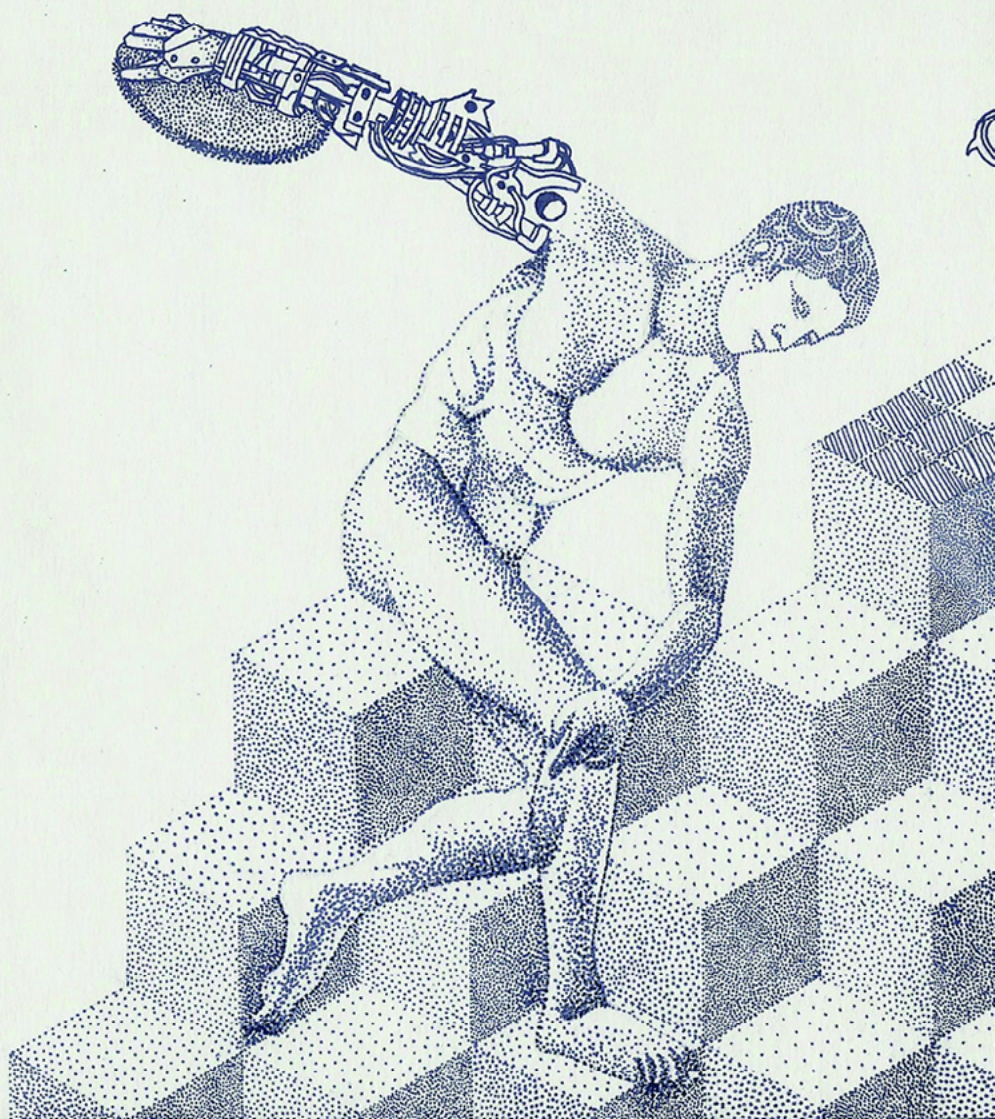


Biomecánica deportiva y aplicada.



Gustavo Ramón Suárez
Editor



Biomecánica deportiva y aplicada

Biomecánica deportiva y aplicada

Gustavo Ramón Suárez

Editor



Medellín
2011



UNIVERSIDAD
DE ANTIOQUIA
1803

Instituto Universitario
de Educación Física

Gustavo Ramón Suárez. Ed.
Biomecánica deportiva y aplicada.
Medellín: Funámbulos Editores.
2011, p. 158 (Serie Expomotricidad; 6)
e-ISBN: 978-958-8709-93-2

Biomecánica deportiva y aplicada

Editor

Gustavo Ramón Suárez
Docente Universidad de Antioquia,
Instituto de Educación Física.



© Universidad de Antioquia
Instituto Universitario de Educación Física

Funámbulos Editores
Ciudadela Robledo
Carrera 75 65-87. Of. 110 Medellín,
Colombia Tel. (57-4) 219 92 50
Fax. (57-4) 219 92 61
Código Postal: 050034
funambulos@edufisica.udea.edu.co

Gordon E. Robertson
Mihai Zissu Boldur
Xavier Aguado Jodár
Javier González Gallego
José Alcides Acero Jáuregui
Andrés Torres Velásquez
Johana Carolina Forero Figueroa
Lessby Gómez S.
Gustavo Ramón Suárez

ISBN: 978-958-8709-93-2
Primera edición: noviembre de 2011
Impreso y hecho en Medellín - Colombia

Apoyan:

Universidad de Antioquia
Vicerrectoría de Extensión
Instituto Universitario de Educación Física
Gobernación de Antioquia
Secretaría de Educación para la Cultura
INDEPORTES Antioquia
Coldeportes
Comité Olímpico Colombiano

Diseño y revisión de textos
Hernán Giraldo/Soluciones Editoriales
soledito@gmail.com
Tel. 333 54 31
Medellín, Colombia

Ilustración y diseño de portadas
Maestra en Artes Plásticas
María Alejandra Sepúlveda Echeverri
graffito85@hotmail.com

Impresión
Todográficas Ltda.
Cra. 72 45E-128. Teléfono 412 86 01
Medellín, Colombia

La responsabilidad de los ensayos es de los
autores y no comprometen ni a la Universidad de
Antioquia ni al Instituto Universitario de Educa-
ción Física ni a Funámbulos Editores.

Todos los derechos reservados.
Este libro no podrá ser reproducido, ni total ni
parcialmente sin previo permiso escrito de los
autores.

Contenido

PRESENTACIÓN	11
HOW BIOMECHANICS CAN IMPROVE SPORTS PERFORMANCE	15
D. Gordon E. Robertson, PhD	
Abstract	15
What is Biomechanics?	16
Kinematic Analyses	16
Kinetic Analyses	21
Inverse Dynamics	26
Electromyography	32
References	37
BIOMECÁNICA DEL ARRANQUE EN EL LEVANTAMIENTO DE PESAS (NOVEDADES EN LA MECÁNICA DEL LEVANTAMIENTO DE PESAS - MODALIDAD ARRANQUE, EN SUJETOS LATINOAMERICANOS)	39
Mihai Zissu Boldur Xavier Aguado Jodár Javier González Gallego	
Resumen	39
Introducción	40
Cinemática del movimiento de la palanqueta	40
Conclusiones	76
Referencias	77

BIOMECÁNICA INTEGRAL PARA PATINADORES DE CARRERA 83

José Acero Jáuregui Ms. Sc. & Sci.

Resumen	83
Introducción	84
Sustento teórico central del modelo Biomin-Patin	85
Conceptos, estructura y variables del modelo Biomin-Patin	86
Conclusiones	106
Referencias	107

ANÁLISIS DEL PATRÓN DE ACTIVACIÓN MUSCULAR EN LA FASE DEL PEDALEO 0°-90° EN DOS TIPOS DE BICICLETA 111

Andrés Torres Velásquez
Johana Carolina Forero

Resumen	111
Problema	111
Objetivo	112
Metodología	113
Resultados	114
Discusión y conclusiones	118
REFERENCIAS	119

ASPECTOS BIOMECÁNICOS ASOCIADOS A LESIONES POR SOBREUSO EN EL ATLETISMO DE CARRERAS 121

Lessby Gómez S.

Resumen	121
Introducción	121
Factores de riesgo biomecánicos	122
Conclusión	127
Referencias	128

PARÁMETROS BIOMECÁNICOS RELACIONADOS CON LA PRECISIÓN EN EL GOLPEO DEL BALÓN CON EL EMPEINE INTERNO EN FUTBOLISTAS JUVENILES 131

Gustavo Ramón Suárez

Resumen	131
Introducción	131
Materiales y métodos	137
Resultados	140
Discusión	149
Conclusiones	151
Referencias	151

Presentación

En nuestro medio la biomecánica deportiva no ha tenido aún un posicionamiento importante. En un rastreo realizado en nuestro país, hemos encontrado que de 18 universidades públicas analizadas, en 14 (78%) de ellas existe un programa relacionado con esta disciplina y en dos (11%), el programa de kinesiología. De 16 universidades privadas, en ocho (50%), existe el programa de biomecánica y en cinco (31%) el de kinesiología. De la misma manera, en las 34 universidades analizadas, solo dos tienen un laboratorio de biomecánica en el cual se hacen investigaciones.

En el sistema deportivo (Coldeportes, Indeportes e Inder) no existen laboratorios de biomecánica que apoyen al entrenador en su labor. Tampoco existe la figura del biomecánico, que pudiera asesorar programas de entrenamiento.

Con este primer Congreso Internacional de Biomecánica Deportiva y Aplicada damos un primer paso para destacar esta disciplina, que en los países avanzados tiene un papel primordial. Este libro se publica como parte de este primer Congreso, y reúne las principales conferencias que se presentaron.

El primer trabajo corresponde a la conferencia del doctor Gordon Robertson, docente investigador de School of Human Kinetics, University of Ottawa (Canadá), quien ha desarrollado y promovido la investigación en biomecánica deportiva en su país, al punto que todos los equipos de alto rendimiento tienen un biomecánico como integrante del mismo. En su conferencia “How Biomechanics can improve sports performance” precisa cómo actualmente la biomecánica interviene en el análisis del desempeño de deportistas de alto rendimiento. Destaca las nuevas herramientas tecnológicas que se usan en el proceso, como la biomecánica inversa, la electromiografía, la simulación por computador y los modelos músculo-esqueléticos.

El doctor Mihai Zissu, profesor de la Universidad Pedagógica Experimental Libertador de Venezuela y quien ha sido el mayor impulsor y desarrollador de la biomecánica en su país, al punto de implementar 15 laboratorios en diferentes estados, presenta su más reciente trabajo “Biomecánica del arranque en el levantamiento de pesas”, realizado con 72 atletas latinoamericanos de la modalidad. En este trabajo, además de los tres tipos de curvas ya conocidas, descubre dos nuevos. Así mismo, compara a los atletas por peso, talla y movimiento. Con este trabajo se ubica a la vanguardia de la biomecánica mundial en esta modalidad deportiva.

El doctor José Acero, Director Científico del Instituto de Investigaciones y Soluciones Biomecánicas (Cali, Colombia) es uno de los pioneros y desarrolladores de la biomecánica deportiva en Colombia. Su trabajo, titulado “Biomecánica integral para patinadores de carrera” es producto de sus investigaciones con patinadores de trayectoria en Colombia, y en él destaca la biomecánica integral BIOMIN como una manera eficiente de evaluar los atletas. El trabajo es un resumen de lo que ha encontrado en sus investigaciones y es una guía para nuestros entrenadores en esta exitosa modalidad deportiva.

Los ingenieros Andrés Torres Velásquez y Johana Carolina Forero presentan un trabajo titulado “Análisis del patrón de activación muscular en la fase del pedaleo 0°-90° en dos tipos de bicicleta”, trabajo de investigación realizado con un triatleta, en el cual, mediante electromiografía de superficie, establecen la existencia de cambios en el patrón de activación del comportamiento muscular. Con este trabajo plantean la necesidad de analizar los músculos hacia la parte distal de la cadera, que tal vez son los que se ven más afectados ante los cambios de posición de la bicicleta, para encontrar la relación entre el desempeño del deportista y el tipo de bicicleta.

La doctora Lessby Gómez presenta un trabajo titulado “Aspectos biomecánicos asociados a lesiones por sobreuso en el atletismo de carreras”, donde hace una revisión de los factores de riesgo biomecánico asociados a la presencia de lesiones por sobreuso y analiza los mecanismos de lesión derivados de la ejecución deportiva, el entrenamiento y la presencia de alteraciones morfo-funcionales en los deportistas. Es un documento valioso para los entrenadores, fisioterapeutas y biomecánicos interesados en el tema de la prevención de lesiones.

Finalmente, el doctor Gustavo Ramón Suárez, presenta el trabajo titulado “Factores biomecánicos relacionados con la precisión en golpe con el empeine en futbolistas juveniles”, donde se analizan seis grupos de variables biomecánicas relacionados con la precisión del golpe con el empeine y encuentra algunas correlaciones significativas.

Los resultados resaltan la relación entre la biomecánica y la técnica de los gestos deportivos, particularmente en el fútbol.

Además de divulgar los resultados de algunas investigaciones en el campo de la biomecánica deportiva, es propósito principal de esta publicación destacar la importancia de vincular la investigación científica a la práctica deportiva, tomando en consideración los hallazgos o evidencias recabadas como base para toma de decisiones. En particular, se espera que las entidades encargadas del deporte inviertan en laboratorios de biomecánica y en la capacitación de los mismos para que los atletas y los entrenadores puedan lograr metas más destacadas.

How Biomechanics Can Improve Sports Performance

D. Gordon E. Robertson, PhD¹

Abstract

We have discussed some of the uses, strengths and weakness of a few of the most commonly used methodologies and technologies available to the sport biomechanist. Temporal and kinematic analyses were both shown to be useful for describing the characteristics and differences of athletic performances but are usually unable to shed light on how to improve a performance or even identify errors in skilled motions. Kinetic analyses are able, in some cases, to detect and identify the muscle groups responsible for creating athletic skills or prevent injuries to joints by preventing excessive ranges of motion. However, they are not always possible to directly measure the forces of interest. Inverse dynamics, while suitable for quantifying the powers produced by large muscle groups and determining whether they are performing positive or negative work, is unable to solve situations with closed kinematic chains. Nor can inverse dynamics yield information about the work of individual anatomical muscles. While electromyography sheds light on the recruitment levels of at least surface muscles, EMGs cannot quantify the force output of these muscles. Each tool has its appropriate use and limitations.

There are yet many other useful biomechanical tools that are continually being added to the biomechanist's tool bag. Computer simulations have been used since the pioneering studies by Doris Miller (1973) on springboard diving, Melvin Ramey (1973) on long jumping, Herbert Hatze with an optimized model of a kick with a weighted boot (Hatzé 1976) and later a whole body performing a long jump (Hatzé 1981) or Fred Yeadon's (1990) model for investigating aerial motions such as experienced by trampolinists. Musculoskeletal models (Figure 23) are being developed that can theoretically predict the forces in muscles during athletic motions. Bobbert et al. (1986) constructed a model for vertical jumping as well as Pandy et al. (1990) for two-legged maximal jumping; and Zajak, Neptune and Kautz (2003) for bipedal walking, to name a few. These computer driven models in principle yield the information necessary to completely quantify the coordination patterns of complex motions and the forces, work and power output of real muscles. Full validation of these models is lacking and the models

¹ Full professor of the School of Human Kinetics, University of Ottawa. Ottawa, Canada. dger@uottawa.ca

are still limited to relatively simple and well defined motions. They are not yet capable of handling the complexity of a true athletic environment but they will eventually.

What is Biomechanics?

Biomechanics is essentially the study of forces and their effects on living bodies. When used for the study of sports performance, the forces of importance can be the internal forces produced by muscles, the forces the human imparts to objects, such as balls, bats or pedals, or the forces the body experiences from the environment, such as occur during collisions, jump landings, or from fluid media like water or wind resistance. These forces are important to quantify but they are also directly responsible for changes in motion. Consequently, biomechanists also quantify changes in motion as a study in itself, called kinematics, or as an indirect way on estimating forces, a field called inverse dynamics.

Kinematic Analyses

Kinematics, is the study of motion without regard to the causes of the motion. In sport biomechanics it typically is concerned with issues such as how fast an object or human body is traveling, what are the rates of acceleration and deceleration, what pattern of motion was produced or what range of motion occurred during an athletic performance. Such information can be obtained from filming the person with very basic equipment such as video cameras or can involve highly expensive 3D motion capture systems. There are also instruments for directly quantifying kinematics, such as radar guns for speed, electrogoniometers for range of motion or accelerometers for accelerations.

Direct measures of kinematic variables can be very useful for evaluating performances but an even simpler approach is temporal analysis. Temporal analysis is the measurement of durations. Stop watches that record “split times” are an obvious example of a temporal recording device. The simplest way to compare individuals during racing events, be they running, rowing or cycling, is to record their race times. It does not take a biomechanist to perform such a task. Where biomechanical instrumentation becomes necessary is the timing of very brief intervals such as the durations of impacting objects to helmets or bony structures. Timing of human motions, however, becomes essential to kinematic analyses that use motion capture systems to record the trajectories (motion patterns) of joint centres or other body parts. These systems typically require markers be placed on various locations on the body to enable the accurate tracking of the markers with respect to a known

position. This makes it possible to mathematically compute such measures as joint angle, segment and total body centre of gravity, and the time derivatives of these measures, called velocity and acceleration.

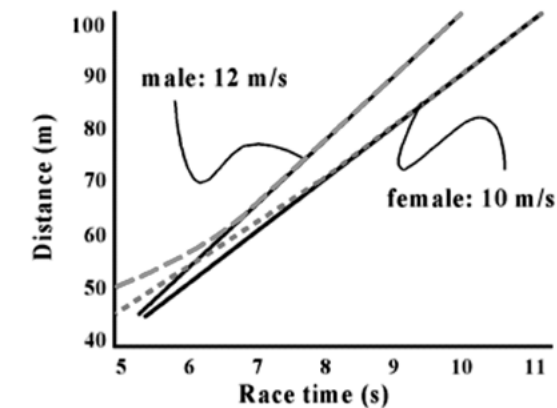


Figure 1. Male and female sprinter's displacement histories during last 60 metres of a 100-m sprint

Figure 1 shows the results of a study of two world-class sprinters, a third is not shown, (Lemaire & Robertson 1989). The sprinters were filmed by a cine-camera while the athletes completed the last 60 metres of 100-m competitive races. Only a single point, at each athlete's pelvis, was digitized with the camera speed set to 100 frames per second. The purpose of the project was to determine when each athlete began to fatigue and therefore decelerate at the end of the race. It was felt, at the time (c. 1982), that athletes reached maximum velocity within the first 40 metres. The results, however, showed that the male athletes were still accelerating to about 60 metres and the female to 70 metres. It was also clear that neither of the athletes decelerated over the entire distance. Also revealed was that the second male athlete, who appeared to be slowing down at the end of the race, was only sprinting slower and not decelerating due to muscle fatigue. These data were very useful to the coaching staff by focusing their attention on improving the acceleration of the athletes in the first 40 metres rather than being concerned with local muscle fatigue at the end of the race. The problem with this approach to studying sporting events is that kinematic results tell nothing about which muscles provided the necessary power to propel the sprinters. A second camera that recorded a single gait cycle was used to answer much of this question. This camera's data were subjected to inverse dynamics analysis to provide the necessary information. This type of analysis will be discussed later.

Figure 2 shows a full-body marker set of 43 markers placed at the joint centres and additional locations on the body of a fencer preparing to lunge (Morris, Farnsworth & Robertson 2011). From these markers, axes embedded at joint centres and oriented to segmental axes allowed the measurement of motion about the three cardinal axes of flexion/extension, abduction/adduction and internal/external rotation. Figure 3 shows the embedded axes and the derived total body centre of gravity. Once these axes have been computed it is then possible to compute angles at each joint and monitor these angles to determine ranges of motion and the exact orientation of each segment at any desired instant. Such angles have been used to assess whether or not cricket bowlers are within the rules that allow only “15 degrees of permissible straightening of the elbow joint”; an observation that is extremely difficult for the human eye to assess but is relatively trivial for an advanced motion analysis system. Note that most 3D motion capture systems require a laboratory setting but the spatial nature of the system means that accurate angles are measured and not estimated by a referee who may have a poor vantage point.

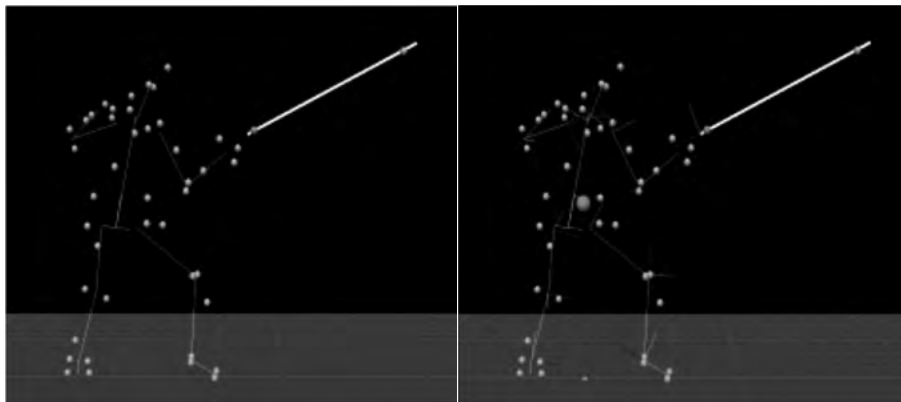


Figure 2. Body markers and stick figure of fencer in preparation for a lunge

Figure 3. Segmental axes embedded at each joint and total body centre of gravity

The location of the centre of gravity may be useful to assess the stability or instability of an athlete. For instance, it may be desirable to have the centre very close to the base of support to improve a rapid start or conversely to be far from the edges of the base of support to improve resistance to being toppled.

Figure 4 illustrates each segment using skeletal templates that are fitted to the limb dimensions of the particular athlete. Although the skeletal model appears a realistic

representation of the subject, these bony shapes are not used to quantify information about the motion. Instead, each segment is modeled as a geometrical solid (Robertson et al. 2004:68ff). Most segments are modeled as the frustum of a right-circular cone (i.e., cone with apex removed). The head is modeled as an ovoid and the torso and pelvis as elliptical cylinders. Figure 5 illustrates the actual computer model used by most motion analysis systems. The reason for this over-simplification is because it is still too complicated, difficult and expensive to measure individual three-dimensional inertial properties of living humans. On the other hand, it is relatively easy using calculus to compute the locations of the centres of gravity and the moments of inertia (tensors) of segments represented by mathematically simple geometrical solids. Although there is a noticeable difference in the shapes of the geometrical body and the real subject, differences between the inertial properties of the two representations may not be significant. Regardless, this is the current state of the art.

Once the orientations, positions and angles of the segments and joints are well defined throughout the duration of an athletic performance time derivatives may be taken to obtain linear and angular velocities and accelerations (Robertson et al. 2004:19ff). These patterns of motion may then be used to distinguish one athlete's performance from another's or between two performances of the same athlete. Such comparisons are rarely difficult to interpret as long as one does not try to attribute causes to the motion descriptions. An excellent example of how kinematics can mislead can be shown by the analysis of the sprint race alluded to earlier (Lemaire & Robertson 1989). As mentioned previously, a second camera recorded one gait cycle at approximately the 50 metre mark of the race. Figure 6 shows the angular velocities of the knee and hip joints during the swing phase of the motion. Notice that the knee flexes very rapidly at the beginning of the swing phase and later rapidly extends prior to landing. It is tempting to assume that the flexion was caused by flexor moments of force (turning effects of hamstring muscles) and that the extension was caused by the knee extensor moments (turning effects of quadriceps femoris muscles). Inverse dynamics analyses, however, showed that knee flexion and extension were not produced by moments of force at the knee but by the actions of forces across the hip joint. This evidence will be explained later when kinetic analyses are discussed. What is important to realize at this point is that it is inappropriate to try to explain the causes of motion by examining only kinematic variables. It is necessary to consider the body as an interconnected series of segments that interact together to produce complex motions.

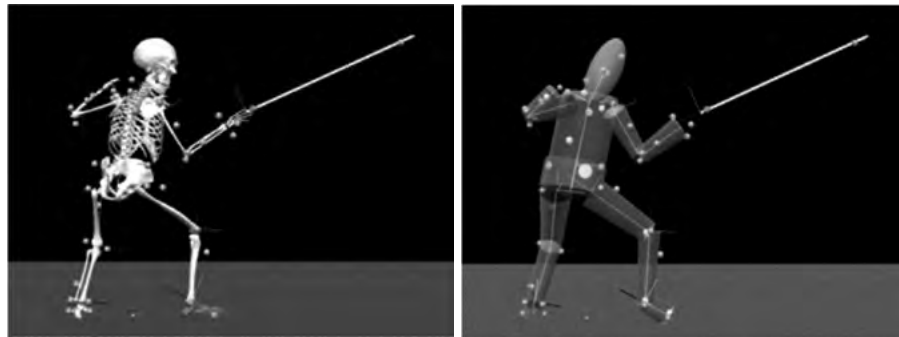


Figure 4. Segmental templates scaled and overlaid on locations of the actual segments

Figure 5. Geometrical shapes used to model human body segments

How can kinematics be used to improve sport performances? One very useful application is feedback during practice and training. For example, one could provide boat speed to a sculler or even a crew of rowers as feedback about their rowing effectiveness. Bicyclists often have speedometers that instantly display cycling speed. Changing technique can then be readily assessed by athlete or coach.

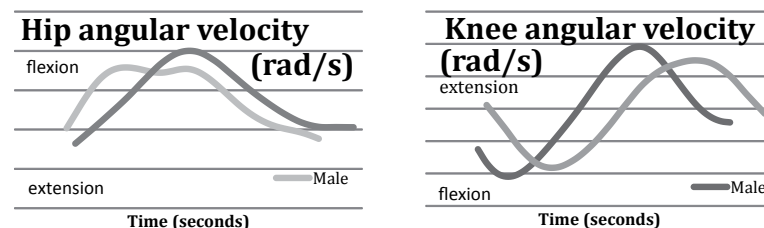


Figure 6. Knee (left) and hip (right) angular velocities (radians/second) of male and female sprinters during the swing phases of 100-m sprint races

Another tool that is now commonly used to compare differences between performances is the use of superimposing multiple video images during playback (see Figure 7). If the images are aligned correctly it is not difficult to see where differences in technique or in two different performances during a racing event occur. Of course, from a biomechanical perspective, what forces are different is not provided. All that may be gleaned is what part of the race is different and potentially what limb should be analyzed to determine how the motions were realized.



Figure 7. Images of a Kim Yu-na of a triple Lutz jump created by Dartfish software during the 2011 Winter Olympics

Kinetic Analyses

Kinetics is the study of forces or, in other words, the study of the causes of motion. Forces have many effects; one of special interest to biomechanists, kinesiologists, coaches and athletes is to cause rotations. Human muscles excised from the body are essentially only capable of creating linear motion by shortening, called a concentric contraction, or of resisting linear motion by acting eccentrically against forces that try to stretch the muscles. When intact inside the body, however, muscles are arranged to create turning effects or rotational motion. This effect is called a moment of force or torque. We still require force from muscles but the musculoskeletal system is essentially a system built to convert muscle forces to turning effects across joints. These internal joint moments ultimately produce forces or moments of forces against the environment to cause the linear motion of walking, running, sprinting and jumping, the rotational motion of pirouettes, spins, flips or somersaults or the forces and spins on objects thrown, batted or kicked.

When we are interested only in the outcome of internal muscular forces on the environment or to projected objects it is possible to measure the forces or moments directly. This is called dynamometry. Figure 8 shows a fencer standing on two of four possible force platforms. Force platforms are essentially advanced weigh scales. They not only measure the weight of a person standing motionless they also measure the horizontally directed frictional forces necessary to cause forward or lateral motions. In the figure, the red arrows show the direction and magnitude of the three-dimensional ground reaction forces under each foot. These vectors are typically larger in the vertical direction but their small horizontal components specify how quickly the person will move horizontally. At the instant shown, the two horizontal force components are directed towards each other and effectively cancel out. This

is because the fencer is in a stationary “ready” position. When the fencer decides to lunge, the forces from the ground, particularly of the back leg, will point forwards more showing that the person is now accelerating forwards at his opponent, as in Figure 9.



Figure 8. Showing force platform locations and ground reaction force



Figure 9. Fencer during the lunge with lead leg off the ground

A single force platform not only measures vertical and horizontal forces it also determines what is called the centre of pressure (Robertson et al. 2004:88ff). This is the focal point at which all the tiny forces under the foot of all objects on the plate (usually one foot per plate) may be considered to be concentrated. The single force vectors shown in Figures 8 and 9 represent the forces equivalent to the sum of all the forces applied to the each plate's surface. We like to think of that only one force is produced by each foot but in reality there is a distribution of forces applied unevenly under various parts of the foot, usually concentrated under the heel or ball of the foot.

To measure these distributed forces is difficult, although there are technologies now available to at least partly visualize and quantify these patterns or forces. Such technologies use arrays of sensors to quantify small areas of pressure or normal forces to determine the pressure patterns within footwear or on surfaces. For these data centres of pressure are computed. Unlike a force platform these technologies cannot determine the direction of the equivalent force vector and so cannot be used accurately for inverse dynamics analyses. They do, however, allow for the researcher to observe the build-up and concentration of forces under the foot or other body parts during sporting activities. High concentrations indicate a possible injury site or an unbalanced application of force. Figure 10 shows typical force distribution patterns

during quiet standing. Notice, there are higher forces where the bones of the foot contact the ground. Just as with force platforms these patterns may be animated to show the patterns of distribution over time.

A third variable that force platforms can record are vertical moments of force, although rarely used except for highly rotational activities such as ballet. Since it is typically not possible to “grip” a force plate, there is no possibility of creating horizontal moments of force. Force transducers can be constructed to measure torsional forces such as one might produce with a wrench or screw driver but these are rarely of interest in sports. Figure 11 shows a dynamometer that can be configured to measure forearm or wrist torque. Such a dynamometer may also be configured to measure knee, hip, elbow or shoulder moments of force. Such measures are valuable in rehabilitation but are unlikely to shed information about the dynamic characteristics of sporting activities.

One useful application of force platforms or force transducers is their ability to quantify forces or moments of force over time. The former is called linear impulse the latter angular impulse. Very early use of such capabilities was to determine the effectiveness of sprint starts (Henry 1952). The areas under the horizontal force tracings of transducers in starting blocks were used as feedback to sprinters as to how effective their starts were. This enhanced feedback was shown to improve starting technique faster than conventional coaching.



Figure 10. Isobar pressure map (Pedar) of two feet during quiet stance



Figure 11. BioDex System-4 isokinetic dynamometer

Figure 12 shows a rowing ergometer where the forces applied to the cable that turned the flywheel were recorded and monitored by the coach and athlete (Robertson et al. 1988).

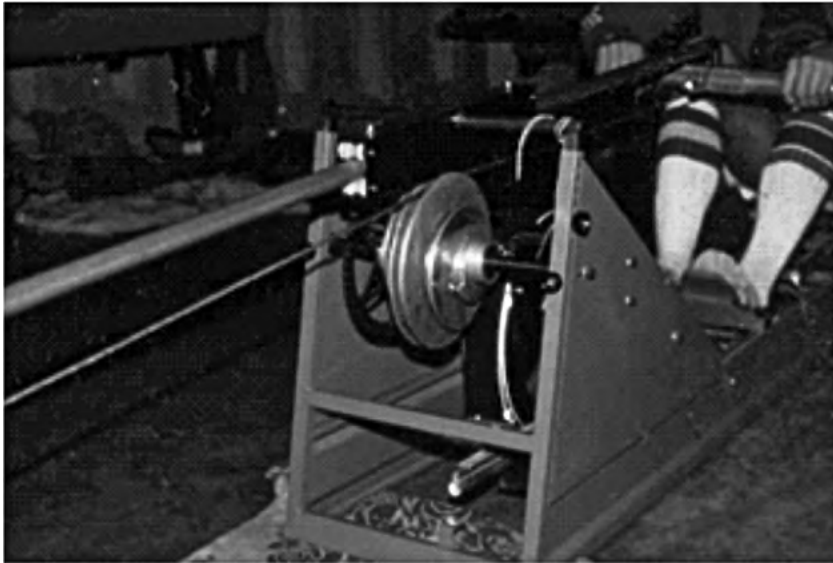


Figure 12. Gjessing rowing ergometer equipped with a force transducer

This system, according to the coach, helped to improve the rower's stroke far faster than was possible with observational feedback alone. The coach and athlete could watch each stroke to see how much impulse was produced by each pull. The greater the area under the force curve the greater the impulse. The greater the impulse the greater the linear momentum achieved. Linear momentum is directly related to velocity; it is the product of mass and linear velocity. Linear impulse increases when force, duration of force application or a combination of both increase. It is also improved by increasing the frequency of the impulses. In a rowing race, this is realized by having a greater stroke rate or in sprinting by a faster running cadence. It should be cautioned, however, that increasing cadences can cause decreases in the force magnitude and duration due to physiological considerations. Such strategies should be carefully managed. For example, higher frequencies may only be appropriate at

the beginning of the race to get the crew or person up to full racing speed or when a surge is needed to get the lead or to finish the race.

Angular impulse has similar characteristics to linear impulses but more factors are involved. For example, increasing the size of the force is usually helpful as well as increasing the duration of the impulse but a third factor is very important. To create a moment of force from forces applied to the ground requires that the forces be applied in opposite directions as viewed from the axis of rotation. In addition, the distance between the forces increases the turning effect linearly. That is, the moment of force is directly related to the magnitudes of the forces and the perpendicular distance between the two forces. Figure 13 is a top view of the ground reaction forces produced by a ballet dancer performing a pirouette. Notice that the forces are close to being parallel but are directed in opposite directions. It is necessary for the force from one to be slightly directed towards the other so that there is a linear impulse to permit the dancer to move her/his centre of gravity from midway between the two feet to one centred under the support foot (actually toes or ball of the foot). Figure 14 shows a dancer from a side view after completing the torque that caused the rotation (Karlinsky, Beaulieu & Robertson 2010). The dancer will spin one or more rotations in this position. A recent research project demonstrated a linear relationship between the angular impulse delivered and the number of turns. The angular impulse was computed by adding the forces from the two platforms together mathematically (Gerber & Stuessi 1987) and then integrating (adding) the area under the total vertical moment of force history from the start of the rotation until the dancer was in single support. Examining the vertical moment of force history during single support, yielded the frictional moment of force that gradually slowed the dancer down and required return to a two-footed stance.

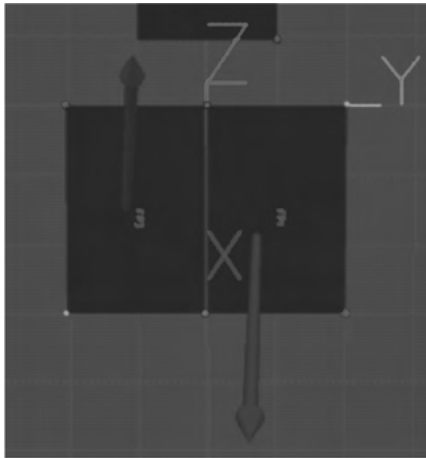


Figure 13. Ground reaction forces from feet of a dancer performing a pirouette

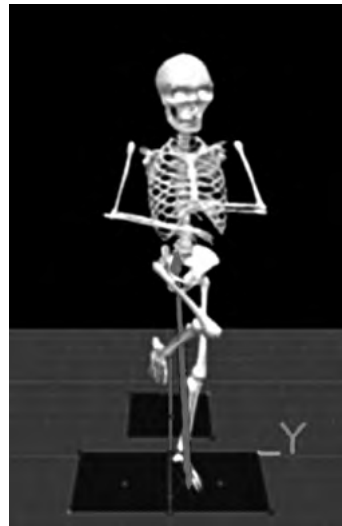


Figure 14. Dancer after completing the first rotation of three and a half rotations

Inverse Dynamics

Inverse dynamics is a mathematical process that reduces the number of unknown forces at a joint so that the equations of motion are determinate. Most human joints have multiple muscles, ligaments, bones and other anatomical structures that can exert forces and moments of force across a joint. Equations of motion can only solve for six unknowns in three dimensions or three unknowns in two dimensions. Figure 15 shows a typical joint as some of the major structures that exert force across a joint. Each structure has its own magnitude and direction that ideally one would like to quantify. But since the number of knowns exceeds the number of independent equations, the forces are indeterminate. Inverse dynamics solves this problem by mathematically creating a single force and a moment of force that is equivalent to the summed effects of all the forces at moments crossing that joint. These are called the net force and net moment of force. They are mathematical entities and do not represent the real forces acting at the joint. They can, however, be used to compute the work done by the structures acting across the joint and give an estimate of the minimum loads (forces) acting at the joint. The actual load is usually higher because of co-contractions of muscles on both sides of the joint. Figure 16 shows the reduced force and moment of force at an ankle joint for the two dimensional situation.

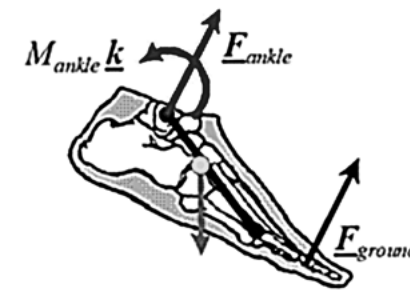


Figure 15. 2D free-body diagram of the foot showing the ground reaction force, weight vector, two muscle forces, one ligament force, the bone-on-bone force and joint moment

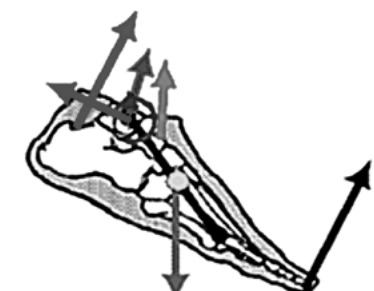


Figure 16. 2D forces and turning effects of each force reduced to a single equivalent net force (F_{ankle}) and net moment of force (M_{ankle})

Note that if the segment is a terminal segment, like the foot or hand, and is not in contact with the ground or another object it is not necessary to require a force platform. The net forces and moments may be computed from knowledge of the mass of the segment and the kinematics (linear and angular accelerations) of the segment. The kinematics, of course, are available if the motion can be recorded by a suitable motion capture system. If the segment is in contact with the ground, a force platform or similar device is required before the equations can be solved.

Once the net forces and moments are computed at a terminal segment using Newton's Law of Reaction, these forces are applied negatively (as reactions) to the next segment of the limb to compute its proximal net forces and moments. In other words, once we know the ankle forces and moments, the knee forces and moments may be computed by a second set of equations applied to the leg (sometimes called the shank) segment. This procedure may be repeated for the next segment in the chain until all forces at all joints of interest are quantified. A problem occurs whenever limbs are coupled to each other such as when the two arms are holding a baseball bat, hockey stick or hammer (i.e., hammer throw in athletics). One can, however, analyze kicking, throwing, and racket sports with this procedure.

An example of where inverse dynamics yielded valuable information about a sporting activity was the analysis of the previously mentioned sprint race (Lemaire & Robertson 1989). During the above described race (100-m sprint) a single camera was positioned at the 50-m region of the race on the assumption the athletes were at maximum or near

maximum speeds. The results from kinematic, inverse dynamics and moment power analyses of the race appear in Figure 17. Only the results from the knee and hip are shown and only during the swing phase (ITO or ipsilateral toe-off to IFS or ipsilateral foot-strike). Only the swing phase could be analyzed because the track did not have an embedded force platform. The ankle results are not shown because during swing the ankle moment of force is minimal and insignificant to the performance.

The top tracings show the knee (left) and hip (right) rotational velocities. Note that a positive velocity of the knee describes how fast the knee is extending but a positive velocity of the hip is the rate of hip flexion. Notice the maximum knee velocity was approximately 20 radians per second (rad/s) while flexing in early swing and while extending before landing. This is approximately 1200 deg/s, which is about four times faster than any isokinetic dynamometer can achieve. Thus, such devices are not able to record the forces that sprinters use during their races.

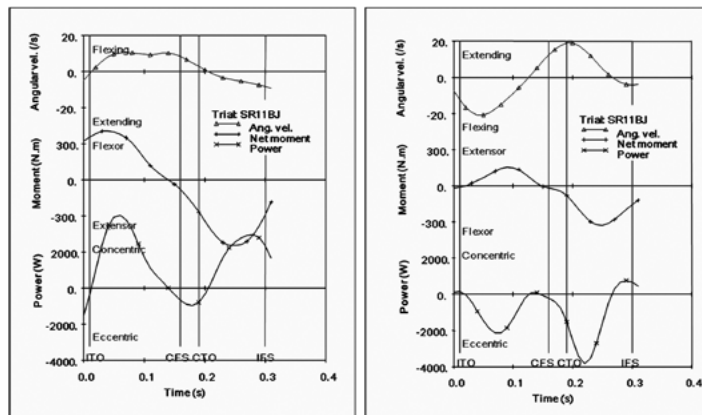


Figure 17. Angular velocities (top), moments of force (middle) and powers (bottom) of the knee (left) and hip (right) during the swing phase of a world-class male sprinter

The middle tracings are the net moments of force. Here we see that the knee moment of force during early swing was an extensor moment. This is contrary to an expectation that there would be a knee flexor moment that caused the high rate of knee flexion that typically ends when the knee becomes fully flexed. An extensor moment means that structures across the joint were resisting knee flexion. Of course this stopping moment occurs when the calf and thigh collide. But what caused the knee flexion in the first place? Similarly, prior to landing when the knee is rapidly extending there is no extensor moment, only a -300 N.m flexor moment, presumably caused by the hamstring muscles acting eccentrically. Since the knee has no bony prominences to

prevent hyperextension the knee flexors must stop the joint from fully extending and “locking” before heel-strike. If the knee locks, as it does when one stands, the sprinter will experience a jolt and will be unable to absorb the shock of landing. Again, we are unable to explain what structures at the knee caused the knee to extend.

The bottom tracings show the powers produced by the knee and hip moments of force. These powers are computed by multiplying the moment of force at any instant by the instantaneous angular velocity. In other words, the top tracings are multiplied by the middle tracings. If the result is a positive number the moment of force is doing positive work by adding energy to the leg. This is called a moment power analysis. A negative number means the moment of force dissipated energy by slowing the joint motion through eccentric contraction or elastic deformation of the muscles. Notice that the knee moments only do negative work during the swing phase. This means that training these muscles should involve eccentric muscle training rather than concentric. Thus, depth jumping or downhill running might be the most appropriate exercises for these muscles.

The hip moments show a very different pattern than the knee. During early swing the hip flexors are active and they are producing very high powers, peaking at approximately 4000 watts. That is enough power to light 40 100-W light bulbs or 100 40-W light bulbs! A truly powerful skill—higher than almost all other sporting skills even power lifting (Saxby & Robertson 2010). Incidentally, the area under the power curve is the mechanical work done. We now can understand how the knee was flexed. A rapid flexion of the hip, when the knee is extended, resulted in an automatic flexion of the knee joint. No knee flexor activity was necessary or desirable.

Similarly the extension of the knee was explained by the simultaneous extension of the hip by the hip extensors, i.e., the gluteal muscles. This activity was preceded by the extensors briefly performing negative work causing a whip-like action of the knee creating the necessary extension before landing. Clearly, results from this study showed that sprinters require powerful hip flexors and extensors mainly for positive or concentric types of contractions. Similar results were obtained from a study of the lead leg drive of sprint hurdlers (Robertson 1982) except there was an additional burst of knee flexor activity after full knee extension, to keep the knee from locking prior to landing.

Other examples of how inverse dynamics identifies the muscle groups involved in sports were two studies conducted to determine the moments of force responsible for two types of martial arts kicks, the circular or roundhouse kick (mawashi geri) and

the front kick (mae geri). In both studies, the major working muscles were the flexor muscles crossing the hip, similar to sprinting. Figure 18 (Saxby & Robertson 2009) shows the model of the athlete with the angular velocities, moments and powers of the kicking leg's ankle, knee and hip joints.

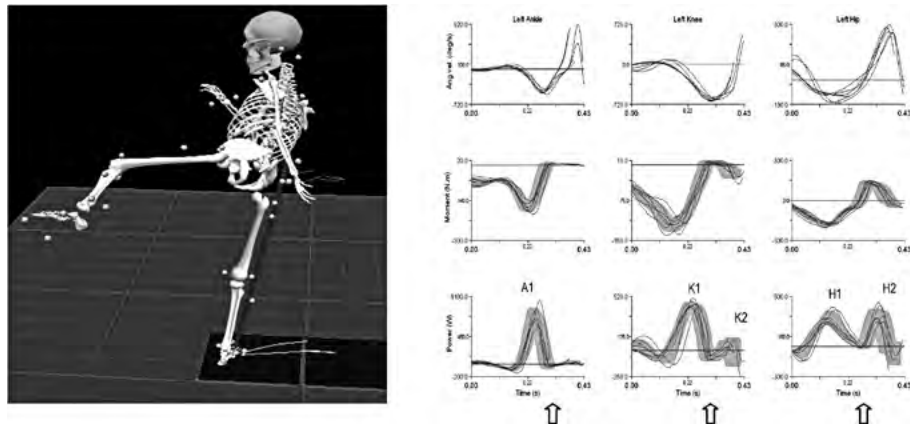


Figure 18. Model of a martial arts athlete performing a circular kick with the angular velocities (top), moments of force (middle) and powers (bottom) of the kicking ankle (left), knee (middle) and hip (right) of 15 trials displayed in the left panel

As in previous figures positive values for the ankle indicate dorsiflexing for velocity and a dorsiflexor moment; positive values for knee velocity are extension and an extensor moment; and positive values for the hip are flexing and flexor moment. Positive values for powers are always indicative of positive work being done by concentrically working muscles while negative values record the moment of force doing negative work by eccentrically contracting muscles across the joint. Eccentric work usually dissipates energy from the body to slow a joint's motion or control its rate of flexing or extending.

For the circular kick we see that the motion begins with the foot on the ground and the hip extensor moment doing positive work (H1) to extend the kicking leg prior to lead-leg push-off. Then the ankle plantiflexors (A1) and knee flexors (K1) do positive work to accelerate the leg forward and simultaneously flex the knee. The leg leaves ground contact with the ground at $t=0.28$ seconds (indicated by the arrows). During the subsequent swing phase until contact with the kicking pad the knee moment was extensor doing negative work but relatively weak until there is a brief but weak flexor

moment (K2) immediately before contact. The major muscle activity during swing, as with sprinting, was the hip flexors (H2) doing positive work followed by a brief extensor contraction that did negative work to “whip” the knee into extension similar to what the hip extensors did immediately before landing in the sprinting motion.

Similar results occurred from a study of the front kick in karate (Figure 19, Robertson et al. 2002) and from an earlier study on the soccer kick (Robertson & Mosher 1985). In both of these studies the major working muscles prior to landing the kick or striking the soccer ball were the hip flexors doing positive work and then hip extensors to cause a whip-like motion of the knee. The knee moments did but contribute positive work to knee extension but instead the knee flexor moment acted eccentrically to slow knee extension and presumably prevent knee hyperextension that would inevitably have resulted in an injury.

It is clear from these studies that kinematic analyses alone would have reached incorrect conclusions. An inexperienced observer seeing the knee flexing or extending would assume the knee flexors and extensors were the prime movers. Coaches and athletes would have been advised to exercise muscles that cross the knee to improve performances in these skills but since it was the hip muscles that were responsible no improvements could have occurred. One must use the appropriate biomechanical tools to properly understand the causes of complex multijoint motions. If one wants to measure and understand the causes of motion, kinetic analysis is the appropriate tool.

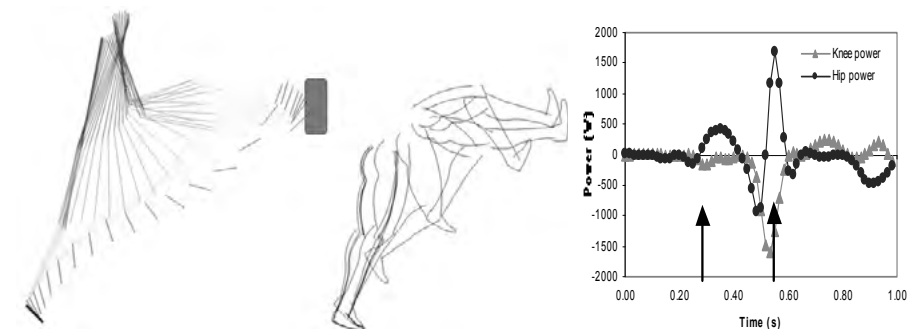


Figure 19. 2D models of a karate front kick with the knee and hip powers (bottom) of the kicking leg displayed in the left panel. The left arrow identifies when the leg leaves the ground while the right arrow shows the time of contact with the kicking pad.

Electromyography

One limitation of inverse dynamics is the lumping together of all the structures that cross a joint into a single force and moment of force. Clearly, it would be better if we could know precisely which anatomical muscles are actively involved in a motion so as to provide appropriate training programs. Inverse dynamics cannot delineate the contributions of muscles and ignores whether antagonistic muscles are co-contracting and partially cancelling each others' efforts. Co-contractions of antagonists are essentially wasteful since one muscle retards or inhibits the effects of its antagonist. This may be a desirable effort since it offers stability to the joint in the event of an unexpected perturbation. For example, if dorsiflexors and plantiflexors are both active during quiet stance, it will be more difficult to topple the person with an unexpected push. An inverse dynamics analysis of such a situation will show no moment of force at the ankle because none is necessary to maintain a stable position. The kinematics of the ankle would be zero and therefore the moment of force would be very small, possibly also zero if the ground reaction force and the line of gravity are collinear. If we were to put electrodes over the gastrocnemii and tibialis anterior muscles we could confirm whether or not these muscles are active or not. The process of recording electrical activity in skeletal muscles is called electromyography (EMG for short).

Electromyographs record the differences in electrical potential caused by the active recruitment of muscles by either or both of the peripheral or central nervous systems (Figure 20). Thus, if either of these systems sends a signal to contract, an electrical wave leaks from the muscle and gets picked up by paired electrodes that record the level of firing. Note, this is only one aspect of the muscle, called its active component. Muscles also exert force passively when they are stretched past their resting lengths when their connective tissues resist being pulled apart. This force increases exponentially until the muscle tears or the applied force stops (hopefully). This force occurs whether or not the muscle is actively contracting. Of course, this resistive force can be supplemented by an active force. When the muscle is less than its rest length there is very little passive force available. Any force in this region must be generated by an active muscle contraction. Figure 21 illustrates this collaboration of the two forces to produce a total muscular force through a range of muscle lengths (Winter 1990:174). Notice that there is a loss of force when the muscle is beyond its resting length (l_0). The pattern of force defers with each the muscle and the decrease does not always occur.

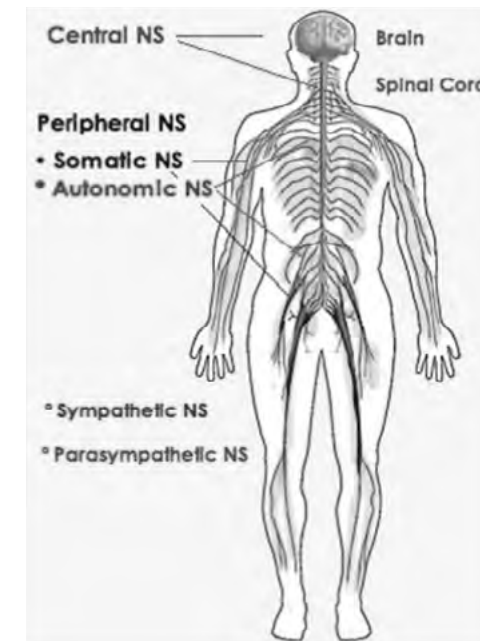


Figure 20. Nervous systems of the human body

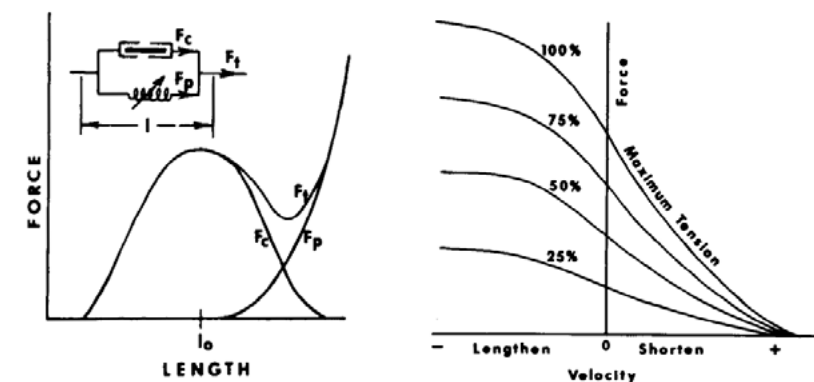


Figure 21. Length-force relationship (left) of a typical muscle. l_0 is the muscle's rest length, F_p is the passive force, F_c is the active or contractile force and F_t is the total muscle force. Velocity-force relationships (right) of an actively contracting muscle at different recruitment levels (percentages).

Also illustrated in Figure 21 are the velocity-force relationships when a muscle is actively recruited and allowed to either shorten by concentrically contracting (right side of zero axis) or lengthen by eccentrically contracting (Winter 1990:179). Notice that the muscle can achieve much higher forces when working eccentrically. This is why when performing a “bench press” you can lower a higher weight but may not be able to raise it up again. It also explains why when you try to spin an object faster you eventually reach a limit and no longer can make the object spin faster unless you are able to “change gears” such as in with bicycle or car. For each muscle, there comes a time when the muscle is shortening so fast that there is no longer any possibility of exerting force. The right side of this equation (to right of zero velocity) is often called Hill’s equation. The values at zero velocity are isometric contractions of the muscle. The maximum (100%) value is usually considered the “strength” of the muscle. This value will be different for each length or joint angle of the muscle.

Interpreting EMG recordings because of the above mentioned length and velocity factors (and a host of others such as fatigue state, temperature, prestretch condition) is very difficult (Robertson et al. 2004:180-181). Furthermore, determining the exact force output of the muscles is highly improbable. Nevertheless, the relative levels of contraction of the major muscles are valuable data about an athlete’s performance. One may be able to determine when an athlete is becoming fatigued so that a training practice may be terminated before injury occurs. It is well known that when muscles are fatigued and especially when complex motions are performed serious injuries can occur. When a muscle is fatigued, by definition, its ability to contract is compromised. If the muscle is then required to prevent and over-rotation of a joint the only line of defence will be the ligaments and if they are insufficient, tearing of the muscle or a ligament or fracture of a bone or some combination must occur.

Determining fatigue by EMG monitoring is rarely used in sports. In the laboratory it can be demonstrated that as a muscle contracts over a long period its ability to exert force diminishes. Before that happens, it is possible to observe frequency changes in the muscle’s EMG signal. If one were to record an athlete’s maximal EMG levels at the beginning of a practice session and periodically throughout the session, it might be possible to determine when the muscle, especially its so called “fast-twitch” fibres, have become fatigued and that practice involving that muscle should be terminated. Figure 22 shows the frequency spectrum of the EMG of a maximally contracting muscle. Notice that there is a steady decline in the median and mean frequencies. This happens to all athletes and all muscles. The coach would need to decide the appropriate level at which to terminate practice.

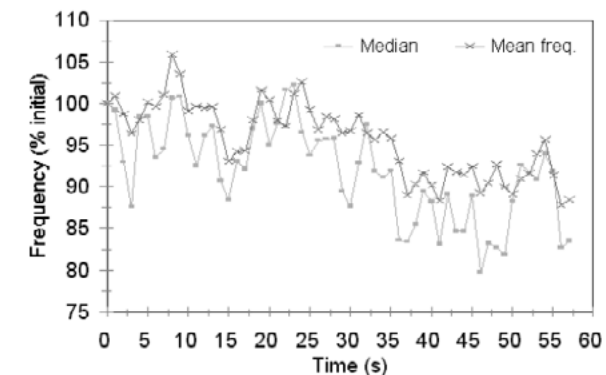


Figure 22. Median and mean frequencies of a muscle maximally contracting for 60 s

Another important application of EMG is to determine when a particular muscle is being recruited or not. For instance, it may be beneficial to reduce the amounts of co-contraction during a performance as long as there is no risk of reducing the stability of a joint. One might want to know which muscles initiate a movement. In Figure 23, (linear envelop) EMG recordings from eight muscles are illustrated for gait initiation (Kyle & Robertson 2006). The bottom two tracings are the vertical forces from the left and right feet. Notice that the first muscles to be recruited are the right and left tibialis anterior (TA) muscles. What is not shown is the “turning off” of both gastrocnemii (Ga) muscles. These plantiflexors are usually on lightly during stance to prevent the body from tipping forward since the line of gravity is usually positioned in front of the ankle and calcaneus. This alignment causes a forward rotation if not prevented by the backwards moment of force from the gastrocnemius muscles. By relaxing the Ga muscles and simultaneously contracting the TAs the person will start to fall forward and must next push-off with the lead leg and lift it off the ground by contracting its hip flexors. We also see the right (trail) tensor facia latae contracting but the adductors don’t start contracting until the lead leg as become airborne (at red vertical lines). What is interesting to notice is that before we see any change in force in from the force platform three muscles have already begun contracting for approximately 20 milliseconds. This shows how sensitive EMGs are as compared to force platforms. Such information is valuable to the coach who wants to train the most important muscles in a sprint start or other rapid motion.

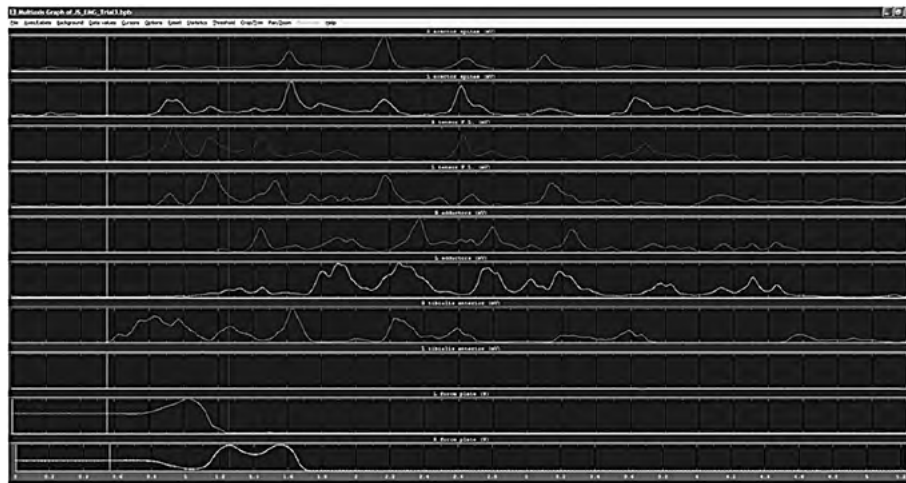


Figure 23. EMGs of eight muscles during gait initiation. The bottom two tracings are the right and left vertical forces of the feet. The yellow line shows start of muscle activity, the red line shows lead leg lift-off.



Figure 24. Musculoskeletal model of a kicking motion (Nakamura et al, 2004)

References

Bobbert, M.F., Huijting, P.A. & van Ingen Schenau G.W. (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics*, 19, 887-898.

- Gerber H. & Stuessi E. (1987). A measuring system to assess and compute the double stride. *Biomechanics X-B*, 1055-1058.
- Hatze H. (1976). The complete optimization of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 28, 99-106.
- Hatze, H. (1981). A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump. *Journal of Biomechanics*, 14, 135-142.
- Henry, F.M. (1952) Force-time characteristics of the sprint start. *Research Quarterly*, 21, 301-312.
- Karlinsky A., D. Beaulieu F. & Robertson, D.G.E. (2010). Angular impulse during ballet turns. *Proceedings of the 16th Annual Meeting of the Canadian Society for Biomechanics*, p 54.
- Kyle, N. & Robertson, D.G.E. (2006) Muscle activation patterns during gait initiation. *Proceedings of the 14th Annual Meeting of the Canadian Society for Biomechanics*. p 32.
- Lemaire, E.D. & Robertson, D.G.E. (1989). Power in sprinting. *Track & Field Journal*, 35, 13-17.
- Miller, D.I. (1973). Computer simulation of springboard diving. *Medicine and Sport*, Volume 8: *Biomechanics III*. Basel: S. Karger, 116-119.
- Morris N., Farnsworth M. & Robertson, D.G.E. (2011) Kinetic analyses of two fencing attacks-lunge and fleche. *Proceedings of the 29th Annual Conference of the International Society for Biomechanics of Sport*, Oporto, Portugal.
- Nakamura, Y., Yamane, K., Suzuki, I. & Fujita, Y. (2004). Somatosensory computation for man-machine interface from motion capture data and musculoskeletal human model. *IEEE Transactions on Robotics*. Pandy, M.G., Zajac, F., Sim, E. & Levine, W.S. (1990). An optimal control model for maximum-height jumping. *Journal of Biomechanics*, 23, 1185-1198.
- Ramey, M.R. (1973) A simulation of the running broad jump. *Mechanics in Sport*. J.L. Bleustein (ed.). American Society of Mechanical Engineers. 101-112.
- Robertson, D.G.E. (1982) Muscular contractions of the lead leg drive in sprint hurdling. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 7, 14P.
- Robertson, D.G.E., Beaulieu, F., Fernando, C. & Hart, M. (2002) Biomechanics of the karate front kick, *Proceedings of the Fourth World Congress of Biomechanics*, p.592.
- Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G. & Whittlesey, S.N. (2004). *Research Methods for Biomechanics*. Champaign: Human Kinetics Publishers. Expected date of publication: pp 320.
- Robertson, D.G.E. & Mosher, R.E. (1985). Work and power of the leg muscles in soccer kicking *Biomechanics IX-B*. Human Kinetics: Champaign, IL.

- Robertson, D.G.E., Stothart, J.P. & Wilson, J.-M. (1988). Electromyographic and impulse analysis of ergometer rowing. *Biomechanics XI-B*, 869-873. Amsterdam: Free University Press.
- Saxby, D. & Robertson, D.G.E. (2009). 3D inverse dynamics analysis of the martial arts circular kick. *Proceedings of the 33rd Annual Conference of the American Society of Biomechanics*.
- Saxby, D.J. & Robertson D.G.E. (2010). 3-dimensional kinetic analysis of Olympic snatch lift. *Proceedings of the 16th Annual Meeting of the Canadian Society for Biomechanics*, p. 183.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Second edition. Toronto: John Wiley & Sons.
- Yeadon, M.R. (1990). The simulation of aerial movement: I, II and III. *Journal of Biomechanics*, 23, 59-66, 67-77, 75-83.
- Zajac, F.E., Neptune R.R. & Kautz, S.A. (2003) *Biomechanics and muscle coordination of human walking*. Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*, 17, 1-17.

Biomecánica del arranque en el levantamiento de pesas (Novedades en la Mecánica del Levantamiento de Pesas - Modalidad arranque, en sujetos latinoamericanos)

Mihai Zissu Boldur¹

Xavier Aguado Jodár²

Javier González Gallego³

Resumen

El objetivo general del presente estudio fue el de analizar características cinemáticas de las fases del halón y desliz en la modalidad de arranque en el levantamiento de pesas olímpico, ejecutado por atletas latinoamericanos de alto rendimiento en situación competitiva. Entre los específicos se pueden mencionar: (1) analizar características cinemáticas seleccionadas de los sujetos participantes; (2) describir características cinemáticas del movimiento de la palanqueta durante las fases del halón y desliz; (3) clasificar y analizar la trayectoria del movimiento de la palanqueta. Se realizó un estudio en situación real de competición, de nivel internacional, con el objeto de analizar características biomecánicas de las fases del halón y desliz en la modalidad de arranque en el levantamiento de pesas olímpico, ejecutado por 72 atletas latinoamericanos de alto rendimiento, la mayoría de ellos, los mejores en las diferentes categorías de pesos durante los eventos fundamentales de los años 2006-2007. Se analizaron características del movimiento de la palanqueta y de los sujetos; se identificaron los tipos de trayectorias del centro de gravedad de la barra y se describieron las principales características de cada una, así como también, la comparación entre éstas en los grupos. Se aplicaron los procedimientos del método videográfico tridimensional para la recolección y procesamiento de los datos. El análisis de los resultados se realizó a través de estadística descriptiva y en la comparación de los grupos se recurrió a la estadística paramétrica. Se detectaron similitudes

-
- 1 Doctorado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Departamento de Ciencias Biomédicas de la Universidad de León.
- 2 Docente Universidad de Castilla-La Mancha. xavier.aguado@uclm.es
- 3 Director del Instituto de Biomedicina de la Universidad de León. jgonga@unileon.es

y diferencias entre los grupos en relación con las variables seleccionadas y se reportaron tendencias en función de las diferentes categorías de peso de los atletas.

Palabras clave: levantamiento de pesas, arranque, biomecánica, trayectoria de la palanqueta.

Introducción

Jekov (1976), Saufrushahar, Norhaslinda y Wilson (2002) y Molina (2004) coinciden en afirmar que el arranque es la modalidad más difícil y compleja en el levantamiento de pesas, y los resultados de los grandes eventos demuestran que el nivel del rendimiento es mucho menor que en la modalidad de Envión. Según Garhammer (1988) y Schilling, Stone, O'Brian, Fry, Coglianese y Pierce (2002), la acción consiste en levantar la palanqueta sobre la cabeza, en un solo movimiento, hasta la total extensión de los miembros inferiores y superiores en un movimiento continuo.

Enoka (1979), Garhammer (1988) y Gourgoulis y cols. (2000) indicaron que la técnica, conjuntamente con la fuerza explosiva y flexibilidad, contribuyen significativamente en el rendimiento del levantamiento de pesas. Los diferentes autores, por motivos analíticos, han subdividido la técnica del arranque en fases. De una u otra manera todos coinciden sobre la existencia de los principales eventos en esta modalidad deportiva: Primera Fase: Posición inicial; Segunda Fase: Aceleración inicial, llamada también el Primer halón o la Primera fase del halón; Tercera Fase: Ajuste, Re-doblamiento, Transición o Fase de amortiguación; Aceleración final, llamada también el Segundo halón o la Segunda fase del halón; Quinta Fase: Desliz o Entrada, subdividida en entrada sin apoyo y entrada con apoyo; y Sexta Fase: Recuperación.

Cinemática del movimiento de la palanqueta

Jekov (1976) indica que existen cuatro factores fundamentales que determinan la dinámica de la tracción y entrada debajo de la palanqueta. Éstos son: (1) la velocidad de la palanqueta en ascenso, (2) velocidad de desplazamiento del atleta en la entrada, (3) la máxima altura de la palanqueta y (4) la altura de la entrada.

Vorobyev (1978) fue uno de los primeros autores que presentó los tipos de trayectoria. Él identificó tres tipos de trayectoria, que se diferencian entre ellas principalmente en el movimiento horizontal de la palanqueta y menos en el vertical (Figura 1).

1. La trayectoria "A" – La palanqueta se mueve inicialmente hacia el atleta durante el primer halón y se aleja del atleta en el segundo halón. Durante esta porción, la palanqueta intersecta la línea imaginaria vertical que se puede trazar desde

el punto de inicio del halón. La recepción de la palanqueta en la entrada se hace con un movimiento hacia el levantador y detrás pero cercano a la línea imaginaria.

2. La trayectoria "B" – En el inicio y durante el primer halón, la palanqueta se mueve hacia el levantador. Durante el segundo halón la palanqueta se mueve ligeramente hacia delante, alejándose del atleta, pero en menor medida que en la trayectoria A, sin pasar la línea vertical imaginaria del punto de inicio. Al final del segundo halón y la entrada (desliz), la palanqueta se mueve nuevamente hacia el levantador y la recepción se hace a una distancia horizontal mayor que en el caso de la trayectoria A. En la trayectoria B, la palanqueta nunca intersecta la línea imaginaria vertical desde el punto de inicio del halón.
3. La trayectoria "C" – En el inicio del primer halón, la palanqueta se aleja ligeramente del atleta, luego hacia el atleta intersectando la línea vertical imaginaria de referencia. Durante la segunda parte del halón la palanqueta se aleja nuevamente del atleta, al igual que en las trayectorias "A" y "B". La recepción se realiza en frente a la línea vertical imaginaria de referencia debido al movimiento hacia delante en el principio del primer halón.

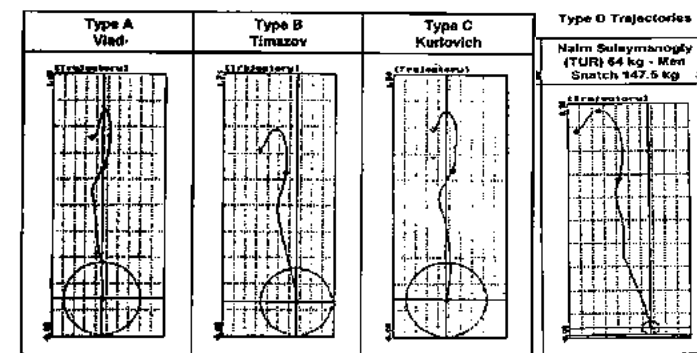


Figura 1. Trayectoria de la palanqueta, tipo "A", "B", "C" y "D". Tomado de Hischia (1997)

Vorobyev (1978) considera que la trayectoria "A" es la más correcta; sin embargo, se ha observado que levantadores de diferentes niveles ejecutan los levantamientos con diferentes características. El mismo autor, en estudios con campeones mundiales y poseedores de records, ha encontrado que el 55% usan la trayectoria "A" y el 45%, la "B". En sus estudios durante el Campeonato Mundial Femenino de 1987, Garhammer (1988) encontró que 62% de los levantamientos utilizaban la trayectoria "A", 31% la "B", y 6% la "C", lo que coincide con las consideraciones de Vorobyev (1978) e

Hiskia (1993). Baumann y cols. (1988), utilizando la videografía 3D, indicaron que 82 levantadores del Campeonato Mundial de Levantamiento de Pesas del año 1985 en Suecia utilizaron la trayectoria “B”. Encontraron que los atletas halan la palanqueta hacia su cuerpo durante el primer halón y la fase de transición. Luego, la palanqueta se movió verticalmente y en una dirección antero-posterior simultáneamente, pero, en el caso de la mayoría de los atletas y entre ellos los mejores, ésta no cruzó la línea de referencia vertical del inicio. Todos los atletas saltaron hacia atrás en la fase de desliz para caer debajo de la palanqueta después de halarla hacia ellos. Vorobyev (1978) opinó que el salto no es beneficioso para el levantamiento.

Badillo (1991), con base en una vasta experiencia en el área de levantamiento de pesas, realizó una clasificación de las diferentes trayectorias en función de características de las diferentes fases:

En la Primera Fase del halón encontró las siguientes formas de trayectoria:

a) La palanqueta se acerca al atleta (trayectoria racional); b) la palanqueta se aleja por delante de la vertical, para cruzarla posteriormente y acercarse al levantador (Figura 2). Es una trayectoria menos adecuada y se produce cuando la palanqueta en el inicio se proyecta cerca de la articulación del tobillo; el tronco debe adelantarse excesivamente para compensar el desplazamiento del centro de gravedad hacia atrás; se producen condiciones desventajosas para la producción de la fuerza; c) La palanqueta sigue la vertical durante unos centímetros, luego se acerca al levantador. Ésta es una variante de la (b) pero las deficiencias son menores.

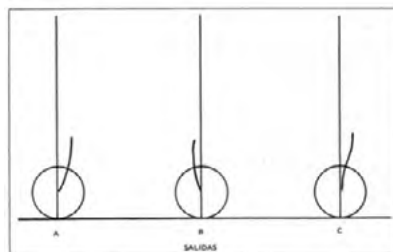


Figura 2. Tipos de trayectoria en la primera fase del halón. Tomado de Badillo (1991)

En la Segunda Fase del halón (Figura 3) y en función del ángulo de salida después del máximo acercamiento de la palanqueta hacia el atleta, se pueden estudiar los siguientes casos: a) la palanqueta cruza la vertical con un ángulo de 30° o menos (ideal); b) la palanqueta sale bruscamente con un ángulo mayor de 30° (cuando

es golpeada por los muslos y caderas; el gasto energético y la fuerza vertical no beneficia un buen resultado); c) la palanqueta sigue casi paralela a la vertical, sin cruzarla o se aleja de ella (se debe al poco adelantamiento de los hombros y por atrasarlos muy pronto; la disposición de los ángulos de las rodillas y caderas en el máximo esfuerzo no son adecuados para aprovechar la fuerza del sujeto; el centro de gravedad se desplaza hacia los talones y la palanqueta se desvía hacia atrás en la entrada definitiva).

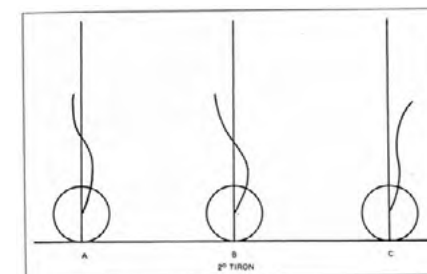


Figura 3. Tipos de trayectoria en la segunda fase del halón. Tomado de Badillo (1991)

En el recorrido de la palanqueta después de adquirir la máxima velocidad se pueden distinguir: a) trayectoria vertical hasta que inicia la curva de descenso (el inicio del gancho, fase ascendente); puede coincidir con la vertical de la salida o por delante de ella (trayectoria racional y mejor aplicación de la fuerza, la entrada más económica y segura); b) la palanqueta describe una trayectoria curva, con un significativo componente horizontal, lo que empeora la altura máxima alcanzada y el equilibrio (Figura 4).

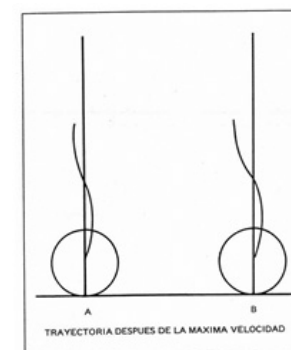


Figura 4. Tipos de trayectoria de la palanqueta después de adquirir la máxima velocidad. Tomado de

Badillo (1991)

En el Movimiento de Tránsito del Movimiento Ascendente al Descendente (gancho): (a) ángulo de salida a 30° o menos y trayectoria cercana a la vertical, el punto de máxima elevación coincide con la vertical imaginaria de la salida o cercano a ella; el arco descrito es muy cerrado y la fijación se hace ligeramente detrás de la vertical; los pies no se desplazan hacia atrás o lo hacen en poca medida (considerado positivo); (b) si la palanqueta sale hacia al frente bruscamente y la entrada se hace por delante de la vertical de salida, el atleta debe dar un salto al frente para poder fijar la palanqueta (menos racional); c) si la palanqueta no llega a la vertical de la salida, la máxima elevación y la entrada será por detrás de ella; a mayor separación, menor racionalidad del movimiento; el levantador tendrá que desplazarse hacia atrás (Figura 5).

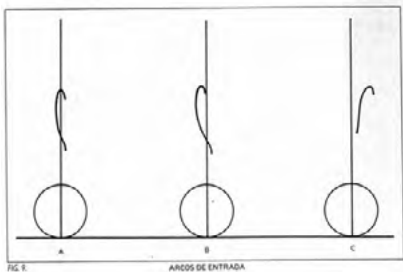


Figura 5. Tipos de trayectoria de la palanqueta en el movimiento de tránsito del movimiento ascendente al descendente. (Tomado de Badillo, 1991).

En sus estudios, Stone y cols. (1998) concluyeron que los factores relacionados con los intentos válidos son: (a) fuerzas verticales mayores y potencias mayores, (b) desplazamientos en la trayectoria de la palanqueta (menor desviación horizontal), y (c) un desplazamiento horizontal total hacia atrás de la palanqueta igual o menor de 20 cm. Casi todos los atletas usaron la técnica del halón y salto hacia atrás.

Características espaciales del movimiento de la palanqueta

Según el Modelo Biomecánico Cualitativo de la Modalidad de Arranque en Levantamiento de Pesas, diseñado por Zissu y Beltrán (2005), la altura total a la que se debe elevar la palanqueta se puede subdividir en varias alturas parciales:

- 1. Altura al Final del desliz;
- 1.1 Altura Máxima de elevación de la palanqueta;
- 1.1.1 Altura del Primer halón;

- 1.1.2 Altura del Segundo halón;
- 1.1.3 Elevación de la palanqueta en el desliz sin apoyo (máxima altura alcanzada por la barra después del halón e inicio del desliz);
- 1.2 Pérdida de Altura en la fase del desliz con apoyo;
- 2. Altura de la Fase de Recuperación.

En la Tabla 1 se pueden observar los valores citados por los diferentes autores en esta variable (Altura y desplazamiento vertical de la palanqueta durante el primer halón). En la Tabla 2 se pueden observar los resultados que presentan en la bibliografía en relación a la altura y desplazamiento al final de la fase de ajuste.

Stone y cols. (1998), indican que el desplazamiento horizontal total de la palanqueta, desde el inicio del movimiento del halón hasta la recepción en el desliz, puede variar desde -0,02 m a - 0,14 m y en algunos casos puede llegar de -0,10 a -0,20 m. El signo negativo indica que la recepción de la palanqueta en el desliz se realiza detrás del lugar de inicio del halón. En la Tabla 2 se puede notar que las investigaciones consultadas presentan valores negativos en esta variable, lo que permite comprobar que la palanqueta tiene un desplazamiento hacia el atleta en el inicio del halón. El rango de movimiento horizontal de la palanqueta hasta el inicio del segundo halón es de -0,03 a -0,12 m.

Tabla 1. Alturas y desplazamientos verticales de la palanqueta durante las diferentes fases de acuerdo a los diferentes autores

Primer halón		
Autor (Año)	Altura de la palanqueta primer halón (m)	Desplazamiento vertical de la palanqueta primer halón (m)
Safrushahar y cols. (2002)	0,52 (Masculino)	0,29 (Masculino) (18% Estatura)
	0,53 (Femenino)	0,30 (Femenino) (18% Estatura)
Arioch (2005)	0,47 a 0,59	
Badillo (1991)	0,51	
Zissu y Altuve (2005)	0,49 (Media) 0,46 – 0,53 (Valores extremos)	(30% Estatura) (28% - 32% Estatura)
Fase de Ajuste		
Autor (Año)	Altura de la palanqueta fase de ajuste (m)	Desplazamiento vertical de la palanqueta fase de ajuste (m)
Arioch (2005)	0,53 a 0,67	0,04 a 0,12
Badillo (1991)	0,51	
Gourgoulis y cols. (2000)		0,06
Segundo halón		

Autor (Año)	Altura de la palanqueta segundo halón (m)
Arioch (2005)	0,98 a 1,24
Hiskia (1993)	0,91
Badillo (1991)	0,93
Zissu y Altuve (2005)	1,01 (Media) (61% Estatura) 0,90 – 1,17 (Valores Extremos: (58% - 66% Estatura)
Fase de desliz	
Autor (Año)	Altura máxima de la palanqueta en la fase de desliz (m)
Garhammer (1985)	0,97 a 1,29
Baumann y cols. (1988)	0,88 a 1,13 (Grupo A - mejores)
	0,97 a 1,16 (Grupo B - 3°- 4°) (56% – 63% Estatura)
Garhammer (1991)	0,93 - 1,32 (Femenino)
Hiskia (1993)	1,15
Hiskia (1997)	1,05 a 1,38 (JO Los Angeles, 1984) 1,11 a 1,36 (CM, 1993-94)
Barton (1998)	60% Estatura
Campillo y cols. (1999):	1,32
Gourgoulis y cols. (2000)	1,21 (±0,08) (70,7% Estatura)
Gourgoulis y cols. (2002)	1,15
Safrushahar y cols. (2002)	1,26 (Masculino)
	1,28 (76% Estatura) (Femenino)
Leïva y cols. (2004)	1,09 (±0,08)
Arioch (2005)	1,10 a 1,39
Zissu y Altuve (2005)	1,28 (77% Estatura) 1,16 – 1,48 (72% - 85% Estatura)
Fase final de desliz	
Autor (Año)	Altura de la palanqueta al final de la fase de desliz (m)
Bartonietz (1996)	0,95 a 1,15
Badillo (1991)	1,08
Isaka y cols. (1996):	0,96 a 1,15 (62% - 70,8% de la altura máxima del 2° halón)
Safrushahar y cols. (2002)	1,13 (69% Estatura)
	1,14 (67% Estatura) (Femenino)
Leïva y cols. (2004)	1,09 (±0,08)
Arioch (2005)	0,99 a 1,25
Zissu y Altuve (2005)	1,11 (67% Estatura) (Masculino)
	0,98 – 1,26 (62% - 75% Estatura) (Femenino)
Fase final de desliz	
Autor (Año)	Altura de caída de la palanqueta en el desliz (m)
Ajan y Baroga (1988)	0,15
Drechsler (1998)	5% - 9%
Zissu y Altuve (2005)	0,10 – 0,17 (11% Estatura - Masculino) 0,12 – 0,24 (8% - 14% Estatura - Femenino)

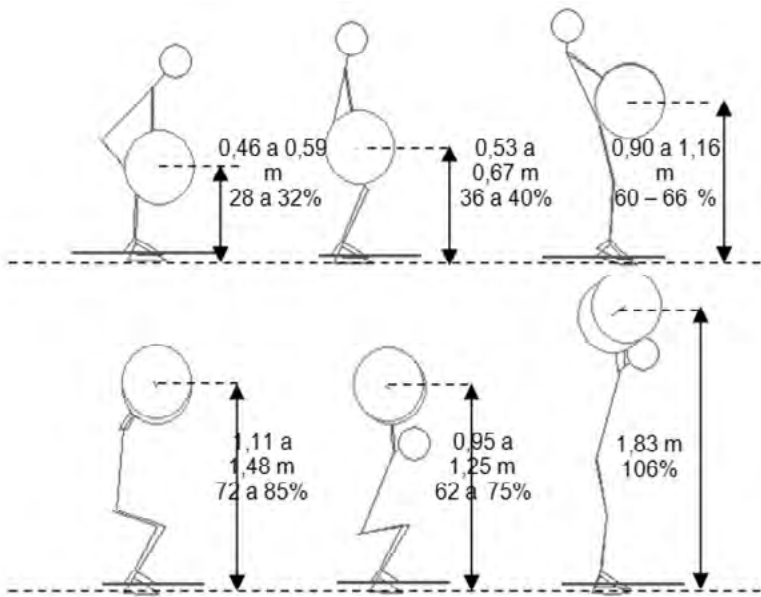


Figura 6. Altura de la palanqueta en las diferentes fases del arranque.
Tomado de Zissu y Altuve (2005)

Tabla 2. Desplazamiento horizontal de la palanqueta durante la primera y segunda curvatura

Primera curvatura	
Autor (Año)	Desplazamiento horizontal de la palanqueta (m)
Garhammer (1985)	-0,04 a -0,09
Ajan y Baroga (1988)	-0,03 a -0,06
Stone y cols. (1998)	-0,04 a -0,07
Gourgoulis y cols. (2000)	-0,06
Arioch (2005)	-0,03 a -0,12
Segunda curvatura	
Garhammer (1985)	0 a 0,11
Ajan y Baroga (1988)	0 a 0,03
Stone y cols. (1998)	0,06 a 0,09
Gourgoulis y cols. (2000)	0,03
Arioch (2005)	0,02 a 0,04

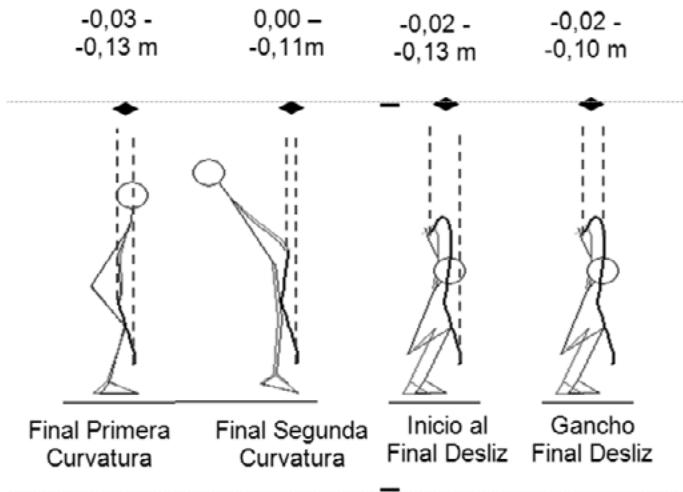


Figura 7. Desplazamiento horizontal de la barra en las diferentes fases del arranque. Tomado de Zissu y Altuve (2005)

Velocidad vertical de la palanqueta durante el halón

En la Tabla 3 se presentan los valores de la velocidad de la palanqueta en las diferentes fases del halón (primer halón, ajuste, segundo halón) (Figura 8).

Tabla 3. Velocidades verticales máximas de la palanqueta en las diferentes fases

Autor (año)	Primer halón (m/s)
Garhammer (1985)	1,05 - 1,62
Ajan y Baroga (1988)	1,00 - 1,60
Baumann y cols. (1988)	1,31 - 1,43 (Grupo A – mejores)
	1,31 - 1,42 (Grupo B – menor nivel)
Badillo (1991)	1,00 – 1,60
Herrera (1992)	1,30
Hiskia (1997) CM 93-97	1,24 – 1,58
Hiskia (1997) JO Atlanta 96	1,18 – 1,61

Stone y cols. (1998)	1,40 + 0,17 (Levantamientos válidos)
	1,36 + 0,17 (Levantamientos nulos)
Gourgoulis y cols. (2000)	1,24 + 0,14 (74,4% de la Vz Máxima)
Pierce y Bird (2001)	0,83 - 1,63
Safrushahar y cols. (2002)	1,14 (1,01 - 1,26)
Gorgoulis y cols. (2002)	1,13 + 0,07
Leíva y cols. (2004)	1,42 (+ 0,10)
	1,27 - 1,55
Arioch (2005)	1,30 - 1,60
Zissu y Altuve (2005)	1,36 (70% del segundo halón)
Autor (Año)	En el aluste (m/s)
Garhammer (1985)	0,88 - 1,17
Badillo (1991)	1,20
Herrera (1992)	1,10 – 1,40
Hiskia (1997) CM 93-97	1,01 – 1,35
Gourgoulis y cols. (2000)	1,19
Arioch (2005)	1,22 - 1,52
Autor (Año)	En el segundo halón (m/s)
Garhammer (1985)	1,82 - 2,10
Ajan y Baroga (1988)	1,60 - 2,50
Baumann y cols. (1988)	1,65 - 1,86 (Grupo A – mejores)
	1,76 - 1,88 (Grupo B – menor nivel)
Badillo (1991)	1,60 – 2,50
Garhammer (1991)	1,96 - 2,28
Herrera (1992)	1,85 – 2,15
Hiskia (1993)	1,63
Lee y cols. (1995)	2,11
Isaka y cols. (1996)	1,86 - 1,95
Hiskia (1997) CM 93-97	1,67 – 2,03
Hiskia (1997) JO Atlanta 96	1,74 – 2,17
Stone y cols. (1998)	1,85 + 0,11 (Levantamientos válidos)
	1,81 +0,19 (Levantamientos nulos)
Campillo y cols. (1999)	2,17
Gourgoulis y cols. (2000)	1,67 + 0,10
Pierce y Bird (2001)	1,43 - 2,33
Safrushahar y cols. (2002)	1,76 (1,67 - 1,87)
Gorgoulis y cols. (2002)	1,66 + 0,08
Leíva y cols. (2004)	1,81 + 0,09
	1,72 - 1,90
Arioch (2005)	1,65 – 2,05
Zissu y Altuve (2005)	1,94

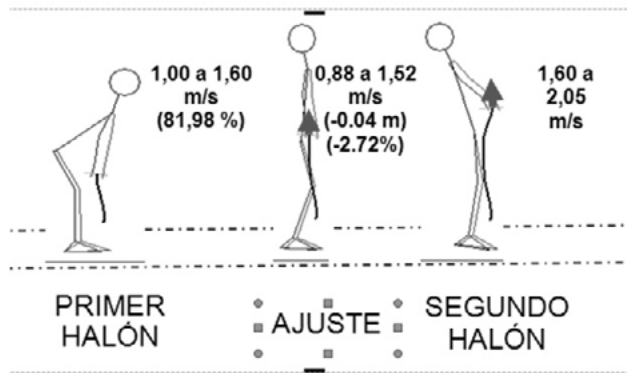


Figura 8. Velocidades verticales durante el halón. Tomado de Zissu (2004)

Características temporales de las fases del arranque

El tiempo de las diferentes fases del halón y desliz tiene mucha importancia en la ejecución del arranque (Figura 9). Por un lado, influye en el logro de una aceleración adecuada de la palanqueta y por ende, en el alcance de velocidades necesarias para el movimiento de la palanqueta durante las fases, principalmente durante la fase sin apoyo del desliz, cuando el momentum de la palanqueta es factor fundamental en la elevación de la palanqueta hasta el instante de la máxima altura.

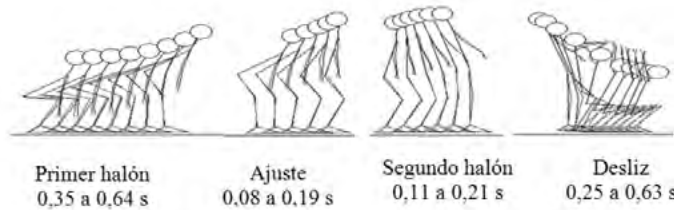


Figura 9. Tiempo de las fases del halón y desliz en el arranque. Tomado de Zissu (2004)

En la Tabla 4 se pueden observar los resultados que se han presentado en la bibliografía en relación a las características temporales de las fases del halón y desliz en el arranque.

Tabla 4. Tiempos de las fases del primer halón

Autor (año)	TIEMPO (segundos)		
	Primer halón	Ajuste (s)	Segundo halón (s)
Enoka (1979)	0,27 - 0,39	0,08 - 0,15	0,12 - 0,16
Baumann y cols. (1988)	0,40 - 0,64		0,14 - 0,16
Herrera (1992)	0,40 - 0,50	0,11 - 0,14	0,14 - 0,16
Lee y cols. (1995)	0,73		0,19
Gourgoulis y cols. (2000)	0,47 + 0,06	0,15 + 0,01	0,16 + 0,01
Arioch (2005)	0,40 - 0,55	0,13	0,20
Zissu y Altuve (2005)	0,48 + 0,05	0,12 + 0,03	0,14 + 0,03
	0,35 - 0,64	0,08 - 0,19	0,11 - 0,21
Autor (año)	Tiempo de la fase del desliz (segundos)		
	Total	Fase sin apoyo	Fase con apoyo
Arioch (2005)	0,25 - 0,48	0,15 - 0,33	
Zissu y Altuve (2005)	0,50 + 0,06	0,20 + 0,03	0,31 + 0,04
	0,40 - 0,63	0,16 - 0,25	0,18 - 0,38

Con base en la literatura revisada, hemos llevado a cabo una investigación de campo, de carácter descriptivo - comparativo - correlacional, en la cual se utilizaron los procedimientos de la videografía tridimensional para la recolección y procesamiento de los resultados. El trabajo de campo consistió en la recolección de la información por el autor y su equipo de apoyo, en condiciones competitivas, videograbándose a los sujetos en cuatro (4) eventos deportivos internacionales en la región centro y suramericana de levantamiento de pesas. Los eventos en los cuales se realizaron las videograbaciones fueron los siguientes: Juegos Deportivos Centroamericanos y del Caribe, Cartagena de Indias, (2006), Juegos Deportivos Suramericanos, Argentina, (2006), Torneo Manuel Suárez y Campeonato Panamericano Juvenil de levantamiento de Pesas, Ciudad de Matanzas, Cuba, (2007), II Juegos del ALBA, Valencia, Venezuela, (2007).

Se seleccionaron representantes de los atletas de alto rendimiento de los países latinoamericanos presentes en los eventos mencionados. En todos los casos se tomó el mejor intento válido de cada atleta escogido. En total se seleccionaron 72 sujetos de diferentes países, de los cuales 43 eran venezolanos y 29 extranjeros.

Se utilizaron los procedimientos del Método Videográfico Tridimensional, a través del cual se grabaron a los atletas en condiciones competitivas. En el estudio se utilizó el Sistema de Análisis de Movimiento “Hu-ma-n” v. 5.0 (3D) (Human, Canadá).

Para el presente estudio se utilizó un modelo estructural conformado por: 14 segmentos corporales; 22 puntos anatómicos (20 puntos digitalizados y dos puntos

medios que el sistema calculó); 2 puntos en las extremidades de la palanqueta y 1 punto medio de la palanqueta.

En esta investigación se estudiaron las siguientes variables:

1. Características de los sujetos:
 - 1.1 Estatura, peso corporal, peso levantado, peso relativo levantado. Esta variable se calculó a través de la división entre el peso levantado y el peso corporal. Representa la cantidad de peso levantado por unidad de peso corporal y es una variable normalizada. También se le denomina “Fuerza Relativa”.
2. Movimiento de la palanqueta:
 - 2.1 Características temporales:
 - 2.1.1 Tiempo del movimiento de la palanqueta en cada una de las fases.
 - 2.1.2 Ritmo del movimiento entre las diferentes fases del halón y desliz.
 - 2.2 Características espaciales.
 - 2.2.1 Desplazamiento vertical de la palanqueta en las diferentes fases del halón y desliz.
 - 2.2.2 Desplazamiento vertical relativo de la palanqueta en las diferentes fases del halón y desliz.
 - 2.2.3 Desplazamiento horizontal de la palanqueta durante el movimiento en las curvaturas de la trayectoria en las fases del halón y desliz.
 - 2.2.4 Desplazamiento horizontal de la palanqueta durante el movimiento en las curvaturas de la trayectoria en las fases del halón y desliz. Es una variable normalizada y se calculó a través de la división entre el valor del desplazamiento horizontal de la palanqueta y la talla de los atletas.
 - 2.3 Características espacio temporales.
 - 2.3.1 Velocidad vertical instantánea de la palanqueta durante las fases del halón.
 - 2.3.2 Aceleración vertical media de la palanqueta durante las fases del halón.
3. Movimiento de los atletas.
 - 3.1 Características angulares espaciales.

- 3.1.1 Ángulo relativo de las rodillas en posiciones de inicio y finales de las diferentes fases del halón y desliz.
- 3.1.2 Ángulo absoluto del tronco con respecto a la horizontal en posiciones de inicio y finales de las diferentes fases del halón y desliz.
- 3.1.3 Ángulo de inicio de las curvaturas durante el movimiento de la palanqueta en las fases del halón.
- 3.2 Características angulares espacio temporales.
 - 3.2.1 Velocidad angular absoluta media del tronco durante las fases de ajuste y segundo halón.
 - 3.2.2 Velocidad angular absoluta máxima del tronco durante la fase del segundo halón.

Resultados del estudio

Distribución de frecuencias de la trayectoria de la palanqueta durante las fases del halón y desliz

Se han encontrado cinco tipos de trayectoria, tres de ellas con características similares a las indicadas por los autores en estudios previos (Vorobyev, 1.971): la “A”, la “B” y la “C”, y dos nuevas, la “D” y la “E”.

En el estudio de los sujetos latinoamericanos, a través de la presente investigación, se han identificado dos tipos de trayectorias con características particulares, que se diferencian en algunas fases a las trayectorias presentadas en trabajos previos, lo cual puede ser un aporte importante de este estudio. Éstas han recibido la denominación de “D” y “E”. Como una particularidad importante de estas trayectorias, se puede mencionar que el inicio del movimiento de la palanqueta se hace en forma de línea recta en dirección vertical durante la primera fase del halón en ambos casos. Luego, la trayectoria se modifica y se transforma en curva, tanto en la parte final de la fase de ajuste y primer halón, como especialmente en la segunda parte del halón y desliz (segunda curvatura y el “gancho”), adquiriendo formas parecidas a las otras trayectorias ya presentadas previamente.

Al realizar el análisis estadístico a las frecuencias de las diferentes tipos de trayectoria, así como entre los subgrupos de sujetos, venezolanos y de otros países latinoamericanos, a un nivel de confiabilidad de 95%, se encontraron los siguientes resultados (Tabla 5):

Tabla 5. Tipos de trayectorias de la palanqueta en el arranque, frecuencias y porcentajes. Porcentajes (n = 72)

PAÍS	ESTADÍSTICO	TOTAL ATLETAS	TIPO DE TRAYECTORIA				
			A	B	C	D	E
SUJETOS DE PAÍSES LATINOAMERICANOS FRECUENCIA	FRECUENCIA	72	4*	32*	9*	8*	19*
	%	100	6	44	13	11	26
SUJETOS DE VENEZUELA	FRECUENCIA	43	3*	7*	6*	4*	13*
	%	60	7	40	14	9	30
SUJETOS DE OTROS PAÍSES	FRECUENCIA	29	1*	15*	3*	4*	6*
	%	40	3	52	10	14	21

Se observan diferencias significativas entre los valores de frecuencias correspondientes a cada trayectoria. Se forman tres grupos homogéneos bien definidos: (“A”-“C”-“D”), (“E”) y (“B”).

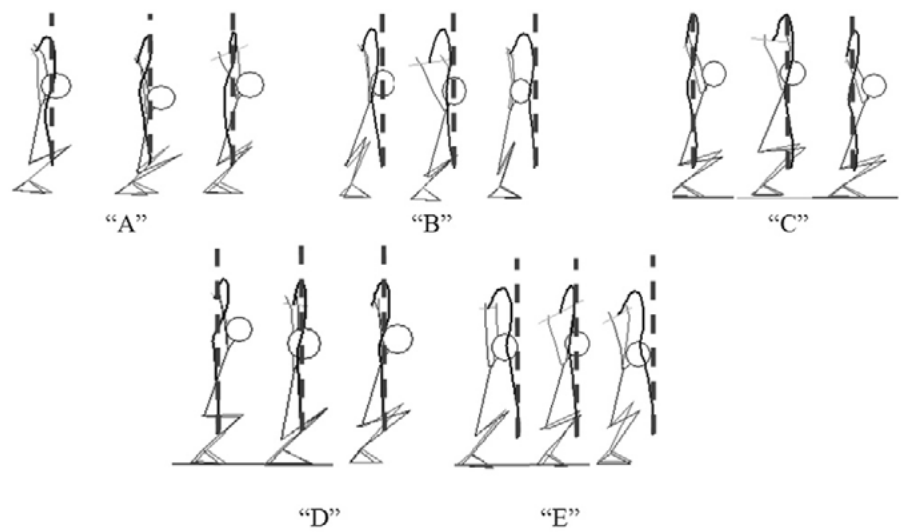


Figura 10. Tipos de trayectoria de la palanqueta en las ejecuciones de los sujetos latinoamericanos

Talla de los sujetos por tipo de trayectoria

En la presente investigación se agruparon los sujetos en función de los tipos de trayectoria identificada, por lo que se presentan los resultados agrupados para su comparación estadística. En la tabla 6 se presentan los resultados de esta variable.

Tabla 6. Frecuencia y media de la talla de los sujetos por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha = 5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA (m)	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	1,65	X
“A”	4	1,68	X X
“D”	8	1,68	X X
“E”	19	1,72	X
“C”	9	1,74	X

Existieron diferencias significativas entre las medias y medianas de los distintos grupos. Al realizar la Prueba de Rangos Múltiples se encontró que se forman dos grupos homogéneos: “A”, “B”, “D” y “A”, “C”, “D”, “E”. Las trayectorias “A”, “B”, “D” corresponden a sujetos de menor talla, y los sujetos de mayor talla están prefiriendo las trayectorias “C” y “E”.

Peso de los sujetos por tipo de trayectoria

En la tabla 7 se pueden observar las diferencias entre las medias de los grupos y similitudes, en base a los resultados que generó la aplicación de las pruebas estadísticas. Se obtuvieron los siguientes resultados en la aplicación de las estadísticas correspondientes para la determinación de las similitudes o diferencias entre los grupos de trayectoria relacionado con la variable peso corporal de los sujetos: existen diferencias significativas entre las medias y las medianas de los grupos; se forman dos grupos homogéneos, (“A”, “B”) y (“C”, “D”, “E”). Las trayectorias “A”, “B” corresponden a atletas de menor peso y la “C”, “D” y “E”, a los de peso mayor. No existen diferencias significativas entre los pesos de los atletas que utilizan trayectorias dentro de cada grupo homogéneo.

Tabla 7. Frecuencia y media del peso corporal de los sujetos por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha = 5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA (kg)	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“A”	4	74,03	X
“B”	32	74,03	X
“D”	8	88,25	X
“E”	19	88,84	X
“C”	9	94,41	X

Peso levantado por los sujetos según el tipo de trayectoria

Los resultados de las estadísticas (frecuencia, media del peso y grupos) del peso levantado por los sujetos, agrupados según la trayectoria, se presentan en la tabla 8. Se pueden observar los grupos homogéneos en función de esta variable.

Tabla 8. Frecuencia y media del peso levantado por los sujetos por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA (kg)	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“A”	4	134,33	X
“B”	32	138,66	X
“D”	8	142,38	X X
“E”	19	148,32	X
“C”	9	155,50	X

Los cálculos estadísticos relacionados con la variable peso levantado, arrojaron los siguientes resultados: el peso levantado es significativamente mayor (en orden decreciente) para atletas que utilizan trayectorias “C”, “E”, “D”; se forman dos grupos homogéneos, (“A”, “B”, “D”) y (“D”, “E”, “C”). Las trayectorias “D”, “E” y “C” corresponden a sujetos que levantan más peso. No existen diferencias significativas entre los pesos de los atletas que utilizan trayectorias dentro de cada grupo homogéneo.

Peso relativo levantado por los sujetos (fuerza relativa), por tipo de trayectoria

De acuerdo a los valores de la tabla 9 y de los cálculos estadísticos aplicados a la variable peso relativo levantado, se observa que:

- La prueba de rango múltiple indica que las medias del peso relativo levantado es significativamente mayor en las trayectorias “A” y “B”, que conforman un grupo homogéneo.
- Se obtienen diferencias significativas entre las medianas, a partir de la prueba Kruskal-Wallis, con un 95 % de confianza.
- Se comprueba que las medianas de los grupos de datos “A” y “B” son significativamente mayores que las correspondientes a las restantes trayectorias.

Tabla 9. Frecuencia y media del peso relativo levantado por los sujetos (fuerza relativa) por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“D”	8	1,66	X

“C”	9	1,68	X
“E”	19	1,71	X
“A”	4	1,88	X
“B”	32	1,89	X

- Tiempo y ritmo del movimiento durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria

Las características temporales del presente estudio se refieren a los tiempos de ejecución de cada fase del halón y desliz. El ritmo del movimiento es una característica que indica relaciones entre el tiempo de las diferentes fases en función de la fase siguiente (t_n/t_{n+1}). Los resultados de las medias, desviaciones estándar y medianas de todas las características temporales evaluadas (tiempos y ritmos del movimiento) se presentan en la Tabla 10.

Tabla 10. Tiempo y ritmo del movimiento durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$).

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Tiempo del primer halón (s)	Media	0,43	0,49	0,50	0,49	0,49
	Desv. Estándar	0,06	0,07	0,03	0,09	0,06
	Mediana	0,40	0,50	0,50	0,49	0,50
Tiempo del ajuste (s)	Media	0,12	0,13	0,14	0,14	0,14
	Desv. estándar	0,02	0,02	0,04	0,02	0,03
	Mediana	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13
Tiempo del segundo halón (s)	Media	0,16	0,14	0,14	0,16	0,15
	Desv. estándar	0,02	0,03	0,02	0,03	0,02
	Mediana	0,17	0,13	0,13	0,17	0,13
Tiempo total del desliz (s)	Media	0,52	0,52	0,53	0,55	0,52
	Desv. estándar	0,02	0,05	0,07	0,04	0,05
	Mediana	0,53	0,53	0,52	0,57	0,50
Ritmo del movimiento: primer halón – ajuste	Media	3,62	3,77	4,29	3,71	3,71
	Desv. estándar	0,53	0,99	1,81	0,90	1,08
	Mediana	3,78	3,58	3,66	3,53	3,53
Ritmo del movimiento: ajuste – segundo halón.	Media	0,78	0,98	0,91	0,94	1,01
	Desv. estándar	0,03	0,31	0,36	0,17	0,31
	Mediana	0,80	1,00	0,90	0,92	1,00
Ritmo del movimiento: segundo halón – desliz.	Media	0,29	0,28	0,27	0,27	0,28
	Desv. estándar	0,03	0,06	0,01	0,06	0,06
	Mediana	0,31	0,28	0,27	0,28	0,26

Al aplicar los estadísticos a las características temporales cuantificadas, las tablas ANOVAS indicaron que no existieron diferencias significativas entre las medias de los cinco grupos de datos en las variables temporales (tiempos y ritmos); las pruebas Kruskal-Wallis indicaron que no existían diferencias significativas entre las medianas de estas variables entre los grupos de las trayectorias, y no se detectaron diferencias significativas de medias, ni de medianas, entre las variables temporales de las cinco trayectorias analizadas.

- Altura de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria

En la Tabla 11 se presentan resultados estadísticos relacionados con las alturas absolutas y relativas (porcentajes de la talla de los sujetos) de la palanqueta, al final de las fases del halón y desliz, agrupados según la trayectoria. Al analizar los resultados se puede observar que existen diferencias significativas al 95% en el caso de las alturas absolutas, tanto al final del primer halón y segundo halón, como también en la máxima altura de la palanqueta en el desliz. No se encontraron diferencias significativas en la pérdida de altura en el desliz, como tampoco en las alturas relativas (% de la talla de los sujetos).

En las Tablas 12 y 13 se presentaron las medias de la altura de la palanqueta al final del primer halón, segundo halón y máxima altura de la palanqueta, así como también, los grupos homogéneos que se formaron.

Respecto a la altura de la palanqueta al final del primer halón (Tabla 11) se encontró que la prueba de medias indicó que para esta variable existen diferencias significativas entre las trayectorias que se analizaron, pero al existir datos fuera del rango normal, se comprobó que entre los valores de las medianas no hay diferencias significativas; las trayectorias “C” y “E” tienen los valores más altos para esta variable, y el más pequeño se obtiene para la trayectoria “A”.

Tabla 11. Frecuencia y media de la altura de la palanqueta al final del primer halón. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“A”	4	0,63	X
“B”	32	0,67	X
“D”	8	0,68	X
“E”	19	0,70	X X

“C”	9	0,74	X
-----	---	------	---

Para la variable “Altura de la palanqueta al final del segundo halón”, la prueba de medias indicó que para esta variable existen diferencias significativas entre las trayectorias que se analizaron, pero ya que las varianzas de estos datos no son homogéneas, se comprobó que existen diferencias significativas entre los valores de las medianas (Tabla 13).

Tabla 12. Altura de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$)

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Altura de la palanqueta al final del 1er halón (m)	Media	0,63*	0,67*	0,74*	0,68*	0,70*
	Desv. estándar	0,06	0,05	0,06	0,08	0,07
	Mediana	0,66	0,67	0,75	0,65	0,71
% de la Talla	Media	37,33	40,59	42,10	40,25	41,16
	Desv. estándar	3,06	3,00	3,94	3,06	3,91
	Mediana	38,00	40,50	43,00	39,50	42,00
Altura de la palanqueta al final del 2° halón (m)	Media	0,94*	0,98*	1,06*	1,02*	1,01*
	Desv. estándar	0,11	0,06	0,05	0,09	0,07
	Mediana	0,93*	0,99*	1,06*	1,04*	1,01*
% Talla	Media	56,33	59,34	60,20	60,88	59,63
	Desv. estándar	4,04	2,30	1,21	2,78	2,82
	Mediana	57,00	60,00	60,00	62,00	60,00
Máxima altura de la palanqueta en el desliz (m)	Media	1,24*	1,25*	1,34*	1,30*	1,29*
	Desv. estándar	0,09	0,06	0,08	0,11	0,07
	Mediana	1,22*	1,26*	1,36*	1,32*	1,29*
% Talla	Media	73,67	75,19	75,90	77,25	76,05
	Desv. estándar	2,31	2,24	2,50	3,18	2,70
	Mediana	75,00	75,00	76,50	78,00	76,00
Pérdida de altura en el desliz (m)	Media	0,15	0,16	0,17	0,17	0,16
	Desv. estándar	0,05	0,03	0,05	0,04	0,04
	Mediana	0,15	0,17	0,17	0,18	0,16
% Talla	Media	11,82	12,87	12,26	13,26	12,18
	Desv. estándar	3,51	2,83	3,78	2,90	3,19
	Mediana	11,28	13,26	12,18	12,92	12,32

NOTA: * Diferencia significativa

Tabla 13. Frecuencia y media de la altura de la palanqueta al final del segundo halón.
Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“A”	4	0,94	X
“B”	32	0,98	X
“E”	19	1,01	X X
“D”	8	1,02	X X
“C”	9	1,06	X

En relación a la máxima altura de la palanqueta en el desliz, la prueba de medias indicó que para esta variable existen diferencias significativas entre las trayectorias que se analizan; se formaron dos grupos homogéneos, que indican que esta variable es significativamente mayor en las trayectorias “E”, “D” y “C”, en orden creciente; y se comprobó que también existen diferencias significativas entre los valores de las medianas (Tabla 14).

Tabla 14. Frecuencia y media de la máxima altura de la palanqueta en el desliz.
Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“A”	4	1,24	X
“B”	32	1,25	X
“E”	19	1,29	X
“D”	8	1,30	X X
“C”	9	1,34	X

- Desplazamiento horizontal de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria (Tabla 15).

En relación al desplazamiento horizontal en la primera curvatura, el análisis de varianza indica con un 95 % de confianza que las medias difieren significativamente entre sí (Tabla 15). Se realiza la prueba de rangos múltiples para obtener los grupos homogéneos correspondientes, que indican cuáles medias difieren significativamente entre sí. A modo de confirmación se realiza la prueba Kruskal - Wallis. Se detectan diferencias significativas entre las medianas. Los valores mayores de media y mediana para esta variable corresponden a la trayectoria “C”, que son significativamente superiores a los que corresponden a las otras trayectorias; además fue el único

valor positivo. Las medias que corresponden a las trayectorias “A” y “D” no difieren significativamente entre sí. Las trayectorias “A”, “B”, “E”, conforman otro grupo con medias homogéneas.

Tabla 15. Desplazamiento horizontal de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha = 5\%$).

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Desplazamiento horizontal máximo 1ª. curvatura (m)	Media	-0,05*	-0,07*	0,02*	-0,04*	-0,06*
	Desv. estándar	0,01	0,03	0,01	0,02	0,02
	Mediana	-0,06*	-0,08*	0,02*	-0,03*	-0,06*
Desplazamiento horizontal máximo relativo 1ª. curvatura	Media	-0,03*	-0,04*	0,01*	-0,03*	-0,04*
	Desv. estándar	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01
	Mediana	-0,03*	-0,05*	0,00*	-0,02*	-0,04*
Desplazamiento horizontal máximo 2ª. curvatura (m)	Media	0,07*	0,04*	0,06*	0,07*	0,05*
	Desv. estándar	0,01	0,02	0,03	0,02	0,02
	Mediana	0,07*	0,04*	0,07*	0,06*	0,05*
Desplazamiento horizontal máximo relativo 2ª. Curvatura (m)	Media	0,04*	0,03*	0,04*	0,04*	0,03*
	Desv. estándar	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01
	Mediana	0,04*	0,02*	0,04*	0,04*	0,03*
Desplazamiento horizontal máximo en el gancho (m)	Media	-0,10	-0,12	-0,11	-0,11	-0,13
	Desv. estándar	0,03	0,03	0,04	0,03	0,05
	Mediana	-0,10	-0,13	-0,11	-0,09	-0,12
Desplazamiento horizontal máximo relativo gancho (m)	Media	-0,17	-0,20	-0,20	-0,18	-0,23
	Desv. estándar	0,04	0,05	0,08	0,06	0,09
	Mediana	-0,18	-0,20	-0,21	-0,17	-0,21
Desplazamiento horizontal posición inicial – final entrada (m)	Media	-0,10*	-0,16*	-0,10*	-0,09*	-0,15*
	Desv. estándar	0,04	0,05	0,06	0,05	0,07
	Mediana	-0,08*	-0,16*	-0,10*	-0,07*	-0,13*
Desplazamiento horizontal relativo posición inicial – final entrada (m)	Media	-0,06*	-0,09*	-0,06*	-0,05*	-0,09*
	Desv. estándar	0,03	0,04	0,04	0,03	0,04
	Mediana	-0,05*	-0,10*	-0,06*	-0,04*	-0,08*

NOTA: * Diferencia significativa

Tabla 16. Frecuencia y media del desplazamiento horizontal máximo de la palanqueta durante la primera

curvatura, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	-0,07	X
“E”	19	-0,06	X
“A”	4	-0,05	X X
“D”	8	-0,04	X
“C”	9	0,02	X

Se obtuvieron los siguientes resultados en los cálculos efectuados en relación al desplazamiento horizontal relativo de la palanqueta en la primera curvatura (Tabla 16): el análisis de varianza indicó que supuestamente las medias difieren significativamente entre sí; la prueba Kruskal-Wallis determinó que existen diferencias significativas entre las medianas; los valores mayores de media y mediana para esta variable corresponden a la trayectoria “C” (única con valores positivos), y los menores valores, a la trayectoria “B”; las trayectorias “A” y “E”, conformaron un grupo homogéneo, en el cual no se detectaron diferencias significativas entre las medias, ni entre las medianas.

Tabla 17. Frecuencia y media del desplazamiento horizontal relativo máximo de la palanqueta durante la primera curvatura, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	-0,04	X
“E”	19	-0,04	X
“A”	4	-0,03	X X
“D”	8	-0,03	X
“C”	9	0,01	X

Se obtuvieron los siguientes resultados en la aplicación de la estadística relacionada con el desplazamiento máximo de la palanqueta durante la segunda curvatura (Tabla 18): se detectaron diferencias entre las medias y entre las medianas; las trayectorias “B” y “E” presentaron los valores significativamente más pequeños y las “D” y “A”, los valores superiores.

Tabla 18. Frecuencia y media del desplazamiento máximo de la palanqueta durante la segunda curvatura, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	0,04	X
“E”	19	0,05	X X
“C”	9	0,06	X X X
“D”	8	0,07	X

“A”	4	0,07	X
-----	---	------	---

En el análisis de la variable desplazamiento horizontal máximo relativo de la palanqueta durante la segunda curvatura, se obtuvieron los siguientes resultados (Tabla 19): la prueba de análisis de varianza detectó que existen diferencias significativas entre las medias, con un 95 % de confianza; entre las medianas también se detectaron marcadas diferencias; la prueba de rangos múltiples realizada indica que las trayectorias “A”, “C”, “D”, presentan valores medios para esta variable, superiores a las restantes (“B”, “E”). Se formaron dos grupos homogéneos.

Tabla 19. Frecuencia y media del desplazamiento horizontal máximo relativo de la palanqueta durante la segunda curvatura, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	0,03	X
“E”	19	0,03	X
“C”	9	0,04	X
“D”	8	0,04	X
“A”	4	0,04	X

Se obtuvieron los siguientes resultados en el desplazamiento horizontal de la palanqueta desde la posición inicial hasta la posición final del desliz (Tabla 20): se detectaron diferencias entre las medias y entre las medianas; los valores menos negativos (más cercanos a cero), correspondieron a las trayectorias “A”, “C” y “D”; los valores negativos mayores pertenecieron a las trayectorias “B” y “E”.

Tabla 20. Frecuencia y media del desplazamiento horizontal de la palanqueta entre la posición inicial del halón hasta la posición final del desliz, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	-0,16	X
“E”	19	-0,15	X
“C”	9	-0,10	X X
“A”	4	-0,10	X X
“D”	8	-0,09	X

Se obtuvieron los siguientes resultados en la variable desplazamiento horizontal relativo de la palanqueta entre la posición inicial del halón hasta la posición final del desliz (Tabla 21): la prueba de análisis de varianza indicó que existen diferencias entre las medias con un 95 % de confianza. Este resultado se comprobó mediante prueba no paramétrica; se formaron tres grupos homogéneos, donde las trayectorias

“D”, “A”, “C”, exhibieron los valores menos negativos para las medias, y las medianas mostraron el mismo comportamiento que las medias.

Se concluye que existen diferencias significativas entre las medias y entre las medianas de esta variable para las cinco trayectorias. Los valores de medias y medianas son significativamente mayores en las trayectorias “D”, “A” y “C” (entre estas tres no se detectaron diferencias significativas), sin embargo, el mayor desplazamiento negativo se observó en las trayectorias “B” y “E”.

Tabla 21. Frecuencia y media del desplazamiento horizontal relativo de la palanqueta entre la posición inicial del halón hasta la posición final del desliz, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	-0,16	X
“E”	19	-0,15	X
“C”	9	-0,10	X X
“A”	4	-0,10	X X
“D”	8	-0,09	X

- Ángulo de inicio de las curvaturas en el movimiento de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria

Se describen y comparan por grupos de trayectorias, los ángulos de inicio de la primera y segunda curvatura de las diferentes trayectorias de la palanqueta, agrupados por características similares. Los resultados correspondientes se presentan en las tablas 22, 23 y 24, donde se observa el comportamiento de los resultados.

Tabla 22. Ángulo de inicio de las curvaturas durante el movimiento de la palanqueta en el halón, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$)

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Ángulo de inicio de la primera curvatura (°)	Media	-9,49*	-10,30*	12,56*	-1,96*	-1,85*
	Desv. estándar	0,75	7,58	9,62	2,25	4,93
	Mediana	-9,47*	-11,51*	10,63*	-1,36*	-2,01*
Ángulo de inicio de la segunda curvatura (°)	Media	16,33*	11,75*	12,94*	17,02*	12,07*
	Desv. estándar	3,92	4,10	3,99	3,91	5,56
	Mediana	16,94*	11,63*	14,39*	16,15*	12,79*

NOTA: * Diferencia significativa

Los resultados relacionados con el ángulo de inicio de la primera curvatura arrojaron las siguientes consideraciones (Tabla 22): los valores más altos de esta variable corresponden a la trayectoria “C” (la única con ángulo positivo en el inicio), le siguen las trayectorias “D”, “E”, sin diferencias entre ellas, y por último, “A” y “B”, con resultados similares.

Tabla 23. Frecuencia y media del ángulo de inicio de la primera curvatura del movimiento de la palanqueta, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	-10,15	X
“A”	4	-9,49	X
“D”	8	-1,96	X
“E”	19	-1,96	X
“C”	9	12,56	X

Se observan los siguientes elementos en el análisis de los resultados de la variable del ángulo de inicio de la segunda curvatura (Tabla 24): se detectaron diferencias significativas entre medias y entre medianas; los resultados más altos corresponden a las trayectorias “D”, “A”, que conforman un grupo homogéneo (sin diferencias significativas entre sí). No se detectaron diferencias significativas entre las restantes trayectorias, que muestran medias y medianas inferiores para esta variable.

Tabla 24. Frecuencia y media del ángulo de inicio de la segunda curvatura del movimiento de la palanqueta, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	11,75	X
“E”	19	12,07	X
“C”	9	12,94	X
“A”	4	16,33	X
“D”	8	17,02	X

- Características espacio - temporales en el movimiento de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria

Se tomaron en consideración para esta sección la velocidad y aceleración vertical de la palanqueta durante las fases del halón. Se consideró la velocidad vertical al final del primer halón, ajuste y segundo halón (Tabla 25) y la aceleración media en las tres fases.

Tabla 25. Velocidad vertical (Vz) del movimiento de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$)

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		"A"	"B"	"C"	"D"	"E"
Velocidad vertical de la palanqueta al final del primer halón (m/s)	Media	1,48	1,43	1,51	1,47	1,44
	Desv. estándar	0,13	0,12	0,12	0,11	0,17
	Mediana	1,54	1,44	1,59	1,49	1,44
Velocidad vertical de la palanqueta al final del ajuste (m/s)	Media	1,48	1,38	1,47	1,44	1,40
	Desv. estándar	0,18	0,16	0,10	0,18	0,13
	Mediana	1,57	1,37	1,49	1,45	1,43
Diferencia de velocidad vertical Ajuste – primer halón (m/s)	Media	0	-0,05	-0,05	-0,03	-0,04
	Desv. estándar	0,05	0,11	0,08	0,13	0,13
	Mediana	0,03	-0,06	-0,05	-0,03	-0,05
% de diferencia de velocidad vertical ajuste – primer halón	Media	-0,22	-3,23	-3,07	-2,22	-2,27
	Desv. estándar	3,72	7,89	4,91	9,06	9,70
	Mediana	1,91	-4,02	-2,74	-2,01	-3,62
% que representa la Vz del primer halón con respecto al segundo halón	Media	86,84	81,04	86,74	84,34	79,28
	Desv. estándar	9,22	9,68	6,30	8,44	9,99
	Mediana	90,06	79,87	89,88	83,38	78,92
Velocidad vertical de la palanqueta al final del segundo halón (m/s)	Media	1,75	1,78	1,79	1,82	1,78
	Desv. estándar	0,19	0,10	0,12	0,08	0,11
	Mediana	1,65	1,77	1,78	1,84	1,77

Resultó lo siguiente al aplicar los procedimientos estadísticos a los resultados (Tabla 25): no se detectaron diferencias entre las medias ni entre las medianas de los grupos de las trayectorias en función de las variables relacionadas con la velocidad vertical de la palanqueta durante las fases del halón. La aceleración vertical que se cuantificó fue la media durante las fases del primer halón, ajuste y segundo halón. Se compararon las medias y medianas, tomándose en consideración las condiciones de la distribución de los datos y homogeneidad de las varianzas.

En la Tabla 26 se presentan los resultados relacionados con la aceleración media de las fases del halón.

Tabla 26. Aceleración vertical media (az) del movimiento de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$).

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		"A"	"B"	"C"	"D"	"E"
Aceleración vertical media de la palanqueta durante el primer halón (m/s ²)	Media	3,48	2,99	3,21	3,02	3,03
	Desv. estándar	0,71	0,57	0,32	0,66	0,55
	Mediana	3,85	2,88	3,22	2,29	3,16
Aceleración vertical media de la palanqueta durante el ajuste (m/ s ²)	Media	0,03	-0,39	-0,06	-0,31	-0,25
	Desv. estándar	0,42	0,89	0,69	1,05	1,11
	Mediana	0,23	-0,41	0	-0,23	-0,35
Aceleración vertical media de la palanqueta durante el segundo halón (m/s ²)	Media	1,81	2,82	1,82	3,02	2,63
	Desv. estándar	1,45	1,23	0,98	1,73	1,31
	Mediana	2,30	2,88	2,04	2,66	2,27

Se encontró lo siguiente en la aplicación de los cálculos estadísticos a las variables relacionadas con la aceleración de la palanqueta durante las fases del halón: las varianzas de todas las distribuciones son homogéneas (no existen diferencias significativas entre las varianzas de ambas distribuciones); la tabla de análisis de varianza (comparación de medias), indica que no existen diferencias significativas entre las medias de las variables que se comparan, con un 95 % de confianza; la prueba Kruskal-Wallis indica que las medianas tampoco difieren significativamente entre sí; no se detectan diferencias entre las cinco trayectorias que se analizan en función a las aceleraciones medias de la palanqueta en las fases del halón (Tabla 26).

- Características espaciales angulares en acciones o posiciones de los sujetos durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria

En esta sección se presentan resultados relacionados con el ángulo del tronco y las rodillas en las diferentes fases del halón y desliz, con los sujetos agrupados según el tipo de trayectoria que describió la palanqueta desde el inicio del movimiento hasta la posición final del desliz. Se compararon los grupos y se establecieron posibles diferencias o similitudes. Los resultados encontrados en los diferentes grupos se presentan en la Tabla 27.

Los ángulos que se consideraron fueron: a) Ángulo absoluto del tronco con la horizontal en las diferentes fases del halón y desliz, b) Ángulo relativo de las rodillas en las fases del halón y desliz. Estos ángulos son fundamentales para el logro de una

adecuada técnica en el arranque. Describen, por un lado, la acción del tronco en las fases del halón y desliz y también el aporte de las acciones de los miembros inferiores durante las fases.

Tabla 27. Ángulo absoluto del tronco con la horizontal durante las diferentes fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$).

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		"A"	"B"	"C"	"D"	"E"
Ángulo absoluto del tronco en la posición de inicio del halón (°)	Media	41,33	39,50	38,30	37,63	36,68
	Desv. estándar	5,69	7,59	3,39	10,22	7,45
	Mediana	43,00	37,50	38,00	35,50	35,00
Ángulo absoluto del tronco al final del primer halón (°)	Media	40,00	42,28	45,80	40,38	44,74
	Desv. estándar	4,00	6,01	9,81	3,50	6,64
	Mediana	40,00	42,00	42,00	40,00	45,00
Ángulo absoluto del tronco al final de la fase de ajuste (°)	Media	74,33*	84,56*	83,90*	85,13*	83,68*
	Desv. estándar	1,53	6,66	6,25	7,31	6,93
	Mediana	74,00*	84,50*	83,90*	85,13*	83,68*
Ángulo absoluto del tronco al final del segundo halón (°)	Media	102,00*	110,13*	107,60*	111,00*	109,21*
	Desv. estándar	5,57	4,70	2,07	5,17	3,15
	Mediana	103,00*	109,50*	107,00*	110,50*	108,00*

NOTA: * Diferencia significativa

La prueba de medias indica que el ángulo del tronco en la posición inicial y final del primer halón no difiere entre las trayectorias que se analizaron, pero dada la no homogeneidad de varianzas y de la presencia de valores de asimetría fuera del rango normal, la prueba de medianas es más concluyente, en estos casos. De ésta se obtiene que las medianas tampoco difieran significativamente. Se concluye que esta variable se comporta de forma similar para todas las trayectorias en las posiciones señaladas.

En la Tabla 28 se presentan los resultados de la prueba de rangos múltiples sobre el ángulo absoluto del tronco en la posición final de la fase de ajuste, en la comparación de las trayectorias de la palanqueta. Se concluye lo siguiente: la prueba de medias indica que esta variable no difiere entre las trayectorias que se analizan, pero dada la presencia de un valor de curtosis fuera del rango normal, la prueba de medianas es más concluyente en este caso. Ésta confirma que las medianas tampoco difieren significativamente, aunque gráficamente y en los cálculos descriptivos se aprecia que el valor de esta variable para la trayectoria "A" es inferior a los que se obtienen para las otras trayectorias, que son similares y superiores a 80°.

Tabla 28. Frecuencia y media del ángulo absoluto del tronco en la posición final de ajuste, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
"A"	4	74,33	X
"E"	19	83,68	X
"C"	9	83,90	X
"B"	32	84,56	X
"D"	8	85,13	X

Se encontraron los siguientes resultados en las mediciones del ángulo absoluto del tronco en la posición final del segundo halón (Tabla 29): la prueba de medias indica que para esta variable existen diferencias significativas entre las trayectorias que se analizan, pero dada la presencia de un valor de curtosis fuera del rango normal, la prueba de medianas es más concluyente, en este caso. Ésta confirma que las medianas no difieren significativamente, aunque en el gráfico se observa que el resultado correspondiente a la trayectoria A es inferior a los demás.

Tabla 29. Frecuencia y media del ángulo absoluto del tronco en la posición final del segundo halón, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
"A"	4	102,00	X
"C"	9	107,60	X X
"E"	19	109,21	X
"B"	32	110,13	X
"D"	8	111,00	X

En relación al ángulo relativo de las rodillas durante las fases del halón, se determinó a través de los cálculos estadísticos que en todas las fases el comportamiento es similar, en el sentido de que (Tabla 30):

- Coeficientes de asimetría y curtosis dentro del rango normal, con excepción de la trayectoria "B" (fuera del rango normal) en la fase del 2° halón.
- Varianzas no homogéneas.
- La prueba de medias indica que para estas variables no existen diferencias significativas entre las trayectorias que se analizaron, pero dado que las varianzas no son homogéneas, la prueba de medianas es más concluyente, en este caso. Ésta confirma que las medianas no difieren significativamente.

Tabla 30. Ángulo relativo de las rodillas durante las fases del halón, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha = 5\%$).

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		"A"	"B"	"C"	"D"	"E"

Ángulo relativo de las rodillas en la posición de inicio del halón (°)	Media	70,33	66,96	66,50	68,63	67,37
	Desv. estándar	10,41	10,46	7,61	14,96	8,00
	Mediana	67,00	68,00	65,50	70,50	69,00
Ángulo relativo de las rodillas al final del primer halón (°)	Media	148,33	141,56	142,30	143,75	142,63
	Desv. estándar	3,79	9,33	7,99	7,74	10,17
	Mediana	150,00	144,50	143,00	143,00	145,00
Ángulo relativo de las rodillas al final de la fase de ajuste (°)	Media	129,00	126,47	129,40	127,00	129,68
	Desv. estándar	7,94	5,46	3,39	4,24	5,48
	Mediana	132,00	125,50	128,50	127,50	129,00
Desplazamiento angular durante la fase de ajuste (°)	Media	-19,33	-15,09	-12,90	-16,75	-12,95
	Desv. estándar	4,16	10,00	7,64	5,32	9,05
	Mediana	-18,00	-16,00	-12,50	-17,00	-15,00
Ángulo relativo de las rodillas al final del segundo halón (°)	Media	166,67	165,47	168,00	163,25	167,63
	Desv. estándar	7,51	8,05	6,11	5,56	5,87
	Mediana	171,00	166,50	170,00	164,50	169,00

En la Tabla 30 se presentan los valores de la media y mediana del ángulo relativo de las rodillas en diferentes fases del halón: posición de inicio del halón, final del primer halón, final de la fase de ajuste, final del segundo halón. Así como se mencionó, no hay diferencias significativas desde el punto de vista estadístico entre los grupos ($\alpha=5\%$).

- Velocidad angular absoluta, media y máxima, del tronco durante las fases del halón y desliz, por tipo de trayectoria

Se cuantificó la velocidad angular media desde el ajuste hasta el final del segundo halón y se determinó también la velocidad angular absoluta máxima del tronco en la porción mencionada. Se agruparon los sujetos por trayectoria de la palanqueta descrita y se realizaron los análisis. Los resultados se presentan en la Tabla 31.

Tabla 31. Velocidad angular absoluta media y máxima del tronco durante las fases del halón, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$).

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Velocidad angular absoluta media del tronco durante el ajuste y el primer halón (rad/s)	Media	4,67*	4,71*	4,05*	4,69*	4,57*
	Desv. estándar	0,44	0,53	0,42	0,63	0,59
	Mediana	4,87*	4,81*	4,06*	4,72*	4,58*
Velocidad angular absoluta máxima del tronco durante el ajuste y segundo halón (rad/s).	Media	6,39*	6,61*	6,05*	6,82*	6,32*
	Desv. estándar	0,59	0,68	0,85	0,73	0,82
	Mediana	6,28*	6,78*	5,82*	6,88*	6,23*

NOTA: * Diferencia significativa

Los resultados del análisis de las comparaciones de los grupos en relación a la velocidad angular absoluta media del tronco durante el ajuste y segundo halón que se presentan en la Tabla 32, permitieron las siguientes consideraciones: se detectaron diferencias entre las medias y entre las medianas; esta variable presenta valores de media y mediana significativamente menores para la trayectoria “C”, con respecto a las demás trayectorias, que forman un grupo homogéneo.

Tabla 32. Frecuencia y media de la velocidad angular absoluta media del tronco durante el ajuste y segundo halón, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA (rad/s)	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“C”	9	4,05	X
“E”	19	4,57	X
“A”	4	4,67	X
“D”	8	4,69	X
“B”	32	4,71	X

Los resultados de las comparaciones entre los grupos de trayectoria en relación a la velocidad angular absoluta máxima del tronco durante el ajuste y segundo halón permitieron afirmar lo siguiente: se detectaron diferencias entre las medias y entre las medianas; esta variable presenta valores de media y mediana significativamente menores para la trayectoria “C”, con respecto a las demás trayectorias, que forman un grupo homogéneo (Tabla 33).

Tabla 33. Frecuencia y media de la velocidad angular absoluta máxima del tronco durante el segundo halón, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$).

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA (rad/s)	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“C”	9	6,05	X
“E”	19	6,32	X
“A”	4	6,39	X
“B”	32	6,61	X
“D”	8	6,82	X

- Características espaciales en acciones de los sujetos durante la fase de desliz, por tipo de trayectoria

En la presente sección se presentan los resultados del desplazamiento horizontal de los pies de los sujetos durante el desliz, lo que muchos autores describen como “el salto”, durante la fase sin apoyo de la fase nombrada (Tabla 34).

Tabla 34. Desplazamiento horizontal de los pies de los sujetos durante la fase de desliz, por tipo de trayectoria. Comparación de grupos ($\alpha=5\%$)

VARIABLE	Estadístico	Tipos de Trayectoria				
		“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Desplazamiento horizontal de los pies en el desliz (m).	Media	-0,03*	-0,10*	-0,07*	-0,01*	-0,09*
	Desv. estándar	0,03	0,06	0,08	0,06	0,09
	Mediana	-0,02*	-0,10*	-0,08*	-0,00*	-0,10*
Desplazamiento horizontal relativo de los pies en el desliz	Media	-0,02*	-0,06*	-0,04*	-0,02*	-0,05*
	Desv. estándar	0,02	0,04	0,05	0,03	0,05
	Mediana	-0,01*	-0,06*	-0,04*	-0,01*	-0,05*

NOTA: * Diferencia significativa

Del análisis de los resultados del desplazamiento horizontal de los pies (salto) durante la fase del desliz, por grupos de trayectoria, se obtuvo lo siguiente (Tabla 35): se detectan diferencias significativas entre las medias y entre las medianas; en las trayectorias “A” y “D” se presentan los valores más cercanos a 0, y los valores negativos mayores se obtuvieron en las trayectorias “B” y “E”.

Tabla 35. Frecuencia y media del desplazamiento horizontal de los pies (salto) durante la fase del desliz, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	-0,10	X
“E”	19	-0,09	X
“C”	9	-0,07	X X
“A”	4	-0,03	X
“D”	8	-0,01	X

Se obtuvieron los siguientes resultados en la variable desplazamiento horizontal relativo de los pies (salto) durante la fase del desliz (Tabla 36):

- Coeficiente estandarizado de curtosis fuera de rango normal para la trayectoria B.

- Varianzas homogéneas.
- Mediante la prueba de análisis de varianza se detectaron diferencias significativas entre las medias. Este resultado se comprobó mediante prueba no paramétrica.
- Se formaron dos grupos homogéneos (“D”, “A”, “C”, “E”), y (“A”, “C”, E, “B”).
- Existen diferencias significativas entre las medianas. Las trayectorias “D” y “A” muestran los valores de medias y medianas más cercanos a CERO, y las trayectorias “B” y “E”, los valores negativos mayores.

Tabla 36. Frecuencia y media del desplazamiento horizontal relativo de los pies (salto) durante la fase del desliz, por tipo de trayectoria. Prueba de Rangos Múltiples ($\alpha=5\%$)

GRUPO	FRECUENCIA	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
“B”	32	-0,06	X
“E”	19	-0,05	X X
“C”	9	-0,04	X X
“A”	4	-0,02	X X
“D”	8	-0,02	X

Tabla 37. Resumen de la características antropométricas y cinemáticas comparativas de los sujetos agrupados en función de las cinco trayectorias de movimiento de la palanqueta identificadas

Características antropométricas y cinemáticas de las diferentes tipos de trayectoria					
VARIABLE	“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Talla	Menor	Menor	Mayor	Intermedia	Mayor
Peso corporal	Menor	Menor	Mayor	Alto	Alto
Peso levantado	Menor	Menor	Mayor	Intermedio	Alto
Peso relativo levantado	Mayor	Mayor	Menor	Menor	Intermedio
Tiempo de las fases del halón y desliz	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Ritmo del movimiento	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Altura de la palanqueta en las fases del halón y desliz	Menor	Menor	Mayor	Intermedio	Intermedio
Pérdida de altura de la palanqueta en el desliz	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Alturas relativas	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Desplazamiento horizontal máximo y relativo de la palanqueta en la primera curvatura	Intermedio (Negativo)	Mayor (Negativo)	Mayor (Positivo)	Intermedio (Negativo)	Mayor (Negativo)
Desplazamiento horizontal máximo y relativo de la palanqueta en la segunda curvatura	Mayor (Positivo)	Menor (Positivo)	Intermedio Mayor (Positivo)	Mayor (Positivo)	Menor (Positivo)
Desplazamiento horizontal máximo y relativo de la palanqueta desde el inicio del halón hasta el final del desliz	Menor (Negativo)	Mayor (Negativo)	Menor (Negativo)	Menor (Negativo)	Mayor (Negativo)
Ángulo de inicio de la primera curvatura	Mayor (Negativo)	Mayor (Negativo)	Mayor (Positivo)	Menor (Negativo)	Menor (Negativo)

Características antropométricas y cinemáticas de las diferentes tipos de trayectoria					
VARIABLE	“A”	“B”	“C”	“D”	“E”
Ángulo de inicio de la segunda curva- tura	Mayor (Positivo)	Menor (Positivo)	Menor Interme- dio (Positivo)	Mayor (Positivo)	Menor (Positivo)
Velocidad vertical de la palanqueta durante las fases del halón	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Aceleración vertical media de la palan- queta durante las fases del halón	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Ángulo absoluto del tronco en la posi- ción de inicio y final del primer halón	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Ángulo absoluto del tronco en la posi- ción final de la fase de ajuste	Menor	Mayor	Mayor	Mayor	Mayor
Ángulo absoluto del tronco en la posi- ción final del segundo halón	Menor	Mayor	Intermedio	Mayor	Intermedio
Ángulo relativo de las rodillas en las di- ferentes posiciones de las fases del halón	Similar	Similar	Similar	Similar	Similar
Velocidad angular absoluta media del tronco durante el ajuste y segundo halón	Mayor	Mayor	Menor	Mayor	Mayor
Velocidad angular absoluta máxima del tronco durante el segundo halón	Intermedio	Mayor	Menor	Mayor	Intermedio
Desplazamiento horizontal absoluto y relativo de los pies en el desliz (salto)	Menor	Mayor	Intermedio	Menor	Mayor

En la Tabla 37 se presenta una síntesis de las diferentes características del movimiento de los sujetos agrupados en función de las cinco trayectorias identificadas en el presente estudio con base en las variables que se tomaron en consideración. La caracterización del movimiento tiene enfoque cualitativo, pero está basada en los resultados cuantitativos obtenidos. Se incluyeron las variables antropométricas relacionadas con la talla y peso de los sujetos, peso levantado, peso relativo levantado, así como las características cinemáticas del movimiento de la palanqueta y de los sujetos en las diferentes fases de la ejecución del arranque en el levantamiento de pesas. Se puede observar la tendencia del movimiento en función de las características de cada una de las trayectorias, según las particularidades descritas por los diferentes autores, así como las dos trayectorias identificadas en el presente estudio, en ejecuciones de los mejores atletas latinoamericanos del momento.

Se utilizó una escala que representa en forma cualitativa las diferencias y características de cada trayectoria en función de las variables seleccionadas: menor, similar, intermedio, alto, mayor, negativo y positivo.

Conclusiones

Se identificaron en el presente estudio cinco trayectorias diferentes de la palanqueta durante la ejecución de los movimientos del arranque en el levantamiento de pesas, tres de ellas con características ya presentadas por los autores en estudios previos (“A”, “B”, “C”) y 2 nuevas (“D”, “E”).

La trayectoria “A” y “B” tienen dos curvaturas en forma de una “S” alargada; la trayectoria “C” es parecida, pero tiene una curvatura adicional; en las trayectorias nuevas “D” y “E”, el movimiento se inicia en línea recta vertical, luego se modifica, transformándose en una “S” alargada.

Las trayectorias tipo “B” y “E” fueron las más utilizadas por los sujetos del presente estudio. La característica común de estas trayectorias se relaciona con la similitud de la forma de la segunda curvatura y el “gancho”, además de un salto hacia atrás de mayor amplitud en la fase sin apoyo del desliz; ninguna de las dos intersectan en su movimiento la línea vertical imaginaria del principio del movimiento.

Entre los cinco tipos de trayectorias se han encontrado diferencias significativas en algunas variables, y en otras se encontraron similitudes.

Las trayectorias “A” y “B” son utilizadas en general por los atletas de pesos y tallas bajas e intermedias; la trayectoria “C” la ejecutan los atletas altos de categorías pesadas, y las trayectorias “D” y “E”, son preferidas por atletas de categorías intermedias – altas.

No se han encontrado diferencias entre las trayectorias en las variables: tiempos y ritmo del movimiento de las fases, alturas relativas de la palanqueta durante las fases del halón y desliz, pérdida de altura en el desliz, características espacio – temporales del movimiento de la palanqueta en el halón y ángulos relativos de las rodillas en las fases del halón y desliz.

Se han encontrado ciertas similitudes entre diferentes trayectorias, agrupadas en pequeños subgrupos: “A” con “D”; “B” con “E”; “C”. También se observaron otras similitudes, como entre las trayectorias “A” con “B”; “D” con “E”.

Se encontraron diferencias significativas entre las trayectorias en las variables: antropométricas (talla y peso corporal), peso relativo levantado (fuerza relativa), desplazamiento horizontal de la palanqueta en las curvaturas, ángulos de inicio del movimiento en las curvaturas, desplazamiento horizontal total de la palanqueta durante el halón y desliz, ángulo absoluto del tronco en las fases de ajuste y segundo

halón, velocidad angular absoluta media y máxima del tronco de los sujetos durante las fases de ajuste y segundo halón.

Referencias

- Abdel-Azir, Y.I. & Karara, H.M. (1971). Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Space Coordinate in Close Range Photogrammetry. Proceedings of the Symposium on Close Range Photogrammetry, 1-18. Falls Church, VT: American Society of Photogrammetry.
- Aguado, X. (1993). Eficiencia y Técnica Deportiva. Análisis del Movimiento Humano. Barcelona: INDE Publicaciones.
- Aguado, X., Izquierdo, M. & González, J. (1997). Biomecánica fuera y dentro del laboratorio. León: Universidad de León, Secretariado de Publicaciones.
- Ajan, T. & Baroga, L. (1988). Weightlifting. Fitness for all Sports. Budapest: International Weightlifting Federation.
- Arioch (2005). Executing the Snatch. Bodybuilding Universe. www.bodybuildinguniverse.com/routine8.htm. (Consulta el 25 de junio de 2007)
- Badillo, G. (1991). Halterofilia. Madrid: COE.
- Baker, G. (s.f.) (Editor). Coaching Manual. Volumen 1. Technique. The United States Weightlifting Federation.
- Barton, J. (1997). Are there General Rules in Snatch Kinematics? Proceedings of the Weightlifting Symposium. Ancient Olimpia/Greece. 119-128.
- Bartonietz, K. E. (1996). Biomechanics of the Snatch: Toward a Higher Training Efficiency. National Strength and Conditioning Association Journal, 18 (3): 24-31.
- Baumann, W., Gross, V., Quade, K., Galbierz, P. & Schwirtz, A. (1988). The Snatch Technique of World Class Weightlifters at the 1985 World Championships. International Journal of Sports Biomechanics, 4 (1): 68-89.
- Campillo, Ph., Hertogh, C., & Micallef, J.P. (1999). Puntos Críticos del Tirón de Arrancada en Halterofilia. Educación Física y Deporte, 55: 28-34.
- Chiu, L., Schilling B. K., Fry, A. C. & Weiss, L. W. (2004). Measurement of Resistance Exercise Force Expression. Journal of Applied Biomechanics, 20 (2): 204-212.
- Chiu, L., & Schilling, B. K. (2004). The Stop Clean and Stop Snatch: Alternatives to the Hang. Journal of Strength and Conditioning, 26 (3): 10-12.
- Coy, L.B., Hoff, G., Kilgore, J. L., Reeves, J.S., Martin, J.L., Whitley, A.C., Schilling B.K., O`Bryant, H.S. & Stone, M. H. (2000). Kinematics Analysis of The Snatch Of Elite

Female Weightlifters. 2000 NSCA Conference Journal of Strength and Conditioning, 14 (3):367-373.

- Crawley, J.D., Smith, S.L. & Cioroslan, D. (2001). A technical Summary of Selected Snatch Lifts at the 2001 World Team Trials. Weightlifting, 19 (3), 21-26.
- Dainty, D. & Norman, R. (1987). Standardizing biomechanical testing in sport. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, Inc..
- Dempster, W. T., & Gaughran, G.R.L. (1967). Properties of body segments based on size and weight. American Journal Anatomy, 120, 33-54.
- Donskoy, D. & Zatsiorski, V. (1989). Biomecánica de los Ejercicios Físicos. La Habana: Editorial Pueblo y Educación.
- Drechsler, A. (1998). The Weightlifting Encyclopedia: A Guide To World Class Performance. Whitestone, NY, USA: A Is A Communications.
- Del Frade, M. (1999). Técnica del Arranque y el Enviñ. Material mimeografiado. La Habana: Comisión Técnica Nacional de Levantamiento de Pesas.
- Enoka, R.M. (1979). The pull in Olympic Weightlifting. Medicine and Science in Sports and Exercise, 11 (2), 131-137.
- Enoka, R.M. (1988). Load-and Skill-related Changes in Segmental Contribution to a Weightlifting Movement. Medicine and Science in Sports and Exercise, 20 (2), 178-187
- Escamilla, R., Fleisig, G., Lowry, T., Barrentine, S., & Andrews, J. (2001). A Three-Dimensional Biomechanical Analysis of the Squat During Varying Stance Widths. Medicine and Science in Sports and Exercise, 33 (6), 984-998.
- Favre, M. (2005). El primer tirón en los movimientos del levantamiento de pesas. PubliCE Standard. 15/08/. Pid: 502. www.sobreentrenamiento.com (Consulta el 15 de junio de 2007)
- Fraser, J. (1992). Training with Technology. EDN. 17 (37): 212-218.
- Garhammer, J. (1985). Biomechanical Profiles of Olympic Weightlifters. International Journal of Sport Biomechanics, 1, 122-130.
- Garhammer, J. (1988). Weightlifting Performance and Technique of Men and Women. Hakkinen K, ed. International Conference on Weightlifting and Strength Training. Lahti, Finland: Gummerus Printing. 89-94.
- Garhammer, J. A. (1991). A Comparison of Maximal Power Outputs Between Elite Male and Female Weightlifters in Competition. International Journal of Sport Biomechanics, 7, 3-11.

- Garhammer, J. (1993). A Review of Power Output, Studies of Olympics and Powerlifting: Methodology, Performance Prediction and Evaluation Test. *Journal of Strength and Conditioning*, 7, (2), 76-89.
- Garhammer J. (2001). Barbell Trajectory, Velocity and Power Changes: Six Attempts and Four World Records. *Weightlifting*, 19, (3): 27-30.
- Garhammer, J., Hatfield, F.G. (1985). Weightlifting. En Cureton TK, ed. *Encyclopedia of Physical Education, Fitness, and Sport*. Reston, Va: AAHPERD: 595-606.
- Gourgoulis, V., Aggelousis, N., Mavromatis, G. & Garas, A. (2000). Three-dimensional Kinematic Analysis of the Snatch of Elite Greek Weightlifters. *Journal of Sports Sciences*, 18 (8), 643-652.
- Gorgoulis V., Aggeloussis N., Antoniou P., Christoforidis C., Mavromatis G., & Garas A. (2002). Comparative 3 Dimensional Kinematic Analysis of Snatch in Elite Male and Female Greek Weightlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16 (3), 359-366.
- Gourgoulis, V. Aggeloussis, N. Kalivas, V. Antoniou, P. & Mavromatis G. (2004). Snatch Lift Kinematics and Bar Energetics in Male Adolescent and Adult Weightlifters. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 44 (2): 126-131.
- Hay, J.S. (1993). *The Biomechanics of Sports Techniques*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, Inc.
- Hay, J.S., & J. G. Reid. (1988). *The Anatomical and Mechanical Basis of Human Motion*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, Inc.
- Hay, J.S., & J. G. Reid. (1993). Measurement of Power and Friction as Applied to Sweeping in Curling. En *Proceedings of the 14th Congress of the International Society of Biomechanics*. Julio: 314-315.
- Herrera, G. A. (1978). *Nuevo Método para el Estudio de la Trayectoria de la palanqueta con grandes perspectivas en el deporte masivo*. La Habana: Editorial Científico Técnica.
- Herrera, G.A. (1992). *Levantamiento de pesas. Deficiencias técnicas*. La Habana: Editorial Científico - Técnica.
- Hiskia, G. (1993). Advanced Electronic Technology for Real-Time Biomechanical Analysis of Weightlifting. En *Proceedings of the weightlifting Symposium*. Ancient Olimpia/ Greece.
- Hiskia, G. (1997). Biomechanical Analysis of Performance of World and Olympic Champion Weightlifters. En *Proceedings of the Weightlifting Symposium*. Ancient Olimpia/ Greece.
- Hochmuth, G. (1973). *Biomecánica de los Movimientos Deportivos*. Madrid: INEF.

- Isaka, T., Okada, J. & Funato, K. (1996). Kinematic Analysis of the Barbell During the Snatch Movement of Elite Asian Weight Lifters. *Journal of Applied Biomechanics*. 12, 508-516.
- Jekov, I. (1976). *Biomechanica Teajoloatleticeskih Uprajnenii*. Moskva: Fiskultura i sport.
- Kauhanen, H., Hakkinen, K., & Komi, P.V. (1984). A Biomechanical Analysis of the Snatch and Clean & Jerk Techniques of Finnish Elite and District Level Weightlifters. *Scandinavian Journal of Sport Sciences*, 6, 47-56.
- Kauhanen, H., Komi, P.V. & Hakkinen K. (2002). Standardization and Validation of the Body Weight Adjustment Regression Equations in Olympic Weightlifting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16 (1), 58-74.
- Kreighbaum, E. & Barhels, K. (1990). *Biomechanics. A Qualitative Approach for Studying Human Movement*. New York: Macmillan Publishing Company.
- Kruszewski, M., Merda, W. & Kulej, M. (1998). Changes of Snatch Technique in Last 25 Years Period. *International Conference on Weightlifting and Strength Training*. Lahti, Finland, November: 10-12.
- Lee, Y.H., Huwang, C.H., & Tsuang, Y.H. (1995). Biomechanical Characteristics of Preactivation and Pulling Phases of Snatch Lift. *Journal of Applied Biomechanics*, 11 (3), 288-298.
- Leyva, J. & Pérez, O. (2002). *Análisis de la Técnica del Arranque en Levantadores de Pesas Primera Categoría*. Las Tunas; Iscf, Trabajo de Diploma.
- Leyva, J., Ayllón, F. & Hernández, A. (2004). *Análisis de los Parámetros de Fuerza, Potencia y Velocidad de la palanqueta en el Arranque en Levantadores de Pesas Juveniles de Las Tunas*. Lecturas. Revista Digital - Buenos Aires, Junio. 10 (73). <http://www.efdeportes.com> (Consulta el 1 de junio de 2007)
- McGuigan, M.R., & Kane, M.K. (2004). Reliability of Performance of Elite Olympic Weightlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18 (3), 650-653
- Medviedev, A. S. (1997). *Biomejanika Klasicheskava Rivka i Talchka i Asnavnij Spetsialna Padgatavitelnij Rivkavij i Talchkavij Uprazhnenii* (Biomecánica del arranque y el envión clásicos y de los principales ejercicios especiales de preparación para el arranque y el envión). Izhevsk, Olimp Limited, 32 p.
- Molina L. (2004). *Técnica del levantamiento de pesas*. www.lamolina.edu.pe/Gaceta/pesas/levantamiento (Consulta el 15 de mayo de 2007)
- Pierce, K. & Byrd, R. (2001). Application of Biomechanical Information on Young Weightlifters Performance. En *International Weightlifting Federation Scientific and Research Committee Meetings 2001*.

- Placenta, J. (2000). Aprender a observar, formación para la observación del comportamiento del deportista. Barcelona: INDE Publicaciones.
- Reiser, F. R. & Cioroslan, D. (1995). Comparative Biomechanical Analysis of Snatch Technique in Competition. *Weightlifting U.S.A.*, 13 (4), 6-9.
- Rossi, S.J., Buford, T.W., Smith, D., Kennel, R., Haff, E.E. & Haff, G.G. (2007). Bilateral Comparison of Barbell Kinetics and Kinematics During a Weightlifting Competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2, 150-158.
- Safrushahar, Y., Norhaslinda, H. and Wilson, B.D. (2002). Biomechanical Analysis of the Snatch During Weightlifting Competition. In *Proceedings of XX International Symposium on Biomechanics in Sports*. K E Gianikellis (ed). Universidad De Extremadura, Spain 226-229.
- Schilling, B., Stone M., O'Brayant H. S., Fry A. C., Coglianese, R. H., & Pierce, K.C.. (2002). Snatch Technique of College National Level Weightlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16 (2), 551-555.
- Smith, S., Roger C., Dragomir C., & Jay T. (1991). "Coaching the Snatch and Clean Lifts from a Biomechanical Perspective." *Olympic Coach*. October: 6-7.
- Stone, M. H. , O'Bryant, H.S., Williams, F.E., Pierce, K.C. & Johnson, R.L. (1998). Analysis of Bar Paths During the Snatch in Elite Male Weightlifters. *Strength and Conditioning*, 20 (5), 56-64.
- Varillas, A. (2002). Uso de la halterofilia en los deportes. <http://www.efdeportes.com> (Consulta el 30 de abril de 2007)
- Vorobyev A.N. (1978). *A Textbook on Weightlifting*. Budapest: International Weightlifting Federation. pp 86-104.
- Zebas, C., Carlson, K., Christensen, B., Garvin, D. & Hayes, M. (2000). Power Output in Women Weightlifters During the Pull Phase of the Snatch. En *Proceedings of XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports*. 1: 387-388.
- Zatsiorski, V. (1990). *Biomecánica de los ejercicios físicos*. La Habana: Editorial Pueblo y Educación.
- Zissu, M. (2004). *Evaluaciones de atletas de alto rendimiento nacionales*. Caracas: Instituto Nacional de Deportes. Trabajo no publicado.
- Zissu, M. & Altuve, H. (2005). *Evaluaciones de atletas de alto rendimiento centroamericanos*. Caracas: Instituto Nacional de Deportes. Trabajo no publicado.
- Zissu, M. & Beltrán, P. (2005). Modelo biomecánico cualitativo de la modalidad de arranque en el levantamiento de pesas. Trabajo presentado en el taller "Diseño y validación de modelos biomecánicos de destrezas deportivas". Caracas: Instituto Nacional de Deportes.

Biomecánica integral para patinadores de carrera

José Acero Ms. Sc. & Sci.¹

Resumen

El objetivo central de este artículo es la presentación de un modelo de análisis biomecánico integral denominado BIOMIN-PATIN que está siendo experimentado en patinadores de carreras de alto, buen rendimiento deportivo y talentos especiales. Metodológicamente el modelo está basado en la concepción de integración del deportista morfológico DM (Antropometría Biomecánica), el deportista funcional (Fibrilación Muscular) y del deportista dinámico DD (Cualificación y Cuantificación del Movimiento Deportivo). El modelo BIOMIN-PATIN contiene cinco módulos integradores de evaluación biomecánica: (1) El módulo de Antropometría Biomecánica, ANTROBIO-PATIN, para conocer la estructura corpórea en sus mediciones y aplicarlas a los movimientos propios del patinador (24 medidas primarias y 31 variables calculadas de las cuales 17 son categorizadas); (2) El módulo de Postura Corporal, APIC-PATIN, que determina las asimetrías e imbalances de todo el cuerpo del patinador en cinco planos diferentes (100 variables medidas por digitalización y 80 variables derivadas); (3) El módulo de localización del centro de masas en tres planos (3P), CMC-PATIN, que sitúa la posición del centro de masas del patinador con y sin patines en los planos transversal, frontal y sagital y realiza la valoración del tipo pie (15 variables de medición directa y 10 variables calculadas); (4) el módulo DBL-PATIN que valora la funcionalidad de la potencia muscular y la capacidad de reclutamiento de fibras rápidas uni y bilateral de miembros inferiores (36 variables medidas directamente y 50 variables calculadas); y (5) el Módulo Dinámico, DINA-PATIN es la cualificación y cuantificación cinemática y cinética de la salida y el ciclo de patinado en recta y curva donde se evalúan fases y eventos críticos del movimiento a estudiar terminando con la selección y cuantificación de variables cinemáticas y cinéticas de esos mismos movimientos. El Modelo BIOMIN-PATIN es un modelo operativo, integrador y de gran ayuda en la optimización de la técnica deportiva del patinador, dada su capacidad de permitir analizar en detalle la estructura orgánica o corporal de un patinador, su funcionalidad y la dinámica de los movimientos objeto de estudio.

Palabras clave: Biomecánica Integral (BIOMIN), Deportista Morfológico, (DM) Deportista Dinámico (DM), Antropometría Biomecánica Predictiva (ABP), Funcionalidad Motora (FM), Análisis Cualitativo (ACL), Análisis Cuantitativo (ACT)

Introducción

¹ Director científico – Instituto de Investigaciones & Soluciones Biomecánicas, Cali- Colombia jace-ro2810@gmail.com/jacero5@telmex.net.co

En el mundo actual y dentro de la vigencia académica, industrial y científica del análisis del movimiento humano alrededor de los países que han desarrollado esta área del conocimiento, se hace importante y justificada la aplicación de estos estudios biomecánicos a varios contextos básicos y avanzados de la medicina, la bioingeniería, el diseño industrial, la ergonomía, las ciencias del deporte y del ejercicio, la robótica, la animación virtual, el control motor, la rehabilitación física, la cine antropometría y la física.

Estas interpretaciones biomecánicas, fruto de los análisis cualitativos y cuantitativos han sido convertidas en aplicaciones directas que han favorecido los avances que tienen que ver con la eficiencia, la eficacia y la optimización del rendimiento deportivo. La enseñanza de los gestos técnicos en el deporte es tarea de los profesionales en deporte y la actividad física, los cuales deben ir acompañados de un conocimiento y entendimiento del movimiento cualitativa y cuantitativamente, para transmitir efectivamente las diferentes técnicas.

Según Carlos Lugea (2009), por técnica se entiende una adecuada y económica forma de trasladarse sobre los patines a fin de obtener altos resultados deportivos. La especial utilización de los efectos recíprocos de las fuerzas internas con aquellas externas (reacción del terreno, resistencia al avance de las ruedas, tipos de curvas, etc.) hacen que el conjunto de movimientos que forman la técnica sean determinantes para alcanzar una alta velocidad con valores bajos de energía. La técnica debe obviamente tener en cuenta la característica de las competencias, ya que es una disciplina muy táctica y se presta fácilmente para la colaboración de equipo en todo tipo de competencia, bien sea en la competencias donde se realiza salida grupal o en el recorrido del mismo. También en la técnica juegan un papel muy importante las leyes de la mecánica y las características individuales de los patinadores.

A nivel global en el patinaje de carreras los gestos técnicos que se han identificado son básicamente seis: salida, recta, curva, espagata o finalización, y en relevo observamos dos gestos técnicos que son: el patinador que empuja y el patinador que recibe. Igualmente en la práctica se visualizan algunos aspectos importantes a tener en cuenta en esta clasificación: 1) en la salida se observa la salida frontal (de frente) y la salida sagital (de lado); 2) en la recta se visualizan dos tipos de técnica: uno denominado la técnica tradicional o convencional y la otra la técnica del doble empuje; 3) con respecto a la curva se observa la tendencia de los movimientos a realizar la trenza, en el caso de la pista, y en el caso de la ruta depende básicamente del tipo de curva; y 4) en el caso del relevo es similar al que realizan los patinadores

Según Acero (2003) en términos de la Biomecánica Aplicada al patinaje de carreras se reportaron los siguientes artículos relacionados: tipos de pie y patines, Scarlet (1999); acumulación de la velocidad, Ryan (1999); ¿qué tan bajo puede ir usted?, Ryan (2000); el doble empuje, Publow (1999) y Matzger y Burger (2000); el modelo del empuje no linear, Baum (1999), y el patinaje de la curva, Ryan (2000). Publow (1999) enuncia un cuasi-análisis cualitativo de los aspectos más importantes de la salida en patinaje de carreras, pero hasta la fecha no se han determinado las fases ni los elementos temporo-espaciales de este movimiento. Posteriormente, Palomino (2004) reportó los siguientes artículos relacionados: El doble empuje Speed Skating Santa Barbara, traducido por Mary Mendivil (1997), Influencia de la cadencia en el movimiento del patinador, desde una perspectiva física, por Sintés 2002 y Técnica de salida, por Ralston (FaSSkt 1997). También, Lozano, Dennis y Navarro (2005) realizaron una descripción antropométrica de los patinadores de velocidad sobre ruedas participantes en los Juegos Deportivos Nacionales de Venezuela, y Lozano y Dennis (2005) reportaron las características antropométricas de los patinadores de velocidad en línea en el Torneo Nacional de Transición, Cartagena de Indias, en Colombia.

Dados los presupuestos anteriores y los hallazgos bibliográficos, el objetivo de este trabajo investigativo fue exponer un modelo experimental integral de análisis biomecánico para patinadores de carrera (BIOMIN-PATIN) teniendo en cuenta los principios y las aplicaciones propios de esta actividad deportiva con una sustentación en la caracterización corporal y dinámica.

Sustento teórico central del modelo Biomin-Patin

Este modelo de Análisis Biomecánico Integral (BIOMIN según Acero 2002b) en patinadores de rendimiento y talentos especiales se sustenta en tres acercamientos científicos que integralmente se deben interpretar: (1) el deportista morfológico (DM), (2) el deportista funcional (DF) y el deportista dinámico (DD), cuyos conceptos y metodologías se integran e interrelacionan para determinar el tipo de rendimiento deportivo en el patinaje. Dentro del DM, existen unas variables antropométricas que según Acero (2002a), son del dominio exclusivo de la Antropometría Biomecánica Predictiva (ABP), y es cuando esas medidas toman un significado de proyección y de análisis de los factores cinemáticos y cinéticos propios del movimiento deportivo. El Deportista funcional (DF) hace referencia a las cualidades de su capacidad neuromotora, medidas y analizadas desde su funcionamiento de reclutamiento de las fibras rápidas y de algunas manifestaciones de la fuerza explosiva. En el marco del deportista dinámico, (DD) el movimiento humano puede verse desde la perspectiva

del análisis cualitativo y cuantitativo, teniendo en cuenta la cinemática y la cinética de sus movimientos

Conceptos, estructura y variables del modelo Biomin-Patin

El modelo BIOMIN-PATIN para patinadores de carrera es una metodología de análisis del movimiento humano que en forma práctica y científica establece una interdisciplinaridad y una trans-disciplinaridad de los factores estructurales, funcionales y dinámicos del deportista. En la figura 1, se establece el flujograma y ordenamiento de la medición y análisis de las variables biomecánicas contenidas en cinco módulos de valoración y análisis. Se comienza: (1) por el módulo de Antropometría Biomecánica, ANTROBIO-PATIN, para conocer la estructura corpórea en sus mediciones y aplicarlas a los movimientos propios del patinador (23 variables de medición directa y 29 variables calculadas); (2) el módulo de Postura Corporal, APIC-PATIN, que determina las asimetrías e inbalances de todo el cuerpo del patinador en cinco planos diferentes (100 variables medidas por digitalización y 80 variables derivadas); (3) el Módulo de localización del centro de masa en tres planos (3P), CMC-PATIN, que sitúa la posición del centro de masa del patinador en los planos transversal, frontal y sagital (10 variables de medición directa y seis variables calculadas); (4) el módulo DBL-PATIN que valora la funcionalidad de la potencia muscular y la capacidad de reclutamiento de fibras rápidas uni y bilateral de miembros inferiores (36 variables medidas directamente y 50 variables calculadas); y (5) el Módulo Dinámico, la cualificación y cuantificación cinemática de la salida y el ciclo de patinado, DINA-PATIN, en recta y curva, donde se evalúan fases y eventos críticos del movimiento a estudiar, terminando con la selección y cuantificación de variables cinemáticas y cinéticas de ese mismo movimiento (15 variables medidas directamente en forma de digitalización y 20 variables derivadas)

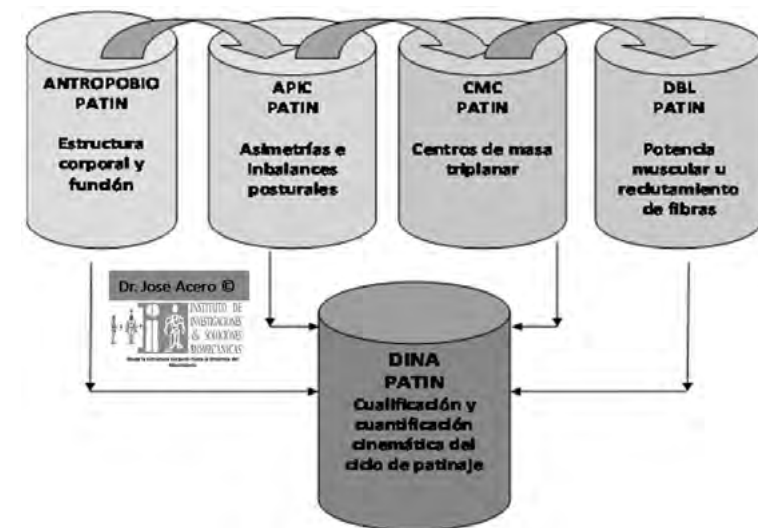


Figura 1. Estructura modular del modelo integral BIOMIN-PATIN para patinadores de carrera. (Acero, 2008)

Módulo Antropobio-Patin (deportista morfológico)

EL módulo ANTROBIO-PATIN fue creado por Acero & Palomino (2008) y es un seriado de variables de la inter-disciplina de la Antropometría Biomecánica que en forma interconectada refleja cuatro grandes grupos de variables de medición y análisis enfocadas directamente hacia el movimiento del patinador sobre ruedas: (1) macro-medidas corporales como factor estructural general; (2) grandes y pequeños diámetros óseos relacionados con el movimiento del patinaje sobre ruedas como factor estructural específico; (3) masas compartimentales totales de tejido graso, óseo, muscular, residual y activo que representan un componente cinético del tipo mórfico funcional, y (4) las longitudes, perímetros y masas segmentales de los miembros inferiores como sectores corporales que llevan una alta responsabilidad cinética motora en las acciones del patinador sobre ruedas. (ver figura 2)

El módulo de Antropometría Biomecánica (ANTROBIO-PATIN) específicamente diseñado para patinadores de carreras (8-20 años) basado en la concepción científica de que estas medidas corporales tienen una proyección sobre los patrones cinéticos y cinemáticos del patinador. El Módulo ANTROBIO-PATIN se estructuró metodológicamente sobre (1) El Sub- Módulo Promedial Primario (SUMPROP) constituido por 24 medidas primarias (ver tabla 1 del estudio Acero & Palomino, 2008) relacionadas con el componente

estructural general (macro-medidas), el componente estructural específico (Diámetros corporales), un componente cinético de masas compartimentales (Composición corporal para el movimiento) y un componente cinético de masas segmentales actuantes (longitudes, perímetros y masas de extremidades inferiores), y (2) el Sub- Módulo Promedial Derivado (SUMPROD) que calcula 31 variables o índices, de las cuales 17 son categorizadas (ver tabla 2 del estudio Acero & Palomino, 2008).

Este modelo ANTROBIOPATIN parte de un análisis del estado estatura-ponderal y sus índices derivados para obtener un perfil de la normalidad de la masa corporal o el sobrepeso (IMC) y la ectomorfia o grado de linealidad corporal (IP); a continuación, se miden y valoran los grandes y pequeños diámetros óseos más relacionados con los movimientos del tren superior e inferior del patinador, tanto en forma individual como en forma interrelacionada, a través de índices que indican el estado proporcional del tronco, los hombros y las caderas, relativos a su propia estatura.

Un tercer componente permite medir y evaluar la composición corporal compartimental a nivel de masa total de grasa, hueso, músculo, residual y activa, utilizando macro medidas, panículos, diámetros y números codificados que resultan en una comparación de orden cinético (masas actuantes) a través de índices especializados.

El último componente está referido a las longitudes, perímetros y masas segmentales localizados en los miembros inferiores que son protagónicos de los movimientos propios del patinador, índices de proporcionalidad entre la pierna y el muslo y de la longitud de los miembros inferiores, relativos a la estatura, caracterizan este cuarto grupo de variables.

De esta forma y seleccionando las variables de Antropometría Biomecánica más significativas para la proyección de los movimientos propios del patinaje de carreras sobre ruedas, se ha reconocido por parte de los autores de este artículo la importancia de estudiar transversalmente bajo la aplicación de un modelo, la condición de Antropometría Biomecánica de patinadores niños y jóvenes (8-18 años) en vías al rendimiento deportivo.

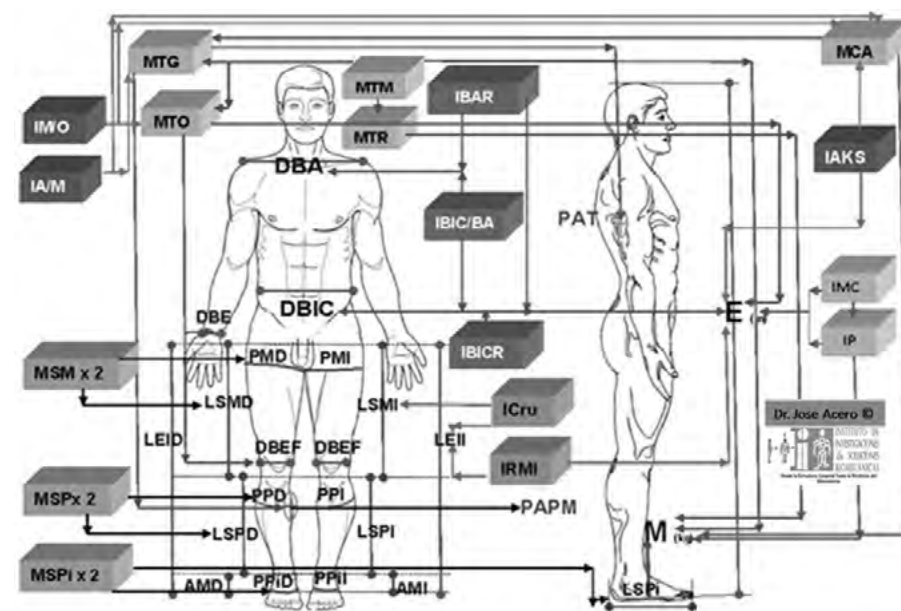


Figura 2. Concepción global del modelo ANTROBIOPATIN (Acero & Palomino , 2008)

Los instrumentos tecnológicos que se utilizan en este módulo son: estadiómetros, balanzas corporales, segmentómetros II&SB, cintas perimétricas con control de presión II&SB, adipómetros Slim guide, plataformas de reacción, y el software AN-TROBIO-PATIN v.1 II&SB creado por Acero (2008).

El modelo ANTROBIOPATIN aplicado inicialmente sobre 22 niñas patinadoras es analizado teniendo en cuenta 24 resultados primarios o el Sub-modelo Promedial Primario (SUMPROP) obtenidos directamente y aquellos calculados o derivados (índices) en el Sub-Modelo Promedial Derivado (SUMPROD) cuyos resultados enmarcan finalmente el estado antropométrico biomecánico de las patinadoras aquí propuesto. En la tabla 1, se determinaron los promedios de cada una de las 24 variables primarias para el conglomerado del total de las patinadoras. En la tabla 2 se calcularon los promedios de las 31 variables finales para la categorización de la tendencia promedial del grupo evaluado.

Tabla 1. Resultados promedios de las 24 variables primarias del modelo ANTROBIOPATIN (n= 22; niñas, 8-12 años; 2-4 años de experiencia) Sub-Modelo Promedial Primario (SUMPROD)

Variables de Medición Primarias	Promedio	DE ±	Max	Min
1. Edad Decimal (X,xx años)	10,8	1,12	13,45	8,74
2.Estatura (E) (m)	1,43	8,25	1,68	1,32
3.Masa Corporal (MC) (kg)	37,2	7,28	56,5	20,8
4.Diámetro bi-acromial (DBA) (cm)	27,9	2,97	34,7	20,4
5. Diámetro bi-estiloideo (DBE) (cm)	4,6	0,49	5,65	3,92
6. Diámetro bi-iliocrestal (DBIC) (cm)	21,1	2,08	27	18,60
7. Diámetro bimaleolar (DBM) (cm)	6,4	0,54	7,8	5,60
8. Diámetro del femur (DBEF) (cm)	8,0	0,86	9,8	6,80
9. Panículo del Tríceps (PAT) (mm)	35,7	3,40	44,2	29,8
10. Panículo Pierna Medial (PAPM) (mm)	33,4	2,41	39,7	28,5
11.Longitud Muslo Derecha (LMD) (cm)	22,4	1,55	26,6	19,6
12.Longitud Pierna Derecha (LPD) (cm)	5,6	0,45	6,55	4,9
13. Longitud Pie Derecha (LPiD) (cm)	35,4	3,06	43	29,9
14. Altura Maleolar Derecha (AMD) (cm)	33,6	2,47	40,5	28,9
15. Longitud Muslo Izquierdo. (LMI) (cm)	22,7	1,43	26,1	20
16.Longitud Pierna Izquierda (LPI) (cm)	5,6	0,64	7,8	4,65
17.Longitud Pie Izquierdo (LPiI) (cm)	12,45	3,35	19,0	6
18. Altura Maleolar Izquierda (AMI) (cm)	13,98	3,82	22,0	6,5
19. Perímetro Muslo Derecha (PMD) (cm)	47,25	4,05	57,5	40
20. Perímetro Pierna Derecha. (LPD) (cm)	29,9	2,23	36,0	25,7
21. Perímetro Pie Derecha. (LPiD) (cm)	20,5	2,92	24,0	8,4
22. Perímetro Muslo Izquierdo (LMI) (cm)	47,1	4,21	58,0	39,8
23. Perímetro Pierna Izquierda (LPI) (cm)	29,9	2,26	36,2	25,6
24. Perímetro Pie Izquierdo (LPiI) (cm)	20,5	2,82	24,5	8,8

Tabla 2. Resultados promedios de las 31 variables derivadas del modelo ANTROBIOPATIN (n = 22; niñas, 8-12 años; 2-4 años de experiencia) Sub-Modelo Promedial Derivado (SUMPROD)

Variables Derivadas o Índices Corporales	x	DE ±	Max	Min	Valoración
1.Índice de Masa Corporal, IMC , (Kg/m ²)	17,92	2,08	21,21	11,92	Peso Saludable
2.Percentil IMC	59,86	26,26	91,15	0,01	
3.Índice Ponderal, IP , (m ³ /kg)	43,73	1,69	48,52	40,95	
4.Índice de Ectomorfia	3,43	1,23	6,94	1,39	Linealidad Moderada
5.Índice bi-iliocrestal / bi-acromial, IBIC/BA	76,31	9,82	100,00	55,33	Tronco Rectangular
6.Índice bi-acromial relativo a la estatura, IBAR	19,48	1,68	22,83	14,44	
7.Índice bi-iliocrestal relativo a la estatura, IBICR	14,75	1,27	18,76	12,63	
8.Masa Total de Grasa, MTG , (kg)	7,86	2,44	14,37	3,51	Exceso
9. Masa Corporal Activa, MCA , (kg)	30,47	6,03	44,13	17,29	
10.Masa Total Ósea, MTO , (kg)	6,77	1,47	10,76	5,17	
11. Masa Total Residual, MTR , (kg)	7,96	1,49	11,81	4,35	Normal
12. Masa Total Muscular, MTM , (kg)	14,56	3,23	23,14	6,48	
13. Índice AKS, IAKS ,	1,03	0,10	1,21	0,75	
14. Índice Musculo/Óseo, IM/O	2,20	0,50	3,51	1,00	Deficiente
15. Índice Adiposo/Muscular, IA/M	0,54	0,14	0,78	0,33	
16.Longitud Extremidad Inferior Derecha, LEID , (cm)	74,72	5,47	90,45	67,10	Simetría Normal
17.Longitud Extremidad Inferior Izquierda, LEII , (cm)	74,63	5,36	91,30	67,36	
18. Asimetría Longitud de Extremidades Inferiores	0,09	0,82	1,31	-1,53	
19. Índice Crural Derecho, Icrud	93,86	7,51	113,76	82,40	Pierna Larga
20.Índice Crural Izquierdo, IcruI	95,17	7,30	114,33	80,53	
21.Índice Relativo Miembro Inferior Derecho, IRMID	52,11	1,20	54,09	50,01	
22.Índice Relativo Miembro Inferior Izquierdo, IRMI	52,05	1,25	54,51	49,77	Extrem.Infer. Corta
23.Masas segmental Muslo Derecho MSMD (kg)	4,21	1,41	9,37	2,55	Extrem.Infer. Corta
24. Masas segmental Pierna Derecha MSPD (kg)	1,77	0,39	3,01	1,26	
25. Masas segmental Pie Derecho MSPiD (kg)	0,65	0,10	0,93	0,46	
26. Masas segmental Muslo Izquierdo MSMI (kg)	4,12	1,33	8,95	2,57	Simetría Normal
27. Masas segmental Pierna Izquierda MSPI (kg)	1,78	0,40	3,10	1,27	
28. Masas segmental Pie Izquierdo MSPiI (kg)	0,65	0,11	0,92	0,46	
29. Masa miembro inferior derecho MMID (kg)	6,62	1,87	13,30	4,31	Simetría Normal
30.Masa miembro inferior izquierdo MMII	6,56	1,81	12,98	4,30	
31. Asimetría Masas Extremidades Inferiores	0,06	0,24	0,55	-0,54	

Módulo Apic-Patin (deportista morfológico)

El fundamento del movimiento deportivo del patinador de carrera reposa en la alineación postural bipodal (estructura morfológica de base). Esta medición y análisis debe operar bajo los principios de objetividad cuantificada y no en la sobre estimación subjetiva. De acuerdo a estos principios Ramón y Paris (2004) con complementos de Acero (2004) han desarrollado un Sistema Biomecánico denominado Análisis Postural Bipodal por Imagenología Computarizada (APIC) que mide y categoriza más de 80 variables corporales distribuidas en todo el cuerpo. La unidad de Posturografía Bipodal JOGUS® es un sistema de respaldo técnico y científico a la toma de datos por imágenes de la postural bipodal erecta con disposiciones espaciales y anatómicas respaldadas en la elaboración de los estudios biomecánicos estandarizados.

El software APIC V.2 es un proceso informático que permite traer imágenes tomadas con la técnica biomecánica a un PC y transformarlas bajo procedimientos de digitalización en kinegramas reales que representan en imágenes y datos la postura bipodal recta en cinco visiones del individuo (ver figura 3 y ejemplo en la figura 4)

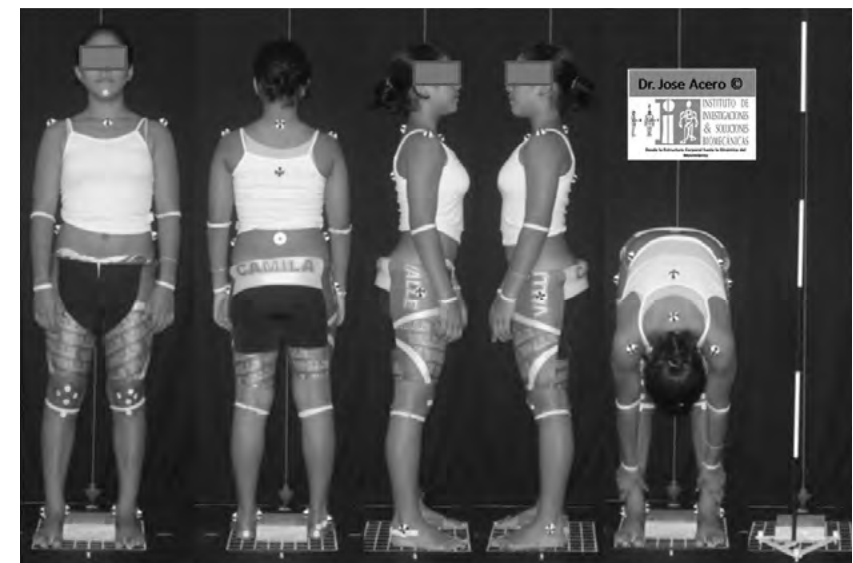


Figura 3. Tomas de imágenes digitales en cinco planos para análisis postural APIC- II&SB en patinadores (Acero 2008)

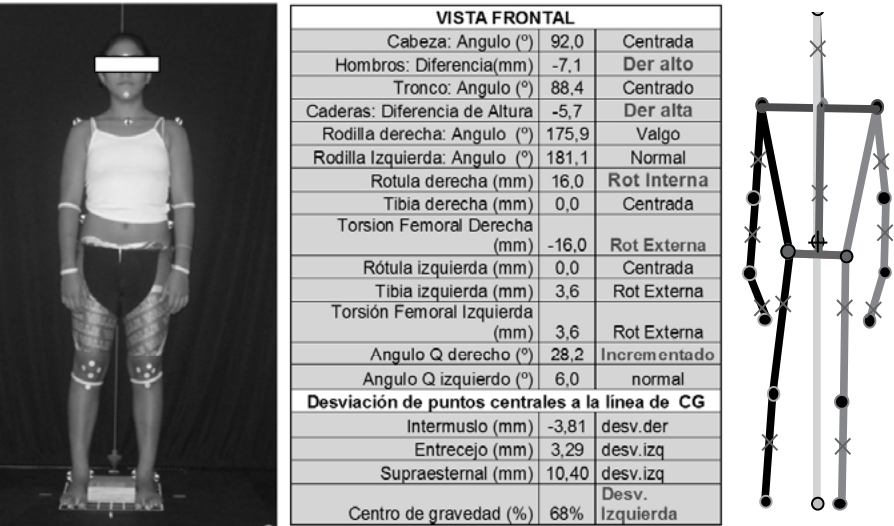


Figura 4. Ejemplo de proceso de toma, digitalización e interpretación de datos en APIC-II&SB, (Acero, 2008)

Módulo CMC-PATIN (deportista morfológico)

El centro de masa corporal es una variable muy importante en el conocimiento de cómo las masas segmentales están distribuidas en el patinador para hacer los ajustes necesarios de la postura dinámica. Con el objeto de medir la localización del centro de masa del patinador en los tres planos —sagital, frontal y transversal— se emplearán el Sistema de Plataformas Reactivas SPR-3P del Instituto de Investigaciones & Soluciones Biomecánicas (II&SB). Este sistema son plataformas elaboradas bajo los diseños y aplicaciones del Dr. José Acero®, 2000, que en forma científica y técnica localizan las líneas del centro de masa del cuerpo humano en sus tres planos: frontal, sagital y transversal (ver figura 5). Este cálculo y proceso se fundamenta (Lovett y Reynolds,1909; Cooper y Glasgow,1968; Luttgens & Wells,1982; Rash & Burke,1986 en Acero 2002a) en dos leyes físicas del equilibrio donde la sumatoria de fuerzas y momentos de un objeto son iguales a 0.

Dentro de las variables a medir en el patinador con y sin patines se encuentran:

- Localización del Centro de Masa Total Corporal (CMTC) el plano Transversal (altura del CMTC) (ver figura 7)
- Porcentaje de la altura del CMTC con respecto a la estatura corporal (ver figura 7)
- Área de la base de sustentación para la posición bipodal (ver figura 7)
- Localización del CMTC en el plano sagital (Distancia PA ó Y) (ver figura 7)
- Localización del CMTC en el plano frontal (Distancia DL ó X) (ver figura 7)
- Coordenadas de migración del CMTC en los planos frontal y sagital (Intersección XY) (ver figura 7)
- Tipología del pie (ver figura 6, un ejemplo de un patinador elite mundial, utilizando el sistema PODOEST-DINA-II&SB Acero, 2008)
- Elaboración del Centrograma (ver figura 7)



Figura 5. Determinación de Centro de Masa (3P) por el método de reacción En Acero, 2002a

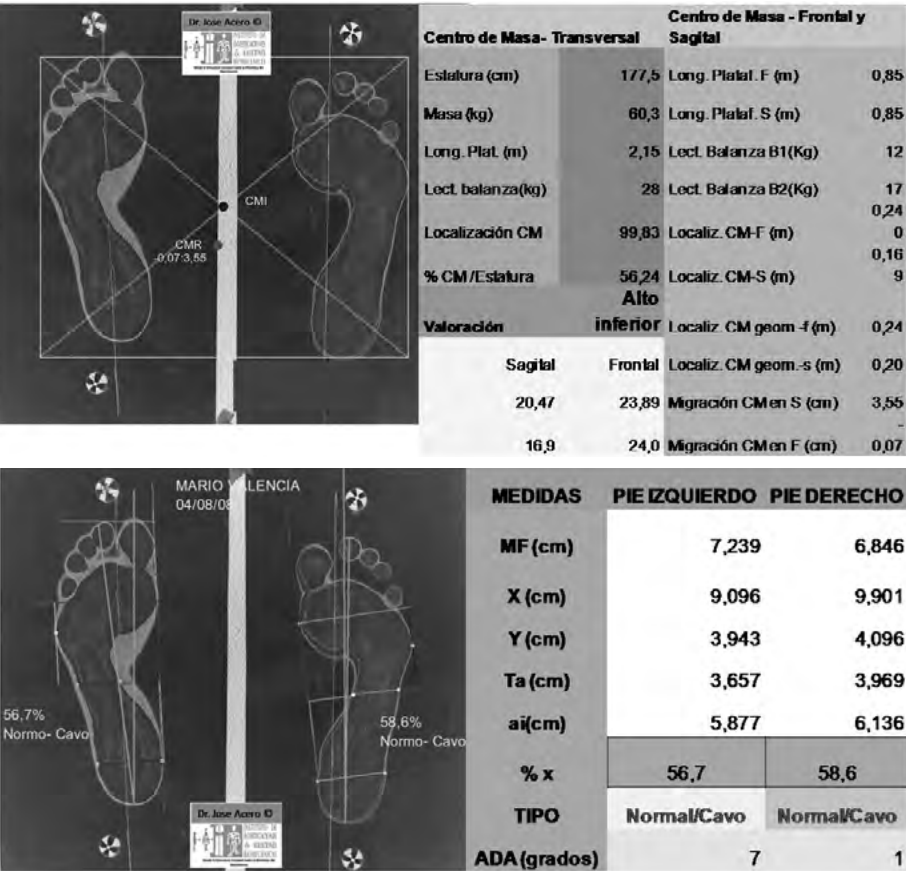


Figura 6. Tipología del pie (Herzco con Podoest_Dina-II&SB Acero, 2008

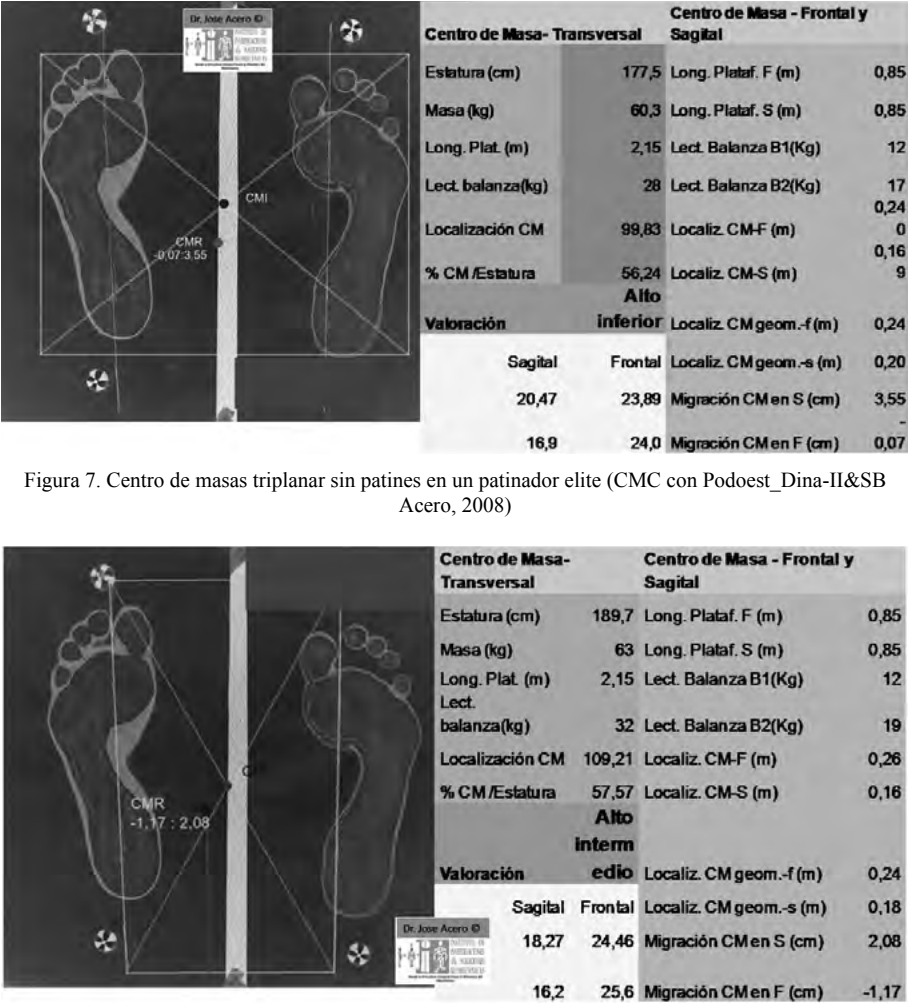


Figura 7. Centro de masas triplanar sin patines en un patinador elite (CMC con Podoest_Dina-II&SB Acero, 2008)

Figura 8. Centro de masas triplanar con patines en un patinador elite del mundo (Podoest_Dina-II&SB Acero, 2008)

Módulo DBL-PATIN (deportista funcional)

El módulo del déficit o facilitación bilateral para patinadores (DBL-PATIN) es un protocolo J. Ibargüen H. and Lozano B. (2002), modificado por Acero. tiene un total de 15 saltos con características internacionales a saber: 3 saltos máximos en el tipo Abalakov (ABK) bipodal, 3 unipodal derecho (ABK), 3 unipodal izquierdo (ABK) (ver fotos 3, 4 y 5), 3 en Contramovimiento (CMJ) bipodal (ver foto 6) y 3 en squat o sentadilla (SJ) bipodal (ver foto 7). Éste es realizado por cada uno de los patinadores actuando sobre un sistema de Evaluaciones Biomecánicas computarizado por plataforma de contactos (SISTEMA BIOSALTUS-II&SB Acero, 2007b). Este protocolo permite calcular: (1) el déficit o facilitación bilateral existente para deducir o estimar el estado de rapidez de inervación de las fibras rápidas (ver tabla 3 y 5); (2) la potencia de miembros inferiores independientemente (ver tabla 4) y simultáneamente; (3) establecer los lados dominantes y no dominantes (ver tabla 5); (4) determinar las contribuciones de la fuerza contráctil de base, la contribución de los brazos y el índice elástico (ver tabla 5).



Figura 9. Tipos de saltos utilizados en DBL-PATIN(A) Abalakov, (B) Abalakov derecha (C) Abalakov Izquierda, (D) Contramovimiento Jump y (E) Squat Jump (Acero, 2008)

Tabla 3. Protocolo DBL-PATIN con resultados y valoraciones reales sobre un patinador elite del mundo

(Acero 2008)

Tipo de saltos	1S (cms)	2S (cms)	3S (cms)	Promedio	Mejor salto	Dif (cms)	Valoración
ABK	40,6	40,5	40,9	40,67	40,90	0,00	Promedio
CMJ	34,2	31,1	34,5	33,27	34,50	-6,40	Promedio
SQJ	32,6	32,6	32,6	32,60	32,60	-8,30	Promedio

ABK x C				
Salto	1	2	3	Mejor
Unipodal derecho	18,8	19,8	21,4	21,4
Unipodal izquierdo	17,1	18	18,4	18,4
Bipodal	40,6	40,5	40,9	40,9
% DBL (AS)		2,689	Facilitación BL	

Promedios ABK (AS)			
MI Derecho	MI Izquierdo	Diferencia	Categoría
20,00	17,83	2,17	Dominancia significativa I
Promedios CMJ(AS)			
MI Derecho	MI Izquierdo	Diferencia	Categoría
12,33	12,40	-0,07	No Dominante
Promedios SJ(AS)			
MI Derecho	MI Izquierdo	Diferencia	Categoría
13,93	12,80	1,13	Dominancia Moderada

Tabla 4. Dominancias unilaterales en alturas saltadas (AS) de un patinador elite del mundo en diferentes tipos de saltos y su valoración (Acero, 2008)

Capacidad de fuerza miembros inferiores	Resultado	Valoración
% CC- Representa la capacidad contráctil o fuerza base ()	82	Normal
% CE. Capacidad elástica (CMJ-SJSe)	4,13	Insuficiencia
% CB. Capacidad de utilización de los brazos (ABK-CMJ)	13,91	Aprovechamiento

Tabla 5. Déficit Bilateral (DBL) por Potencia Mecánica Máxima indirecta (PMmi) y Manifestaciones de la fuerza explosiva en Miembros Inferiores de un patinador elite del mundo (Acero, 2008)

ABK (Pmmi)		
Salto	Mejor	PMmi (w)
Unipodal derecho	21,4	1673,46
Unipodal izquierdo	18,4	1487,76
Bipodal	40,9	2880,51
% DBL		-9,75
Bueno inferior		

Módulo DINA-PATIN (deportista dinámico)

Esta metodología de análisis se logra con un sistema de análisis videográfico computarizado y un paquete de software biomecánico. La estación científica AMI-II&SB (portátil, 2, 3 ó 4 cámaras biomecánicas, periféricos e instrumentación espacial) con un software biomecánico SC-PRO v.6; es utilizada por el analista biomecánico para medir y analizar las variables cinemáticas en forma bidimensional (2D) y por lo menos en dos planos: (2P). También es recomendable hacerlo en la metodología tridimensional (3D)

Las siguientes variables pueden ser medidas y analizadas con este sistema en cada movimiento estudiado: salida, recta y curva.

El análisis cualitativo es la observación sistemática y el juzgamiento introspectivo de la cualidad del movimiento humano con el propósito de proveer la intervención más apropiada para mejorar el rendimiento (Knudson & Morrinson, 1996). Este tipo de análisis del movimiento deportivo implica fases de movimiento, imágenes representativas reales, descripción de los movimientos corporales, errores y ventajas técnicas, eficiencia del movimiento, superposición de imágenes.

Por ejemplo, en la salida de la competencia 200 o 300 CRI y según lo reportado por Acero y Palomino, (2010) los velocistas pueden utilizar dos períodos, y dentro de ellos 7 fases de movimiento (ver figuras 10, 11 ,12 y 13)

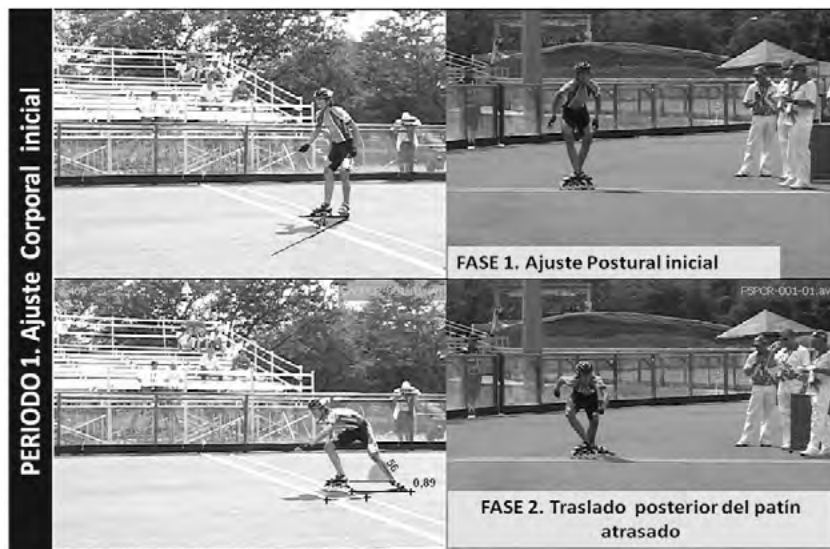


Figura 10. Período 1 de ajuste corporal inicial y sus correspondientes fases 1 y 2 de movimiento de la salida en un patinador campeón del mundo (Acero & Palomino 2010)

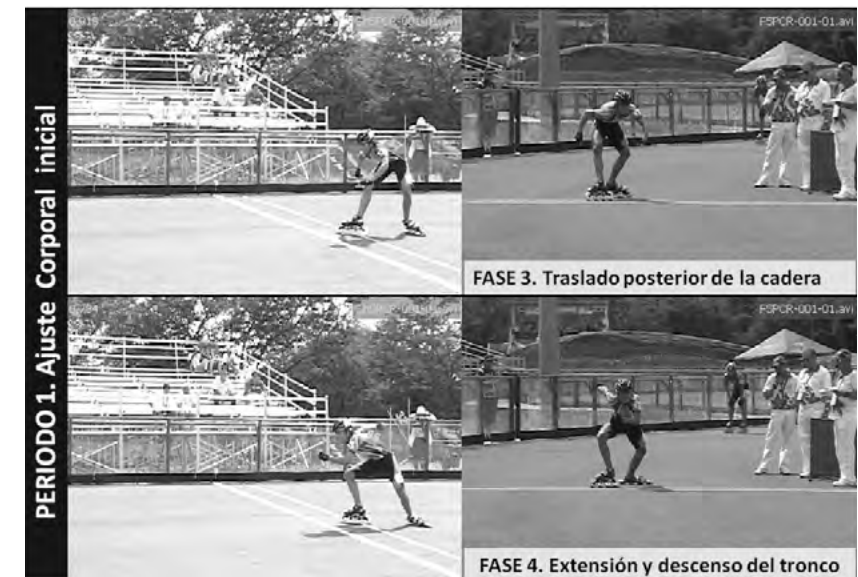


Figura 11. Período 1 de ajuste corporal inicial y sus correspondientes fases 3 y 4 de movimiento de la salida en un patinador campeón del mundo (Acero & Palomino 2010)

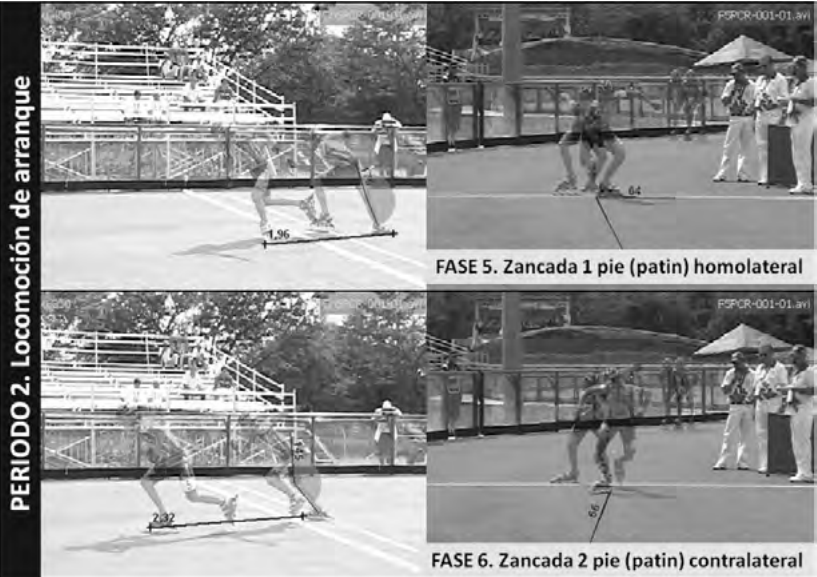


Figura 12. Periodo 2 de locomoción de arranque y sus correspondientes fases 5 y 6 de movimiento de la salida en un patinador campeón del mundo (Acero & Palomino 2010)



Figura 13. Periodo 2 de locomoción de arranque y su correspondiente fase 7 de movimiento de la salida en un patinador campeón del mundo (Acero & Palomino 2010)

Otro ejemplo en el patinaje en línea es lo referente al análisis cualitativo del ciclo de empuje con la pierna derecha o izquierda en recta en un patinador con talento y en formación, y de acuerdo con los hallazgos de García, Bolívar y Acero (2011) se distinguieron cinco fases de movimiento en cada ciclo, a saber: (1) Fase 1 Preparación para el empuje; (2) Fase 2, máximo empuje; (3) Fase 3, despegue del patín; (4) Fase 4, recuperación hasta la parte posterior y (5) Fase 5, deslizamiento.



Figura 14. Fase 1: preparación para el empuje del ciclo derecho en recta (García, Bolívar y Acero, 2011)



Figura 15. Fase 2: máximo empuje del ciclo derecho en recta (García, Bolívar y Acero (2011)



Figura 16. Fase 3: despegue del patín del ciclo derecho en recta (García, Bolívar y Acero (2011)



Figura 17. Fase 4: recuperación hasta la parte posterior del ciclo derecho en recta. (García, Bolívar y Acero, 2011)



Figura 18. Fase 5: deslizamiento del ciclo derecho en recta (García, Bolívar y Acero (2011)

El análisis cuantitativo es el proceso de asignar números y magnitudes a las diferentes variables cinemáticas y cinéticas del gesto deportivo objeto del análisis. La cuantificación del movimiento deportivo debe resolver las dudas o hipótesis establecidas en el análisis cualitativo previo y debe ser de carácter selectivo, pues pueden aparecer muchas variables que no son muy significantes para el análisis ni para el gesto deportivo. Hoy en día la utilización de la videografía es muy frecuente para filmar las ejecuciones técnicas de los deportistas. Para realizar un análisis cinemático del movimiento humano en términos de distancias lineares y angulares, tiempo transcurrido, ángulos relativos, inter-segmentales y proyectados, velocidades lineares y angulares, aceleraciones lineares y angulares, curvas de velocidad-tiempo de cualquier segmento corporal y visualización de movimientos simultáneos desde diferentes ángulos o planos y dentro de los procesos de optimización.

En este sentido Acero y Palomino (2010) reportaron los siguientes datos en su estudio reciente sobre la salida 200 CRI y sus correspondientes valores cinemáticos 2D Y 2P . Este estudio cuantitativo se realizó con los 10 hombres y 7 mujeres mejores patinadores de Colombia. (ver tablas 6 y 7).

Tabla 6. Datos primarios de variables cinemáticas en salidas para patinadores velocistas (n= 10 H) (Acero & Palomino, 2010)

Patinadores 1º-10º	Tiempo de 200 CRI (s)	Tiempo de S of. a Z3 (s)	% de tiempo Sof./200 CRI	Tiempo total 7 fases (s)	Velocidad salida (m/s)	Velocidad Z1 (m/s)	Velocidad Z2 (m/s)	Velocidad Z3 (m/s)	Aceleración Z1-Z2 (m/s²)	Aceleración Z2-Z3 (m/s²)
1	16,643	0,617	3,71	4,45	6,86	4,90	6,63	10,12	6,22	10,45
2	16,75	0,651	3,89	4,605	6,84	3,78	8,32	12,00	7,26	12,26
3	16,817	0,651	3,87	3,65	7,45	6,32	8,31	13,67	8,36	17,84
4	16,83	0,701	4,17	5,72	6,63	4,61	9,07	11,35	9,63	6,83
5	17,02	0,651	3,82	5,27	7,14	5,59	9,50	10,09	11,17	1,77
6	17,027	0,667	3,92	6,323	6,75	5,10	7,84	9,43	6,18	4,54
7	17,095	0,801	4,69	4,821	5,74	5,23	6,74	11,32	5,90	13,71
8	17,191	0,684	3,98	4,771	5,85	3,76	5,85	9,88	4,96	12,06
9	17,223	0,651	3,78	7,808	5,44	4,80	7,31	8,83	7,91	4,82
10	17,28	0,584	3,38	2,669	7,19	4,30	6,64	10,81	5,25	14,68

Tabla 7. Datos primarios de variables cinemáticas en salidas para patinadoras velocistas (n = 7 M)

Patinadores 1º-7º	Tiempo de 200 CRI (s)	Tiempo de 5 of. a Z3 (s)	% de tiempo Sof./200 CRI	Tiempo total 7 fases (s)	Espacio salida a Z3(m)	Velocidad salida (m/s)	Velocidad Z1 (m/s)	Velocidad Z2 (m/s)	Velocidad Z3 (m/s)	Aceleración Z1-Z2 (m/s²)	Aceleración Z2-Z3 (m/s²)
1	18,338	0,851	4,64	6,19	4,92	5,78	3,78	6,60	10,54	5,40	10,75
2	18,898	0,751	3,97	7,07	4,12	5,49	4,10	5,85	9,73	4,97	11,61
3	18,976	0,784	4,13	5,539	4,29	5,47	4,48	3,51	8,15	1,59	11,14
4	19,071	0,634	3,32	5,172	3,11	4,91	3,65	4,80	5,80	4,01	2,41
5	19,116	0,717	3,75	5,622	4,6	6,42	3,58	4,86	8,66	3,54	8,76
6	19,215	0,817	4,25	6,006	4,84	5,92	4,56	6,30	7,91	4,63	3,88
7	19,27	0,667	3,46	3,954	4,81	7,21	4,16	5,87	8,94	3,92	7,38

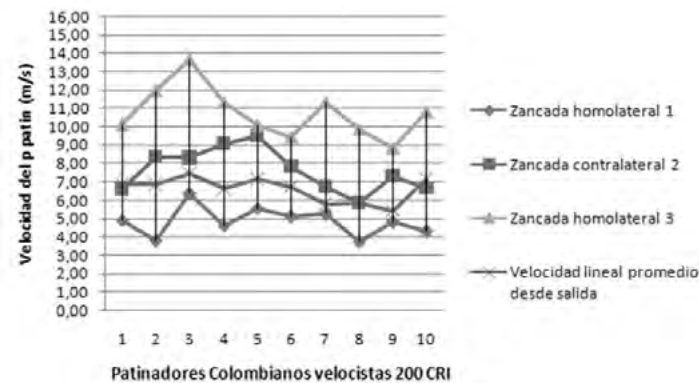


Figura 19. Distribución de las velocidades lineales del patín (m/s) para las tres zancadas y la velocidad promedio desde la salida (n = 10 Hombres)

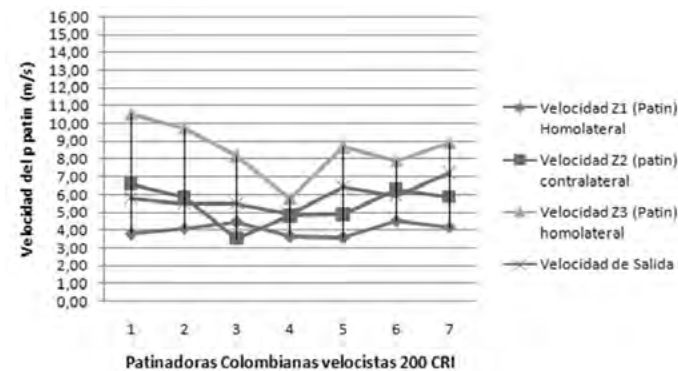


Figura 20. Distribución de las velocidades lineales del patín (m/s) para las tres zancadas y la velocidad promedio desde la salida (n = 7 Mujeres)

Los movimientos del ciclo de empuje en recta son los más utilizadas por el patinador, y la técnica denominada doble empuje es una de las más utilizadas. Según la versión de Publow (1997), el término doble empuje es denominado doble empuje – tracción, ya que se entiende por empuje la fuerza que realizan los miembros inferiores hacia la parte externa del cuerpo y como tracción la fuerza aplicada por los miembros inferiores hacia la parte interna del mismo, por lo tanto un paso está constituido por un empuje y una tracción de un miembro inferior. Sin embargo, para Acero (2003a) se realizan tres métodos del doble empuje. El primero es donde se requiere inicialmente un empuje con la pierna, mientras la contraria está sosteniendo el peso del cuerpo, para que posteriormente realice el empuje con la pierna contraria. Esta técnica es denominada el estilo clásico. El segundo es denominado doble empuje, pero la característica principal es que un patín realiza el empuje y posteriormente el contrario realiza una tracción, es decir, que el ciclo comprende un empuje y una tracción de cada pierna, pero el empuje y la tracción no se realizan de forma simultánea. El tercer método es denominado doble empuje simultáneo, la característica de este método es que en el momento de la realización del empuje la pierna contraria está realizando la tracción, es decir, que el empuje y la tracción se realizan de forma simultánea y en la misma fase, aumentando la fuerza de reacción.

Dentro de la cuantificación cinemática y demostrando la metodología del deportista dinámico en el ciclo de empuje en recta con la extremidad derecha e izquierda, García, Bolívar y Acero (2011) distribuyeron el análisis dinámico una serie de variables cinemáticas significativas y reportaron los siguientes resultados para un patinador talento y en proceso (ver tablas 8,9 y 10)

Tabla 8. Variables y resultados de medición en la recta de un patinador talento colombiano (fases 1 y 2). (García, Bolívar y Acero, 2011)		
Fase 1		
	Ciclo derecho	Ciclo izquierdo
Distancia de los patines (m)	0,31	0,44
Distancia rueda final e inicial del patin de atrás (m)	0,09	0,14
Ángulo del tronco y la pierna (*)	77°	74
Fase 2		
Desplazamiento del patin con referencia a la posición inicial del patin contralateral (m)	0	0
Desplazamiento desde la posición del patin contralateral y posición final (m)	0,61	0,2
Distancia total y parcial recorrida por el patin (m)	0,23 - 0,21 - 0,17 =	
Ángulo muslo pierna izquierdo (*)	105	103
Tabla 9. Variables y resultados de medición en la recta de un patinador talento colombiano (fases 3 y 4). (García, Bolívar y Acero, 2011)		
Fase 3		

	Ciclo derecho	Ciclo izquierdo
Ángulo pie patín relativo a la horizontal en el plano frontal patín en despegue (°)	41	47
Ángulo hacia adentro del patín que está completamente apoyado (°)	83	79
Fase 4		
Ganancia de impulso del patín que no está recuperando (m)	3,29	4,48
Velocidad del cuerpo	8,225	11,2
Tabla 10. Variables y resultados de medición en la recta de un patinador talento colombiano (fase 5). (García, Bolívar y Acero 2011)		
Fase 5		
	Ciclo derecho	Ciclo izquierdo
Desplazamiento lateral del patín apoyado (cm)	42	77
Ángulo Relativo a la horizontal del punto inicial y el final	7	17

Conclusiones

El Modelo BIOMIN-PATIN es un camino a la resolución integral de la medición y análisis del movimiento de los patinadores de carreras. Este modelo tiene una sustentación científica basada en el principio de complejidad del movimiento humano (Bernstein, 1940), en donde el análisis de la sola dinámica no es per se un componente para el mejoramiento deportivo sino también como efecto trans-disciplinar el estudio de lo morfológico-funcional del deportista.

Aunque está en evolución, el modelo BIOMIN-PATIN es un modelo práctico, profundo, integrador y objetivo para ejercer una función tripartita: (a) apoyar el rendimiento deportivo en la evaluación, monitoreo y control del entrenamiento deportivo; (b) indagar sobre las causas de las lesiones deportivas y (c) proveer herramientas tecnológicas y ergonómicas para ambos el rendimiento y la prevención de las lesiones deportivas.

El modelo BIOMIN-PATIN aquí sustentado es una herramienta biomecánica de mucha ayuda a la comprensión y a la metodología de la entrenabilidad de la técnica por parte de los entrenadores. La idea desactualizada de que los jugadores que ejecuten los gestos deportivos bajo una misma técnica o la técnica de un patinador exitoso debe ser reevaluada atendiendo a las diferencias significativas del orden morfológico-funcional y dinámico aquí expuestas. Es necesario, entonces, considerar que cada patinador tiene sus propios límites y ventajas biomecánicas con los que se deben contar para optimizar su nivel de eficiencia. Este fundamento, como otros en la práctica deportiva, debe ser entrenado inteligente y continuamente para

asegurar que exista realmente una condición evolucionante en la ejecución del gesto correspondiente

Referencias

- Acero J. & Palomino A. (2010). Descripción motriz y cinemática de la salida de 200 metros en patinador@s elite de Colombia (progreso 1). Memorias 1er Congreso Iberoamericano de Biomecánica Deportiva. Ministerio Popular del Deporte e Instituto Nacional del Deporte de la República Bolivariana de Venezuela. 24 al 27 de Agosto. Mérida: Venezuela.
- Acero, J. (2008). Evaluaciones biomecánicas integrales para patinadores (BIOMIN-PATIN). Estudio de casos. Instituto de Investigaciones & Soluciones Biomecánicas-Cali: Colombia.
- Acero, J. & Palomino, A. (2008). Un modelo de aplicación para el estudio de Antropometría Biomecánica en patinadores de carreras (8-20 años). Segundo Congreso Internacional en Biomecánica Deportiva. Instituto Venezolano del Deporte (IND). Memorias. Septiembre 9 al 12. Isla Margarita: Venezuela
- Acero, J. (2007). A 2D Geometry System to Measure Static and Dynamic Footprints. Proceedings in the 16th Annual Meeting of European Society for Movement in Adults and Children (ESMAC). Athens, Greece. September 24 to 29
- Acero, J. (2007b). Sistema BIOSALTUS-II&SB para evaluaciones biomecánicas por tecnología de contactos. Instituto de Investigaciones & Soluciones Biomecánicas. Cali, Colombia.
- Acero, J. (2002a). Bases biomecánicas para la actividad física y deportiva. Escuela Nacional del Deporte. Cali: Faid Editores.
- Acero, J. (2002b). Modelo de Análisis Biomecánico Integral para Deportistas (BIOMIN). Maestría Ciencias de la Actividad Física. Universidad de Pamplona. Colombia
- Acero, J. (2008). Software aplicativo ANTROBIOPATIN v.1, Instituto de Investigaciones y Soluciones Biomecánicas, Cali, Colombia.
- Acero, J. (2003a). Aplicaciones biomecánicas en el patinaje de carreras sobre ruedas. Memorias. 1st Pan American Seminar on Roller Sports. Confederation of Pan American Roller Sport & Colombian Roller Skating Federation. 23 al 26 Enero, Bogotá, Colombia.
- Acero J. & Palomino A. F. (2003b). Seminario-Taller en medición e interpretación de los movimientos del patinador de carreras utilizando videografía integrada. Memorias. 1st Pan American Seminar on Roller Sports. Confederation of Pan American Roller Sport & Colombian Roller Skating Federation. 23 al 26 Enero, Bogotá, Colombia.

- Acero, J., Ibargüen, H. & Lozano, B. (2002). El fenómeno del Déficit Bilateral (DBL) en Deportistas: Progresos 1 & 2. Memorias del Seminario Internacional en Ciencias del Deporte - Gatorade Sport Science Institute. AMEDCO, Bogotá – Colombia v 1, p. 12-34.
- Acero, J. (2000). Plataformas reactivas para determinación triplanar (3P) de la localización de los centros de masas. Instituto de Investigaciones & Soluciones Biomecánicas, Cali, Colombia.
- Lozano, R., Dennis, G. & Navarro, L. (2005) Descripción antropométrica de los patinadores de velocidad sobre ruedas participantes en los Juegos Deportivos Nacionales de Venezuela, diciembre de 2005, <http://www.efdeportes.com/> Revista Digital - Buenos Aires (11), 102
- Lozano, R. & Dennis, G. (2005). Características antropométricas de los patinadores de velocidad en línea. Torneo Nacional de Transición, Cartagena de Indias, <http://www.patincolombia.com/areamedica/medicina/investigacionkikelozano2.html>
- Federación Colombiana de Patinaje, (2003.) Historia de los mundiales de carrera, www.fedepatin.org.co
- IAAF. 2000. Técnicas y progresiones de la enseñanza.
- Lugea, C. (2009). Fundamentos de la técnica de patinaje de velocidad. Spagatta magazine. www.spagatta.com
- Sintes, L. 2002. Influencia de la cadena de movimiento del patinador desde una perspectiva física.
- García, K., Bolívar, J. & Acero J (2011). Comparación cinemática de los ciclos de empuje en patinadores competitivos, de 11 a 17 años, utilizando una tabla deslizante y la recta en pista. Tesis de grado en progreso. Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ciencias de la Salud. Programa Ciencias del Deporte y la Recreación. Pereira.
- Gowitzke, B., & Milner, M. (1981). Understanding the Scientific Bases of Human Movement. Baltimore USA: Williams & Wilkins.
- Grabiner, M. (1993). Current issues in Biomechanics. Champaign USA: Human Kinetics Publishers.
- Knudson, D. & Morrison, C. 1996. Qualitative analysis of human movement Human Kinetics. Champaign
- Mendivil, M. & Vega, J. 2002. Speed Skating Santa Bárbara, El doble empuje.
- Matzger & Burger. 2000. Fitness and speed skating times. El doble empuje, FaSSKT.
- Nelson, R. 1993. Beyond Research-Solutions to Human Problems. The American Academy Of Physical Education . USA.
- Norkin, C. & Levangie, P. (1992). Joint structure and Function. F. A. Davis Company.
- Palomino, A. (2004). Propuesta metodológica para la enseñanza de la salida en patinadores de carreras basados en análisis antropométricos y cinemáticos bidimensionales (2d) y biplanares (2p). Tesis de grado. Escuela Nacional del Deporte –Cali Colombia
- Publow, B. 1999. Fitness and speed skating times. El doble empuje. FaSSKT
- Publow, B. 2002. Pre – Olympic, Preguntas y respuestas. (12), 2
- Ralston, L. 1997. Fitness and speed skating times. La salida. FaSSKT
- Ryan, M. (1999). Fitness and speed skating times. Acumulación de la Velocidad. FaSSKT
- Ryan, M. (2000). Fitness and speed skating times, Qué tan bajo puede ir usted? FaSSKT
- Ryan, M. (2000) Fitness and speed skating times, El patinaje de la curva. FaSSKT.
- Ramón, G. & Acero, J. 2004. Análisis Postural Bipodal por Imagenología Computarizada. Memorias Curso APIC. II&SB. Cali- COLOMBIA
- Scarlet, J. (1999). D.P.M, Fitness and speed skating times, Tipos de pie, FaSSKT.
- Vaughman, C., Davis, B., & O'Connor, J. (1992). Gait Analysis Laboratory. Human Kinetics
- Widule, C. (1994). Biomechanical Foundations of Motor Skills. Learning Systems, West Lafayette IN, USA.
- Zatsiorsky, V. (1994). Advanced Sport Biomechanics. The Pennsylvania State University, Biomechanics Laboratory, PA, USA.

Análisis del patrón de activación muscular en la fase del pedaleo 0°-90° en dos tipos de bicicleta

Andrés Torres Velásquez¹

Johana Carolina Forero²

Resumen

A partir de una prueba realizada a un triatleta de categoría larga distancia, este trabajo buscó observar la activación en ocho músculos de la extremidad inferior izquierda por medio de electromiografía de superficie durante la fase 0°-90° del gesto de pedaleo y con dos tipos de bicicleta diferentes. Al finalizar este trabajo preliminar se observa que con algunos músculos como el Gastrocnemio Medial y el Tibial Anterior se advierten cambios en el patrón de activación mientras que con otros el comportamiento muscular es casi el mismo. Esto abre un interrogante acerca de la necesidad de analizar músculos hacia la parte distal de la cadera, que tal vez son los que se ven más afectados ante los cambios de posición de la bicicleta y así encontrar relaciones entre el desempeño del deportista con respecto al tipo de bicicleta.

Palabras clave: electromiografía, bicicleta aerodinámica, activación muscular, pedaleo.

Problema

La electromiografía de superficie es una técnica que ha venido logrando un posicionamiento importante en diferentes campos del conocimiento a lo largo del tiempo. En el área deportiva, complementada con diferentes análisis biomecánicos, se han conseguido diferentes aproximaciones hacia el entendimiento detallado del comportamiento del deportista ante determinado gesto deportivo. A diferencia de otros deportes, el ciclismo facilita una estandarización de su actividad debido a la restricción que ejerce el movimiento de pedaleo sobre las extremidades inferiores. Con un completo entendimiento de los patrones musculares de activación de este tipo de deportistas en las extremidades inferiores y de los cambios externos que puedan

1 Ingeniero Mecánico. Magíster en Ingeniería, Énfasis Ingeniería Biomédica. Profesor Ingeniería Biomédica EIA-Universidad CES.

2 Ingeniera Biomédica EIA. Investigadora de Ingeniería Biomédica de la Escuela de Ingeniería de Antioquia – Universidad CES.

alterar un determinado grupo muscular, se le permite al entrenador o al personal del área de la salud no solo entrenar o rehabilitar un determinado grupo muscular, sino también entender qué tipo de postura debe mantener el deportista, la clase de bicicleta, entre otros factores externos. Estudios recientes han observado que el pedaleo influye sobre la actividad cardíaca, metabólica, respiratoria y endocrina durante y después del ejercicio en forma específica, dependiendo del tipo de actividad. Por lo tanto se hace un énfasis en la importancia de implementar protocolos más personalizados basados en la actividad electromiográfica del deportista, ya sean para el adecuado entrenamiento o para la rehabilitación del mismo (Francois Hug, 2007). Estudios más detallados acerca de la influencia que tienen los patrones electromiográficos de las extremidades inferiores en un ciclista sobre su rendimiento deportivo, han mostrado que un alto nivel de entrenamiento conlleva que la agrupación muscular sea más especializada respecto a ciclistas novatos, como consecuencia de las adaptaciones neuromusculares provocadas por el desarrollo continuo de la acción de pedaleo durante el entrenamiento de esta competencia deportiva. Todo lo anterior se ve reflejado en un decremento de la amplitud, en la duración de la actividad muscular y en la coactivación muscular, así como también en una menor variabilidad de los patrones de activación en medio de las repeticiones de éstas, entre otras características que se aprecian en los registros electromiográficos del deportista, tomados mientras desarrollan la actividad deportiva (Andrew Chapman, 2005). Éstas como otras investigaciones han buscado caracterizar el comportamiento muscular de grupos específicos de deportistas, porque esta disciplina deportiva tiene diversas especializaciones.

Objetivo

Este estudio pretendió observar los patrones electromiográficos en ciclistas ante dos diferentes posturas durante el gesto del pedaleo: una convencional y la otra aerodinámica. Estas posiciones difieren la una de la otra y pueden tener implicaciones en la activación muscular del deportista. Se pretendió observar en un grupo muscular definido (cuatro músculos en cada extremidad), cómo se va dando su activación muscular en las fases de 0° y 90° del pedaleo (en sentido contrario de las manecillas del reloj), así como también calcular los ángulos en esas fases que realizan la cadera respecto a la tibia, la tibia respecto al tobillo y el tobillo respecto al pie en ambas posturas. En pasados estudios se determinó que la fase de mayor aporte muscular se encuentra entre 0° y 90°, y la analizaremos en el presente estudio. Igualmente se determinó que los músculos más representativos en esta fase son el semitendinoso, el recto anterior, el gastrocnemio medial y el tibial anterior.

Metodología

Para la realización de la investigación se utilizaron una bicicleta convencional y una aerodinámica, con 72° y 78° de ángulo del tubo del sillín respectivamente, ambas sustentadas en un rodillo trasero; un electromiógrafo de superficie alámbrica marca BTS® PocketEMG® de 16 canales, para registrar el comportamiento muscular del deportista; cuatro marcadores reflectivos ubicados en la cabeza del fémur izquierdo, margen superior de la tibia izquierdo, maléolo lateral izquierdo y hallux izquierdo; y una cámara de video marca SONY® HD para capturar las diferentes fases del pedaleo del ciclista durante las pruebas realizadas.

Para el procesamiento inicial de la señal se hizo uso del software del electromiógrafo MYOLAB® y de allí se importó la señal correspondiente a la fase del pedaleo requerida al software MATLAB® para realizar el tratamiento final de ésta. Para sincronizar las señales electromiográficas con su fase correspondiente del pedaleo se hizo uso del WINDOWS LIVE MOVIE MAKER® donde se tenía control de tiempo en las unidades apropiadas de las imágenes registradas, y del software KINOVEA® para identificar las fases del pedaleo y sus respectivos ángulos realizados por las extremidades inferiores.

Para las pruebas se convocó a un triatleta de categoría larga distancia, edad 43 años, estatura 1.76 metros y peso 76 kilogramos, el cual accedió a participar voluntariamente después de firmar un consentimiento informado diseñado previamente en el laboratorio de biomecánica y análisis de movimiento de la universidad.

Como se mencionó anteriormente, para la realización del protocolo de las pruebas se tomaron en cuenta cuatro de los músculos que generan un papel representativo en el pedaleo: semitendinoso, recto anterior, gastrocnemio medial y tibial anterior. Estos músculos fueron ubicados manualmente en ambas extremidades y se limpiaron de vello e impurezas en la superficie de la piel antes de adherir los electrodos. Posteriormente se conectaron el PocketEMG® y las sondas de los electrodos al deportista, teniendo precaución de no dejar cables que pudiesen alterar su movimiento normal. Al deportista se le solicitó que durante la prueba no se levantara de la bicicleta ni soltara las manos del manubrio, también que mantuviera una cadencia en el intervalo de (60-90) rpm. Se realizó una fase de calentamiento de tres minutos; luego, durante cinco minutos se hicieron tres registros de video y de electromiografía de 20 segundos cada uno. Una vez terminada esta fase se realizó la recuperación pertinente para finalizar así con la prueba.

Una vez obtenida la señal, se tomaron tres revoluciones en cada uno de los registros y se recortaron las señales electromiográficas en los intervalos acordes al registro gráfico, teniendo en cuenta la convención angular en sentido anti horario, partiendo de 0° cuando el pedal se encuentra en su altura máxima. Luego se importaron los datos a MATLAB®, donde se realizó el filtrado de la señal y se calcularon los valores de activación máxima en cada señal.

Con la ayuda del software KINOVEA®, no solo se pudo identificar con mayor claridad los ángulos del pedal, sino también los correspondientes a las extremidades del deportista cuando se encontraba en las fases de 0° y 90° respectivamente. Siendo el ángulo 1 el que se conforma entre la línea de fémur y la línea de la tibia, el ángulo 2 el que se conforma entre la línea de la tibia y la línea del pie y el ángulo 3 el que se conforma entre la línea del pie y la horizontal.

Resultados

Con la ayuda de la cámara de video se pudo obtener una aceptable sincronización entre ésta y el registro electromiográfico que se estaba adquiriendo de forma local en un computador, porque la resolución de la cámara estaba dentro de la cadencia que debía mantener el deportista durante la prueba. El tiempo de registro de la prueba fue el adecuado, ya que no se buscaba llegar a la fatiga del deportista. Sin embargo, solo se pudo obtener sincronización entre estas dos adquisiciones en la extremidad izquierda, dada la ubicación de la cámara de video.

En las pruebas realizadas con ambas bicicletas se encontraran diferencias respecto a los ángulos articulares (Tabla 1 y Tabla 2), siendo 13_0, 14_0, 15_0, 13_90, 14_90, 15_90 las imágenes correspondientes a la prueba realizada con la bicicleta normal y 23_0, 24_0, 25_0, 23_90, 24_90, 25_90 las imágenes correspondientes a la bicicleta aerodinámica. Para la fase del pedaleo correspondiente a 0°, se observó que el ángulo 1 en promedio para la bicicleta normal fue de 64° mientras que para la aerodinámica fue de 66.66°; para el ángulo 2 los promedios fueron de 78.6° y 73.3° y para el ángulo 3 los promedios fueron de 30.6° y 39° respectivamente. Para la fase del pedaleo correspondiente a 90°, se observó que el ángulo 1 en promedio para la bicicleta normal fue de 101.6°, mientras que para la aerodinámica fue de 106.66°; para el ángulo 2 los promedios fueron de 85.3° y 88.3° y para el ángulo 3 los promedios fueron de 13° y 28.33° respectivamente.

Tabla 1. Ángulos calculados a partir de los marcadores en la fase de 0° del pedaleo. Las tres primeras filas corresponden a las pruebas de la bicicleta normal y las tres últimas a las pruebas realizadas en la bicicleta

aerodinámica.			
0°	Ángulo 1	Ángulo 2	Ángulo 3
13_0	63	79	34
14_0	64	77	29
15_0	65	80	29
23_0	66	70	41
24_0	67	79	41
25_0	67	71	35

Tabla 2. Ángulos calculados a partir de los marcadores en la fase de 90° del pedaleo. Las tres primeras filas corresponden a las pruebas de la bicicleta normal y las tres últimas a las pruebas realizadas en la bicicleta aerodinámica

90°	Ángulo 1	Ángulo 2	Ángulo 3
13_90	107	85	12
14_90	99	86	13
15_90	99	85	14
23_90	106	88	33
24_90	109	94	30
25_0	105	83	22

La Figura 1 corresponde a algunas de las imágenes utilizadas en el cálculo de los ángulos de la extremidad izquierda en cada una de las bicicletas utilizadas.



Figura 1. Imágenes tomadas del software KINOVEA®. La imagen superior corresponde a la bicicleta convencional, mientras que la inferior corresponde a la bicicleta aerodinámica. Las líneas fueron trazadas a partir de la posición de los marcadores del deportista.

Tal como se aprecia en la fotografía, al optar por la posición aerodinámica el deportista tiende a sentarse hacia adelante, buscando comodidad y estabilidad en los brazos; la cadera se adelanta aproximadamente 10 cm y los ángulos de las articulaciones de la rodilla y el tobillo varían, teniendo en cuenta que la altura del sillín no se modifica. En este tipo de bicicletas además se modifica el ángulo del tubo de sillín, el cual es en una bicicleta normal de 72° a 73° y puede llegar a 78°, adelantándolo de esta forma.

Con respecto a las señales electromiográficas, se graficaron en MATLAB® por grupos el mismo músculo, fase del pedaleo con el tipo de bicicleta como se aprecia a continuación:

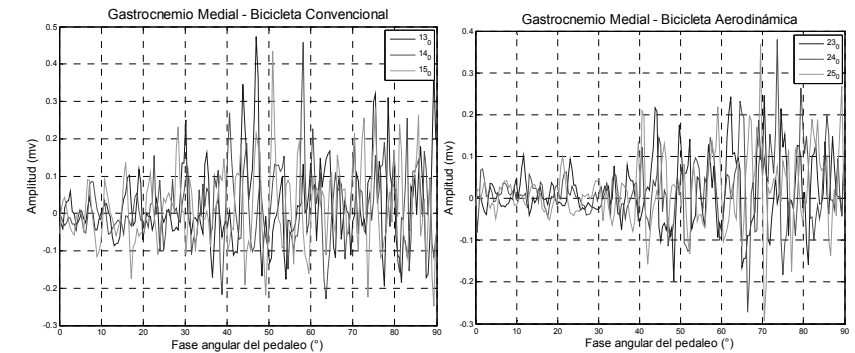


Figura 2. Señales electromiográficas en la fase de 0°-90° del gastrocnemio medial en ambos tipos de bicicleta.

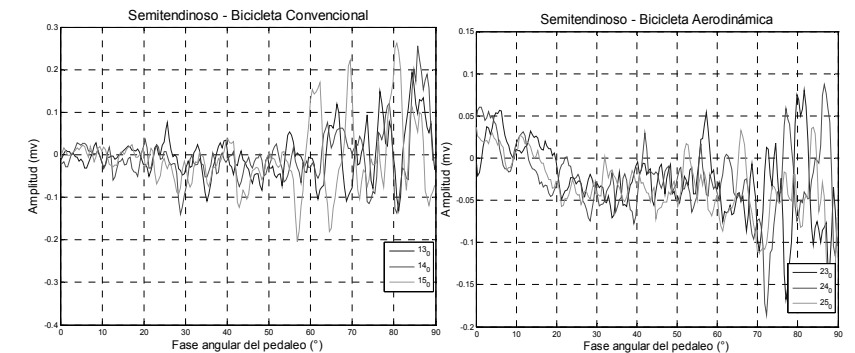


Figura 3. Señales electromiográficas en la fase de 0°-90° del semitendinoso en ambos tipos de bicicleta.

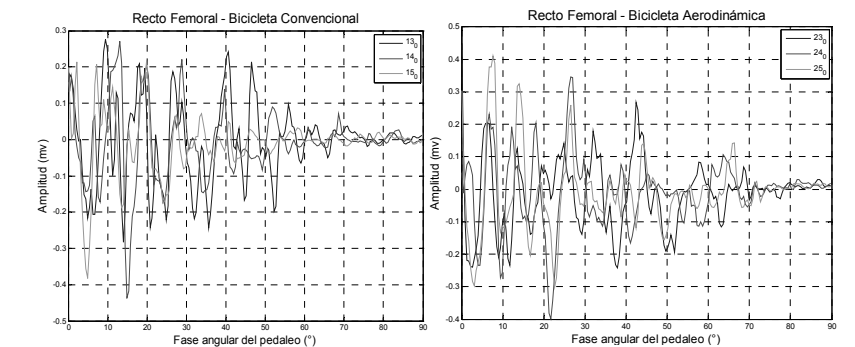


Figura 4. Señales electromiográficas en la fase de 0°-90° del recto femoral en ambos tipos de bicicleta.

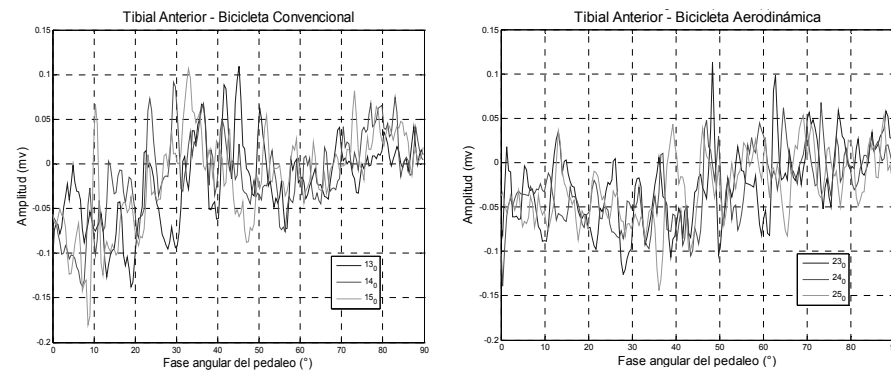


Figura 5. Señales electromiográficas en la fase de 0°-90° del tibial anterior en ambos tipos de bicicleta.

Discusión y conclusiones

Los datos que se encontraron en este estudio, abren interrogantes acerca del comportamiento muscular del deportista analizado. En general, se observa que en la posición aerodinámica el ciclista se mueve ligeramente hacia adelante, teniendo la tendencia a sentarse en la parte anterior del sillín, lo que provoca cambios significativos en los tres ángulos medidos en el presente estudio. Al cambiar estos ángulos, la activación muscular podrá tener cambios probablemente por los pequeños cambios en la longitud del músculo, lo que hace cambiar o desplazar la activación muscular. Es así como vemos que la aerodinámica exige un trabajo diferente en los músculos distales a la cadera, el semitendinoso y el recto femoral muestran un comportamiento similar, mientras que el gastrocnemio y el tibial anterior presentan diferencias de activación. El gastrocnemio con la bicicleta convencional muestra un mayor grado de activación durante toda la fase, mientras que con la bicicleta aerodinámica se observa que de 0°- 40° el músculo está casi en reposo; esto puede sugerir que la mayor fuerza de pedaleo se logre en ángulos superiores a los 90°, zona en la cual puede ser más eficiente la contracción muscular debido al cambio de la posición relativa del ciclista con respecto al sillín, lo que obliga indirectamente al deportista a aprovechar zonas no utilizadas en la bicicleta convencional. En cuanto al tibial anterior se encuentran diferencias a partir de 50°, en donde se observa una mayor actividad en la bicicleta aerodinámica con relación a la bicicleta normal, lo que posiblemente hace que se transmita mayor fuerza muscular después de los 90°, haciendo más óptimo el pedaleo, como en el caso anterior al usar zonas poco activas en la bicicleta convencional, dada la posición relativa del ciclista con respecto al sillín. En los siguientes estudios se

hará énfasis en determinar cómo es el patrón de pedaleo en la zona de 90° a 180° y así poder justificar más apropiadamente lo antes presentado. En general, se concluye que cuando el ciclista cambia a una posición aerodinámica, hay cambios en los patrones de activación muscular debido al movimiento del cuerpo hacia adelante; esto permite aprovechar de una forma más eficiente las áreas no usadas en el pedaleo de un ciclista cuando usa una bicicleta convencional.

REFERENCIAS

- Andrew Chapman, B. V. (2005). Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists.
- Andrew Chapman, B. V. (2007). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling.
- David Rouffet, C. H. (2007). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling.
- Francois Bieuzen, R. L. (2006). Muscle activation during cycling at different cadences: Effect of maximal strength capacity.
- Francois Hug, S. D. (2007). Electromyographic analysis of pedaling: A review.
- Gianikellis Patrigio, V. G. (2000). Desarrollo de una "TOOLBOX" de tratamiento digital de señales en el campo de la biomecánica del aparato locomotor.
- MacDonald, J., Farina, D., & Marcora, S. (2008). Response of electromyographic variables during incremental and fatiguing cycling.
- Roberto Merletti, L. L. (1997). Surface EMG signal processing during isometric contractions.
- Rodrigo Bini, F. C. (2007). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling.
- Shuji Suzuki, S. W. (1981). EMG Activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities.
- William Bertucci, J. P. (2006). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways.

Aspectos biomecánicos asociados a lesiones por sobreuso en el atletismo de carreras

Lessby Gómez S.¹

Resumen

Las lesiones por sobreuso son consideradas un serio problema en el atletismo de carreras, debido a su alta prevalencia y a la severidad de algunas de sus consecuencias. Ellas incluyen un sinnúmero de patologías, como el síndrome patelofemoral, el síndrome fricción banda iliotibial, la fascitis plantar, el pinzamiento de meniscos, el síndrome de estrés tibial, la tendinopatía aquiliana, los desgarros musculares y fracturas por estrés tibial.

En este artículo se hace la revisión de los factores de riesgo biomecánicos asociados a la presencia de lesiones por sobreuso y se analizan los mecanismos de lesión derivados de la ejecución deportiva, el entrenamiento y la presencia de alteraciones morfo-funcionales en los deportistas.

Palabras clave: biomecánica, lesión, sobreuso, corredores

Introducción

La prevención de lesiones es uno de los objetivos fundamentales de la biomecánica deportiva (Aguado, Izquierdo & González, 1997), por lo que la comprensión de las causas y mecanismos que las generan son unos de los temas de mayor interés investigativo en los diferentes laboratorios de biomecánica del mundo entero. En el atletismo de carreras la presencia de lesiones constituye un grave problema, no solo por la pérdida de resultados deportivos sino por el alto costo emocional y económico que supone para el deportista.

Son múltiples las causas que pueden llevar a que un corredor se lesione, sin embargo tanto en atletas de alto rendimiento como recreativos, el sobreuso es el factor causal que con mayor frecuencia es reportado en la literatura. Por sobreuso se entienden las circunstancias en las que los requerimientos hechos al deportista sobrepasan sus capacidades físicas, siendo éstas generalmente asociadas a cargas submáximas o

¹ Fisioterapeuta, Magíster y Doctoranda. Docente Universidad Libre de Colombia. Seccional Cali. lessbyg@yahoo.com

máximas de índole repetitiva o tiempos cortos de recuperación que dejan efectos acumulativos en el tejido (Johnson, 2008). Se estima que más del 50% de las lesiones que sufren los corredores tienen como origen el sobreuso, siendo el miembro inferior el segmento corporal más afectado, con una prevalencia del 20% de lesiones en muslo, 15% en rodilla y 15% en pie (Wilder & Sethi, 2004). La frecuencia reportada en estudios epidemiológicos evidencia que cerca del 70% de los corredores recreativos y profesionales sufren al menos una lesión por sobreuso al año (Hreljac, 2004).

Al respecto, en un estudio retrospectivo en 2.000 atletas universitarios, (Taunton et al., 2002) reportan como patologías más comunes las derivadas del sobreuso, el síndrome patelofemoral, el síndrome fricción banda iliotibial, la fascitis plantar, el pinzamiento de meniscos, el síndrome de estrés tibial, la tendinopatía aquiliana, los desgarros musculares, fracturas por estrés tibial y las lesiones lumbares, incluidas en ellas el dolor lumbar. En esta población se señalaron como sitios de mayor lesión: las rodillas (42.1%), el tobillo (16.9%), la pantorrilla (12.8%), la pelvis y la cadera (10.9%) y el tendón de Aquiles (5.2%).

Factores de riesgo biomecánicos

Desde la perspectiva biomecánica todo daño o lesión ocurre cuando se traspasa el límite de esfuerzo máximo de un material (Beer, 2004). Este límite depende de varios factores, entre los que se cuenta la composición, la resistencia y las dimensiones de la estructura afectada, el número de ciclos de carga aplicados, el tipo de carga aplicada, la presencia de fallas o defectos en el tejido y el uso de elementos de protección, que disminuyan el efecto de las fuerzas lesivas.

En el caso específico de las lesiones en corredores, estos factores etiológicos pueden agruparse en tres categorías: los asociados a condiciones propias del entrenamiento y la práctica del deporte; los relacionados con características anatómicas y funcionales del deportista, y aquellos que tienen que ver con las condiciones previas del sistema osteomuscular, tales como antecedentes traumáticos o la presencia de sintomatología dolorosa. Estas condiciones pueden presentarse de manera individual o relacionarse entre sí, con lo que se eleva el riesgo fatiga y lesión, al aumentar las fuerzas y momentos de fuerza que se generan sobre el sistema osteomuscular.

Con respecto al entrenamiento y la ejecución deportiva, los factores de riesgo especialmente se asocian a la magnitud de la carga, su frecuencia de aplicación y los períodos de recuperación. A nivel tisular las lesiones por sobreuso son el resultado de microtraumatismos locales que producen daño en forma de degeneración celular

y extracelular, los cuales son más probables cuando el deportista modifica su forma de entrenamiento, buscando obtener mejores resultados, o en competencia, cuando los tejidos son llevados al extremo de su propia resistencia (Wilder & Sethi, 2004). Tal es el caso, cuando al aumentar las distancias recorridas y la intensidad del entrenamiento, los materiales del sistema osteomuscular (hueso, cartílago, tendón, ligamento, cartílago) son sometidos a altos ciclos de carga o repetitividad que generan un aumento en su energía interna, modificándose sus propiedades mecánicas por su condición de materiales viscoelásticos (ver gráfico 1). Esta situación incrementa la posibilidad de ruptura parcial o total de los tejidos al modificar los límites de deformación elástica y plástica del tejido, acelerando en muchos casos el fracaso del material. A manera preventiva se recomienda no correr más de 20 millas por hora, a fin de limitar este efecto acumulativo (Wilder & Sethi, 2004).

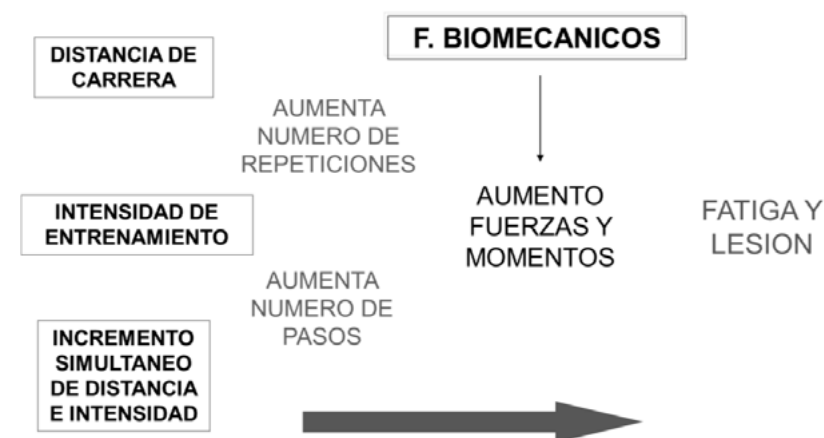


Gráfico 1. Condiciones de entrenamiento y factores biomecánicos. (Gómez, 2008)

Otro factor de riesgo biomecánico asociado al correr se observa en las fuerzas de impacto que se generan durante su ejecución. Mientras que al caminar siempre uno de los pies está en contacto con el piso y las fuerzas de impacto escasamente superan el peso corporal, la ejecución de la carrera implica una serie de saltos modificados que en dependencia de su velocidad pueden superar de 1,5 a 5 veces el peso corporal. Se considera que cuando se soporta 2,5 veces el peso corporal, un corredor absorbe una carga de aproximadamente 110 toneladas en cada pie por cada 1,6 km recorridos (Shephard, 1996). Estas cargas son aplicadas durante el primer 10% de la zancada en la fase de apoyo al momento del contacto de talón, y en el último 65-75% durante el despegue del mismo, por períodos breves de tiempo que oscilan entre 10 y 30 ms

(Hreljac, 2004). La estructura trabecular del hueso esponjoso favorece la absorción de la mayor parte de estas cargas compresivas; sin embargo, en virtud de los ciclos de carga aplicados, la posibilidad de fracturas por estrés aumentan, así como la sobrecarga sobre los tejidos blandos, que poseen una menor resistencia a este tipo de fuerzas.

De estos análisis se concluye que para prevenir lesiones, al aumentar la intensidad del entrenamiento y la magnitud de la carga, es necesaria una disminución en la frecuencia de la aplicación de la misma (gráfico 2).

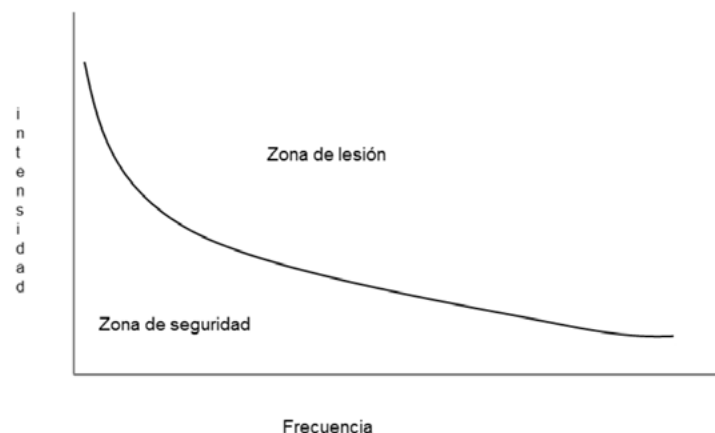


Gráfico 2. Relación entre la intensidad de la carga, la frecuencia de su aplicación y el riesgo de lesión (Gómez, 2011).

En lo referente a los condicionantes anátomo-funcionales del deportista, se consideran factores de riesgo: la presencia de alteraciones en el rango de movilidad articular, la discrepancia en la longitud de las extremidades, el excesivo o poco arco plantar, los desbalances musculares, así como la presencia de desalineamientos posturales como tibia vara, pie pronado, excesivo ángulo Q. Todos ellos, de una u otra manera, conllevan una concentración de esfuerzos sobre ciertas áreas o dan origen al desacoplamiento durante la ejecución técnica.

Las lesiones por imbalances se asocian con la pérdida de una adecuada relación funcional entre grupos musculares, que produce cambios en la longitud muscular, bien sea de acortamiento o alargamiento, los cuales repercuten en su capacidad

de generación de fuerza y en la movilidad articular, provocando alteraciones cinemáticas durante la ejecución del gesto que aumentan el riesgo de lesión. En un estudio realizado en 138 atletas femeninas, de las cuales cerca del 40% presentaban una o más lesiones, se encontró que en las deportistas afectadas se presentaba un 15% más de fuerza en flexores de cadera en lado derecho que izquierdo, un 15% más de flexibilidad de extensores de cadera en el lado izquierdo que en la derecha, y una relación de flexo-extensores de rodilla menor que 0.75 a 180°/s (Knapik, Bauman, Jones, Harris, & Vaughan, 1991).

Las variaciones anatómicas entre hombres y mujeres son otro factor de riesgo importante de analizar, dado que en estas últimas se reporta una mayor prevalencia e incidencia de lesión. Una pelvis más ancha, una mayor aducción de cadera, un mayor arco de movilidad articular, especialmente en rotación interna, así como la tendencia a un mayor genu valgo, conllevan un aumento en la carga excéntrica de la musculatura externa y ocasionan un aumento en la fricción de la banda iliotibial. Estos parámetros unidos a la presencia de un ángulo Q significativamente mayor en las mujeres, pueden ocasionar mal alineamiento, dolor patelofemoral, así como el aumento de las fuerzas de reacción en miembro inferior, y provocan un mayor riesgo de fracturas tibiales por estrés (Ferber, McClay, Davis & Williams Iii, 2003; Grau et al., 2008; Milner, Hamill & Davis, 2007; Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill & Davis, 2008).

Otro factor importante de mencionar es el desacoplamiento de la cadena cinemática. Éste se entiende como la alteración en la secuencia normal del movimiento durante la ejecución de la técnica deportiva. En norma durante la carrera al momento del apoyo inicial, debe darse casi de manera simultánea la pronación del tobillo, la rotación tibial interna y la flexión de rodilla; mientras que en el apoyo terminal la inversión del calcáneo y el talo deben ir acompañados de rotación externa tibia y extensión de rodilla, sin que se presenten variaciones significativas ante los cambios de velocidad o superficie de contacto. Cuando se producen alteraciones en esta secuencia, como en el caso de un aumento en el tiempo de pronación del pie, ocurre un aumento en la presión de contacto de la faceta lateral de la patela que puede generar daño en el cartílago, aumentando el riesgo de padecer condromalacia patelar. Así mismo, en aquellos deportistas que presentan una mayor pronación al momento del contacto inicial, ocasionado por un aumento en el rango de movilidad articular en inversión y eversión del pie, se genera un desacoplamiento en el movimiento que ocasiona un mayor esfuerzo sobre la musculatura anterior de la pierna, aumentando el estrés sobre la tibia (DeLeo, Dierks, Ferber & Davis, 2004).

De manera similar, las alteraciones en la movilidad de la cadera, especialmente en el plano frontal, se han evidenciado como un factor desencadenante de desacoplamiento a nivel distal, sustentado en el hecho de que los rotadores externos de cadera y los abductores juegan un papel crítico en la posición del pie durante la fase de apoyo unipodal, contribuyendo a una adecuada cinemática del gesto (Snyder, Earl, O'Connor & Ebersole, 2009).

Otro factor de riesgo frecuentemente asociado a lesión en corredores es la presencia de un excesivo o poco arco plantar, dado que la presencia de estas alteraciones se asocian a una deficiente distribución de presiones plantares, que disminuye la capacidad de absorción de fuerzas (Williams, Davis, Scholz, Hamill & Buchanan, 2004). Sin embargo, la relación entre la altura del arco plantar y el riesgo de lesión no siempre es evidente, debido quizá a que la compleja estructura del pie y las diferencias estructurales entre individuos permiten adaptaciones que disminuyen esa posibilidad (Nakhaee, Rahimi, Abaee, Rezasoltani & Kalantari, 2008).

El uso de elementos de protección, como un calzado acorde al tipo de deporte que se practique así como el de órtesis para corrección de alteraciones morfológicas con miras a reducir el riesgo de lesión no ha sido suficientemente estudiado. Algunos estudios reportan poca influencia de estos factores en la modificación del gesto ejecutado (Gross, Davlin & Evanski, 1991; Nigg et al. 2003), sin embargo existe poca evidencia de sus efectos protectores (Richards, Magin & Callister, 2009).

Para finalizar, es importante recordar que los antecedentes de lesión son elementos claves en la aparición de nuevas lesiones, dado que mecánicamente la presencia de fallos en cualquier material disminuye significativamente su capacidad de resistencia haciéndolo más susceptible al daño y, por otra parte, la presencia de factores anexos como dolor, pérdida de propiocepción, movilidad y fuerza, compensatoriamente generan sobrecargas en otras zonas corporales que deben ser abordadas con un adecuado proceso de rehabilitación a fin de reducir las posibilidades de una nueva lesión.

Conclusión

Lo anteriormente expuesto sustenta la necesidad de incluir evaluaciones de ingreso y periódicas a los deportistas, con el propósito de detectar factores de riesgo asociados a lesiones por sobreuso, plantear estrategias de corrección o eliminación de los mismos y planear adecuadamente los procesos de entrenamiento deportivo.

Una valoración con fines preventivos debe incluir una exhaustiva evaluación de las condiciones osteomusculares, morfológicas y funcionales de los deportistas, unida a una evaluación del gesto deportivo. A continuación se presentan algunos de las pruebas a incluir:

Tipo de valoración	Prueba	Orientada a detectar:
Valoración morfo-funcional	Anamnesis	Antecedentes de lesión
	Valoración Postural	Alteraciones posturales: rotaciones internas y externas de cadera, genu valgo, genu varo, pie pronado, pie supinado, etc.
	Antropometría	Discrepancia longitudes y perímetros. Medida ángulo Q
	AMA	Aumentos y disminuciones en el rango de movilidad articular.
	Fuerza muscular	Disbalances musculares lado a lado (derecho - izquierdo) y entre grupos funcionales (relación flexores - extensores, abductores-aductores, etc.)
	Propiocepción	Déficits propioceptivos articulares durante el gesto.
Valoración del gesto	Valoración cinemática tridimensional	Desacoplamientos de la cadena cinemática
	Valoración cinética	Fuerzas de impacto y reacción, durante la fase de apoyo.
Valoración de los implementos deportivos	Calzado	Inadecuado diseño o uso del calzado deportivo u órtesis.

Referencias

Aguado, X., Izquierdo, M. & González, J. (1997). Biomecánica fuera y dentro del laboratorio. Secretariado de Publicaciones de la Universidad de León.

Beer F., J. R. (2004). Mecánica de materiales (3a ed.): McGraw Hill.

DeLeo, A. T., Dierks, T. A., Ferber, R., & Davis, I. S. (2004). Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 983-991.

Ferber, R., McClay Davis, I. & Williams Iii, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350-357.

Gómez, L. (2011). Relación entre la intensidad de la carga, la frecuencia de su aplicación y el riesgo de lesión. Cali.

Grau, S., Maiwald, C., Krauss, I., Axmann, D., Janssen, P. & Horstmann, T. (2008). What are causes and treatment strategies for patellar-tendinopathy in female runners? *Journal of Biomechanics*, 41(9), 2042-2046.

Gross, M. L., Davlin, L. B. & Evanski, P. M. (1991). Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *Am J Sports Med*, 19(4), 409-412.

Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 845-849.

- Johnson, J. H. (2008). Lesiones por sobreuso en atletas jóvenes: causa y prevención.
- Knapik, J. J., Bauman, C. L., Jones, B. H., Harris, J. M. A., & Vaughan, L. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(1), 76.
- Milner, C. E., Hamill, J. & Davis, I. (2007). Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? *Clinical Biomechanics*, 22(6), 697-703.
- Nakhaee, Z., Rahimi, A., Abaee, M., Rezasoltani, A. & Kalantari, K. K. (2008). The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *The Foot*, 18(2), 84-90.
- Nigg, B. M., Stergiou, P., Cole, G., Stephanyshyn, D., Munderman, A. & Humble, N. (2003). Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), 314.
- Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J. & Davis, I. S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1160-1165.
- Richards, C. E., Magin, P. J. & Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *British journal of sports medicine*, 43(3), 159.
- Shephard, R. J. (1996). *La resistencia en el deporte*: Paidotribo Editorial.
- Snyder, K. R., Earl, J. E., O'Connor, K. M., & Ebersole, K. T. (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 26-34.
- Taunton, J., Ryan, M., Clement, D., McKenzie, D., Lloyd-Smith, D. & Zumbo, B. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine*, 36(2), 95.
- Wilder, R. P., & Sethi, S. (2004). Overuse injuries: tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. *Clin Sports Med*, 23(1), 55-81.
- Williams, D. S., Davis, I. M., Scholz, J. P., Hamill, J. & Buchanan, T. S. (2004). High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait & posture*, 19(3), 263-269.

Parámetros biomecánicos relacionados con la precisión en el golpeo del balón con el empeine interno en futbolistas juveniles

Gustavo Ramón Suárez¹

Resumen

Se analizaron 36 jóvenes futbolistas y 136 golpes del balón con el empeine interno con el objeto de relacionar el grado de precisión obtenido con 35 parámetros biomecánicos relacionados con el miembro inferior de apoyo, el tronco, el centro de gravedad y el miembro inferior ejecutor. Se utilizó el programa Silicon Coach® Digitazer para la digitalización de 21 puntos anatómicos más el del balón; con dos cámaras Sony HDR–XR150, colocadas en ángulo recto se obtuvieron los planos X-Z y Y-Z; con las coordenadas de estos planos se obtuvieron las coordenadas 3D, con los cuales se obtuvieron los datos, con una velocidad de 60 Hz, acción realizada por el programa Silicon Coach. Se encontraron correlaciones significativas de la precisión con: a) la distancia antero-posterior de la punta del pie y el balón, b) el ángulo del tronco en el plano horizontal, c) la distancia en el eje X entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo, d) el ángulo horizontal entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo, e) la velocidad del centro de gravedad en el eje X y el eje Y, f) la velocidad del pie en el eje X, en el eje Z, la velocidad en el plano sagital, el ángulo en el plano sagital y el producto de la velocidad en el plano sagital y el ángulo.

Palabras clave: precisión, factores biomecánicos, miembro inferior de apoyo, tronco, miembro ejecutor, centro de gravedad.

Introducción

Estudiando jugadores calificados para patear con el empeine un balón parado, Egan, Vwerheul y Savelsbergh (2007), encontraron un ángulo de aproximación de alrededor de 43 °; Isokawa y Lees (1988) encontraron un ángulo de aproximación de alrededor de 45 °; Kellis y Katis (2007); Lees, Kershaw y Moura, (2005) encontraron una velocidad de carrera de alrededor de 3 a 4m·s⁻¹.

¹ Doctor en Nuevas Perspectivas de Investigación. Docente Investigador. Instituto Universitario de Educación Física. Universidad de Antioquia. gusramon2000@yahoo.es

La longitud del último paso es importante en el máximo esfuerzo. Estudiando jugadores profesionales que realizaron un saque largo, Stoner y Ben Sira (1981) reportaron una longitud de zancada de 1,69 m; con jugadores de categoría media encontraron un alcance de 1,50 m. Lees y Nolan (2002) reportaron una longitud mayor último paso para dos jugadores profesionales que lo realizaron con longitud entre 0,72 y 0,81 m, en comparación con una patada por debajo del máximo de 0,53 y 0,55 m. Ellos asociaron a la mayor longitud de la última etapa con un mayor grado de retracción de la pelvis, que a su vez permite una mayor gama de protracción pélvica.

La trayectoria de aproximación realizada por los jugadores expertos es curvilínea (Marqués-Bruna, Lees y Grimshaw, 2007) y como consecuencia, el cuerpo se inclina hacia el centro de rotación. Es probable que el propósito de la ejecución de curvas sea asegurar que el cuerpo produzca y mantenga una inclinación lateral cuando el tiro se realiza. Una de las razones es que la inclinación permite patear por debajo de la pelota para hacer un mejor contacto con el mismo (Plagenhoef, 1971). Una segunda razón es que un cuerpo más inclinado permitiría una mayor amplitud a la rodilla al patear con la pierna extendida en el impacto y por lo tanto una mayor velocidad. Una tercera razón es que un enfoque de curva proporciona una posición estable para la ejecución de la patada, lo que contribuye a la precisión y la coherencia de sus tiros (Lees, Steward, Rahnama y Barton, 2009).

Lees y Nolan (1998) informaron que respecto a la colocación del pie de apoyo habían recibido poco interés en la literatura de investigación y este tema no se ha abordado posteriormente. Los autores de esta revisión no han identificado algún estudio reciente que haya presentado datos sobre esta cuestión.

La rodilla de la pierna de apoyo se flexiona 26° y permanece así durante toda la duración de la patada, siendo flexionada a 42° en contacto con el balón (Lees et al., 2009). La flexión de la rodilla continúa por más tiempo del necesario para absorber el impacto del aterrizaje y es una causa del movimiento de avance lento. Se empieza a extender poco antes de ponerse en contacto con el balón (Lees et al., 2009) estabilizando la acción; la velocidad de contracción lenta de los músculos alrededor de la rodilla y la pierna de apoyo permite que estos músculos generen su fuerza máxima.

Con respecto al tronco, Parassas y sus colegas (1990) reportaron un ángulo de 13° y 17° en jugadores expertos al realizar un saque de trayectoria baja y alta, respectivamente. Lees y Nolan (2002) reportaron 12° y 0° y la inclinación lateral hacia el lado de apoyo de 10° y 16° para dos jugadores profesionales que realizaron

un gesto maximal con el empeine. En jugadores de nivel colegial, Orloff y col. (2008) reportaron el tronco hacia atrás de 3° y 13° y una inclinación lateral de 3° y 8° en hombres y mujeres, respectivamente. Con respecto a la pierna de apoyo, un ángulo lateral de la vertical de 25° fue reportado por Orloff y col. (2008), que no fue diferente entre los sexos. La pierna de apoyo se inclina más hacia el lado que el tronco, lo que lleva a la flexión lateral entre los dos segmentos.

La pierna que patea se ha estudiado ampliamente y revisiones recientes (Barfield, 1998; Kellis y Katis, 2007; Lees y Nolan, 1998) han dado buena cuenta de los datos cinemáticos y cinéticos asociados a esta parte. Cabe señalar que a pesar de un amplio reconocimiento de que el tiro es de tres dimensiones (3D), de estos estudios relativamente pocos se han realizado y los datos cinemáticos en la abducción / aducción e internos / ejes adicionales son relativamente limitados. No hay datos normativos y poca información estadística importante disponible para estas variables descriptivas.

Muchos estudios han informado una reducción de la velocidad angular y / o lineal de la pierna que patea la bola inmediatamente antes del impacto (Barfield, 1995; Dörge, Andersen, Sorensen, y Simonsen, 2002; Lees, 1996, Lees y Nolan, 1998; Teixeira, 1999). Existe una sólida relación entre la velocidad de oscilación del pie y la velocidad resultante de la bola (Asami y Nolte, 1983; Barfield, 1995; Levanon y Dapena, 1998; Nunome, Ikegami, Kozakai, Apriananton y Sano, 2006a). Esto implica que para lograr un rendimiento máximo, la energía generada antes del contacto con el balón no debe ser reducida. La naturaleza del balanceo de la pierna observada por muchos en la fase final de patear ha dejado un enigma que ha sido interpretado por algunos como una estrategia de control del motor para mejorar la precisión (Teixeira, 1999). Nunome y sus colegas (2006b) informaron del uso de tecnología avanzada para el análisis de la cinemática del saque en fútbol, que incluye cámaras de alta velocidad (1000 Hz) y un nuevo procedimiento de filtrado (tiempo-frecuencia de filtrado). Encontraron que la pierna seguía acelerando hasta el impacto de la pelota, muy diferente a lo descrito anteriormente. También tuvo éxito en la reproducción de la reducción típica de la velocidad angular de la pierna antes de impacto por abajo de muestreo de los datos (a 250 Hz) y la aplicación de un filtro convencional con bajo nivel de frecuencia (10 Hz). Estos resultados proporcionan nuevas pruebas de la instrucción práctica por encima de un punto de vista biomecánico, lo que contribuye a llenar el vacío existente entre la práctica de entrenamiento e investigación biomecánica (Lees y col., 2010).

El cambio de momentos cerca de impacto de la pelota es muy sensible a los tratamientos de datos. Hasta la fecha, el estudio de Nunome et al. (2006a) es el único que ha

abordado cuestiones como el uso de tratamientos de datos razonables, y claramente ha demostrado los cambios detallados de series de tiempo de ambos momentos conjunta y dependiente de movimiento simultáneamente. En su estudio, el momento de extensión de la rodilla disminuyó rápidamente durante la fase final del pateo y finalmente, comenzó a mostrar un momento retroceso (flexión) inmediatamente antes del impacto de bola, mientras que en el momento de movimiento dependiente aumentó rápidamente a exponer un momento de extensión de impacto de la pelota. A partir de estos cambios, Nunome et al. (2006a) especularon que a medida que la velocidad angular caña supera la limitación inherente a la fuerza-velocidad de los músculos inmediatamente antes del impacto de la pelota, el sistema muscular se vuelve incapaz de generar una fuerza concéntrica. Parece que los consejos de entrenamiento deben centrarse en los grupos musculares que no sean de la rodilla, con los músculos de la cadera y el tronco, pues son probablemente los que más aportan.

El contacto de los pies con la bola tiene una duración de menos de 10 ms (Nunome et al., 2006b), por lo que la proyección de imagen de alta velocidad ha demostrado ser muy valiosa para determinar la naturaleza exacta del impacto. Asami y Nolte (1983) utilizaron cámaras de alta velocidad (500 Hz) durante un golpeo máximo con el empeine para estudiar el impacto de la pelota con el extremo distal del pie, encontrando que causa flexión plantar forzada de la articulación del tobillo. Sus resultados revelaron que no solo se aumentó la flexión plantar del resultado en reducción de velocidad de la bola, sino que proporcionan un mecanismo explicativo de la situación médica del síndrome de pinzamiento anterior del tobillo o el tobillo del futbolista. Esto fue confirmado más tarde por Tol y sus colegas (2002), que analizaron punto de impacto y fuerza de impacto con video de alta velocidad (1000 Hz) y apoyaron la hipótesis de que el síndrome de pinzamiento anterior del tobillo estaba relacionado con los impactos de bolas recurrentes, pues producen microtraumatismos repetitivos de la región antero-medial del tobillo. Con la utilización de video de alta velocidad (2500 Hz), Ishii y Maruyama (2007) encontraron que la velocidad de la bola se maximiza cuando la zona de impacto fue cerca del centro de gravedad del pie; calcularon la fuerza de choque máxima de aproximadamente 1.200 N para una bola de la velocidad de 16,3 m · s⁻¹. Shinkai y sus colegas (2008) utilizaron video de ultra alta velocidad (5000 Hz) para observar que el pie fue abducido, evertido y flexionado plantarmente de forma pasiva, durante el impacto de la pelota, y estima que la fuerza de choque máxima podría superar los 2.800 N en una gesto de velocidad máxima.

La técnica de los golpes se ha asociado con los principios subyacentes de movimiento. Los principios del movimiento son declaraciones cualitativas sobre un

movimiento que se basan en principios mecánicos o biológicos. Lees y col. (2007) identificaron cinco principios aplicables a golpes: a) el rango de movimiento, b) acortar el ciclo de estiramiento, c) la velocidad de punto final, d) la acción y reacción, y e) la secuencia de proximal a distal. Estos principios no son necesariamente excluyentes (por ejemplo, una secuencia de segmentos proximal a distal también da lugar a una alta velocidad de punto final), y no son necesariamente aplicables a un solo aspecto de la técnica (por ejemplo, el ciclo estiramiento-acortamiento es aplicable a patear la pierna con la flexión-extensión de rodilla, así como estiramiento del torso producido por la elevación y extensión horizontal y la flexión del brazo del lado de apoyo). Uno de estos principios (secuencia de proximal a distal) ha sido objeto de intensa investigación biomecánica, pero los otros han recibido poca atención en la literatura. El valor de la representación de la patada en estos términos es que anima a una comprensión mecánica de la habilidad y permite a los profesionales realizar evaluaciones cualitativas de rendimiento, mejorar su propia eficacia, sin necesidad de recurrir a los datos biomecánicos complejos y detallados. Hasta la fecha, no ha habido ningún intento de evaluar la eficacia de este enfoque en un contexto de formación y capacitación.

Un área de interés es el desarrollo de la aplicación del análisis cinemático para investigar cuestiones relacionadas con la coordinación (Davids, Lees, y Burwitz, 2000). En una serie de estudios, Chow y sus colegas (2008) investigaron tareas suaves de chips para establecer las características de los patrones de coordinación. Usaron una serie de datos cinemáticos, centrándose principalmente en los ángulos de la rodilla y velocidades angulares. Usaron parcelas ángulo de ángulo para demostrar la coordinación y la sincronización de las velocidades pico de flexión o extensión de cuantificar la coordinación. Ellos fueron capaces de mostrar la presencia de un patrón global de coordinación en pateadores calificados, pero con sutiles diferencias individuales (Chow et al., 2005), las diferencias importantes de coordinación entre los trabajadores calificados y no calificados (Chow et al., 2007), y las influencias positivas de la práctica en materia de coordinación (Chow et al., 2008). Estos estudios han demostrado que los golpes se pueden utilizar como un vehículo para investigar con éxito el desempeño cualificado.

La precisión en el pateo depende de qué tan rápido el jugador se aproxime el balón (Godik y col., 1993). Se ha encontrado que cuando los jugadores son instruidos acerca de realizar un pateo con el empeine a su propia velocidad de acercamiento, entonces los pateos que son más rápidos son los más precisos. En contraste, si al jugador se le advierte que patee el balón con la máxima potencia posible, entonces

entre mayor sea la velocidad menor es la precisión. Esto indica que hay una velocidad de aproximación óptima para lograr un pateo con precisión (Godik y col., 1993).

Cuando el jugador es advertido para que realice un pateo con precisión, hay una reducción en la velocidad del balón, así como en la velocidad angular y lineal articular, comparado con los gestos en los cuales se hacen con la mayor potencia posible (Lees y col., 1998). Esta disminución está asociada con la disminución en el rango de movimiento de la pelvis, la cadera y la rodilla (Lees y col., 1998). Datos similares han sido encontrados por Teixeira y col. (1999) quienes hallaron que los golpes hacia un objetivo definido tienen una duración mayor y una menor velocidad y desplazamiento del tobillo, comparados con los pateos a objetivos no definidos. Estos resultados sugieren que el objetivo determina las limitaciones en la precisión; su manipulación permite el control entre velocidad y control del pateo. En otras palabras, cuando se le solicita a un jugador que realice un golpeo del balón con precisión, su velocidad de acercamiento así como su velocidad angular articular son menores comparadas con las que son registradas en los golpes con máxima efectividad.

Otra observación interesante está relacionada con el punto de contacto entre el balón y el pie. Se ha sugerido que entre las causas de la imprecisión está el error en la aplicación de fuerza por parte del pie (Asai y col., 2002; Carre y col., 2002; Wessom, 2002). Una de ellas puede ser el error en la dirección de la fuerza aplicada y la segunda, en la magnitud de la fuerza. Si el balón es golpeado en el centro, éste debería seguir una trayectoria recta y ganar la máxima velocidad posible con una velocidad angular mínima (Asai y col., 2002; Carre y col., 2002). El balón tendrá una mayor velocidad que la velocidad del pie, dependiendo del coeficiente de restitución (Wessom, 2002).

En contraste, cuando la fuerza es aplicada en un determinado ángulo para una dirección deseada, entonces la velocidad de desplazamiento del balón será menor, su rotación mayor, con una trayectoria más larga y curva, con un posible cambio final en la dirección de balón (Asai y col., 2002; Carre y col., 2002; Wessom, 2002). Cada una de las anteriores opciones puede generar pateos precisos. Esto depende de la posición relativa del balón con respecto al objetivo y de las condiciones externas (oponentes, resistencia del aire). En el fútbol actual se puede observar que los pateos que requieren distancias largas (tiros libres, por ejemplo), se caracterizan por trayectorias largas, curvas y con rotación del balón. En contraste, los pateos de penalty son mas rápidos pues el pateador debe sorprender al guardameta. Esto sugiere que el punto de contacto entre el pie y el balón de los requerimientos del gesto (Kellis y col., 2007).

Si se examinan los trabajos previamente citados, se puede concluir que no se ha prestado atención a la posible relación que existe entre la precisión y los diferentes factores biomecánicos del movimiento. El presente trabajo tuvo por objetivo correlacionar el grado de precisión de un pateo a 20 metros de distancia de un objetivo colocado a 2,42m de altura, con los siguientes factores de: a) miembro inferior de apoyo, b) el tronco, c) el centro de gravedad estático, d) dinámico, e) miembro ejecutor estático, y f) miembro ejecutor dinámico.

Materiales y métodos

Diseño: el presente trabajo fue un trabajo descriptivo, pues determinó los valores de tendencia central y de dispersión de las diferentes variables; de carácter correlativo, pues relacionó el grado de precisión obtenido en un pateo con el empeine y los factores biomecánicos analizados.

Población y muestra: se tomó como población los jugadores juveniles de fútbol con un nivel medio y alto de entrenamiento en este deporte. La muestra la constituyeron 36 jugadores del club La Nororiental, los cuales efectuaron 136 pateos.

Variables independientes:

- A. Relacionadas con el miembro inferior de apoyo
 1. Ángulo de la carrera de aproximación
 2. Longitud del último paso
 3. Distancia horizontal entre el eje longitudinal del pie al centro del balón
 4. Distancia antero-posterior entre el eje longitudinal del pie al centro del balón
 5. Ángulo del eje longitudinal del pie con la relación a la dirección del pateo
 6. Ángulo de la rodilla
- B. Relacionadas con el tronco
 7. Ángulo en el plano vertical del tronco
 8. Ángulo en el plano transversal del tronco
 9. Velocidad angular del tronco en el plano vertical
- C. Relacionadas con el centro de gravedad estático
 10. Distancia en el eje X entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo
 11. Distancia en el eje Y entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo

12. Distancia en el eje Z entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo
 13. Distancia resultante entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo
 14. Ángulo en el plano vertical entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo
 15. Ángulo en el plano horizontal entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo
- D. Relacionadas con el centro de gravedad dinámico
16. Velocidad en el eje X
 17. Velocidad en el eje Y
 18. Velocidad en el eje Z
 19. Velocidad resultante
- E. Relacionadas con el miembro inferior ejecutante estático
20. Distancia en el eje X entre la cadera y la punta del pie
 21. Distancia en el eje Y entre la cadera y la punta del pie
 23. Distancia en el eje Z entre la cadera y la punta del pie
 24. Distancia resultante entre la cadera y la punta del pie
 25. Ángulo del muslo
 26. Ángulo de la rodilla
 27. Ángulo horizontal del pie en el momento del impacto
- F. Relacionadas con el miembro inferior ejecutante dinámico
28. Velocidad angular (rad/s) del muslo
 29. Velocidad angular (rad/s) de la rodilla
 30. Velocidad en el eje X de la punta del pie
 31. Velocidad en el eje Y de la punta del pie
 32. Velocidad en el eje Z de la punta del pie
 33. Velocidad resultante de la punta del pie
 34. Velocidad resultante en el plano sagital
 35. Ángulo de la velocidad resultante en el plano sagital
 36. Producto de E12*E13/1000
- G. Variables dependientes:
1. Grado de precisión en la escala horizontal (7 grados)

2. Grado de precisión en la escala vertical (7 grados)
3. Grado de precisión en la escala mixta (49 grados)

Procedimiento: para la medición de las variables biomecánicas se contó con dos cámaras Sony HDR–XR150, de 30 Hz de velocidad, colocadas a 12m del balón; sus ejes ópticos estuvieron a 90 grados, de manera que una de ellas tomó la vista sagital y la otra, el plano posterior. Como marco de referencia se tomó un cubo de 3.0 m de largo por 1.50 m de alto. Para el procesamiento de los videos se utilizó el programa Silicon Coach®, el cual convierte los videos a 60 Hz; mediante su sistema de digitalización se programaron 21 puntos anatómicos que fueron los puntos articulares de referencia. Para el cálculo del centro de gravedad se utilizó el protocolo de DeLeva (1989). Los datos fueron procesados en una hoja de cálculo de Excell. Para el análisis estadístico se utilizó el programa SPSS V15.0.

Para la obtención del grado de precisión se utilizó una diana conformada por cuatro círculos concéntricos, donde el diámetro del círculo central de máxima precisión fue de 25cm; los siguientes tuvieron 55cm, 85cm y 105cm, respectivamente (gráfico 1). Esta diana se colocó a 20m de distancia del balón; el círculo central de la diana se hizo coincidir con el ángulo del extremo superior derecho de la portería, es decir, a 2,43m. Cada sujeto realizó diez intentos para lograr el mayor puntaje. Cada intento fue filmado y con ayuda del programa Silicon Coach se determinó exactamente dónde el balón golpeó la diana. Se tomaron tres referencias para la puntuación: a) la escala horizontal de 7 grados, iniciando en la izquierda y terminando en la derecha, b) la escala vertical de 7 grados iniciando en la parte inferior hacia la superior, y c) la escala mixta, en la cual se coloca primero el valor de la escala horizontal y luego la vertical. Así, el balón mostrado en la parte izquierda del gráfico 1 obtiene 4 en la escala horizontal, 4 en la escala vertical y 44 en la escala mixta. El balón de la derecha, 3 en la escala horizontal 5 en la vertical y 35 en la mixta.

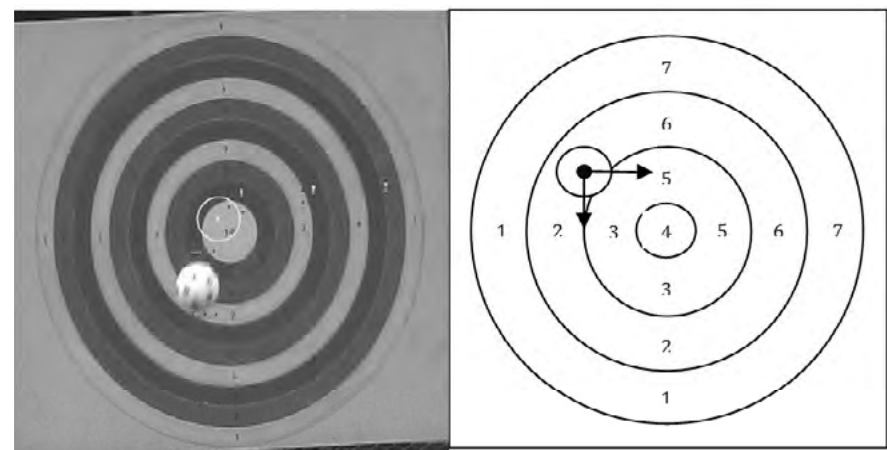


Gráfico 1. Diana de precisión. En la parte izquierda, un ejemplo de la diana real utilizada; en la parte derecha, la manera como se evaluó cada intento.

Resultados

En el cuadro 1 se resumen los datos relacionados con el número de casos evaluados (136) y su distribución con la precisión de acuerdo a la escala horizontal (izquierda-derecha) y con la escala vertical (arriba-abajo); en el cuadro 2 se presentan los de la escala mixta.

Cuadro 1. Frecuencias y porcentajes de los grados de precisión obtenidos por los sujetos estudiados, tanto en la escala horizontal como en la vertical.

Gº precisión	Escala horizontal		Escala vertical	
	n	%	n	%
1	14	10,3	8	5,9
2	17	12,5	23	16,9
3	27	19,9	26	19,1
4	33	24,3	29	21,3
5	21	15,4	26	19,1
6	18	13,2	18	13,2
7	6	4,4	6	4,4
Total	136	100	136	100

Cuadro 2. Frecuencias y porcentajes de los grados de precisión obtenidos por los sujetos estudiados en la escala mixta.

Gº precisión	n	%	Gº precisión	n	%
11	2	1,5	43	5	3,7
12	2	1,5	44	6	4,4
13	2	1,5	45	6	4,4
14	4	2,9	46	8	5,9
15	1	0,7	47	3	2,2
16	3	2,2	51	1	0,7
22	5	3,7	52	3	2,2
23	4	2,9	53	8	5,9
24	3	2,2	54	8	5,9
25	1	0,7	56	1	0,7
26	3	2,2	61	2	1,5
27	1	0,7	62	3	2,2
31	2	1,5	63	4	2,9
32	6	4,4	64	4	2,9
33	3	2,2	65	4	2,9
34	3	2,2	67	1	0,7
35	11	8,1	74	1	0,7
36	2	1,5	75	3	2,2
41	1	0,7	76	1	0,7
42	4	2,9	77	1	0,7

Al analizar el grado de precisión obtenido por los sujetos en la escala horizontal se puede establecer que la mayor frecuencia estuvo en el grado 4 de máxima precisión (cuadro 1); algo similar ocurrió en la escala vertical. De acuerdo a estos datos se podría pensar que al relacionar estos valores entre sí, se encontraría una buena relación, pero el valor fue de 0.02 con un significancia de 0.75, valores que permiten afirmar que no existió correlación entre estas dos escalas. Del análisis de los valores de la escala mixta, se evidencia que los valores que obtuvieron la máxima calificación (44) tan solo fue el 4.4%; la máxima frecuencia se encontró en el grado 35 (8.0%) seguido de 46 (5.9%); las demás categorías mostraron una distribución normal (Prueba Kolmogorov-Smirnov con $z = 0.838$, $p = 0.484$) (gráfico 2).

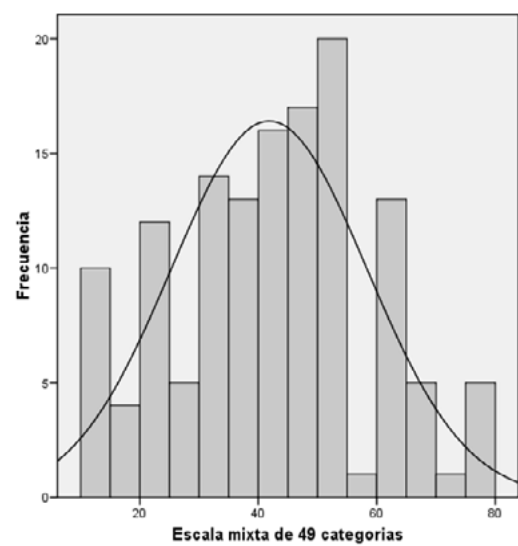


Gráfico 2. Distribución de los valores de la escala mixta.

En el cuadro 3 se presentan los estadísticos de tendencia central y de dispersión para los 32 factores biomecánicos analizados, de los seis sujetos que obtuvieron la máxima precisión (EM=44). Se puede apreciar que aunque la muestra es pequeña, en algunos factores la variabilidad es muy grande (CV>40%).

Cuadro 3. Estadísticos de tendencia central y de dispersión para los factores biomecánicos, encontrados en los sujetos que obtuvieron la máxima precisión.(CV= coeficiente de variación).

Categoría	Factores biomecánicos	Sujetos que obtuvieron máxima precisión					
		N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. tip.	CV
Miembro inferior de apoyo	A1 Dirección de la carrera de aproximación	6	22,19	28,95	24,82	2,72	11
	A2 Longitud del último paso	6	1,44	1,84	1,64	0,16	10
	A3 Distancia horizontal del balón al pie de apoyo	6	0,07	0,21	0,17	0,05	31
	A4 Distancia vertical del balón a la punta del pie de apoyo	6	-0,04	0,10	0,03	0,05	163
	A5 Angulo del pie de apoyo	6	7,09	19,31	10,89	4,37	40
	A6 Angulo de la rodilla del pie de apoyo	6	127,00	147,00	135,83	7,05	5
Tronco	B7 Angulo vertical del tronco	6	96,00	163,00	138,33	30,66	22
	B8 Angulo horizontal del tronco	6	157,00	184,00	171,17	9,33	5
	B9 Velocidad angular en plano vertical (rad/s) del tronco	6	-1,50	3,00	0,45	1,64	365
Centro de gravedad estático	C10 Distancia en el eje X:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	6	-0,54	-0,34	-0,43	0,07	-17
	C11 Distancia en el eje Y:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	6	-0,05	0,22	0,06	0,09	148
	C12 Distancia en el eje Z:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	6	0,72	0,84	0,77	0,04	5
	C13 Distancia resultante:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	6	0,86	0,93	0,89	0,03	3
	C14 Angulo vertical entre el Centro de Gravedad y punta de pie de apoyo	6	152,00	163,00	159,00	3,85	2
	C15 Angulo horizontal entre el Centro de Gravedad y punta de pie de apoyo	6	158,00	186,00	172,50	9,48	5
Centro de gravedad dinámico	D16 Velocidad en eje X del centro de gravedad	6	0,40	0,86	0,61	0,23	38
	D17 Velocidad en eje Y del centro de gravedad	6	-2,34	-1,35	-1,75	0,44	-25
	D18 Velocidad en eje Z del centro de gravedad	6	-0,24	0,86	0,20	0,42	212
	D19 Velocidad resultante del centro de gravedad	6	1,42	2,47	1,91	0,46	24
Miembro inferior ejecutante	E20 Distancia en eje X: Cadera - balón	6	0,05	0,18	0,11	0,05	50
	E21 Distancia en eje Y: Cadera - balón	6	0,50	0,58	0,54	0,04	7
	E22 Distancia en eje Z: Cadera - balón	6	-0,67	-0,57	-0,62	0,04	-6
	E23 Distancia resultante: Cadera - balón	6	0,80	0,86	0,83	0,02	3
	E24 Angulo del muslo del miembro inferior ejecutante	6	-37,79	-23,64	-33,82	5,42	-16
	E25 Angulo de la rodilla del miembro inferior ejecutante	6	98,39	149,00	128,07	19,56	15
Miembro inferior dinámico	E26 Angulo horizontal del pie del miembro inferior ejecutante	6	68,00	96,00	78,00	9,53	12
	F27 Velocidad angular del muslo del miembro inferior ejecutante	6	-3,09	28,00	15,68	14,77	94
	F28 Velocidad angular de rodilla del miembro inferior ejecutante	6	1,00	34,44	12,74	14,54	114
	F29 Velocidad en el eje X de punta del pie del miembro inferior ejecutante	6	-17,00	-6,25	-12,43	3,46	-28
	F30 Velocidad en el eje Y de punta del pie del miembro inferior ejecutante	6	5,37	14,67	11,59	3,48	30
	F31 Velocidad en el eje Z de punta del pie del miembro inferior ejecutante	6	4,30	7,34	6,18	1,27	21
	F29 Velocidad resultante de punta del pie del miembro inferior ejecutante	6	12,58	20,65	18,47	2,94	16
	F33 Velocidad resultante en el plano sagital	6	9,10	15,96	13,34	2,70	20
	F34 Angulo de la velocidad resultante	6	17,62	53,79	29,77	12,51	42
	F35 Producto de F33 * F34 /1000	6	0,25	0,49	0,38	0,09	24

En el cuadro 4 se presentan los estadísticos de tendencia central y de dispersión para los 32 factores biomecánicos analizados, de todos los sujetos estudiados. Se puede apreciar que aunque la muestra es grande, en algunos factores la variabilidad es muy pequeña (CV<10%).

Cuadro 4. Estadísticos de tendencia central y de dispersión para los factores biomecánicos, encontrados en los sujetos estudiados.(CV= coeficiente de variación).

Categoría	Factores biomecánicos	Todos los sujetos					
		N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. tip.	CV
Miembro inferior de apoyo	A1 Dirección de la carrera de aproximación	136	2,32	51,51	31,48	9,37	30
	A2 Longitud del último paso	136	1,34	2,22	1,65	0,16	10
	A3 Distancia horizontal del balón al pie de apoyo	136	-0,04	0,31	0,15	0,07	42
	A4 Distancia vertical del balón a la punta del pie de apoyo	136	-0,10	0,23	0,02	0,07	287
	A5 Angulo del pie de apoyo	136	-12,39	54,00	17,70	11,08	63
	A6 Angulo de la rodilla del pie de apoyo	136	113,00	164,00	136,29	9,38	7
Tronco	B7 Angulo vertical del tronco	136	77,00	164,00	133,06	29,40	22
	B8 Angulo horizontal del tronco	136	33,00	341,00	172,49	44,14	26
	B9 Velocidad angular en plano vertical (rad/s) del tronco	136	-26,10	7,70	-0,35	3,77	-1084
Centro de gravedad estático	C10 Distancia en el eje X:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	136	-0,59	-0,30	-0,45	0,06	-13
	C11 Distancia en el eje Y:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	136	-0,59	0,40	0,03	0,11	330
	C12 Distancia en el eje Z:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	136	0,72	0,93	0,81	0,05	6
	C13 Distancia resultante:Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	136	0,84	1,13	0,94	0,05	5
	C14 Angulo vertical entre el Centro de Gravedad y punta de pie de apoyo	136	150,00	165,00	158,49	3,00	2
	C15 Angulo horizontal entre el Centro de Gravedad y punta de pie de apoyo	136	127,00	233,00	175,90	13,64	8
Centro de gravedad dinámico	D16 Velocidad en eje X del centro de gravedad	136	-2,50	3,21	0,58	0,66	113
	D17 Velocidad en eje Y del centro de gravedad	136	-5,56	-0,39	-1,90	0,72	-38
	D18 Velocidad en eje Z del centro de gravedad	136	-1,15	2,07	0,16	0,54	345
	D19 Velocidad resultante del centro de gravedad	136	0,98	15,09	2,31	1,47	63
Miembro inferior ejecutante	E20 Distancia en eje X: Cadera - balón	136	-0,19	0,24	0,08	0,07	83
	E21 Distancia en eje Y: Cadera - balón	136	0,38	0,74	0,56	0,06	11
	E22 Distancia en eje Z: Cadera - balón	136	-0,81	-0,51	-0,64	0,06	-9
	E23 Distancia resultante: Cadera - balón	136	0,74	1,08	0,86	0,06	7
	E24 Angulo del muslo del miembro inferior ejecutante	136	-52,19	-20,92	-34,09	5,88	-17
	E25 Angulo de la rodilla del miembro inferior ejecutante	136	76,54	154,25	130,57	15,22	12
Miembro inferior dinámico	E26 Angulo horizontal del pie del miembro inferior ejecutante	136	1,00	117,00	71,63	14,41	20
	F27 Velocidad angular del muslo del miembro inferior ejecutante	136	-12,54	64,60	15,27	12,96	85
	F28 Velocidad angular de rodilla del miembro inferior ejecutante	136	-4,80	42,18	11,93	12,14	102
	F29 Velocidad en el eje X de punta del pie del miembro inferior ejecutante	136	-30,63	-4,62	-11,88	3,36	-28
	F30 Velocidad en el eje Y de punta del pie del miembro inferior ejecutante	136	0,82	18,74	12,90	2,70	21
	F31 Velocidad en el eje Z de punta del pie del miembro inferior ejecutante	136	-11,51	6,58	0,69	3,43	498
	F29 Velocidad resultante de punta del pie del miembro inferior ejecutante	136	12,58	36,56	19,31	2,68	14
	F33 Velocidad resultante en el plano sagital	136	7,23	21,36	14,67	2,51	17
	F34 Angulo de la velocidad resultante	136	2,66	85,29	26,43	12,03	45
	F35 Producto de F33 * F34 /1000	136	0,03	0,98	0,39	0,18	47

En el cuadro 5 se presentan los coeficientes de correlación de los factores relacionados con el miembro inferior de apoyo con las escalas horizontal, vertical y mixta. La distancia antero-posterior desde el balón a la punta del pie se correlacionó significativamente ($p<0.05$) con la escala horizontal y con la escala mixta ($p<0.05$). Es decir, entre más adelantado del balón colocan los sujetos el pie de apoyo, más se desvía el tiro hacia la derecha y en cuanto más lo retrasen, mas desvian el balón hacia la izquierda. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de 0cm, EH=4 fue de 3.4cm y EH=7 fue de 4.3cm. La misma variable se correlacionó también significativamente con la escala mixta ($p<0.05$).

Cuadro 5. Coeficientes Rho de Spearman para la correlación entre los factores del miembro inferior de apoyo y la escala horizontal (EH), vertical (EV) y la mixta (EM). (r = coeficiente de correlación; p = nivel de significancia bilateral).

Variables	Corr	EH	EV	EM
A1 Dirección de la carrera de aproximación	r	0,012	0,134	0,039
	p	0,894	0,120	0,650
A2 Longitud del último paso	r	-0,027	0,059	-0,006
	p	0,751	0,494	0,948
A3 Distancia horizontal del balón al pie de apoyo	r	0,156	0,023	0,144
	p	0,070	0,786	0,094
A4 Distancia antero-posterior del balón a la punta del pie de apoyo	r	0,177	0,071	0,179
	p	0,040	0,413	0,037
A5 Angulo del pie de apoyo	r	-0,120	0,070	-0,103
	p	0,163	0,416	0,230
A6 Angulo de la rodilla del pie de apoyo	r	-0,016	0,070	0,005
	p	0,852	0,418	0,955

En el cuadro 6 se presentan los coeficientes de correlación de los factores relacionados con el tronco con las escalas horizontal, vertical y mixta. El ángulo en el plano transversal (ángulo horizontal) se correlacionó significativamente ($p<0.05$) con la escala horizontal y con la escala mixta ($p<0.05$). Es decir, cuanto más inclinado hacia el lado izquierdo (0°-180°) el sujeto coloque el tronco, más desviado hacia la izquierda hará impacto el balón sobre la diana; cuanto más coloque el tronco desviado hacia la derecha (180°-360°), el grado de precisión se desviará hacia la derecha. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de 157°, EH=4 fue de 177° y EH=6 fue de 183°.

Cuadro 6. Coeficientes Rho de Spearman para la correlación entre los factores del tronco y la escala horizontal (EH), vertical (EV) y la mixta (EM). (r = coeficiente de correlación; p: nivel de significancia bilateral).

Variables	Corr	EH	EV	EM
B7 Angulo vertical del tronco	r	0,019	-0,158	-0,017
	p	0,828	0,067	0,844
B8 Angulo horizontal del tronco	r	0,171	-0,018	0,166
	p	0,046	0,834	0,054
B9 Velocidad angular (rad/s) del tronco	r	-0,005	-0,010	-0,009
	p	0,954	0,908	0,914

De acuerdo a los valores del cuadro 7, de los seis factores asociados al centro de gravedad, tan solo la distancia en el eje Y (C11) y el ángulo horizontal (C15) se relacionaron con las escalas horizontal y mixta. Con respecto a la distancia en el eje Y, la relación fue negativa, de modo que se puede afirmar que a mayor distancia en el eje Y (más adelante), el grado de precisión se desvía hacia la derecha, y cuanto más atrás coloque su centro de gravedad, más se desviará hacia la izquierda. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de 4.5cm, EH=4 fue de 15.3cm y EH=6 fue de -1.0cm. Por otra parte, el ángulo horizontal presentó una relación directa. En este caso, cuanto más incline el cuerpo hacia el lado izquierdo, el grado de precisión

tenderá hacia la izquierda (valores = 1) y viceversa. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de 174o, EH=4 fue de 174o y EH=7 fue de 180o.

Cuadro 7. Coeficientes Rho de Spearman para la correlación entre los factores del centro de gravedad estático y la escala horizontal (EH), vertical (EV) y la mixta (EM). (r = coeficiente de correlación; p = nivel de significancia bilateral).

Variables	Corr	EH	EV	EM
C10 Distancia en el eje X: Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	r	0,009	-0,041	-0,009
	p	0,919	0,632	0,918
C11 Distancia en el eje Y: Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	r	-0,165	-0,009	-0,165
	p	0,055	0,922	0,054
C12 Distancia en el eje Z: Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	r	-0,033	0,021	-0,020
	p	0,705	0,806	0,818
C13 Distancia resultante: Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	r	-0,042	0,022	-0,024
	p	0,624	0,798	0,781
C14 Angulo vertical entre el Centro de Gravedad y punta de pie de apoyo	r	-0,117	0,046	-0,107
	p	0,175	0,596	0,215
C15 Angulo horizontal entre el Centro de Gravedad y punta de pie de apoyo	r	0,177	0,017	0,180
	p	0,039	0,846	0,036

Al analizar los factores asociados al centro de gravedad dinámico (en movimiento) (cuadro 8), se encontró que la velocidad en el eje X, se relacionó significativamente con la escala horizontal y con la escala mixta; es decir, si el sujeto mueve su centro de gravedad a menor velocidad, se obtendrá una puntuación menor (hacia la izquierda) y en cuanto mayor sea la velocidad, la puntuación será mayor. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de 0.58m/s, EH=4 fue de 0.58m/s y EH=7 fue de 0.87m/s. La velocidad en el eje Y presentó una relación inversa con la escala horizontal y directa con la vertical. Es decir, a menor velocidad en este eje, la precisión se desviará hacia la derecha y hacia abajo; y viceversa, a mayor velocidad, se desviará hacia la derecha y arriba. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de -1.57m/s, EH=4 fue de -1.80m/s y EH=7 fue de -2.07m/s. La media de los que obtuvieron un valor de EV=1 fue de -2.46 m/s, EV=4 fue de -1.78m/s y EV=7 fue de -1.69m/s. Finalmente, la velocidad resultante se correlacionó con todas las escalas, aunque la correlación con la escala vertical fue inversa. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de -1.79m/s, EH=4 fue de 2.01/s y EH=7 fue de 2.38m/s.

Cuadro 8. Coeficientes Rho de Spearman para la correlación entre los factores del centro de gravedad dinámico y la escala horizontal (EH), vertical (EV) y la mixta (EM). (r = coeficiente de correlación; p: nivel de significancia bilateral).

Variables	Corr	EH	EV	EM
D16 Velocidad en eje X del centro de gravedad	r	0,158	0,019	0,155
	p	0,066	0,831	0,071
D17 Velocidad en eje Y del centro de gravedad	r	-0,159	0,230	-0,121
	p	0,065	0,007	0,162
D18 Velocidad en eje Z del centro de gravedad	r	-0,062	0,062	-0,051
	p	0,476	0,470	0,559
D19 Velocidad resultante del centro de gravedad	r	0,192	-0,224	0,154
	p	0,025	0,009	0,073

En el cuadro 9 se presentan los valores del estadístico Rho de Spearman producto de la relación entre los factores biomecánicos asociados al miembro inferior ejecutante (estático) con las escalas horizontal, vertical y mixta. Aunque se resaltan las relaciones entre la distancia en el eje X, en el eje Y y el ángulo de la rodilla con las escalas horizontal, mixta y horizontal respectivamente, éstas no fueron significativas a nivel de 0.05.

Cuadro 9. Coeficientes Rho de Spearman para la correlación entre los factores del miembro inferior ejecutante estático y la escala horizontal (EH), vertical (EV) y la mixta (EM). (r = coeficiente de correlación; p = nivel de significancia bilateral).

Variables	Corr	EH	EV	EM
E20 Distancia en eje X: Cadera - balón	r	0,145	0,116	0,161
	p	0,092	0,179	0,061
E21 Distancia en eje Y: Cadera - balón	r	-0,133	-0,105	-0,142
	p	0,123	0,222	0,099
E22 Distancia en eje Z: Cadera - balón	r	0,055	-0,093	0,034
	p	0,522	0,283	0,693
E23 Distancia resultante: Cadera - balón	r	-0,115	0,018	-0,102
	p	0,183	0,838	0,238
E24 Angulo del muslo del miembro inferior ejecutante	r	-0,021	0,018	-0,020
	p	0,806	0,837	0,819
E25 Angulo de la rodilla del miembro inferior ejecutante	r	-0,145	0,131	-0,120
	p	0,093	0,129	0,165
E26 Angulo horizontal del pie del miembro inferior ejecutante	r	0,113	-0,060	0,102
	p	0,189	0,491	0,237

En el cuadro 10 se presentan los valores del coeficiente de correlación entre el miembro inferior ejecutor (dinámico) y las escalas de precisión. Llama la atención la relación inversa altamente significativa (<.01) entre la velocidad en el eje X de la punta del pie con la escala horizontal y la escala mixta. En este caso, al incrementar la velocidad del pie hacia el lado izquierdo, la precisión se desvía hacia la derecha y arriba; en el caso contrario, si la velocidad se disminuye, el balón irá hacia la izquierda y abajo. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de -10.39m/s, EH=4 fue de -11.18 m/s y EH=7 fue de -12.73m/s. La velocidad en el eje Y se acercó a la significancia, indicando una tendencia que por demás se esperaba que la presentara, pues esta velocidad determina junto a la velocidad vertical la altura que alcance el balón, es

decir, se debería correlacionar con la escala vertical. La media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de 13.37m/s, EH=4 fue de 12.80m/s y EH=7 fue de 12.21m/s. La velocidad en el eje Z se correlacionó de manera inversa, y significativamente con las escalas horizontal y mixta. Al igual que se mencionó con la velocidad en el eje Y, esta velocidad se esperaba que se correlacionara significativamente y de manera directa con la escala vertical, pero su valor estuvo cerca de la significancia; sí lo hizo con las escalas horizontal y mixta. Es decir, esta variable es determinante en el grado de precisión. En la escala horizontal, la media de los que obtuvieron un valor de EH=1 fue de 7.38m/s, EH=4 fue de 5.73m/s y EH=7 fue de 5.46m/s. En la escala vertical, la media de los que obtuvieron un valor de EV=1 fue de 8.32m/s, EV=4 fue de 6.10m/s y EV=7 fue de 5.84m/s. En la escala mixta la media de los que obtuvieron un valor de EM=1 fue de 7.38m/s, EM=4 fue de 5.73m/s y EM=7 fue de 5.46m/s.

Dado que la velocidad resultante en el plano sagital y el ángulo de dicha velocidad son teóricamente determinantes en la trayectoria que siga el balón, se estableció la variable denominada “Producto de F33*F34 /1000” la cual se correlacionó significativamente pero de manera inversa con la escala horizontal y la mixta, siendo positiva a nivel de 0.1 con la escala vertical.

Cuadro 10. Coeficientes Rho de Spearman para la correlación entre los factores del miembro inferior ejecutante y la escala horizontal (EH), vertical (EV) y la mixta (EM). (r = coeficiente de correlación; p: nivel de significancia bilateral).

Variables	Corr	EH	EV	EM
F27 Velocidad angular del muslo del miembro inferior ejecutante	r	0,055	-0,089	0,030
	p	0,525	0,302	0,728
F28 Velocidad angular de rodilla del miembro inferior ejecutante	r	-0,021	0,120	0,011
	p	0,809	0,163	0,898
F29 Velocidad en el eje X de punta del pie del miembro inferior ejecutante	r	-0,225	0,062	-0,219
	p	0,009	0,476	0,010
F30 Velocidad en el eje Y de punta del pie del miembro inferior ejecutante	r	-0,055	0,160	-0,023
	p	0,528	0,063	0,791
F31 Velocidad en el eje Z de punta del pie del miembro inferior ejecutante	r	-0,194	0,150	-0,169
	p	0,023	0,082	0,049
F32 Velocidad resultante de punta del pie del miembro inferior ejecutante	r	0,087	-0,020	0,097
	p	0,314	0,815	0,260
F33 Velocidad resultante en el plano sagital	r	-0,154	0,008	-0,151
	p	0,074	0,926	0,079
F34 Angulo de la velocidad resultante en el plano sagital	r	-0,090	-0,135	-0,102
	p	0,297	0,117	0,237
F35 Producto de F33 * F34 /1000	r	-0,181	-0,148	-0,194
	p	0,035	0,085	0,024

Finalmente, se hicieron las correlaciones entre las tres escalas y se encontró una fuerte correlación ($p<0.001$) entre la escala horizontal y mixta; igualmente se encontró una relación fuerte entre la vertical y la mixta. No se encontró relación entre las escalas horizontal y vertical.

Cuadro 11. Coeficientes Tau de Kendal para la correlación entre las escalas: horizontal (EH), vertical (EV) y la mixta (EM). (r = coeficiente de correlación; p: nivel de significancia bilateral).

Variables	Corr	EH	EV	EM
Escala horizontal de 7 categorías	r		0,022	0,930
	p		0,744	0,000
Escala vertical de 7 categorías	r	0,022		0,167
	p	0,744		0,008
Escala mixta de 49 categorías	r	0,930	0,167	
	p	0,000	0,008	

Discusión

En el cuadro 12 se presentan los factores biomecánicos que presentaron correlaciones con las diferentes escalas. Si se analiza los factores determinantes con la escala horizontal y si se toma de mayor significancia a la menor, la velocidad en el eje X de la punta del pie del miembro inferior ejecutante fue la de mayor importancia, seguida por la velocidad en el eje Z del mismo miembro, la velocidad en el eje X del centro de gravedad, el “Producto de F33*F34 /1000”, el ángulo horizontal del centro de gravedad y la punta del pie de apoyo, la distancia antero-posterior entre la punta del pie y el balón, el ángulo horizontal del tronco, la distancia en el eje Y del centro de gravedad y la punta del pie de apoyo. La escala mixta presentó un comportamiento similar a esta escala horizontal.

Con respecto a la escala vertical y teniendo en cuenta la consideración de mayor a menor significancia, la velocidad resultante del centro de gravedad fue la mayor, seguida de la velocidad en el eje Y y Z de la punta del pie ejecutor y “Producto de F33*F34 /1000”.

Cuadro 12. Factores biomecánicos que se correlacionaron significativamente con las diferentes escalas (EH= escala horizontal, EV=vertical y EM: escala mixta).

Variables	Corr	EH	EV	EM
A4 Distancia antero-posterior del balón a la punta del pie de apoyo	r	0,177		0,179
	p	0,040		0,037
B8 Angulo horizontal del tronco	r	0,171		0,166
	p	0,046		0,054
C11 Distancia en el eje Y: Centro de Gravedad y la punta del pie de apoyo	r	-0,165		-0,165
	p	0,055		0,054
C15 Angulo horizontal entre el Centro de Gravedad y punta de pie de apoyo	r	0,177		0,180
	p	0,039		0,036
D19 Velocidad resultante del centro de gravedad	r	0,192	-0,224	0,154
	p	0,025	0,009	0,073
E21 Distancia en eje Y: Cadera - balón	r			-0,142
	p			0,099
F29 Velocidad en el eje X de punta del pie del miembro inferior ejecutante	r	-0,225		-0,219
	p	0,009		0,010
F30 Velocidad en el eje Y de punta del pie del miembro inferior ejecutante	r		0,160	
	p		0,063	
F31 Velocidad en el eje Z de punta del pie del miembro inferior ejecutante	r	-0,194	0,150	-0,169
	p	0,023	0,082	0,049
F33 Velocidad resultante en el plano sagital	r	-0,154		-0,151
	p	0,074		0,079
F35 Producto de F33 * F34 /1000	r	-0,181	-0,148	-0,194
	p	0,035	0,085	0,024

Dado que el pateo del balón con el empeine es un evento que implica un choque entre dos cuerpos (los cuales se pueden considerar semielásticos), se esperaba que la velocidad con que se moviese el pie en el momento del impacto fuera uno de los más importantes, como de hecho resultó en esta investigación. Es decir, la dirección que siga el balón luego del contacto con el pie está determinada por la velocidad del pie. Como se puede apreciar en el cuadro 12, la velocidad de la punta del pie en los tres ejes se correlacionó significativamente con las tres escalas. Para lograr precisión con el golpeo del balón no solo cuenta el miembro ejecutor sino que al parecer se debe mover todo el cuerpo de una manera precisa, como lo indican los grados de correlación de las velocidades del centro de gravedad en los tres ejes.

Aunque la mayor variable es el movimiento del pie ejecutor, para que este pie realice su acción debe estar apoyado. En este caso, de acuerdo a los resultados de esta investigación, fueron determinantes la distancia antero-posterior entre la punta del pie de apoyo y el balón, el ángulo horizontal del tronco, la distancia entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo, el ángulo horizontal entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo, y la distancia en el eje Y entre la cadera y el balón.

Conclusiones

- De los factores relacionados con el miembro inferior de apoyo se encontró que tan solo la distancia antero-posterior entre la punta del pie y el balón se correlacionó significativamente con la escala horizontal y la mixta.
- De los factores relacionados con el tronco, tan solo el ángulo horizontal se correlacionó significativamente con la escala horizontal y la mixta.
- De los factores relacionados con el centro de gravedad estático, tanto la distancia en el eje Y entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo, como el ángulo horizontal entre el centro de gravedad y la punta del pie de apoyo se correlacionaron significativamente con las escalas horizontal y mixta.
- De los factores relacionados con el centro de gravedad en movimiento, la velocidad en el eje X, en el eje Y y la velocidad resultante se correlacionaron significativamente con la escala horizontal y la escala mixta. La velocidad en el eje Y y la velocidad resultante se relacionaron significativamente con la escala vertical. La velocidad en el eje X y la velocidad resultante se relacionaron significativamente con la escala mixta.
- De los factores biomecánicos relacionados con el miembro inferior ejecutante estático, ninguno se relacionó de manera significativa con las escalas analizadas.
- De los factores biomecánicos analizados relacionados con el miembro inferior dinámico, se relacionaron significativamente con la escala horizontal y la mixta, la velocidad en el eje X, la velocidad en el eje Z, la velocidad resultante en el plano sagital y el producto entre la velocidad del plano sagital y el ángulo en dicho plano. Con la escala vertical, se relacionaron (a nivel de $p < 0.1$) la velocidad en el eje Y, en el Z, y el producto de la velocidad del plano sagital y el ángulo de dicho plano.

Referencias

- Asai, T., Carré, M. J., Akatsuka, T. and Haake, S. J. (2002). The curve kick of a football I: Impact with the foot. *Sports Engineering*, 5, 183-192.
- Asami, T. & Nolte, V., Matsui, H. & Kobayashi, K. (eds). (1983). Analysis of powerful ball kicking. *Biomechanics VIII-B*, 695-700. Human Kinetic, Champaign, IL
- Barfield, W. R. (1995). Effects of selected kinematic and kinetic variables on instep kicking with dominant and non-dominant limbs. *Journal of Human Movement Studies*, 29, 251-272.
- Barfield, W. (1998). The biomechanics of kicking in soccer. *Clinics in Sports Medicine* 17, 711-728. [pubmed] [csa] [crossref]

- Carré, M. J., Asai, T., Akatsuka, T. & Haake, S. J. (2002). The curve kick of a football II: Flight through the air. *Sports Engineering*, 5, 193-200.
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C. & Koh, M. (2005). Organisation of motor degrees of freedom during the soccer chip: An analysis of skilled performance. *International Journal of Sport Psychology*, 37, 207-229.
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C. & Koh, M. (2007). Variation in coordination of a discrete multi-articular action as a function of skill level. *Journal of Motor Behaviour*, 39, 463-479. [informaworld]
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C. & Koh, M. (2008). Coordination changes in a discrete multi-articular action as a function of practice. *Acta Psychologica* 27, 163-176. [pubmed] [crossref]
- Davids, K., Lees, A. & Burwitz, L. (2000). Understanding and measuring coordination and control in soccer skills: Implications for talent identification and skill acquisition. *Journal of Sports Sciences*, 18, 703-714. [informaworld][Ergonomics Abstracts]
- Dörge, H. C., Andersen, T. B., Sorensen, H. & Simonsen, E. B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 20, 293-299. [informaworld]
- Egan, C. D., Vwerheul, M. H. G. & Savelsbergh, G. J. P. (2007). Effects of experience on the coordination of internally and externally timed soccer kicks. *Journal of Motor Behaviour*, 39, 423-432. [informaworld]
- Godik, M., Fales, I. & Blashak, I. (1993). Changing the kicking accuracy of soccer players depending on the type, value and aims of training and competitive loads. In: *Science and soccer II*. Eds: Reilly, T., Clarys, J. & Stibbe, A. London: E&FN Spon. 254-260.
- Ishii, H. & Maruyama, T. (2007). Influence of foot angle and impact point on ball behavior in side-foot soccer kicking. *The Impact of Technology on Sport*, II, 403-408.
- Isokawa, M. & Lees, A. Reilly, T., Lees, A., Davids, K., And Murphy, W. J. (Eds.) (1988). *A biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer*. Science and football. pp. 449-455, E & FN Spon, London.
- Kellis, E. & Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 154-165.
- Lees, A. Reilly, T. (ed) (1996). *Biomechanics applied to soccer skills*. Science and soccer, 123-134. E & FN Spon, London
- Lees, A. Hughes, M. & Franks, I. (eds) (2007). *Qualitative biomechanical assessment of performance*. The essentials of performance analysis, 162-179. Routledge, London
- Lees, A., Barton, G. & Robinson, M. (2010). The influence of the Cardan rotation sequence in the reconstruction of angular orientation data for the lower limb in the soccer kick. *Journal of Sports Sciences*, 28, 445-450. [informaworld]
- Lees, A., Kershaw, L. & Moura, F. Reilly, T., Cabri, J. & Araújo, D. (eds) (2005). The three dimensional nature of the maximal instep kick in soccer. *Science and football*, V, 64-69. Routledge, London [informaworld]
- Lees, A. & Nolan, L. (1998). Biomechanics of soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 16, 211-234. [informaworld]
- Lees, A. & Nolan, L. Spinks, W., Reilly, T. & Murphy, A. (eds) (2002). Three dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. *Science and football*, IV, 16-21. Routledge, London
- Lees, A., Steward, I., Rahnama, N. & Barton, G. Reilly, T. & Atkinson, G. (eds) (2009). Understanding lower limb function in the performance of the maximal instep kick in soccer. *Proceedings of the 6th International Conference on Sport, Leisure and Ergonomics*, 149-160. Routledge, London
- Levanon, J. & Dapena, J. (1998). Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30, 917-927.
- Marqués-Bruna, P., Lees, A. & Grimshaw, P. (2007). Development of technique in soccer. *International Journal of Coaching Science*, 1, 51-62.
- Nunome, H., Ikegami, Y., Kozakai, R., Apriantono, T. & Sano, S. (2006a). Segmental dynamics of soccer instep kick with the preferred and non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 24, 529-541. [informaworld][Ergonomics Abstracts]
- Nunome, H., Lake, M., Georgakis, A. & Stergioulas, L. K. (2006b). Impact phase kinematics of the instep kick in soccer. *Journal of Sports Sciences*, 24, 11-22. [informaworld]
- Orloff, H., Sumida, B., Chow, J., Habibi, L., Fujino, A. & Kramer, B. (2008). Ground reaction forces and kinematics of plant leg position during instep kicking in male and female collegiate soccer players. *Sports Biomechanics*, 7, 238-247. [informaworld]
- Parassas, S. G., Terauds, J. & Nathan, T. Nosek, N., Sojka, D., Morrison, W. & Susanka, P. (eds) (1990). Three dimensional kinematic analysis of high and low trajectory kicks in soccer. *Proceedings of the VIIIth Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports Conex* 145-149. Prague
- Plagenhoef, S. (1971) *The patterns of human motion* Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ
- Shinkai, H., Nunome, H., Ikegami, Y., Sano, S. & Isokawa, M. (2007). Foot and ball behaviour during impact phase of instep soccer kicking. *Journal of Biomechanics*, 40:suppl. 2, p. S198. [csa] [pubmed] [crossref]

PARÁMETROS BIOMECÁNICOS RELACIONADOS CON LA PRECISIÓN
EN EL GOLPEO DEL BALÓN CON EL EMPEINE INTERNO EN FUTBOLISTAS JUVENILES

Stoner, L. J. & Ben-Sira, D. Morecki, A., Fidelus, K., Kedzior, K. & Wit, A. (eds) (1981). Variation in movement patterns of professional soccer players when executing a long range and a medium range in-step soccer kick. Biomechanics VII-B 337-341. University Park Press, Baltimore, MD

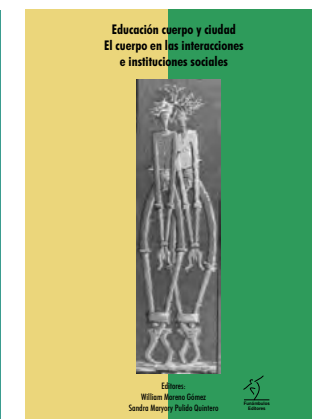
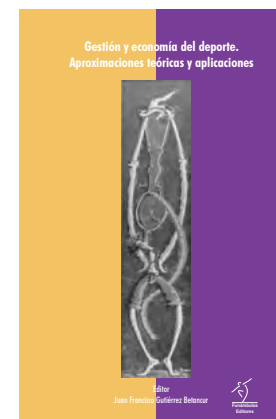
Teixeira, L. A. (1999). Kinematics of kicking as a function of different sources of constraint on accuracy. Perceptual and Motor Skills, 88, 785-789.

Tol, J. L., Slim, E., Soest, A. J. & Dijk, C. N. (2002). The relationship of the kicking action in soccer and anterior ankle impingement syndrome. American Journal of Sports Medicine, 30, 45-50.

Wesson, J. (2002). The science of soccer. London: Institute of Physics Publishing.



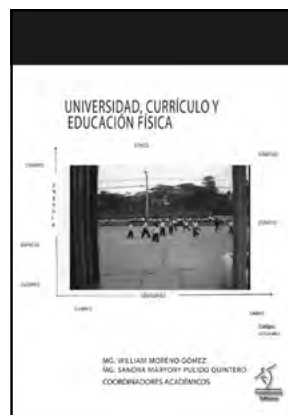
Serie Expomotricidad 2007



Informes y ventas: revista@edufsica.udea.edu.co
Tel.: (57-4) 219 92 65



Serie Expomotricidad 2009



Informes y ventas: revista@edufisica.udea.edu.co
Tel.: (57-4) 219 92 65

Educación física y deporte

Physical Education and Sport Journal

Universidad de Antioquia
Instituto Universitario de Educación Física y Deporte



Monográfico: educación corporal,
saberes y prácticas escolarizadas

Julio-Diciembre

29-2
2010

Clasificada en el Sistema Nacional de Indexación y Homologación de
revistas especializadas de ciencia, tecnología e innovación [PUBLINDEX]

Para acceder a nuestro contenido visite:

[http://aprendeenlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/
educacionfisicaydeporte](http://aprendeenlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/educacionfisicaydeporte)

El conocimiento es un bien de la humanidad.

Todos los seres humanos deben acceder al saber.

Cultivarlo es responsabilidad de todos.