

La Rodilla: ¿Equilibrista de las compensaciones?



Alumna: Fuertes M. Paula

Tutor: Lic. Gallo Pablo

Co-Tutor: Lic. Pirillo Claudia

Dpto. de Metodología de la Investigación: Lic. Rabino Cecilia

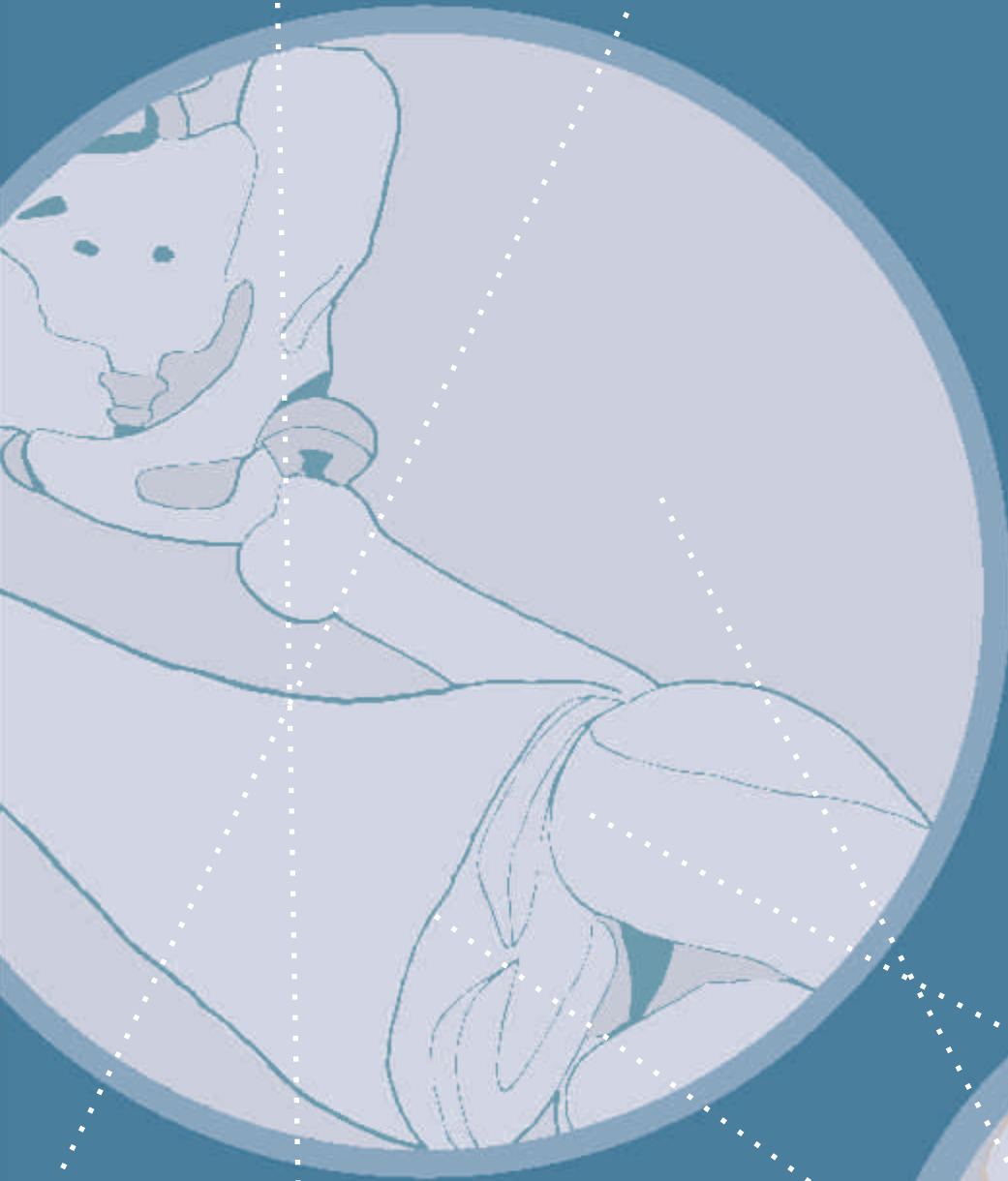
Dpto. de Estadística: Lic. Pascual Mónica



A mi familia, por su apoyo. Papis los amo!
A mi pareja, alma gemela por su paciencia, amor y dedicación...
Nada es imposible! Me haces muy feliz!
A mi tutor, por sus frases célebres, mi más sincera admiración y respeto
A Viviana Pereyra, por sus aportes desde mucho más que la osteopatía
A María del Carmen Zacone, por su pasión estadística
A Luciana Móbili y al Topi Cassareto, por su diseño y calcado
A Claudia Pirillo, por su análisis biomecánico
A Mercedes Fuertes, por su corrección semántica a pesar de la operación
A Viky y el Cholo, por los escaneados
A Marita, por su dactilografía de la Pittman
A Anita, por las imágenes y asesoramiento gráfico
Al Paisa, por los contactos
A Cecilia Rabino, por su metodología de la investigación
A la negra Domingorena, Carlos Muñoz y Santiago Welan, por abrirme las
puertas del Hockey.

• Introducción. _____	03
• Capítulo I: Evolución y fisiología de la rodilla. _____	06
• Capítulo II: Influencias ascendentes y descendentes sobre la articulación de la rodilla. _____	23
• Capítulo III: El Hockey sobre césped y la biomecánica el miembro inferior. _____	40
• Diseño metodológico. _____	47
• Definición de variables _____	47
• Instrumento de evaluación _____	54
• Análisis de los resultados _____	55
• Discusión. _____	67
• Anexos. _____	71
• Matriz _____	72
• Anexo I (tablas) _____	73
• Anexo II (glosario de fórmulas y cálculos) _____	78
• Carta _____	80
• Bibliografía. _____	81

Introducción





El ser vivo en su naturaleza de investigar y de acuerdo a sus necesidades fisiológicas, logra objetivos cada vez más finos. Desde el ser más elemental hasta el ser humano, pensante, que en su carrera ambiciosa avanza en su autoexigencia con el fin de superarse, en el área de salud investiga lo concreto de la anatomía, palpable, comprobable, llegando a una zona muy variable y discutible generadora de contradicciones en su actualización: la funcionalidad. La kinesiología, desde su permanente e incomparable contacto directo con la biomecánica, observa fenómenos cualitativos y cuantitativos que la obliga a interrelacionar funcionalidades totalmente dependientes unas de otras. Esta necesidad, a la que los profesionales de la salud se enfrentan de autoconocimiento, los invita a querer relacionar este fenómeno disparador de innumerables adaptaciones primarias, secundarias, cercanas y lejanas.

Aquí encontramos la puerta a un laberinto apasionante.

La presente investigación pretende establecer la relación existente entre el deseje femoropatelar, el genu valgo, la hiperlordosis lumbar y aquellos patrones biomecánicos del miembro inferior y cuadrante inferior del tronco que se asocian con mayor frecuencia a la práctica del hockey. Este interrogante surge ante la necesidad de evitar la elevada frecuencia de aparición de dicha alteración y, más aún, intenta establecer asociaciones con posturas típicas predisponentes. Por esta razón se hará referencia a un análisis biomecánico que deje en evidencia cuáles son los desbalances osteo- artro- musculares que la producen con el objeto de prevenir y brindar aportes al servicio de un mejor rendimiento deportivo y una mejor calidad de vida. Asimismo intenta establecer patrones biomecánicos determinados a tener en cuenta tanto en los entrenamientos como en el accionar kinésico.

Es preciso destacar la frecuencia de aparición del deseje femoropatelar con posicionamientos articulares considerados anormales para la anatomía de referencia. Es decir la mínima desviación de los estándares lleva a alteraciones en la mecánica del movimiento y produce consecuencias que podrían evitarse con su detección precoz.

En este sentido es de suma importancia el conocimiento de la causa de lesiones tanto meniscales, cartilaginosas, óseas como ligamentarias que pueden tener su fundamento en una simple alteración funcional. De esta forma se podrían evitar patologías más complejas que pueden influir en el rendimiento deportivo y hasta incluso llevar al abandono de la actividad.

También se debe mencionar que la población seleccionada presenta ciertos factores predisponentes de la disfunción. Por un lado es evidente que el sexo femenino tiene una mayor inclinación a la hiperlordosis lumbar debido a cuestiones estéticas que llevan a adoptar dicha postura. Además, el ángulo del valgo fisiológico, aparece más acusado en la mujer que en el hombre ya que es tanto más abierto cuanto más ancha sea la pelvis. A esto se le suma la mayor laxitud ligamentaria observable en la mujer.

Y por otro lado la postura y técnica del deporte podrían acrecentar la aparición de estas variables y aportar un medio desfavorable para la instalación del deseje, siendo los defectos técnicos y una inadecuada carga y dirección de entrenamiento los principales causantes de la disfunción.

Si bien existe consenso acerca de que tanto las retracciones de las cadenas musculares dadas por la hiperlordosis, como el aumento del valgo fisiológico causan el deseje, el objeto de este trabajo es afirmar esta teoría estableciendo su relación con el deporte y analizar los desbalances que se generan para obtener parámetros utilizables en el campo kinésico y afirmar la necesidad de su intervención en el ámbito deportivo.

Es necesario destacar la creciente popularidad que está tomando el hockey en nuestro país, tanto a nivel del seleccionado nacional femenino que año tras año amplía su historial de campeonatos obtenidos, como a nivel de la opcionalidad que dicho deporte ha adquirido dentro del sistema educativo.

De este modo la finalidad del conocimiento obtenido será aplicable tanto a la prevención como al tratamiento teniendo en cuenta parámetros posturales que lo fundamentan. En este sentido no sólo serán beneficiadas las personas que practiquen este deporte, sino que los resultados podrán generalizarse al resto de la población.

En conclusión la presente investigación se propondrá efectuar un análisis biomecánico que relacione disfunciones desde la zona lumbar hasta el apoyo plantar para poder responder a las posibles causas del deseje femoropatelar en el hockey femenino.

De este análisis surge como pregunta de investigación:

¿Cuáles son los patrones biomecánicos de tronco inferior y miembros inferiores que se relacionan más frecuentemente con la hiperlordosis lumbar y el genu valgo en las jugadoras de quinta división de hockey de Mar del Plata?

Los objetivos planteados son:

General:

- Relacionar el genu valgo como deseje femoropatelar con la hiperlordosis lumbar y aquellos patrones biomecánicos del miembro inferior y cuadrante inferior del tronco que se asocian con mayor frecuencia a la práctica del hockey.

Específicos:

- Evaluar semiológicamente el posicionamiento patelar en relación a la hiperlordosis lumbar y el genu valgo.

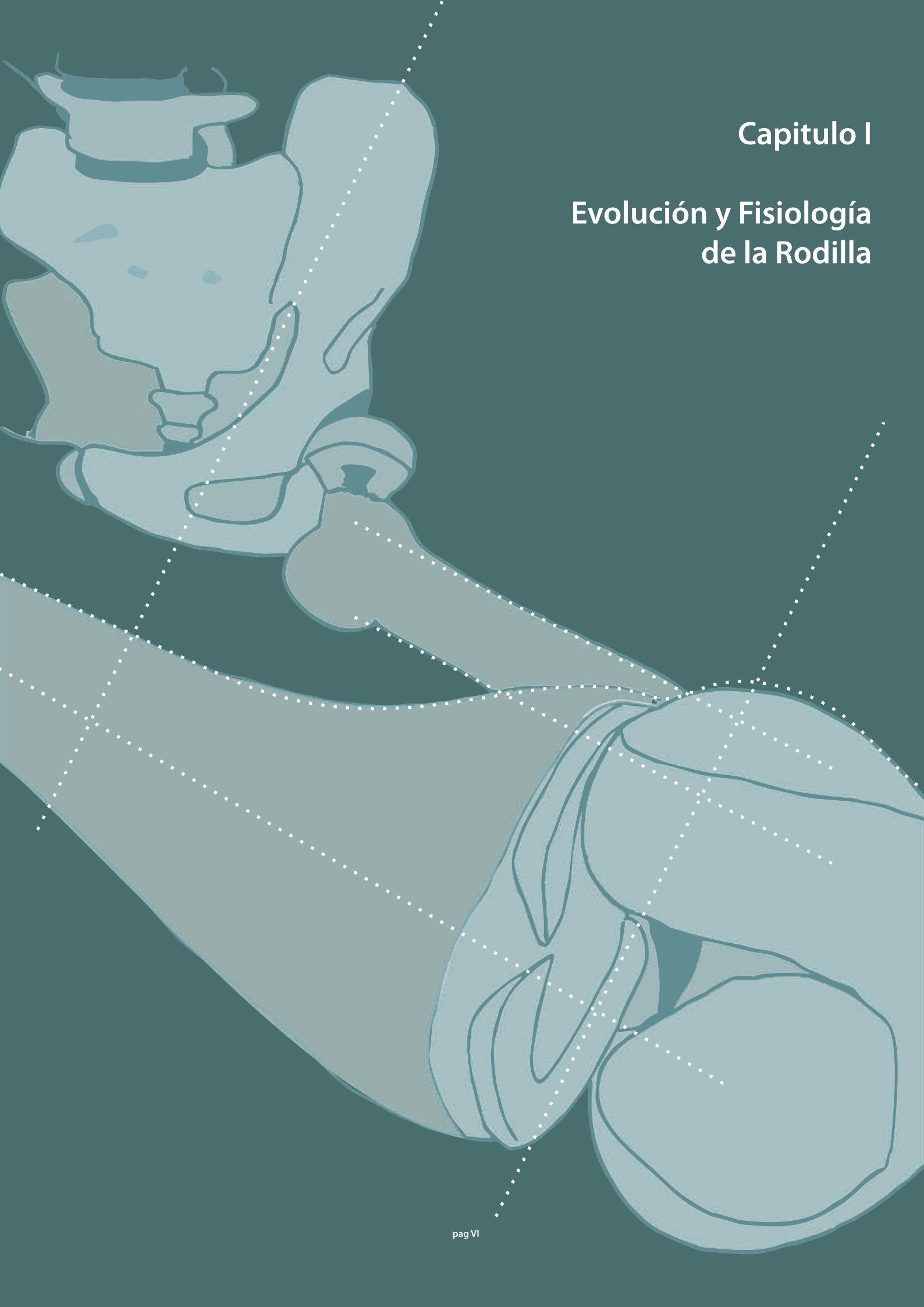
- Determinar al deseje rotuliano como causa de patologías de la articulación femoropatelar y femorotibial.

- Concientizar acerca de la importancia de su detección precoz.

- Evidenciar la falta de corrección de malos patrones técnicos y la necesidad del aporte kinésico en el ámbito deportivo.

Capítulo I

Evolución y Fisiología de la Rodilla





Al obtener la bipedestación como forma de locomoción el hombre diferenció su patrón locomotor de otros primates. Es el único que presenta estabilidad en la hiperextensión de rodilla, a diferencia de los primates que presentan cierta inestabilidad rotacional. Una característica de la rodilla humana, es la existencia de un alto grado de valguismo, que en los antropoides no existe. Se debe a la anchura de la pelvis y a la necesidad de que el pie se sitúe próximo al centro de gravedad corporal durante la fase monopodal de la marcha. Es típico de los homínidos un fémur con surco troclear profundo y un labio troclear externo prominente. Hace pensar que el valgo acusado ha provocado estos accidentes óseos para controlar el desplazamiento lateral de la rótula. También es típica la rotación externa de la tibia que falta en los primates. Hay que relacionarla con la compensación de la anteversión femoral y con el aumento del polígono de sustentación.

Es decir que es necesario, para comprender las lesiones a nivel patelar, analizar el miembro inferior en forma global, tanto en su relación con los apoyos plantares como la influencia que ejerce la pelvis y columna lumbar.

En este sentido Léopold Busquet afirma: "...no hay nada que reforzar. Simplemente se debe restablecer el equilibrio de las tensiones a nivel de la rodilla. Será necesario que el tratamiento de las cadenas musculares reequilibre la pelvis, la rodilla y la bóveda plantar. La rodilla es la articulación intermedia que sufre y se adapta. Siempre se debe reequilibrar la rodilla en relación a la pelvis y al pie para obtener un resultado estable.

Cuando el tratamiento haya armonizado las tensiones de las cadenas musculares que se aplican sobre la rodilla, ésta recuperará una estática funcional.

El esqueleto tiene una gran capacidad para deformarse. Nosotros podemos utilizar esta deformabilidad para remodelarlo..."

Entonces, para poder restaurar el equilibrio, es imprescindible comprender la funcionalidad de las estructuras que lo conforman.

Es la rodilla quién se sitúa entre los brazos de palanca más largos del cuerpo haciéndola particularmente susceptible a la lesión. Es esencialmente una articulación de carga.¹ Con la estática, demuestra que su equilibrio no debe nada a su musculatura periférica. En el hombre erguido, la mayor parte de la gravedad la soporta el contacto de las superficies articulares. En la marcha, la carrera, el salto, etc., pueden recibir un peso considerable. Por lo tanto, esta obligación de apoyo hace que estas superficies sean anchas y expuestas.

Posee seis grados de amplitud de movimiento situados en tres ejes geométricos. En cada uno de ellos (longitudinal, anteroposterior y transversal) la tibia puede trasladarse o rotar con respecto al fémur. Esto ocasiona seis pares de movimientos: flexoextensión,

¹ Bienfait Marcel, **Bases fisiológicas de la terapia manual y de la osteopatía**, 2^o edición, Barcelona, Paidotribo, 2001, p. 145



varo-valgo, rotación interna-externa, compresión-distracción, desplazamiento anteroposterior y desplazamiento mediolateral.

Desde el punto de vista mecánico, la rodilla debe conciliar dos imperativos contradictorios: poseer una gran estabilidad en extensión completa, posición en la que soporta presiones importantes, debidas al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos de palanca; y alcanzar una gran movilidad a partir de cierto grado de flexión, movilidad necesaria en la carrera y para la orientación óptima del pie en relación con las irregularidades del terreno.

La rodilla resuelve estas contradicciones, sin embargo, la debilidad de acoplamiento de las superficies, condición necesaria para una buena movilidad, expone a esta articulación a esguinces y luxaciones.

En flexión, posición de inestabilidad, la rodilla está expuesta al máximo a las lesiones ligamentosas y meniscales.

En extensión, es más vulnerable a las fracturas articulares y a rupturas ligamentosas.²

De acuerdo a los ejes del miembro inferior: ¿es el genu valgo un desequilibrador de los apoyos? En razón de la forma inestable del cuello femoral, el eje de la diáfisis de fémur no está situado, con exactitud, en la prolongación del eje del esqueleto de la pierna. De esta manera ambos forman un ángulo obtuso, abierto hacia fuera, de 170° a 175° , es el valgus fisiológico de la rodilla. Por el contrario, los tres centros articulares de la cadera, rodilla y tobillo, están alineados a lo largo de una recta, en la pierna se confunde con el eje del esqueleto pero en el muslo forma un ángulo de 6° con el eje del fémur.

Además, como las caderas están más separadas entre sí que los tobillos, el eje mecánico del miembro inferior es oblicuo hacia abajo y adentro y forma un ángulo de 3° con la vertical y será tanto más abierto cuanto más ancha sea la pelvis, como sucede en la mujer. Esto explica por qué el valgus fisiológico de la rodilla aparece más acusado en la mujer que en el hombre. Al ser horizontal, el eje de flexión- extensión con el eje del fémur mide 81° y con el de la pierna 93° . De lo cual se desprende que, en la flexión completa el eje de la pierna se encuentra situado por detrás y por dentro del eje femoral. Además de las variaciones fisiológicas según el sexo, el ángulo del valgus sufre variaciones según los individuos. Cuando el ángulo del valgus se invierte, existe un genu varum, el centro de la rodilla, representado por la escotadura interespinosa sobre la tibia y la escotadura intercondílea sobre el fémur, se desplaza hacia fuera. Por el contrario, cuando el ángulo del valgus se cierra, corresponde al genu valgum. (Fig. N° 1)

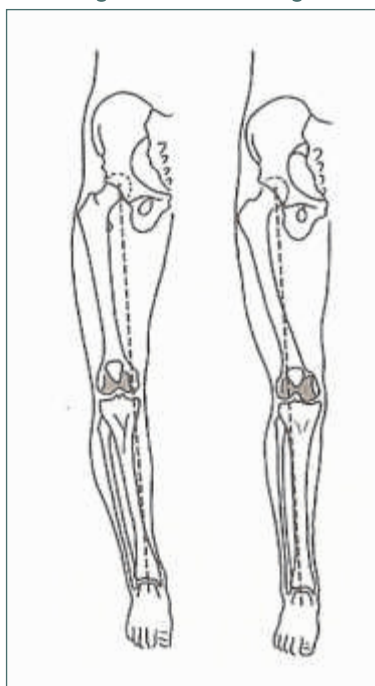
Las desviaciones laterales de las rodillas son relevantes dado que con el transcurso del tiempo las cargas no se distribuyen por igual entre el compartimiento interno y el externo. Esto resulta en un desgaste prematuro del compartimiento interno, artrosis femorotibial interna, en el genu varum; o, por el mismo mecanismo, artrosis femorotibial

² Kapandji I.A., **Cuadernos de fisiología articular-tomo 2**; Barcelona, Masson, p. 76



interna, en el genu varum; o, por el mismo mecanismo, artrosis femorotibial externa, en el genu valgum. (Fig. Nº 1)

Fig. Nº 1 Varo-Valgo



Fuente:3

En conclusión, el genu valgum ha desequilibrado los apoyos. Se ha de comprender, que a este nivel, la gravedad no sigue el eje diafisario, sino que pasa a nivel de la rodilla interna que soporta de un 70 a un 75 % de la gravedad.⁴ Se puede entender que de esta forma la rodilla interna es la rodilla de carga y la externa la de movimiento. La forma de las superficies articulares lo avala.

Con respecto a la rotación axial automática, la misma va unida a los movimientos de flexión- extensión de manera involuntaria e inevitable. De este modo en el final de la extensión se produce una rotación externa, y en el comienzo de la flexión la rotación es interna.

Para comprender este automatismo de la rodilla hay que admitir que las curvaturas de los huesos del miembro inferior son la manifestación de los esfuerzos que actúan sobre ellos. Existen compensaciones de estas líneas de tracción para obtener eficacia en la función. Es sabido que el cuello femoral forma un ángulo de 30° con el plano frontal, de modo que para que el eje de los cóndilos permanezca frontal es preciso introducir una torsión del fémur de -30° por rotación interna. En sentido contrario, la retroposición del maléolo externo torna el eje de la tibiotarsiana oblicuo hacia fuera y atrás, lo que corresponde a una torsión del esqueleto de la pierna de $+25^{\circ}$, por rotación externa.

Si a esto se añade la rotación axial automática que aporta $+5^{\circ}$ de rotación externa

³ Busquet Léopold, **Las cadenas Musculares**, tomo IV, 7ª edición, Barcelona, Paidotribo, 2005, p. 209

⁴ Bienfait Marcel, ob.cit, p. 148



de la tibia bajo el fémur en extensión completa, estas angulaciones se anulan. De este modo el eje del miembro inferior está en rotación externa de 30° y de esto se deriva un desplazamiento hacia fuera de 30° del eje del pie. Esto ocurre en una pelvis simétrica. Durante la marcha, la pelvis efectúa un giro de 30° y el pie se dirige directamente hacia delante lo que permite el desarrollo óptimo del paso.

De este análisis se puede deducir que si la rodilla está en flexión, la rotación automática se elimina; por ende hay un mayor componente de rotación interna ($+5^{\circ}$) mientras la rodilla se encuentra flexionada y entonces entrará en juego la lateralidad para compensar el desbalance torsional.

Las superficies articulares dan origen a dos articulaciones en una íntimamente relacionadas desde lo anatomofuncional. Al respecto algunos autores describen la rodilla como una articulación bicondílea; esto es cierto desde el punto de vista anatómico, pero desde el punto de vista mecánico se trata de una articulación de tipo troclear. Es así que las glenoides corresponden a los cóndilos y el macizo de las espinas tibiales se sitúa en la escotadura intercondílea, conjunto que, desde el punto de vista funcional se denomina, la articulación femorotibial. Por delante, las dos vertientes de la superficie articular de la rótula corresponden a las dos carillas de la tróclea femoral, mientras que la cresta roma vertical se aloja en la garganta de la tróclea, de esta forma se constituye un segundo conjunto funcional, la articulación femoropatelar. Ambas articulaciones funcionales están contenidas en una sola articulación anatómica: la articulación de la rodilla. La misma posee una estructura de relleno que se sitúa entre la superficie preespinal, la cara posterior del tendón del cuádriceps y la parte inferior de la tróclea femoral. Este espacio muerto está ocupado por el paquete adiposo de la rodilla (grasa infrarrotuliana o de Hoffa).

La capacidad articular de la rodilla posee variaciones según los individuos pero generalmente se acumula en los fondos de saco subcuadricipital (saco profundo que forma la cápsula) y laterorrotulianos cuando la rodilla está en extensión debido a la tensión de los gemelos y en la flexión por la tensión del cuádriceps el líquido es rechazado hacia los fondos de saco retrocondíleos. La posición de semiflexión es llamada de capacidad máxima dado que la presión del líquido intraarticular es menor y por ende es la menos dolorosa. En condiciones normales la cantidad de sinovia es muy escasa y son los movimientos los responsables de su barrido permanente, lo que coadyuva a la buena nutrición del cartílago y a que las superficies articulares se mantengan lubricadas.

Pero, aunque pareciera de un ensamble perfecto, es una articulación no concordante porque ni los cóndilos ni las glenas son idénticos. El eje anteroposterior del cóndilo interno diverge más hacia atrás que el externo y es también más estrecho. La carilla externa de la tróclea es más prominente que la interna. Además mientras que la glenoide interna es cóncava en los dos sentidos, la externa es cóncava en sentido transversal y convexa en el sagital y la espina interna es más alta que la externa (función



de tope) Se deduce que, si el cóndilo interno es relativamente estable en su glena, el externo está en posición inestable, y durante el movimiento, depende de la integridad del ligamento cruzado anteroexterno. Por otra parte, los radios de curvatura de los cóndilos y las glenoides correspondientes no son iguales, por tanto hay discordancia de las superficies articulares. Su restablecimiento corre a cargo de los meniscos.

Estos fibrocartílagos son los medios de unión elásticos transmisores de la fuerzas de compresión entre el fémur y la tibia. En extensión los fibrocartílagos están intercalados con exactitud entre las superficies articulares y la transmisión de las fuerzas de compresión se ve favorecida. En la flexión ocurre lo inverso y sumado al relajamiento de los ligamentos laterales la movilidad se beneficiada en detrimento de la estabilidad. Además poseen conexiones muy importantes desde el punto de vista funcional. Ambos cuernos anteriores están unidos por el ligamento yugal, transverso o meniscomeniscal (en un 20% puede estar presente en la cara posterior de los meniscos) y a su vez se adhieren a la rótula por el paquete adiposo. También gozan de enlaces con la rótula desde sus bordes laterales: las aletas menisacorrotulianas. Asimismo el ligamento lateral interno fija sus fibras posteriores en el borde interno del menisco interno. En cambio el ligamento lateral externo está separado de su respectivo menisco por el tendón del poplíteo. Por otro lado el tendón del semimembranoso envía fibras que se insertan en el menisco interno como así también el ligamento cruzado anteroexterno se fija en el cuerno anterior de este menisco, mientras que el posteroexterno está ligado al cuerno posterior del menisco externo.

De este modo todas estas estructuras están en íntima relación y la alteración de cualquiera de ellas puede llevar a la progresiva afectación del resto.

Hay ciertos factores que intervienen en los movimientos de los meniscos. El único factor pasivo es el rechazo hacia delante por parte de los cóndilos. En cambio, los factores activos son numerosos. Durante la extensión las aletas menisacorrotulianas se tensan por el avance de la rótula, arrastran el ligamento transverso y conducen los meniscos hacia delante. Además la tensión del ligamento meniscofemoral simultánea a la del cruzado posterointerno, impulsa hacia delante el cuerno posterior del menisco externo. Durante la flexión el menisco interno es impulsado por fibras del semimembranoso y del cruzado anteroexterno que traccionan de los cuernos posterior y anterior respectivamente. En cambio el menisco externo es impulsado hacia atrás solo por la acción del poplíteo.

Con respecto a la rotación axial, los desplazamientos de los meniscos son sobre todo pasivos por arrastre condíleo pero gracias al desplazamiento de la rótula en relación a la tibia, las aletas menisacorrotulianas se tensan y de esta forma arrastran a uno de los meniscos hacia delante de manera activa. En la rotación interna el menisco interno avanza y el externo retrocede y lo contrario sucede en la rotación externa.

Los meniscos no poseen inervación excepto en la porción más periférica y en los



ligamentos de los cuernos anterior y posterior.⁵ Por otro lado, debido a la diferencia de forma y tamaño el menisco externo absorbe un 50% de las presiones mientras que el interno un 75%.⁶

Es decir que no es difícil entender que la lesión meniscal no es más que una parte del diagnóstico, ya que, con suma frecuencia, la lesión ligamentosa es la que crea a la vez la lesión meniscal y la lesión cartilaginosa.

No hay duda que la clave para que esta articulación esté libre de lesión es su estabilidad. La configuración ósea, los meniscos, los ligamentos y los músculos que rodean la rodilla proporcionan su estabilidad articular. Si cualquiera de estas estructuras funcionara de manera incorrecta o estuviese alterada, se producirá la inestabilidad.

Los ligamentos son los estabilizadores principales para los movimientos de traslación anterior, posterior, la angulación de varo y valgo y las rotaciones. Es decir que al contrario que en el hombro, los principales elementos estabilizadores de la rodilla son las estructuras pasivas.

Los ligamentos cruzados son la pieza maestra de la articulación ya que su función es múltiple: recogen los cóndilos en la flexión-extensión, son el pivote de las rotaciones axiales pero igualmente su freno. Además en los micromovimientos de abducción-aducción y en los deslizamientos laterales necesarios para la adaptación a las superficies, juegan el papel de ligamentos interóseos. Por último, en las posiciones de flexión de rodilla, estando los ligamentos laterales laxos, soportan solos las presiones de estabilidad (aportan estabilidad anteroposterior a la articulación). Beynnon et al. (1992) han realizado medidas in vivo del ligamento cruzado anterior (LCA) normal.⁷ Los resultados mostraban que la deformación en el LCA se relacionaba con la flexión de rodilla y se incrementa con la contracción del cuádriceps. Menos tensión se produjo con las co-contracciones de los grupos musculares cuádriceps e isquiotibiales y a mayores grados de flexión de rodilla. Esto indica que la contracción y la co-contracción muscular contribuyen a la estabilidad de la articulación al incrementar la rigidez de la misma.

Otro punto importante a destacar acerca del LCA es que debido a que sus fibras tienen variada orientación, posee una compleja organización ultraestructural y un abundante sistema elástico, marca una clara diferencia con otros ligamentos y tendones. El LCA presenta una estructura multiaxial que le permite una adaptación a las variaciones de dirección y tensión a las que es sometido. Se distinguen los fascículos anterointerno (AI), intermedio (I) y posteroexterno (PE). El PE permanece tenso en todo el rango de flexoextensión, el AI y el I están tensos en extensión completa y se relajan entre 20 y 60°, la tensión aumenta hasta los 80° y permanece tenso. Globalmente tiene una tensión

⁵ Day B Mackenzie WG, Shim SS, Leug G, **The vascular and nerve supply of the human meniscus**. Arthroscopy, 1985, p.58

⁶ Miralles Marrero, Puig Cunillera, **Biomecánica clínica del aparato locomotor**, Barcelona, Masson, 1998, p.227

⁷ ibid p.229



media permanente, lo que evita el desplazamiento anterior de la tibia. La zona de seguridad está entre los 30 y 60° (zona de inmovilización post-operatoria). La inserción en el fémur se realiza en un plano sagital y en la tibia es transversal. Esto hace que los tres fascículos estén torsionados entre sí, y que siempre haya uno tenso en cualquier momento del recorrido.

También es relevante el hecho que ambos ligamentos cruzados sean intraarticulares, aunque extrasinoviales. De hecho ambos están recubiertos por membrana sinovial y ésta está ricamente vascularizada (principalmente por la arteria geniculada media). El LCA está inervado por ramas del Ciático poplíteo interno y posee mecanorreceptores rápidos (Paccini), y lentos (Ruffini). Los primeros son sensibles al movimiento y los otros analizan la velocidad y la aceleración.⁸ Estudios neurofisiológicos han demostrado que los estiramientos de los ligamentos cruzados producen modificaciones de la actividad de las motoneuronas gamma de los músculos: Géminos, sóleo, bíceps crural y semimembranoso.⁹ Estos datos sugieren que la inervación del LCA puede ser importante en el control sensitivo del movimiento y que, es importante preservar estos ligamentos lo máximo posible, ya que la pérdida de inervación puede ser la responsable de alteraciones de la biomecánica de la rodilla.

El ligamento cruzado posterior (LCP) posee una resistencia mecánica mayor que el precedente.¹⁰ Su inserción femoral está en el plano sagital y la tibial lo está en el frontal. Es decir que la disposición espacial de los ligamentos cruzados está localizada en los tres planos del espacio. De hecho no sólo están cruzados entre sí, sino que también lo están con los ligamentos laterales. Así, el anterior lo está con el externo y el posterior con el interno.

Aunque con frecuencia se habla de que el LCP está formado por dos fascículos, desde el punto de vista mecánico parece estar formado por cuatro: anterior (A), central (C), posterior longitudinal (PL) y posterior oblicuo (PO). El fascículo anterointerno es seis veces más resistente que el posteroexterno y es el principal estabilizador del LCP.

Durante la marcha y la carrera, la rodilla está solicitada continuamente por impulsos laterales. En ciertos casos, el cuerpo está en desequilibrio interno sobre la rodilla portadora, lo que tiende a exagerar el valgus fisiológico y a hacer que la interlínea se entreabra hacia adentro. Lo inverso ocurre durante el desequilibrio externo. En tales esfuerzos los ligamentos laterales no están solos para asegurar la estabilidad transversal de la rodilla. El ligamento lateral externo (LLE) recibe la ayuda poderosa de la cintilla de Maissiat a la que el tensor de la fascia lata se encarga de tensar. Esta cintilla ayuda a estabilizar la rodilla ya que envía fibras al fémur, a la rótula y al tendón rotuliano. Kaplan

⁸ Ibid p. 232

⁹ Johanson H, Sjolander P, Sojita P, **A sensory role for the cruciate ligaments Clin Orth**, 1991 p.171-168.

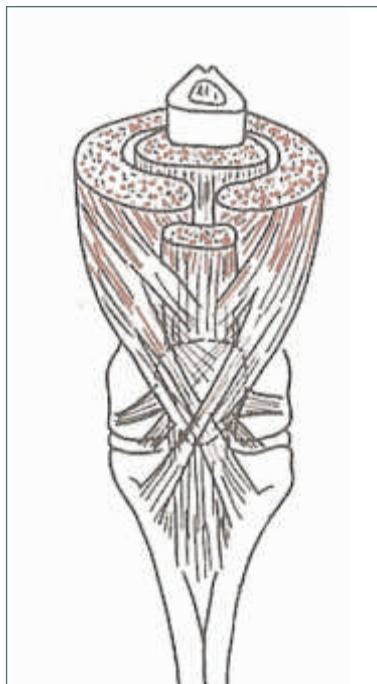
¹⁰ Covey DC, Sapega AA, **Injuries for the posterior cruciate ligament**, Bone Joint Surg, 1993, p. 1376-1386



afirma que suple la función del LLE cuando éste se encuentra laxo.¹¹ Este ligamento es el limitador principal para la angulación de varo y resiste aproximadamente el 55% de la carga aplicada en extensión completa. Su papel se incrementa con la flexión de la articulación, cuando las estructuras posteriores se tornan laxas. En cambio el ligamento lateral interno (LLI) recibe la ayuda de los músculos de la pata de ganso (sartorio, semitendinoso y recto interno) y su porción superficial es la que limita principalmente la que limita principalmente la angulación de valgo y resiste el 50% de la carga de valgo externa. La cápsula, el LCA y el LCP comparten la carga de valgo restante.¹²

Asimismo el cuádriceps aporta, con sus expansiones directas y cruzadas, una cubierta sobre todo fibrosa en la cara anterior de la articulación. Las directas se oponen a que se abra la interlínea del mismo lado y las cruzadas actúan sobre el lado opuesto. De este modo, cada vasto actúa sobre la estabilidad en los dos sentidos. (Fig. N° 2)

Fig. N° 2 Final del cuádriceps.
Expansiones directas y cruzadas



Fuente:¹³

Por último existen refuerzos fibrosos rotulianos: las aletas rotulianas interna y externa, el ligamento patelotibial y el ligamento patelofemoral medial que estabiliza más desde el punto de vista estático, y, junto con el ligamento patelomeniscal, representan el 75% de las fuerzas mediales que estabilizan la rótula.¹⁴ (Fig. N° 3)

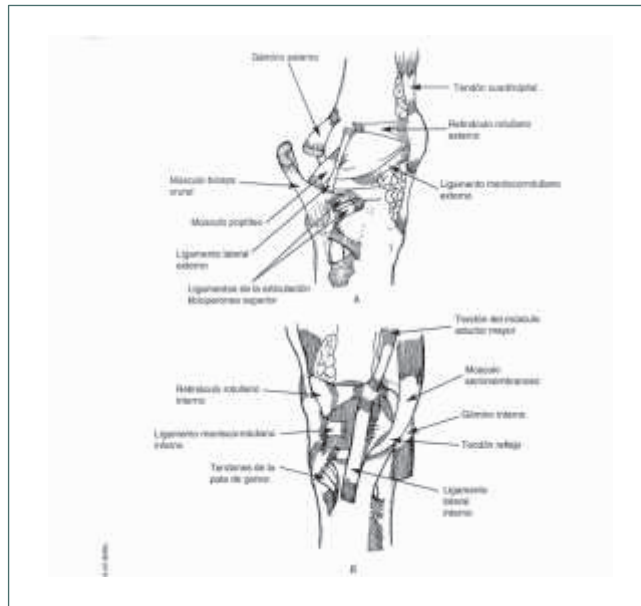
¹¹ Miralles Marrero, Puig Cunillera, ob. cit. p. 235

¹² Ibid p.229

¹³ Busquet Léopold, **Las cadenas Musculares**, tomo IV, ob. cit., p. 128

¹⁴ Miralles Marrero, Puig Cunillera, ob. cit., p. 230-231

Fig. Nº 3 A- Cara lateral de la rodilla, elementos estabilizadores
B- Lado medial



Fuente:15

Es de utilidad aclarar que tanto los ligamentos cruzados como los laterales se encuentran por detrás del centro de la articulación. Aquí hay otra evidencia del desequilibrio anterior en el que se encuentra el cuerpo.

Esta capacidad de retención de los ligamentos se realiza conjuntamente con la acción dinámica de los músculos. De este modo cuádriceps y géminos se ven contrarrestados por la acción del LCA y los isquiotibiales por el LCP.

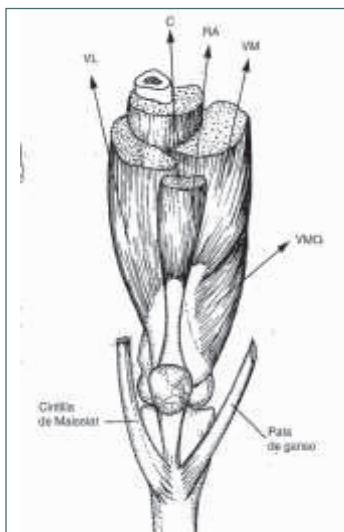
Hay catorce músculos que cruzan la articulación de la rodilla. El grupo extensor está representado por el cuádriceps crural. Este está formado por cuatro músculos que se insertan mediante un tendón terminal común en la tuberosidad anterior de la tibia (TAT). Uno de ellos, el recto anterior, es biarticular; pero los tres restantes: crural, vasto interno y vasto externo, son monoarticulares y los dos últimos tienen un componente de lateralidad. El vasto medial (VM) está formado por dos partes. Las fibras proximales, longitudinales, que se insertan en el polo superior de la rótula conforman el vasto medial largo (VML). Las fibras distales son más horizontales y se insertan en el borde medial de la rótula, constituyendo el vasto medial oblicuo (VMO). El VML es extensor de la rodilla y el VMO es estabilizador de la rótula. Estas dos partes están separadas por una fascia que contiene una rama del nervio femoral. Las fibras distales del VMO forman un ángulo de unos 50° con el eje del fémur. Las disfunciones de este músculo provocan problemas para la estabilidad de la articulación femoropatelar. El VMO no tiene efecto sobre los últimos grados de extensión, pero sí como estabilizador activo de la rótula. (Fig. Nº 4)

15 Ibid p. 229

De la misma forma, el vasto lateral (VL) puede dividirse en dos porciones. El vasto lateral largo es extensor y el vasto lateral oblicuo es estabilizador de la rótula. El VL se inserta en la cintilla iliotibial y el septo intermuscular, y forma parte del equilibrio de la rótula.

La función selectiva del VMO es la alineación de la rótula. Los últimos 15° de extensión precisan un aumento de un 60% de la potencia del cuádriceps.

Fig. Nº 4 Aparato extensor de la rodilla-Ejes de tracción



Fuente:16

El cuádriceps tiene su mayor función estabilizando la rótula y extendiendo la rodilla. Si bien es cierto que la que se considera inserción distal del cuádriceps es la que se da en la TAT, a través del tendón rotuliano, no hay que olvidar que cada uno de los componentes de este músculo se inserta a nivel de la rótula. La inserción en la misma está formada por tres capas: la superficial es el tendón del recto anterior, la intermedia es la fusión del VM y el VL, y la profunda es la aponeurosis del vasto intermedio. Habitualmente, el recto anterior, es el único que tiene continuidad con el tendón rotuliano. Las fibras del vasto interno se pueden separar en dos grupos debido a su orientación con respecto a la rótula. Las más distales son mucho más horizontales. El vasto interno se inserta en el borde superointerno de la rótula. El vasto externo oblicuo, se inserta en el borde superoexterno de la rótula, y forma con el tendón del recto anterior un ángulo de 38° en las mujeres y 48° en los hombres. Existen varios patrones de inserción del músculo en la rótula cuya importancia radica en las diferentes angulaciones de sus inserciones. Parece ser que estos ángulos afectan al vector lateral de la rótula y pueden ser desestabilizadores de la articulación femoropatelar, adquiriendo importancia en la adquisición de síndromes dolorosos en la cara anterior de la rodilla y condromalacia en pacientes con mal alineamiento de la rótula.¹⁷ Por su parte, las fibras del crural, discurren en un plano más profundo que las de los antes mencionados, y la mayoría de ellas se insertan en el borde

¹⁶ Ibid p. 237

¹⁷ Ibid p. 238



superior de la rótula. Las restantes se mezclan con las inserciones de los vastos.

A causa de que el cuádriceps está alineado con la diáfisis del fémur y no con el eje mecánico del miembro inferior, se ejerce una fuerza lateral sobre la patela durante la extensión. La importancia del VMO radica en que es el responsable de la estabilidad interna dinámica de la rótula. Estudios electromiográficos del cuádriceps¹⁸ han demostrado que la limitación de la extensión está en relación con la mecánica articular de la rodilla y no es una indicación de debilidad de un componente muscular como podría ser el vasto interno. En este sentido es necesario volver a referir a la rótula. Su movimiento normal es una traslación circunferencial¹⁹ a lo largo de la garganta troclear y hasta la escotadura intercondílea y equivale al doble de su longitud (8 cm.). Es efectuado alrededor de un eje transversal, en el cual su cara posterior se dirige hacia atrás en la extensión. En cambio, en la flexión, cuando se aplica debajo de los cóndilos, esta misma cara se orienta hacia arriba. Esto es posible porque las conexiones de la rótula con el fémur poseen la longitud suficiente como para permitirlo. Los tres fondos de saco que forma la cápsula alrededor de la patela se despliegan cuando ésta se desliza bajo los cóndilos. Gracias al fondo de saco subcuadricipital, la distancia que recorre la rótula se cuadruplica y se duplica en función de los fondos de saco laterorrotulianos. El ligamento adiposo acompaña a la rótula en su descenso y gira 180°. En el camino inverso, cuando la rótula se remonta, es el músculo subcrural o también llamado tensor del fondo de saco subcuadricipital, el que impide que esta estructura se enclave entre la rótula y la tróclea gracias a que realiza una tracción ascendente de la misma.

Tal es así que ante un proceso inflamatorio estas estructuras alteran su funcionalidad, ya que los fondos de saco quedan soldados, pierden su profundidad y la rótula queda adherida al fémur y no puede deslizarse por su canal. Es decir que esta retracción capsular es una posible causa de la rigidez de la rodilla en extensión. Además, este hueso sesamoideo contenido en el espesor de la rodilla, es responsable de dos importantes funciones biomecánicas. Por una parte, ayuda en la extensión de la rodilla prolongando el brazo de palanca del cuádriceps a lo largo de toda la amplitud de movimientos de la articulación. Por otro, permite una mejor distribución de las fuerzas de compresión sobre el fémur al incrementar el área de contacto entre éste y el tendón rotuliano.

Biomecánicamente, la fuerza de contacto de la articulación femoropatelar es nula, durante la subida de escaleras puede incrementarse hasta 3,3 veces el peso corporal, y con las rodillas fuertemente flexionadas puede ser hasta de ocho veces.

Goodfellow, Hungerford y Zindel señalan que existe una relación directa entre la presión de contacto de la articulación femoropatelar y la función de la rótula como brazo de palanca para la extensión de la rodilla. Próxima a la extensión completa, la patela se

¹⁸ Lieb FJ, Perry J, **Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions.** J Bone Joint Surg, 1971, p. 749-758

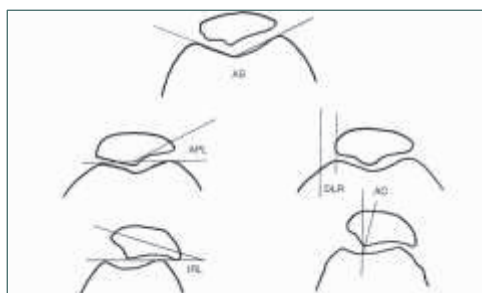
¹⁹ Kapandji I.A., ob.cit, p.110



Mueve cerca de la diáfisis y del centro de rotación de la rodilla y por consiguiente proporciona un brazo de palanca mínimo para la extensión. En flexión la rótula se desplaza por encima de la tróclea, separando el tendón rotuliano del centro de rotación. Este movimiento proporciona una ventaja mecánica al tendón del cuádriceps pero, a la vez, incrementa proporcionalmente la presión de contacto. Con la rodilla a 100° de flexión, la rótula aumenta el brazo de palanca del cuádriceps un 10%, pero a 45° de flexión lo aumenta un 30%. En los últimos grados de extensión el efecto de la rótula es nulo y es cuando se necesita la mayor potencia del cuádriceps.

Kujala realiza un análisis de los movimientos de la rótula de 0 a 30° mediante resonancia magnética. El ángulo del surco (AS) oscila entre los 140° y 159° disminuyendo con la flexión. Esta diferencia es mayor en hombres que en mujeres. El desplazamiento lateral de la rótula (DLR) oscila entre -5 y 1 mm, mediatizándose durante la flexión. Este desplazamiento disminuye antes en los hombres. La inclinación rotuliana lateral (IRL) oscila entre 12° y 18° , siendo mayor en los varones. El ángulo de congruencia (AC) oscila entre 21° y -15° , mediatizándose durante la flexión. (Fig. N° 5)

Fig. N° 5 Articulación Femoropatelar



Fuente:20

Al flexionar la rodilla el tendón rotuliano se desplaza hacia atrás 35° . A 40° de flexión las presiones sobre la articulación femoropatelar son del 70% de la tensión del tendón rotuliano. A 80° de flexión la presión es 3 veces mayor. A partir de este punto y hasta 120° de flexión la presión disminuye debido al contacto del tendón rotuliano con la tróclea. El pico de mayor presión se localiza entre los 70° y 80° .²¹

La longitud del tendón rotuliano influye en el comportamiento mecánico de la rótula. La magnitud de los cambios se debe a la longitud del ligamento y al ángulo de flexoextensión de la rodilla.

Habría que hacer una mención especial al recto anterior del cuádriceps. Cuando la cadera está en extensión, éste se encuentra tensado y aumenta su eficacia como extensor de rodilla. Esto es lo que sucede en la marcha y la carrera cuando se extiende el miembro posterior y, por acción de los glúteos, la cadera se coloca en extensión. Después, al avanzar el miembro oscilante, el recto anterior se contrae para flexionar la

20 Miralles Marrero, Puig Cunillera, ob. cit. p. 239

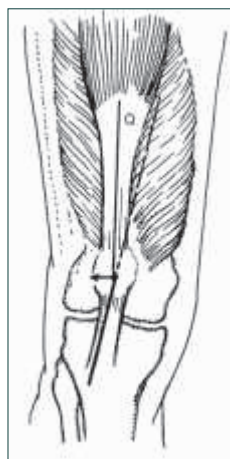
21 Huberti HH, Hayes WG, **Patellofemoral contact pressures**, J Bone Joint Surg, 1984, p. 715-724



cadera y extender la rodilla.

En el plano frontal la rótula está traccionada lateralmente debido a la angulación en valgo (ángulo Q) del aparato extensor de la rodilla. Este es un ángulo obtuso abierto hacia fuera formado entre el tendón del cuádriceps y el ligamento rotuliano. (Fig. N° 6) En los adultos dicho ángulo con el cuádriceps relajado es de $15,8^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$ en la mujer y $11,2^{\circ} \pm 3^{\circ}$ en el hombre.²² La contracción isométrica de este músculo modifica el ángulo Q tanto en bipedestación como es posición supina, la cual depende, en más o en menos, de la tracción del VMO. En general la contracción del cuádriceps disminuye el ángulo Q.²³

Fig. N° 6 Angulo Q



Fuente:²⁴

Los ángulos Q aumentados (pelvis anchas) son una desventaja biomecánica por ejemplo para los corredores de largas distancias, ya que este ángulo representa una transmisión de energía ineficiente respecto al sistema de palancas. Un aumento de 10° del ángulo Q representa un aumento del pico de presiones sobre la articulación femoropatelar de un 45% a los 20° de flexión. Un estudio sobre infantes de marina de los Estados Unidos ha demostrado que un aumento de 15° del ángulo Q, lo que coincide con un aumento del valgo de rodilla, determina un riesgo mayor de fracturas por sobrecarga en la extremidad inferior.²⁵ Además como factores predisponentes de la luxación recidivante, de la condromalacia rotuliana y de la artrosis femorrotuliana externa, se encuentran también estos factores: la torsión externa de la tibia bajo el fémur y el genu valgum, que al cerrar el ángulo Q favorecen la inestabilidad externa de la rótula.

Independientemente de los casos graves de verdaderas luxaciones congénitas que igualmente deben mencionarse, este mecanismo es el responsable de la artrosis posterior de la rótula. Especialmente es frecuente en deportes que se practican en flexión de rodillas puesto que la escotadura intercondílea carece de tope externo. Además de aquellos deportes que exigen grandes esfuerzos del cuádriceps, ya que ésta fuerza

²³ Hahn T, Foldspang A, **The Q angle and sport**, Scand J Med Sci Sports, 1997, p. 287-290

²⁴ Miralles Marrero, Puig Cunillera, ob. cit. p. 241

²⁵ Cowan Jones, Frykman, Polly, Harman, Rosenstein, **Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees**, Med Sci Sports Exerc, 1996, p. 945-952



la rótula hacia el exterior quien frota sobre la cara troclear externa y lima su cartílago. Este sistema mecánico es el punto débil de la rodilla.²⁶

Aquí la anatomía se pone al servicio de la función y le otorga a la cara posterior de la rótula un cartílago muy grueso (4 a 5 mm), en particular a nivel de la cresta media en donde se encuentra el mayor espesor de cartílago de todo el organismo. En este sentido la densificación ósea subcondral a nivel de la carilla externa, traduce un síndrome de hiperpresión externa.

Durante la marcha el ángulo Q varía por la rotación de la TAT, lo que hace que la rótula gire según un eje anteroposterior mantenida alineada por la tensión del tendón rotuliano y por la aleta rotuliana interna (ángulo Q dinámico).²⁷

La rótula oscila debido a la colocación del pie hacia adentro, en el apoyo monopodal, y hacia fuera, en la fase de balanceo. En los adultos tiene una oscilación de 10,6° 17,46°.²⁸

Debido a la torsión externa de la tibia durante el crecimiento, el ángulo Q del niño aumenta hasta los cuatro años, considerándose que a partir de los once años ya es definitivo. En los niños con vicios de torsión de la tibia, el ángulo Q oscila entre los 14,96° y los 17,46°.²⁹

Como ya se hizo mención, la estabilidad de la rótula se realiza mediante su carilla lateral sobre el cóndilo externo. En extensión, la rodilla sólo se mantiene por la tensión de las partes blandas (VMO y retináculo patelofemoral medial) hasta que se flexiona la rodilla 20°, momento en que se coloca en la tróclea. El ligamento patelofemoral medial es la estructura ligamentosa más importante para retener la rótula y evitar su desplazamiento lateral, con un 53% de la fuerza total. El ligamento patelomeniscal y las fibras retinaculares de la capa profunda de la cápsula contribuyen en un 22%.³⁰ Las fibras retinaculares (cinta patelotibial) carecen de importancia para prevenir el desplazamiento lateral.

Los problemas de los resaltes patelares, se producen al iniciar la flexión de la rodilla, aunque también pueden deberse a una tensión excesiva del ligamento retinacular lateral, a una disminución de la escotadura intercondílea o a la forma de la rótula.

Wiberg³¹ define tres tipos de rótulas, como se observa en la figura N° 7, según su simetría (tipo I), si la cara medial es más cóncava y más estrecha (tipo II) y si la cara medial es convexa y mucho más pequeña (tipo III).

²⁶ Bienfait Marcel, ob.cit, p. 152

²⁷ Van Kempen A, Huiskes R, **The three-dimensional tracking pattern of the human patella**, J Orthop Res, 1990, p. 372-382

²⁸ Miralles, Server, Permanyer, **Análisis frontal de la marcha mediante videofotogrametría en 3D. Oscilación del ángulo Q**, Rev Patol Rodilla, 1996, p. 44-48

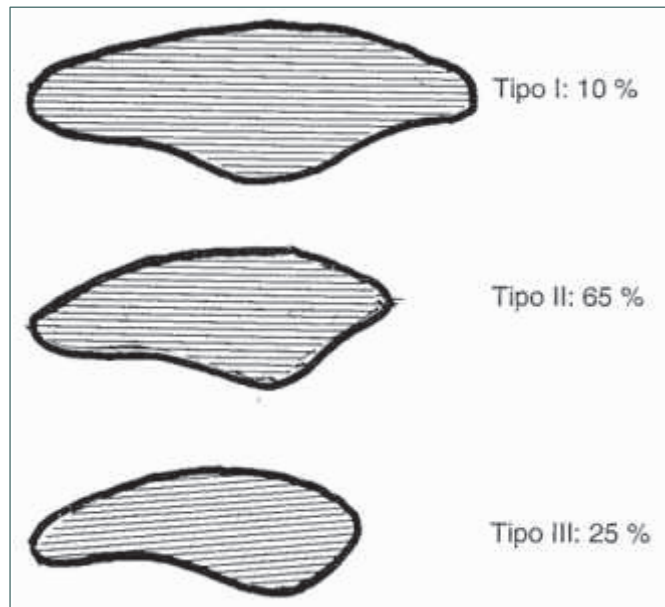
²⁹ Ibid

³⁰ Conlan, Garth, Lemons, **Evaluation of the medial soft tissue restraints of the extensor mechanism of the knee**, JBone Joint Surg, 1993, p. 682-693

³¹ Wiberg, **Roentgenographic and anatomic studies on the patelofemoral joint, with special reference to chondromalacia patellae**, Acta Orthop Scand, 1941, p. 319-410

Hennsge³² encuentra que la más frecuente es la de tipo II (65%), seguida por la de tipo III (25%) y la de tipo I (10%).

Fig. N° 7 Clasificación de Wiberg según el tamaño y la forma de la carilla medial



Fuente:³³

Observando el gráfico N° 8 se puede apreciar que con la rodilla flexionada 20°, y estudiado en un plano transversal, existe un vector F_q , que es la propia tensión del cuádriceps, y un vector F_r que es la resultante de la existencia del ángulo Q. Estos dos vectores dan una resultante R_s que comprime la carilla externa de la rótula sobre el cóndilo externo procurándole estabilidad. El vector F_r disminuye al mediatizar la TAT, relajando el retináculo externo o las fibras distales del vasto lateral. La estabilidad se incrementa al aumentar el componente F_q durante la flexión de la rodilla. Al aumentar la flexión se incrementa la compresión de la carilla sobre el cóndilo externo.

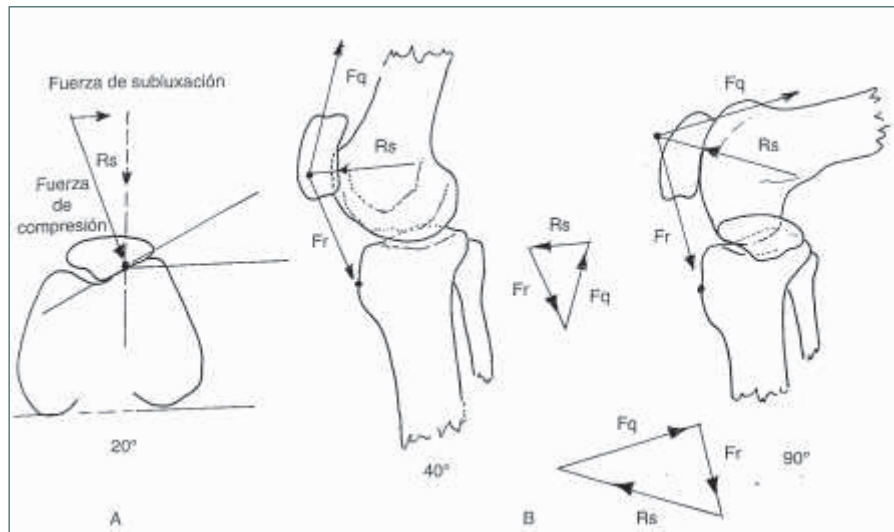
Hvid³⁴ ha calculado la inclinación que requiere la carilla lateral para su estabilidad, siendo de 35° en la extensión casi completa y de 20° en una flexión de 50° para un ángulo Q inicial de 20°.

³² Hennsge J, **Die arthrosis deformans des patella gleitweges zentralblatt**, Fur Chir, 1962, p. 1381-1387

³³ Miralles Marrero, Puig Cunillera, ob. cit. p. 242

³⁴ Hvid, **The stability of the human patello-femoral joint**, Eng Med, 1983, p. 55-59

Fig. Nº 8 Fuerzas que actúan sobre la rótula
A-A 20° de flexión B- De 40° a 90° de flexión



Fuente:³⁵

Cuando se realiza una patelectomía, la fuerza del cuádriceps debe aumentar un 30% para extender la rodilla por completo y existe también una disminución de la potencia flexora.³⁶ La pateloplastía (resecar la mitad posterior de la rótula con su cartílago) reduce la presión del aparato extensor.³⁷

En los países donde los hábitos socioculturales implican sentarse en el suelo sobre los pies, con las rodillas en máxima flexión, existe hasta un 15-20% más de rótulas altas.³⁸

La rótula alta se relaciona con la inestabilidad y el dolor anterior de rodilla.

Por último, en lo concerniente a esta compleja articulación, es importante la mención de su inervación. En la zona lateral, la piel recibe inervación variable, dependiendo del nervio femorocutáneo lateral o de ramas del femoral. Por otro lado, por su forma fascicular, el tendón rotuliano se puede considerar un ligamento debido a su considerable inervación que es fundamentalmente medial y proviene de los troncos superficiales (nervio safeno) o profundos (nervio articular medial). También es importante la inervación profunda desde las capas subsinoviales del ligamento adiposo, que juega un papel relevante en la propiocepción, por lo tanto en la cirugía y en la rehabilitación.

En consecuencia, los desplazamientos de la rótula con respecto a la tibia son indispensables. Es la rótula la que modela la tróclea y el perfil anterior de los cóndilos.

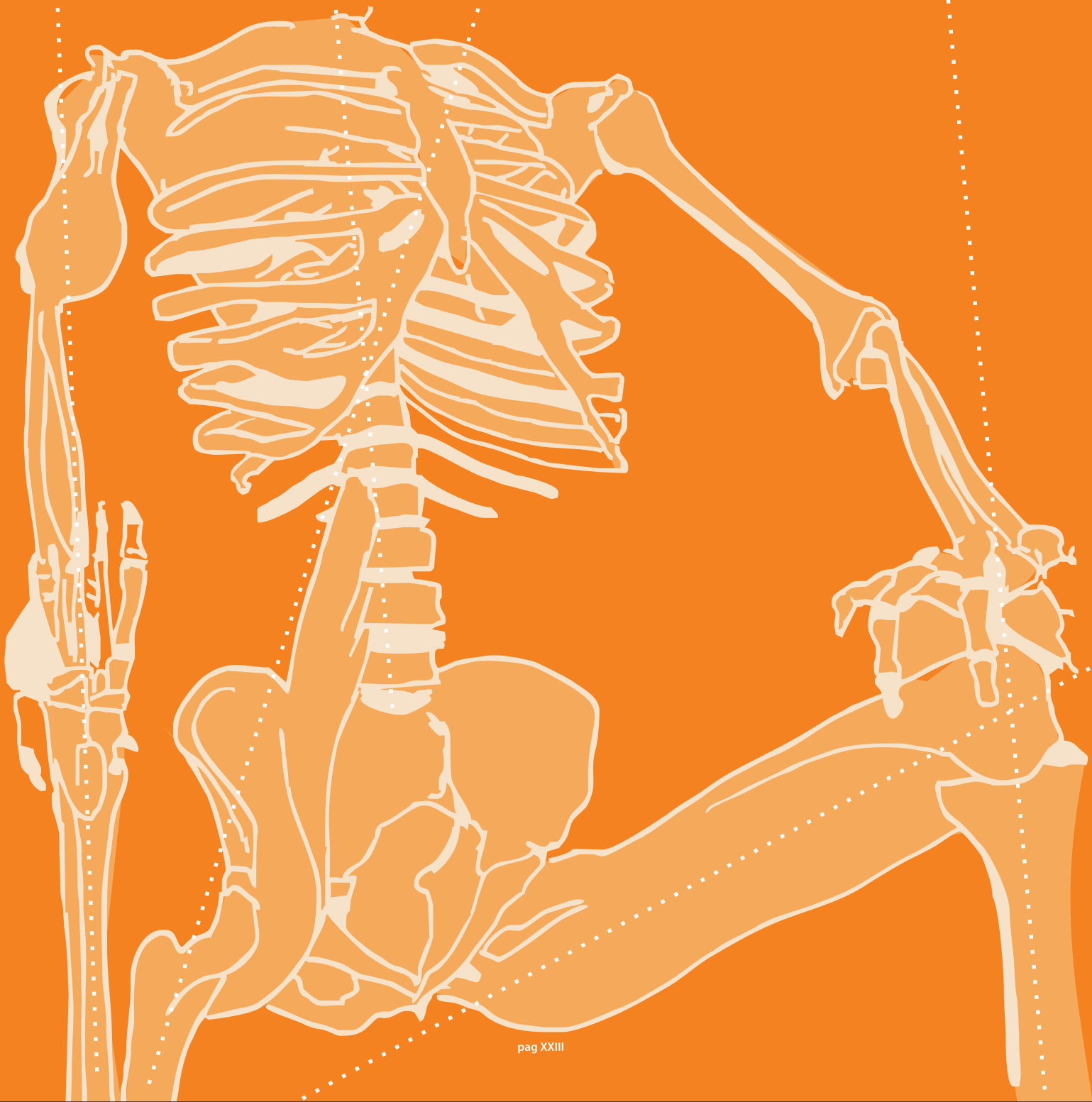
³⁵ Miralles Marrero, Puig Cunillera, ob. cit. p. 243

³⁶ Cubillo, Vaquero, Martínez, Vidal, Aranda, **Estudio de la función de la rodilla tras patelectomía con Biodex**, XIX Symposium de la Sib, Badajoz, 1996

³⁷ Beltran, **Resection arthroplasty of the patella**, J Bone Joint Surg, 1987, p. 604-607

³⁸ Leung YF, Wai YL, Leung YC, **Patella alta in Southern China. A new method of measurement**, Int Ortoph, 1996, p. 305-310

Influencias ascendentes y descendentes
sobre la articulación de la rodilla





La rodilla se ve sometida a influencias superiores e inferiores que condicionan su estabilidad- movilidad y por lo tanto pueden alterar su función. Con el fin de realizar un estudio global del miembro inferior, es necesario referirse a la zona lumbar como posible origen de los desequilibrios a nivel patelar y entender su biomecánica y la relación que mantiene con sus estructuras vecinas.

En lo que respecta a la columna vertebral, la presencia de curvaturas aumenta su resistencia a las fuerzas de compresión axial. Los ingenieros pudieron demostrar que la resistencia de una columna con curvaturas era proporcional al cuadrado del número de curvaturas más uno. De este modo, una columna con tres curvaturas móviles tiene una resistencia diez veces mayor a la de una columna rectilínea. Y se podría añadir una cuarta curvatura, la sacra, que si bien está conformada por un sólo hueso resultado de la fusión de las vértebras sacras, posee una movilidad que otorga aún más resistencia al raquis.

Por otro lado, se puede medir la importancia de las curvaturas raquídeas por medio del índice de Delmas. Consiste en la relación entre la longitud alcanzada por el raquis desde la cara de la primera vértebra sacra hasta el atlas por un parte, y por otra, de la altura tomada entre la cara superior de la primer vértebra sacra y el atlas. De este modo un raquis con curvaturas normales posee un índice de 95%, con límites extremos del 94 y 96%. Un raquis con curvaturas acentuadas posee un índice inferior al 94%, en el cual la longitud es mayor que la altura por ende se lo denomina de tipo funcional dinámico. En cambio aquel con curvaturas poco acentuadas tendrá un índice mayor al 96% y será del tipo funcional estático.

Desde otro punto de vista se puede analizar que dado a que dos de sus curvaturas han conservado su forma embrionaria de enrollamiento hacia delante se las llama primarias. Son las curvaturas dorsal y sacra, las dos cóncavas hacia delante. En el nacimiento, el paso de la cabeza a la pelvis menor crea la primera curvatura secundaria: la cervical. Esta es convexa hacia delante y permite la visión horizontal y la fonación. Más tarde, el bebé supera su período de cuadrupedia y la verticalización hace aparecer la segunda curvatura secundaria: la lumbar, igualmente convexa hacia delante. Las curvaturas primarias son las más sólidas pero las menos móviles, en cambio las secundarias son flexibles pero frágiles. En este sentido las curvaturas cervical y lumbar son las únicas que tienen músculos anteriores que se insertan en sus cuerpos vertebrales: los largos del cuello y los psoas. Esto tiene una incidencia sobre su estática, ya que como curvaturas de compensación, estos músculos les permiten adaptarse.

Según Kapandji³⁹ el raquis lumbar visto de perfil presenta las características de la lordosis lumbar:

- El ángulo sacro (30°), formado por la inclinación de la primera vértebra sacra y la horizontal,

³⁹ Kapandji I.A., **Cuadernos de fisiología articular**-tomo III, Barcelona, Masson, cap. 3



- El ángulo lumbosacro (140°), formado entre el eje de la quinta lumbar y el eje sacro,
- El ángulo de inclinación de la pelvis (valor medio de 60°), formado por el ángulo que forma con la horizontal una línea que pasa por el promontorio y el borde superior de la sínfisis púbica,
 - La flecha de lordosis lumbar, que se forma uniendo el borde posterosuperior de L1 y el posteroinferior de L5.
 - La reversión posterior; que expresa la distancia entre el borde posteroinferior de L5 y la vertical; si es positivo, la zona lumbar está revertida hacia atrás; si es negativo el raquis lumbar está inclinado hacia delante.

En cada nivel de la columna vertebral, de acuerdo a la conformación anatómica del segmento, las amplitudes de movimiento varían, y, al igual que el resto de la columna, el raquis lumbar realiza movimientos de flexión-extensión, flexión lateral y rotación. Sus rangos también sufren modificaciones según los individuos y según la edad, pero las cifras promedio para la zona lumbar son de 30° para la extensión que se acompaña de hiperlordosis lumbar y 40° para la flexión que produce el enderezamiento de la lordosis. Estudios realizados por David y Allbrook demuestran que a su vez existen variaciones en la amplitud de la flexoextensión dentro del segmento lumbar, siendo mayor en el raquis lumbar inferior (L4-L5).

Lo mismo sucede durante la inclinación lateral, cuya cifra promedio de movilidad es de $20-30^{\circ}$ a cada lado y también presenta como zona de mayor movilidad la articulación L4-L5. Con respecto a la rotación existen diferencias dependiendo de la posición de la cadera. Si ésta se haya en flexión la amplitud de la rotación lumbar es menor debido a que esta posición inmoviliza más fácilmente a la pelvis. En promedio su amplitud es de 5° a cada lado, 10° en total y aproximadamente 1° por vértebra.⁴⁰

Si bien las vértebras lumbares tienen ligeras diferencias en el plano anatómico con las dorsales, ambos segmentos tienen una fisiología conjunta que constituye una paradoja mecánica.⁴¹ Se ven afectadas por tres funciones aparentemente opuestas lo que es mecánicamente imposible. Por un lado es el tutor del tronco lo que permite la posición erguida permanente. Como tal, debe ser rígido. En esta situación, el raquis está controlado por la musculatura tónica, que es ante todo refleja. Por ella, el menor desequilibrio es inmediatamente corregido o controlado por medio de aumentos de tensión. El tono postural es un estado permanente y en los segmentos dorso-lumbares está constituida por la sucesión de los músculos transversos espinosos. Estos, en su acción unilateral inclinan las vértebras de su lado y al mismo tiempo las arrastran en rotación del lado opuesto.

Por otro lado es el sistema articular de los movimientos del tronco. Como tal, debe ser flexible y móvil. En esta situación es movilizad por la musculatura dinámica. Es una

⁴⁰ Ibid

⁴¹ Bienfait Marcel, , ob. Cit., p. 72



musculatura voluntaria que responde a deseos y necesidades. Es ocasional. La contracción dinámica inhibe la musculatura tónica antagonista (inervación recíproca). Este es el mejor ejemplo ya que toda la musculatura dinámica de los conductos vertebrales: dorsal largo, sacrolumbar, epiespinoso, en su función unilateral, sólo puede ocasionar un movimiento de lateroflexión y rotación al mismo lado.

Por último es el conducto protector de este órgano vital y frágil que es la médula espinal. Como tal, sus movimientos no pueden ser mínimos y nunca angulares. Es el sistema ligamentario el que impide todo deslizamiento de los cuerpos vertebrales unos sobre otros.

Con respecto a los grandes movimientos dinámicos, a nivel lumbar, la orientación sagital de las facetas hace que el movimiento principal de esta región sea la lateroflexión. De manera contraria la rotación es casi nula. Aparte de L5, cuyas carillas inferiores son de tipo sacro (orientación frontal), una vértebra lumbar sólo tiene medio grado de rotación posible. En este sentido, el movimiento de rotación no está limitado por el encuentro de los topes óseos, sino por la torsión de los anillos fibrosos de los discos intervertebrales. Sus fibras cruzadas se tumban en las rotaciones de los cuerpos vertebrales unos sobre otros. Esta fisiología del disco hace que las rotaciones a nivel lumbar sean imposibles, más bien, es un tipo de rotación segmentaria global entre D11 y L5. Como L5 sobre el sacro no tiene más que 4 o 5° de rotación, la rotación lumbar ocasiona generalmente una rotación horizontal pélvica. Esta ausencia de rotación lumbar explica que los deportes que implican violentas rotaciones del tronco sean tan traumatizantes para el sistema ligamentario lumbar. En conclusión, en el plano de la fisiología se puede considerar que una vértebra lumbar sólo tiene movimientos puros de lateroflexión.⁴²

Es evidente que el raquis lumbar está bajo la dependencia de los movimientos pélvicos. Es así que la extensión acompaña automáticamente una retroversión pélvica y la verticalización del sacro. El inicio del movimiento está a nivel de los músculos del perineo: el elevador del ano y el isquiococcígeo. Es su tensión contráctil la que desencadena la contracción de los glúteos mayores hacia atrás y la de los rectos mayores hacia delante. De manera inversa la flexión lumbar, es un movimiento que empieza desde abajo. Los músculos ilíacos comienzan el movimiento ya que flexionan la pelvis en anteversión. Esta contracción ocasiona naturalmente la de los psoas que colocan la columna lumbar en lordosis. El sacro va en extensión o, más exactamente se horizontaliza. La lordosis lumbar, así instalada, da un punto de apoyo sólido a los músculos paravertebrales. Su masa común está formada por dos partes muy diferentes: una masa muscular constituida por los transversos espinosos lumbares, una hoja tendinosa sólida que forma la cara profunda de la aponeurosis lumbar y está constituida por los tendones inferiores de los músculos sacrolumbares y dorsales largos. Estos dos

⁴² Ibid, p. 80-81



músculos empiezan el desenrollamiento dorsal y tensan la hoja tendinosa, la cual acentúa la lordosis.

Pero en la mayoría de los gestos cotidianos estos movimientos de flexión-extensión, o, enrollamiento- desenrollamiento se alían a una rotación- lateroflexión, razón por la cual es necesario mencionar a los sistemas cruzados anterior y posterior. El movimiento cruzado anterior es una rotación de un lado y una lateroflexión-enrollamiento del otro. Los tres parámetros pueden ser desiguales y variables, pero son indisociables. En sentido inverso, el sistema cruzado posterior se trata de un desenrollamiento-desrotación- lateroflexión opuesto. La pieza maestra es la aponeurosis lumbar. Esta es una gran hoja tendinosa con forma de rombo con un gran eje central sobre las espinosas. Esta aponeurosis realiza la unión entre todos los músculos dinámicos posteriores. Es una unión directa entre el miembro inferior por un lado, y el miembro superior por el otro.

Estos dos sistemas cruzados son el centro de todos los movimientos del cuerpo en el espacio. El sistema cruzado anterior es una gran cadena de rotación-enrollamiento-flexión de los dos miembros opuestos. En cambio el sistema cruzado posterior es una gran cadena dinámica de desenrollamiento-desrotación-extensión de los dos miembros opuestos. Ambos sistemas se equilibran. Son inseparables. Esta coordinación es fundamental para los gestos de la vida cotidiana. Por ejemplo en el paso, el anterior se desencadena por el sistema cruzado anterior y el avance del hombro; el paso posterior, por el sistema cruzado posterior y la tensión de los extensores. Es el descubrimiento del tono direccional el que afirma que todos nuestros gestos parten de un movimiento del tronco.⁴³ Tanto los de la coxofemoral como los de la escapulohumeral son lanzados por un movimiento de la cintura a la cual pertenecen. Por regla general, si el gesto es un gesto de prensión, será lanzado por el sistema cruzado anterior (cadena descendente) y equilibrado por el sistema cruzado posterior (cadena ascendente). Si es un gesto de deambulación, será lanzado por el sistema cruzado posterior (cadena ascendente) y equilibrado por el sistema cruzado anterior (cadena descendente).⁴⁴

Por ello es que mecánicamente es imposible separar los movimientos coxofemorales de los de la pelvis y de los de la columna lumbar. Esta sinergia funcional se denomina segmento fémur-tronco. Ya se ha hecho mención que la extensión coxofemoral, por la tensión de los músculos anteriores flexores, ocasiona una anteversión pélvica y una flexión lumbar (actitud lordótica). Y que la flexión coxofemoral va acompañada de una retroversión debida a la tensión de los músculos posteriores extensores, que va acompañada también de una flexión lumbar (actitud cifótica). Por ende los tres movimientos son sinérgicos e indisociables.

De este modo se entiende que cada segmento se equilibra en el segmento subyacente ascendiendo o, bajo el segmento suprayacente, descendiendo. Esto quiere

⁴³ Ibid p. 105

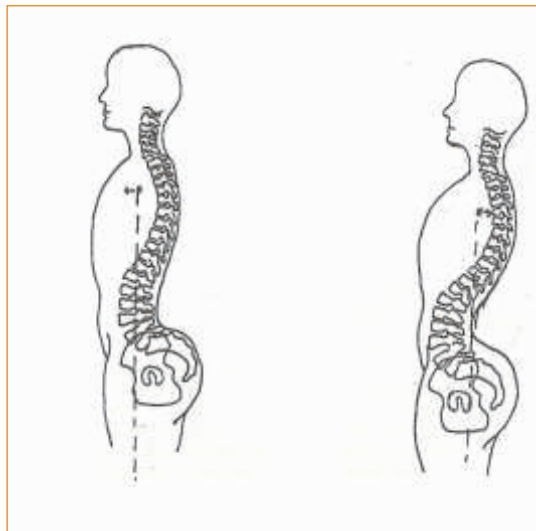
⁴⁴ Ibid.



decir que un segmento en desequilibrio permanente por una deformación obligará al subir o al bajar a los demás segmentos a compensar su deformación. Toda la patología estática está en esta necesidad de compensaciones. Las lordosis son un claro ejemplo de ello.

Para F. Mézieres, todo es lordosis. Para este autor, la sínfisis del mentón debe encontrarse en la vertical de la sínfisis púbica en una buena estática. Esto corresponde al alineamiento occipito-escápulo-sacro de Mézieres.⁴⁵ El enderezamiento del hombre se hace ante todo por una verticalización de la cintura pélvica que ha colocado las dos caderas en posición de extensión. En la estática, la debilidad del hombre erguido, es la debilidad de sus glúteos y la tensión de sus psoas. Su tendencia es hacia la anteversión pélvica y la lordosis lumbar. ¿Cómo se equilibra la lordosis? Estas dos deformaciones hacen que el tronco se encuentre en un desequilibrio hacia delante y el centro de gravedad esté anteriorizado. Para volver a su posición de equilibrio el sujeto debe rechazar hacia atrás este centro de gravedad. Este rechazo del tronco hacia atrás sólo puede hacerse por una extensión de la columna dorsal baja. La lordosis lumbar se prolonga así a veces hasta D9-D12. Esta última es vértebra de transición y no puede entrar totalmente en esta lordosis dorsal por lo tanto se mantiene en relieve lo que da la impresión de dos lordosis que se suceden. De este modo se comprende que la lordosis no se compensa por una cifosis y viceversa. Sino que lo hace por medio de otra lordosis. (Fig. N° 9)

Fig. N° 9 Compensación de la lordosis



Fuente:⁴⁶

⁴⁵ Ibid p. 251

⁴⁶ Ibid p. 252



Siguiendo esta línea de desequilibrio anterior⁴⁷, a nivel cefálico, la línea de gravedad pasa por el agujero occipital y reparte el peso de la cabeza con los 2/3 por delante y 1/3 por detrás. También a nivel plantar, ésta pasa por delante del tobillo y nuevamente la resultante es un desequilibrio anterior. El mismo parece desafiar la estática, aunque son dos las ventajas que proporciona. En primer lugar, mayor seguridad. La línea de gravedad es llevada hacia delante, hacia el centro del polígono de sustentación. Dicho desequilibrio se gestiona más fácilmente porque tanto los pies como los ojos se dirigen hacia delante. Con esta elección estática se necesitarán muchas más fuerzas para romper el equilibrio hacia atrás. En segundo lugar, el desequilibrio anterior soluciona el problema de la inercia de las masas cuando iniciamos la marcha. La anatomía confirma este razonamiento y otorga estructuras conjuntivas importantes, desde la cabeza a los pies, en el plano posterior para brindar estabilidad. Pero, a nivel de los miembros inferiores, esta estructura conjuntiva denominada cadena estática posterior, debe poder responder al problema estático del apoyo bipodal y unipodal. Este último añade al desequilibrio anterior un vector interno. Por ende en el miembro inferior la resultante es anterointerna: en la cadera, en la rodilla, en el tobillo y en la bóveda plantar. Esto queda confirmado por la orientación del cuello del fémur hacia delante y hacia adentro. Lo mismo ocurre en la rodilla con el valgo fisiológico. Y lo mismo se observa en el tobillo con el cuello del astrágalo orientado hacia delante y hacia adentro. Esta manera de analizar la estática parece confirmarse cuando se observa que la cadena estática posterior se vuelve posteroexterna en los miembros inferiores y conforma la cadena estática lateral. Esta organización funcional del cuerpo viene a demostrar el hecho de que el cerebro no reconoce músculos sino funciones musculares.

Pero para que este análisis sea completo, falta un aporte. ¿Cómo la descarga del peso puede tener influencias ascendentes en el miembro inferior?

Para dedicarse al estudio del pie humano debe tenerse en consideración que no es un elemento aislado, sino que forma parte de una unidad motora que incluye todo el miembro inferior desde la pelvis.

En posición bípeda, el pie sostiene todo el peso del cuerpo y adopta una fisiología distinta a la que tiene sin carga. De este modo su exploración debe realizarse en bipedestación y en descarga, ya que no es un elemento estático sino dinámico.

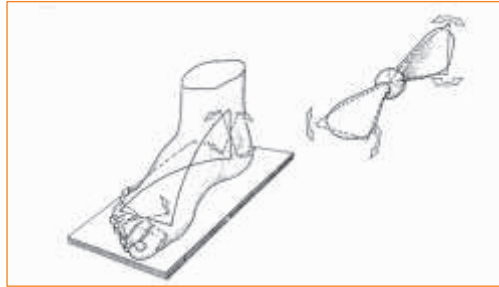
Desde el punto de vista funcional se distinguen en el pie dos tipos de articulaciones: las de movimiento, constituidas por el tobillo y las articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas de los dedos, y las de adaptación, formadas por el resto de las articulaciones del tarso posterior y el mediopié, desempeñando un papel de amortiguación en las sollicitaciones mecánicas producidas durante la deambulación.

⁴⁷Busquet Léopold, **Las cadenas Musculares**, tomo II, 7ª edición, Barcelona, Paidotribo, 2005, p. 18



Paparella⁴⁸ compara el pie a una hélice (Fig. N° 10): cuando la hélice se desenrosca aparece un pie plano; y cuando se enrosca, aumenta la altura de la bóveda plantar y aparece el pie cavo. Es decir que cuando el tarso posterior supina, el anterior prona y a la inversa.

Fig. N° 10 Mecánicamente el pie actúa como una hélice



Fuente:⁴⁹

Marcel Bienfait, desde la visión osteopática, explica que los movimientos de inversión y eversión se realizan alrededor de dos ejes diferentes: uno es externo-interno entre la tuberosidad externa del calcáneo y la cabeza del primer metatarsiano; el otro es interno-externo entre la tuberosidad posterointerna del calcáneo y la cabeza del quinto metatarsiano. Los dos ejes se cruzan a nivel del ligamento en Y de Chopart. La inversión se hace alrededor del eje interno-externo y la eversión alrededor del eje externo-interno.

Entonces, ¿cuáles son las funciones básicas del pie? Se podría resumir al pie como un soporte para la posición bípeda por ser una estructura tridimensional variable, base del servomecanismo debido a la propioceptividad originada en su planta. Actúa como un órgano cibernético de elaboración y utilización de la información ya que consta de gran inervación sensible a las presiones (corpúsculos de Paccini) y terminaciones libres que intervienen en la propioceptividad de la marcha y el equilibrio. No se trata de una unidad anatómica simple, ya que en este caso la anatomía y la función están implícitamente vinculadas y no se podría entender una sin la otra.

Es, por un lado, el elemento dinámico del paso, y por otro, la base de la estática. No puede haber una buena estática sin buenos apoyos en el suelo.

Como el raquis, el pie está destinado a diversas funciones aparentemente contradictorias. Es la palanca de empuje del paso. Para esta función debe ser sólido y rígido. Es la base de sustentación. Sus apoyos en el suelo deben ser constantes, es decir, deben ser suficientemente flexibles para adaptarse a la posición y a las desigualdades del terreno. Es el punto fijo del cuerpo. Debe tener sus micromovimientos de amortiguamiento que permitan al sistema de ligamentos absorber la inercia de los segmentos superiores en movimiento.

⁴⁸ Miralles Marrero, Puig Cunillera, ob. cit. P.274

⁴⁹ Ibid p.275



Es el tarso posterior el que orienta el pie, mientras que el anterior le da el movimiento y la elasticidad, así como la propulsión. Es así que se distiende en carga para mejorar el apoyo y se contrae en descarga para aproximar la cabeza de los metatarsianos. El reparto de las presiones con el pie en un apoyo plano es de un 50% para el tarso posterior y un 50% para el anterior (de los cuales el 33% es anterointerno y el 17% restante anteroexterno).⁵⁰ Obviamente el posicionamiento del pie influirá modificando este reparto. Sin embargo, la biomecánica contemporánea, analiza desde otro punto a este importante sistema propioceptivo. De este modo, según la visión osteopática, fisiológicamente existen dos pies de cada lado: un pie externo, que es la palanca de impulso del paso y un pie interno, que es el pie de adaptación. Los dos pies están reunidos por dos sistemas articulares: el sistema astrágalo-calcáneo, que asegura el amortiguamiento de las inercias, y el sistema mediotarsiano, que compensa la desigualdad del suelo. El pie externo es la palanca de impulso de la progresión. Sobre él se ejerce la acción de los dos músculos del impulso: el tríceps sural y el peroneo lateral largo. Sus articulaciones son poco móviles lo que asegura su rigidez. Todo lo que hace la articulación calcáneo-cuboidea arrastra el antepié externo en el mismo movimiento. El otro pie, el interno, es el de la adaptación a la gravedad. Es la parte más móvil del pie. Su articulación mayor es la escafoideo-astragalina. Todo el antepié interno es arrastrado por el escafoides y realiza los mismos movimientos que éste.

Entre ambos pies, interno y externo, se interpone el ligamento en Y de Chopart que hace la unión entre los dos movimientos.

Pero la clave de este sistema articular es la pareja escafoides-cuboides, la verdadera articulación de Chopart. Este par constituye toda la adaptación del pie a la gravedad, a las desigualdades del suelo, sobre todo aporta la interdependencia del antepié con relación a la parte trasera del pie. Ambos huesos están dispuestos transversalmente sobre un eje inclinado a 40°. Así, el hundimiento de la bóveda plantar está controlado por el sistema músculo-ligamentario. En cambio el ahuecamiento de la bóveda está limitado por el encuentro de elementos óseos.

Esta bóveda posee tres puntos de apoyo que conforman la zona de contacto con el suelo o la impresión plantar. Corresponden a la cabeza del primer metatarsiano, a la cabeza del quinto y a las tuberosidades posteriores del calcáneo.

Entre los dos puntos de apoyo anteriores está tendido el arco anterior, el más corto y bajo. Entre los dos puntos de apoyo externo se sitúa el arco externo, de longitud y altura intermedias. Por último, entre los dos puntos de apoyo internos se extiende el arco interno, el más largo y alto. La movilidad decrece a medida que se desplaza hacia el borde externo. Los arcos transversales, a diferencia, se van aplanando a medida que se acercan al apoyo anterior.

⁵⁰ Ibid p.278



Por otro lado el sistema aquileocalcaneoplantar es un potente mecanismo de propulsión debido al brazo de palanca que representa la longitud del calcáneo y el sistema amortiguador de la aponeurosis plantar. También existen influencias desde la pinza bimalleolar que pueden modificar la altura de los arcos. Así, puede actuar sobre el astrágalo en las rotaciones de la pierna a modo de barra de torsión, elevando la altura del arco en la rotación externa y disminuyéndola en la interna.

Sin embargo durante la marcha o la carrera, en curvas o en terreno accidentado, es indispensable que la pierna se pueda inclinar sobre el pie en el plano frontal. Todos estos movimientos de inclinación lateral se efectúan en la subastragalina y en la mediotarsiana y determinan modificaciones de la forma de la bóveda plantar. Por el contrario, la tibiotarsiana no participa en ellos.

A este nivel ya es posible establecer algunas relaciones que hacen al análisis global que se pretende.

Es necesario admitir que para que nuestro cuerpo cumpla con las condiciones de equilibrio, todo desequilibrio deberá ser compensado por un desequilibrio inverso. Es decir que en posición de pie, no hay desequilibrio segmentario sin compensación porque las posiciones humanas no son fijas; sino que son equilibrios compensados hechos de desequilibrios permanentes que o bien se corrigen, o bien se compensan. Toda la función tónica está en esta noción, corrige los desequilibrios cuando es posible, los controla y limita cuando es necesario.⁵¹

De esta manera se puede entender que el equilibrio de la rodilla está íntimamente ligado al del pie en un sistema ascendente y al de la cadera en un sistema descendente. Tal es así que un desequilibrio de los miembros inferiores ocasionará una mal posición pélvica que se compensará a nivel del tronco, zona de todas las compensaciones estáticas. En este sentido, un desequilibrio frontal traslada el peso del cuerpo al miembro más corto. Una anteversión pélvica lo conduce sobre los antepiés, una retroversión sobre los talones. Una rotación horizontal pélvica fuerza el miembro inferior en rotación externa de ese lado y el pie correspondiente se conduce en varo. Asimismo fuerza el miembro inferior opuesto hacia la rotación interna y el pie en valgo.

El equilibrio de la pierna sobre el pie es uno de los puntos débiles del hombre ya que nada viene a equilibrar las rotaciones de la pierna y el miembro inferior. Es el desequilibrio en el plano horizontal la razón de prácticamente todos los malos apoyos del pie en el suelo. Cuando la pierna es forzada en rotación externa conduce a un varo del retropié (calcáneo varo) y el antepié se posiciona en inversión. Es decir que el pie se ahueca y el peso se dirige hacia su borde externo. Lo contrario ocurre en la rotación interna de la pierna: el antepié se coloca en eversión y como el calcáneo va en ligero valgo, el pie se aplana y el peso se dirige hacia su borde interno. Esto es una clara evidencia de que un

⁵¹ Bienfait Marcel, ob. Cit., p. 203



apoyo lateral del pie es siempre una señal de una rotación del miembro inferior. En un proceso ascendente el apoyo del pie es el responsable de la rotación, en uno descendente, es su víctima.

Por otro lado, en rectitud, el equilibrio de la rodilla es totalmente mecánico, no debe nada a la musculatura, como mínimo a la musculatura periférica. El hecho de que la línea de gravedad caiga por delante del eje articular es lo que otorga equilibrio estático a la rodilla. La consecuencia es que este depende de la rigidez del segmento fémur-tronco y de la articulación tibiotarsiana en los apoyos. Entonces se podría afirmar que los músculos retroversores de la pelvis y el sóleo aportan estabilidad a la rodilla⁵². ¿El sóleo? Sí, su enorme tensión no puede ser equilibrada por el poplíteo, quién, al estar mal dispuesto mecánicamente, es incapaz de neutralizar la rotación externa que aquel propone. Además, la retracción del sóleo es muy frecuente debido al desequilibrio anterior. Esto lleva a la tibia en posición permanente de rotación externa y al pie en ligero equino-varo. Esta hipertensión del sóleo es importante debido a que limita la flexión de la tibiotarsiana. De esta forma la rodilla se encuentra solicitada en hiperextensión en cada paso posterior llevando al recurvatum de la misma. Pero existe otra forma de compensación ante la imposibilidad de flexión de la tibiotarsiana: la basculación interna del pie, dando lugar al valgo por una inversión de la tensión del sóleo sobre el calcáneo.

Es necesario agregar que la detorsión externa de la tibia afecta a más del 50% de los individuos y es responsable de la mayoría de las artrosis posteriores de rótula propia del desgaste y muy común en deportistas⁵³. Pero además tiene una incidencia especial: es la responsable de la mayoría de los pies valgos y pies planos estáticos debido a que tanto el sóleo como el tibial posterior tienen la misma orientación. Es decir que recupera abajo lo que pierde arriba porque la retracción del sóleo relaja al tibial posterior.

Pero la clave del equilibrio estático ascendente es el segmento fémur-tronco ya que toda anomalía de los miembros inferiores será el punto de partida de una falsa posición pélvica y de una compensación lumbar. En el plano sagital, la tendencia hacia la anteversión pélvica y la lordosis lumbar está controlada principalmente por la parte tónica del glúteo mayor. Con la elevación de la tuberosidad isquiática, el semimembranoso y el tercer aductor obtienen un mayor brazo de palanca y colaboran con el precedente. Por otro lado los piramidales dan su aporte controlando la horizontalización del sacro. Sin embargo esta rotación anterior no se ocasiona debido a una insuficiencia muscular sino a una debilidad mecánica asociada a la verticalidad.⁵⁴

Con respecto al psoas, sólo su parte transversal es lordosante, es más su función es la protección de la lordosis lumbar y la estabilidad lateral. No hay que olvidar que toda la flexión lateral del tronco es lumbar.⁵⁵

⁵² Ibid p. 223

⁵³ Ibid p. 225

⁵⁴ Ibid p. 229

⁵⁵ Ibid p. 232



Sin dudas pueden existir desequilibrios en el plano frontal que están condicionados por la asimetría de longitud de los miembros inferiores. Es corriente un acortamiento de 5 mm que casi se puede decir que es fisiológico ya que el crecimiento no es simultáneo sino alternado. En apoyo bipodal el equilibrio frontal pélvico está bajo el control de una sinergia tónica: la de los aductores de un lado y los abductores del otro.

Por último, es el equilibrio en el plano horizontal el que condiciona las rotaciones pélvicas. Si el fémur se presenta en rotación interna permanente (por ejemplo compensando una rotación externa tibial), los rotadores arrastran la cintura pélvica en una rotación horizontal opuesta para conservar el equilibrio. En las posiciones de rotación bilateral de las caderas, la cintura pélvica vuelve a la cuadrupedia por una anteversión, sea cual sea la rotación. Este mal alineamiento articular sólo es soportable gracias al equilibrio de dos tensiones opuestas: la de los rotadores internos y externos. Es decir que son los pelvitrocantéreos los encargados de la coaptación coxofemoral. La evidencia de que un 60% de las personas posean una espina ilíaca anterosuperior más anterior que la otra es señal de la elevada frecuencia de las rotaciones horizontales pélvicas.

Todo este análisis intenta demostrar lo importante de la globalidad en la evaluación, en la cual no pueden analizarse los segmentos por separado, sino que deben encadenarse para poder obtener efectividad en los resultados.

Para esta visión kinésica globalista existen circuitos en continuidad de dirección y de planos a través de los cuales se propagan las fuerzas organizativas del cuerpo.⁵⁶ Son las cadenas musculares, ellas representan las estructuras dinámicas que ponen en marcha la organización cinética del cuerpo. Es decir que, el conjunto de músculos, más allá de su función analítica, puede colaborar en un proyecto global con el fin de asegurar la estática, el equilibrio y los movimientos.

El hombre en bipedestación se tendrá que adaptar a la gravedad, asegurar su equilibrio y programar su gesto. Las cadenas musculares asegurarán estas funciones. La buena coordinación de la organización general pasará por las fascias. De origen mesodérmico, todas las estructuras conjuntivas (aponeurosis, vainas, tendones, ligamentos, cápsulas, periostio, pleura, peritoneo...) forman parte, en el plano funcional, de una única fascia. Ésta forma el envoltorio superficial del cuerpo y, por sus ramificaciones, penetra en la profundidad de las estructuras hasta el envoltorio de la célula. Esta tela fascial fijada por el cuadro óseo no aceptará que la tensen⁵⁷ y toda demanda de longitud en un sentido necesitará un préstamo de su conjunto.

Es preciso que la resultante de las tensiones que se aplica sobre ella esté en una constante fisiológica. Si este crédito de longitud no se puede conceder, se produce una tensión dolorosa, desencadenando por vías reflejas tensiones musculares, como

⁵⁶ Busquet Léopold, **Las cadenas Musculares**, tomo I, 7ª edición, Barcelona, Paidotribo, 2005, p. 15-17

⁵⁷ Ibid



respuesta a la regla de no dolor.

En definitiva el músculo no es más que un peón al servicio de la organización general, es decir, al servicio de las fascias. Es por ello que el reequilibrio y las tensiones pasarán por el tratamiento de estos envoltorios.⁵⁸

Entonces se podrá definir como cadena muscular más retraída a aquella que por su acortamiento sea la responsable del posicionamiento del miembro inferior, el cual debe presentar dos cualidades contradictorias: la coherencia y la movilidad. Generalmente el grupo muscular antagonista se encuentra, en oposición a la retracción, elongado, hipertónico y doloroso, características que se corresponden con los grupos musculares de predominio fásico. Esto induce que son los grupos tónicos, los que mantienen la postura, los que generalmente se afectan por acortamiento.

Las cadenas musculares del miembro inferior son la prolongación de las cadenas del tronco, respondiendo al sentido de continuidad de propagación de las fuerzas que organizan y dan sentido al cuerpo. Existen numerosos autores que han interpretado esta noción de “cadenas musculares”. Entre ellos Leopold Busquet organiza las cadenas del miembro inferior en:

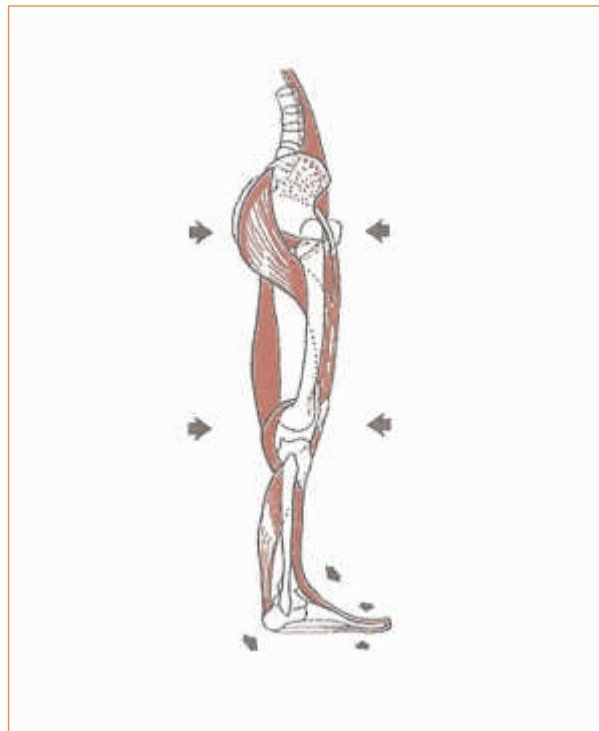
- **Cadena de Flexión** es la continuación de la cadena recta anterior del tronco y conlleva flexión del miembro inferior o su plegamiento. En su recorrido alterna la posición anterior y posterior. Está conformada por los músculos: psoas ilíaco, psoas menor, obturadores, gemelos, semimembranoso, poplíteo, extensor largo de los dedos, lumbricales, cuadrado plantar, flexor corto del primer dedo y flexor corto del quinto. Si es muy utilizada mantiene una sobreprogramación y tendrá tendencia a instalar: flexión del ilíaco y rotación posterior, flexión de cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar (pie cavo) y dedos (en martillo). (Fig. N° 11)

- **Cadena de Extensión** es la continuación de la cadena recta posterior del tronco y conlleva la extensión del miembro inferior o su desarrollo. Comienza siendo posterior a nivel de la cadera y luego alterna en su recorrido la posición anterior con la posterior. Se compone de los músculos: glúteo mayor, cuadrado crural, recto anterior, crural, sóleo, flexor corto de los dedos, interóseos, extensor corto de los dedos y extensor corto del primer dedo. Si se encuentra sobreprogramada llevará a: extensión del ilíaco y rotación anterior, extensión de: cadera, rodilla (genu recurvatum), tobillo (apoyo sobre el talón), pie, bóveda plantar (pie plano) y dedos (apoyo sobre la cabeza de los metatarsianos). (Fig. N° 11)

⁵⁸ Ibid



Fig. N° 11 Complementariedad de las cadenas de flexión y extensión.
Equilibrio sagital



Fuente:59

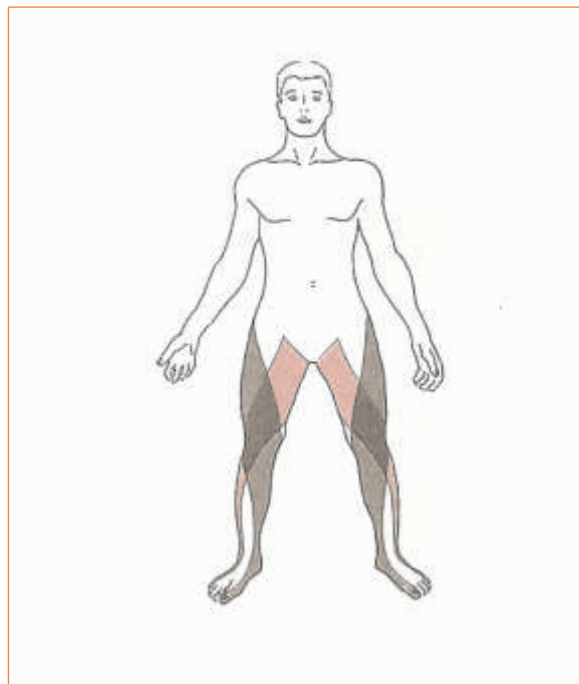
• **Cadena de cierre** es la continuación de la cadena cruzada anterior del tronco y conlleva el cierre del miembro inferior o repliegue. Se inicia en al cara interna del muslo dirigiéndose hacia abajo y hacia fuera. Cruza la línea media del miembro inferior a nivel de la rótula, para continuar por la cara de los peroneos. Después de alcanzar la parte externa del pie, cruza el cuboides por la cara plantar y termina en el primer dedo. Se compone de los músculos: pectíneo, aductor menor, mediano y mayor, recto interno, semitendinoso, vasto interno, gemelo externo, peroneos lateral largo, corto y anterior, abductor del quinto y abductor oblicuo y transverso del primer dedo. Si es muy utilizada manifestará: el cierre ilíaco, la aducción y rotación interna del fémur (valgo de cadera), la rotación interna de la tibia (valgo de rodilla y subluxación de la rótula), la pronación del pie (pie girado interno), el calcáneo valgo, la pronación de los dedos (la planta mira hacia afuera) y el hallux valgus. La resultante es el acortamiento. (Fig. N° 12)

• **Cadena de Apertura** es la continuación de la cadena cruzada posterior del tronco y conlleva la apertura del miembro inferior o despliegue. Parte del sacro y del ilíaco en dirección descendente hacia delante y afuera. Está conformada por los músculos: sartorio, tensor de la fascia lata, glúteos menor, mediano y mayor, piramidal, porciones corta y larga del bíceps, tibial anterior, extensor largo del primer dedo, vasto externo,



gemelo interno, tibial posterior, flexor largo de los dedos, flexor largo del primer dedo, aductor del primer dedo y oponente del quinto. Si esta cadena se ve muy valorada tendrá tendencia a producir: la apertura ilíaca, la abducción y rotación externa del fémur (varo de cadera), la rotación externa de la tibia (varo de rodilla), la supinación del pie (pie girado externo), el calcáneo varo, la supinación de los dedos (la planta mira hacia adentro) y el quintus varus. La resultante es el alargamiento. (Fig. Nº 12)

Fig. Nº 12 Complementariedad de las cadenas de apertura y cierre.
Equilibrio frontal



Fuente:60

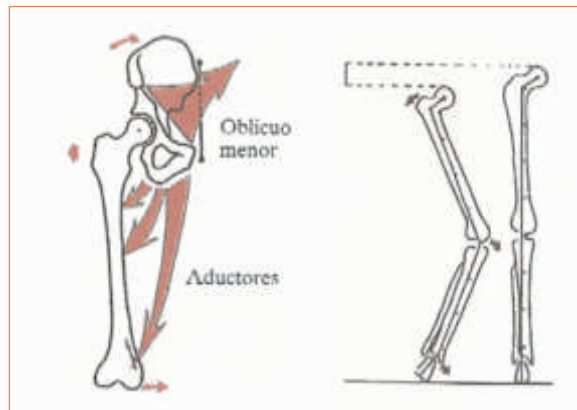
• **Cadena Estática Lateral:** debe responder de forma económica basándose en un desequilibrio antero-interno. Es la continuación de la cadena estática posterior de tronco y está formada únicamente por estructuras conjuntivas. Las mismas son la continuación de la aponeurosis lumbar que finaliza sobre las crestas ilíacas y el sacro. Esta cadena se continúa por los ligamentos sacrociáticos mayor y menor, la vaina del piramidal y la vaina y el conjuntivo interno de los obturadores, en profundidad. En la capa superficial se compone de la aponeurosis del glúteo mayor, la cintilla de Maissiat, el peroné (hueso membranoso cuya principal función es la suspensión de la bóveda plantar), la membrana interósea peroneo-tibial, el plantar delgado, las vainas de los perineos y la aponeurosis plantar.

Todas estas cadenas pueden ser sobreprogramadas en su totalidad, pero también pueden serlo de forma sectorial para afectar un solo nivel.



Por ejemplo para hacer mención al valgo al cual se refiere la presente investigación, es la cadena de cierre la encargada de su instalación. Es preciso destacar a la pareja de músculos encargados de comenzar este movimiento que se inicia en los ilíacos. Ellos son el oblicuo menor, que forma parte de la cadena cruzada anterior de cierre, y los aductores. (Fig. N° 13) En este movimiento de cierre, el sacro se horizontaliza y la columna lumbar se lordosa.

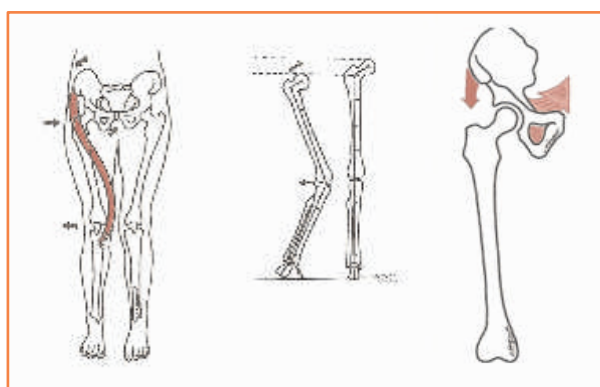
Fig. N° 13 Par muscular para el cierre ilíaco (izq)
Aumento de los valgos (der)



Fuente:61

En contrapartida los músculos del perineo y el sartorio producen la apertura ilíaca y tienen la cualidad primordial de disminuir el valgo en los diferentes niveles. (Fig. N° 14) Durante la apertura, la columna lumbar participa deslordotizándose y el sacro se verticaliza.

Fig. N° 14 Par muscular para la apertura ilíaca (izq-der)
Disminución de los valgos (centro)



Fuente:62

Es decir que el cierre se asocia al valgo y a la lordosis lumbar, y la apertura genera lo opuesto.

61 Ibid, p. 49

62 Ibid p. 41 y 43



Es de suma importancia mencionar a un grupo muscular que si bien se denomina en conjunto forma parte de tres cadenas distintas. El semimembranoso pertenece a la cadena de flexión y cumple la función de ligamento activo para el LCAE. El semitendinoso, implicado en la cadena de cierre, es complementario del precedente pero añade un parámetro de rotación interna más marcado y lleva a cabo la alineación de la rodilla cuando trabaja en excéntrico con la cadena de flexión. Por otro lado protege al LLI otorgando estabilidad a la rodilla. El bíceps femoral, perteneciente a la cadena de apertura, ofrece un parámetro de rotación externa a la pierna y participa en la estabilidad externa de la rodilla colaborando con el LLE. Es decir que en semiflexión, los isquiotibiales actúan como las riendas en un caballo. Por sus acciones rápidas centran de nuevo la rodilla jugando con sus componentes de varo, valgo, rotación interna y externa. Su papel propioceptivo es primordial para preservar la integridad ligamentosa. Los deportes que favorecen la semiflexión de rodillas solicitan mucho más esta función propioceptiva, es así que su troficidad se valoriza y produce un aumento de volumen por lo cual tiende a perder su capacidad de estiramiento. Esto frena las cualidades propioceptivas y la consecuencia es la lesión.

Si se continúa descendiendo a lo largo de la pierna existe otro par complementario de los isquiotibiales: los gemelos. El interno generador de varo en los distintos niveles; el externo de valgo.

En resumen si dominan las cadenas de flexión y cierre, se instalará el valgo; si en cambio están sobreprogramadas la de extensión y cierre será evidente un falso varo.

De este modo el fondo encadenado del trabajo de las cadenas musculares administra los desplazamientos articulares del miembro inferior en los tres planos del espacio. Esto es particularmente importante en la rodilla donde los cóndilos son guiados en una cavidad tendino-muscular. Esta, tendrá como objetivo preservar el equilibrio propioceptivo de la rodilla y evitar cualquier exceso de tensión ligamentosa.

Para el correcto funcionamiento de este sistema es necesario un equilibrio funcional que se basa en la calidad de relajación y contracción de todas las cadenas musculares. Si éste no es el caso, se producirá un descenso de la seguridad articular.

Capítulo III

El hockey sobre césped y la biomecánica del miembro inferior





La actividad deportiva es un fenómeno biológico y social extremadamente complejo. Fenómeno social por su naturaleza misma, con un contenido pedagógico concreto y una orientación educativa. La práctica deportiva se ha introducido en nuestra sociedad con diferentes objetivos: el deporte escolar, el deporte recreativo, el deporte de competición, el deporte para todos, etc. Pero el más conocido y con mayor repercusión social es el deporte de competición. En su existencia y desarrollo existe una base biológica y, precisamente por esa razón, el aspecto biológico debe asumir un papel importante en la investigación científica, dirigida a solucionar los problemas de la construcción de un entrenamiento racional.

En el estado actual de desarrollo del deporte existe una serie de situaciones particulares que influyen notablemente en la preparación de los Deportistas. Por un lado el aumento de las exigencias en los resultados de los deportistas de alto nivel, que requiere una especial preparación en todas las áreas del entrenamiento. Por otro la presión, cada vez mayor, de las actuales competiciones deportivas, ligadas siempre a la mayor cualificación de los equipos técnicos, y en las que el grado de preparación física, psicológica de los deportistas es cada vez más exigente. Y por último el volumen de la carga de entrenamiento se incrementa substancialmente. Dicha circunstancia plantea de forma particular el problema de su distribución en el ciclo de competición (semanal, mensual, anual, etc.).

La investigación científica puede coadyuvar a controlar y mejorar la capacidad competitiva de los deportistas. Cada vez es mayor la incidencia de que la aplicación de la ciencia, en especial de la fisiología y la biomecánica, resultan imprescindibles para mejorar el rendimiento deportivo y complementar de modo sustantivo la intuición del entrenador o preparador en la utilización y aplicación de las cargas en el entrenamiento.

Además, se impone el estricto seguimiento de los deportistas que se entrenan a muy alto nivel, puesto que son los que están particularmente expuestos a la sobrecarga y al sobreentrenamiento. Su prevención se basa en la detección y tratamiento precoces pero, sobre todo, en la correcta programación del entrenamiento (Rodríguez 1987). Por ello, es necesaria una colaboración permanente entre el médico, el kinesiólogo, el entrenador, el preparador físico y cualquier otro técnico involucrado en el proceso de preparación.

El desarrollo del deporte en los últimos años ha creado un gigante difícil de controlar y de prever en su evolución futura, si no se realizan estudios científicos que aporten la información necesaria para efectuar previsiones, organizar el entrenamiento y competir en mejores condiciones.

Alcoba (1987) señala que se debe tener en cuenta la importancia de la comunicación por medio del desarrollo somatopsíquico del hombre, donde el juego o el deporte ha sido uno de los factores más importantes para determinar el avance de la



humanidad, precisamente, por la cantidad de información y comunicación promovida. Desde el comienzo de esta actividad, se ha hecho patente la necesidad de comunicación.

Primero, en la labor de conocimiento del juego; después, en el contacto con otros competidores y, posteriormente, en la difusión de los hechos protagonizados por los deportistas.

Cagigal (1981) anunciaba que la instauración de la educación por el movimiento, como sistema fundamental de educación, está justificada en si misma si se llega a probar con rigor su beneficio individual. Pero si, además, desde otros campos de estudio e investigación se está demostrando, no sólo lo útil, sino lo necesario que al hombre de nuestro tiempo le es el hábito corporalmente activo y, consecuentemente, la importancia de la deportivización de la sociedad, la instauración de un sistema básico de educación por el movimiento se hace doblemente obvia.

El hockey es un deporte que reúne todos esos requisitos, desde sus inicios, como una de las actividades deportivas colectivas más antiguas conocidas y primera a nivel olímpico, encontrando en él la comunicación entre pueblos, la evolución educativa y formativa a nivel competitivo y, por último, el ánimo de renovación e investigación en todos los ámbitos. Todo ello sin perder su estructura amateur hasta el momento, ya que el futuro del deporte de élite parece ser el semiprofesionalismo o profesionalismo.

El enorme progreso del hockey en los primeros quince años de uso del césped sintético se refleja también en la importancia de la preparación física. Los cambios de reglamentación, los cambios de superficies, con influencias tanto en técnica como en la táctica, han forjado un deporte clásico pero con continuas variaciones que permiten mantener el interés en todos los ámbitos.

Teniendo en cuenta todas las aportaciones, sobre el pasado, presente y futuro del hockey como disciplina deportiva colectiva, el trabajo de investigación que se presenta a continuación pretende plantearse como objetivo principal el estudio de la biomecánica del miembro inferior y segmento lumbar, centrándose en el deseo femoropatelar (genu valgo) como entidad lesional y su relación con la hiperlordosis lumbar.

El Hockey sobre césped tiene una larga historia.⁶³ Sus orígenes como una actividad semi-organizada se remonta a Asia, cerca del año 2000 A.C. Existen datos que muestran que una forma de éste juego era practicada por los egipcios 4000 años antes, y más tarde en la antigua Grecia. Se cree que los romanos desarrollaron el juego a partir de aquellos y lo transmitieron a las naciones europeas que conquistaron. El verdadero antecesor del Hockey, según creen algunos historiadores deportivos, es el tiro o "*hurling*" irlandés, original término gaélico que suponía una vigorosa acción hacia delante (Brisch, 1972): se cree que el "*hurling*" es el más antiguo de los juegos con bastón y pelota. La formación del Club Blackheath en Londres, en 1840, llevó a que se hiciera un bosquejo del primer

⁶³ Silla Cascales Diego, **Capacidad física y valoración funcional del jugador de hockey hierba**, Instituto nacional de Educación Física de Catalunya, Barcelona, 1999.



reglamento y códigos de juego. Surgieron otros clubes en la metrópolis, y finalmente el deporte fue estandarizado en 1883 por el club de Hockey Wimbledon. Sus reglas fueron adoptadas en 1886 cuando se formó la Asociación de Hockey. El deporte fue incorporado en los Juegos Olímpicos de 1908. La Asociación Femenina de Hockey fue establecida al mismo tiempo que la de los hombres: más tarde, se convirtió en la Asociación Femenina de Hockey de toda Inglaterra, en 1985. El primer club femenino de Hockey conocido fue Molesley formado en 1887, y el primer partido femenino internacional se jugó en 1896 en Dublín, entre Irlanda e Inglaterra. Desde los comienzos de éste siglo, este deporte ha sido adoptado como el juego principal de campo para la niñas en Escuelas Secundarias en muchos países europeos. En nuestro país el deporte ingresó en a principios del siglo 20 de la mano también de ciudadanos Ingleses, En 1909 la Asociación de Hockey decidió permitir la afiliación de conjuntos de damas.

El Hockey se presenta como un juego invasivo de campo y se juega en una cancha de 90 metros de largo x 55 metros de ancho. Los equipos están compuestos por 11 jugadores, incluyendo un arquero. Al contrario de otros juegos con palo y pelota (“hurling”, “lacrosse”) la pelota es llevada con el palo sobre el césped y está prohibido usar la mano para tomarla. El partido se juega en dos mitades, cada una de 35 minutos, con un intervalo de 5 a 10 minutos. El juego requiere un amplio repertorio de destrezas y atributos físicos y psicomotrices. En términos de desarrollo técnico, existen dos áreas de cambio que han afectado los requerimientos fisiológicos del deporte. Estas son el palo de Hockey y la superficie de juego. Los avances en la fabricación de los palos, en particular durante la última década, ha permitido que los jugadores alcancen mayores niveles de control de la pelota, y también han aumentado su potencia de tiro. En los últimos años la pipa del palo se ha vuelto mucho más compacta y pequeña, aumentando el control de la pelota. Las propiedades físicas del palo también han cambiado, desde palos construidos enteramente con madera hasta palos que son amalgama de madera y materiales hechos por el hombre como Kevlar y aluminio. Estos cambios han aumentado la rigidez de los palos permitiendo, por lo tanto, impartir un mayor poder de pase a la pelota ya que se pierde menos energía en el impacto por la vibración del palo. Ahora es posible lograr una mayor velocidad en el tiro y en el pase con el mismo nivel de esfuerzo muscular. El segundo factor significativo en el desarrollo técnico ha sido el advenimiento de la superficie sintética de juego. Se ha mostrado que los jugadores corren más rápido en las superficies sintéticas que en el césped, en parte gracias a lo parejo de la superficie.⁶⁴ Sin embargo, el césped absorbe 10 % más de energía, contribuyendo a un mayor efecto de amortiguación en cada impacto con el piso.⁶⁵

⁶⁴ Staniski CL, Mc Master JH, Ferguson RJ. **Synthetic turf and grass: a comparative study**, Sport Medicine, 1984, p. 22-26.

⁶⁵ Reilly Thomas, Borrie Andrew, **Fisiología aplicada al hockey sobre césped**, Resúmenes del Simposio Internacional de Ciencias Aplicadas al Deporte, Biosystem, 1999, p. 390-402.



Además, es más difícil realizar las vueltas en la superficie sintética (Malhotra et al, 1983).⁶⁶ Por lo tanto, la superficie sintética puede tener un mayor riesgo de lesiones durante el juego de Hockey. Hamison y Lee⁶⁷ compararon las estadísticas de lesiones durante el Campeonato Femenino de Australia en 1984, jugado en el césped, con las de la competencia del año siguiente desarrollada sobre una superficie AstroTurf. Se observó que las lesiones en el tejido blando eran más frecuentes durante el torneo realizado en la superficie AstroTurf, y las lesiones articulares fueron más frecuentes en el césped. El total de las lesiones fue mayor en el AstroTurf. Ambos factores han provocado cambios en el estilo de juego a nivel individual y de equipo, los cuales pueden haber afectado los requerimientos fisiológicos del juego (Malhotra et al, 1983).⁶⁸

El Hockey tiene una característica singular. Las reglas que gobiernan el uso del palo, y el tipo de diseño a ser utilizado, excluyen los palos para zurdos. Ellos hacen que el jugador utilice solamente la cara plana del palo. Por consiguiente la posición más fácil a partir de la cual practicar la mayoría de las destrezas es con la pelota por fuera a la derecha del cuerpo. La efectividad de esta posición cuerpo-pelota determina el patrón de juego cuando dos jugadores oponentes se confrontan entre sí. El atacante intenta tomar la pelota por el lado izquierdo del defensor, el área de tackle más débil del defensor; el defensor intentará forzar al atacante a pasar por su lado derecho, el área de tackle más fuerte. La posición diestra de juego también determina la característica del deporte a nivel competitivo. El wing derecho es el canal principal de ataque para todos los equipos. Hughes,⁶⁹ en un análisis del Hockey femenino, confirmó que la mayoría de los movimientos de ataque se producen sobre el lado derecho de la cancha. Esto pasa por dos razones: por un lado porque es más fácil ganarle a un defensor cuando se mueven por la derecha; por lo tanto, cuando los jugadores “dribblean” hacia adelante hay una tendencia a ir hacia la derecha. Y por otro, porque es más fácil controlar una pelota cuando se mueve con ritmo si la pelota llega de izquierda a derecha. Por lo tanto, es común montar los ataques desde el lado derecho de la cancha donde los jugadores pueden recibir la pelota mientras se están moviendo en velocidad ya que todos los pases hacia el wing derecho, por definición, se mueven de izquierda a derecha. El hockey es un deporte con una asimetría no construida (en virtud del diseño del palo de Hockey) en términos de juego individual y de equipo. Esto debería servir para elevar la demanda fisiológica de la actividad ya que los jugadores están forzados a prestar mayor atención a la posición corporal en relación tanto a la pelota como a los oponentes. El mantenimiento de una correcta posición servirá para aumentar la tasa de esfuerzo cuando se juega y, en

⁶⁶ Malhotra MS, Ghosh AK, Kanna GL., **Physical and physiological stresses of playing hockey on grassy and AstroTurf fields**, Society for National Institutes of Sports Journal, 1983, p. 13-20.

⁶⁷ Hamison S, Lee C., **The incidence of female hockey injuries on grass and synthetic playing surfaces**, Australian Journal of Science and Medicine in Sport, 1989, p. 15-17.

⁶⁸ Malhotra MS, Ghosh AK, Kanna GL., ob. Cit., p. 13-20.

⁶⁹ Hughes M., **Computerized notation analysis in field games**, Ergonomics, 1988, p. 1585-



particular, cuando se defiende. Por otro lado, el requerimiento de destreza y el estrés postural se superponen con la intensidad demandada por la actividad y el patrón de juego de este deporte. Esto se acentúa en los jugadores a medida que conducen la pelota o la mueven en una postura semi-flexionada. Esta posición de flexión de columna ha sido descrita por Fox⁷⁰ como una posición ergonómicamente errónea para la locomoción rápida ya que podría estar implicada en el riesgo de lesiones de espalda. De hecho, Cannon y James⁷¹ reportaron que durante un período de 4 años, el 8 % de los pacientes que se presentaban en la clínica por dolores de espalda eran jugadores de Hockey. Una encuesta realizada en los clubes de Hockey masculino en la región de Merseyside mostró que el 53 % de los que respondieron experimentaban dolor de columna lumbar.⁷² Por este motivo es de suma importancia conocer la biomecánica de los gestos utilizados durante el juego para poder prevenir lesiones propias de la demanda técnica o asociadas con alteraciones posturales de base que pueden potenciarse con la práctica del deporte.

Es necesario el pase, la recepción y la conducción para que se desarrolle el juego. Existen numerosas variantes técnicas para estas habilidades básicas que no son de utilidad a los fines de evaluar el posicionamiento de las jugadoras durante la mayor parte del juego. El patrón postural básico es el de flexión de tronco y de rodillas, que varía en amplitud de acuerdo al gesto a utilizar; y el tronco se puede encontrar de frente o lateral a la bocha. En las técnicas de pase, el empuje o push se realiza con la empuñadura a la altura o por debajo de las rodillas y con las mismas de semiflexionadas a flexionadas. En las barridas la situación es la misma y se realiza una transferencia de peso desde la pierna derecha a la izquierda debido a una rotación del tronco. La misma se acompaña por una rotación en la coxofemoral que es opuesta en ambas piernas. La derecha se encuentra retrasada y pasa de rotación externa a interna; de abducción a adducción y de flexión a extensión. La rodilla también se extiende, al igual que el tobillo quedando apoyada la punta del pie más por su borde interno. Utiliza el principio de pliometría para ganar potencia en el pase. En cambio la pierna izquierda está adelantada y permanece en flexión y rotación externa para ser la receptora del peso del cuerpo. Es decir que se observa un descenso del centro de gravedad que no solo se da en el plano vertical sino también en el horizontal hacia la bocha. Con lo cual se realiza la máxima transferencia del peso corporal posible a fines de lograr efectividad en el pase. Lo mismo sucede durante los golpes, a diferencia que los mismos se valen de una rotación de tronco que no requiere el arrastre del palo en el césped, sino que la cintura escapular debe elevarlo para luego imprimir el latigazo descendente. En los golpes bajos, la pierna izquierda da un paso

⁷⁰ Fox N., **Ricks in infield hockey**, In Reilly T (Ed). Sports fitness and sports injuries, Faber and Faber, London, 1981.p. 112-117.

⁷¹ Cannon SR, James SE., **Back aint in athletes.**, British Journal of Sports Medicine, 1984, p. 159-164.

⁷² Reilly T, Scaton A., **Physiological strain unique to field hockey**. Journal of sports Medicine and Physical fitness 1990, p. 142-146.

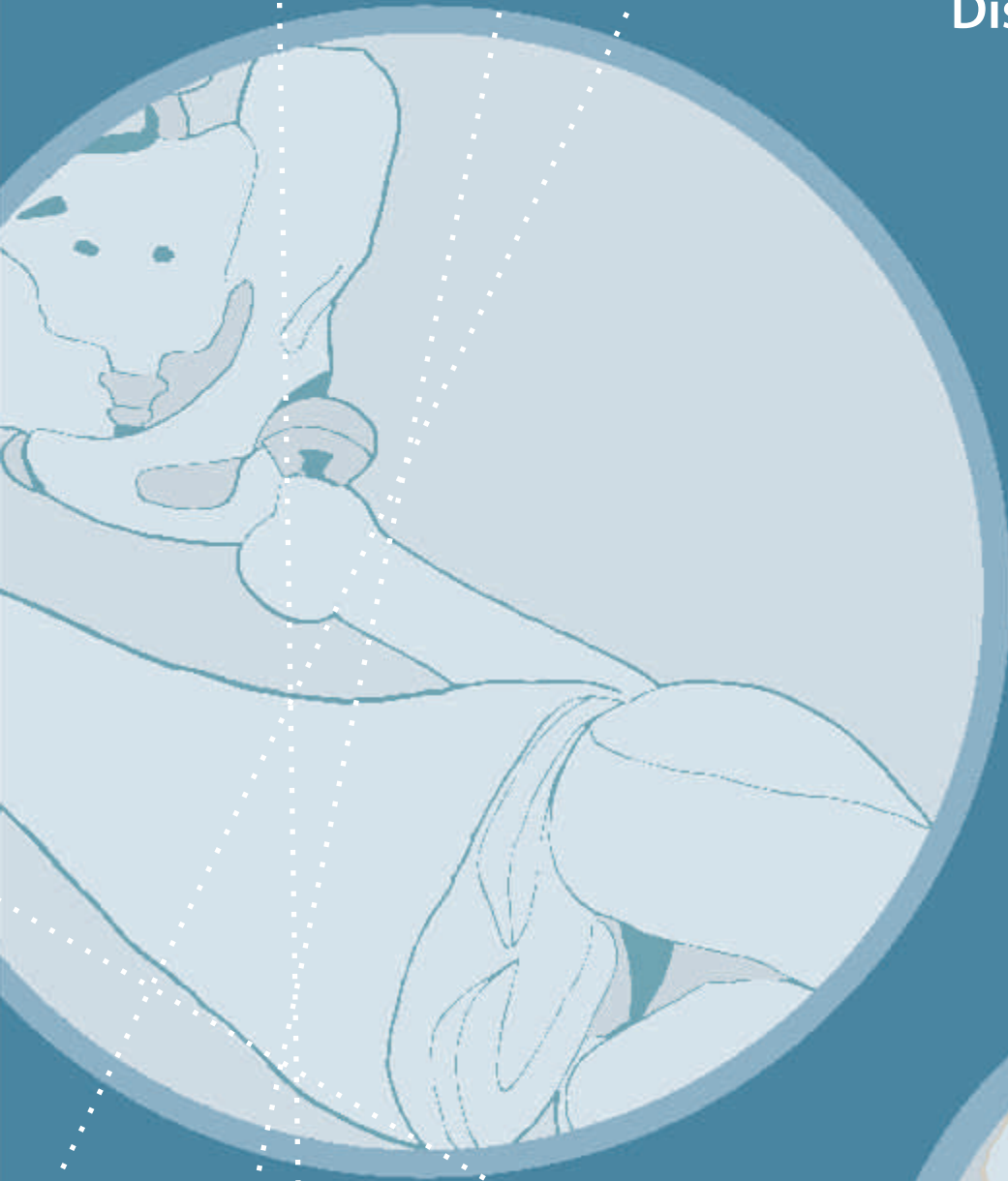


muy largo hacia la bocha que obliga al descenso del centro de gravedad y permite que al final del gesto ambos pies queden muy separados entre sí. Como además, el pie izquierdo es el que absorberá el peso del cuerpo, debe encontrarse a 45° en relación a la bola.

Es decir que la posición predominante es la de flexión de tronco por lo cual deberá existir una correcta co-contracción de las cadenas de flexión y extensión de tronco para mantener esta postura en la cual la lordosis se invierte quedando en gran tensión excéntrica la cadena posterior debido al adelantamiento del centro de gravedad. Por otro lado, en las jugadas más de tipo estático, tanto la flexión de rodillas como la separación entre ambas piernas son lo suficientemente importantes como para producir el descenso del centro de gravedad y ampliar la base de sustentación de modo que las tensiones a nivel de la rodilla se encuentran equilibradas. En las jugadas de tipo dinámico, es decir durante la conducción de la bocha, la carrera se produce con menores angulaciones de flexión de tronco y rodillas, aunque es en este momento cuando mayor adelantamiento del centro de gravedad existe. También hay una tendencia a aproximar los miembros inferiores a fines de no entorpecer el avance de la bocha. Es evidente que aunque la posición pretenda un equilibrio entre las cadenas de flexión y extensión se observa un requerimiento mayor de esta última. Por lo tanto las cadenas de extensión se encuentran en tensión excéntrica tanto a nivel de la cadera como en la rodilla. Esto solicita en alargamiento a los músculos: glúteo mayor, cuadrado crural, recto anterior, crural y sóleo. En cambio la cadena de flexión está en contracción concéntrica en las dos articulaciones gracias a la acción de los músculos: psoas, obturadores, semimembranoso, gemelos y poplíteo. Cabe destacar que los que son biarticulares se programan acortados en un extremo y alargados en el otro. Con respecto a las cadenas de apertura y cierre, tienen una clara participación durante la técnica del pase, en la cual se descarga el peso de una pierna hacia la otra y el balance entre estas cadenas antagónicas impide el desequilibrio en el plano mediolateral. Pero durante la conducción a velocidad existe predominio de la de cierre para evitar tocar la bocha con el pie situación que se considera infracción.

Esto corresponde a una técnica correcta, observable a nivel del seleccionado femenino nacional. Es corriente encontrar, en el ámbito local, ciertos errores en la técnica descrita que de persistir pueden conducir a lesiones por sobreuso sobre articulaciones que se encuentran permanentemente mal solicitadas por un desequilibrio muscular. En este sentido no es coincidencia que las principales manifestaciones dolorosas sean a nivel lumbar y de la rodilla. Por lo tanto es imprescindible el accionar del kinesiólogo en el deporte a fines de evaluar la correcta biomecánica de los gestos y compararla con la técnica y postura individual de cada jugadora. De este modo dirigir el entrenamiento hacia su corrección desde lo funcional en base a fundamentos biomecánicos y neurofisiológicos.

Diseño Metodológico





El tipo de diseño es Descriptivo Correlacional ya que el objetivo es vincular los valores de las variables mencionadas con el desequilibrio femoropatelar, la hiperlordosis lumbar y el genu valgo y establecer las alteraciones biomecánicas asociadas más frecuentes a la práctica del hockey.

Es decir, se intenta arribar a relaciones entre diversos desbalances osteomioarticulares que influyen sobre los desplazamientos rotulianos con la finalidad de obtener patrones biomecánicos que sean de utilidad para la prevención y el tratamiento.

Es un trabajo No experimental dado que se observan los fenómenos tal y como se dan en su contexto natural y luego se analizan. Este tipo de estudio se realiza sin manipular deliberadamente las variables, es decir que no se hacen variar intencionalmente para influir en una respuesta o resultado.

Además el diseño es transeccional/ correlacional porque describe las relaciones entre las variables en un momento dado sin abarcar un período de tiempo. Se trata de descripciones de las relaciones entre variables sean estas correlacionales o relaciones causales.

Y por último la presente investigación es sincrónica/ transversal ya que no se pretende estudiar una evolución a lo largo del tiempo, sino que se ubica en un tiempo y lugar determinado.

La población está representada por la totalidad de mujeres, jugadoras de hockey de la ciudad de Mar del Plata de quinta división.

Definición de las variables de estudio:

I...Análisis de postura

I.1..Lordosis lumbar

Es la curvatura convexa hacia delante en el plano sagital de la región inferior del raquis. En una alineación ideal, la línea de la plomada deberá atravesar aproximadamente por la mitad del tronco (a través de los cuerpos de las vértebras lumbares) y a través del trocánter mayor del fémur, es decir ligeramente posterior al eje de la articulación de la cadera.

I.1.A.Hiperlordosis: cuando la línea de plomada cae por detrás de los reparos anatómicos antes mencionados.

I.1.B.Hipolordosis: cuando la línea de plomada cae por delante de los reparos anatómicos antes mencionados.

I.1.C.Fisiológica: o normal. La línea de plomada atraviesa exactamente por los reparos anatómicos mencionados en la alineación normal.

Indicador: línea de plomada (perfil)



I.2..Valgo de rodilla

Es el ángulo obtuso abierto hacia afuera de 170-175 grados. Está formado entre el eje de la diáfisis del fémur y el eje de la diáfisis de la tibia en razón de la forma inestable del cuello femoral.

I.2.A.Aumentado: si el ángulo es inferior a los 170° N° _____

I.2.B.Disminuido: si el ángulo es superior a los 175° N° _____

I.2.C.Fisiológico: si el ángulo es normal es decir si se encuentra entre los 170-175 grados.

Indicador: goniometría en posición de pie, descalzo.

I.3..Posicionamiento de la rodilla

Es la posición que adopta la articulación femorotibial en el plano sagital alrededor del eje transversal. De perfil, el eje del fémur se continúa sin angulaciones con el eje del esqueleto de la pierna. No obstante, es posible efectuar un movimiento pasivo de 5-10 grados de extensión en relación a la posición de referencia. Esta hiperextensión es denominada genu recurvatum. En cambio, si existe angulación en sentido inverso, es decir anterior al eje, hablamos de flexum de rodilla.

En una alineación ideal la línea de plomada deberá caer ligeramente por delante de la línea media a través de la rodilla, es decir levemente anterior al eje de la articulación de la rodilla.

I.3.A.Recurvatum: cuando la línea de plomada cae muy por delante del eje de la rodilla.

I.3.B.Flexum: cuando la línea de plomada cae por detrás del eje de la rodilla.

I.3.C.En eje: cuando la línea de plomada atraviesa levemente por delante del eje de la articulación de la rodilla.

Indicador: línea de plomada (perfil).

I.4..Posicionamiento del calcáneo

Se trata del posicionamiento del pie en relación a los 3 ejes principales:

- Eje transversal: pasa por los maléolos, corresponde al eje de la tibiotarsiana. Condiciona los movimientos de flexión-extensión del pie efectuados en el plano sagital.

- Eje longitudinal de la pierna: es vertical y condiciona los movimientos de abducción-aducción del pie que se efectúan en el plano transversal (posibles gracias a la rotación axial de la rodilla en flexión). Estos movimientos tienen lugar en la articulación del tarso posterior y van siempre combinados en torno al tercer eje.

- Eje longitudinal del pie: es horizontal y está contenido en un plano sagital. Condiciona la orientación de la planta del pie de modo que le permite mirar hacia abajo, hacia fuera o hacia dentro. Recibe el nombre de pronación (hacia fuera) y supinación (hacia dentro).



En el posicionamiento ideal la línea de plomada debe estar equidistante de ambos talones (no existe ni pronación ni supinación del calcáneo) y el tendón de Aquiles levemente oblicuo hacia adentro.

I.4.A.Varo: la combinación de aducción-supinación-extensión caracterizan la posición en inversión. Si la extensión se anula por una flexión equivalente de tobillo, se obtiene la actitud en varo.

En este caso existe acercamiento del talón a la línea de plomada y el tendón de Aquiles se torna más oblicuo hacia adentro.

I.4.B.Valgo: la combinación de abducción-pronación-flexión caracterizan la posición en eversión. Si la flexión se anula por una extensión equivalente de tobillo, se obtiene la actitud en valgo.

En este caso existe alejamiento del talón a la línea de plomada y el tendón de Aquiles se torna más oblicuo hacia afuera o está recto. Los maleolos internos se acercan a la línea de plomada.

I.4.C En eje: se da cuando la posición del calcáneo corresponde al alineamiento ideal según la línea de plomada.

Indicador: línea de plomada (vista posterior).

I.5 Tipo de pie

Se refiere a la curvatura y orientación de la bóveda plantar que dependen del equilibrio entre las diferentes acciones musculares.

I.5.A Pie cavo: la bóveda está ahondada por la contractura de los músculos que se insertan en su concavidad: tibial posterior, peroneos laterales, músculos plantares y flexor de los dedos. También se puede producir por relajación de los músculos de la convexidad. Los tipos son:

- Pie cavo posterior: por insuficiencia del tríceps sural. Los músculos de la concavidad dominan y los flexores de tobillo inclinan el pie en flexión.
- Pie cavo medio: por contractura de músculos plantares (generalmente por retracción de la aponeurosis plantar).
- Pie cavo anterior: Actitud en equino del pie.

En este caso el arco interno se aleja de la línea de plomada.

I.5.B Pie plano: la bóveda está aplanada por el peso del cuerpo y por la contractura de los músculos que se fijan en su convexidad: tríceps, tibial anterior, peroneo anterior, extensor común de los dedos y extensor propio del dedo gordo. Pero se debe sobre todo a insuficiencia del tibial posterior y del peroneo lateral largo. Sin apoyo el pie adopta una posición en varo (puesto que el peroneo lateral largo es abductor). En cambio en descarga de peso el arco interno se hunde y el pie gira en valgo (el calcáneo prona y se apoya en su cara interna).



En este caso el arco interno se acerca a la línea de plomada.

I.5.C Arcos normales: no se observa ni alejamiento por elevación, ni acercamiento por descenso del arco interno a la línea de plomada.

Indicador: línea de plomada (frente-posterior).

II. Dolor de rótula y rodilla

Es la manifestación de los receptores quienes envían información nociceptiva de posibles alteraciones en la función de las estructuras.

II.1 Topográficamente: de acuerdo a la procedencia del dolor se podrá inferir acerca de la estructura que posiblemente esta alterada y establecer relaciones cercanas y lejanas a la misma.

II.1.A Superoexterno de rótula: podrá ser causa de una hiperpresión rotuliana externa o tensión aumentada de los alerones rotulianos internos.

II.1.B Superointerna de rótula: podrá ser causa de una hiperpresión rotuliana interna o tensión aumentada de los alerones rotulianos externos.

II.1.C Superomedial de rótula: podrá ser causa de una anomalía a nivel del tendón cuadricipital.

II.1.D Inferomedial de rótula: podrá ser causa de una patología a nivel del tendón rotuliano.

II.1.E Cara externa de rodilla: podrá ser causa de una alteración a nivel de LLE, fascia lateral o cabeza del peroné.

II.1.F Cara interna de rodilla: podrá ser causa de una alteración a nivel de LLI o pata de ganso.

II.1.G Ninguno: no presenta dolor.

Indicador: anamnesis. Preguntas a realizar: ¿Tenés o tuviste alguna vez dolor de rodilla?, ¿dónde duele? Cada jugadora deberá tocarse la zona dolorosa en su rodilla. Sólo se considerarán las subvariables antes mencionadas.

II.2 Según tiempo: se refiere al tiempo transcurrido desde el primer episodio doloroso. Se considerará agudo cuando se refiere a un lapso de quince días o menos desde el primer episodio doloroso. Y crónico cuando se refiere a un lapso mayor a quince días desde el primer episodio doloroso.

II.2.A Menos de 15 días

II.2.B Entre 15 y 30 días

II.2.C Meses

II.2.D Años

Indicador: anamnesis. Pregunta a realizar: ¿Hace cuánto duele? (si hay varios puntos dolorosos se hará mención al predominante).



II.3 Daño objetivado de la estructura: es la manifestación de una lesión franca, corroborada por examen médico y estudios complementarios.

II.3.A Lesión meniscal: se incluyen todas las alteraciones posibles en dicha estructura.

II.3.A.a Menisco interno

II.3.A.b Menisco externo

II.3.A.c Ninguno

II.3.B Lesión ligamentaria y tendinosa: se incluyen todas las alteraciones posibles en dichas estructuras.

II.3.B.a LLI

II.3.B.b LLE

II.3.B.c LCA

II.3.B.d LCP

II.3.B.e Tendón rotuliano

II.3.B.f Ninguno

II.3.C Cirugías: incluye cualquier cirugía a nivel del miembro inferior y columna lumbar.

II.3.C.a Sí ¿Cuál? _____

II.3.C.b No

Indicador: anamnesis. Preguntas a realizar: ¿Tenés o tuviste lesión de meniscos? ¿Cuál? ¿Tenés o tuviste lesión ligamentaria y/o tendinosa? ¿Cuál? ¿Tenés cirugías de miembro inferior y/o columna lumbar? ¿Cuál?

III. Movilidad de la rótula

Son los desplazamientos que sufre la rótula en estática en torno a los planos frontal y transversal con la rodilla extendida es decir en situación de descoaptación de la patela sobre la garganta troclear. Así como también los movimientos que se producen en dinámica cuando la rodilla realiza flexo-extensión alrededor del eje transversal y en el plano sagital describiendo una traslación circunferencial a lo largo de la garganta de la tróclea y hasta la escotadura intercondílea. El desplazamiento equivale al doble de su longitud (8 cm.). Esto es posible gracias a que sus conexiones poseen longitud suficiente. Tanto el fondo de saco subcuadrípital como los laterorrotulianos se despliegan durante la flexión y en la extensión se repliegan y la rótula va acompañada por el ligamento adiposo. En caso de inflamación los fondos de saco se sueldan, pierden su profundidad, la rótula queda adherida al fémur y ya no puede deslizar por su canal.

III.A Hipermovil: hace referencia al exceso de movilidad patelar tanto en estática como en dinámica.

III.B Hipomovil: hace referencia a la escasa movilidad patelar tanto en estática como en dinámica.



III.C Movilidad normal: hace referencia a la movilidad patelar óptima tanto en estática como en dinámica.

Indicador: Palpación. Paciente en decúbito supino con la rodilla extendida. Se realizan deslizamientos superiores, inferiores y laterales de la rótula. Observación. Mientras la paciente realiza flexión y extensión, se observa cómo y cuánto se desliza la rótula.

IV. Cadena muscular más retraída del miembro inferior

Las cadenas musculares representan las estructuras dinámicas que ponen en marcha la organización cinética del cuerpo. Es decir que, el conjunto de músculos, más allá de su función analítica, puede colaborar en un proyecto global con el fin de asegurar la estática, el equilibrio y los movimientos.

Se denominará cadena muscular más retraída a aquella que por su acortamiento sea la responsable del posicionamiento del miembro inferior, el cual debe presentar dos cualidades contradictorias: la coherencia y la movilidad. Generalmente el grupo muscular antagonista se encuentra, en oposición a la retracción, elongado, hipertónico y doloroso, características que se corresponden con los grupos musculares de predominio fásico. Esto induce que son los grupos tónicos, los que mantienen la postura, los que generalmente se afectan por acortamiento.

IV.A Cadena de Flexión: conlleva flexión del miembro inferior o su plegamiento. (Flexión del ilíaco y rotación posterior, flexión de cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y dedos).

IV.B Cadena de Extensión: conlleva la extensión del miembro inferior o su desarrollo. (Extensión del ilíaco y rotación anterior, flexión de cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y dedos).

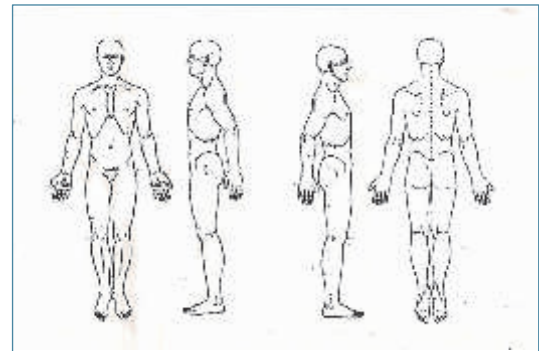
IV.C Sin Predominio: no hay predominio de una cadena sobre la otra. Las dos se encuentran en igual estado de acortamiento o alargamiento.

Indicador: test activo de flexibilidad de cadena posterior para evaluar la cadena de extensión y test de flexibilidad activo para flexores de cadera para evaluar la cadena de flexión. Se realizarán en decúbito dorsal.

Nombre y apellido:
 Edad:
 Observaciones:.....
 Otras cirugías?.....



I. ANÁLISIS DE POSTURA – LÍNEA DE PLOMADA			
I.1 LORDOSIS LUMBAR			
I.1.A Hiperlordosis			
I.1.B Hipolordosis			
I.1.C Fisiológica			
I.2 VALGO DE RODILLA			
I.2.A Aumentado - de 170°	I	D	Cant. grados
I.2.B Disminuido + de 175°			Cant. grados
I.2.C Fisiológico 170° a 175°			
I.3 POSICIONAMIENTO DE LA RODILLA			
I.3.A Recurvatum			
I.3.B Flexum			
I.3.C En eje			
I.4 POSICIONAMIENTO DEL CALCÁNEO			
I.4.A Varo			
I.4.B Valgo			
I.4.C En eje			
I.5 TIPO DE PIE			
I.5.A Cavo			
I.5.B Plano			
I.5.C Arcos normales			



III. MOVILIDAD DE LA RÓTULA – PALPACIÓN + OBSERVACIÓN		
III.A Hipermovil	I	D
III.B Hipomovil		
III.C Mov. normal		
IV. CADENA PREDOMINANTE DE MM INF. – TEST		
IV.A Cadena de flexión		
IV.B Cadena de extensión		
IV.C Sin predominio		

II. DOLOR DE RÓTULA Y RODILLA - ANAMNESIS		
II.1 TOPOGRÁFICAMENTE		
II.1.A Superoexterno de rótula	I	D
II.1.B Superointerno de rótula		
II.1.C Superomedial de rótula		
II.1.D Inferomedial de rótula		
II.1.E Cara externa de rodilla		
II.1.F Cara interna de rodilla		
II.1.G Ninguno		

II.2 SEGÚN TIEMPO		
II.2.A Menos de 15 días		
II.2.B Entre 15 y 30 días		
II.2.C Meses		
II.2.D Años		

II.3 DAÑO OBJETIVADO DE LA ESTRUCTURA		
II.3.A Lesión meniscal		
II.3.A.a Menisco interno		
II.3.A.b Menisco externo		
II.3.A.c Ninguno		
II.3.B Lesión ligamentaria/ tendinosa		
II.3.B.a LLI		
II.3.B.b LLE		
II.3.B.c LCA		
II.3.B.d LCP		
II.3.B.e Tendón rotuliano		
II.3.B.f Ninguno		
II.3.C Cirugías		
II.3.C.a Sí		Cuál?
II.3.C.b No		

RESULTADOS

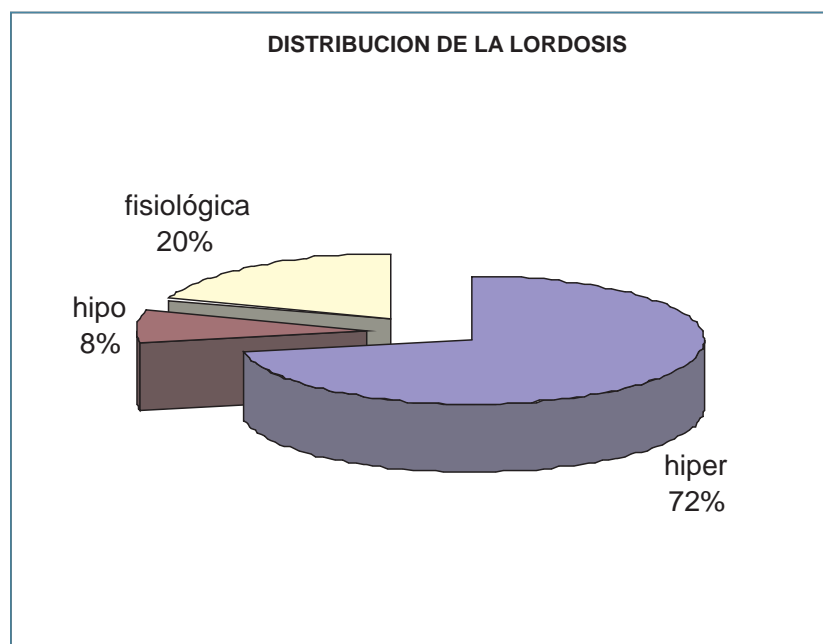
Se estudiaron la totalidad de jugadoras de jockey de 15 a 17 años (5º división) de todos los clubes marplatenses resultando ser 64. Se analizaron variables, que se irán detallando, con el fin de llegar al objetivo planteado.

LORDOSIS

(ver anexo tablas I, II y III)

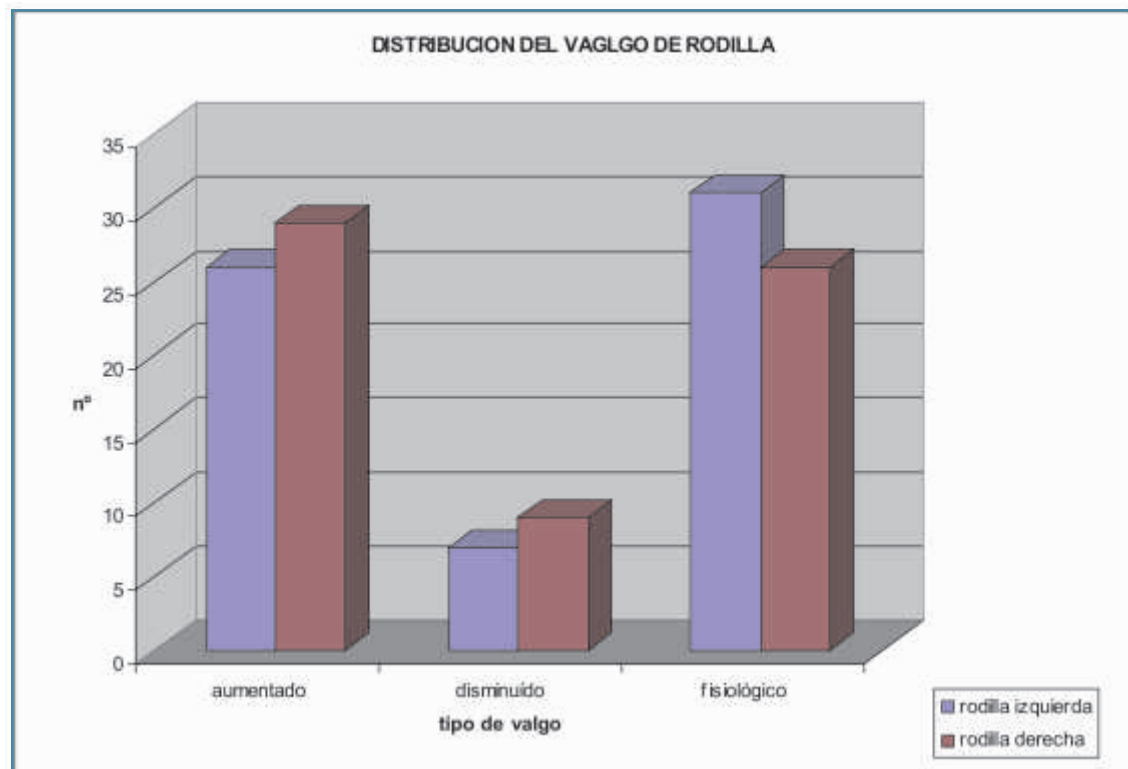
Es importante estudiarla dado que el segmento lumbar es uno de los más solicitados en las diferentes posturas del juego, y es una zona determinante de futuros patrones adaptativos. Se encontró el porcentaje que sigue:

lordosis	nº	%
hiper	46	71,9
hipo	5	7,8
fisiológico	13	20,3
total	64	100,0



Al analizar la lordosis con el valgo de rodilla se notó que los porcentajes según la rodilla se distribuían de la forma que se muestra:

rodilla izquierda	nº	%	rodilla derecha	nº	%
umentado	26	40,6	umentado	29	45,3
disminuído	7	10,9	disminuído	9	14,1
fisiológico	31	48,4	fisiológico	26	40,6
total	64	100,0	total	64	100,0



Asimismo, el 39,1 % (18/46) de las jugadoras que presentaban hiperlordosis tenían el valgo de ambas rodillas aumentado, mientras que el 13,1 % y el 4,3 % lo presentaban sólo en una rodilla, derecha e izquierda respectivamente. También se notó que en su mayoría presentaban uno o lo dos pies planos. (Tabla III)

Se pretendió determinar si el aumento o disminución de la lordosis tenía relación con el aumento o disminución presentado en el valgo de rodilla, el $X_1^2 = 0,035$, $p > 0,05$, para la rodilla izquierda y $X_1^2 = 1,16$, $p > 0,05$ para la rodilla derecha (ver anexo II, calculo 1) indica que no se pudo encontrar tal relación, probablemente se pueda encontrar un fundamento en el resto del patrón postural adaptativo evaluado.

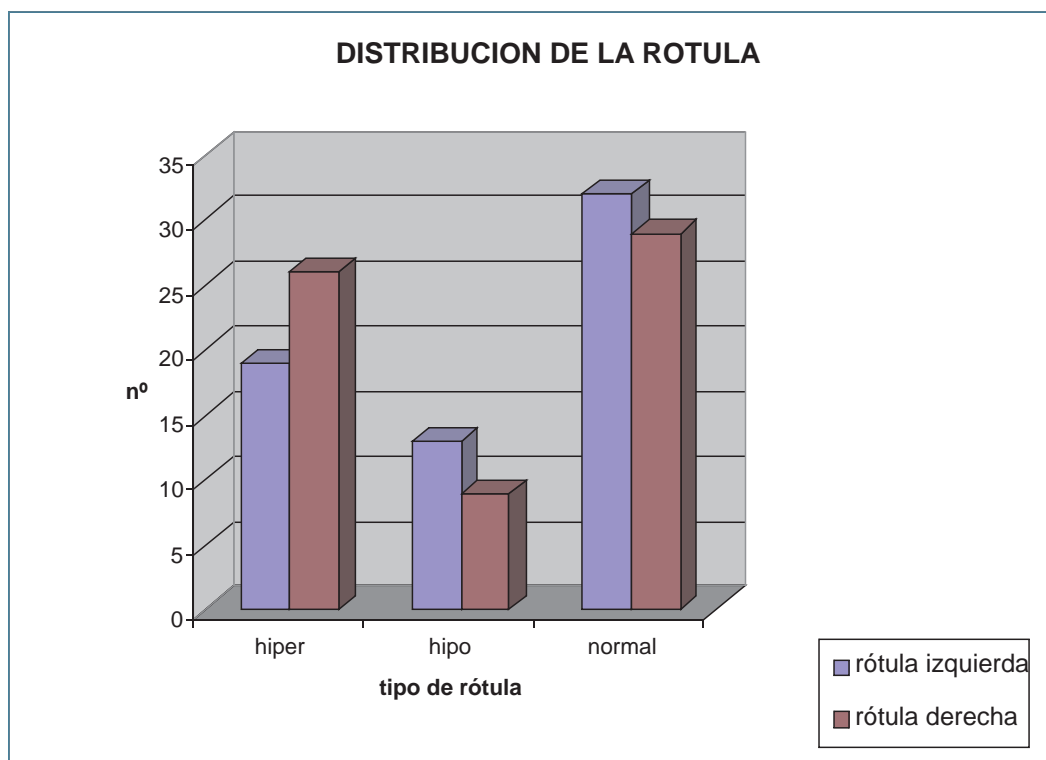
Al analizar la movilidad de la rótula con la lordosis se encontró que el 21,9 % y el 32,8 % de las jugadoras que presentaban hiperlordosis presentaban también hipermovilidad en la rótula izquierda y derecha respectivamente. La distribución según la movilidad de la rótula arrojó los siguientes resultados:

ROTULA IZQUIERDA

movilidad	nº	%
hiper	19	29,7
hipo	13	20,3
normal	32	50,0
total	64	100,0

ROTULA DERECHA

movilidad	nº	%
hiper	26	40,6
hipo	9	14,1
normal	29	45,3
total	64	100,0



VALGO DE RODILLA
(ver anexo tablas IV a VI)

Analizando esta variable en forma cualitativa se trató de establecer la influencia de la postura de la jugadora con la rodilla que presentaba ángulos de valgo fuera de lo fisiológico, el $\chi^2 = 18,3$, $p < 0,05$ (ver anexo II, cálculo 2), lo que representa una alta significación estadística.

Analizada la variable desde el punto de vista cuantitativo, se tomaron los promedios de los grados de desviación del valgo (considerándose menores a 170° en el aumento del valgo; y mayores a 175° para su disminución), resultando los mismos muy representativos dada la variación porcentual. Se realizaron tests para las medias muestrales contrastadas con las poblacionales, que arrojaron alta significación estadística en el aumento del valgo de rodilla mientras que no fue así en la disminución del mismo.

Medidas	valgo aumentado	valgo disminuido
RODILLA IZQUIERDA		
Promedio aritmético en grados	163.35	179.57
error standard	0.65896	0.52903
n	26	7
t $p < 0.05$	-10.09 alta signif.	2.97 signif.
RODILLA DERECHA		
Promedio aritmético en grados	163.35	177.22
error standard	0.65896	0.93997
n	29	9
t $p < 0.05$	-11.32 alta	2.362 signif.

También se detectó que de las jugadoras con hiperlordosis el 39,1 % presentaba valgo de ambas rodillas aumentado y el 30,4 % lo hacía con ambos fisiológicos. El resto de la distribución porcentual lo encontramos en otros tipos de combinaciones de valgo. En todos los casos la mayoría de las jugadoras tenía el calcáneo valgo (Ver Tabla VI). Estos resultados demuestran el patrón postural compensatorio adoptado de acuerdo a las variables estudiadas.

POSICIONAMIENTO DE RODILLA (ver anexo tablas VII a X)

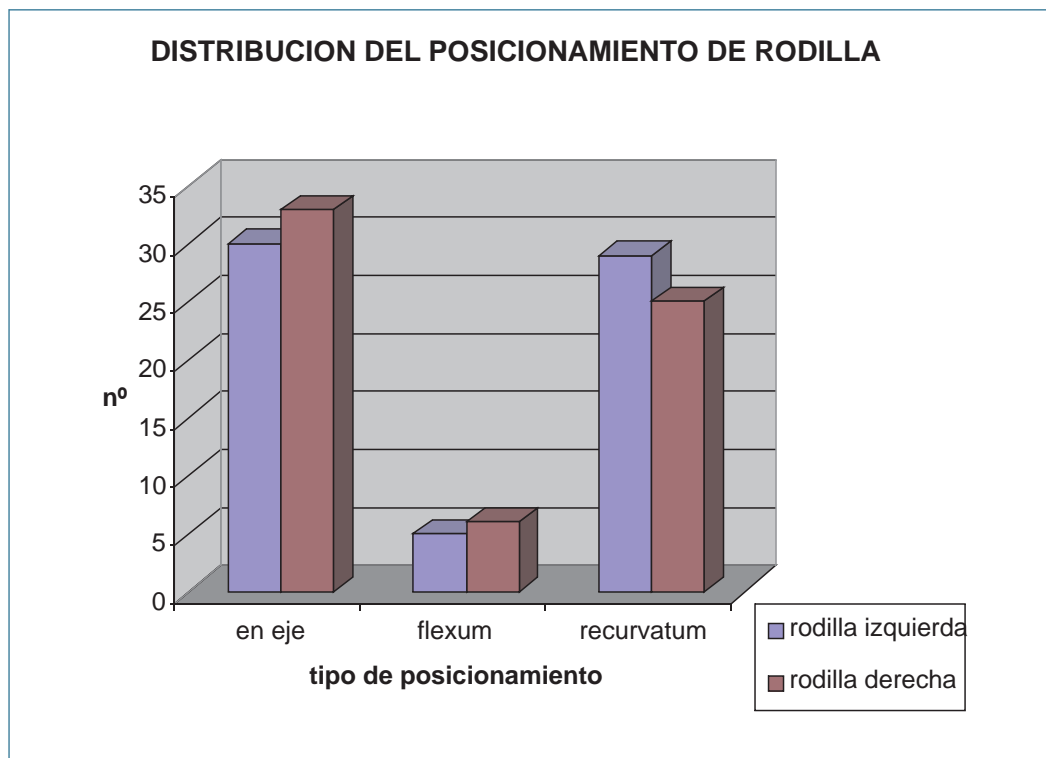
Se encontraron los porcentajes que siguen clasificando el posicionamiento por rodilla, los mismos eran esperados considerando la postura del juego:

RODILLA IZQUIERDA

posición	nº	%
en eje	30	46,9
flexum	5	7,8
recurvatum	29	45,3
total	64	100,0

RODILLA DERECHA

posición	nº	%
en eje	33	51,6
flexum	6	9,4
recurvatum	25	39,1
total	64	100,0



De las jugadoras que presentaban recurvatum en el posicionamiento de la rodilla izquierda se encontró que entre el 55,2 % y el 65,6 % tenían el pie plano y el 55,2 % tenían el valgo de rodilla aumentado. El mismo fenómeno se repite con el posicionamiento de la rodilla derecha variando los porcentajes a 56 % a 64 % para el pie plano y entre 51,7 % y 55,2 % para el valgo de rodilla. También el recurvatum incide en la movilidad de la rótula ya que el 34,5 % que lo presentaba en la rodilla izquierda tenía hipermovilidad en la rótula izquierda o el 58,6 % lo tenía en la rótula derecha. El recurvatum de la rodilla derecha arroja un 36 % con hipermovilidad en la rótula izquierda o el 60 % en la derecha.

Al analizar la interdependencia entre el posicionamiento de rodilla y la lordosis que presentaban las jugadoras se encontraron los siguientes porcentajes extraídos de la Tabla IX:



posicionamiento rodilla	total	lordosis		
		hiper	hipo	fisiológico
izquierda				
en eje	100,0	66,7	3,3	30,0
flex	100,0	80,0		20,0
recur	100,0	75,9	13,8	10,3
derecha				
en eje	100,0	63,6	9,1	27,3
flex	100,0	66,7	16,7	16,7
recur	100,0	84,0	4,0	12,0

El posicionamiento de la rodilla en flexum no merece análisis por ser pocos los casos observados para el denominador de la proporción (5 en la rodilla izquierda y 6 en la derecha). Sí, son importantes las diferencias encontradas entre las jugadoras que tenían hiperlordosis con aquellas que presentaban en eje el segmento lumbar, cuando se analizó la posición de la rodilla “en eje” y “recurvatum”. Los tests de diferencias de proporciones arrojaron los guarismos que se muestran a continuación:

EN EJE

medidas	HIPERLORDOSIS / FISIOLÓGICO
EN EJE RODILLA IZQUIERDA	
proporción (p)	0,667 - 0,3
error standard	0,01724
n (para cada muestra)	30
t p < 0,01	21,3 alta signific.
EN EJE RODILLA DERECHA	
promedio aritmético en grados	0,636 - 0,273
error standard	0,01556
n (para cada muestra)	33
t p < 0,01	23,32 alta signific.

RECURVATUM

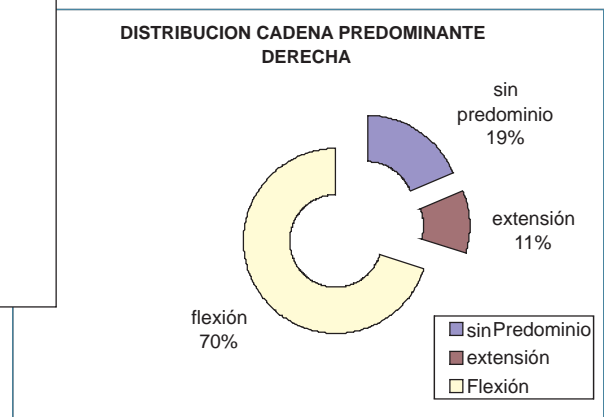
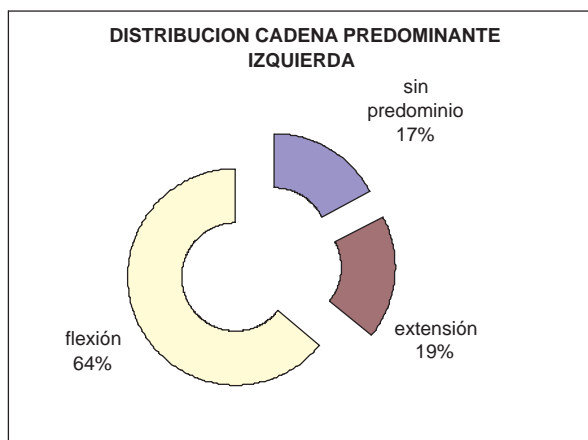
medidas	HIPERLORDOSIS / FISIOLÓGICO
RECURVATUM RODILLA IZQUIERDA	
proporción (p)	0,759 - 0,103
error standard	0,01765
n (para cada muestra)	29
t p < 0,01	37,16 alta signific.
RECURVATUM RODILLA DERECHA	
promedio aritmético en grados	0,84 - 0,12
error standard	0,02083
n (para cada muestra)	25
t p < 0,01	34,56 alta signific.

Los resultados obtenidos demuestran que la hiperlordosis fue predominante independientemente de la posición que adopte la rodilla.

CADENA PREDOMINANTE
(ver anexo tablas XI a XIV)

Al estudiar la cadena predominante en los miembros inferiores se encontró la siguiente distribución porcentual:

cadena izquierda	nº	%	cadena derecha	nº	%
sin predominio	11	17.2	sin predominio	12	18.8
extensión	12	18.8	extensión	7	10.9
flexión	41	64.1	flexión	45	70.3
total	64	100.0	total	64	100.0



Observando la Tabla X se nota que las jugadoras con hiperlordosis (71,9 %), presentan un porcentaje significativamente elevado de cadena de flexión, 70,7 % y 75,6 % para la izquierda y derecha respectivamente, con respecto a las otras dos. Los test de diferencias de proporciones arrojaron las cifras:

medidas	HIPERLORDOSIS / FISIOLÓGICO
CADENA DE FLEXION IZQUIERDA	
proporción (p)	0,71 - 0,17
error standard	0,01238
n (para cada muestra)	41
Z p < 0,05	43,62 (c/correc) y 2,18 (s/correc) signific.
CADENA DE FLEXION DERECHA	
promedio aritmético en grados	0,76 - 0,16
error standard	0,01132
n (para cada muestra)	45
Z p < 0,05	52,9 (c/correc) y 2,41 (s/correc) signific.

Analizando la cadena predominante con las demás variables se denota que un porcentaje elevado de jugadoras que presentan la cadena de flexión y el posicionamiento de la rodilla en recurvatum conjuntamente con pie plano y aumento en el valgo de rodilla. Este resultado confirma las disfunciones encontradas en las diferentes variables evaluadas.

CADENA DE FLEXION

CONCEPTO		cadena izquierda	cadena derecha
		%	%
posicionamiento rodilla recurvatum	izquierdo	39,0	37,8
	derecho	31,7	33,3
pie plano	izquierdo	39,0	35,6
	derecho	56,1	51,1
valgo de rodilla aumentado	izquierdo	41,5	40,0
	derecho	41,5	40,0

CALCANEEO

(ver anexo tabla XV)

Cuando se analizó el tipo de calcáneo se encontró que el 59,4 % y el 75 % de las jugadoras lo presentaban valgo en el izquierdo y derecho respectivamente.

Llama la atención que de los calcáneos valgos, el izquierdo se presentaba conjuntamente con un 47,4 % de ambos pies planos y el derecho lo hacía con un 45,8 % de los casos. (Ver Tabla XVI)

Según la tabla presentada más abajo, observando los pies de las jugadoras se notó que el aumento o disminución del arco interno era en su mayoría bilateral. El $X_1^2 = 13,13$, $p < 0.01$, altamente significativo (ver anexo II, cálculo 3).

pie izquierdo	pie derecho			total
	plano	cavo	normal	
plano	23	---	2	25
cavo	---	7	4	11
normal	11	---	17	28
total	34	7	23	64

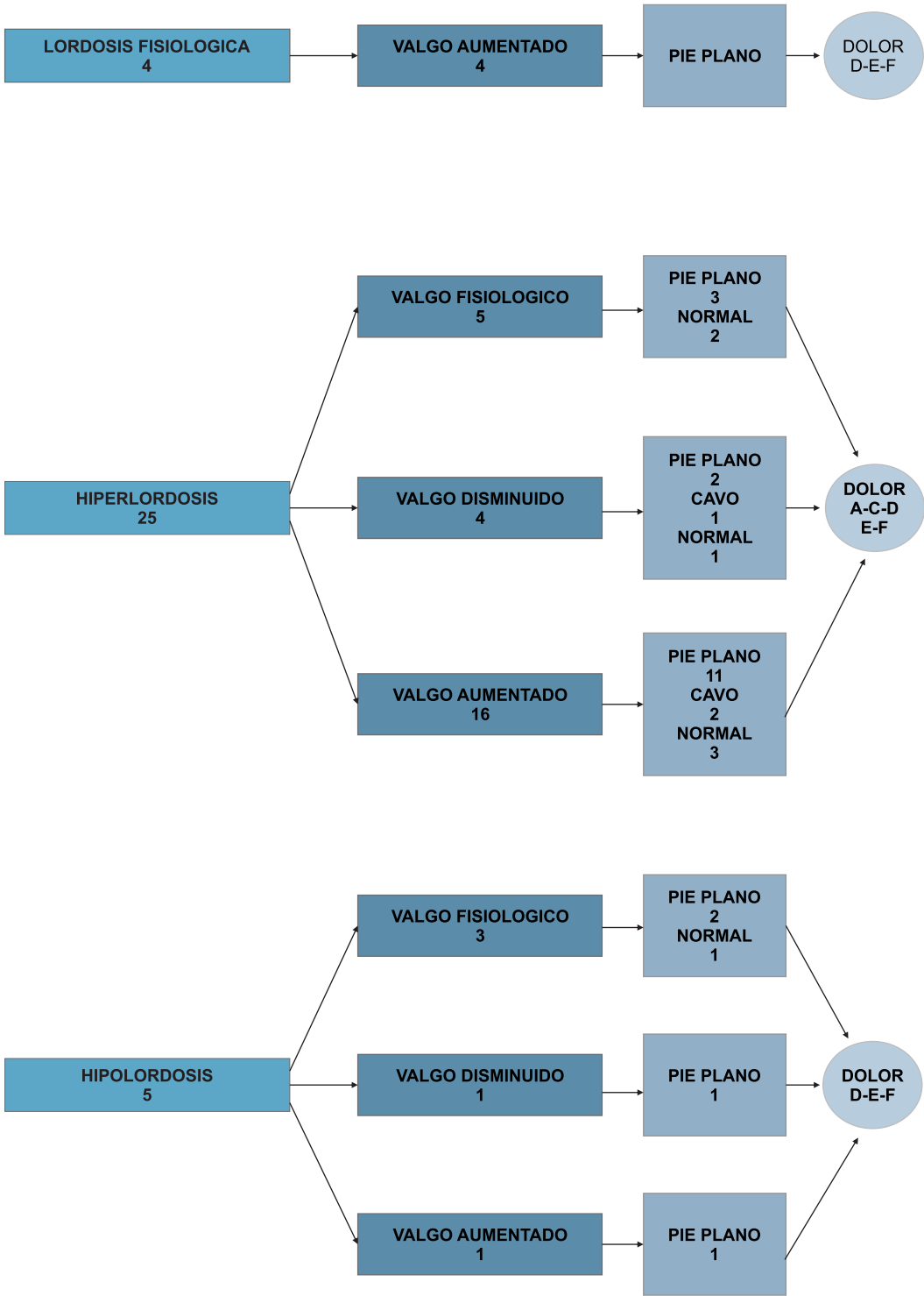
DOLOR DE ROTULA Y RODILLA (ver anexo tabla XV)

Es difícil evaluar esta variable dada la subjetividad de las respuestas, de todas formas se encontró manifestación de dolor de rótula y rodilla en 34 jugadoras (53,1 %). Así, en la tabla que sigue se consignaron los resultados obtenidos en las entrevistas. Para su análisis, no se tuvo en cuenta las modalidades de las variables en estudio, sólo se consideró la revelación del dolor en una y/o ambas extremidades.

DOLORES DE ROTULA Y RODILLA MANIFESTADOS POR LAS JUGADORAS

ROTULA Y RODILLA	PIE	VALGO	CADENA	LORDOSIS
IZQUIERDA				
superoexterno de rótula	2	2	2	1
superointerno de rótula				
superomedial de rótula	6	6	6	3
inferomedial de rótula	24	24	24	12
cara externa de rodilla	20	20	20	10
cara interna de rodilla	22	22	22	11
TOTAL	74	74	74	37
DERECHA				
superoexterno de rótula	2	2	2	1
superointerno de rótula				
superomedial de rótula				
inferomedial de rótula	18	18	18	9
cara externa de rodilla	24	24	24	12
cara interna de rodilla	20	20	20	10
TOTAL	64	64	64	32

Resulta más interesante analizar el dolor desde los desequilibrios posturales encontrados en las jugadoras. El siguiente árbol permite esclarecer la situación tomando como base la lordosis, cuyo aumento es la expresión máxima de la postura del juego.





De las 64 jugadoras evaluadas 46 (72%) presentaron hiperlordosis lumbar y sólo el 8 % hipolordosis. También se observó que 24 de ellas tenían la cabeza y caquis cervical adelantado de la línea de plomada, y 14 poseían antepulsión de hombros, notándose más pronunciado en el izquierdo.

La variable valgo de rodilla muestra que el 45,3% y el 40,6% lo tenían aumentado mientras que en el 14,1% y 10,9% estaba disminuido, en la rodilla derecha e izquierda respectivamente.

Al intentar demostrar si el aumento o disminución de la lordosis tenía relación con el aumento o disminución presentado en el valgo de rodilla se encontró que para estas deportistas estas variables no tienen asociación (variables independientes) ($\chi^2 = 0,035$, $p > 0,05$, para la rodilla izquierda y $\chi^2 = 1,16$, $p > 0,05$ para la rodilla derecha).

La variable movilidad de rótula evidenció un 40,6 y 29,7% de hipermovilidad derecha e izquierda respectivas, y en su relación con la lordosis fue del 32,8 y 21,9% para cada lado.

Los resultados del análisis cualitativo del valgo de rodilla presentaron una alta significación estadística ($\chi^2 = 18,3$, $p < 0,05$) para las jugadoras con ángulos fuera de lo fisiológico. Lo mismo se pudo comprobar desde el punto de vista cuantitativo a través de tests para las medias muestrales contrastadas con las poblacionales que arrojaron alta significación estadística dada la variación porcentual. Esto ocurrió para el aumento del valgo mientras que no fue así en su disminución.

De la totalidad de las jugadoras evaluadas el 45,3 y 39,1% presentaron recurvatum, y el 7,8 y 9,4% poseían flexum en el posicionamiento de la rodilla izquierda y derecha respectivas.

Al observar la relación del posicionamiento de la rodilla con el tipo de pie y el valgo, se pudo encontrar que entre el 55,2 y el 65,6% de las que tenían recurvatum lo hacían conjuntamente con pie plano, y el 55,2% tenían aumento del valgo para la rodilla izquierda. Este fenómeno se repite en la derecha variando a 56 al 64% para el pie plano y entre el 51,7 y 55,2% para el aumento del valgo.

Por otro lado se asoció el recurvatum a la movilidad rotuliana siendo que el 34,5% mostró además hipermovilidad izquierda y el 60% en la derecha.

Por último se analizó la interdependencia entre el posicionamiento de la rodilla y la lordosis y se encontró que la hiperlordosis es predominante en cualquier posición que adopte la rodilla. Y además a través de tests de diferencias de proporciones se observó una alta significación estadística en la relación rodilla en eje/ recurvatum, con hiperlordosis/ lordosis fisiológica.

La variable cadena muscular predominante arrojó un 64,1 y 70,3% para la cadena de flexión izquierda y derecha respectivamente. Y al relacionarla con el 72% de jugadoras con hiperlordosis lumbar por medio de tests de diferencias de proporciones se obtuvieron



resultados de alta significación estadística siendo del 70,7 y 75,6% para la izquierda y derecha respectivas.

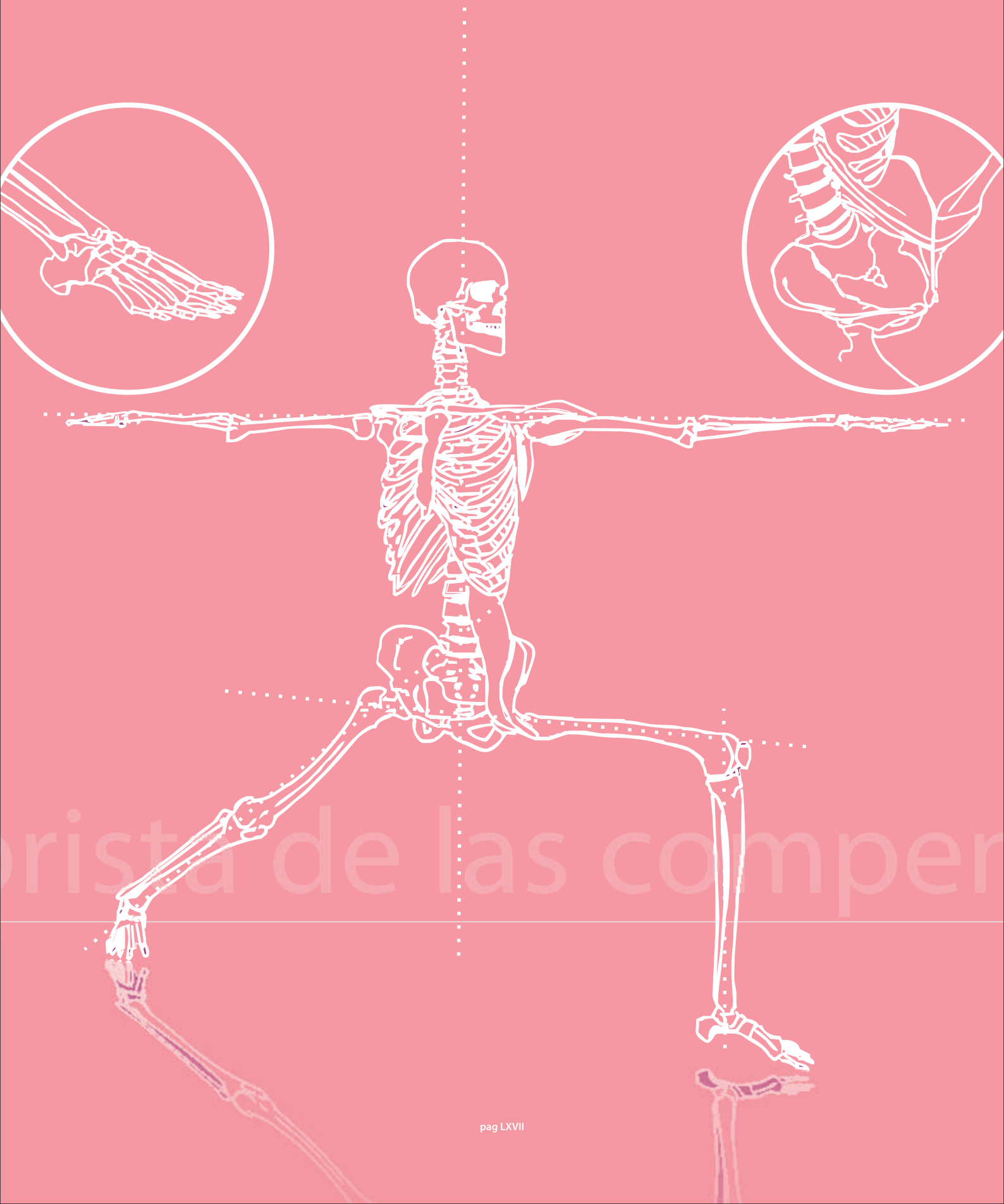
Al analizar la cadena predominante con las demás variables se denota que el patrón más frecuente se asocia con la cadena de flexión, el recurvatum, el pie plano y el valgo de rodilla aumentado.

Con respecto a la variable posicionamiento del calcáneo se encontró un 59,4 y 75% de deportistas con calcáneo valgo izquierdo y derecho respectivamente. Y llama la atención que de los calcáneos valgos el izquierdo se presenta junto con un 47,4% de ambos pies planos y el derecho lo hacía con un 45,8% de los casos.

El cruzamiento de los tipos de pie izquierdo y derecho reveló que 23 jugadoras poseían ambos planos, 7 ambos cavos y 17 ambos con arcos “normales”. Es decir que los diferentes tipos se manifestaron bilateralmente. Esto se comprobó con el $X_1^2 = 13,13$, $p < 0.01$ que resultó altamente significativo.

El dolor de rótula y rodilla fue manifestado en el 53,1% de los casos y se obtuvieron mayores casos con cronicidad en la expresión del mismo. Se encontraron solo 3 jugadoras con lesión franca en la rodilla y no se pudieron detectar cirugías en esta zona. En base a las observaciones se contó con 24 jugadoras con esguince de tobillo.

La mayor frecuencia de dolor se mostró entre la hiperlordosis (25 casos), el aumento del valgo (16 casos), y el pie plano (11 casos), quienes expresaron dolor en las zonas: cara interna y externa de rodilla, superoexterna, superomedial e inferomedial de rótula.



orista de las comper

La presente investigación planteó como objetivo general relacionar el genu valgo como deseje femoropatelar con la hiperlordosis lumbar y aquellos patrones biomecánicos de miembro inferior y cuadrante inferior de tronco que se asocian con mayor frecuencia a la práctica del hockey.

El análisis estadístico realizado en base a la obtención de datos, no encontró relación entre el aumento del valgo de rodilla y la hiperlordosis lumbar (variables independientes), pero fue evidente la asociación hallada entre las diferentes adaptaciones posturales planteadas.

Entendiendo que cualquier debilidad pide la suplencia del deseje más permitido, se pudo constatar la existencia de un patrón predominante obtenido de la relación de las diferentes variables estudiadas. El mismo se manifestó como: hiperlordosis lumbar, genu valgo, calcáneo valgo, pie plano, hipermovilidad rotuliana y predominio de la cadena de flexión de miembro inferior; sobretodo en el hemicuerpo derecho.

Esto demuestra un grado de disfunción sobre el lado derecho que predispone al patrón valguizante. De este modo, son las cadenas de cierre y flexión, preferentemente en el segmento entre cadera y rodilla, hipersolicitadas de manera constante, llevando así a la fatiga. En tanto podemos afirmar que el cierre y la flexión se asocian al valgo y la lordosis lumbar, y que el predominio de la cadena de cierre es el que permite el exceso de movimientos a la rótula. Por otro lado, y como todas las posiciones humanas son equilibrios compensados hechos de desequilibrios permanentes, se ha observado a la cadena de apertura programada en forma sectorial afectando a la tibia en rotación externa. Y para finalizar el relevo del esfuerzo, el calcáneo se encontró valguizado y el pie girado interno (nuevamente se programa el cierre). En este sentido, si el crédito de longitud no se puede conceder, se produce una tensión dolorosa, desencadenando por vías reflejas tensiones musculares, como respuesta a la regla de no dolor. Esto es un círculo vicioso que acentúa el deseje, en el cual los componentes musculares, al no cumplir con su función estabilizadora en los rangos fisiológicos, conducen al afianzamiento del patrón patológico.

En cambio, el lado izquierdo, mostró otros hallazgos adaptativos: el posicionamiento de la rodilla en recurvatum con la consiguiente asociación de sobreprogramación de la cadena de extensión en ese nivel y flexora en cadera y pie.

Además, podría afirmarse que la asimetría manifiesta del deporte obliga al hemicuerpo izquierdo a ser el menos solicitado (sobretodo en las jugadas dinámicas). Por tal motivo, al verse involucrado en mayor medida en las jugadas estáticas (pase-recepción), las cadenas musculares pierden preparación (no tienen la misma riqueza propioceptiva que el hemicuerpo derecho) y con el tiempo ese grupo músculo-neuro-ligamentario va acentuándose, reforzando el recurvatum descripto. De este modo, es posible observar como el patrón se disocia marcando una prevalencia de la cadena de cierre en cadera y pie, y de extensión en la rodilla.

En conclusión, la elevada frecuencia de disfunciones en el hemicuerpo derecho encuentran sentido en la asimetría del deporte, el cual, como se pudo observar, ocasionó diferentes compensaciones en el lado derecho con respecto al izquierdo y resaltó el desequilibrio tanto homo como heterolateral.

Con estos resultados se responden dos de los objetivos específicos planteados. En primera instancia, se propuso la evaluación semiológica del posicionamiento patelar en relación a la hiperlordosis lumbar y el genu valgo. En segunda instancia, se trató de determinar al deseje rotuliano como causa de patologías en la articulación femoropatelar-femorotibial.

Asímismo, y sin perder la visión global del cuerpo, se han podido apreciar adaptaciones a nivel de la cabeza, tronco (dorsal y cervical) y miembros superiores que no se detallarán en la presente investigación ya que no hacen a los fines de la misma. Igualmente no se descarta la valiosa posibilidad de incluirlas en futuras investigaciones dada la riqueza que podría aportar dicho estudio.

El título de este trabajo pregunta: - ¿es la rodilla equilibrista de las compensaciones? - Al respecto y tal como se citó en el marco teórico, Leopold Busquet expone:

“...no hay nada que reforzar. Simplemente se debe restablecer el equilibrio de las tensiones a nivel de la rodilla. Será necesario que el tratamiento de las cadenas musculares reequilibre la pelvis, la rodilla y la bóveda plantar. La rodilla es la articulación intermedia que sufre y se adapta. Siempre se debe reequilibrar la rodilla en relación a la pelvis y al pie para obtener un resultado estable.

Cuando el tratamiento haya armonizado las tensiones de las cadenas musculares que se aplican sobre la rodilla, ésta recuperará una estática funcional...”

Esta afirmación demuestra que la falta de equilibrio neuromuscular y propioceptivo de estas deportistas es atribuible a los deseos posturales guiados por los desbalances de las cadenas musculares. Pero también debe tenerse en cuenta la calidad y cantidad de entrenamiento dejando abierta esta inquietud a su comparación con el alto rendimiento.

Esta investigación también se planteó como objetivos específicos: concientizar acerca de la detección precoz de las disfunciones, entendidas como la falta de movilidad tridimensional de los micromovimientos. Y por otro lado, se propuso evidenciar la ausencia de corrección de malos patrones técnicos y la necesidad del aporte kinésico en el ámbito deportivo.

Para dar respuesta a los objetivos planteados, a través del análisis de los datos obtenidos, se encontró que la expresión del dolor en términos temporales manifestó cronicidad. Por otro lado, sólo fueron tres los casos de lesión franca a nivel de la rodilla (ligamentaria y meniscal) y no se detectaron cirugías al respecto. De lo anteriormente explicado, es realmente notorio que las disfunciones y el dolor existen, pero no aún la lesión en si misma. Por lo tanto, llegamos a la conclusión que es necesario el accionar kinésico en su rol preventivo.

En definitiva, para el correcto funcionamiento del sistema, es necesario un equilibrio funcional que se basa en la calidad de relajación y contracción de todas las cadenas musculares, como administradoras de los desplazamientos articulares del miembro inferior en los tres planos del espacio. Lo cual es particularmente importante en la rodilla donde los cóndilos son guiados en una cavidad tendino-muscular. Esta, tendrá como objetivo, preservar su equilibrio propioceptivo y evitar cualquier exceso de tensión ligamentosa.

Los futuros kinesiólogos deben plantearse la importancia de la programación postural óptima de cualquier deportista para alcanzar el mayor rendimiento dentro de un marco saludable del ser bio-psico-social (deportista = persona) y poder obtener este equilibrio que pareciera inalcanzable conquistar. Pensando en un trabajo metódico y responsable de las capacidades musculares (fuerza, resistencia, velocidad, elongación y coordinación) podría lograrse, preservando siempre al deportista y respetándolo como persona.



Tabla I

NUMERO DE JUGADORAS SEGÚN PROBLEMAS EN RODILLAS Y LORDOSIS

rodilla	lordosis			total
	hiper	hipo	fisiológico	
izquierda				
aumentado	20	1	5	26
disminuído	4	1	2	7
fisiológico	22	3	6	31
total izquierda	46	5	13	64
derecha				
aumentado	24	1	4	29
disminuído	6	1	2	9
fisiológico	16	3	7	26
total derecha	46	5	13	64

Tabla II

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR MOVILIDAD Y LORDOSIS

lordosis	total	movilidad izquierda			movilidad derecha		
		hiper	hipo	normal	hiper	hipo	normal
hiper	46	14	9	23	21	5	20
hipo	5	2		3	2		3
fisiológico	13	3	4	6	3	4	6
total	64	19	13	32	26	9	29

Tabla III

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR LORDOSIS, PIE Y VALGO DE RODILLA

DERECHA

lordosis	total	valgo rodilla aumentado			valgo rodilla disminuído			valgo rodilla fisiológico		
		pie cavo	pie plano	pie normal	pie cavo	pie plano	pie normal	pie cavo	pie plano	pie normal
hiper	46	2	15	7	1	3	2	2	5	9
hipo	5		1			1			2	1
fisiológico	13		3	1	1		1	1	4	2
total	64	2	19	8	2	4	3	3	11	12

IZQUIERDA

lordosis	total	valgo rodilla aumentado			valgo rodilla disminuído			valgo rodilla fisiológico		
		pie cavo	pie plano	pie normal	pie cavo	pie plano	pie normal	pie cavo	pie plano	pie normal
hiper	46	5	11	4	1		3	3	5	14
hipo	5			1		1			2	1
fisiológico	13		3	2	1		1	1	3	2
total	64	5	14	7	2	1	4	4	10	17

Tabla IV

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR VALGO DE RODILLAS

rodilla izquierda	rodilla derecha			total
	aumentado	disminuído	fisiológico	
aumentado	21		5	26
disminuído		7		7
fisiológico	8	2	21	31
total	29	9	26	64

Tabla V

PROMEDIO VALGO DE RODILLAS

rodilla izquierda

promedio grados gral.	168,41
desvío standard	5,17
CV %	3,1
promedio grados aumentado	163,35
desvío standard	3,36
CV %	2,06
promedio grados disminuído	176,57
desvío standard	1,3997
CV %	0,79
promedio grados fisiológico	170,81
desvío standard	1,7305
CV %	1,01

rodilla derecha

promedio grados gral.	168,516
desvío standard	5,601
CV %	3,32
promedio grados aumentado	163,55
desvío standard	3,069
CV %	1,88
promedio grados disminuído	177,22
desvío standard	2,8199
CV %	1,59
promedio grados fisiológico	171,038
desvío standard	1,9706
CV %	1,15

Tabla VI

JUGADORAS SEGUN VALGO DE RODILLA, CALCANEYO Y LORDOSIS

valgo de rodilla		calcáneo izquierdo			total calcáneo izquierdo	calcáneo derecho			total calcáneo derecho
		en eje	valgo	varo		en eje	valgo	varo	
izquierdo y derecho aumentados	hiperlordosis	3	13	2	18	1	17		18
	hipolordosis		1		1		1		1
	lordosis fisiológica	1	1		2		2		2
izquierdo aumentado y derecho fisiológico	hiperlordosis	2			2	2			2
	hipolordosis								
	lordosis fisiológica		3		3		2	1	3
izquierdo aumentado y derecho disminuído	hiperlordosis	1	2	1	4	1	2	1	4
	hipolordosis		1		1		1		1
	lordosis fisiológica	1		1	2		1	1	2
izquierdo y derecho fisiológicos	hiperlordosis	5	7	2	14	3	10	1	14
	hipolordosis		2	1	3		2	1	3
	lordosis fisiológica	2	2		4	2	2		4
izquierdo fisiológico derecho aumentado	hiperlordosis	2	4		6		5	1	6
	hipolordosis								
	lordosis fisiológica		2		2		2		2
izquierdo fisiológico derecho disminuído	hiperlordosis	1		1	2	1	1		2
	hipolordosis								
	lordosis fisiológica								
TOTALES		18	38	8	64	10	48	6	64

Tabla VII

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR POSICIONAMIENTO RODILLA Y PIE

posicionamiento rodilla	total	pie izquierdo			pie derecho		
		cavo	normal	plano	cavo	normal	plano
izquierda							
en eje	30	8	14	8	5	12	13
flex	5	1	3	1	1	2	2
recur	29	2	11	16	1	9	19
total izquierda	64	11	28	25	7	23	34
derecha							
en eje	33	7	17	9	5	13	15
flex	6	1	3	2	1	2	3
recur	25	3	8	14	1	8	16
total derecha	64	11	28	25	7	23	34

Tabla VIII

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR POSICIONAMIENTO Y VALGO DE RODILLA

posicionamiento rodilla	total	valgo izquierda			valgo derecha		
		aumentado	disminuído	fisiológico	aumentado	disminuído	fisiológico
izquierda							
en eje	30	9	6	15	9	7	14
flex	5	1		4	3		2
recur	29	16	1	12	16	2	10
total izquierda	64	26	7	31	28	9	26
derecha							
en eje	33	9	7	17	9	8	16
flex	6	2		4	3		3
recur	25	15		10	16	1	7
total derecha	64	26	7	31	28	9	26

Tabla IX

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR MOVILIDAD DE ROTULA Y POSICIONAMIENTO RODILLA

posicionamiento rodilla	total	movilidad rótula izquierda			movilidad rótula derecha		
		hiper	hipo	normal	hiper	hipo	normal
izquierda							
en eje	30	8	8	14	9	6	15
flex	5	1	1	3			5
recur	29	10	4	15	17	3	9
total izquierda	64	19	13	32	26	9	29
derecha							
en eje	33	9	8	16	11	6	16
flex	6	1	1	4			6
recur	25	9	4	12	15	3	7
total derecha	64	19	13	32	26	9	29

Tabla X

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR POSICIONAMIENTO Y LORDOSIS

posicionamiento rodilla	total	lordosis		
		hiper	hipo	fisiológico
izquierda				
en eje	30	20	1	9
flex	5	4		1
recur	29	22	4	3
total izquierda	64	46	5	13
derecha				
en eje	33	21	3	9
flex	6	4	1	1
recur	25	21	1	3
total derecha	64	46	5	13

Tabla XI

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR CADENA Y LORDOSIS

cadena	total	lordosis		
		hiper	hipo	fisiológico
izquierda				
sin predominio	11	7		4
extensión	12	10		2
flexión	41	29	5	7
total izquierda	64	46	5	13
derecha				
sin predominio	12	7	1	4
extensión	7	5		2
flexión	45	34	4	7
total derecha	64	46	5	13

Tabla XII

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR CADENA Y VALGO DE RODILLA

cadena	total	valgo rodilla izquierda			valgo rodilla derecha		
		aumentado	disminuído	fisiológico	aumentado	disminuído	fisiológico
izquierda							
sin predominio	11	3		8	6	1	4
extensión	12	6	2	4	6	2	4
flexión	41	17	5	19	17	6	18
total izquierda	64	26	7	31	29	9	26
derecha							
sin predominio	12	5		7	7		5
extensión	7	3	2	2	4	2	1
flexión	45	18	5	22	18	7	20
total derecha	64	26	7	31	29	9	26

Tabla XIII

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR CADENA Y POSICIONAMIENTO RODILLA

cadena	total	posicionamiento izquierdo			posicionamiento derecho		
		en eje	flex	recur	en eje	flex	recur
izquierda							
sin predominio	11	5		6	6		5
extensión	12	5		7	5		7
flexión	41	20	5	16	22	6	13
total izquierda	64	30	5	29	33	6	25
derecha							
sin predominio	12	4	1	7	6	1	5
extensión	7	2		5	2		5
flexión	45	24	4	17	25	5	15
total derecha	64	30	5	29	33	6	25

Tabla XIV

NUMERO DE JUGADORAS CLASIFICADAS POR CADENA Y PIE

cadena	total	pie izquierdo			pie derecho		
		cavo	plano	normal	cavo	plano	normal
izquierda							
sin predominio	11		4	7		6	5
extensión	12	6	5	2	4	5	3
flexión	41	5	16	19	3	23	15
total izquierda	64	11	25	28	7	34	23
derecha							
sin predominio	12	1	5	6	1	7	4
extensión	7	1	4	2	1	4	2
flexión	45	9	16	20	5	23	17
total derecha	64	11	25	28	7	34	23

Tabla XV

JUGADORAS SEGUN CALCANEOS Y PIE

calcáneo	PIE						TOTAL
	ambos cavos	izq.cavo y derec. normal	ambos normales	izq.normal y derec.plano	izq.plano y derec.normal	ambos planos	
IZQUIERDO							
en eje	3	2	7	3		3	18
valgo	2		8	8	2	18	38
varo	2	2	2			2	8
TOTAL CALCANEOS IZQUIERDO	7	4	17	11	2	23	64
DERECHO							
en eje	2	3	2	2		1	10
valgo	2	1	13	9	1	22	48
varo	3		2		1		6
TOTAL CALCANEOS DERECHO	7	4	17	11	2	23	64

GLOSARIO DE FORMULAS Y CALCULOS

1. Procesamiento de datos: fueron tratados con Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) software específico para análisis estadístico de datos cuali-cuantitativos.

2. Tests de hipótesis:

- Los estadísticos de prueba se calcularon con Excel debido a la simplicidad algebraica de los mismos.
- La regla de decisión estadística fue realizada a través de las tablas estadísticas de Gauss, t de Student y Ji Cuadrado según conveniencia.

3. Estadísticos de prueba utilizados:

Prueba para independencia de variables (Ji Cuadrado)

$$S = \sum \frac{(V_o - V_e)^2}{V_e} \approx \chi^2_k$$

$$G. de l. = k = (c-1)(f-1) = 1$$

Prueba para la media poblacional (t de Student para este estudio)

$$t_{n-1} = \frac{\bar{x} - \mu_0}{\sigma_{\bar{x}}} = \frac{\bar{x} - \mu}{S / \sqrt{n}}$$

Prueba para diferencia de proporciones (t de Student y Normal para este estudio)

$$t_{n_1+n_2-2} = \frac{p_1 - p_2}{\sigma_{p_1-p_2}} = \frac{p_1 - p_2}{S_{p_1-p_2} \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}}$$

$$\hat{p} = \frac{n_1 \cdot p_1 + n_2 \cdot p_2}{n_1 + n_2} = \frac{x_1 + x_2}{n_1 + n_2}$$

$$S_{p_1-p_2} = \sqrt{\hat{p} \cdot (1 - \hat{p}) \cdot \left(\frac{n_1 + n_2}{n_1 n_2} \right)}$$

4. Cálculos realizados:

Cálculo I

rodilla izquierda	lordosis		total	rodilla izquierda	lordosis		total
	normal	no normal			normal	no normal	
normal	6	25	31	normal	6.3	24.7	31
no normal	7	26	33	no normal	6.7	26.3	33
total	13	51	64	total	13	51	64
				0.09			
				0.0142928			
				0.01342657			
				0.00364326			
				0.00342246			
				0.0347851 χ^2			

rodilla derecha	lordosis		total	rodilla derecha	lordosis		total
	normal	no normal			normal	no normal	
normal	7	19	26	normal	5.3	20.7	26
no normal	6	32	38	no normal	7.7	30.3	38
total	13	51	64	total	13	51	64
				2.89			
				0.54721893			
				0.37441296			
				0.13948718			
				0.0954386			
				1.15655767 χ^2			

Cálculo II

rodilla izquierda	rodilla derecha		total	rodilla izquierda	rodilla derecha		total
	normal	no normal			normal	no normal	
normal	21	10	31	normal	12.6	18.4	31
no normal	5	28	33	no normal	13.4	19.6	33
total	26	38	64	total	26	38	64
				70.6			
				5.6027792			
				5.2632168			
				3.8334805			
				3.6011483			
				18.300625 χ^2			

Cálculo III

pie izq	pie derecho		total	pie izq	pie derecho	
	normal	no normal			normal	no normal
normal	17	11	28	normal	10.1	17.9
no normal	6	30	36	no normal	12.9	23.1
total	23	41	64	total	23	41
				6.9		
				47.61		
				4.73142857		
				3.68		
				2.65421603		
				2.06439024		
				13.1300348		



UNIVERSIDAD
FASTA

FACULTAD DE CIENCIAS
DE LA SALUD

Mar del Plata, 25 de agosto de 2008.-

Sr/a. Presidente/a
5ta. Categoría de Hockey
Club _____

S / D

De mi mayor consideración:

Por medio de la presente me dirijo a Usted, a fin de solicitarle autorización para que la alumna FUERTES, María Paula; DNI N° 28.878.436, quien cursa el último año de la Carrera de Licenciatura en Kinesiología, de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad FASTA, pueda ingresar a la Institución, con el fin de encuestar a jugadoras de la quinta división de Hockey femenino, para recabar los datos necesarios para la elaboración de su tesis de grado, que tiene como objetivo el análisis de los patrones biomecánicos asociados al desequilibrio que se relacionan a la hiperlordosis lumbar y el genu valgo en este deporte.

Sin otro particular y esperando una respuesta favorable, la saludo con mi consideración más distinguida y quedo a sus gratas órdenes.

Lic. Marta Aztarain.

Coordinadora carrera Licenciatura en Kinesiología.
Universidad FASTA

SANTO TOMAS DE AQUINO

Edificio San Alberto Magno
Avellaneda 3345 - B7602HDQ - Mar del Plata
Tel./Fax (54-223) 475 7076 - Int. 125
www.ufasta.edu.ar
E-mail: salud@ufasta.edu.ar



- Beltran, Resection arthroplasty of the patella, J Bone Joint Surg, 1987, p. 604 -607.
- Bienfait Marcel, Bases fisiológicas de la terapia manual y de la osteopatía, 2ª edición, Barcelona, Paidotribo, 2001, p. 145, 148, 152.
- Busquet Léopold, Las cadenas Musculares, tomo I, 7ª edición, Barcelona, Paidotribo, 2005, p. 15-17.
- Busquet Léopold, Las cadenas Musculares, tomo II, 7ª edición, Barcelona, Paidotribo, 2005, p. 18.
- Busquet Léopold, Las cadenas Musculares, tomo IV, 7ª edición, Barcelona, Paidotribo, 2005, p. 49, 128, 208, 209.
- Cannon SR, James SE., Back aint in atlethes., British Journal of Sports Medicine, 1984, p. 159-164.
- Conlan, Garth, Lemons, Evaluation of the medial soft tissue restraints of the extensor mechanism of the knee, JBone Joint Surg, 1993, p. 682-693.
- Covey DC, Sapega AA, Injuries for the posterior cruciate ligament, Bone Joint Surg, 1993, p. 1376-1386.
- Cowan Jones, Frykman, Polly, Harman, Rosenstein, Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees, Med Sci Sports Excerc, 1996, p. 945-952.
- Cubillo, Vaquero, Martínez, Vidal, Aranda, Estudio de la función de la rodilla tras patelectomía con Biodex, XIX Symposium de la Sib, Badajoz, 1996.
- Day B Mackenzie WG, Shim SS, Leug G, The vascular and nerve supply of the human meniscus. Arthroscopy, 1985, p. 58.
- Fox N., **Ricks in infield hockey**, In Reilly T (Ed). Sports fitness and sports injuries, Faber and Faber, London, 1981.p. 112-117.
- Hahn T, Foldspang A, **The Q angle and sport**, Scand J Med Sci Sports, 1997, p. 287-290.
- Hamison S, Lee C., The incidence of female hochey injuries on grass and synthetic playing surfaces, Australian Journal of Science and Medicine in Sport , 1989, p. 15-17.
- Hennsgge J, Die arthrosis deformans des patella gleitweges zentralblatt, Fur Chir, 1962, p. 1381-1387.
- Horton MG, Hall TL, Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures, Physical Therapy, 1989, p. 897-901.
- Huberti HH, Hayes WG, Patellofemoral contact pressures, J Bone Joint Surg, 1984, p. 715-724.
- Hughes M., Computerized notation analysis in field games, Ergonomics, 1988, p. 1585-1592.
- Hvid, The stability of the human patello-femoral joint, Eng Med, 1983, p. 55-59.



- Johanson H, Sjolander P, Sojita P, A sensory role for de cruciate ligaments Clin Orth, 1991 p. 171-168.
- Kapandji I.A., Cuadernos de fisiología articular-tomo 2; Barcelona, Masson, p. 76.
- Kapandji I.A., Cuadernos de fisiología articular-tomo 3; Barcelona, Masson, cap. 3.
- Leung YF, Wai YL, Leung YC, Patella alta in Southern China. A new method of measurement, Int Ortoph, 1996, p. 305-310.
- Lieb FJ, Perry J, Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. J Bone Joint Surg, 1971, p. 749-758.
- Malhotra MS, Ghosh AK, Kanna GL., Physical and physiological stresses of playing hockey on grassy and Astroturf fields, Society for National Institutes of Sports Journal, 1983, p. 13-20.
- Miralles Marrero, Puig Cunillera, Biomecánica clínica del aparato locomotor, Barcelona, Masson, 1998, p. 227, 229, 230, 231, 232, 235, 237, 238, 239, 241, 242, 243.
- Miralles, Server, Permanyer, Análisis frontal de la marcha mediante videofotogrametría en 3D. Oscilación del ángulo Q, Rev Patol Rodilla, 1996, p. 44-48.
- Reilly T, Scaton A., Physiological strain unique to field hockey. Journal of sports Medicine and Physical fitness 1990, p. 142-146.
- Reilly Thomas, Borrie Andrew, Fisiología aplicada al hockey sobre césped, Resúmenes del Simposio Internacional de Ciencias Aplicadas al Deporte, Biosystem, 1999, p. 390-402.
- Silla Cascales Diego, Capacidad física y valoración funcional del jugador de hockey hierba, Instituto nacional de Educación Física de Catalunya, Barcelona, 1999.
- Staniski CL, Mc Master JH, Ferguson RJ. Synthetic turf and grass: a comparative study, Sport Medicine, 1984, p. 22-26.
- Van Kempen A, Huiskes R, The three-dimensional tracking pattern of the human patella, J Orthop Res, 1990, p. 372-382.
- Wiberg, Roentgenographic and anatomic studies on de patelofemoral joint, with special reference to chondromalacia patellae, Acta Orthop Scand, 1941, p. 319-410.



quilibrista de las compensaci