scarpinato, D.F., Andrews, J.R., 1994. *Injuries in throwing sports.* In: *Reinstrom, P.* (Ed.), *Clinical Practice of Sports Injury Prevention and Care.* The Encyclopaedia of Sport Medicine, vol. 5. Blackwell Scientific Publications, Oxford, pp. 446–449.

Braun, S., D. Kokmeyer, P. Millett. 2009. Lesiones de hombro en el deportista de lanzamiento, Reseña sobre conceptos actuales *The Journal of Bone and Joint Surgery* 91: 966 – 978

Bridges, P. 1989. Changes in Activities with the Shift to Agriculture in the Southeastern United States. *Current Anthropology* 30(3):385-394.

Bridges, P. 1990. Osteological correlates of weapon use. In *A Life in Science: Papers in Honor of J. Lawrence Angel*, J.E. Buikstra, ed., pp. 87-98. *Center for American Archaeology.*

Bridges, P. 1991. Degenerative Joint Disease in Hunter- Gatherers and Agriculturalists From the Southeastern United State, *American Journal of Physical Anthropology*, 85: 379-391.

Bridges, P. 1992. Prehistoric Arthritis in the Americas, *Annual Reviews Anthropology*, 21: 67-91.

Brown, Jeffrey L. 1967. The Use of Atlatl Weights: A Suggestion. *Southwestern Lore* 32(4): 84-85.

Burkhart S.S., C.D. 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, W.B. Kibler. 2003. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology. Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy*.;19:404-20.

Bushnell BD, A.W. Anz, T.J. Noonan, M.R. Torry. 2010. Hawkins RJ. Association of maximum pitch velocity and elbow injury in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 38(4):728-32.

Campos, J., G. Brizuela, V. Ramón. 2000. Three-dimensional kinematic analysis of elite javelin throwers at the world athletics championship "Sevilla '99", Published in *New Studies in Athletics*, 19 (21): 47-57, University of Valencia.

Campos J., G. Brizuela, V. Ramón, 2008. Análisis cinemático de la técnica individual del lanzamiento de jabalina *Ciencia en la Frontera*. 4 (Ex):79-87.

Campos, J., G. Brizuela, V. Ramon. 2000. Evaluación de parámetros biomecánicos dellanzamiento de jabalina en lanzadores de diferente nivel de rendimiento, *Biomecánica*, 8 (1):15-23.

Casanova, E. 1943 Una Estólida de la Puna Juneña; Comunicación Acerca del Yacimiento Doncellas. *Bol. Soc. Argentina de Antropología* 5-6:80-81.

Casas Flores M.J. 1997. *Principales marcadores óseos macroscópicos de estrés físico en poblaciones humanas: Su validez como indicadores de gestos repetitivos.*

Tesis Doctoral. Departamento de Biología Animal I (U.D. de Antropología). Universidad Complutense. Madrid.

Capasso L., Kennedy K., Wilczak C.A. 1998 Atlas of occupational markers on human remains, *Journal of Paleontology*, Monographic Publication 3, Publicado por Edigrafital SpA. Teramo, Italia.

Cicchella, Antonio. 2009. Análisis cinemático de algunos saltos seleccionados en Gimnasia Rítmica, *Journal of Human Sport & Exercise* 4(1): 44-51.

Cole, George S. 1972. The Bannerstone as a Spear Weight. *Michigan Archaeologist* 18 (1): 1-7.

Chen F., M. Andrew, M. Rokito, F. Jobe. 2001. Medial Elbow Problems in the Overhead-Throwing Athlete, *J. Am Acad Orthop Surg* 9(2): 99-113.

Churchill S., A. Morris. 1998. Muscle marking morphology and labour intensity in prehistoric khoisan foragers. *Int J Osteoarchaeol* 8: 390-411.

Coros, C., 1989. *Relación de algunas alteraciones vertebrales con las variables socioculturales existentes en la comunidad de Socaire*, Tesis para optar al título de kinesiólogo, Universidad de Antofagasta.

Coudreuse, J.-M., Parier, J., 2003. Pathologies du lancer: l'épaule et le coude. *Médecins du Sport* 13, 15-27.

Cundy, J. B. 1989. *Formal variation in Australian spear and spearthrower technology*. Oxford: British Archaeological Reports. International Series 546.

De Leva, P. 1996. Joint center longitudinal positions computed from a selected subset Chandler's data. *Journal of Biomechanics* 29(9): 1231-1233.

De Souza H., Patricio, 2004. Tecnologías de proyectil durante los períodos arcaico y formativo en el loa superior (norte de Chile): a partir del análisis de puntas líticas. *Chungará (Arica)* [online]. 2004, vol.36, suppl. [citado 2009-11-27], pp. 61-76 .

Dickson, D. Bruce. 1985. The Atlatl Assessed: A Review of Recent Anthropological Approaches to Prehistoric North American Weaponry. *Bulletin of the Texas Archaeological Society* 56:1-36.

Dutour O., 1986. Enthesopathies (*lesions of muscular insertions*) as indicators of the activities of Neolithic Saharan populations. *Am J Phys Anthropol* 71: 221-224.

Dutour Olivier., 1998. Activités physiques et squelette humain : le difficile passage de l'actuel au fossile. In: *Bulletins et Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris*, 4 (3-4) : 233-241.

Eder, Francisco Xavier. 1791. *Descriptio Provinciae Moxitarum in Regno Peruano, Budaë*, Typis Universitatis, Budapest. Hungria.

Escamilla R., J. Andrews. 2009: Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine* (Auckland, N.Z.) 39(7):569-90.

Eshed V., A. Gopher, E. Galili, I. Hershkovitz. 2004. Musculoskeletal Stress Markers in Natufian Hunter-Gatherers and Neolithic Farmers in the Levant: The Upper Limb. *Am J Phys Anthropol* 2004; 123: 303-315.

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.

Fernandez D., A. 1989-1990 Nuevos hallazgos de estólicas en el borde de la puna jujeña (Argentina) *Cuadernos Prehispánicos*, Valladolid, España.

Fernández de Piedrahita, Lucas. 1881. Historia General de las Conquistas del Nuevo Reino de Granada, (1688), Imprenta Medardo Rivas, Bogotá, Colombia.

Freres Michel, M. Mairlot., 2000, *Maestros y claves de la postura*. 1ª ed. Barcelona, Editorial Paidotribo: 242

Finnegan, M., 1978. Non-metric variation of the infracranial skeleton, *Journal Anatomy* 125(1):23-37.

Fitzpatrick M.J., J.E. Tibone, M. Grossman, M.H. McGarry, T.Q. Lee. 2005. Development of cadaveric models of a thrower's shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 14(1 Suppl S):49S-57S.

Freemont, A. J., 2002. Enthesopathies Mini-Symposium: Non-Neoplastic Osteoarticular, *Pathology Current Diagnostic Pathology*, 8: 1-10.

Galtes I., X. Jordana, C. Garcia, A. Malgosa. 2007. Marcadores de Actividad en Restos Óseos, *Cuadernos Medicina Forense*, 13 (48-49): 179-189.

Gambier, Mariano., 1977. La Cultura de Ansilta, *Instituto de Investigaciones Arqueológicas y Museo*, pp. 92-93 Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

García, Ch. P., R. Labarca. 2001. Ocupación temprana de "El Manzano1" (Región Metropolitana) ¿Campamento arcaico o paradero paleoindio?, *Boletín de la Sociedad Chilena de Arqueología*, 31.

García-Tormo, J.V., J.C. Redondo, J.A. Valladares, 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

Gianikellis, K., J.J. Pantrigo, C. Del Castillo Miro, J.A. Martínez Vázquez, A. Fernández. 2002. *Evaluación ergonómica del pupitre universitario basada en un estudio antropométrico mediante fotogrametría*, Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Extremadura, Comunicación presentada en el 1er Symposium sobre Avances en Ciencias del Deporte. Las Palmas de Gran Canaria.

Gaur D.K., S. Shenoy, JS. Sandhu. 2007. Effect of aging on activation of shoulder muscles during dynamic activities: An electromyographic analysis. *Int J Shoulder Surg* 2007 1(2):51-57.

Gianikellis K, J.J. Pantrigo, J.A. Tena. 2004. Diseño y desarrollo del paquete informático "biomsoft" que permite realizar análisis biomecánicos y evaluación de la motricidad humana normal y patológica, *Investigación en Ciencias del Deporte* 13: 107-121.

González, J., E. Gotera, I. Cobos. 2009. Análisis descriptivo de variables cinemáticas de la acción técnica del pitcheo en béisbol, *Omnia* 15 (3):44-57, Universidad del Zulia, Venezuela.

Goodman A., J. Armelagos, J.Rose. 1980. Enamel hipoplasias as indicators of stress in three prehistoric populations from Illinois. *Hum Biol* 1980: 52; 515-528.

Gowan ID, F.W. Jobe, J.E. Tibone, J. Perry, D.R. Moynes. 1987. A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. Professional versus amateur pitchers. *The American Journal of Sports Medicine* 15:586-90.

Grana W.A., J.B. Boscardin, H.J. Schneider. 2007. Evaluation of elbow and shoulder problems in professional baseball pitchers. *American Journal Orthop.* Jun. 36(6):308-13

Grande, Ignacio. 2000. *Cinemática del modelo técnico individual del lanzamiento de peso*, Tesis doctoral, Universidad de León.

Gutierrez, Marcos 2009): Variabilidad de los patrones intraindividuales de lanzamientos y golpes ante oposición, Universidad de Granada, URL (<http://www.tenmesybio.com/eventos/objetos/PDF/DR.%20MARCOS%20GUTIERREZ.pdf>.) Acceso 8/10/10

Halbrecht, J.L., P. Tirman, D. Atkin. 1999. Internal impingement of the shoulder: comparison of findings between the throwing and nonthrowing shoulders of college baseball players. *Arthroscopy* 15:253-8.

Hallert, B. 1970. *Photogrammetry*. New York: McGraw Hill.

Haney, Patricia J., 1974 *Atlatl Elbow in Central California Prehistoric Cultures*, in Readings in Archaeological Method and Technique, edited by Robert Kautz. Center for Archaeological Research at Davis Publication Number 4. University of California.

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.

Hawkey, D., Ch. Merbs. 1995. Activity induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos, *International Journal Osteoarchaeology* 5: 324-338.

Henderson C.Y., A.J.Gallant. 2007. Quantitative recording of entheses. *Paleopathol News* 137:7–12.

Herring, R.M., A.E. Chapman. 1992. Effects of changes in segmental values and timing of both torque and torque reversal in simulated throws. *Journal of Biomechanics* 25:1173-1184.

Hintermeister R., G. Lange, J. Schultheis, M. Bey, R. Hawkins, 1998. Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance, *The American Journal of Sports Medicine* 26 (2)

Hislop, H., J. Montgomery. 2000. *Daniels-Worthingham; Pruebas Funcionales Musculares*, Marban Libros, Madrid España.

Hochmuth, G., 1984. *Biomechanics of Athletic Movement* (pp. 91). German Democratic Republic: Sportverlag Berlin.

Ilmane, N., J. La Rue. 2008. Modulation of anticipatory postural adjustments in a complex task under different temporal constraints. *Motor Control*, 12, 330-347.

Illyés Á., R.M. Kiss. 2005. Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15(3) pp. 282-289.

Iñigo P., Rafael. 1995. Fractura helicoidal no patológica de húmero en pitcher: reporte de un caso, *Rev. Max. Ortop. Traum.* 9 (6) 339.

Irlenbusch U., 1999. Muscles of the shoulder joint and functions. Thieme: New York, USA.

Jackson D., C. Mendez, P. De Souza. 2004. Poblamiento Paleoindio en el norte-centro de Chile: Evidencias, problemas y perspectivas de estudio, *Complutum* 15: 165-176.

Jackson D., C. Mendez, R. Seguel, A. Maldonado, G. Vargas. 2007. Initial Occupation of the Pacific Coast of Chile During Late Pleistocene Time, *Current Anthropology* 48 (5).

Jackson Donald., 1997 Coexistencia e interacción de comunidades cazadores-recolectores del arcaico temprano en el semiárido de Chile, *Revista Valles* 3:13-36

Jiménez-brobeil, Silvia., Ihab Al Oumaoui , J. Esquivel. 2004. Actividad física según sexo en la cultura argárica. una aproximación desde los restos humanos. *Trabajos de Prehistoria* 61 (2): 141 a 153.

Jobe, F. W., J. E. Tibone, J. Perry, 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.

Jobe F.W., D.R. Moynes, J.E. Tibone, J. Perry. 1984. An EMG analysis of the shoulder in pitching: A second report. *The American Journal of Sports Medicine* 12:218-220.

Jurmain, Robert., 1978. Paleoepidemiology of degenerative joint disease. *Medical College of Virginia Quarterly* 14:45-56.

Jurmain, Robert., 1995. Skeletal evidence of osteoarthritis: a palaeopathological perspective, *Annals of the Rheumatic Diseases* 54: 443-450.

Jurmain, Robert., 1999. *Stories from the Skeleton: Behavioral Reconstruction in Human Osteology*. Amsterdam: Gordon and Breach Science Publishers

Jouvencel, M.R., 2006. *Ergonomía Básica; aplicada a la medicina del trabajo*, Ediciones Diaz de Santos, S.A., 2º Ed. Madrid, España.

Kaltwasser J., A. Medina, E. Aspillaga, F. Paredes. C. Paredes. 1986. El hombre de Cuchipuy Prehistoria de Chile Central en el Período Arcaico, *Rev. Chungara*, 16-17: 99-105.

Kapandji, I.A., 2006. *Fisiología Articular*, Tomo 1, Miembro superior versión española de María Torres Lacomba, Revisión científica de Juan Manuel Martínez Cuenca Ed. Maloine, Editorial Medica Panamericana, Madrid. España.

Kelley, J.O., J.L. Angel. 1987. Life stresses of slavery. *Am J. Phys. Anthropol.*, 74: 199-211.

Kelly B.T., S.I. Backus, R.F. Warren, R.J. Williams. 2002. Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *Am J Sport Med* 30:837-44.

Kendall, F.P., E.K. McCreary., P.G. Provance 2002. Kendall's: Músculos; Pruebas, Funciones y dolor postural , 4º Edición, Marban, España.

Kennedy, K., 1989. Reconstruction of life from the skeleton. M.Y. Iscan y K.A. Kennedy, (Ed.), *Skeletal markers of occupational stress* (pp. 129-160). Alan R., Liss, Inc. New York.

Kennedy, K., 1998. Markers of Occupational Stress: Conspectus and Prognosis of Research. *Int. J. Osteoarchaeology* 8: 305–310.

Knüsel C., 1993. On the biomechanical and osteoarthritic differences between hunter-gatherers and agriculturalist *Am J Phys Anthropol* 91: 523-527.

Krause, F. 1905. Sling Contrivances for Projectile Weapons. Washington, D.C: *Smithsonian Institution Annual Report* 619-638.

Kuhn J.E., S.R. Lindholm, L.J. Huston, L.J. Soslowsky, 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* 19:373-9.

Lagiglia, H., 1992. La Estólíca de Atuel. URL: <http://www.oni.escuelas.edu.ar/olimpi99/interolimpicos/elrioatuel/rioatuel/est%C3%B3lica.htm> Acceso 13/10/2010

Landin D., J. Myers, M. Thompson, R. Castle, J. Porter. 2008. The role of the biceps brachii in shoulder elevation, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18: 270–275

Larsen C., 1997. *Bioarchaeology: interpreting behavior from the human skeleton*. 1ª ed. Cambridge, Cambridge University Press 1997: 461.

Larsen C., 2000 Reading de bones of La Florida. *Sci Am* 282: 80-85

Le Boulch J.,1991: *Hacia una ciencia del movimiento humano*. Introducción a la psicokinetica. 4a ed. Buenos Aires, Editorial Paidós: 280.

López-Bueis I., 1999. Marcadores de estrés musculoesquelético en los huesos largos de una población española (Wamba, Valladolid). Resumen de Tesis. *Biomecánica* 13: 94-102.

Linton R.,1970, *Estudio del Hombre*. 7ª ed. México, Fondo de Cultura Económica: 487.

López-Bueis I., 1999. *Indicadores de presión ambiental y dimorfismo sexual en los huesos largos de una población española (Wamba, Valladolid)*. Tesis Doctoral. Facultad de Ciencias Biológicas: Departamento de Biología Animal (Antropología). Universidad Complutense. Madrid.

Lopez Elvira, José Luis 2000. *Análisis Biomecánico de las Mañas de la Lucha Leonesa*, Memoria para optar al grado de Doctor, Universidad de León.

López de Subijana, C., E. Navarro. 2006. Modelo Biomecánico de la técnica individual del servicio de tenis *Biomecánica*, 14 (1), pp. 53-57.

López de Subijana, C., E. Navarro. 2007. Análisis de la técnica en el tenis: el modelo biomecánico en jugadores de alto nivel, *Kronos* 11:10-15.

Luna, L., 2006. Alcances y Limitaciones del Concepto de Estrés en Bioarqueología, *Antípoda*, 003: 255-279.

Lyons, Richard B., 2002. Atlatl Weights. *The Atlatl* 15(4):1-3.

Lyons, Richard B., 2003. Atlatl Weights. *The Dart* December: 17-20.

Marchi D., V. Sparacello, B. Holt, V. Formicola. 2006 Biomechanical approach to the reconstruction of activity patterns in neolithic western Liguria, Italy. *Am J Phys Anthropol* 131: 447-55.

Mariotti, V., F. Facchini, M.G. Belcastro. 2004. Enthesophies – Proporsal of a Standardized Scoring Method and Applications, *Coll. Antropol* 28 (1): 145 – 159.

Martin, R., K. Saller., 1957. *Lerbuch der Antropologie*, Stuttgart : Gustav Fischer.

Martínez F., F. Gómez., E. Romero., 2009. Análisis de vídeo para estimación del movimiento humano: una revisión *Rev. Med.* 17 (1): 953-106.

Mauss M., 2002, *Les techniques du corps.*: Université du Québec a Chicoutimi, Canadá.

Masamura M., W. Marquez, H. Koyama., 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

Mays S., 1999. A biomechanical study of activity patterns in a medieval human skeletal assemblage. *Int J Osteoarchaeol* 9: 68-73.

Mead M., 1987, *Experiencias personales y científicas de una antropóloga.* 1ª ed. Barcelona, Editorial Paidós: 280.

Merbs, Ch., 1989. Trauma. *In Reconstruction of Life From the Skeleton*, (Ed.) By. M.Y. Iscan and K.A. Fennedy. Alan R. Liss. Pp. 161 – 189.

Merbs, Ch., 1983. Patterns of Activity-induced Pathology in a Canadian Inuit Population. *Archaeological Survey of Canada*, Paper 119.

Miller, J.E., 1960. Javelin thrower's elbow. *J. Bone Joint Surg.* 42B:788-792, 1960.

Miller RJ. 1985. Lateral epicondylitis in a prehistoric central Arizona Indian population from Nuvakwewtaqa (Chavez Pass). *In Health and Disease in the Prehistoric Southwest*, ed. CF Merbs, RJ Miller, pp. 391-400. Ariz. State Univ. Anthropol. Res. Pap. 4

Miniaci A, A.T. Mascia, D.C. Salonen, E.J. Becker. 2002 Magnetic resonance imaging of the shoulder in asymptomatic professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 30:66-73.

Minning S., C. Eliot, T. Uhl, R. Terry, T. Malone. 2007. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17 : 153–159

Miralles, R., I. Miralles. 2005. *Biomecánica Clínica de los Tejidos y las Articulaciones del Aparato Locomotor*, Ed. Masson, 2º Edición, Barcelona, España.

Molnar P., 2006 Tracing prehistoric activities: musculoskeletal stress marker analysis of a stone-age population on the Island of Gotland in the Baltic Sea. *Am J Phys Anthropol* 2006; 129: 12-23.

Munson, N., 1997 Evidence for spanish influence on activity induced musculoskeletal stress markers at Pecos Pueblo. *Int J Osteoarchaeol* 7: 497-506.

Myers J., M. Pasquale, K. Laudner, T. Sell, J. Bradley, 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, Universidad de Antioquia, Colombia, *Boletín de Antropología*, 19(036):255 268.

Noffal G.J., (2003) Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med* 31:537-41.

Nordin M., V. Franke. 2004. *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*, 3ª Edición, Mc Graw Hill, Interamericana. Madrid, España.

Núñez, L., 1983 Paleoindian and archaic cultural periods in the arid and semiarid regions of northern Chile, en *Advances in World Archaeology* 2.

Ortner, Donald 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

Paulinol, J., A. Bote, G. Carrillo. 2001. Evaluación de la técnica de lanzamiento de peso basado en análisis biomecánico con fotogrametría tridimensional Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Extremadura

Pauly J.E., J.L. Rushing, L.E. Scheving, 1967. An electromyographic study of some muscle crossing the elbow joint, *Anat Rec.* 159: 47-53.

Pawel Plawinski, Marek. 2008. *An analysis of the different spike attack arm swings used in elite levels of men's volleyball*; A thesis submitted to the School of Kinesiology and Health Studies in conformity with the requirements for the degree of Master of Science Queen's University Kingston, Ontario, Canada July, 2008

Pérez Maestro, Carmen., 1999. Armas de metal en el Perú prehispánico *Espacio, Tiempo y Forma, Serie I, Prehistoria y Arqueología*, 12: 319-346.

Perzigian, A.J., P.A. Tench, D.J. Braun., 1984, *Prehistoric Health in the Ohio River Valley*. In MN Cohen and GJ Armelagos (eds.): *Paleopathology at the Origins of Agriculture*. Orlando: Academic Press, pp. 347-366.

Peterson, D., J. Bronzino. 1998. The Natufian hunting conundrum: spears, atlatls, or bows, Musculoskeletal and armature evidence. *Int J Osteoarchaeol* 8: 378-389.

Pickering, R. B., 1984. *Patterns of degenerative joint disease in Middle Woodland, Late Woodland, and Mississippian skeletal series from the Lower Illinois Valley*. PhD thesis, Northwestern University, Evanston.

Putnam, C., 1993. Sequential motion of body segments in striking and throwing skills: description and explanation. *Journal of Biomechanics*, 26:125-135.

Quevedo S., 2000. Patrones de actividad a través de las patologías en la población arcaica de Punta Teatinos, norte semiárido chileno. *Chungará* 32; 7-9.

Rash P., R. Burke., 1985. *Kinesiología y Anatomía aplicada*. 6a ed. Barcelona, El ateneo: 230.

Rivera, M., 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.

Robb J., 1998. The interpretation of skeletal muscle sites: a statistical approach. *Int J Osteoarchaeol* 8: 363-377.

Robledo B., 1998. *Dieta, indicadores de salud y caracterización biomorfológica de la población medieval musulmana de Xarea (Vélez Rubio, Almería)*. [Tesis Doctoral]. Madrid, España: Departamento de Prehistoria, Facultad de Geografía e Historia. Universidad Complutense de Madrid; 1998

Rodrigues-Carvalho C., S. Mendonca de Souza S. 2005 (a). Marcadores de estresse mecánico-postural em populacoes sambaqueiras do Estado do Rio de Janeiro. *Goiania* 3: 241-259.

Rodrigues-Carvalho C., S. Mendonca de Souza S. 2005 (b). 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., 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.

Rokito S., F. Jobe, M. Pink, J. Perry, J. Brault. 1998. Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *Shoulder Elbow Surg* 7(3):256-63.

Rudik P. 1977. Psicología de la educación física y el deporte. 1ª ed. Buenos Aires, *Stadium*: 76.

Ruff, C., 1987. Sexual dimorphism in human lower limb bone structure: relationship to subsistence strategy and sexual division of labor. *Journal of Human Evolution* 16:391-416

Ruff, C., 2000. *Biomechanical analyses of archaeological human skeletons*. En: Biological Anthropology of the Human Skeleton. Editado por M. A. Katzenberg y S. R. Saunders, pp. 71-102. New York: Wiley-Liss.

Ruff C.B., W.C. Hayes., 1983. Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibia-a biomechanical investigation: I. Method and general patterns of variation. *Am J Phys Anthropol* 60 (3) 359-381.

Sasaki, J., M. Takahara, T. Ogino, H. Kashiwa, 2002. Ligamento colateral cubital y laxitud medial del codo, *J Bone Joint Surg Am*. 84- 94.

Saha AK., 1971. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Othop Scand* 42:491-505.

Santoro, R., 1985. Osteobiografía e Aspectos da Organizacao do Trabalho em Grupos Colectores de Moluscos do Litoral Norte de Santa Catarina, Brasil, *Relatorio Científico* 2.

Snyder, S.J., R.P. Karzel, W. Del Pizzo, R.D. Ferkel, M.J. Friedman. 1990. SLAP lesions of the shoulder. *Arthroscopy* 6:274-9.

Solano, A.L., 2006. Las Leyes de la Ortopedia, *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología* 20 (4).

Steen, S., R. Lane. 1998. Evaluation of habitual activities among two alaskan eskimo populations based on musculoskeletal stress markers. *Int J Osteoarchaeol* 8: 341-353.

Stehberg, R., J. F. Blanco. 2002. *Environment and technology in the early and middle archaic periods at Piuquenes cave, Central Chile*, MS.

Stirland, A.J., 1998. Musculoskeletal evidence for activity : problems of evaluation, *International Journal of Osteoarchaeology* 8: 354 362.

Suarez, G. 2004. *Análisis de factores biomecánicos y comportamentales relacionados con la efectividad del uchi mata, ejecutado por judokas de alto rendimiento*, Tesis Doctoral, Universidad de Granada.

Tibone, J., R. Petek, F.W. Jobe, F.W., et al. 1994. *The Shoulder: Functional anatomy, biomechanics and kinesiology*. In J. C. DeLee & D. Drez (Eds.). Orthopaedic Sports Medicine, Philadelphia: W. B. Saunders Co.

Torres-Rouff, C., K. Knudson. 2007. Examining the life history of an individual from Solcor 3, San Pedro de Atacama: combining bioarchaeology and archaeological chemistry. *Chungará* 39; 235-257.

Tuohy, Donald R., 1982. Another Great Basin Atlatl with Dart Foreshafts and Other Artifacts: Implications and Ramifications. *Journal of California and Great Basin Anthropology* 4(2): 80-106.

Tschantzp, R., E. Rutishauser. 1967. La surcharge mécanique de l'os vivant. Les déformations plastiques initiales et l'hypertrophie d'adaptation. *Annales d'Anatomie pathologique* 12: 223-24

Vergara A, Honorato R., 1984, Proceso de integración postural: aproximación teórica. *Kinesiología*; 1: 21-27

Villotte S. 2006. Connaissances médicales actuelles, cotation des enthésopathies: nouvelle méthode. *Bull Mém Soc Anthropol* 18:65–85.

Webb, Stephen. 1995 *Palaeopathology of Aboriginal Australians: Health and Disease Across a Hunter- Gatherer Continent*. Cambridge University Press, Cambridge.

Weiss E., 2003 (a). Understanding muscle markers: aggregation and construct validity. *Am J Phys Anthropol* 121: 230-240.

Weiss E., 2003 (b). Effects of Rowing on Humeral Strength, *Am J Phys Anthropol*. 121:293–302.

Weiss E., 2004. Understanding muscle markers: lower limbs. *Am J Phys Anthropol* 125: 232-238.

Weiss E., 2007. Muscle markers revisited: activity patterns reconstruction with control in a central California Amerind population. *Am J Phys Anthropol* 133: 931-940.

Weisse Fundacion. (2010, July 4). *La Señora de Cao*, <http://www.fundacionwiese.com/demo/arqueologia/lasradecao.html>

White L. 1964, La ciencia de la cultura. Un estudio sobre el hombre y la civilización. 1ª ed. Buenos Aires, Editorial Paidós: 398.

Wickham J., Tania Pizzari T., Stansfeld K., Burnside A., Watson L., (2010) Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20: 212–222.

Wilczak C., 1998. Consideration of sexual dimorphism, age, and asymmetry in quantitative measurements of muscle insertion sites. *Int J Osteoarchaeol* 8: 311-325.

Whittaker, J., 2003. Atlatl Elbow: Anatomy and Archaeology. *The Atlatl* 16(1):16-18.

Wolf, P.R., 1983. *Elements of photogrammetry*. New York: McGraw-Hill

Zhang, Y., D. Hunter, M. Nevitt, L. Xu, J. Niu, L. Lui, W. Yu, P. Aliabadi, D. Felson. 2004. Association of Squatting With Increased Prevalence of Radiographic Tibiofemoral Knee Osteoarthritis *Arthritis & Rheumatism* 50 (4):1187–1192

Zumwalt, Ann., 2006: The effect of endurance exercise on the morphology of muscle attachment sites. *The Journal of Experimental Biology* 209: 444-454.

ANEXOS

TABLAS DE PARÁMETROS CINEMÁTICOS.

Tabla 1 :

DESPLAZAMIENTO ANGULAR							
Etapas	Fases	Tiempo [Seg.]	Tronco - Brazo [Cm.]	Bazo-Ante Brazo [Cm.]	Antebrazo-Mano [Cm.]	Mano-Estolica [Cm.]	
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	
			0.200	338.449	67.554	138.588	98.025
	POSICION	F2	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			
		0.834	432.256	-31.069	130.287	109.443	
F3	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		
	0.968	461.645	-80.524	195.346	20.394		
ACELERACION	F4	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	
			1.101	468.929	-149.624	183.506	38.708
	F5	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		
		1.268	575.044	-208.918	157.081	98.694	
DESACELERACION	F6	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	
			1.401	632.325	-192.142	156.375	165.183
	F7	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:

VELOCIDAD ANGULAR							
Etapas	Fases	Tiempo [Seg.]	Tronco - Brazo [Cm.]	Bazo-Antebrazo [Cm.]	Antebrazo-Mano [Cm.]	Mano-Estolica [Cm.]	
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	100.470	
			0.200	19.659	-1.828	-64.420	52.560
	POSICION	F2	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			
		0.834	439.839	-546.340	104.138	-244.202	
	F3	0.868	419.221	-505.579	835.867	-1.156.279	
		0.901	300.973	-364.807	605.592	-847.407	
		0.934	8.220	-226.799	239.972	-276.072	
		0.968	-142.622	-204.842	332.263	-455.975	
ACELERACION	F4	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	
			1.101	1.047.052	-1.595.238	-158.596	612.854
	F5	1.134	723.721	-1.115.622	-919.162	1.393.217	
		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		
		1.268	507.981	869.235	1.521.107	-1.870.416	
DESACELERACION	F6	1.301	283.955	248.052	-144.240	1.238.691	
		1.335	237.929	82.565	550.204	386.504	
		1.368	610.943	-231.127	-231.556	260.623	
		1.401	623.009	147.835	-366.378	60.690	
	F7	1.435	310.800	70.191	979.359	-1.339.183	
		1.468	204.830	-14.323	-1.469.538	1.087.032	
		1.502	148.188	209.795	-474.651	78.787	

Tabla 3:

ACELERACIÓN ANGULAR							
Etapas	Fases	Tiempo [Seg.]	Tronco - Brazo [Cm.]	Bazo-Antebrazo [Cm.]	Antebrazo-Mano [Cm.]	Mano-Estolica [Cm.]	
INICIAL	F1	0.000	-62.242	10.941	130.133	-85.233	
		0.033	1.157.860	-269.046	-8.164.427	5.853.940	
		0.067	28.733	-123.485	3.296.972	-2.941.127	
		0.100	353.993	-1.280.657	5.686.667	-4.866.344	
		0.133	230.310	338.685	-3.671.673	3.583.531	
		0.167	232.623	376.561	-6.537.255	6.188.512	
			0.200	-697.735	278.066	8.312.310	-9.210.259
	POSICION	F2	0.234	1.346.035	-3.196.239	-2.847.792	5.624.594
			0.267	-812.633	2.558.143	3.978.516	-6.373.602
			0.300	1.120.015	-1.457.877	-900.764	1.510.886
			0.334	532.353	-626.844	-4.299.435	4.034.016
			0.367	-41.772	1.282.710	-3.110.503	2.924.841
			0.400	-145.626	-470.648	5.669.218	-5.516.278
			0.434	852.641	-1.355.390	1.348.866	-725.307
			0.467	2.428.012	-3.762.647	-3.777.401	4.913.614
			0.501	-667.041	999.744	8.641.095	-9.778.798
			0.534	467.242	1.149.976	-11.256.210	9.841.875
			0.567	754.404	-1.912.948	6.630.531	-4.906.634
			0.601	-2.571.072	2.494.957	-3.824.717	4.896.030
			0.634	1.029.027	-548.116	4.039.001	-4.062.279
0.667			270.360	-152.024	-3.542.548	2.673.773	
0.701	651.897	650.290	-3.425.096	912.023			
0.734	1.629.431	-2.149.679	3.946.594	-5.026.148			
0.767	3.193.751	-3.095.327	-6.761.677	8.975.340			
0.801	1.632.800	-4.682.326	7.151.602	-7.081.803			
		0.834	2.392.293	-4.322.043	7.954.510	-16.242.438	
F3	0.868	-3.630.442	6.795.672	36.038.605	-37.213.895		
	0.901	-3.954.162	2.299.454	-37.792.637	42.755.035		
	0.934	-12.134.212	4.398.584	10.518.394	-2.666.143		
	0.968	1.464.740	-1.372.543	-4.472.034	-8.304.536		
ACELERACION	F4	1.001	488.512	-5.768.433	-14.425.028	22.602.393	
		1.034	-390.508	3.675.851	7.353.550	2.338.387	
		1.068	14.583	-20.368.156	-16.941.369	13.872.945	
			1.101	36.094.418	-34.490.137	16.260.146	2.213.343
	F5	1.134	-27.560.146	39.830.582	-39.319.125	19.243.752	
		1.168	-2.908.309	19.158.373	9.457.240	-9.552.800	
		1.201	11.230.816	-10.722.813	1.452.952	8.590.965	
1.235		1.668.139	32.293.348	17.851.256	-43.534.629		
		1.268	-8.465.166	-18.922.172	-289.288.781	312.796.281	
DESACELERACION	F6	1.301	-6.366.968	-12.772.724	61.257.996	19.432.389	
		1.335	3.333.341	-3.427.445	-22.379.236	-48.891.285	
		1.368	17.838.932	-4.663.067	-22.190.469	9.807.900	
		1.401	-13.717.971	11.812.408	32.797.051	-39.902.555	
	F7	1.435	-6.821.065	-10.935.425	-30.654.502	38.351.949	
		1.468	-38.840	6.629.128	-36.753.711	27.293.184	
		1.502	-3.138.040	5.659.093	39.243.406	-30.252.760	

