



ESTUDIO DE LOS CENTROS DE ROTACIÓN INSTANTÁNEOS DE LA RODILLA EN PACIENTES
CON PLASTIA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

**Tesis presentada como uno de los requisitos para obtener el título de
Magister en Ciencias Médicas, mención en Biomecánica Clínica**

Presentada por: Prof. Adj. Lic. Darío Santos

Departamento de Rehabilitación y Medicina Física
Hospital de Clínicas

Tutores Clínicos:

Prof. Dr. Antonio Barquet, Director de la Clínica de Traumatología y Ortopedia; Fac. de Medicina.

Prof. Ing. Jefferson Loss, Coordinador del Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Educación Física, Universidade Federal de Rio Gran de Do Sul - Brasil.

Tutores básicos:

Prof. Ing. Franco Simini, Director del Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería.

Prof. Dra. Elia Nunes, Responsable del Laboratorio de Radiobiología, Unidad Asociada a Facultad de Ciencias, Departamento de Biofísica; Facultad de Medicina.

Prof. Dr. Gustavo Brum, Director del Departamento de Biofísica; Fac. de Medicina.

Tribunal nombrado:

Prof. Dra. Teresa Camarot, Directora del Dpto de Rehabilitación y M F; Hospital de Clínicas

Prof. Agdo. Ing. Julio Pérez, Instituto de Ingeniería Eléctrica; Fac. de Ingeniería

Prof. Agdo. Richard Fariña, Dpto de Paleontología; Fac. de Ciencias

Prof. Adj. José Fregeiro, Clínica de Ortopedia y Traumatología de Adultos; Fac. de Medicina

Montevideo, marzo de 2014

Dedicatoria

A mis **hijas Sofía y Lucía**, que en momentos difíciles de la vida..... Con su amor alimentaron mi voluntad hacia el trabajo académico.

A la memoria de mi **hermana Camilita**, que la llevaré siempre en mi corazón.

Agradecimientos

Culminar esta maestría me insumió un gran esfuerzo, que sin el apoyo de **amigos/as, familiares y académicos** no lo hubiera logrado. **A todos les estoy muy agradecidos**, nombrarlos me llevaría escribir muchas carillas y, correría el riesgo de olvidarme de alguien.

Deseo brindar un **especial reconocimiento** a quienes contribuyeron con aportes técnicos en la realización de esta tesis:

A los estudiantes del Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB) de las Facultades de Medicina e Ingeniería: Florencia, Braian, Mauricio y al coordinador Prof. Ing. Franco Simini.

Al Grupo de Biomecánica de la “Joelho” del LAPEX; Universidade Federal do Rio Grande do Sul; Felipe, Carol y al coordinador Prof. Ing. Jefferson Loss.

A los Profesores del Departamento Biofísica de la Facultad de Medicina, Dr. Gustavo Brum y Dra. Elia Nunes.

A los miembros de la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana (UIBLH), asociada a los Dptos de Biofísica y de Rehabilitación: Gustavo, Andrés, Gabriel y Mariana.

A los Profesores de la Cátedra de Rehabilitación y Medicina Física del Hospital de Clínicas, Dra. Teresa Camarot y Dr. Juan Lacuague.

A los Profesores de la Clínica de Ortopedia y Traumatología de Adultos de la Facultad de Medicina, Dr. Antonio Barquet y Dr. Luis Francescoli.

A los licenciados en Imagenología de la institución médica Médica Uruguay Centro de Asistencia Médica (MUCAM), Fernando y Lourdes.

Al Asistente del Instituto de Estadística de la UdelaR, Fernando Massa.

A los pacientes estudiados, que con su generosidad y consentimiento contribuyeron a mejorar los conocimientos presentados en esta tesis.

RESUMEN

Se realizó un análisis cinemático bidimensional de la Articulación de la Rodilla (AR) en una población de 6 pacientes con plastia del Ligamento Cruzado Anterior (LCA), con la finalidad de identificar el Centro de Rotación por el Punto de Contacto (CRPC), durante el movimiento de extensión ejecutado en cadena cinemática abierta. Se estudiaron tres situaciones: previamente a la realización de la plastia del LCA, posterior a ésta y en la rodilla contralateral indemne.

Se obtuvieron imágenes radiográficas seriadas a lo largo de la extensión de la rodilla por videofluoroscopia. Estudiados los métodos descritos en la literatura, se adapta lo que propone Baltzopoulos. Se desarrolló una aplicación informática interactiva para identificar las estructuras anatómicas y para determinar el CRPC.

Los resultados obtenidos de los pacientes en las diversas situaciones fueron sometidos a la prueba de Wilcoxon, Nemenyi, McDonald-Thomson's, con un nivel de significación del 5%. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la excursión del CRPC entre la rodilla lesionada y la contralateral saludable. En cambio los datos evidencian una diferencia entre la rodilla lesionada y la reconstruida.

Los resultados obtenidos podrían sugerir realizar la plastia en forma temprana, ni bien la situación clínica del paciente lo permita, evitando así la evolución natural del movimiento de la AR saludable hacia un tipo de movimiento de rodilla lesionada.

La experiencia lograda y la observación de que no se dispone en la clínica de instrumentos de evaluación dinámica del movimiento relativo de las superficies de la AR sugieren que se especifique y luego se construya un instrumento orientado a una evaluación de mayor especificidad.

El trabajo desarrollado en esta tesis integró conocimientos básicos (biomecánica, computación y fisiología) con la actividad clínica, resultando en una profundización del conocimiento de los fenómenos relacionados a la rotura y plastia del LCA.

INDICE

RESUMEN.....	pág. 3
Capítulo 0. INTRODUCCIÓN.....	pág. 9
Capítulo 1. OBJETIVOS.....	pág.11
Capítulo 2. ANATOMÍA FUNCIONAL Y BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.....	pág. 12
2.1. Cinemática de la articulación fémoro-tibial.....	pág. 14
2.2. Movimiento óseo: osteocinemática.....	pág.15
2.3. Movimiento de superficie articular : artrocinemática.....	pág. 16
2.4. Movimiento en cadena cinemática abierta.....	pág. 17
2.5. Movimiento en cadena cerrada.....	pág. 17
Capítulo 3. LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	
3.1. Bases anatomo –funcionales.....	pág. 18
3.2. Lesión y reconstrucción quirúrgica.....	pág. 20
3.3. Evolución natural y rehabilitación de la rodilla.....	pág. 21
Capítulo 4. CENTRO DE ROTACIÓN DE LA RODILLA.....	pág. 23
4.1. Métodos que determinan el Centro de Rotación.....	pág. 25
4.2. Método de Reuleaux.....	pág. 25
4.3. Método de la intersección de los ligamentos cruzados.....	pág. 27
4.4. Método del punto de contacto.....	pág. 28
4.5. Método de los ejes finitos helicoidales.....	pág. 28
4.6. Relevancia de los métodos de determinación del CR en la clínica.....	pág. 29
Capítulo 5. DETERMINACIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN	
5.1. Dispositivo experimental.....	pág. 30
5.2. Método experimental propuesto.....	pág. 32
5.3. Digitalización de las imágenes de la rodilla.....	pág. 32

5.4.	Calibración con el fantoma.....	pág. 33
Capítulo 6.	ESTUDIO EN PACIENTES CON ROTURA Y PLASTIA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	
6.1.	Protocolo de investigación.....	pág. 36
6.2.	Resultados y análisis estadísticos.....	pág. 37
6.3.	Discusión.....	pág. 40
Capítulo 7.	HACIA EL DESARROLLO DE UN INSTRUMENTO DEDICADO	
7.1.	Situación actual.....	pág. 43
7.2.	Disponibilidad técnica de desarrollo instrumental.....	pág. 44
7.3	Conclusión.....	pág. 45
	BIBLIOGRAFÍA.....	pág. 46

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Extremo distal del fémur.....	pág. 12
Figura 2. Extremo proximal de la tibia.....	pág. 13
Figura 3. Mecanismo de tornillo de la rodilla.....	pág. 15
Figura 4. Extensión de la articulación de la rodilla.....	pág. 16
Figura 5. Vista antero-medial de la rodilla.....	pág. 18
Figura 6. Disposición del LCA en flexión y en extensión de la rodilla.....	pág. 19
Figura 7. Definición de Centro de Rotación Instantáneo.....	pág. 24
Figura 8. Centro de rotación por el método de Reuleaux.....	pág. 26
Figura 9. Trayectoria del CR determinada por método de Reuleaux.....	pág. 26
Figura 10. Método de la intersección de los ligamentos cruzados.....	pág. 27
Figura 11. Método del punto de contacto.....	pág. 28
Figura 12. Ejes finitos helicoidales.....	pág. 29
Figura 13. Arco en C, dispositivo utilizado para obtener las imágenes de la rodilla.....	pág. 30
Figura 14. Conjunto Fantoma –arco en C.....	pág. 31
Figura 15. Imagen fluroscópica antes y después de la reconstrucción del LCA.....	pág. 33
Figura 16. Fantoma y coordenadas del centro de rotación	pág. 34
Figura 17. Determinación del Centro de Rotación Punto de Contacto	pág. 35
Figura 18 - Diagrama de inter-conexión de los aparatos.....	pág. 37
Figura 19. Excursión del CRPC desde la flexión hasta la extensión.....	pág. 39

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Evaluación cineartrográfica de 6 pacientes.....	pág. 38
Tabla 2. Excursión del centro de rotación según métodos publicados.....	pág. 41
Tabla 3. Cronograma de las actividades desarrolladas durante la maestría.....	pág. 55
Tabla 4. Datos extendidos de la evaluación cineartrografica de 6 pacientes	pág. 56

APÉNDICES

Producción científica vinculada al tema de Tesis de maestría

- A1. **D. Santos**, F. Simini, L. Francescoli, F. Massa, A. Barquet, and T. Camarot, “Beyond traditional clinical evaluation of knee articulation movement to physiological assesment of dynamic ACL funtion during extension,” in *XIII International Symposium on 3d Analysis of Human Movement. École Polytechnique Fédérale de Lausanne; Switzerland*, 2014. -----pág. 57
- A2. F. Simini and **D. Santos**, “Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Follow-up Instrumentation based on Centre of Rotation Videofluoroscopy Determination: Development of an original equipment, CINARTRO, and first clinical use,” *IEEE Conf. proceedings- Int. Instrum. Meas. Technol. I2MTC.*, 2014.-----pág. 62
- A3. **D. Santos**, G. Galin, and H. Carrera, “Recuperación de la amplitud de movimiento de la rodilla con plastia del ligamento cruzado anterior,” in *Rehabilitación 2014. Fortaleciendo la Integración en Rehabilitación. Montevideo*, 2014.-----pág. 74
- A4. **D. Santos**, “Biomecánica Clínica: fase inicial de la Rehabilitación de la Plastia del LCA,” in *IX Congreso Uruguayo de Medicina del Deporte. XII Simposio Sudamericano de Medicina del Deporte. Montevideo*, 2013. -----pág. 74
- A5. **D. Santos**, L. Francescoli, J. Loss, F. Arbío, and F. Simini, “A Tool to Assess Anterior Cruciate Ligament Recostruction by Quantitative Localization of the Knee Centre of Rotation,” in *19th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB2013) Patras; Grecia*, 2013.-----pág. 76
- A6. **D. Santos**, “CINARTRO, estudio de la cinemática de la articulación de la rodilla con perspectivas de desarrollo de un instrumento dedicado,” in *XXI Seminario de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería. Montevideo*, 2013.-----pág. 76
- A7. **D. Santos**, “Metodología para cuantificar el movimiento de superficie articular de la rodilla,” in *Biomecánica de la Marcha y Tecnologías Aplicadas al Estudio del Movimiento. Hospital de Clínicas*, 2011.-----pág. 76
- A8. **D. Santos**, “Biomecánica de la rodilla: Tibio-Femoral y Patelo-Femoral,” in *Ciencias Médicas Aplicadas del Deporte. Curso interdisciplinario - Hospital de Clínicas*, 2009.-----pág. 76

OTROS DOCUMENTOS

Consentimiento informado.....	pág. 77
Resolución del comité de ética.....	pág. 79
Proyecto de tesis de maestría presentado al PRO.IN.BIO.....	pág. 80
Informe de la evaluación del proyecto de maestría PRO.IN.BIO.....	pág. 93
Resolución de la Comisión de Maestría del PRO.IN.BIO.....	pág. 96

ABREVIATURAS

Articulación de la Rodilla.....	AR
Ligamento Cruzado Anterior.....	LCA
Centro de Rotación.....	CR
Cadena Cinemática Abierta.....	CCA
Cadena Cinemática Cerrada.....	CCC
Centro Instantáneo de Rotación.....	CIR
Centro Instantáneo de Velocidad.....	CIV
Centro Finito de Rotación.....	CFR
Centro de Rotación por el Punto de Contacto.....	CRPC
Rayos X.....	RX

Capítulo 0 - INTRODUCCIÓN

La articulación de la rodilla (AR) es considerada como una de las más complejas del cuerpo humano, particularmente debido a la configuración de la geometría entre los segmentos corporales que la constituyen y la interacción de las estructuras internas (McGinty, Irrgang, and Pezzullo 2000). Su funcionamiento normal está estrechamente ligado a la integridad de sus estructuras ligamentarias y musculares (Insall and Scott 2005).

Estudios en países desarrollados estimaron la incidencia de lesión del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) en 1 cada 3000 individuos en la población, lo que conlleva que los Estados Unidos tenga un costo anual de procedimientos quirúrgicos y de rehabilitación de más de mil millones de dólares (Agel, Arendt, and Bershadsky 2005; Flynn et al. 2005). A los efectos de comparación internacional, esta cifra equivale a unos 10.000 U\$S por lesionado incluyendo la cirugía y la rehabilitación de unos 6 meses en promedio. La cirugía reparadora y la posterior rehabilitación permiten restituir la estabilidad y la función de la rodilla. Es preocupación destacada la del cirujano que debe evaluar la evolución posterior a la cirugía reparadora, la cual es realizada tradicionalmente por medios clínicos, principalmente por el test de Lachman y por medio de instrumentos como el artrómetro, (KT-1000 y KT-2000) y por pruebas funcionales como la observación visual de la marcha (Benjaminse, Gokeler, and van der Schans 2006). Habitualmente se repara el LCA y se inicia el proceso de rehabilitación que tiene por objetivo restablecer el rango de movimiento, recuperar la fuerza muscular de la extremidad inferior y mejorar el control neuromuscular, buscando alcanzar el nivel funcional que se tenía previo a la lesión del LCA.

En la práctica clínica habitual se realizan estudios imagenológicos de la AR como RX, tomografía computada y resonancia magnética, todos ellos de carácter estático. Si bien las estructuras anatómicas aparecen con el grado de detalle que requiere la evaluación fisiopatológica, las imágenes estáticas no permiten ninguna valoración de la función dinámica que es lo esencial de la articulación (Wing Hung et al. 2011). (Santos and Simini 2012)

El Centro de Rotación (CR) es un parámetro cinemático importante para evaluar la función de rotación de la rodilla. El estudio de la fisiología de la rodilla determinó que el CR se desplaza durante el movimiento de flexo-extensión. La metodología para documentar el movimiento del CR no es universal, dado que distintos autores han propuesto cada uno un método diferente (Baltzopoulos 1995a; Herzog and Read 1993; Kellis and Baltzopoulos 1999; Koo and Andriacchi 2008; Qi et al. 2013).

Hasta el presente no se dispone en la clínica rutinaria de un método cuantitativo que permita hacer la evaluación del CR durante el movimiento de la AR, el cual permita el seguimiento de la rehabilitación por un lado y por otro tener una medida de disparidad entre la rodilla sana y la rodilla afectada, antes y después de la cirugía reparadora.

En este trabajo proponemos una metodología para determinar el CR y su desplazamiento durante el movimiento de extensión como elemento cuantitativo del estado funcional de la rodilla reparada, para poderla comparar con la rodilla contralateral.

Se presentan resultados de su aplicación en pacientes con rotura y restitución del LCA, además de proponer un instrumento dedicado al seguimiento de la rehabilitación.

Capítulo 1 OBJETIVOS

Objetivo general:

Estudiar la variación de posición de los centros de rotación de la rodilla, en pacientes portadores de plastia del Ligamento Cruzado Anterior mediante un análisis cinemático bidimensional.

Objetivos específicos:

- 1) Determinar los centros de rotación en pacientes con rotura de Ligamento Cruzado Anterior, y posterior a la cirugía.
- 2) Determinar los centros de rotación en la rodilla contralateral indemne.
- 3) Comparar la excursión del centro de rotación en diferentes etapas de la extensión para las rodillas sanas, lesionadas y reparadas.
- 4) Especificación de un instrumento dedicado a la determinación del centro de rotación de la rodilla.

Con estos objetivos por un lado se profundizará en el conocimiento fisiopatológico del movimiento de la rodilla en lo referente a la rotura del LCA y luego de su restitución. Se comprenderá mejor el comportamiento de la cinemática de la AR para planificar su rehabilitación documentada.

En tercer lugar se aportará a la definición de las características deseadas para un instrumento que auxilie al equipo de profesionales vinculados al proceso de rehabilitación del LCA. Este nuevo instrumento tendrá en este trabajo una prueba de concepto al ser implementado parcialmente.

Capítulo 2 - ANATOMÍA FUNCIONAL Y BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

El conocimiento de la anatomía funcional y la biomecánica de la AR constituyen la base para la planificación de los programas de rehabilitación de las lesiones articulares, particularmente para la rehabilitación de la plastia del LCA. La articulación de la rodilla (AR) une el extremo distal de fémur con el extremo proximal de la tibia y, debido a su constitución estructural y la complejidad del movimiento, representa una de las articulaciones sinoviales más difíciles de estudiar.

La articulación está conformada por la combinación de tres articulaciones, una entre los cóndilos femorales y la rótula y dos entre los cóndilos femorales y los platillos tibiales (femoro-tibial interna y externa) (Kapandji 2010).

La superficie articular del fémur presenta dos caras, una anterior la femoro-rotuliana y otra inferior la femoro-tibial, sobre la primera de desliza la rótula y sobre la segunda la tibia.

La superficie inferior del fémur está formada por dos estructuras voluminosas denominadas cóndilos, separados por una hendidura profunda en forma de U denominada fosa inter-condílea (Figura 1).

La geometría de los cóndilos es asimétrica, el interno tiene un diámetro transversal menor y un diámetro longitudinal mayor con respecto al cóndilo externo (Insall and Scott 2005; Kapandji 2010).

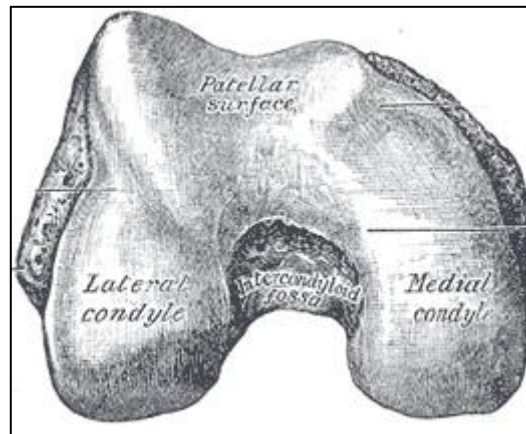


Figura 1. Extremo distal del fémur. Vista desde abajo donde se aprecian: los cóndilos medial y lateral, la fosa inter-condílea y la superficie articular de la patela. Tomado de (Goldblatt and Richmond 2003)

El platillo tibial presenta dos superficies articulares observadas en un plano antero-posterior: la superficie medial que es ovalada más profunda y cóncava, y la superficie lateral redonda (Goldblatt and Richmond 2003) (Figura 2). Todas las superficies articulares de las estructuras óseas están cubiertas por cartílago, cuya función mecánica principal es minimizar la fuerza de rozamiento durante los movimientos de la AR (Insall and Scott 2005).

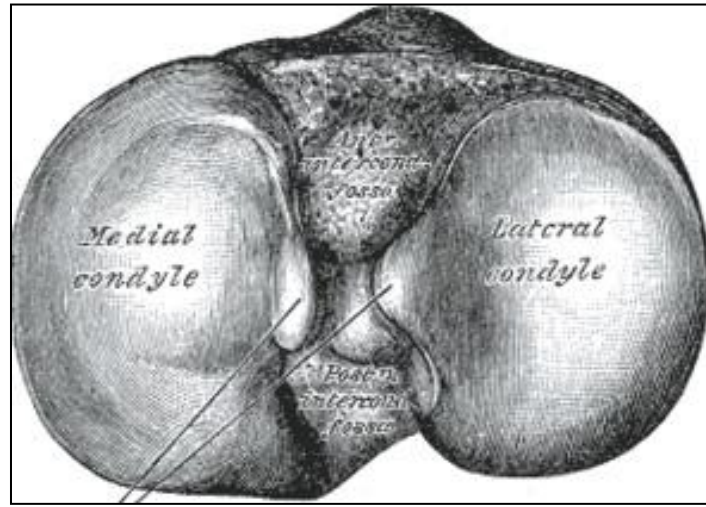


Figura 2 Extremo proximal de la tibia. Se aprecian las superficies articulares de la tibia, medial y lateral

La asimetría entre las superficies articulares del fémur y la de tibia se constituye en una discordancia articular, que se compensa a través de la interposición de dos estructuras de fibrocartílago denominadas meniscos, en forma de cuña, cuya función principal es distribuir la presión entre el fémur y la tibia (Nisell 1985).

La estabilidad de la AR depende de factores pasivos y activos: los ligamentos laterales interno y externo además de los ligamentos cruzados anterior y posterior y, activamente por los músculos que atraviesan la AR. En la región anterior el músculo cuádriceps constituido por cuatro vientres, tres monoarticulares, el clural, el vasto externo y vasto interno y un músculo biarticular el recto anterior, los cuatro músculos se constituyen en un tendón único para insertarse en la tuberosidad anterior de la tibia. La función que el músculo cuádriceps ejerce sobre la AR es la de extensión de la tibia sobre el fémur (Insall and Scott 2005; Kapandji 2010).

En la región posterior la musculatura isquiosural constituida por tres músculos (dos monoarticulares

semimembranoso, semitendinoso y el biceps femoral cuya porción corta es monoarticular y la porción larga es biarticular), son los responsables de la flexión de la articulación. Si la AR se encuentra flexionada los dos primeros realizan la rotación interna de la tibia y el tercero la rotación externa de la tibia (Insall and Scott 2005; Kapandji 2010).

También existen otros músculos que contribuyen en forma accesoria a la flexo-extensión: recto interno, sartorio y tensor de la fascia lata, y presentan la función de realizar el segundo mecanismo de movimiento: la rotación interna de la tibia respecto al fémur. En éste último sentido el músculo poplíteo realiza la rotación interna de la tibia y la rotación externa del fémur (Insall and Scott 2005; Kapandji 2010).

Por último, y no menos importante, los músculos gemelos contribuyen a la flexión de la AR, estando condicionada su función por la posición de la tibia con respecto al fémur y por la actitud angular en que se encuentre la articulación tibio-peroné-astragalina (Santos et al. 2007).

Considerando los factores biomecánicos (cinemática y cinética), la AR debe compatibilizar dos funciones antagónicas: estabilidad estática en extensión para soportar presiones importantes debidas al peso del cuerpo y, por otro lado, debe tener la movilidad necesaria durante la marcha y la carrera para orientar el pie en relación con las irregularidades del terreno (Kapandji 2010).

2.1 Cinemática de la articulación femoro-tibial

El movimiento de la articulación fémoro-tibial puede ser estudiado describiendo la posición relativa entre los dos cuerpos rígidos que la componen. Se trata de representar el movimiento de un hueso moviéndose con respecto a otro. Los tejidos blandos alrededor de la articulación, los medios de unión, la geometría de las superficies en contacto y el control ejercido por los músculos determinan el movimiento relativo de las superficies articulares de la rodilla (Herzog 1987; Santos and Fabrica 2002; Zheng et al. 1998).

La articulación femoro-tibial posee tres grados de libertad de movimiento, el de flexo-extensión, el de rotación axial (interna y externa) y el de abducción aducción. El rango de movimiento de la extensión está comprendido entre los 0° (extensión completa) y los 120° a 160° de flexión, dependiendo de la posición de la cadera (Kapandji 2010).

La rotación axial depende de la posición en la que se encuentre la tibia respecto al fémur; en extensión completa la rotación se encuentra bloqueada debido a la tensión desarrollada por los ligamentos cruzados y a la configuración estructural de la AR (Ahmed et al. 1987). Con la AR flexionada a 90° la tibia presenta un rango de rotación interna de 30° y externamente de 40°. Sin embargo durante el movimiento fisiológico de flexo-extensión se produce una rotación axial en un rango más acotado, entre 5° y 10° la cual se realiza

en los primeros 30° del movimiento de flexo-extensión (Andersen and Dyhre-Poulsen 1997).

El movimiento de abducción y aducción en la AR, sin exponerla a fuerzas externas que produzcan desplazamiento latero-medial, es menos de 5° en ambos sentidos. Ante la ausencia de fuerzas externas la rodilla no presenta este movimiento (Shenoy, Pastides, and Nathwani 2013).

La AR presenta un movimiento complejo denominado *Screw Home Mechanism*, el cual combina simultáneamente el movimiento de flexo-extensión con el de rotación interna-externa (Figura 3).

La ejecución del movimiento en cadena cinemática abierta o cerrada determinará la secuencia de las combinaciones, el cual será detallado en los párrafos 2.4 y 2.5.

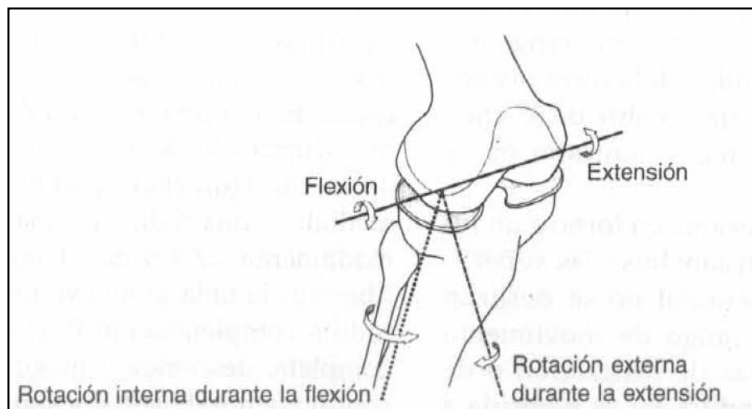


Figura 3. Mecanismo de tornillo de la rodilla. Denominado *Screw Home Mechanism*, incluye los movimientos de la flexión y rotación. Extraído de (Shenoy et al. 2013)

2.2 Movimiento óseo: osteocinématica

El movimiento que los segmentos óseos describen en el espacio se denomina movimiento osteocinématico. La osteocinématica no considera el movimiento que se produce entre las superficies articulares; describe los movimientos de las estructuras óseas, siguiendo los conceptos de la anatomía funcional de planos y ejes corporales. Específicamente con respecto a la AR y poniendo un ejemplo, el rango de movimiento de flexo-extensión (detallados en el párrafo 2.1) se describe en relación al plano sagital y a un eje transversal (Kapandji 2010).

La osteocinématica se cuantifica mediante la goniometría, que consiste en medir los ángulos que describen los huesos corporales, encontrándose la metodología en la siguiente referencia (Norkin and Joyce White 2006). La denominación conocida como movimiento osteocinématico y artrocinématico fue introducida por Basmajian y MacConaill en 1969, en su clasificación de la cinemática de los movimientos del cuerpo humano, que orientada al tratamiento de la hipomobilidad de las articulaciones (Hidalgo 1998).

2.3 Movimiento de superficie articular: artrocinemática.

Se denomina movimiento de superficie articular al que se produce entre las superficies articulares, también denominado movimiento artrocinemático (artro – articulación; cinemático – estudio del movimiento). En la práctica clínica rutinaria, para cuantificar la artrocinemática de la AR, se utiliza la artrometría ligamentaria que permite cuantificar el desplazamiento de la tibia en el sentido anterior o posterior, empleándose para tales fines el artrómetro “KT 1000 o el KT 2000” (Micheo, Hernández, and Seda 2010a).

Tanto la goniometría como la artrometría permiten evaluaciones con el paciente en forma estática, imposibilitando en ambos casos evaluaciones dinámicas, como por ejemplo con el paciente caminando.

Los movimientos óseos entre el fémur y la tibia (osteocinemática) producen movimientos asociados en la artrocinemática, por lo tanto no existe osteocinemática sin artrocinemática ni viceversa: ambos fenómenos se encuentran indisolublemente asociados.

En ese sentido es necesario analizar dos situaciones:

- asumiendo que la tibia permanece fija y el fémur se mueve sobre la superficie articular de la tibia, éste rota y se traslada posteriormente.
- asumiendo que el fémur permanece fijo y la tibia se mueve sobre la superficie articular de los cóndilos femorales, ésta realiza un movimiento de rotación y traslación anterior.

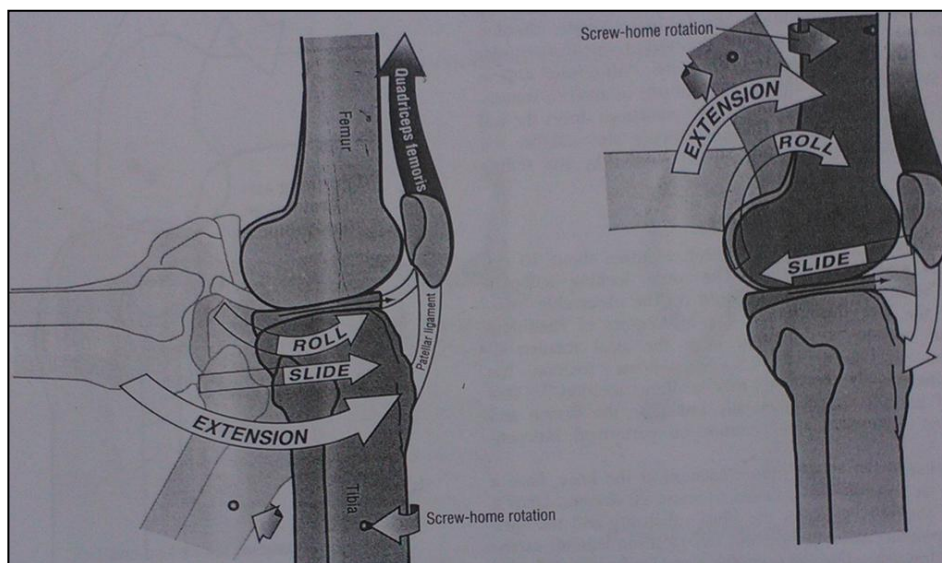


Figura 4. Extensión de la articulación de la rodilla. En la figura de la izquierda el fémur permanece fijo y la tibia se mueve (se extiende) sobre la superficie articular de los cóndilos femorales. En la figura de la derecha

la tibia permanece fija y el fémur se mueve (se extiende) sobre la superficie articular de la tibia.

En el presente trabajo se estudio la artrocinemática entre la superficie articular del fémur y de la tibia, determinada mediante la ubicación del CR cuando la tibia se extiende sobre el fémur en cadena cinemática abierta, en función de la osteocinemática desde los 90° de flexión hasta la extensión completa.

2.4 Movimiento en cadena cinemática abierta

La construcción de modelos biomecánicos que representen las articulaciones humanas ayudan comprender la cinemática articular (Nisell, Németh, and Ohlsén 1986a). Estos modelos permiten representar fenómenos biológicos, reducir la complejidad con la finalidad de avanzar en el conocimiento, aunque dichas representaciones requieran algunas suposiciones simplificadoras (Bunch 2006).

En biomecánica a la unión de los segmentos rígidos se le denomina “cadena cinemática”, y según como sea el movimiento osteocinemático, se clasifican en dos categorías en Cadena Cinemática Abierta (CCA) y Cadena Cinemática Cerrada (CCC) (Vaughan, Hay, and Andrews 1982). La CCA es aquella en que el segmento distal a la articulación se mueve libremente en el espacio, en relación a la AR cuando el individuo permanece sentado y extiende la pierna sobre el fémur, con o sin una carga externa, el pie se mueve en el espacio. Esta forma de movimiento, pone en juego una articulación y solicita la activación del grupo muscular cuádriceps en mayor medida que los músculos de la logia posterior del muslo (Nisell 1985).

2.5 Movimiento en cadena cinemática cerrada

Se refiere a CCC cuando el segmento distal a la articulación se encuentra fijo sobre una superficie, o sea cuando el individuo se encuentra sentado y bipedesta. El pie se encuentra apoyado en el piso y la AR se extiende. Los movimientos de la AR ejecutados en CCC involucran simultáneamente el movimiento de las articulaciones de la cadera y del tobillo (Smith K.M. Scarvell, J.M. 2003).

Los ejercicios físicos que involucran a la AR en CCA o en CCC producen diferentes efectos sobre la articulación tibiofemoral y patellofemoral (Smith K.M. Scarvell, J.M. 2003) Estas diferencias tienen implicancias en los aspectos cinéticos de la AR, específicamente por un lado en la sollicitaciones cinéticas de las estructuras capsulares, ligamentarias y tendinosas y por otro en los efectos compresivos sobre las superficies articulares (Gilbert et al. 2013; Shenoy et al. 2013).

Resumen del capítulo: Se describe la anatomía de la rodilla y la peculiar fisiología de su movimiento

complejo. Se abordan aspectos osteocinemáticos, artrocinemáticos en situación de cadena cinemática abierta y cerrada.

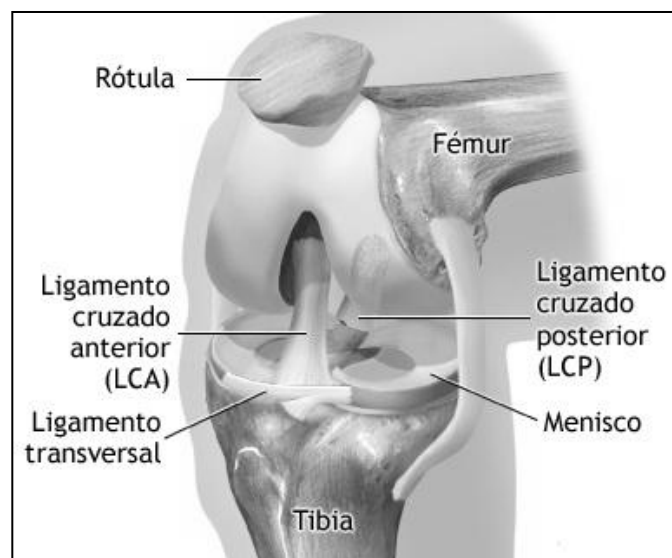
Capítulo 3 – LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

3.1 Bases anatómicas-funcionales

El ligamento cruzado anterior (LCA) es una de las estructuras del sistema musculoesquelético más estudiada en las últimas décadas, enfocada desde diferentes perspectivas, incluyendo el comportamiento biomecánico del ligamento intacto y del injerto de reemplazo, los mecanismos de lesión, el tratamiento, las técnicas quirúrgicas y los protocolos de rehabilitación (Ahmed et al. 1987; Andersen and Dyhre-Poulsen 1997; Esfandiarpour et al. 2013; Forriol, Maestro, and J 2008; Hernández et al. 2011; Kosel et al. 2010; Li et al. 2004; Petersen and Zantop 2006; Smith, Livesay, and Woo 1993).

El LCA desempeña un papel importante en el control de la estabilidad de la AR, limitando la traslación anterior de la tibia, controlando la rotación axial y el varo valgo de la tibia durante el movimiento de flexo-extensión (Gao, Cordova, and Nigel 2012; Moyer et al. 2013; Tinius, Hepp, and Becker 2012).

Está constituido por una estructura de colágeno intra-articular, pero extrasinovial. En la población adulta, en términos promedios presenta una longitud de 38 mm y un ancho de 11 mm. Se origina en la cara postero-medial del cóndilo femoral lateral, se continúa hacia la tibia en dirección oblicua a través de la fosa intercondílea, para insertarse en ésta en un área por delante y por fuera de la espina tibial medial (Wing



Hung et al. 2011). (Figura 5)

Figura 5. Vista antero-medial de la rodilla. Obsérvese entre otras estructuras, la disposición del LCA. Tomado de (Saari et al. 2005)

El eje del diámetro longitudinal del LCA cuando la rodilla se encuentra extendida, presenta una inclinación hacia delante de $20^\circ \pm 6^\circ$ con respecto a la vertical. Estudios realizados en pacientes lograron reconocer y caracterizar el comportamiento mecánico de las dos bandas que conforman el LCA, una anteromedial que se tensa cuando la AR se encuentra flexionada y otra posterolateral tensándose cuando la AR está extendida (Li et al. 2004). Sin embargo, esta función de las bandas del ligamento es un continuo de fibras de colágeno que se insertan en el cóndilo y la tibia con una variación de longitud y de orientación en el espacio, condicionadas en relación al rango de movimiento de la AR (Hernández, Micheo, and Amy 2006; Micheo et al. 2010a; Yasuda et al. 2011).

Varios estudios han demostrado que la función básica del LCA consiste en limitar la traslación anterior de la tibia, fundamentalmente desde los 30° de flexión hasta la extensión (van Dux, Huiskes, and Selvik 1979; Esfandiarpour et al. 2013; Lindahl and Movin 1967; Nisell, Németh, and Ohlsén 1986b; Papannagari et al. 2006; Rodríguez et al. 2011; Smith et al. 1993). La estabilidad de la AR en virtud de su forma es muy escasa y para mejorarla el Ligamento Cruzado Anterior (LCA) cumple la función de estabilizador primario que previene la traslación anterior de la tibia sobre el fémur. Se estima que específicamente el LCA es responsable del 85% de la fuerza limitante de la traslación de la extremidad proximal de la tibia hacia adelante (Butler, Noyes, and Grood 1980). El restante 15% le corresponde a las demás estructuras músculos ligamentarias de la AR.

Se entiende las consecuencias al romperse el LCA que deja la tibia expuesta a la traslación, dejando la restricción de la traslación de la tibia a unas estructuras débiles que solamente aportan el 15% de la fuerza de restricción.

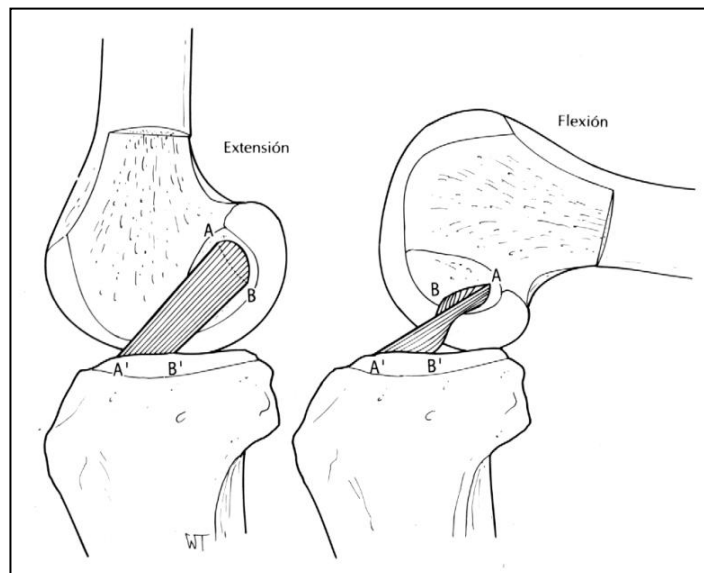


Figura 6. Disposición del Ligamento Cruzado Anterior en flexión y en extensión de la rodilla. Obsérvese que en extensión de la rodilla, figura de la izquierda, la masa postero-externa esta tirante (B´B), y en flexión la banda anterointerna, figura de la derecha es la banda que se tensa (A´A). Tomada de (Insall and Scott 2005)

Varios trabajos han demostrado que el LCA posee mecanorreceptores que detectan cambios en la tensión, velocidad, aceleración, dirección del movimiento y posición de la AR; la rotura del ligamento atenúa la capacidad de la AR en detectar modificaciones del rango de movimiento (Dhillon, Bali, and Prabhakar 2011; Lindstrom et al. 2010). Esta pérdida también se ha asociado a cambios en la secuencia de patrones de reclutamiento muscular durante los movimientos voluntarios, fundamentalmente aquellos vinculados a la co-contracción (antagonista agonista) (Lass et al. 1991).

Existe evidencia que la tracción del LCA desencadena la activación de la musculatura isquiosural, contribuyendo a evitar que la tibia se traslade anteriormente (Fatarelli, Almeida, and Nascimento 2004; Podraza and White 2010).

3.2 Lesión y reconstrucción quirúrgica

La rotura del LCA es una lesión frecuente en la población adulta, principalmente en deportistas y personas físicamente activas, presentando una prevalencia en la población de países desarrollados de 1 cada 3000 individuos (Agel et al. 2005). La sección de continuidad (o rotura) del LCA produce modificaciones en la cinemática articular, que en la clínica se constata con pruebas que evidencian aumentos significativos en la amplitud del movimiento anterior de la tibia con respecto al fémur (Benjaminse et al. 2006; Mohame et al. 2004).

Posterior a la ruptura la estabilidad de la AR es afectada, produciendo cambios en la artrocinemática de la AR, ocasionando un factor de riesgo para el desarrollo de artrosis secundaria (Imran 1998; Kvist et al. 2007; Baltzopoulos 1995; Brandsson et al. 2002). El LCA intacto en cambio, representa una estructura viscoelástica, con mínimas variaciones de longitud durante los movimientos articulares, con presencia de mecanorreceptores y de vasos sanguíneos de pequeño diámetro, compuesto por dos fascículos independientes desde el punto de vista anatómico y biomecánico (Petersen and Zantop 2006). Todas las estas particularidades deben ser consideradas durante su reconstrucción.

Uno de los objetivos de la reconstrucción del LCA es la restauración de la función de la AR y la prevención de osteoartritis (Freedman et al. 2003; Fu and Bennett 1999; Harner et al. 2001). Las técnicas quirúrgicas destinadas a la reconstrucción del LCA se encuentran desarrolladas en varias investigaciones (Andernord et

al. 2013; Guo et al. 2012; Kwok, Harrison, and Servant 2013; Nandra et al. 2013; Rosales and Observamos 2004; Seon et al. 2009). La reconstrucción del ACL con injerto autólogo del tendón patelar, denominada “hueso tendón hueso”, consiste en extraer de la rodilla ipsilateral un tercio del ligamento rotuliano (del sector central del ligamento) con segmentos óseos de la tuberosidad anterior de la tibia y del polo inferior de la rótula. Mediante procedimientos quirúrgicos se busca colocar el injerto exactamente en el lugar anatómico que ocupa el LCA lesionado (Guo et al. 2012).

En nuestro trabajo, a los pacientes que fueron estudiados se les reconstruyó el LCA mediante la técnica quirúrgica “hueso tendón hueso”.

Información sobre los factores de riesgo, estrategias de prevención, diagnóstico, examen físico, evaluación artrométrica, estudios imagenológicos, lesiones asociadas, tratamientos conservador y quirúrgico del LCA se pueden acceder mediante la bibliografía especializada (Fu and Bennett 1999; Guo et al. 2012; Saari et al. 2005; Scarvell et al. 2006).

3.3 Evolución natural y rehabilitación de la rodilla

La injuria del LCA genera restricciones en el estilo de vida del paciente (Micheo, Hernández, and Seda 2010b). Daniel propone el concepto de "injuria en cascada del LCA" que describe la secuencia de eventos que se desencadenan en forma inmediata y tardía después de la injuria: decrece la función de la AR, se instala cierta discapacidad para las actividades deportivas y laborales y, comienzan efectos degenerativos de las estructuras de la rodilla (Daniel 1993).

La pérdida del estabilizador primario de la rodilla (que es el ACL) resulta en episodios de inestabilidad y subluxación de la tibia durante las actividades que implican fuerzas de corte (cizalla) a nivel de la superficie articular. La lesión del menisco lateral es frecuente, mientras que el menisco medial y la lesión del hueso condral se encuentran habitualmente presentes en las lesiones crónicas del ligamento (Fithian, Paxton, and Goltz 2002). El grado de disfunción de la AR posterior a la injuria depende del nivel de actividad física y del grado de laxitud articular presentes antes de la injuria, entre otros factores. Se ha constatado que la pérdida de fuerza muscular del cuádriceps se debe a la inhibición neuromuscular, que a su vez contribuye a la inestabilidad de la articulación (Fitzgerald, Axe, and Snyder-Mackler 2000).

Los objetivos generales de la rehabilitación en pacientes con lesión del LCA con indicación de tratamiento conservador o quirúrgico son (Micheo et al. 2010a, 2010b):

- lograr que la rodilla no tenga trastornos inflamatorios ni dolor

- minimizar los daños secundarios de las estructuras de la AR (meniscos, cartílago y hueso)
- restablecer la amplitud fisiológica del movimiento
- recuperar la fuerza muscular de las extremidades inferiores especialmente la de la AR afectada
- mejorar el control neuromuscular
- retornar al nivel aproximado de actividad que se tenía previo a la lesión.

Shelbourne y Nitz en la década de los noventa desarrollan un programa de tratamiento que denominaron “rehabilitación acelerada después de la reconstrucción del LCA” (Shelbourne and Nitz 1992). En esa época el programa causó un gran impacto debido a que su contenido destacaba que el paciente lograra la extensión completa de la AR de forma precoz, iniciara la realización de trote a la 8va semana de la intervención y se reincorporara a la actividad deportiva al cuarto mes de la restitución del ligamento.

La pérdida de fuerza muscular que se produce luego de la rotura del ligamento (ha sido ampliamente documentada), compromete la estabilidad de la AR fundamentalmente durante las actividades dinámicas (Herrington, Myer, and Horsley 2013; Moraiti et al. 2010; Zavatsky and Wright 2001) Además de trabajar toda la musculatura de la AR, se debe prestar particular atención a la musculatura extensora, constituida por el cuádriceps. Uno de los factores a tener presente en la etapa inicial de la rehabilitación del LCA, es el desplazamiento hacia delante que el cuádriceps ejerce sobre la tibia con respecto al fémur, en los últimos 30° de extensión de la AR. No considerar éste aspecto, conlleva el riesgo de alterar la plastia del LCA, particularmente cuando los ejercicios para fortificar el músculo cuádriceps se ejecutan en cadena cinemática abierta (Lobb, Tumilty, and Claydon 2012; Shaw, Williams, and Chipchase 2005). Nosotros realizamos una investigación donde proponemos las directrices biomecánicas para el entrenamiento isométrico de cuádriceps durante la rehabilitación del LCA (Santos and Fabrica 2002). Existen muchas otras propuestas sobre programas y protocolos de rehabilitación, que todos, contemplan los aspectos biomecánicos y clínicos que conforman el contexto por el que los pacientes con plastia del LCA transitan aproximadamente durante los seis meses posteriores a la plastia (Agel et al. 2005; Herrington et al. 2013; Lass et al. 1991; Lobb et al. 2012; McGinty et al. 2000; Micheo et al. 2010b; Podraza and White 2010; Santos et al. 2007; Yasuda et al. 2011; Zheng et al. 1998). El autor de esta tesis opina que no existe un protocolo de rehabilitación mejor que los otros, sino que deben orientarse en relación a cada paciente y a cada momento del contexto evolutivo.

Resumen del capítulo: Se presenta al LCA en su función biomecánica, su rotura, reconstrucción y rehabilitación.

Capítulo 4 CENTRO DE ROTACIÓN

Como ya se ha mencionado, las superficies articulares que conforman la AR no son simétricas una con respecto a la otra y en consecuencia el movimiento de superficie (artrocinemático) resulta complejo. Estudios anatómicos han demostrado que el movimiento de la mayoría de las articulaciones del cuerpo humano no ocurren alrededor de un eje fijo, por el contrario se mueven en torno a centros de rotación que varían su ubicación con el transcurso del movimiento de la articulación (Grant 1973).

El centro de rotación (CR) representa una variable cinemática que ha permitido describir las características del movimiento entre las superficies articulares (atrocinemática) de la AR (Baltzopoulos 1995a; Blacharski and Somerset 1975; Frankel, Burstein, and Brooks 1971; Herzog 1987; Hollister et al. 1993; Kosel et al. 2010; Nisell 1985; Qi et al. 2013, 2014; Smidt 1973; Tsaopoulos, Baltzopoulos, and Maganaris 2006). Todos los estudios citados presentan diferentes métodos para determinar el CR, algunos de ellos se detallaran más adelante. Todos los métodos utilizan diferentes instrumentos, como estudios imagenológicos convencionales, tomografía computada, videofluoroscopia, resonancia magnética, y distintas formas de ejecutar el movimiento de flexo-extensión de la AR.

El CR también ha sido estudiado en otras articulaciones del cuerpo humano, como la temporo-mandibular (Grant 1973), escapulo-humeral (Shoup 1976), coxo-femoral (Arbabi et al. 2012; Reize et al. 2006), tibio peroneo-astragalina (Fath et al. 2013), columna vertebral (Abouhossein, Weisse, and Ferguson 2013), entre otras. Incluso se han realizado estudios involucrando el concepto de CR, en áreas tan lejanas a la temática de ésta tesis como la paleontología, cuya finalidad ha sido inferir la cinemática de locomoción de animales extintos (Alexander 2012; Fariña 1995; Podraza and White 2010). El abordaje del CR en general estuvo signado por un interés de aplicar los principios de la ingeniería mecánica a la ortopedia, cuya finalidad consistió en cuantificar y registrar el movimiento articular, conocimientos que luego se aplicarían al diseño de prótesis (Panjabi and Goel 1982).

El CR de un objeto que se mueve en un plano es un punto a partir del cual el objeto rota (Frankel et al. 1971). El Centro Instantáneo de Rotación (CIR), también denominado Centro Instantáneo de Velocidad (CIV) en un plano, es definido como el punto en el plano donde la velocidad en ese instante es cero (Panjabi et al. 1982). Otros autores hacen referencia al Centro de Rotación Finito (CRF) como una aproximación al CIR, dado que éste es un continuo y aquel dependerá de la posición inicial y final del movimiento (Veldpaus, Woltring, and Dortmans 1988; Woltring, Huiskes, and De Lange 1985).

En biomecánica habitualmente se denomina CR indistintamente al CIR, al CRF y al CIV.

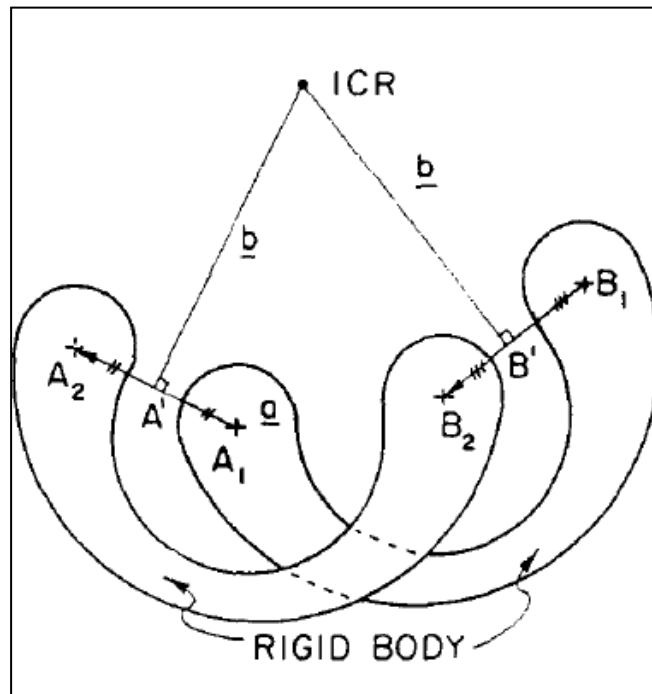


Figura 7. Definición de Centro de Rotación Instantáneo. Puede observarse la ubicación del CRI de un cuerpo cuando cambia de la posición A' a la posición B'. Tomado de (Bryant, Wevers, and Lowe 1984)

La Cuantificación del movimiento articular en dos dimensiones (en un plano) habitualmente se sustenta en el concepto de Centro de Rotación Instantáneo (Smidt 1973; Yamaguchi and Zajac 1989).

Baltzopoulos determinó el CR por el punto de contacto (Baltzopoulos 1995b; Kellis and Baltzopoulos 1999), desde el punto de vista físico no representa un centro de rotación, pero constituye un método que permite determinar el movimiento de la superficie articular entre la tibia y el cóndilo femoral.

El movimiento humano es complejo y, en la mayoría de las articulaciones incluyendo la AR, ocurre en tres dimensiones, y en este contexto requiere para su análisis sofisticada y costosa tecnología (McCane, Abbott, and King 2005). Debido a la relativa simpleza de la obtención de los datos, análisis e interpretación, se realizan estudios del movimiento de las articulaciones en dos dimensiones (Challis 2001). Para estudiar la artrocinemática de la AR en dos dimensiones, se utiliza la técnica de reconocimiento del contorno de las superficies articulares del fémur y de la tibia en imágenes obtenidas por medio de procedimientos de video-fluoroscopia (Giphart et al. 2012).

Koo y Andriachi establecieron que el CR en el plano transversal representa el movimiento entre el cóndilo

medial y lateral del fémur relativo a los platillos tibiales durante los movimientos de actividades de ambulación. Este es considerado un factor importante en la restauración de la función normal de la AR, posterior al remplazo total de la articulación y al LCA (Koo and Andriacchi 2008).

La asimetría del movimiento entre el compartimento medial y lateral se encuentra condicionada por la configuración estructural ósea de los cóndilos femorales y los platillos tibiales, y por el comportamiento biomecánico de las estructuras internas de la AR (presentan diferentes módulos de Young). Varios autores han identificado que el compartimento medial de la AR posee mayor área de contacto que el compartimento lateral, y que el cóndilo medial se mueve menos que el lateral debido a las asimetrías estructurales de la AR (Goldblatt and Richmond 2003; Shenoy et al. 2013; Wing et al. 2013).

Otros investigadores demostraron que la cinemática de la AR depende de la actividad específica que se realice, si el movimiento es en cadena cinemática abierta o cerrada.

Una revisión exhaustiva de la literatura realizada por Freeman y Pinskirova sugiere que el CR se ubica en el compartimento medial de la AR (Freeman and Pinskerova 2005).

4.1 Métodos que determinan del Centro de Rotación de la Rodilla

La literatura presenta varios procedimientos para determinar el CR.

4.2 Método de Reuleaux

Este método consiste en la localización del CR a partir de dos puntos definidos en el platillo tibial medial, uno en el sector posterior y el otro en el sector anterior (ambos identificados en el plano sagital de la imagen de la AR, obtenida entre otros procedimientos por RX). Exactamente el mismo proceso se realiza para la imagen siguiente. En cada una de las imágenes se traza un segmento de recta que una los dos puntos. A cada recta se le construye la mediatriz, y la intersección de las dos mediatrices dará origen al Centro de Rotación tibio-femoral por el método de Reuleaux, como puede apreciarse en la Figura 8.

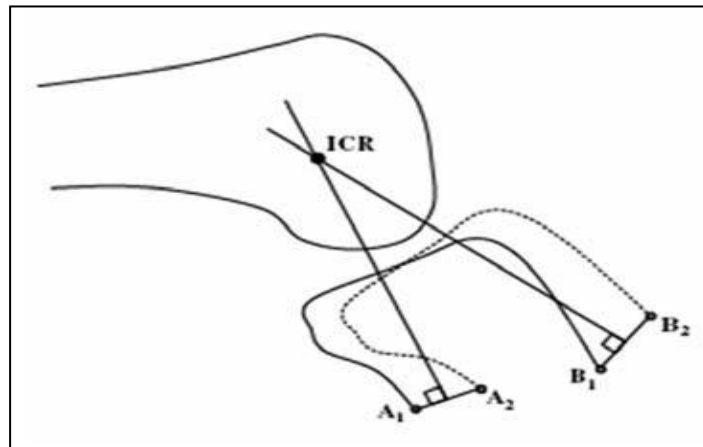


Figura 8. Centro de rotación por el método de Reuleaux. Notar la similitud con la Figura 7; el CR es obtenido mediante la intersección de bisectrices de las excursiones de los puntos notables A y B, que coinciden con los extremos del platillo tibial. Existe un CR de Reuleaux para cada imagen de RX de la rodilla. Tomada de (Tsaopoulos et al. 2006)

El estudio realizado por Smidt (Smidt 1973), utilizando el método de Reuleaux determinó la trayectoria del CR durante el movimiento de extensión del fémur sobre la tibia, desde la extensión hasta la flexión de 90° . El CR se ubicó en la cara medial del cóndilo femoral medial, como se puede observar en la Figura 9.

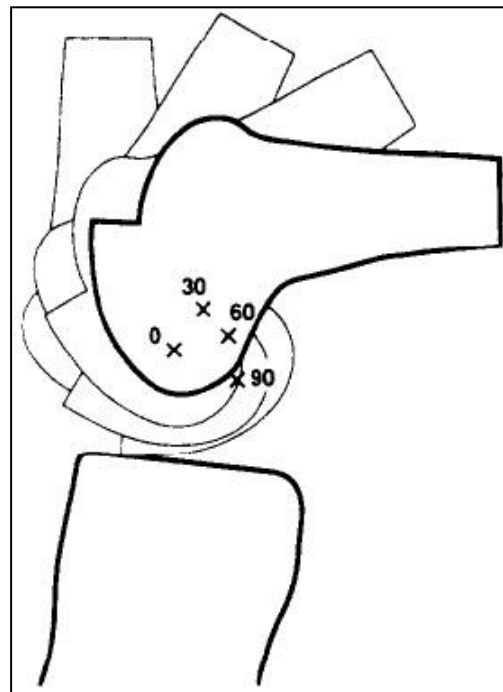


Figura 9. Trayectoria del CR determinada por método de Reuleaux. Se aprecia la trayectoria del CR para 4 actitudes angulares: 0° , 30° , 60° y a 90° , obsérvese la ubicación en el cóndilo femoral medial.

4.3 Método de la intersección de los Ligamentos Cruzados

Los estudios *in vitro* como los de (Gill and O'Connor 1996) determinan la ubicación del CR en el lugar donde los ligamentos cruzados (anterior y posterior) se entrecruzan.

Se utiliza un modelo de unión de cuatro barras, que representan el platillo tibial, cóndilo femoral, el ligamento cruzado posterior y el ligamento cruzado anterior.

La intersección entre los ligamentos cruzados representa el centro de rotación tibiofemoral, como se represente en la Figura 10.

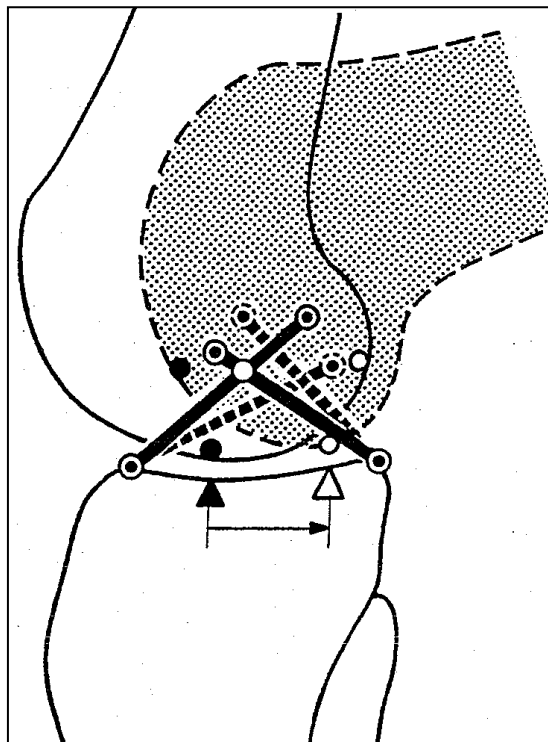


Figura 10. Método de la intersección de los ligamentos cruzados. Para determinar el centro de rotación tibio-femoral se utiliza un modelo de cuatro barras rígidas. En la intersección del ligamento cruzado anterior con el posterior se ubica el centro de rotación.

Extraída de (Gill and O'Connor 1996)

4.4 Método del Punto de Contacto

Otros investigadores (Baltzopoulos 1995b; Kellis and Baltzopoulos 1999; Tsaopoulos et al. 2006) determinan el CR por el punto de contacto entre las superficies articulares. Para el caso particular de la AR específicamente para la superficie cóndilo-tibial, se define como el punto medio de la menor distancia entre las superficies articulares del platillo tibial y del cóndilo femoral. Determinado por este método, el CR es denominado Centro de Rotación por el Punto de Contacto, (CRPC), como se indica en la Figura 11.

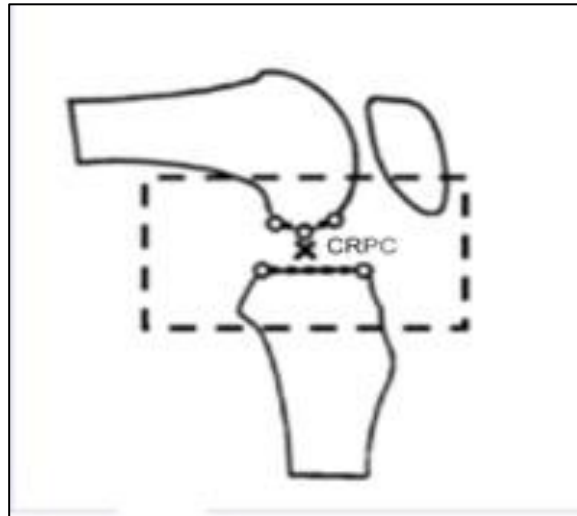


Figura 11. Método del punto de contacto. El de CR determinado por este método es el punto medio de la menor distancia entre las superficies articulares del platillo tibial y del cóndilo femoral. Modificada de (Kellis and Baltzopoulos 1999)

4.5 Método de los Ejes Finitos Helicoidales

Determina la trayectoria de los ejes de rotación en el espacio al realizar el movimiento de flexo-extensión de la AR (Challis 2001; Qi et al. 2014; Sheehan 2007). Este método contempla la rotación axial de la tibia (en el eje longitudinal) concomitantemente con el movimiento de flexo-extensión. Su nombre deriva de la geometría que describen los ejes durante el movimiento, dado que tiene aspecto de hélice, característico del mecanismo de tornillo de la AR, (el cual fue descrito en párrafo artrocinemática) el término anglosajón utilizado para referirse al fenómeno es “*screw home*”.

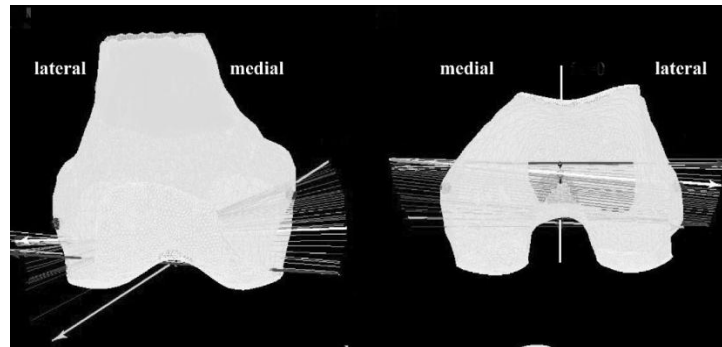


Figura 12. Ejes finitos helicoidales. Se aprecian los Ejes Finitos Helicoidales a la izquierda en el extremo distal del fémur, a la derecha para el extremo proximal de la tibia. Extraída de (Sheehan 2007)

4.6 Relevancia de los métodos de determinación del CR en la clínica

En práctica clínica diaria es necesario contar con una metodología que insuma poco tiempo, proporcione datos cuantitativos y, que se aproximen a la realidad biológica. En ese sentido el CRPC, representa una variable cinemática de AR que permite evidenciar en forma cuantitativa y a bajo costo en relación a la tecnología y recursos humanos. Brinda información acerca del movimiento de la superficie articular. Sin embargo no existe ningún instrumento específicamente destinado a la determinación del CRPC ni de ningún otro método para cuantificar el movimiento de superficie de la AR en presencia de la rotura del LCA y su evolución.

Resumen del capítulo: Se presentó el concepto de CR como simplificación de la complejidad del movimiento de la AR. Se presentaron luego los diversos métodos de determinación utilizados en investigación biomecánica abordando la discusión de cuales serían adaptables a la práctica clínica

Capítulo 5 DETERMINACIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN

5.1 Dispositivo experimental

No existe actualmente ningún dispositivo de uso clínico para determinar el CR y su evolución durante la rehabilitación de la AR. Para esta investigación fue necesario desarrollar una metodología y acudir a una instrumentación acorde a los objetivos planteados. El dispositivo experimental debía tener las siguientes características.

- disponible para pacientes ambulatorios
- que permitiera documentar la evolución del CR en las distintas etapas
- de fácil manejo
- con calibración en cada paciente, para que las medidas sean confiables
- que sea un procedimiento reproducible.

Para determinar el CR es necesario obtener imágenes de la AR. Elegimos la adquisición de las imágenes mediante una tarjeta de video incluida en un arco en C. La elección del arco en C, usualmente empleado en procedimientos de cirugía vascular, se adapta a la exploración de la rodilla por su campo limitado. Se utilizó un arco en C marca Phillips, modelo BV Pulsera. (Figura 13)



Figura 13 - Arco en C, dispositivo utilizado para obtener las imágenes de la rodilla. El paciente se sienta en un banco (ausente en la foto) ubicando la rodilla en el haz de los RX del arco en C.

Con la finalidad de calibrar las mediciones del movimiento es necesario un sistema de calibración, el autor de esta tesis siguiendo las orientaciones de Silveira y Loss, diseñó y construyó un fantoma, que permite calibrar las imágenes de la rodilla (Silveira et al. 2005) (Figura 14).

El fantoma tiene las siguientes características (Figura 14 b):

- placa de acrílico (radiolúcido) de 33 cm de ancho x 30 cm alto (990 cm²) 1 cm de espesor
- 324 esferas de plomo de 1 mm de diámetro, para incrustar en la placa.
- Orificios en la placa de 1 mm de diámetro ubicados mediante laser: precisión 0.01mm?
- separación entre las esferas de 1 cm formando 18 columnas y 18 filas

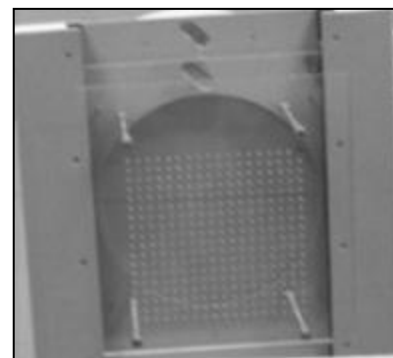
Diseñamos e implementamos una aplicación en ambiente MatLab para ubicar manualmente las 26 esferas en el fantoma, de forma tal que se contemplara toda el área radiografiada. Una rutina computacional corrige la distorsión de la imagen radiográfica del fantoma vinculando la ubicación de las esferas. La diferencia espacial en el plano de la imagen entre el diagrama teórico original de la grilla por un lado y la captura de la grilla material en la imagen dada por el arco en C por el otro lado constituye el error de medida. Una rutina de la aplicación calcula en los 26 puntos esta distorsión que es aplicada en sentido inverso sobre los puntos detectados para obtener una imagen sin distorsión.

Existe otro tipo de error de medida que deriva de la selección de los puntos en la imagen del fantoma.

Estimamos este error de medida mediante múltiples y sucesivas determinaciones de los puntos por el operador. Luego de un entrenamiento inicial todas las determinaciones de puntos se encontraron en la pequeña esfera. Por lo tanto el error es menor que un milímetro, que es la dimensión diámetro de la esfera fiduciaria.



(a)



(b)

Figura 14 Conjunto Fantoma y arco en C. (a) Se observa el fantoma que se encuentra colocado próximo a la fuente receptora del arco en C. (b) Fantoma de acrílico de 18 x 18 esferas de 1 mm de diámetro c/u. El template teórico en la memoria es sometido a comparación cuando se le aplica los RX.

5.2 Método experimental propuesto

El paciente se sienta en un banco de forma tal que la AR pueda ser analizada por el videofluoroscopia en el plano sagital. Se ajusta el campo del videofluoroscopia para que la AR sea captada por la fuente receptora del arco en C. Con la finalidad de que el paciente pueda realizar el movimiento de flexo- extensión en Cadena Biocinématica Abierta (CBA), se fija el muslo al banco mediante un cinto, impidiendo todo movimiento lateral de la pierna.

Posteriormente al posicionamiento del paciente, se le solicita que realice el movimiento de flexo-extensión en CBA sin carga externa sobre una excursión de 90°. Se realiza el movimiento con velocidad regular (no estrictamente constante) de 45° por segundo, controlada por una pauta hablada pregrabada (“uno, dos, tres,...uno, dos, tres”). Se repite 3 veces el movimiento de flexo-extensión en un lapso de 12s aproximadamente.

Se utiliza un intensificador de imágenes marca Phillips, modelo BV Pulsera. Siguiendo las orientaciones de Nunes se estimó la dosis absorbida por cada paciente en los tres movimientos. El paciente recibe entre 550 y 800 μGy y la dosis efectiva en la articulación de la rodilla es de $630 \mu\text{Sv} \pm 60$. Se obtienen las imágenes de RX con los siguientes parámetros: 56KV, 0.9 mA, tasa de dosis $52,5 \pm 5 \mu\text{Gy/s}$. A los efectos de proteger al paciente de las radiaciones se utiliza un delantal y un protector tiroideo, ambos de 5mm de plomo. Luego de obtener las imágenes de RX, manteniendo los parámetros de radiación, se coloca el fantoma exactamente en el lugar donde el individuo realizó el movimiento de la AR y se obtiene una imagen para la calibración.

5.3 Digitalización de las imágenes de la rodilla

De acuerdo a la literatura, para determinar el CRPC se analizan las imágenes de la AR obtenidas por videofluoroscopia o resonancia magnética. Para el presente estudio, elegimos obtener imágenes RX para la posterior digitalización de las estructuras anatómicas, con la finalidad de establecer la ubicación del CRPC (Baltzopoulos 1995a; Kellis and Baltzopoulos 1999; Tsaopoulos et al. 2006).

Las imágenes obtenidas fueron procesadas, realizando el reconocimiento de las siguientes estructuras anatómicas de la AR: perfil del cóndilo femoral medial y platillo tibial medial (Figura 15).

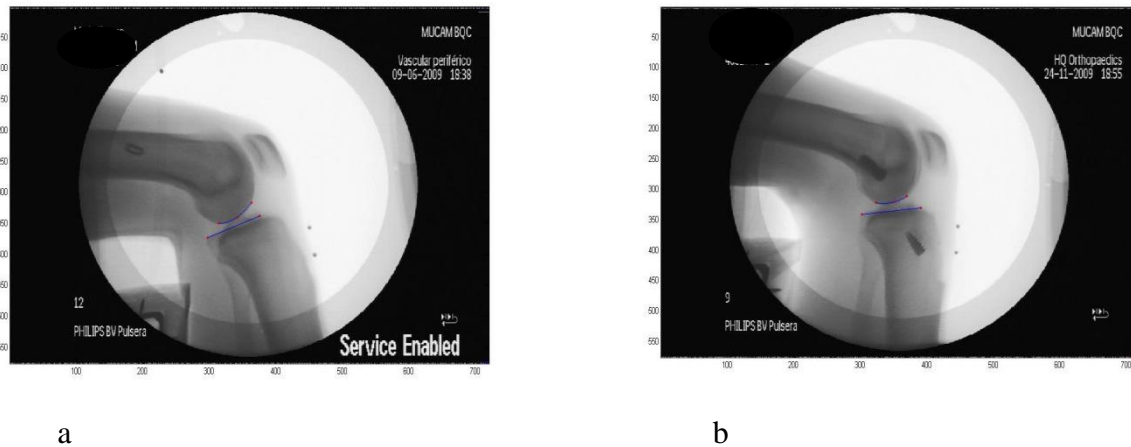


Figura 15 - Imagen fluroscopica antes y después de la reconstrucción del LCA. a): Posición relativa de la tibia respecto al fémur con LCA roto. b) el mismo estudio con LCA reconstruido (nótese los tornillos de fijación en las epífisis de ambos huesos). En ambos fotogramas está marcada una recta sobre el platillo tibial y una curva en el perfil del cóndilo femoral.

5.4 Calibración con el fantoma

Para que la técnica de videofluoroscopia permita cuantificar la trayectoria del CRPC es necesario realizar la corrección de la distorsión de tipo no lineal que sufren las imágenes de RX obtenidas por un detector curvo. El procedimiento que se utilizó en este trabajo es el descrito por Silveira y Loss, que posiciona el fantoma en el plano en el cual se realizó el movimiento de flexo-extensión de la AR (Silveira et al. 2005). Conociendo las coordenadas de la esfera (0,0) del fantoma y sabiendo que el fantoma tiene una estructura regular, la aplicación informática sugiere que el usuario indique con el mouse las 26 esferas que ve en la pantalla (Figura 16). Las coordenadas originales de los 26 puntos y las coordenadas de los 26 clic difieren a causa del manejo humano con el mouse, que resulta en error de medida.

Adaptando los trabajos de (Bernardes et al. 2005; Silveira et al. 2005) hemos desarrollado (Santos et al. 2013) una aplicación de procesamiento de imágenes que evalúa la diferencia entre el punto teórico y el punto dibujado por el usuario. De la comparación entre el conocimiento teórico del fantoma y su representación a través del intensificador de RX, surge el error en cada uno de los 26 puntos del fantoma. Aplicando este error en sentido inverso a partir de los puntos marcados, se obtiene la imagen original del fantoma. Se aplica la misma corrección inversa a los puntos fiduciaros de la imagen de la AR (platillo tibial y cóndilo).

En cada imagen de la AR se marcan tres puntos equidistantes entre sí sobre el cóndilo femoral medial y dos puntos sobre el platillo medial, detallados en la Figura 17. Mediante el procesamiento de las coordenadas de los puntos, nuestra aplicación informática interactiva determina la menor distancia entre las superficies articular del cóndilo y del platillo tibial: el punto medio de este segmento es el CRPC.

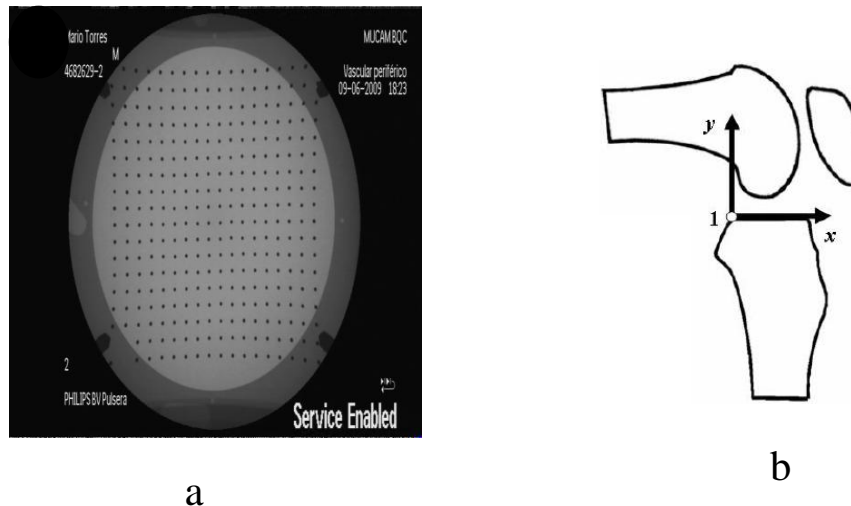


Figura 16. Fantoma y coordenadas del centro de rotación.

a) imagen radiográfica del fantoma para calibrar. Las pequeñas esferas de plomo ($18 \times 18 = 964$) están separadas 1 cm entre sí. La adquisición de esta imagen en las mismas condiciones de adquisición de la AR permite corregir la distorsión provocada por la geometría de la proyección de los RX y por la curvatura de la superficie de detección (*pin cushion effect*). b) ubicación de las coordenadas que permiten especificar los puntos del fantoma y los puntos relevados en las imágenes de la AR. La primera esfera a la izquierda abajo tiene coordenadas (0,0).

Basado en trabajos previos ((Baltzopoulos 1995a; Bernardes et al. 2005) nuestra aplicación informática determina la menor distancia interpola treinta puntos entre los puntos identificados en el fémur y el platillo tibial, reconstruyendo así la curvatura del primero y la superficie del segundo. Finalmente la rutina establece las coordenadas de los puntos que componen el cóndilo femoral y las del platillo tibial, determinándose el punto medio entre aquellas coordenadas que representa la menor distancia entre las superficies articulares, correspondiéndose con el CRPC. El proceso se repite para cada imagen durante el movimiento de flexo-extensión de la AR, reconstruyendo la trayectoria del CRPC.

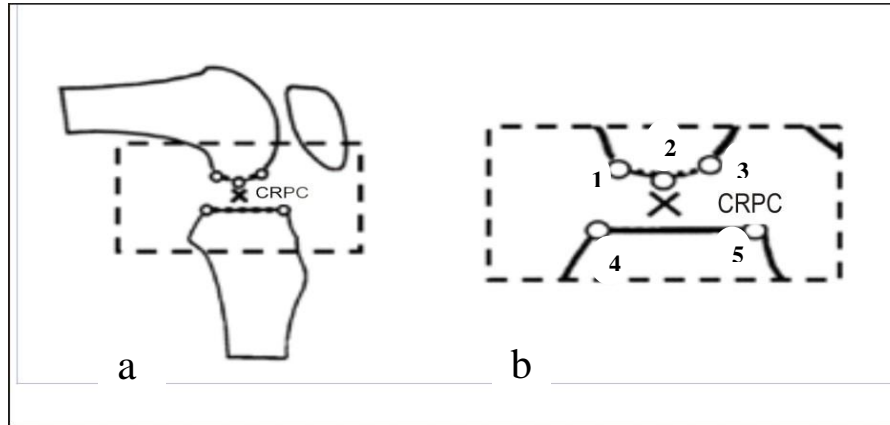


Figura 17. Determinación del Centro de Rotación Punto de Contacto. Se obtiene este centro mediante marcado de los cinco puntos fiduciales en las estructuras anatómicas de la articulación. Los puntos 1, 2 y 3 describen el perfil medial del cóndilo femoral. Los puntos 4 y 5 indican los extremos del platillo tibial en la proyección lateral. Se reconocen estos 5 puntos en ambos fotogramas de la Figura 14. Adaptada de (Bernardes et al. 2005)

Resumen del capítulo: Se describió el instrumental y la metodología de investigación para obtener parámetros objetivos de la articulación de la rodilla

Capítulo 6 - ESTUDIO EN PACIENTE CON ROTURA Y PLASTIA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

6.1 Protocolo de investigación

Se proyectó e implementó una investigación básico-clínica de acuerdo a los objetivos planteados al inicio de esta tesis. La presente investigación fue sometida al comité de ética de la Facultad de Medicina (ver Anexo) que la aprobó en agosto de 2008. En el apéndice se encuentra el consentimiento informado que se le entregó a cada paciente, además de la aprobación del comité.

Se estudiaron 6 pacientes de sexo masculino (edad $25 \pm 3,6$ años), previo a la cirugía reconstructiva del LCA y posterior a ésta, con la técnica quirúrgica Hueso- Tendón – Hueso.

La evaluación clínica para la selección de los pacientes de este estudio y la intervención quirúrgica fue realizada por el Prof. Dr. Luis Francescoli, docente de la Clínica de Traumatología y Ortopedia de la Facultad de Medicina de la Universidad de la República. Se realizaron los estudios de Videofluoroscopia en la institución médica Médica Uruguaya Centro de Asistencia Médica (MUCAM), contándose para ello con la colaboración de los Licenciados en Imagenología.

Los pacientes estudiados fueron seleccionados de acuerdo a los siguientes criterios:

Criterios de inclusión

- a) Rotura de LCA aislada (sin lesión ligamentaria y/o meniscal)
- b) Pacientes con fisis cerradas.
- c) Mayores de 18 años y menores de 35 años.
- e) Puntos de inserción de la plastia radiológicamente isométricos.
- f) Rango de movilidad completa, igual al miembro contralateral indemne
- g) Pacientes con score A de la International Knee Documentation Committee (IKDC), luego de realizada la plastia del LCA. www.esska.org/ikdc.htm
- h) Pacientes con la rodilla contralateral indemne.

Criterios de exclusión

- a) Patologías neuro-músculo-esqueléticas en cualquiera de las rodillas.

b) Pacientes con físis abiertas

c) mayores de 35 años.

d) Pacientes con score B o C de la IKDC luego de realizada la plastia. www.esska.org/ikdc.htm

La rodilla fue explorada mediante rayos X que generan imágenes a lo largo del movimiento (videofluoroscopia). A intervalos determinados, se obtiene una imagen radioscópica cuyos grados de opacidad permiten reconocer las estructuras óseas y por los procedimientos explicados más arriba se determina el CRPC. En la Figura 18 se muestra el esquema de los procedimientos para obtener el CRPC.

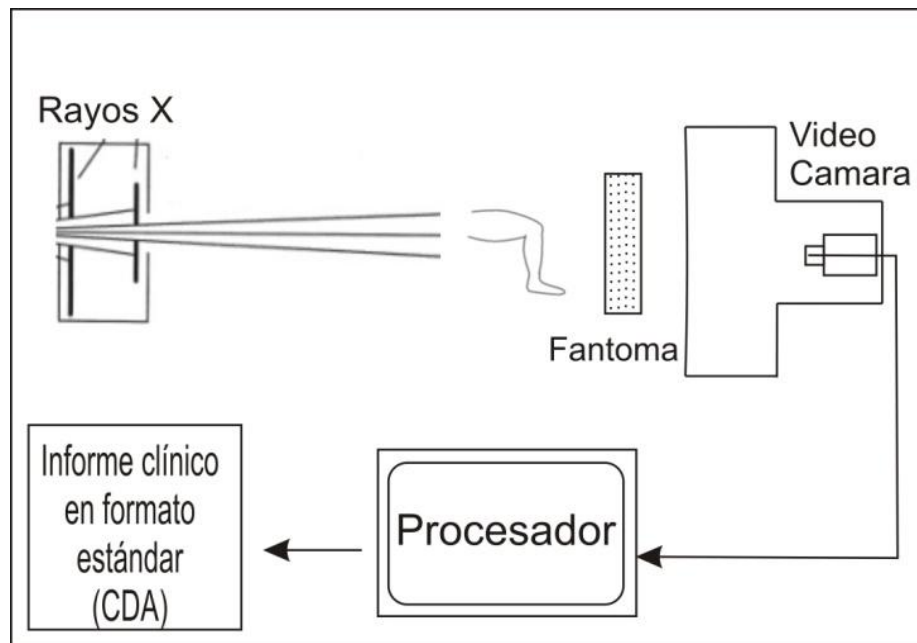


Figura 18 - Diagrama de inter-conexión de los aparatos. Mediante RX dinámica del movimiento de flexo-extensión, se obtienen las imágenes que mediante procesamiento permiten determinar la trayectoria del Centro de Rotación. Adaptada de (Baltzopoulos 1995a)

6.2 Resultados y análisis estadístico

Seguendo a Baltzopoulos (Baltzopoulos 1995a) el CRPC es una aproximación al CR, dado que es posible describir el movimiento de la superficie articular de la AR. Con la finalidad de minimizar las diferencias entre los pacientes estudiados, la ubicación del CR durante el movimiento de flexo-extensión fue estandarizado en relación al platillo tibial medial, específicamente expresado en términos de porcentaje del largo total del platillo. Se analizó la distancia entre el punto de contacto y el extremo posterior del platillo tibial en la AR con LCA roto, reconstruido y en la rodilla contra lateral indemne durante el movimiento de extensión.

Extensión de la AR desde los 90° (formados entre la horizontal y la tibia) hasta los 0° (extensión completa). La ubicación del CRPC fue determinada para cada posición de los 28 fotogramas analizados (90°, 87°, 84° ...3°, 0°).

Dado que la función mecánica principal del LCA es la de evitar el desplazamiento de la tibia hacia adelante, privilegiamos –al igual que en la bibliografía consultada– el movimiento de extensión. Para facilitar las comparaciones de resultados numéricos con otros autores y para aumentar la inmunidad a las inexactitudes de medida propias del método experimental, elegimos agrupar los datos en tres posiciones principales distribuidas uniformemente en el arco de 90° entre la pierna colgante del paciente sentado y la pierna en su máxima extensión. Agrupamos por lo tanto las medidas de excursión del CRPC en tres situaciones: 90°-63°, 60°-33°, y 30°-0°. Los resultados son presentados en la Tabla 1.

Tabla 1. EVALUACION CINEARTROGRAFICA DE 6 PACIENTES

	Posición de la articulación de la rodilla		
	90°-63°	60°-33°	30°-0°
sana	60% (± 1)	61% (± 2)	64% (± 5)
lesionada	66% (± 7)	66% (± 6)	67% (± 5)
reconstruida	60% (± 1)	61% (± 1)	60% (± 1)

La excursión del centro de rotación (CRPC) está expresado como % de la longitud del platillo tibial. 90° corresponde a pierna colgante y 0° es la extensión completa de la pierna.

Se analizaron los datos con la prueba de Shapiro Wills, comprobándose que la distribución de la posición del CRPC no fue paramétrica. En consecuencia, para el análisis de los datos se utilizó un test no paramétrico. Luego de rechazar la hipótesis nula de Friedamn, se realizó la prueba de comparación para medidas múltiples de Wilcoxon-Nemenyi-McDonald-Thomson`s.

Se fijó un nivel de significación del 5%, con el cual no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con un nivel de confianza del 95% entre la ubicación del CRPC de la **AR saludable** (contra lateral) con la **AR lesionada** y tampoco entre la **AR saludable y la AR reconstruida**.

En cambio existieron diferencias estadísticamente significativas entre la **AR lesionada** y la **AR reconstruida** ($p < 0.05$).

La Figura 19 muestra la excursión del CRPC en los puntos medios de los rangos de la Tabla 1: 0°, 45° y 90° y evidencia que la **AR lesionada** se presenta como más suelta (mayor excursión del CRPC) durante la extensión, con respecto a la **AR saludable**.

Entre los 90 y 45° la **AR reconstruida** y **AR saludable** presentan similar trayectoria del CRPC, sin embargo entre los 45° hasta la extensión completa (0°), en la **AR saludable** el CRPC se traslada hacia adelante, permaneciendo inalterado en la **AR reconstruida**.

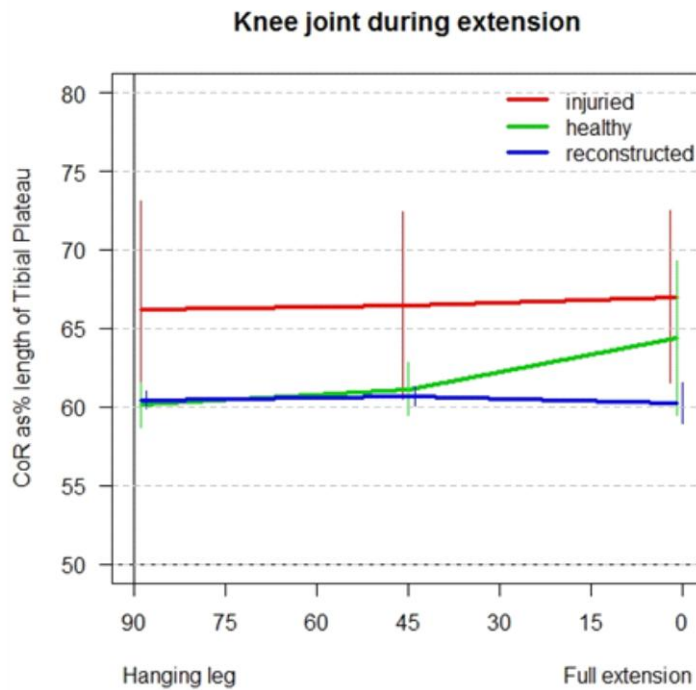


Figura 19. Excursión del CRPC desde la flexión hasta la extensión completa.

Los 90° de la AR se establecen con respecto a la horizontal. Para los seis pacientes estudiados fueron observados amplios valores de excursión del CRPC, apreciados por los altos valores de los desvíos estándar en cada una de las tres posiciones analizadas para AR Lesionada (línea roja), mientras en la AR Reconstruida, la excursión se encuentra restringida durante todo el movimiento (línea azul), la AR Saludable (línea verde) presenta una excursión mayor durante los 45 a lo 0°. Figura tomada de la presentación del autor en (Santos et al. 2014).

6.3 Discusión

En este trabajo se estudió la excursión del CR determinado por el punto de contacto, durante la extensión de la rodilla en seis pacientes que presentaban rotura del LCA. Se estudió la rodilla saludable con el LCA indemne, y la rodilla contra-lateral lesionada con rotura del LCA y luego de sustituido éste, a los seis meses de efectuada la plastia con la técnica de “hueso tendón hueso”.

Con la finalidad de eliminar diferencias dimensionales entre los individuos estudiados, se expresaron los resultados del movimiento del CR como porcentaje de la longitud total del platillo tibial. En la tabla 1 se muestran los resultados durante el movimiento de extensión ejecutado en Cadena Cinemática Abierta, en tres posiciones de la AR: con la pierna suspendida (90° a 60°), en extensión media (60° a 30°) y en extensión completa (30° a 0°).

Cuando analizamos el comportamiento del CR promediado para los seis pacientes, se aprecia una excursión que varía desde 60% a 64 % desde la suspensión de AR hasta la extensión completa en la AR saludable. En la AR lesionada –estudiada generalmente seis meses post lesión- la variación es menor: 66% a 67% aunque el CR se ubica más lejos hacia adelante. Existen estudios que han demostrado que tiempo después de producida la lesión del LCA, la AR saludable contralateral a la lesionada se adapta a las características cinemáticas de la AR lesionada (Kvist, Good, and Tagesson 2007). Los datos obtenidos en nuestro estudio podrían ser el resultado de esa adaptación. Esta observación podría sugerir realizar la plastia en forma temprana, ni bien la situación clínica del paciente lo permita, evitando así la evolución natural del movimiento de la AR saludable hacia un tipo de movimiento de rodilla lesionada (Kvist et al. 2007; Lindstrom et al. 2010).

Después de la rotura del LCA la AR afectada pierde estabilidad, y en términos de la excursión del CR ve limitado su movimiento, debido a factores de contención neuro- muscular (Fatarelli et al. 2004). En la tabla 1 nuestros datos muestran una excursión de la AR sana que oscila entre 60% y 64%, valores que se reducen a una oscilación entre 66% y 67% en la AR lesionada. Es menor la excursión, pero en una zona algo más desplazada hacia adelante, debido a que perdió el estabilizador primario que es el LCA. Una vez reconstruida la estructura de contención, la excursión se restringe al rango de 60% a 61% , ubicado en una zona más posterior, debido a la restricción mecánica del injerto.

Mostrando en forma gráfica estos resultados, se ve que en la Figura 19 la AR lesionada (línea roja) varía entre 66% al 67%, con un desvío estándar del 7%, indicador de la variabilidad entre los pacientes estudiados. La línea verde (AR sana) varía entre 60% y 64% con un desvío algo menor, del 5%. Finalmente la línea azul (AR reconstruida) describe la trayectoria limitada, por tratarse de un injerto con valores de 60% a 61%.

Los resultados obtenidos en esta tesis sugieren que sería muy apropiado cuantificar el movimiento del CR para disponer de evidencia para la toma de decisiones clínicas, fundamentalmente aquellas vinculadas a los procesos de rehabilitación de individuos que han sufrido una ruptura del LCA. En este sentido proponemos diseñar un instrumento simple y confiable denominado CINARTRO (CIN cinemática y ARTRO de Articulación), el cual en un contexto clínico rutinario podría complementar la evaluación osteocinemática, la evolución del movimiento de superficie articular (artrocinemática) de la AR en presencia de ruptura y la posterior plastia del LCA.

Aunque varias publicaciones referentes a estudios del CR en general demuestran los extensos beneficios de una apropiada cuantificación de la excursión del CR de la AR en diferentes contextos clínicos, artrosis, prótesis y en particular antes y después de la plastia del LCA, esta práctica no es común en la clínica rutinaria. Estos métodos (Baltzopoulos 1995a; Herzog and Read 1993; Kellis and Baltzopoulos 1999; Koo and Andriacchi 2008; Qi et al. 2013, 2014) son realizados en laboratorios de investigación, con determinación de la ubicación del CR por medio de RX, RMN y TC, todos procedimientos que demandan manejos complejos del paciente. La revisión sistemática realizada por Freeman y Pinskerova brinda una amplia descripción de estos métodos, los cuales están orientados sustancialmente a realizar una evaluación reproducible de la cinemática de la AR (Freeman and Pinskerova 2005).

TABLA 2 – Excursión del centro de rotación según métodos publicados

	Rodilla sana			Rodilla lesionada			Rodilla reconstruida		
	90°-63°	60°-33°	30°-0°	90°-63°	60°-33°	30°-0°	90°-63°	60°-33°	30°-0°
Baltzopoulos ¹	45 %	53%	72%						
Scarvel ²	42%	48%	62%	44%	46%	58%	42%	40%	58%
Freeman ³	48%	50%	45%						
Santos ⁴	60%	61%	64%	66%	66%	67%	60%	61%	60%

1. n= 10 individuos sanos masculinos; fluoroscopia, cadena cinemática abierta con carga.
2. n= 20 pacientes (8 hombres y 12 mujeres); RNM; cadena cinemática cerrada con carga.
3. n= 10 individuos sanos masculinos; RNM; cadena cinemática cerrada sin carga.
4. n= 6 pacientes masculinos; fluoroscopia; cadena cinemática abierta sin carga.

Para verificar la plausibilidad de los resultados obtenidos, fueron comparados con los datos publicados por otros autores. La Tabla 2 ordena en variables comparables los datos disponibles de 4 grupos internacionales, incluyendo al nuestro.

Si bien todos los trabajos especifican condiciones de medida diferentes entre sí (instrumento de imagenología, composición de la muestra en cuanto a género, tipo de movimiento –cadena abierta o cadena cerrada-, posición del paciente –sentado o supino-), se pueden rescatar tendencias comunes que confirman los resultados de nuestro trabajo.

La tendencia a la disminución de excursión del CRPC al pasar de AR sana a AR lesionada es similar en las dos publicaciones que tienen información completa: Scarvell (Scarvell et al. 2006) y nosotros (Santos et al. 2014). A pesar de referirse Scarvell a pacientes acostados y que nuestros pacientes estuvieran sentados, entre otras diferencias, se puede afirmar que con AR lesionada, el CRPC se mueve menos. Esto es esperable dado que se instala un control neuromuscular en ausencia de LCA. En la casuística de Scarvell el CRPC oscila de 42% a 62% del platillo tibial y en la nuestra de 60% a 64% en condiciones fisiológicas. Al romperse el LCA las excursiones se reduce de 44% a 58% y a 66% a 67% respectivamente en las dos publicaciones.

También pueden compararse cualitativamente y como tendencia, los datos de AR sana y AR reconstruida en cuanto a la excursión del CRPC: para Scarvell una media de 51% (42%, 48% y 52%) para AR sana se torna 46% (42%, 40% y 58%). En nuestra casuística una media de 62% (60%, 61% y 64%) pasa a 60% (60%, 61% y 60%). La tendencia se mantiene aunque las técnicas quirúrgicas diferentes y la posición y carga de medida puedan explicar la diferencia de valor absoluta de la excursión medida en ambas condiciones.

En este capítulo se presento el protocolo de la investigación, los resultados y su procesamiento estadístico y, la discusión que justifica los diferentes valores encontrados para las distintas situaciones fisiopatológicas y de restricción.

Capítulo 7 – HACIA EL DESARROLLO DE UN INSTRUMENTO DEDICADO A UNA EVALUACIÓN DE MAYOR ESPECIFICIDAD DURANTE LA REHABILITACIÓN

7.1 Situación actual

En la actualidad en los servicios de salud que disponen de procedimientos quirúrgicos y de rehabilitación para los pacientes con lesiones de la AR, no existe un dispositivo que permita a los clínicos seguir la evolución funcional de la AR. Con un diseño específico dedicado a la evaluación del movimiento de superficie de la AR, se dispondría de una evaluación complementaria a los procedimientos existentes en la práctica clínica rutinaria, como lo son el test de Lachman y el KT 1000 y 2000 (Ladero and Maestro 2006). Para alcanzar este objetivo, el clínico necesita disponer de un instrumento de fácil manejo, que arroje resultados en tiempo real, puntualmente durante el proceso de rehabilitación de la AR, el cual provea medidas cuantitativas que permitan la toma de decisiones oportunas en relación a la terapéutica y al seguimiento durante el proceso de la rehabilitación. En el mismo sentido disponer de un instrumento de tales características permitiría identificar patrones de movimiento de superficie articular en deportistas que han sufrido rotura del LCA, futbolistas, y jugadores de basquetball, handball, entre otros. También se podría seguir avanzando en el conocimiento de la biomecánica de la AR, dado que con un instrumento de las características propuestas se evaluaría el movimiento durante la marcha, permitiendo identificar patrones de movimiento a nivel de la superficie articular en pacientes con procesos articulares degenerativos.

Ninguno de los numerosos grupos de estudios existentes sobre investigación en cinemática articular en general y de la AR en particular, disponen de un instrumento que reúna las características mencionadas.

Con la finalidad de materializar el emprendimiento del diseño de CINARTRO, se han establecido vínculos con la Universidad de Valparaíso, Chile, cuyos investigadores disponen de equipos de rayos X de dimensiones reducidas que se podrían adaptar muy bien a la fluoroscopia seriada de rodilla en posición estática o durante la fase de apoyo en la marcha.

7.2 Disponibilidad técnica de desarrollo instrumental

En el Uruguay la Universidad de la República dispone de grupos interdisciplinarios que aportan soluciones a las necesidades de diagnóstico, tratamiento o prótesis mediante el desarrollo de equipos biomédicos no disponibles en el mercado (SIMINI et al. 2003). Los antecedentes de desarrollo de equipos que fueron incorporados a la clínica en los últimos años incluyen desde lámparas de fototerapia neonatal (Simini 2008), controles de temperatura, hasta equipos de evaluación del sistema vestibular (F. Simini, S. González and Lobo 2003). Otros equipos aportan a diversas líneas de investigación médica como la reducción de la hipertensión abdominal (David et al. 2007) o apoyar esfuerzos de desarrollo de sustitución como la prótesis ocular completa (Simini et al. 2011). Con estos antecedentes, sería factible encarar el desarrollo de un instrumento que responda a las necesidades de evaluación previa y posterior a la cirugía del LCA, además de su aplicación a otras afecciones de la AR como los procesos articulares degenerativos.

El equipo planteado fue llamado CINARTRO (Santos et al. 2013). Siguiendo los bloques de la figura 18 los elementos que compondrían CINARTRO son:

- Intensificador de imagen de Rayos X
- Sistema de adquisición de imágenes
- Fuente emisora de Rayos X
- Acondicionamiento de radioprotección
- Aplicación informática de procesamiento de imágenes y documentación de historia clínica electrónica

La sustitución del arco en C por una fuente de RX con su intensificador podrán ser encarados mediante la colaboración internacional con Chile y grupos de materiales de la Facultad de Química de la Universidad de la República (Fornaro et al. 2006).

7.3 Conclusión

Habiendo estudiado los métodos de determinación del CR de la AR, se aplicó este conocimiento a la caracterización de la cinemática en caso de LCA sano, roto y reconstruido.

Gracias a una casuística clínica seleccionada por protocolo, se confirmó la necesidad de objetivar el movimiento de superficie articular como insumo para la toma de decisiones en el manejo y rehabilitación de pacientes con LCA lesionado. Se concluye que, en el ámbito del trabajo interdisciplinario, es factible encarar el proyecto y construcción de un instrumento dedicado a una evaluación de mayor especificidad durante la rehabilitación. Estas bases metodológicas e instrumentales podrán ser parte de ulteriores esfuerzos académicos en la producción y mejores tratamientos para nuestros pacientes.

BIBLIOGRAFÍA:

- Abouhossein, Alireza, Bernhard Weisse, and Stephen J. Ferguson. 2013. "Quantifying the Centre of Rotation Pattern in a Multi-Body Model of the Lumbar Spine." *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering* 16(12):1362–73.
- Agel, Julie, Elizabeth A. Arendt, and Boris Bershadsky. 2005. "Anterior Cruciate Ligament Injury in National Collegiate Athletic Association Basketball and Soccer: A 13-Year Review." *American Journal of Sports Medicine* 33(4):524–30.
- Ahmed, A. M., A. Hyder, D. L. Burke, and K. H. Chan. 1987. "In-Vitro Ligament Tension Pattern in the Flexed Knee in Passive Loading." *Journal Of Orthopaedic Research* 5(2):217–30.
- Alexander, R. McNeill. 2012. "Biomechanics: Leaping Lizards and Dinosaurs." *Nature* 481(7380):148–49.
- Andernord, Daniel et al. 2013. "Timing of Surgery of the Anterior Cruciate Ligament." *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 29(11):1863–71.
- Andersen, H. N., and P. Dyhre-Poulsen. 1997. "The Anterior Cruciate Ligament Does Play a Role in Controlling Axial Rotation in the Knee." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 5(3):145–49.
- Arbabi, Ehsan, Jerome Schmid, Ronan Boulic, Daniel Thalmann, and Nadia Magnenat-Thalmann. 2012. "Sensitivity of Hip Tissues Contact Evaluation to the Methods Used for Estimating the Hip Joint Center of Rotation." *Medical & Biological Engineering & Computing* 50(6):595–604.
- Baltzopoulos, V. 1995a. "A Videofluoroscopy Method for Optical Distortion Correction and Measurement of Knee-Joint Kinematics." *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 10(2):85–92.
- Baltzopoulos, V. 1995b. "Muscular and Tibiofemoral Joint Forces during Isokinetic Concentric Knee Extension." *Clinical Biomechanics* 10(4):208–11.
- Benjaminse, Anne, Alli Gokeler, and Cees P. van der Schans. 2006. "Clinical Diagnosis of an Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Meta-Analysis." *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy* 36(5):267–88.
- Bernardes, Caroline et al. 2005. "Determinação de Parâmetros Biomecânicos Para O Modelamento Da Articulação Do Joelho." in *Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*. João Pessoa - Brasil.
- Blacharski, P., and J. Somerset. 1975. "A Three-Dimensional Study of the Kinematics of the Human Knee." *Journal Of Biomechanics* 8:375–84.
- Bryant, J. T., H. W. Wevers, and Philip J. Lowe. 1984. "One Parameter Model for Error in Instantaneous Centre of Rotation Measurements." *Journal Of Biomechanics* 17(5):317–23.

- Bunch, Richard W. 2006. "Occupational Biomechanics, 4th Edition." *Professional Safety* 51(8):58.
- Butler, D. L., F. R. Noyes, and E. S. Grood. 1980. "Ligamentous Restraints to Anterior-Posterior Drawer in the Human Knee. A Biomechanical Study." *The Journal Of Bone And Joint Surgery. American Volume* 62(2):259–70.
- Challis, J. H. 2001. "Estimation of the Finite Center of Rotation in Planar Movements." *Medical Engineering & Physics* 23(3):227–33.
- Daniel, DM. 1993. "Selecting Patients for ACLsurgery." Pp. 251–58 in. New York, NY: Raven Press, Ltd.
- David, Marcelo et al. 2007. "Negative Pressure Device for Intra-Abdominal Pressure Reduction." *Journal of Physics: Conference Series* 90:12035. Retrieved (<http://stacks.iop.org/1742-6596/90/i=1/a=012035?key=crossref.3d302e032abc9dc174e992a20b76f775>).
- Dhillon, Mandeep S., Kamal Bali, and Sharad Prabhakar. 2011. "Proprioception in Anterior Cruciate Ligament Deficient Knees and Its Relevance in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *Indian Journal of Orthopaedics* 45(4):294–300.
- Van Dux, R., R. Huiskes, and G. Selvik. 1979. "Roentgen Stereophotogrammetric Methods for the Evaluation of the Three Dimensional Kinematic Behaviour and Cruciate Ligament Length Patterns of the Human Knee Joint." *Journal of biomechanics* 12:727–31.
- Esfandiarpour, Fateme et al. 2013. "Comparison of Kinematics of ACL-Deficient and Healthy Knees during Passive Flexion and Isometric Leg Press." *The Knee* 20:505–10.
- F. Simini, S. González, F. Haim, and J. Lobo. 2003. "Biomedical Prototype Development in Uruguay: 15 Years and Lessons Learned." in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2003)*. Sydney, Australia.
- Fariña, Richard. 1995. "Paleobiología de Los Grandes Mamíferos Lujanenses." Tesis de Doctorado. PEDECIBA. Facultad de Ciencias - Universidad de la República.
- Fatarelli, F., G. Almeida, and B. Nascimento. 2004. "LESÃO E RECONSTRUÇÃO DO LCA : UMA REVISÃO BIOMECÂNICA E DO CONTROLE MOTOR." *Revista Brasileira de Fisioterapia* 8(3):197–206.
- Fath, Florian, Anthony J. Blazeovich, Charlie M. Waugh, Stuart C. Miller, and Thomas Korff. 2013. "Interactive Effects of Joint Angle, Contraction State and Method on Estimates of Achilles Tendon Moment Arms." *Journal of Applied Biomechanics* 29(2):241–44.
- Fithian, DC, LW Paxton, and DH Goltz. 2002. "Fate of the Anterior Cruciate Ligament-Injured Knee." *Orthop Clin North Am* 33:621–36.
- Fitzgerald, G., MJ Axe, and L. Snyder-Mackler. 2000. "A Decision-Making Scheme for Returning Patients to High-Level Activity with Nonoperative Treatment after Anterior Cruciate Ligament Rupture." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8:76–82.

- Flynn, R. Kevin et al. 2005. "The Familial Predisposition Toward Tearing the Anterior Cruciate Ligament: A Case Control Study." *American Journal of Sports Medicine* 33(1):23–28.
- Fornaro, L. et al. 2006. "Low Dark Current (00l) Mercuric Iodide Thick Film for X- Ray Direct and Digital Imager." *IEEE Transactions on Nuclear Science* 52–56.
- Forriol, F., A. Maestro, and Vaquero Martín J. 2008. "El Ligamento Cruzado Anterior : Morfología Y Función." *Trauma Fund MAFRE* 19(1):7–18.
- Frankel, V. H., A. H. Burstein, and D. B. Brooks. 1971. "Biomechanics of Internal Derangement of the Knee. Pathomechanics as Determined by Analysis of the Instant Centers of Motion." *The Journal Of Bone And Joint Surgery. American Volume* 53(5):945–62.
- Freedman, Kevin B., Michael J. D'Amato, David D. Nedeff, Ari Kaz, and Bernard R. Bach Jr. 2003. "Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Metaanalysis Comparing Patellar Tendon and Hamstring Tendon Autografts." *American Journal of Sports Medicine* 31(1):2.
- Freeman, M. A. R., and V. Pinskerova. 2005. "The Movement of the Normal Tibio-Femoral Joint." *Journal of Biomechanics* 38(2):197–208.
- Fu, Freddie H., and Craig H. Bennett. 1999. "Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *American Journal of Sports Medicine* 27(6):821.
- Gao, Bo, Mitchell L. Cordova, and Naiquan Nigel. 2012. "Human Movement Science Three-Dimensional Joint Kinematics of ACL-Deficient and ACL-Reconstructed Knees during Stair Ascent and Descent." *Human Movement Science* 31(1):222–35.
- Gilbert, Susannah et al. 2013. "Dynamic Contact Mechanics on the Tibial Plateau of the Human Knee during Activities of Daily Living." *Journal of Biomechanics* 1–7.
- Gill, H. S., and J. J. O'Connor. 1996. "Biarticulating Two-Dimensional Computer Model of the Human Patellofemoral Joint." *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 11(2):81–89.
- Giphart, J. Erik, Christopher a Zirker, Casey a Myers, W. Wesley Pennington, and Robert F. LaPrade. 2012. "Accuracy of a Contour-Based Biplane Fluoroscopy Technique for Tracking Knee Joint Kinematics of Different Speeds." *Journal of biomechanics* 45(16):2935–38.
- Goldblatt, John P., and John C. Richmond. 2003. "ANATOMY AND BIOMECHANICS OF THE KNEE." *Operative Technique in Sports Medicine* 11(3):172–86.
- Grant, Philip G. 1973. "Biomechanical Significance of the Instantaneous Center of Rotation : The Human Temporomandibular Joint." 6:109–13.
- Griffin, L. Y. et al. 2000. "Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Risk Factors and Prevention Strategies." *The Journal Of The American Academy Of Orthopaedic Surgeons* 8(3):141–50.

- Guo, Lin et al. 2012. "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Bone-Patellar Tendon-Bone Graft: Comparison of Autograft, Fresh-Frozen Allograft, and Γ -Irradiated Allograft." *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 28(2):211-17.
- Harner, C. D., J. R. Giffin, R. C. Dunteman, C. C. Annunziata, and M. J. Friedman. 2001. "Evaluation and Treatment of Recurrent Instability after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *Instructional Course Lectures* 50:463-74.
- Hernández, G. López, L. Fernández Hortigüela, J. L. Gutiérrez, and F. Forriol. 2011. "Kinetic Protocol in Torn Anterior Cruciate Ligament." *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología (English edition)* 55(1):9-18.
- Hernández, Liza M., William F. Micheo, and Eduardo Amy. 2006. "Rehabilitation Update for the Anterior Cruciate Ligament Injured Patient: Current Concepts." *Boletín De La Asociación Médica De Puerto Rico* 98(1):62-72.
- Herrington, Lee, Gregory Myer, and Ian Horsley. 2013. "Task Based Rehabilitation Protocol for Elite Athletes Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Clinical Commentary." *Physical Therapy in Sport* 14(4):188-98.
- Hersekli, Murat Ali et al. 2004. "Tunnel Enlargement after Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Comparison of Bone-Patellar Tendon-Bone and Hamstring Autografts." *Advances In Therapy* 21(2):123-31.
- Herzog, W. 1987. "Individual Muscle Force Estimations Using a Non-Linear Optimal Design." *Journal Of Neuroscience Methods* 21(2-4):167-79.
- Herzog, W., and L. J. Read. 1993. "Lines of Action and Moment Arms of the Major Force-Carrying Structures Crossing the Human Knee Joint." *Journal Of Anatomy* 182 (Pt 2:213-30.
- Hidalgo, E. 1998. "Análisis Crítico de La Regla Convexo Cóncava." *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 1:15-31.
- Hollister, A. M., S. Jatana, A. K. Singh, W. W. Sullivan, and A. G. Lupichuk. 1993. "The Axes of Rotation of the Knee." *Clinical Orthopaedics And Related Research* (290):259-68.
- Insall, John, and Norman Scott. 2005. *Insall & Scott Surgery of the Knee*. 4th ed. edited by Churchill Livingstone/Elsevier.
- Kanisawa, Izumi, Anne Z. Banks, Scott a Banks, Hideshige Moriya, and Akihiro Tsuchiya. 2003. "Weight-Bearing Knee Kinematics in Subjects with Two Types of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions." *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 11(1):16-22.
- Kapandji, I. A. 2010. *The Physiology of the Joints: The Knee*. Churchill Livingstone/Elsevier.

- Kellis, E., and V. Baltzopoulos. 1999. "In Vivo Determination of the Patella Tendon and Hamstrings Moment Arms in Adult Males Using Videofluoroscopy during Submaximal Knee Extension and Flexion." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 14(2):118–24.
- Koo, Seungbum, and Thomas P. Andriacchi. 2008. "The Knee Joint Center of Rotation Is Predominantly on the Lateral Side during Normal Walking." *Journal Of Biomechanics* 41(6):1269–73.
- Kosel, I., C. Scheffer, E. Dillon, P. Erasmus, and J. Giouroudi. 2010. "Anatomical Study of the Radius and Center of Curvature of the Distal Femoral Condyle." *Journal of Biomechanical Engineering* 132(9).
- Kvist, Joanna, Lars Good, and Sofi Tagesson. 2007. "Changes in Knee Motion Pattern after Anterior Cruciate Ligament Injury – A Case Report." *Clinical Biomechanics* 22(5):551–56.
- Kwok, Chun Shing, Tim Harrison, and Chris Servant. 2013. "The Optimal Timing for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Respect to the Risk of Postoperative Stiffness." *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 29(3):556–65.
- Ladero, F., and A. Maestro. 2006. "Estudio Comparativo de Dos Sistemas de Medición de La Laxitud Del Ligamento Cruzado Anterior." *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología* 50(4):263–67.
- Lass, P. et al. 1991. "Muscle Coordination Following Rupture of the Anterior Cruciate Ligament. Electromyographic Studies of 14 Patients." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 62(1):9–14.
- Li, Guoan, Louis E. DeFrate, Hao Sun, and Thomas J. Gill. 2004. "In Vivo Elongation of the Anterior Cruciate Ligament and Posterior Cruciate Ligament during Knee Flexion." *The American Journal Of Sports Medicine* 32(6):1415–20.
- Lindahl, O., and A. Movin. 1967. "The Mechanics of Extension of the Knee-Joint." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 38(2):226–34.
- Lindstrom, Maria, Li Fellander, Torsten Wredmark, and Marketta Henriksson. 2010. "Adaptations of Gait and Muscle Activation in Chronic ACL Deficiency." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18:106–14.
- Lobb, Ryan, Steve Tumilty, and Leica S. Claydon. 2012. "A Review of Systematic Reviews on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Rehabilitation." *Physical Therapy in Sport* 13(4):270–78.
- McCane, Brendan, J. Haxb. Abbott, and Tamara King. 2005. "On Calculating the Finite Centre of Rotation for Rigid Planar Motion." *Medical Engineering & Physics* 27(1):75–79.
- McGinty, G., J. J. Irrgang, and D. Pezzullo. 2000. "Biomechanical Considerations for Rehabilitation of the Knee." *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 15(3):160–66.
- Micheo, William, Liza Hernández, and Carlos Seda. 2010a. "Clinical Review : Current Concepts Evaluation , Management , Rehabilitation , and Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury : Current Concepts." *Physical Medical and Rehabilitation* 2(10):935–44.

- Micheo, William, Liza Hernández, and Carlos Seda. 2010b. "Evaluation, Management, Rehabilitation, and Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury: Current Concepts." *PM&R* 2(10):935–44.
- Mohame, R., D. Richard, A. Douglas, and A. William. 2004. "In Vivo Assessment of the Kinematics in Normal and Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knees." *THE JOURNAL OF BONE & JOINT SURGERY* 86-A(2):56–61.
- Moraiti, Constantina O., Nicholas Stergiou, Haris S. Vasiliadis, Eustathios Motsis, and Anastasios Georgoulis. 2010. "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Results in Alterations in Gait Variability." *Gait & posture* 32(2):169–75.
- Moyer, Rebecca F. et al. 2013. "Combined Effects of a Valgus Knee Brace and Lateral Wedge Foot Orthotic on the External Knee Adduction Moment in Patients with Varus Gonarthrosis." *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation* 94(1):103–12.
- Nandra, R., G. S. Matharu, K. Porter, T. Ashraf, and I. Greaves. 2013. "A Review of Anterior Cruciate Ligament Injuries and Reconstructive Techniques . Part 2 : Treatment." *Trauma* 15(2):116–27.
- Nisell, R., G. Németh, and H. Ohlsén. 1986a. "Joint Forces in Extension of the Knee. Analysis of a Mechanical Model." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 57(1):41–46.
- Nisell, R., G. Németh, and H. Ohlsén. 1986b. "Joint Forces in Extension of the Knee: Analysis of a Mechanical Model." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 57(Figure 1):41–46.
- Nisell, Ralph. 1985. "Mechanics of the Knee: A Study of Joint and Muscle Load with Clinical Applications." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 56(216):1–42.
- Norkin, Cynthia, and D. Joyce White. 2006. *Goniometría: Evaluación de La Movilidad Articular*. Madrid, España.
- Panjabi, M. M., V. K. Goel, S. D. Walter, and S. Schick. 1982. "Errors in the Center and Angle of Rotation of a Joint: An Experimental Study." *Journal Of Biomechanical Engineering* 104(3):232–37.
- Panjabi, Manohar, and Vijay Goel. 1982. "Errors in Kinematic Parameters of a Planar Joint: Guidelines for Optimal Experimental Design." *Journal of Biomechanics* 15(7):537–44.
- Papannagari, R. et al. 2006. "In Vivo Kinematics of the Knee after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Clinical and Functional Evaluation." *Am J Sports Med* 34(12):2006–12.
- Petersen, Wolf, and Thore Zantop. 2006. "Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament with Regard to Its Two Bundles." *Clinical Orthopaedics & Related Research* (0):1–13.
- Podraza, Jeffery T., and Scott C. White. 2010. "Effect of Knee Flexion Angle on Ground Reaction Forces, Knee Moments and Muscle Co-Contraction during an Impact-like Deceleration Landing: Implications for the Non-Contact Mechanism of ACL Injury." *Knee* 17(4):291–95.

- Qi, Wei et al. 2013. "In Vivo Kinematics of the Knee during Weight Bearing High Flexion." *Journal of Biomechanics* 46(9):1576–82.
- Qi, Yongbin, Cheong Boon Soh, Erry Gunawan, Kay-Soon Low, and Arash Maskooki. 2014. "A Novel Approach to Joint Flexion/Extension Angles Measurement Based on Wearable UWB Radios." *IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics* 18(1):300–308.
- Reize, P., O. Müller, S. Motzny, and N. Wülker. 2006. "[Prediction of the Location of the Centre of Rotation of the Hip Joint External Landmarks]." *Zeitschrift Für Orthopädie Und Ihre Grenzgebiete* 144(5):492–96.
- Rodríguez, C., A. Maestro, T. E. García, and L. Rodríguez. 2011. "Comportamiento Biomecánico Bajo Carga Estática de Diferentes Sistemas de Fijación Femoral Para La Reconstrucción Del Ligamento Cruzado Anterior." *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología* 55(6):428–36.
- Rosales, N. Prados-olleta J. M. Vidal-martín De, and Conclusiones Observamos. 2004. "Autoinjerto Y Aloinjerto En La Reconstrucción Del Ligamento Cruzado Anterior." *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología* 48(4):263–66.
- Saari, Tuuli, Lars Carlsson, Jón Karlsson, and Johan Kärrholm. 2005. "Knee Kinematics in Medial Arthrosis. Dynamic Radiostereometry during Active Extension and Weight-Bearing." *Journal of biomechanics* 38(2):285–92.
- Santos, Dario et al. 2014. "Beyond Traditional Clinical Evaluation of Knee Articulation Movement to Physiological Assesment of Dynamic ACL Funtion during Extension." in *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement. École Polytechnique Fédérale de Lausanne; Switzerland*. Lausanne – Switzerland.
- Santos, Dario. 2014. "Estudio de Los Centros de Rotación Instantáneos de La Rodilla En Pacientes Con Plastia Del Ligamento Cruzado Anterior." Tesis de maestría en Ciencias Médicas; PROINBIO. Fac. de Medicina - UdelaR- Montevideo.
- Santos, Dario, and Gabriel Fabrica. 2002. "Directrices Biomecánicas Para El Entrenamiento Isométrico de Cuadriceps Durante La Rehabilitación Del Ligamento Cruzado Anterior (LCA)." *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 5:15–25.
- Santos, Dario, Luis Francescoli, Jefferson Loss, Florencia Arbío, and Franco Simini. 2013. "A Tool to Assess Anterior Cruciate Ligament Recostruction by Quantitative Localization of the Knee Centre of Rotation." in *19th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB2013)*. Patras; Greece.
- Santos, Dario, Andres Rey, Juan Lacuague, and Blass Melisarri. 2007. "Which Role Does the Gastrocnemius Muscle Play in the Knee Joint?" Pp. 197–99 in *XII Congresso Brasileiro de Biomecanica, Rio Claro: UNESP, Sao Paulo; Brasil*. Sao Paulo - Brasil.
- Santos, Eduardo, and Franco Simini. 2012. "Electrical Impedance Tomography."

- Scarvell, J. M., P. N. Smith, K. M. Refshauge, H. R. Galloway, and K. R. Woods. 2006. "Does Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Restore Normal Knee Kinematics?: A Prospective MRI Analysis over Two Years." *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 88(3):324–30.
- Seon, Jong Keun et al. 2009. "The Effect of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Kinematics of the Knee With Combined Anterior Cruciate Ligament Injury and Subtotal Medial Meniscectomy: An In Vitro Robotic Investigation." *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 25(2):123–30.
- Shaw, Triston, Marie T. Williams, and Lucy S. Chipchase. 2005. "A Review and User ' S Guide to Measurement of Rehabilitation Adherence Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *Physical Therapy in Sport* 6:45–51.
- Sheehan, Frances T. 2007. "The Finite Helical Axis of the Knee Joint (a Non-Invasive in Vivo Study Using Fast-PC MRI)." *Journal Of Biomechanics* 40:1038–47.
- Shelbourne, K. D., and P. Nitz. 1992. "Accelerated Rehabilitation after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy* 15(6):256–64.
- Shenoy, R., P. S. Pastides, and D. Nathwani. 2013. "Biomechanics of the Knee and TKR." *Orthopaedics and Trauma* 27(6):364–71.
- Shoup, T. 1976. "Optical Measurement of the Center of Rotation for Human Joints." *Journal of Biomechanics* 9:241–42.
- Silveira, Luis Felipe et al. 2005. "Método Para a Correção Da Distorção de Imagens Obtidas Por Videofluoroscopia Method for Correction of Distortions in Images Acquired by Videofluoroscopy." *Radiol Bras* 38(6):427–30.
- SIMINI, F., F. HAIM, J. LOBO, and S. GONZALEZ. 2003. "Biomedical Prototype Development in Uruguay: 15 Years and Lessons Learned." in *Proceedings of the World Congress of Biomedical ENginnering and Medical Physics*. Sydney, Australia.
- Simini, Franco. 2008. "Does Improved Detection of Ill Babies Improve Mortality?" *Lancet* 371(9607):97–98.
- Simini, Franco, Hector Piriz, and Carlos Scarone. 2002. "Proyectos de Ingeniería Biomédica: Tecnologías Desarrolladas En La Universidad Disponibles Para El País." *Revista de la Asociación de Ingenieros del Uruguay* 16–21.
- Simini, Franco, Andres Touya, Agustin Senatore, and Jose Pereira. 2011. *Gaze Tracker by Electrooculography (EOG) on a Head-Band*. IEEE.
- Smidt, G. L. 1973. "Biomechanical Analysis of Knee Flexion and Extension." *Journal of biomechanics* 6(1):79–92.

- Smith, B. A., G. A. Livesay, and S. L. Woo. 1993. "Biology and Biomechanics of the Anterior Cruciate Ligament." *Clinics In Sports Medicine* 12(4):637–70.
- Smith K.M. Scarvell, J.M., P. N. Refshauge. 2003. "Development of the Concepts of Knee Kinematics." *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation* 84(12):1895–1902.
- Tinius, Marco, Pierre Hepp, and Roland Becker. 2012. "Combined Unicompartmental Knee Arthroplasty and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal Of The ESSKA* 20(1):81–87.
- Tsaopoulos, Dimitrios E., Vasilios Baltzopoulos, and Constantinos N. Maganaris. 2006. "Human Patellar Tendon Moment Arm Length: Measurement Considerations and Clinical Implications for Joint Loading Assessment." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 21(7):657–67.
- Vaughan, C. L., J. G. Hay, and J. G. Andrews. 1982. "Closed Loop Problems in Biomechanics. Part I--a Classification System." *Journal of biomechanics* 15(3):197–200.
- Veldpaus, F., H. Woltring, and L. Dortmans. 1988. "A Least-Squares Algorithm for the Equiform Transformation from Spatial Marker Co-Ordinates." *Journal of Biomechanics* 21(I):45–54.
- Wing, Alex et al. 2013. "Can MRI Predict the Clinical Instability and Loss of the Screw Home Phenomenon Following ACL Tear ?" *Journal of Clinical Imaging* 37(1):116–23.
- Wing Hung, Alex Ng et al. 2011. "Imaging of the Anterior Cruciate Ligament." *World journal of orthopedics* 2(8):75–84.
- Woltring, Herman, R. Huiskes, and A. De Lange. 1985. "Finite Centroid and Helical Axis Estimation from Noisy Landmark Measurements in the Study of Human Joint Kinematics." *Journal of Biomechanics* 18(5):379–89.
- Yamaguchi, G. T., and F. E. Zajac. 1989. "A Planar Model of the Knee Joint to Characterize the Knee Extensor Mechanism." *Journal of biomechanics* 22(1):1–10.
- Yasuda, Kazunori, Carola F. van Eck, Yuichi Hoshino, Freddie H. Fu, and Scott Tashman. 2011. "Anatomic Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Part 1: Basic Science." *The American Journal Of Sports Medicine* 39(8):1789–99.
- You, B. M., P. Siy, W. Anderst, and S. Tashman. 2001. "In Vivo Measurement of 3-D Skeletal Kinematics from Sequences of Biplane Radiographs: Application to Knee Kinematics." *IEEE Transactions On Medical Imaging* 20(6):514–25.
- Zavatsky, a B., and H. J. Wright. 2001. "Injury Initiation and Progression in the Anterior Cruciate Ligament." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 16(1):47–53.
- Zheng, N., G. S. Fleisig, R. F. Escamilla, and S. W. Barrentine. 1998. "An Analytical Model of the Knee for Estimation of Internal Forces during Exercise." *Journal Of Biomechanics* 31(10):963–67.

Tabla 3. Cronograma de actividades desarrolladas durante la maestría.

2008	2009	2010	2011	2012	2013
Estudio de la bibliografía.	Procesamiento de datos. Estudio en Ptes	Estudios de videofluoroscopia en ptes.	Gestión de la UIBLH	Gestión de la UIBLH	Interacción con el Núcleo de Ingeniería Biomédica
Estudio piloto	Dificultades con las rutinas en ambiente MatLab	Procesamientos de las imágenes	Participación en proyectos de investigación (ANII)	Participación en proyecto de investigación. Proyecto CSIC ganado “Adquisición de un sistema de cinemetría”	Avance en la utilización de las rutinas.
Pasantía en la UFRGS. Manejo de rutinas	Consulta con J. Loss y Gpo de trabajo en Rodilla	Coordinación de las Actividades de los expertos en Biomecánica que visitaron la UIBLH	Coord. y docencia en el curso: Biomecánica de la Marcha y Tecnologías Aplicadas al Estudio del Movimiento	Participación en estudios de Marcha Clínica. Coord. de discusión de artículos de Marcha Clínica	Redacción del manuscrito de la tesis de Maestría Presentación y publicación de trabajos vinculados a la tesis
Curso de Bioestadística. PROINBIO	Curso de Herramientas Celulares. PROINBIO	Curso de Biomateriales. Facultad de Ingeniería	Docencia en Biomecánica	Orientación en proyectos de inv. en biomecánica a estudiantes de grado y post grado	Docencia en Biomecánica

Tabla 4. Datos extendidos de la evaluación cineartrografica de 6 pacientes

		Posición de la articulación de la rodilla		
		30º - 0º	60º - 33º	90º - 63º
Condición	Paciente			
sana	1	62,2%	61,7%	60,4%
	2	58,0%	62,3%	66,2%
	3	56,9%	54,0%	55,7%
	4	59,1%	59,9%	61,5%
	5	61,5%	62,4%	59,2%
	6	88,8%	66,6%	57,8%
lesionada	1	90,8%	95,4%	92,3%
	2	57,9%	57,5%	56,4%
	3	59,5%	58,9%	58,0%
	4	60,0%	60,7%	62,2%
	5	75,4%	67,7%	60,9%
	6	58,2%	58,7%	59,5%
reconstruida	1	59,1%	62,6%	62,4%
	2	64,6%	59,4%	60,2%
	3	57,7%	60,5%	61,6%
	4	59,7%	62,7%	60,7%
	5	63,5%	59,4%	58,8%
	6	56,8%	59,5%	58,9%

XIII International Symposium on 3d Analysis of Human Movement. École Polytechnique Fédérale de Lausanne; Switzerland, 2014.

Evaluation of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction by Quantitative Estimation of Centre of Rotation Excursion with Cineartrography

Beyond traditional clinical evaluation of knee articulation movement to physiological assesment of dynamic ACL funtion during extension

Santos D.^{1,2}, Simini F.², Francescoli L.³, Massa F.⁴, Barquet A.⁵, Camarot T.¹

¹ Depto. Rehabilitación y Medicina Física, U. de la República, Montevideo, Uruguay, dsantos@hc.edu.uy

² Núcleo de Ingeniería Biomédica, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

³ Clínica de Ortopedia y Traumatología, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

⁴ Instituto de Estadística, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

⁵Departamento de Ortopedia y Traumatología, Asociación Española, Montevideo, Uruguay

Abstract- Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury and reconstruction are usually evaluated clinically and not by means of an objective measure. We suggest using a research method, the “point of contact” as the Centre of Rotation (CoR) for routine ACL reconstruction evaluation. A “proof of concept” set-up was build with a C-arm, arthroscopic imagery, image acquisition/processing and report generation. CINARTRO includes software to interactively determine the tibial plateau and the average condyli lateral projection. Six subjects were studied with mean CoR excursions of 60% in the healthy contralateral knee with hanging leg and 64% in extension. Excursion increased to 67% for injured knees and was reduced back to 60% after reconstruction. Reconstructed knees show smaller deviation with respect to normal. The data are compatible with the hypothesis of a modification of the contralateral knee in developing muscular control, in much the same way as the injured knee.

Keywords-component; ACL, Knee Repair Follow-up, Biomedical Engineering.

INTRODUCTION

The knee joints one of the most complex joints of the human body, especially due to the geometry of its elements and their interactions (McGinty et al. 2000). The intrinsic stability of the knee is limited. The Anterior Cruciate Ligament (ACL) prevents the tibia from sliding forward with respect to the femur (Butler et al. 1980). When the ACL is torn, the joint develops instability. Assessment of a torn ACL is done by clinical examination. To make the evaluation more objective, several methods have been suggested, all limited to research settings and not used in routine practice.

There is nevertheless one semi-quantitative method used in clinical routine: the ligament arthrometry (KT-1000, KT-2000) which measures the displacement of the tibial bone versus the femur (Micheo et al. 2010b). Reliable measures depend on the person performing the test, with 5 to 7 mm excursions for normal joints. A typical subjective manual test is the one suggested by Lachman, called the Lachman Test, which compares the movement of the broken ACL joint with the contralateral knee (Zavatsky and Wright 2001).

Another method to characterize the state of the joint determines the Centre of Rotation (CoR) and its migration during flexion and extension along the tibial plateau (Tsaopoulos et al. 2006). The determination of knee arthrokinematics used as an objective method to evaluate ACL reconstruction (Butler et al. 1980) (Santos et al. 2013). CoR migration data also can help to monitor rehabilitation treatments, as well as to give feedback to the surgeon. We set ourselves the goal of developing a methodology and a clinical instrument for ACL follow-up, based on prior medical device development experience and a specific “proof of concept” instrumentation. (Simini, Piriz, and Scarone 2002)

Reconstruction of ACL lesions

When surgical reconstruction is considered after ACL tears, there are two main surgical techniques utilised: one uses tendons of “bone-patellar tendon-bone” origin and the other is based on hamstring autografts (Yasuda et al. 2011) (Hersekli et al. 2004). Irrespective of the technique used, it is necessary to evaluate the results, case by case, in order to determine the quality of

the surgery and to help predict prognosis. The same measures used to diagnose the ACL injury may also be used for follow-up. Quantitative measures are needed to benchmark surgical procedures and to optimize costs and performances. The CoR technique suggested in this paper might for the first time help to evaluate the ACL reconstruction as a routine procedure and to record rehabilitation therapy.

New Routine Procedure to Evaluate ACL Reconstruction in a Clinical Setting

Clinical evaluation of surgery lacks quantitative results and is prone to operator error and misinterpretation. Our goal being to test more precise techniques in routine clinical situations, we considered the CoR approach. The knee CoR has been determined by several authors (Gill and O'Connor 1996)(Kellis and Baltzopoulos 1999)(Koo and Andriacchi 2008)(Qi et al. 2013) to help quantify joint kinematics. It was shown that the CoR is not fixed and that it follows a complex trajectory which allows the knee to be both stable and to perform rotations. In-vitro studies by Gill & O'Connor [10] estimate the CoR where ligaments cross. Others, such as Baltzopoulos 1999 (Kellis and Baltzopoulos 1999), suggest in vivo CoR determination as the contact point of two surfaces (femur and tibia). In contrast we suggest to use the analysis of arthroscopic imaging of the knee in the injured joint and in the reconstructed joint, compared with the control situation (for which the healthy contralateral joint is taken) into clinical practice. The detailed analysis of the CoR migration gives a quantitative measure of the mobility of the tibial head in respect to the medial condyle. A normal knee may have a CoR excursion of about 15% of the tibial plateau (TP), while a knee in a patient with a torn ACL with no muscular retention may have a movement of up to 25% of the TP(Scarvell et al. 2006). Hopefully the reconstruction of the ACL should limit the excursion back to 15%-20% of the TP increasing the joint stability back to near-normal.

MATERIAL AND METHODS

Specifications of an Evaluation Instrument: CINARTRO

In order to obtain a proof of concept and to validate the method, an experimental set up was built and used to analyze results on real data. A C-arm X-ray equipment with video data acquisition hardware was used with software to describe the migration of CoR on the tibia (CINARTRO specifications in given in Santos(Santos et al. 2013)).

Description of Patients

Six male patients were studied (25 ± 3.6 years, range 18-35 years), all had an isolated tear of the ACL three to six months earlier (no ligament nor meniscal injury); closed knee injury; Score of the International Knee Documentation Committee IKDC=A; Healthy contralateral knee. Bone-patellar tendon-bone surgical technique. The first X-ray exploration was done three months after injury (Injured and contralateral knees) and the second six months after reconstruction (only reconstructed knee). Both segments (straight line for tibia and three points on the femoral condyle projection) were used to determine the CoR following Baltzopoulos (Baltzopoulos 1995a). Approval of the Ethics Committee of the Universidad de la República was obtained for this study.

Statistics

We used Friedman's Test to assess significant differences and compared injured and intact knees further using Wilcoxon-Nemenyi-McDonald-Thomson's Multiple Comparisons. A p of < 0.05 was considered significant.

RESULTS

CINARTRO software works on marked images. The "contact point" (CP) is our approximation to the CoR. The CP is the halfway point on the shortest segment between the tibial plateau and the condyle surface. This CP has an excursion along the tibial plateau, and this excursion is given as a percentage of the tibial plateau length. At different extension angles, the CP has different positions with respect to the tibial plateau. The position of the CP was determined for each of 28 extension angles (90° , 87° , $84^\circ \dots 3^\circ$, 0°). CP position was grouped in three mean situations: 90° - 63° , 60° - 33° , and 30° - 0° and the results are shown in Table 1.

Table 1. Cineartrographic Evaluation of 6 Patients in Terms of Centre of Rotation Excursion (%)

	Position of leg		
	<i>(90°-63°) Hanging leg</i>	<i>(60°-33°)</i>	<i>(30°-0°) Fully extended leg</i>
a-Healthy	60% (± 1)	61% (± 2)	64% (± 5)
b-Injured	66% (± 7)	66% (± 6)	67% (± 5)
c-Reconstructed	60% (± 1)	61% (± 1)	60% (± 1)

After rejecting Friedman's Test null hypothesis, Wilcoxon-Nemenyi-McDonald-Thomson's Multiple Comparisons were done. There were no statistically significant difference at the 95% level of confidence between the CoR position of healthy vs injured knee and healthy vs reconstructed knee. In contrast there was a statistically significant difference between injured vs reconstructed

knee ($p < 0.05$). Fig.1 shows the excursion of the CoR at 0, 45 and 90 degrees and demonstrates that the injured knee has lost the restrictions at all positions that are present in the healthy knee. Repair seems to control the excursions at 90 and 45 degrees, while placing more restriction on the knee movement at full extension than is present in the healthy knee.

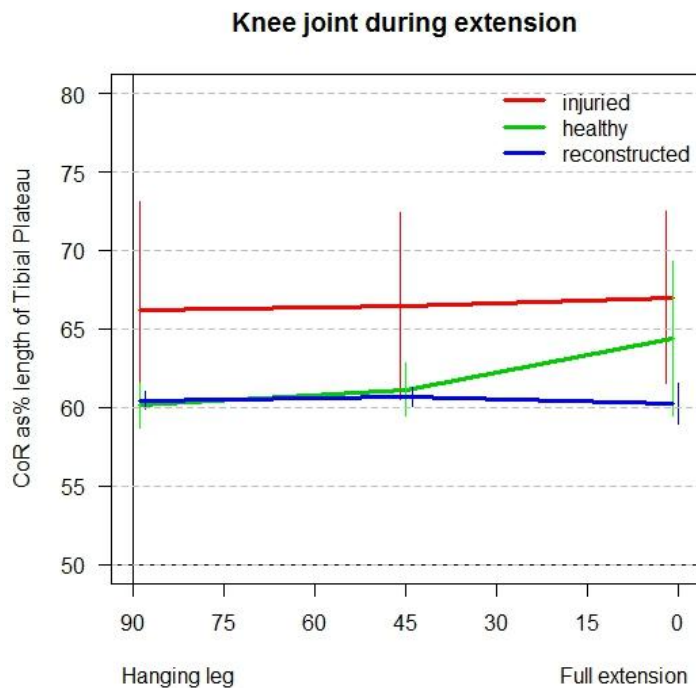


Figure 1. Excursion of Centre of Rotation (CoR) from hanging leg position to full extension. Hanging leg is at 90° with respect to a horizontal line, while full extension is represented by 0°. A large variety of excursion values was observed amongst the six subjects, accounting for the high standard deviation at each of the three positions for the INJURED knees (red line), while reconstruction seems to “tie” the knees to even a greater extent (blue line) than the healthy knee excursions (green line). All excursions are expressed along the y axis as percentage (%) travelled over the tibial plateau.

Discussion

An experimental set-up was placed to measure the excursion of the CoR during extension. The CoR moves with respect to the tibial plateau and, to minimise dimensional differences amongst patients, we have expressed it in terms of a percentage of the total length of the tibial plateau. In order to investigate the physiology of extension of reconstructed knees compared to injured and healthy knees, we also have obtained mean values calculated from measurements performed on six healthy knees of otherwise healthy patients.

According to Scarvell et al. (Scarvell et al. 2006) and Freeman et al. (Freeman and Pinskerova 2005) a healthy knee may have its CoR move about 15% of the tibial plateau during extension. When averaged, the six individual have (Figure 1) a CoR excursion that varies from 61% with the leg hanging to 64% at extension. It has been shown that after a lesion, the healthy contralateral joint may drift its normal characteristics towards those of the injured knee (Kvist et al. 2007). The data we have obtained may be the result of such adaptation. This observation would suggest to adopt the preferred clinical practice routine which either considers surgery early after lesion or leaves the torn ACL joint to spontaneous adaptation (Kvist et al. 2007). In Figure 1, the variability amongst patients is 1% at hanging leg and increases up to 5% at extension, which accounts for neurophysiological factors (Moraiti et al. 2010).

After injury, the knee loses stability and, in terms of CoR excursion, may reach 25%. Our data confirm this by showing a very large variety of excursion angles during extension and amongst patients. This is why in Figure 1 the “injured” line varies only from 66% to 67%, but with standard deviations of 7% which is an indication of variability between patients.

After ACL surgery with the “bone-patellar tendon-bone” technique, the movement of the knee joint is restricted in an attempt to recover a physiological situation. The data of the six patients condensed in Figure 1 confirm the expectation, as the CoR has maximum movement amplitude of 60% of the tibial plateau. This CoR excursion remains unchanged for all individuals as a standard deviation of less than 1% shows in Figure 1 for the three positions (hanging leg, mid- and full-extension).

These results show that with appropriate instrumental set-up, quantification of CoR movement can provide evidence on which sound clinical decisions may be taken. Therefore we suggest including such quantitative determinations into routine clinical practice. And to do so a simple and reliable instrument –CINARTRO- should be provided to clinical settings where ACL diagnoses of rupture, surgery and follow-up are performed.

Although publications on the topic have shown extensively the benefit of appropriate quantification of CoR excursions before and after reconstructive surgery, it is not common clinical practice. These methods (You et al. 2001),(Kanisawa et al. 2003),(Baltzopoulos 1995a),(Scarvell et al. 2006) are performed in research laboratories, involving X-ray irradiation or static studies performed by MRI and are cumbersome as complex referrals for patients. The comprehensive review by Freeman and Pinskerova(Freeman and Pinskerova 2005) gives ample coverage to these methods, all substantially aimed at a reproducible evaluation of the knee, after ACL surgery.

With a specific design of a dedicated instrument like CINARTRO, we intend to fill the present void existing in clinical settings where the only available evaluation tool is the manual Lachman test; the accuracy of which was studied by Benjaminse and van der Schans(Benjaminse et al. 2006) (sensitivity 85% and specificity 94%) and eventually the KT 2000 that reaches a sensitivity of 78%. By providing a clinical instrument –CINARTRO- the clinician will have an easy way to assess knee motion at any time, especially during rehabilitation, when original measures of the control knee and injured knee may prove very valuable at every check-up over the years.

Moreover, the routine use of CINARTRO will enable researchers to describe patterns of recovery in different clinical situations such as in football players, basket ball players, middle aged patients, and even female patients whose numbers are increasing..

Acknowledgment

The authors thank the academic supervision of Dr. Elia Nunes and Dr. Gustavo Brum. We also thank Jefferson Loss for the original software development, School of Physical Education (UFRGS) Porto Alegre, Brazil. We thank Florencia Arbó, Braian Elliot and Mauricio Bouzafor contributions in the programming domain and Dr. Vivian Grill and Dr. Hans Schneider for editorial assistance.

References

- [1] G. McGinty, J. J. Irrgang, and D. Pezzullo, “Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee.,” *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon), vol. 15, no. 3, pp. 160–166, Mar. 2000.
- [2] D. L. Butler, F. R. Noyes, and E. S. Grood, “Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 62, no. 2, pp. 259–270, Mar. 1980.
- [3] W. Micheo, L. Hernández, and C. Seda, “Evaluation, Management, Rehabilitation, and Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury: Current Concepts,” *PM&R*, vol. 2, no. 10, pp. 935–944, Oct. 2010.
- [4] B. Zavatsky and H. J. Wright, “Injury initiation and progression in the anterior cruciate ligament.,” *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon), vol. 16, no. 1, pp. 47–53, Jan. 2001.
- [5] D. E. Tsaopoulos, V. Baltzopoulos, and C. N. Maganaris, “Human patellar tendon moment arm length: measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment.,” *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon), vol. 21, no. 7, pp. 657–67, Aug. 2006.
- [6] D. Santos, L. Francescoli, J. Loss, F. Arbó, and F. Simini, “A Tool to Assess Anterior Cruciate Ligament Reconstruction by Quantitative Localization of the Knee Centre of Rotation,” in *19th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB2013)*, 2013.
- [7] F. Simini, H. Piriz, and C. Scarone, “Proyectos de Ingeniería Biomédica: Tecnologías desarrolladas en la Universidad disponibles para el país,” *Rev. la Asoc. Ing. del Uruguay*, pp. 16–21, 2002.

- [8] K. Yasuda, C. F. van Eck, Y. Hoshino, F. H. Fu, and S. Tashman, "Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, part 1: Basic science.," *Am. J. Sports Med.*, vol. 39, no. 8, pp. 1789–1799, Aug. 2011.
- [9] M. A. Hersekli, S. Akpınar, M. Ozalay, G. Ozkoc, N. Cesur, M. Uysal, A. Pourbagher, and R. N. Tandogan, "Tunnel enlargement after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: comparison of bone-patellar tendon-bone and hamstring autografts" *Adv. Ther.*, vol. 21, no. 2, pp. 123–131, Mar. 2004.
- [10] H. S. Gill and J. J. O'Connor, "Biarticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 11, no. 2, pp. 81–89, Mar. 1996.
- [11] E. Kellis and V. Baltzopoulos, "In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 14, no. 2, pp. 118–24, Feb. 1999.
- [12] S. Koo and T. P. Andriacchi, "The knee joint center of rotation is predominantly on the lateral side during normal walking.," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 6, pp. 1269–1273, 2008.
- [13] W. Qi, A. Hosseini, T.-Y. Tsai, J.-S. Li, H. E. Rubash, and G. Li, "In vivo kinematics of the knee during weight bearing high flexion.," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 9, pp. 1576–1582, Jun. 2013.
- [14] J. M. Scarvell, P. N. Smith, K. M. Refshauge, H. R. Galloway, and K. R. Woods, "Does anterior cruciate ligament reconstruction restore normal knee kinematics?: A prospective MRI analysis over two years.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 88, no. 3, pp. 324–30, Mar. 2006.
- [15] V. Baltzopoulos, "A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 10, no. 2, pp. 85–92, Mar. 1995.
- [16] M. A. R. Freeman and V. Pinskerova, "The movement of the normal tibio-femoral joint.," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 2, pp. 197–208, Feb. 2005.
- [17] J. Kvist, L. Good, and S. Tagesson, "Changes in knee motion pattern after anterior cruciate ligament injury – A case report.," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 5, pp. 551–556, Jun. 2007.
- [18] C. O. Moraiti, N. Stergiou, H. S. Vasiliadis, E. Mosis, and A. Georgoulis, "Anterior cruciate ligament reconstruction results in alterations in gait variability" *Gait Posture*, vol. 32, no. 2, pp. 169–75, Jun. 2010.
- [19] B. M. You, P. Siy, W. Anderst, and S. Tashman, "In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics.," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 20, no. 6, pp. 514–525, Jun. 2001.
- [20] I. Kanisawa, A. Z. Banks, S. a Banks, H. Moriya, and A. Tsuchiya, "Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions.," *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, vol. 11, no. 1, pp. 16–22, Jan. 2003.
- A. Benjaminse, A. Gokeler, and C. P. van der Schans, "Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis.," *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 36, no. 5, pp. 267–288, May 2006.

Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Follow-up Instrumentation based on Centre of Rotation Videofluoroscopy Determination:

Development of an original equipment, CINARTRO, and first clinical use

Franco Simini

Núcleo de Ingeniería Biomedica
Facultades de Medicina e Ingeniería
Universidad de la República - Montevideo, Uruguay
simini@fing.edu.uy

Dario Santos

Departamento de Rehabilitación y Medicina Física (UIBLH)
Hospital de Clínicas, Facultad de Medicina
Universidad de la República - Montevideo, Uruguay
dsantos@hc.edu.uy

Abstract—The exact determination of the Centre of Rotation of the knee is important for Anterior Cruciate Ligament reconstruction evaluation and therefore helps to put in place rehabilitation strategies, as well as to give feedback to the surgeon. The Tibialfemoral Contact Point technique is implemented in the design of an original equipment (CINARTRO) which captures sequences of fluoroscopic Rx knee images during extension/flexion, allows interactive image processing and creates reports for the Electronic Clinical Record in standard CDA format. For the first time in our region, quantitative assessment of the Centre of Rotation migration on the tibial plateau in extension/flexion is possible.

Keywords—*Anterior Cruciate Ligament (ACL) Repair Follow-up, Knee Centre of Rotation (COR), Knee Biomechanics, CINARTRO, Original Equipment, Biomedical Engineering.*

Introduction

The knee articulation (KA) is responsible for two contradictory functions: static stability during full extension and adaptation to ground irregularities during gait and running (Kapandji 2010). Clinical appraisal of movement is subjective, which has suggested several methods of objective measurement, all circumscribed within research settings. One method is the Centre of Rotation (COR) and its migration during flexo/extension on the tibial plateau (Tsaopoulos et al. 2006). This determination of knee artrokinematics could be used as an objective method to evaluate Anterior

Cruciate Ligament (ACL) reconstruction (Butler et al. 1980)(Santos 2014). COR migration data also helps to put in place rehabilitation strategies and to monitor them, as well as to give feedback to the surgeon. We set ourselves the goal of developing a methodology and a clinical instrument for ACL follow-up, based on prior medical device development experience (Simini et al. 2002)(Simini et al. 2011). Clinical validation was performed.

Rationale and specification of the Instrument

a. Relevance of the instrument designed

The incidence of ACL lesions is estimated as 1 every 3000 population, which accounts for over a billion dollars in surgical and rehabilitation costs only in the USA (Griffin et al. 2000). This overall cost is equivalent to U\$S 10.000 for every injured person including 6 months of rehabilitation (Flynn et al. 2005). Surgery and rehabilitation restore stability and the basic knee function. The main concern of the surgeon is to count on reliable and objective elements to evaluate the restoration and for the Physiotherapist the periodic COR estimation is a measure of the rehabilitation work done.

The instrument to be designed will add quantitative input to the traditional clinical approach of gait observation and tests such as the one described by Lachman using the artrometre, (e.g.: KT-1000 y

KT- 2000)(Benjaminse et al. 2006). When the ACL is repaired, the rehabilitation process aims at strengthening muscular action and neuromuscular control, in order to preserve as much as possible all functions present prior to the lesion. In particular the initial training phases are critical in strengthening quadriceps involvement with ACL (Santos and Fabrica 2002).

For ACL reconstruction evaluation, usual clinical practice includes imaging studies such as X rays, CT scans and NMR, all of which are purely static evaluations. Although anatomical structures may be shown in great detail, no dynamic aspects are addressed, which are part of the essence of knee joint functions. The instrument to be designed should record, evaluate and quantify kinematics characteristics of the KA.

b. Existing methods to determine the Centre of Rotation

The knee COR has been determined by several authors (Gill and O'Connor 1996) (Kellis and Baltzopoulos 1999) (Koo and Andriacchi 2008) (Qi et al. 2013) to quantify articular kinematics. It was shown that the COR is not fixed and follows a complex trajectory which allows the knee to be both stable and to perform rotations. In-vitro studies by Gill & O'Connor [11](estimate the COR where ligaments cross. Others, such as Baltzopoulos 1999 (Kellis and Baltzopoulos 1999), suggest in vivo COR determination as the contact point of two articular surfaces (femur and tibial plateau). Other researchers like Panjabi in 1982 (Panjabi et al. 1982) use the method of Reuleaux and there is still a more complex 3D method by Qi in 2013 which determines the COR migration in space during flexo-extension movements of the knee. (Qi et al. 2013)

c. Specification of the instrument to be designed

There are no instruments available today to spot quantitatively the COR during knee joint movement, to be used during routine patient care. This instrument to be designed should compare the injured knee with the other knee and the injured

knee prior and after surgery, as well as at set intervals during rehabilitation.

The instrument to be designed should determine the COR and its migration during flexo-extension and create a document for the Electronic Clinical Record of the patient, as well as a hard copy. The details of the determination should be decided by the specialist during an interactive software application, minimizing errors and uncertainties. The instrument will show both the contra-lateral knee joint images and COR determination as well as those of the injured knee, allowing easy reference and comparisons (Santos et al. 2013). Similarly the instrument should include presentation modes to show the follow-up of a knee joint being reeducated.

The instrument was called CINARTRO to suggest kinematics ("CIN") and joint ("ARTROS"), meaning an instrument to study joint movement, in this case of knee joints.

d. Experimental set up to design the instrument

In order to obtain a proof of concept and to validate the method, an experimental set up was initially build to analyze results on practical, real data. To this end the following elements were secured and connected

- C-arm Xray equipment with video data acquisition
- Data acquisition hardware to digitize the images
- Software to determine the fiducial points of every knee joint image, to define the tibial plateau and the femur and therefore determination of the COR in every image
- Software to calculate the percentage of migration of COR over the tibial plateau

The method used consists of obtaining for every KA a series of 30 X ray images during extension and 30 images during flexion, instructing the seated patient to perform each extension/flexion in 2 + 2 seconds. The overall dosis delivered by the C-arm was 250 microGy (J/Kg) absorbed every 2 seconds movement.

In order to record exact dimensions, prior to every patient study, a phantom consisting of a matrix of lead spheres (1 mm diameter, 1 cm apart from each other) is placed between the X ray emitter and the fluoroscope, thus allowing calibration.

Project and Building Blocks

To tackle the clinical need for the instrument specified, we suggest a configuration such as the one represented in Fig. 1. A C-arm apparatus used for coronariography was temporarily used for the proof of concept, giving us standard sequences of images to be processed later. A calibration phantom was developed with x-ray transparent support in which small lead spheres were glued.

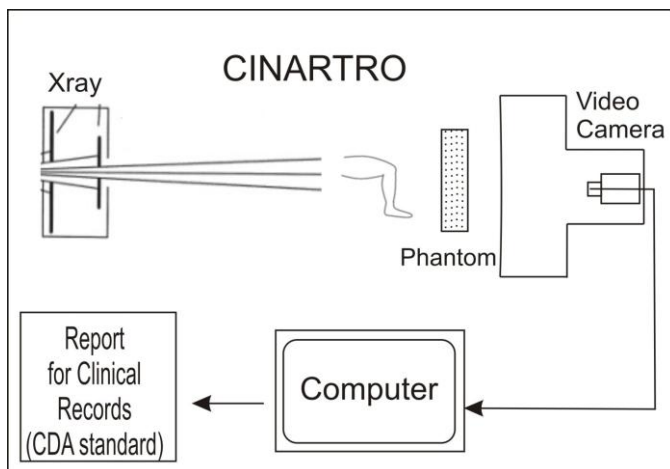


Fig. 1. Block diagram of CINARTRO. Serial X ray images are obtained during flexo-extension. Fiducial points are marked for every image, allowing Center of Rotation (COR) to be determined. The clinical report shows the migration of the COR projection along the tibial plateau.

The X-ray apparatus used for the preliminary proof of concept of CINARTRO is available but cumbersome to use and expensive (C arm for cardiac procedures). We are working towards the design of a dedicated compact X-ray device, probably derived from veterinary equipment which will allow us to design a simple, portable CINARTRO.

Clinical Results Using CINARTRO

The system was used to evaluate ACL reconstruction of four subjects, after securing Ethics Committee approval. In Fig. 2 one of the 30 images is shown with the points marked by the user using a preliminary version of CINARTRO software. The information of both segments

(straight line for tibial plateau and three points curve for femur) is used to determine the COR according to the Baltzopoulos method (Baltzopoulos 1995a).



Fig. 2. X ray of a knee joint taken by CINARTRO experimental set up. Note the tibial plateau highlighted by 2 points selected by the user with the software and 3 points of the femur contour. The COR is determined as the midpoint of the shortest segment between femur and tibial plateau.

After the points have been marked, the software calculates, for every angle of the KA, the position of the COR relative to the tibial plateau segment. This information is key for the evaluation of the KA kinematics, and therefore is graphed in the format shown in Fig. 3. Once the COR migration is determined in the three situations: prior and after surgery and the other knee.

Discussion

Clinical practice of ACL reconstruction follow-up has demanded for many years a practical instrument to benefit from research in KA kinematics. On one side research explained the dynamics of the consequences of ACL rupture and the partial reconstruction obtained with different surgical techniques. This explanation remained within the realm of academic work, while clinicians had no other way to record the evolution of a repaired ACL but static images and their observation of the patient with limited displacement tests.

By developing CINARTRO we are suggesting an objective procedure to record the result of ACL reconstructive surgery immediately after

inflammation lowers, and later at intervals during physiotherapy and rehabilitation.

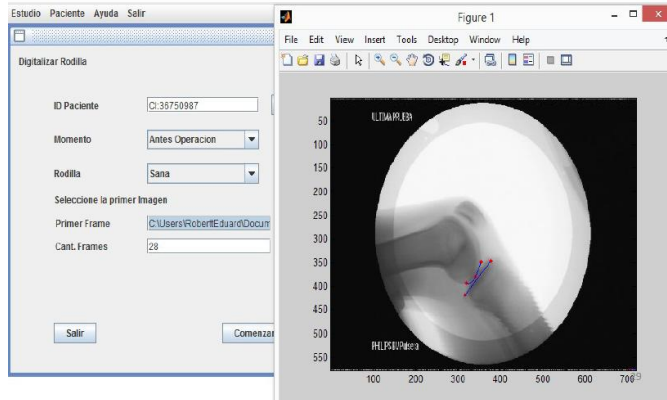


Fig. 3. Software prototype of CINARTRO, to ease the task to select points, to calibrate images and to create a clinical report.

a. Acknowledgment

The authors thank the academic supervision of Dr. Elia Nunes and Dr. Gustavo Brum, former and present Directors of the Biophysics Department of the School of Medicine for continued support and guidance. Prof. Antonio Barquet, M.D., whose extensive clinical experience gave rise to the original idea of looking into the quantitative evaluation of ACL reconstruction, is deeply acknowledged here. We also thank the original software development done by Jefferson Loss, whose methods put in place at the School of Physical Education (UFRGS) in Porto Alegre, Brazil were very much appreciated. The authors also thank Luis Francescoli M.D. for clinical work performed with patients studied in this article, Florencia Arbío, Braian Elliot and Mauricio Bouza, all three Engineering Students for contributions in the theoretical and programming domains. Last but certainly not least, Prof. Teresa Camarot, Director of the Rehabilitation and Physical Medicine Department, is acknowledged for support and counsel at critical stages of the research.

b. References

- Abouhossein, Alireza, Bernhard Weisse, and Stephen J. Ferguson. 2013. "Quantifying the Centre of Rotation Pattern in a Multi-Body Model of the Lumbar Spine." *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering* 16(12):1362–73.
- Agel, Julie, Elizabeth A. Arendt, and Boris Bershadsky. 2005. "Anterior Cruciate Ligament Injury in National Collegiate Athletic Association Basketball and Soccer: A 13-Year Review." *American Journal of Sports Medicine* 33(4):524–30.
- Ahmed, A. M., A. Hyder, D. L. Burke, and K. H. Chan. 1987. "In-Vitro Ligament Tension Pattern in the Flexed Knee in Passive Loading." *Journal Of Orthopaedic Research* 5(2):217–30.
- Alexander, R. McNeill. 2012. "Biomechanics: Leaping Lizards and Dinosaurs." *Nature* 481(7380):148–49.
- Andernord, Daniel et al. 2013. "Timing of Surgery of the Anterior Cruciate Ligament." *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 29(11):1863–71.
- Andersen, H. N., and P. Dyhre-Poulsen. 1997. "The Anterior Cruciate Ligament Does Play a Role in Controlling Axial Rotation in the Knee." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 5(3):145–49.
- Arbabi, Ehsan, Jerome Schmid, Ronan Boulic, Daniel Thalmann, and Nadia Magnenat-Thalmann. 2012. "Sensitivity of Hip Tissues Contact Evaluation to the Methods Used for Estimating the Hip Joint Center of Rotation." *Medical & Biological Engineering & Computing* 50(6):595–604.
- Baltzopoulos, V. 1995a. "A Videofluoroscopy Method for Optical Distortion Correction and

- Measurement of Knee-Joint Kinematics.” *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 10(2):85–92.
- Baltzopoulos, V. 1995b. “Muscular and Tibiofemoral Joint Forces during Isokinetic Concentric Knee Extension.” *Clinical Biomechanics* 10(4):208–11.
- Benjaminse, Anne, Alli Gokeler, and Cees P. van der Schans. 2006. “Clinical Diagnosis of an Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Meta-Analysis.” *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy* 36(5):267–88.
- Bernardes, Caroline et al. 2005. “Determinação de Parâmetros Biomecânicos Para O Modelamento Da Articulação Do Joelho.” in *Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*. João Pessoa - Brasil.
- Blacharski, P., and J. Somerset. 1975. “A Three-Dimensional Study of the Kinematics of the Human Knee.” *Journal Of Biomechanics* 8:375–84.
- Bryant, J. T., H. W. Wevers, and Philip J. Lowe. 1984. “One Parameter Model for Error in Instantaneous Centre of Rotation Measurements.” *Journal Of Biomechanics* 17(5):317–23.
- Bunch, Richard W. 2006. “Occupational Biomechanics, 4th Edition.” *Professional Safety* 51(8):58.
- Butler, D. L., F. R. Noyes, and E. S. Grood. 1980. “Ligamentous Restraints to Anterior-Posterior Drawer in the Human Knee. A Biomechanical Study.” *The Journal Of Bone And Joint Surgery. American Volume* 62(2):259–70.
- Challis, J. H. 2001. “Estimation of the Finite Center of Rotation in Planar Movements.” *Medical Engineering & Physics* 23(3):227–33.
- Daniel, DM. 1993. “Selecting Patients for ACLsurgery.” Pp. 251–58 in. New York, NY: Raven Press, Ltd.
- David, Marcelo et al. 2007. “Negative Pressure Device for Intra-Abdominal Pressure Reduction.” *Journal of Physics: Conference Series* 90:12035. Retrieved (<http://stacks.iop.org/1742-6596/90/i=1/a=012035?key=crossref.3d302e032abc9dc174e992a20b76f775>).
- Dhillon, Mandeep S., Kamal Bali, and Sharad Prabhakar. 2011. “Proprioception in Anterior Cruciate Ligament Deficient Knees and Its Relevance in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.” *Indian Journal of Orthopaedics* 45(4):294–300.
- Van Dux, R., R. Huiskes, and G. Selvik. 1979. “Roentgen Stereophotogrammetric Methods for the Evaluation of the Three Dimensional Kinematic Behaviour and Cruciate Ligament Length Patterns of the Human Knee Joint.” *Journal of biomechanics* 12:727–31.
- Esfandiarpour, Fateme et al. 2013. “Comparison of Kinematics of ACL-Deficient and Healthy Knees during Passive Flexion and Isometric Leg Press.” *The Knee* 20:505–10.
- F. Simini, S. González, F. Haim, and J. Lobo. 2003. “Biomedical Prototype Development in Uruguay: 15 Years and Lessons Learned.” in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2003)*. Sydney, Australia.
- Fariña, Richard. 1995. “Paleobiología de Los Grandes Mamíferos Lujanenses.” Tesis de Doctorado. PEDECIBA. Facultad de Ciencias - Universidad de la República.
- Fatarelli, F., G. Almeida, and B. Nascimento. 2004. “LESÃO E RECONSTRUÇÃO DO LCA : UMA REVISÃO BIOMECÂNICA E DO

- CONTROLE MOTOR.” *Revista Brasileira de Fisioterapia* 8(3):197–206.
- Fath, Florian, Anthony J. Blazeovich, Charlie M. Waugh, Stuart C. Miller, and Thomas Korff. 2013. “Interactive Effects of Joint Angle, Contraction State and Method on Estimates of Achilles Tendon Moment Arms.” *Journal of Applied Biomechanics* 29(2):241–44.
- Fithian, DC, LW Paxton, and DH Goltz. 2002. “Fate of the Anterior Cruciate Ligament Injured Knee.” *Orthop Clin North Am* 33:621–36.
- Fitzgerald, G., MJ Axe, and L. Snyder-Mackler. 2000. “A Decision-Making Scheme for Returning Patients to High-Level Activity with Nonoperative Treatment after Anterior Cruciate Ligament Rupture.” *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8:76–82.
- Flynn, R. Kevin et al. 2005. “The Familial Predisposition Toward Tearing the Anterior Cruciate Ligament: A Case Control Study.” *American Journal of Sports Medicine* 33(1):23–28.
- Fornaro, L. et al. 2006. “Low Dark Current (001) Mercuric Iodide Thick Film for X-Ray Direct and Digital Imager.” *IEEE Transactions on Nuclear Science* 52–56.
- Forriol, F., A. Maestro, and Vaquero Martín J. 2008. “El Ligamento Cruzado Anterior : Morfología Y Función.” *Trauma Fund MAFRE* 19(1):7–18.
- Frankel, V. H., A. H. Burstein, and D. B. Brooks. 1971. “Biomechanics of Internal Derangement of the Knee. Pathomechanics as Determined by Analysis of the Instant Centers of Motion.” *The Journal Of Bone And Joint Surgery. American Volume* 53(5):945–62.
- Freedman, Kevin B., Michael J. D’Amato, David D. Nedeff, Ari Kaz, and Bernard R. Bach Jr. 2003. “Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Metaanalysis Comparing Patellar Tendon and Hamstring Tendon Autografts.” *American Journal of Sports Medicine* 31(1):2.
- Freeman, M. A. R., and V. Pinskerova. 2005. “The Movement of the Normal Tibio-Femoral Joint.” *Journal of Biomechanics* 38(2):197–208.
- Fu, Freddie H., and Craig H. Bennett. 1999. “Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.” *American Journal of Sports Medicine* 27(6):821.
- Gao, Bo, Mitchell L. Cordova, and Naiquan Nigel. 2012. “Human Movement Science Three-Dimensional Joint Kinematics of ACL-Deficient and ACL-Reconstructed Knees during Stair Ascent and Descent.” *Human Movement Science* 31(1):222–35.
- Gilbert, Susannah et al. 2013. “Dynamic Contact Mechanics on the Tibial Plateau of the Human Knee during Activities of Daily Living.” *Journal of Biomechanics* 1–7.
- Gill, H. S., and J. J. O’Connor. 1996. “Biarticulating Two-Dimensional Computer Model of the Human Patellofemoral Joint.” *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 11(2):81–89.
- Giphart, J. Erik, Christopher a Zirker, Casey a Myers, W. Wesley Pennington, and Robert F. LaPrade. 2012. “Accuracy of a Contour-Based Biplane Fluoroscopy Technique for Tracking Knee Joint Kinematics of Different Speeds.” *Journal of biomechanics* 45(16):2935–38.
- Goldblatt, John P., and John C. Richmond. 2003. “ANATOMY AND BIOMECHANICS OF THE KNEE.” *Operative Technique in Sports Medicine* 11(3):172–86.

- Grant, Philip G. 1973. "Biomechanical Significance of the Instantaneous Center of Rotation : The Human Temporomandibular Joint." 6:109–13. Comparison of Bone-Patellar Tendon-Bone and Hamstring Autografts." *Advances In Therapy* 21(2):123–31.
- Griffin, L. Y. et al. 2000. "Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Risk Factors and Prevention Strategies." *The Journal Of The American Academy Of Orthopaedic Surgeons* 8(3):141–50.
- Herzog, W. 1987. "Individual Muscle Force Estimations Using a Non-Linear Optimal Design." *Journal Of Neuroscience Methods* 21(2-4):167–79.
- Guo, Lin et al. 2012. "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Bone–Patellar Tendon–Bone Graft: Comparison of Autograft, Fresh-Frozen Allograft, and Γ -Irradiated Allograft." *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 28(2):211–17.
- Herzog, W., and L. J. Read. 1993. "Lines of Action and Moment Arms of the Major Force-Carrying Structures Crossing the Human Knee Joint." *Journal Of Anatomy* 182 (Pt 2:213–30.
- Harner, C. D., J. R. Giffin, R. C. Dunteman, C. C. Annunziata, and M. J. Friedman. 2001. "Evaluation and Treatment of Recurrent Instability after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *Instructional Course Lectures* 50:463–74.
- Hidalgo, E. 1998. "Análisis Crítico de La Regla Convexo Cóncava." *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 1:15–31.
- Hernández, G. López, L. Fernández Hortigüela, J. L. Gutiérrez, and F. Forriol. 2011. "Kinetic Protocol in Torn Anterior Cruciate Ligament." *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología (English edition)* 55(1):9–18.
- Hollister, A. M., S. Jatana, A. K. Singh, W. W. Sullivan, and A. G. Lupichuk. 1993. "The Axes of Rotation of the Knee." *Clinical Orthopaedics And Related Research* (290):259–68.
- Hernández, Liza M., William F. Micheo, and Eduardo Amy. 2006. "Rehabilitation Update for the Anterior Cruciate Ligament Injured Patient: Current Concepts." *Boletín De La Asociación Médica De Puerto Rico* 98(1):62–72.
- Insall, John, and Norman Scott. 2005. *Insall & Scott Surgery of the Knee*. 4th ed. edited by Churchill Livingstone/Elsevier.
- Herrington, Lee, Gregory Myer, and Ian Horsley. 2013. "Task Based Rehabilitation Protocol for Elite Athletes Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Clinical Commentary." *Physical Therapy in Sport* 14(4):188–98.
- Kanisawa, Izumi, Anne Z. Banks, Scott a Banks, Hideshige Moriya, and Akihiro Tsuchiya. 2003. "Weight-Bearing Knee Kinematics in Subjects with Two Types of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions." *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 11(1):16–22.
- Hersekli, Murat Ali et al. 2004. "Tunnel Enlargement after Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Kapandji, I. A. 2010. *The Physiology of the Joints: The Knee*. Churchill Livingstone/Elsevier.
- Kellis, E., and V. Baltzopoulos. 1999. "In Vivo Determination of the Patella Tendon and Hamstrings Moment Arms in Adult Males Using Videofluoroscopy during Submaximal Knee Extension and Flexion." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 14(2):118–24.

- Koo, Seungbum, and Thomas P. Andriacchi. 2008. "The Knee Joint Center of Rotation Is Predominantly on the Lateral Side during Normal Walking." *Journal Of Biomechanics* 41(6):1269–73.
- Kosel, I., C. Scheffer, E. Dillon, P. Erasmus, and J. Giouroudi. 2010. "Anatomical Study of the Radius and Center of Curvature of the Distal Femoral Condyle." *Journal of Biomechanical Engineering* 132(9).
- Kvist, Joanna, Lars Good, and Sofi Tagesson. 2007. "Changes in Knee Motion Pattern after Anterior Cruciate Ligament Injury – A Case Report." *Clinical Biomechanics* 22(5):551–56.
- Kwok, Chun Shing, Tim Harrison, and Chris Servant. 2013. "The Optimal Timing for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Respect to the Risk of Postoperative Stiffness." *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 29(3):556–65.
- Ladero, F., and A. Maestro. 2006. "Estudio Comparativo de Dos Sistemas de Medición de La Laxitud Del Ligamento Cruzado Anterior." *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología* 50(4):263–67.
- Lass, P. et al. 1991. "Muscle Coordination Following Rupture of the Anterior Cruciate Ligament. Electromyographic Studies of 14 Patients." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 62(1):9–14.
- Li, Guoan, Louis E. DeFrate, Hao Sun, and Thomas J. Gill. 2004. "In Vivo Elongation of the Anterior Cruciate Ligament and Posterior Cruciate Ligament during Knee Flexion." *The American Journal Of Sports Medicine* 32(6):1415–20.
- Lindahl, O., and A. Movin. 1967. "The Mechanics of Extension of the Knee-Joint." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 38(2):226–34.
- Lindstrom, Maria, Li Fellander, Torsten Wredmark, and Marketta Henriksson. 2010. "Adaptations of Gait and Muscle Activation in Chronic ACL Deficiency." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18:106–14.
- Lobb, Ryan, Steve Tumilty, and Leica S. Claydon. 2012. "A Review of Systematic Reviews on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Rehabilitation." *Physical Therapy in Sport* 13(4):270–78.
- McCane, Brendan, J. Haxb. Abbott, and Tamara King. 2005. "On Calculating the Finite Centre of Rotation for Rigid Planar Motion." *Medical Engineering & Physics* 27(1):75–79.
- McGinty, G., J. J. Irrgang, and D. Pezzullo. 2000. "Biomechanical Considerations for Rehabilitation of the Knee." *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 15(3):160–66.
- Micheo, William, Liza Hernández, and Carlos Seda. 2010a. "Clinical Review : Current Concepts Evaluation , Management , Rehabilitation , and Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury : Current Concepts." *Physical Medical and Rehabilitation* 2(10):935–44.
- Micheo, William, Liza Hernández, and Carlos Seda. 2010b. "Evaluation, Management, Rehabilitation, and Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury: Current Concepts." *PM&R* 2(10):935–44.
- Mohame, R., D. Richard, A. Douglas, and A. William. 2004. "In Vivo Assessment of the Kinematics in Normal and Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knees." *THE JOURNAL OF BONE & JOINT SURGERY* 86-A(2):56–61.
- Moraiti, Constantina O., Nicholas Stergiou, Haris S. Vasiliadis, Eustathios Mosis, and Anastasios Georgoulis. 2010. "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Results in

- Alterations in Gait Variability.” *Gait & posture* 32(2):169–75.
- Moyer, Rebecca F. et al. 2013. “Combined Effects of a Valgus Knee Brace and Lateral Wedge Foot Orthotic on the External Knee Adduction Moment in Patients with Varus Gonarthrosis.” *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation* 94(1):103–12.
- Nandra, R., G. S. Matharu, K. Porter, T. Ashraf, and I. Greaves. 2013. “A Review of Anterior Cruciate Ligament Injuries and Reconstructive Techniques . Part 2 : Treatment.” *Trauma* 15(2):116–27.
- Nisell, R., G. Németh, and H. Ohlsén. 1986a. “Joint Forces in Extension of the Knee. Analysis of a Mechanical Model.” *Acta Orthopaedica Scandinavica* 57(1):41–46.
- Nisell, R., G. Németh, and H. Ohlsén. 1986b. “Joint Forces in Extension of the Knee: Analysis of a Mechanical Model.” *Acta Orthopaedica Scandinavica* 57(Figure 1):41–46.
- Nisell, Ralph. 1985. “Mechanics of the Knee: A Study of Joint and Muscle Load with Clinical Applications.” *Acta Orthopaedica Scandinavica* 56(216):1–42.
- Norkin, Cynthia, and D. Joyce White. 2006. *Goniometría: Evaluación de La Movilidad Articular*. Madrid, España.
- Panjabi, M. M., V. K. Goel, S. D. Walter, and S. Schick. 1982. “Errors in the Center and Angle of Rotation of a Joint: An Experimental Study.” *Journal Of Biomechanical Engineering* 104(3):232–37.
- Panjabi, Manohar, and Vijay Goel. 1982. “Errors in Kinematic Parameters of a Planar Joint: Guidelines for Optimal Experimental Design.” *Journal of Biomechanics* 15(7):537–44.
- Papannagari, R. et al. 2006. “In Vivo Kinematics of the Knee after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Clinical and Functional Evaluation.” *Am J Sports Med* 34(12):2006–12.
- Petersen, Wolf, and Thore Zantop. 2006. “Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament with Regard to Its Two Bundles.” *Clinical Orthopaedics & Related Research* (0):1–13.
- Podraza, Jeffery T., and Scott C. White. 2010. “Effect of Knee Flexion Angle on Ground Reaction Forces, Knee Moments and Muscle Co-Contraction during an Impact-like Deceleration Landing: Implications for the Non-Contact Mechanism of ACL Injury.” *Knee* 17(4):291–95.
- Qi, Wei et al. 2013. “In Vivo Kinematics of the Knee during Weight Bearing High Flexion.” *Journal of Biomechanics* 46(9):1576–82.
- Qi, Yongbin, Cheong Boon Soh, Erry Gunawan, Kay-Soon Low, and Arash Maskooki. 2014. “A Novel Approach to Joint Flexion/Extension Angles Measurement Based on Wearable UWB Radios.” *IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics* 18(1):300–308.
- Reize, P., O. Müller, S. Motzny, and N. Wülker. 2006. “[Prediction of the Location of the Centre of Rotation of the Hip Joint External Landmarks].” *Zeitschrift Für Orthopädie Und Ihre Grenzgebiete* 144(5):492–96.
- Rodríguez, C., A. Maestro, T. E. García, and L. Rodríguez. 2011. “Comportamiento Biomecánico Bajo Carga Estática de Diferentes Sistemas de Fijación Femoral Para La Reconstrucción Del Ligamento Cruzado Anterior.” *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología* 55(6):428–36.
- Rosales, N. Prados-olleta J. M. Vidal-martín De, and Conclusiones Observamos. 2004. “Autoinjerto Y Aloinjerto En La

Reconstrucción Del Ligamento Cruzado Anterior.” *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología* 48(4):263–66.

Brasileiro de Biomecanica, Rio Claro: UNESP, Sao Paulo; Brasil. Sao Paulo - Brasil.

- Saari, Tuuli, Lars Carlsson, Jón Karlsson, and Johan Kärrholm. 2005. “Knee Kinematics in Medial Arthrosis. Dynamic Radiostereometry during Active Extension and Weight-Bearing.” *Journal of biomechanics* 38(2):285–92.
- Santos, Dario et al. 2014. “Beyond Traditional Clinical Evaluation of Knee Articulation Movement to Physiological Assesment of Dynamic ACL Funtion during Extension.” in *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement. École Polytechnique Fédérale de Lausanne; Switzerland. Lausanne – Switzerland.*
- Santos, Dario. 2014. “Estudio de Los Centros de Rotación Instantáneos de La Rodilla En Pacientes Con Plastia Del Ligamento Cruzado Anterior.” Tesis de maestría en Ciencias Médicas; PROINBIO. Fac. de Medicina - UdelaR- Montevideo.
- Santos, Dario, and Gabriel Fabrica. 2002. “Directrices Biomecánicas Para El Entrenamiento Isométrico de Cuadriiceps Durante La Rehabilitación Del Ligamento Cruzado Anterior (LCA).” *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 5:15–25.
- Santos, Dario, Luis Francescoli, Jefferson Loss, Florencia Arbó, and Franco Simini. 2013. “A Tool to Assess Anterior Cruciate Ligament Recostruction by Quantitative Localization of the Knee Centre of Rotation.” in *19th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB2013). Patras; Greece.*
- Santos, Dario, Andres Rey, Juan Lacuague, and Blass Melisarri. 2007. “Which Role Does the Gastrocnemius Muscle Play in the Knee Joint?” Pp. 197–99 in *XII Congresso Brasileiro de Biomecanica, Rio Claro: UNESP, Sao Paulo; Brasil. Sao Paulo - Brasil.*
- Santos, Eduardo, and Franco Simini. 2012. “Electrical Impedance Tomography.”
- Scarvell, J. M., P. N. Smith, K. M. Refshauge, H. R. Galloway, and K. R. Woods. 2006. “Does Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Restore Normal Knee Kinematics?: A Prospective MRI Analysis over Two Years.” *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 88(3):324–30.
- Seon, Jong Keun et al. 2009. “The Effect of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Kinematics of the Knee With Combined Anterior Cruciate Ligament Injury and Subtotal Medial Meniscectomy: An In Vitro Robotic Investigation.” *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 25(2):123–30.
- Shaw, Triston, Marie T. Williams, and Lucy S. Chipchase. 2005. “A Review and User ’ S Guide to Measurement of Rehabilitation Adherence Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.” *Physical Therapy in Sport* 6:45–51.
- Sheehan, Frances T. 2007. “The Finite Helical Axis of the Knee Joint (a Non-Invasive in Vivo Study Using Fast-PC MRI).” *Journal Of Biomechanics* 40:1038–47.
- Shelbourne, K. D., and P. Nitz. 1992. “Accelerated Rehabilitation after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.” *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy* 15(6):256–64.
- Shenoy, R., P. S. Pastides, and D. Nathwani. 2013. “Biomechanics of the Knee and TKR.” *Orthopaedics and Trauma* 27(6):364–71.

- Shoup, T. 1976. "Optical Measurement of the Center of Rotation for Human Joints." *Journal of Biomechanics* 9:241–42.
- Silveira, Luis Felipe et al. 2005. "Método Para a Correção Da Distorção de Imagens Obtidas Por Videofluoroscopia Method for Correction of Distortions in Images Acquired by Videofluoroscopia." *Radiol Bras* 38(6):427–30.
- SIMINI, F., F. HAIM, J. LOBO, and S. GONZALEZ. 2003. "Biomedical Prototype Development in Uruguay: 15 Years and Lessons Learned." in *Proceedings of the World Congress of Biomedical Engineering and Medical Physics*. Sydney, Australia.
- Simini, Franco. 2008. "Does Improved Detection of Ill Babies Improve Mortality?" *Lancet* 371(9607):97–98.
- Simini, Franco, Hector Piriz, and Carlos Scarone. 2002. "Proyectos de Ingeniería Biomédica: Tecnologías Desarrolladas En La Universidad Disponibles Para El País." *Revista de la Asociación de Ingenieros del Uruguay* 16–21.
- Simini, Franco, Andres Touya, Agustin Senatore, and Jose Pereira. 2011. *Gaze Tracker by Electrooculography (EOG) on a Head-Band*. IEEE.
- Smidt, G. L. 1973. "Biomechanical Analysis of Knee Flexion and Extension." *Journal of biomechanics* 6(1):79–92.
- Smith, B. A., G. A. Livesay, and S. L. Woo. 1993. "Biology and Biomechanics of the Anterior Cruciate Ligament." *Clinics In Sports Medicine* 12(4):637–70.
- Smith K.M. Scarvell, J.M., P. N. Refshauge. 2003. "Development of the Concepts of Knee Kinematics." *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation* 84(12):1895–1902.
- Tinius, Marco, Pierre Hepp, and Roland Becker. 2012. "Combined Unicompartmental Knee Arthroplasty and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal Of The ESSKA* 20(1):81–87.
- Tsaopoulos, Dimitrios E., Vasilios Baltzopoulos, and Constantinos N. Maganaris. 2006. "Human Patellar Tendon Moment Arm Length: Measurement Considerations and Clinical Implications for Joint Loading Assessment." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 21(7):657–67.
- Vaughan, C. L., J. G. Hay, and J. G. Andrews. 1982. "Closed Loop Problems in Biomechanics. Part I--a Classification System." *Journal of biomechanics* 15(3):197–200.
- Veldpaus, F., H. Woltring, and L. Dortmans. 1988. "A Least-Squares Algorithm for the Equiform Transformation from Spatial Marker Coordinates." *Journal of Biomechanics* 21(1):45–54.
- Wing, Alex et al. 2013. "Can MRI Predict the Clinical Instability and Loss of the Screw Home Phenomenon Following ACL Tear?" *Journal of Clinical Imaging* 37(1):116–23.
- Wing Hung, Alex Ng et al. 2011. "Imaging of the Anterior Cruciate Ligament." *World journal of orthopedics* 2(8):75–84.
- Woltring, Herman, R. Huiskes, and A. De Lange. 1985. "Finite Centroid and Helical Axis Estimation from Noisy Landmark Measurements in the Study of Human Joint Kinematics." *Journal of Biomechanics* 18(5):379–89.
- Yamaguchi, G. T., and F. E. Zajac. 1989. "A Planar Model of the Knee Joint to Characterize the Knee Extensor Mechanism." *Journal of biomechanics* 22(1):1–10.

- Yasuda, Kazunori, Carola F. van Eck, Yuichi Hoshino, Freddie H. Fu, and Scott Tashman. 2011. "Anatomic Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Part 1: Basic Science." *The American Journal Of Sports Medicine* 39(8):1789–99.
- You, B. M., P. Siy, W. Anderst, and S. Tashman. 2001. "In Vivo Measurement of 3-D Skeletal Kinematics from Sequences of Biplane Radiographs: Application to Knee Kinematics." *IEEE Transactions On Medical Imaging* 20(6):514–25.
- Zavatsky, a B., and H. J. Wright. 2001. "Injury Initiation and Progression in the Anterior Cruciate Ligament." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 16(1):47–53.
- Zheng, N., G. S. Fleisig, R. F. Escamilla, and S. W. Barrentine. 1998. "An Analytical Model of the Knee for Estimation of Internal Forces during Exercise." *Journal Of Biomechanics* 31(10):963–67.

Reporte de Caso

RECUPERACIÓN DE LA AMPLITUD DE MOVIMIENTO DE LA RODILLA CON PLASTIA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Santos, Darío - Galin, Guillermo - Carrera, Horacio

Introducción

El movimiento fisiológico de la articulación de la rodilla (AR) está estrechamente ligado a la combinación de tres articulaciones, una localizada entre los cóndilos femorales y la rótula, y dos entre los cóndilos femorales y los platillos tibiales (Kapandji, 2010).

La función mecánica del ligamento cruzado anterior (LCA) consiste en limitar la traslación anterior y la rotación interna de la tibia. La primera desde los 30° de flexión hasta la extensión, y la segunda desde la extensión hasta los 90° de flexión (Li, DeFrate, Sun, & Gill, 2004; Qi et al., 2013).

El procedimiento quirúrgico ante la rotura del LCA consiste en la sustitución del mismo mediante la plastia tendinosa, empleándose entre otras técnicas quirúrgicas, la que utiliza los tendones del músculo semitendinoso y del recto interno (Andernord et al., 2013; Bennett, 2005).

En este trabajo se utilizan técnicas manuales para recuperar la amplitud de movimiento (ADM) fisiológica de la AR luego de realizada la plastia del LCA, considerando la complejidad del movimiento de la AR y la función mecánica del LCA.

Objetivo

Recuperar la ADM de la AR con plastia de LCA durante la etapa inicial de la rehabilitación.

Descripción del Caso

1º) Paciente de sexo masculino, 26 años. Deportista amateur. Rotura del LCA de la AR derecha.

2º) Por medio de artroscopía se restituyó el LCA por los tendones del semitendinoso y del recto interno.

3º) Para recuperar la ADM se aplicaron técnicas de movilización asistidas y activas asistidas basadas en los principios biomecánicos de Kaltenborn y Mulligan.

4º) Se registró la evolución de la ADM de la AR (cuantificada en grados) en función del tiempo del tratamiento (8 semanas).

Resultados:

En las primeras 5 semanas, la ADM pasiva y activa aumentaron en un rango de 50° (80 -130) y en 30° (70 – 100), respectivamente.

Desde la 6^{ta} a la 8^{va} semana se logró un aumento de la ADM, en un rango de 10° (130 – 140) para la ADM pasiva y de 30° (100 – 130) para la activa.

Consideraciones Finales

La recuperación de la ADM implica combinar la fisiología articular de la AR con los criterios de progresividad biológica de la plastia del LCA, específicamente aquellos que se relacionan con la función mecánica.

Bibliografía

Andernord, D., Karlsson, J., Musahl, V., Bhandari, M., Fu, F. H., & Samuelsson, K. (2013). Timing of Surgery of the Anterior Cruciate Ligament. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 29(11), 1863–1871.

Bennett, C. H. (2005). Recent concepts in anterior cruciate ligament reconstruction, 16(2), 112–116.

Kapandji, I. A. (2010). *The Physiology of the Joints: The knee*. Churchill Livingstone/Elsevier.

Li, G., DeFrate, L. E., Sun, H., & Gill, T. J. (2004). In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *The American Journal Of Sports Medicine*, 32(6), 1415–1420.

Qi, W., Hosseini, A., Tsai, T.-Y., Li, J.-S., Rubash, H. E., & Li, G. (2013). In vivo kinematics of the knee during weight bearing high flexion. *Journal of Biomechanics*, 46(9), 1576–1582.

núcleo de ingeniería biomédica

de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República

Núcleo de Ingeniería Biomédica tel.: +598 2487 1515 internos 2406 y 2438

Hospital de Clínicas, piso 15 11600 Montevideo URUGUAY

www.nib.fmed.edu.uy

FS13120

16 de julio de 2013

Prof. Adj. Lic. Darío Santos

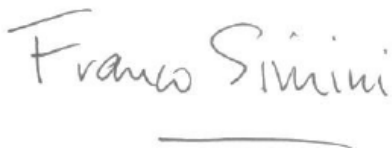
Departamento de Rehabilitación y Física Médica

Hospital de Clínicas

Por la presente agradecemos su presentación sobre “CINARTRO, estudio de la cinemática de la articulación de la rodilla con perspectivas de desarrollo de un instrumento dedicado” en el marco del XXI SEMINARIO DE INGENIERIA BIOMÉDICA el día 2 de julio de 2013.

El Seminario es una asignatura de grado, posgrado y actualización a la cual asisten estudiantes y profesionales en forma presencial y remota por videoconferencia, por primera vez en este año 2013.

Atentos saludos,



Prof. Ing. Franco Simini

Coordinador del NIB

CONSENTIMIENTO INFORMADO

ESTUDIO DE LOS CENTROS DE ROTACIÓN INSTANTÁNEOS DE LA RODILLA EN PACIENTES CON PLASTIA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Investigador responsable: Lic. Darío Santos

Tel. cel. 099 102914

En el presente proyecto se propone estudiar como varían los centros (ejes) de rotación de la rodilla durante el movimiento de estirar y doblar la pierna, en pacientes con rotura del Ligamento Cruzado Anterior (LCA).

Se analizarán las siguientes situaciones:

- 1) previo a la realización de la cirugía; en la rodilla con rotura de LCA y en la rodilla contralateral sana.
- 2) Aproximadamente a los cuatro meses de realizada la cirugía en la rodilla con reparación del LCA. El momento preciso, será determinado por el Dr. Francescoli.

El estudio consistirá en que Ud. permanezca sentado en una silla y realice 3 ciclos de estirar y doblar la rodilla, que serán captados por un intensificador de imágenes, aparato que permite la observación continua de los tejidos penetrados por Rayos X, produciendo información dinámica (serie de radiografías durante el movimiento de su rodilla).

El tiempo que Ud. estará expuesto a la radiación de Rayos X es de 12 segundos en cada rodilla. La dosis total absorbida en cada exposición será de aproximadamente de 800 μ Gy. Estas dosis de radiación presentan valores bastante bajos, no existiendo, de esta forma, riesgos de daños en los tejidos (dosis a partir de 3 Gy, pueden generar algún tipo de daño a la salud).

Durante los procedimientos Ud. será protegido con delantal de plomo y protector tiroideo, a los efectos de evitar la radiación de otras estructuras del cuerpo.

Este estudio permitirá estimar los Centros de Rotación de la rodilla afectada y comparándola con la rodilla sana, orientar al médico durante el proceso de restablecer la función del LCA.

Se mantendrá su anonimato en la divulgación de los resultados que pudieran surgir de este trabajo.

Ud. es libre de retirar su consentimiento, en cualquier momento y dejar de participar en este estudio, sin que ello signifique ningún tipo de perjuicio.

Ud. no recibirá remuneración de ningún tipo por la participación en este estudio.

Declaro que he sido informado en forma detallada y clara acerca de los procedimientos de este estudio, y en consecuencia autorizo mi participación voluntaria.

Fecha: ----/----/---- **Nombre del voluntario:** -----

Firma: -----

Firma del Médico tratante:-----

Dr. Luis Francescoli

RESOLUCIÓN DEL COMITÉ DE ETICA

EL CONSEJO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA EN SESIÓN ORDINARIA DE
FECHA 4 DE JUNIO DE 2008,

Número	Fecha
80	04/06/2008 13:30

(Exp. N° 071140-000454-08) - Tomar conocimiento de que el Comité de Ética que estudia los Proyectos de Investigación aprobó el Proyecto titulado: "Estudio de los centros de rotación instantáneos de la rodilla en pacientes con plastia del ligamento cruzado anterior" cuyo investigador responsable es el Lic. Darío Santos.- (8 en 8)

Proyecto de Maestría PROINBIO

(Aprobado para su ejecución por la Comisión General del PRO.IN.BIO en fecha: 30/11/07)

Título:

ESTUDIO DE LOS CENTROS DE ROTACIÓN INSTANTÁNEOS DE LA RODILLA EN PACIENTES CON PLASTIA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Presentado por: Lic. Darío Santos

Tutor Clínico:

Profesor Dr. Antonio Barquet, Director de la Clínica de Traumatología y Ortopedia; Facultad de Medicina.

Tutores Básicos:

Prof. Dra. Elia Nunes, Responsable del Laboratorio de Radiobiología, Departamento de Biofísica; Facultad de Medicina.

Prof. Dr. Gustavo Brum, Director del Departamento de Biofísica; Fac. de Medicina.

Prof. Ing. Jefferson Loss, Coordinador del Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Educación Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul - Brasil.

A) Fundamentación y Antecedentes de la Propuesta:

La Articulación de la Rodilla (AR) debido a su estructura anatómica, fisiología articular y características biomecánicas se considera una de las articulaciones más complejas del cuerpo.^[1]

El movimiento predominante es el de flexo extensión, el cual es realizado en el plano sagital, de manera accesoria posee un segundo grado de libertad de movimiento: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que se evidencia cuando la rodilla comienza a flexionarse.

Considerando los factores biomecánicos, cinemática y cinética, la AR debe compatibilizar dos funciones contradictorias: estabilidad estática en extensión completa, para soportar presiones importantes debidas al peso del cuerpo y , por otro lado debe aportar la movilidad necesaria durante la marcha y la carrera con la finalidad de orientar el pie en relación con las irregularidades del terreno.^[2]

Su funcionamiento normal está estrechamente ligado a la integridad de sus estructuras ligamentarias y musculares.^[1] La estabilidad inherente que posee en virtud de su forma es muy escasa. En ese sentido el Ligamento Cruzado Anterior (LCA) es un estabilizador primario que previene la traslación anterior de la tibia sobre el fémur, siendo el responsable del 85% de la fuerza limitante de la traslación de la extremidad proximal de la tibia hacia adelante.^[3]

El análisis cinemático, consiste en determinar la velocidad y posiciones de determinadas partes del cuerpo en el espacio y describir la relación entre ellas.^[4]

Se diferencia el movimiento artrocinemático del osteocinemático, en que el primero se produce entre las superficies articulares y el segundo describe el movimiento entre las estructuras óseas en el espacio, en el caso de la AR, son los movimientos producidos entre la extremidad distal del fémur y la extremidad distal de la tibia.^[5]

En Biomecánica, los estudios artrocinemáticos de la AR consisten en la ubicación de los centros de rotación instantáneos y la determinación del brazo de momento del ligamento rotuliano.

Como fue mencionado anteriormente, el movimiento predominante de la AR es el de flexo extensión, efectuado principalmente en el plano sagital y un modelo biomecánico bidimensional es adecuado para evaluar su función artrocinemática.^[6-7]

Constituir un modelo biomecánico requiere de parámetros anatómicos precisos, siendo necesario para la identificación de determinadas estructuras anatómicas, utilizar métodos de análisis de imágenes, por ejemplo, radiografía, tomografía computarizada y resonancia magnética nuclear.^[7-8-9]

El registro de imágenes de la articulación de la rodilla a través de radiografía convencional permite determinar los parámetros anatómicos esqueléticos, pero esta técnica expone al individuo analizado a dosis de radiación relativamente elevadas, dado que se requieren múltiples exposiciones en diferentes ángulos articulares.^[10] En consecuencia esta técnica presenta limitaciones en condiciones patológicas y de orden ético.

Las imágenes de la AR obtenidas por medio de resonancia magnética aportan precisión en la determinación de los parámetros anatómicos, pero, así como la radiografía, las imágenes son obtenidas en forma estática, exigiendo un tiempo de captura de las imágenes de aproximadamente 20 minutos, para un movimiento de flexo-extensión.^[11]

Por otro lado surge una nueva propuesta para la obtención de imágenes radiográficas utilizando un sistema de video acoplado a un intensificador de imágenes. Esta técnica se denomina videofluoroscopia, es bastante antigua, pero su utilización en el ámbito de la artrocinemática es reciente.^[12]

La videofluoroscopia consiste en la observación continua de tejidos penetrados por RX, produciendo información radiográfica dinámica.^[10]

Existen estudios que demuestran que la radiación emitida a través de un intensificador de imágenes puede ser hasta un 80% menor, comparado con un examen radiológico convencional estático.^[13]

Aquel porcentaje esta relacionado directamente al tiempo de exposición del individuo y a las dosis de radiación establecidas, que influenciaran directamente la calidad de la imagen radiográfica.^[7-8]

En virtud de la capacidad de obtención de imágenes dinámicas con bajas dosis de radiación, la videofluoroscopia se presenta como una técnica apropiada para la determinación de parámetros anatómicos *in vivo* de forma no invasiva.^[12-14-15]

Reconocer el Centro de Rotación Instantáneo (CRI) de la AR requiere de la construcción de un modelo biomecánico bidimensional, y puede ser determinado a través de los análisis de imágenes obtenidas por medio de videofluoroscopia.^[8]

El conocimiento de los CRI de la rodilla en movimiento permite conocer las características artrocinemáticas de la articulación y facilita la evaluación de la función dinámica.^[16]

En la rodilla normal, el CRI es un punto en el cual los ligamentos cruzados se cruzan, y desde la extensión hacia la flexión de la AR cambia de posición de adelante de los platillos tibiales hacia atrás.^[17-18]

Uno de los cuadros clínicos que alteran significativamente la ubicación del CRI de la AR es la rotura del LCA. Existen maniobras semiológicas que permiten estimar el desplazamiento de la tibia sobre el fémur, dispositivos para medir dicho desplazamientos como el KT 1000 y estudios paraclínicos como el Lachman radiológico.^[1]

Pero ninguna de las metodologías de estudios antes mencionadas permite determinar la ubicación de los CRI en forma dinámica, es decir durante el movimiento de flexo-extensión.

Existen estudios pilotos realizados con pacientes portadores de deficiencia del LCA que demuestran como determinar los CRI basados en el método de Reuleaux y como esa técnica permitiría inferir el grado de inestabilidad de la AR.^[19]

Este proyecto presenta como objetivo general, estudiar la posición de los CRI de la AR en pacientes plastia del LCA.

Estimamos que este estudio se justifica basándonos, primero en datos estadísticos sobre morbilidad del LCA, dado que estudios en países desarrollados estimaron la incidencia de lesión del LCA en 0,24 cada 1000 individuos saludables ^[20]

Sin embargo, en nuestro país no existen registros estadísticos generales en relación a lesiones que involucren al LCA. (Barquet A.: comunicación personal)

En segundo lugar, se podría realizar en un futuro, este estudio para conocer la performance de la AR previa o posteriormente a otros procedimientos quirúrgicos, como por ejemplo el de menisectomía, también sería de utilidad para determinar el grado de inestabilidad articular durante el movimiento de flexo-extensión cuando se este en presencia de afecciones articulares de resolución no quirúrgica..

En tercer lugar, conocer los CRI de la AR permitiría desarrollar estrategias terapéuticas durante los procesos de rehabilitación, como por ejemplo, que característica deben de tener los ejercicios terapéuticos cuando se esta en presencia de inestabilidad articular. En ese sentido existen trabajos de investigación que consideran la osteocinemática durante los procesos de rehabilitación de la AR. ^[21-22] Considerar los CRI de la AR cuando se está en presencia de lesiones ligamentarias, se presenta como un estudio original en nuestro medio.

La propuesta representa un ámbito de interacción clínico-básico, y se enmarca dentro de la línea propuesta para la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana. La ejecución de este estudio, implica la interacción formal con un centro regional de reconocida trayectoria en el desarrollo y aplicación de estudios biomecánicos.

Culminado el proyecto, se estará en condiciones de realizar estudios artrocinemáticos con fines de investigación y, en el futuro permitiría aplicar la metodología con fines docentes - asistenciales.

Este ámbito facilitará la formación de recursos humanos dentro de la temática propuesta, en particular sería posible para el responsable de este proyecto y demás integrantes de la UIBLH realizar la parte experimental de sus proyectos de postgrado (doctorado y maestrías) en Uruguay..

B) Objetivos

Objetivo general:

Estudiar la variación de posición de los CRI de la rodilla, en pacientes portadores de plastia de LCA a través de un análisis cinemático bidimensional.

Objetivos específicos:

- 1) Determinar los CRI en pacientes con rotura de LCA, previo a la cirugía y posterior a ésta
- 2) Determinar los CRI en la rodilla contralateral indemne.
- 3) Realizar análisis estadísticos que permitan establecer comparaciones entre la posición de los CRI en función del rango articular de la AR durante el movimiento de flexo-extensión.

Pregunta que busca responder el proyecto:

1) ¿Cómo varía de posición el CRI de la articulación de la rodilla durante el movimiento de flexo extensión previamente a la cirugía reparadora de LCA, posteriormente a ésta y en comparación con la rodilla contralateral indemne?

C) Estrategia y Metodología General de la Propuesta de Investigación:

Se encuentra pendiente la autorización del Comité de Ética del Hospital de Clínicas.

Para este estudio se contaría con una muestra de pacientes: $n = 20$. (Barquet A.: comunicación personal)

Criterios de inclusión

- a) Rotura de LCA aislada (sin lesión ligamentaria y/o meniscal)
- b) Pacientes con físis cerradas.
- c) Mayores de 18 años y menores de 35 años.
- d) Plastia realizada con la técnica quirúrgica Hueso- Tendón - Hueso.
- e) Puntos de inserción de la plastia radiológicamente isométricos.
- f) Rango de movilidad completa, igual al miembro contralateral indemne
- g) Pacientes con score A de la International Knee Documentation Committee (IKDC), luego de realizada la plastia del LCA. www.esska.org/ikdc.htm
- h) Pacientes con la rodilla contralateral indemne.
- i) Sexo masculino

a. Criterios de exclusión

- a) Patologías neuro-músculo-esqueléticas en la rodilla con rotura de LCA:
- b) Pacientes con afecciones neuromusculares en la rodilla contralateral.
- c) Pacientes con físis abiertas y mayores de 35 años.
- d) Pacientes con score B o C de la IKDC luego de realizada la plastia.
- d) Sexo femenino

La evaluación clínica para la selección de la población y la intervención quirúrgica será efectuada por el Prof. Adj. Luis Francescoli, docente de la Clínica de Traumatología y Ortopedia de la Fac. de Medicina.

Las imágenes radiológicas obtenidas serán procesadas en la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana, (UIBLH). Dicha unidad aprobada por el Consejo de Facultad de Medicina (10/08/05 exp. N° 070011-000302-05), fue creada por el Departamento de

Biofísica de la Facultad de Medicina y el Departamento de Medicina Física y Rehabilitación, funcionando en las instalaciones de éste último, en basamento del Hospital de Clínicas. El responsable de éste proyecto integra la UIBLH en calidad de investigador.

El manejo del programa informático MatLab y las rutinas para el procesamiento de las imágenes obtenidas estarán orientadas desde Porto Alegre por el Prof. Dr. Ing. Jefferson Fagundes Loss; Director del Laboratorio de Biomecánica de la Escuela Superior de Educación Física; Universidad de Rio Grande do Sul.

La actividad clínica será dirigida por el Profesor Dr. Antonio Barquet, Director de la Clínica de Traumatología y Ortopedia; Facultad de Medicina.

La actividad básica estará orientada por la Prof. Dra. Elia Nunes, Responsable del Laboratorio de Radiobiología, Departamento de Biofísica; Facultad de Medicina y el Prof. Dr. Gustavo Brum, Director del Departamento de Biofísica; Fac. de Medicina.

Materiales y métodos:

Materiales a utilizar en el proyecto

Disponibles:

Software: Matlab 5.3, y las rutinas necesarias para determinar la ubicación de los CRI.

1 PC Celeron 2.4 Ghz. procesador, memoria 200 Mb.

Los mismos pertenecen a la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana.

Intensificador de imágenes. Perteneciente a la IAMC MUCAM, contándose con la autorización de la dirección para realizar los procedimientos de videofluoroscopia en la población seleccionada para este estudio.

El lugar físico donde el responsable de este proyecto desarrollara la actividad relacionada con el procesamiento de las imágenes, será en la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana, Departamento de Fisiatría del Hospital de Clínicas.

Material a adquirir:

Sistema de referencia, calibrador con esferas de plomo.

Silla, especialmente diseñada para posicionar a los pacientes.

Adquisición de datos:

I) Ambiente:

Los procedimientos de videofluoroscopia se realizarán en la Institución MUCAM (Médica Uruguaya, Corporación de Asistencia Médica), utilizando un intensificador de imágenes marca Phillips, modelo BV pulsera. Se eligió la institución antes mencionada dado que cuenta con el equipamiento que permite obtener las imágenes en formato digital, necesarias para su posterior análisis.

La dosis absorbida total por cada paciente en cada exposición será entre 550 y 800 μGy y la dosis

efectiva para cada articulación y por exposición de la rodilla de $630 \mu\text{Sv} \pm 60$. Otros parámetros: 56KV, 0.9 mA, 12 seg. Protección al paciente: delantal 5mm Pb y protector tiroideo 5mm Pb. (F. Belo, comunicación personal). Los datos de calibración y dosimetría serán controlados por la Dra. E. Nunes. Los procedimientos serán supervisados por el Prof. Adj. Dr. Luis Francescoli y el manejo técnico del intensificador de imágenes estará a cargo del Técnico en Radiología Fernando Belo, funcionario de la institución MUCAM.

Cabe agregar, que durante la elaboración de este proyecto se propuso, en un primer momento, realizar los procedimientos de videofluoroscopia en el Instituto de Ortopedia y Traumatología del MSP, dado que es el lugar donde se encuentra ubicada la Clínica de Traumatología y Ortopedia, pero ello no fue posible debido a que las características técnicas del intensificador de imágenes que posee dicho instituto, no permiten adquirir las imágenes en formato digital, condición ésta, imprescindible para su posterior procesamiento.

II) Preparación de los pacientes

Con la finalidad de estandarizar el movimiento de flexo-extensión a una velocidad de $45^\circ/\text{s}$ se entrenará a los pacientes previamente a ser sometidos a los procedimientos de videofluoroscopia. Para ello se posicionará a los mismos en una silla especialmente adaptada para esta finalidad y se le solicitará que comiencen a extender la pierna a partir de una flexión de 90° (muslo pierna) hasta la extensión total y retornen a los 90° . A este movimiento le denominaremos **Ciclo de Flexo-Extensión (CFE)**

Se le emitirá una señal audible de tono decreciente, hasta la extinción, de 2 segundos de duración, en este tiempo el paciente deberá lograr la extensión completa. Inmediatamente, se inicia la señal audible antes mencionada con el mismo tiempo de duración y el paciente debe retornar a los 90° de flexión de la pierna. La señal se emitirá a través de un reproductor de CD.

Se considerará que el CFE es realizado a una velocidad de $45^\circ/\text{s}$ cuando el paciente sea capaz de sincronizar la duración total de la señal (4s) con la ejecución del CFE.

Esta actividad se desarrollará en el gimnasio perteneciente al Departamento de Fisiatría (Prof. Dr. J. Lacuague) del Hospital de Clínicas, siendo el responsable de este proyecto funcionario del Departamento.

b. III) Obtención de la imagen del Calibrador (sistema de referencia)

Se tomará una imagen de un calibrador que se deberá construir para realizar este proyecto con las siguientes dimensiones: 900 cm^2 de superficie (30 X 30 cm), de 10 mm de espesor con 242 esferas de plomo (chumbos) de 1 mm de diámetro, ubicadas entre ellas a una distancia vertical y horizontal de 10 mm. (Fig. 1).

El material del calibrador será de acrílico y, su construcción se realizará de acuerdo al procedimiento actual, en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Federal de Rio Grande do Sul.^[12-23]

2. El calibrador será colocado en forma paralela y a un 1 cm de la fuente receptora del intensificador de imágenes

Las coordenadas de las estructuras anatómicas de la AR se conocerán en relación al sistema de coordenadas cartesiano determinadas en el calibrador.

El sistema de calibración utilizado y la definición de los ejes se realizará según las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica a fin de unificar la comunicación de datos de estudios cinemáticos.^[24]

IV) Obtención de las imágenes de la rodilla durante los CFE

Con la finalidad de posicionar a los pacientes para que realicen los CFE, se deberá construir una silla con las siguientes características: 1,30m de altura (desde el piso hasta el asiento), debido a que es la altura donde se encuentra la fuente receptora del intensificador de imágenes. El respaldo tendrá una altura de 0,40 m, deberá formar un ángulo de 90° con el asiento y con la peculiaridad de que sea ajustable a la profundidad del mismo, dado que es esperable que la población a estudiar presenten diferencias antropométricas.

La silla se colocará en forma paralela a la fuente receptora del intensificador de imágenes, exactamente en el mismo lugar donde fue colocado el calibrador, esta precisión es fundamental para que las imágenes obtenidas de la rodilla sean coplanares a la imagen del calibrador obtenida previamente.

Luego se posicionará al paciente, con el tronco apoyado sobre el respaldo, el muslo de la rodilla a estudiar fijada al asiento mediante una correa para que permanezca inmóvil durante la ejecución de los CFE.

Se le colocará el delantal plomado y protector tiroideo, posteriormente se le solicitará que coloque las manos apoyadas sobre la cintura.

Inmediatamente se le pedirá que realice 3 CFE sincronizados con la señal audible, de igual forma como lo hubo ejecutado previamente durante el entrenamiento de los CFE.

Verificado que el paciente es capaz de coordinar el movimiento, se procederá a realizar el procedimiento de videofluoroscopia durante 3 CFE.

Las imágenes se tomarán en perfil estricto de rodilla y, serán almacenadas en formato DVD con una frecuencia de 30Hz (30 cuadros por seg.).

La secuencia descrita anteriormente se realizará: 1^{to} en la rodilla con rotura de LCA, 2^{do} en la rodilla contralateral indemne, 3^{to} en la rodilla con plastia del LCA (con score A, ver criterios de inclusión)

V) Procesamiento de imágenes:

La imagen del calibrador y las imágenes de los CFE obtenidas durante los procedimientos de videofluoroscopia que fueron almacenadas en formato DVD, se almacenarán en el disco duro del PC que se utilizará para este estudio.

Con respecto al sistema de calibración se digitalizarán 2 imágenes (cuadros), estableciendo el promedio, para disminuir el error de digitalización realizado manualmente en cada esfera del calibrador (Fig. 1).

El objetivo del proceso de digitalización es extraer las coordenadas de pantalla en función del tiempo imagen a imagen. Este proceso se realizará en forma manual a fin de aumentar la precisión en la determinación de coordenadas.

El proceso de digitalización se efectuará por medio del software MATLAB 5.3. con las rutinas (programas), facilitadas por el Dr. Ing. Jefferson Loss.

Con la finalidad de reconocer las estructuras anatómicas necesarias para determinar los CRI es necesario digitalizar las siguientes estructuras anatómicas:

- 1) Cabeza del peroné
- 2) Plato tibial posterior
- 3) Plato tibial anterior
- 4) Tuberosidad tibial distal
- 5) Tuberosidad tibial proximal
- 6) Porción posterior del cóndilo femoral distal
- 7) Porción posterior del cóndilo femoral medio
- 8) Porción posterior del cóndilo femoral proximal

Limite anterior del cóndilo femoral

- 9) Porción anterior del cóndilo femoral distal
- 10) Porción anterior del cóndilo femoral medio
- 11) Porción anterior del cóndilo femoral proximal

Eje de rotación tibiofemoral

- 12) Porción anterior
- 13) Porción media
- 14) Porción posterior

Delimitación de la rótula

- 15) Polo inferior de la rótula
 - 16) Rótula anterior inferior
 - 17) Rótula anterior media
 - 18) Rótula anterior superior
 - 19) Rótula posterior inferior
 - 20) Rótula posterior media
 - 21) Rótula posterior superior
 - 22) Polo superior de la rótula
- Eje de rotación patelofemoral

- 23) Centro de rotación patelofemoral distal
- 24) Centro de rotación patelofemoral proximal

Diáfisis del fémur

25) Diáfisis posterior

26) Diáfisis anterior

Los 26 puntos digitalizados serán reconocidos y digitalizados manualmente en cada imagen. La frecuencia de grabación del intensificador de imágenes es de 30 Hz, el tiempo de duración de cada CFE es de 4s, por lo tanto se deberán digitalizar 120 imágenes (cuadros).

Con la finalidad de reducir el error de digitalización se promediarán tres CFE digitalizados, o sea que será necesario digitalizar 360 imágenes para determinar la ubicación del CRI.

Las 360 digitalizaciones de las estructuras anatómicas se realizará en cada una las tres situaciones de cada paciente: en la rodilla afectada, previo y posteriormente a la plastia del LCA y en la rodilla contralateral indemne.

Resumiendo se digitalizarán 1080 imágenes por cada paciente estudiado.

La ubicación de los CRI se establecerán en relación al sistema de coordenadas del calibrador.

VI) Análisis estadístico de los datos.

Se compararán las curvas de posición de los CRI en función de los ángulos articulares durante el ciclo de flexo-extensión para cada una de las situaciones estudiadas: rodilla afectada de rotura de LCA previo a la cirugía y posteriormente a ésta, en comparación con la rodilla contralateral indemne.

Se analizarán diferencias entre variables y posibles asociaciones, utilizando test de t, pruebas no paramétricas, análisis de correlación y regresión simple y múltiple.

VII) Actividades específicas:

- 1) Construcción del sistema de calibración y accesorios.
- 2) Evaluación clínica para seleccionar la población a ser estudiada.
- 3) Entrenamiento de los pacientes para que realicen el movimiento de flexo extensión a la velocidad seleccionada.
- 4) Realizar los procedimientos de videofluoroscopia para la obtención de las imágenes.
- 5) Realizar los procesamientos de las imágenes a través del programa informático Matlab para determinar el CRI.
- 6) Análisis e interpretación de los datos.
- 7) Difusión y publicación

D)Cronograma de actividades:

Se plantea dividir la ejecución del proyecto en aproximadamente cinco períodos, con ajustes de acuerdo a la evolución de los pacientes.

1er período (1 mes)

Pasantía en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Federal de Rio Grande do Sul (UFRG).

Tiene como finalidad la construcción del sistema de referencia y adquirir el dominio de los programas de procesamientos de imágenes, dichas actividades estarán orientadas por el Dr. Ing. Jefferson Loss.

2do período (4 meses)

Ajuste de la técnica en la Institución donde se llevaran a cabo la obtención de las imágenes.

Evaluación clínica de los pacientes destinados al estudio.

Realizar los procedimientos de videofluoroscopia durante el CFE en 4 pacientes y el procesamiento de las imágenes obtenidas. Procesamiento de datos cuantitativos preliminares.

3er período (6 meses)

Evaluación clínica de 8 pacientes de la población de interés.

Realizar los procedimientos de videofluoroscopia durante el ciclo de flexo-extensión.

Procesamiento de las imágenes y datos.

Elaboración de un informe con los resultados parciales.

4to período (6 meses)

Evaluación clínica de 8 pacientes de la población de interés.

Realizar los procedimientos de videofluoroscopia durante el ciclo de flexo-extensión.

Procesamiento de datos e imágenes.

5to período (5 meses)

3. Análisis estadísticos de los resultados.

Elaboración escrita de la Tesina.

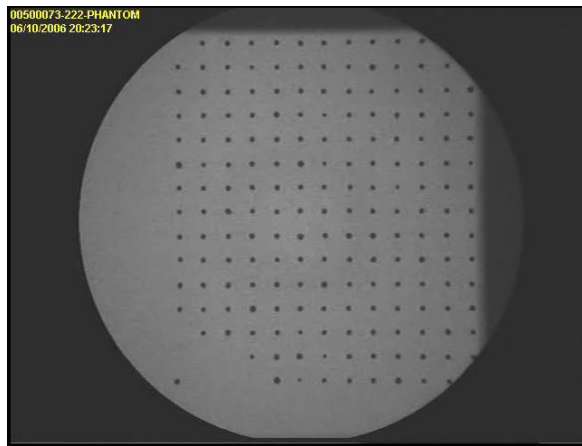
4. Entrega y defensa de la Tesina.

E) Referencias Bibliográficas:

- 1) Insall J. Cirugía de la Rodilla. Edit. Panamericana, Bs. As. 2da. edic.; 1995.
- 2) Kapanji I. Cuadernos de Fisiología Articular. Tomo 2. Edit. Masson, 4ta. edición, 1987.
- 3) Butler D., Noyes F. Grood E. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee: a biomechanical study. *Journal Bone Joint Surgery*, 1980; 62: 259-270.
- 4) Hay J., Ried J. The Anatomical and Mechanical Bases of Human Motion. Edit. Englewood Cliffs, 1982.
- 5) Hart R., Mote C., Skinner H. A finite helical axis as a landmark for kinematic reference of the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1999; 113: 215-222.
- 6) Moeinzadeh M., Engin A., Akkas N.: Two dimensional dynamic modelling of human knee joint. *Journal Biomechanics*, 1983; 16: 253-64.
- 7) Nisell R., Ericson M., Nemeth G., Ekholm J.: Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. *American Journal Sports Medicine*, 1989; 17: 49-54.
- 8) Smidt G. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal Biomechanical*, 1973; 6: 79-92.
- 9) Siudry M., Lanir A., Angel D. et al. Anatomy of the knee as seen by magnetic resonance imaging. *Journal Bone Joint Surgery*, 1986; 68-B: 117-20.
- 10) Karrholm J. Roentgen stereophotogrammetry: review of orthopaedic applications. *Acta Orthopaedics Scand*, 1989; 60: 491-503.
- 11) Wretenberg P., Nemeth G., Lamontagne M., Lundin B. Passive knee muscle moment arms measured in vivo with MRI. *Clinical Biomechanics*, 1996; 11: 439-446.
- 12) Silveira L., Loss J., Cañeiro J., Bernardes C., Albade D., Araujo M. Método para a Correção da Distorção de Imagens Obtidas por Videofluoroscopia. *Radiologia Brasileira*, 2005; 38 (6): 427-430.
- 13) Mosca LG., Mosca LE. Técnica radiológica: teoría y práctica. BS As. Edit. López Libreros Editores, 1971; 141-145.
- 14) Richard J. Burk Jr. Radiation Risk in Perspective. Position Statement of the Health Physics Society. Adopted: January 1996. Reaffirmed: March 2001. Executive Secretary Health Physics Society. USA. <http://www.hps.org>.
- 15) Soimu D., Badea C., Pallikarakis N. A novel approach for distortion correction for X ray image intensifiers. *Comput Med Imaging Graph*, 2003; 27: 79-85.
- 16) De Lange A., Huiskes R., Kauer J. Measurement Errors in Roentgen Stereophotogrammetry joint motion analysis. *Journal Biomechanics*, 1990; 23: 259-69.
- 17) Bruce B., Yu J., Huston D., Fleming B. et al. A Sagittal Plane Model of the Knee and Cruciate Ligaments With Application of a Sensitivity Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1996; 118: 227-239.
- 18) Challis J. Estimation of the finite center of rotation in planar movements. *Medical Engineering and Physics*, 2001; 23: 227-233.
- 19) Montgomery S., Moorehead J., Davidson J., Lowe D., Dangerfield P. A new technique for measuring the rotational axis pathway of a moving knee. *The Knee*, 1998; 5: 289-295.

- 20) Daniel D., et al. Fate of the ACL injured patient. A prospective outcome study. *The American Journal of Sports Medicine*, 1994; 22: 632-644.
- 21) Krusen F. Medicina Física y rehabilitación. Edit. Panamericana, 4^{ta}. edic.; 1995.
- 22) Mizner R., Stevens J., Snyder L. Voluntary Activation and Decreased Force Production of the Quadriceps Femoris Muscle After Total Knee Arthroplasty. *Physical Therapy*, 2003; 4: 359- 65.
- 23) Baltzopoulos V. A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee joint kinematics. *Clinical Biomechanics*, 1995; 2: 85-92.
- 24) Wu, G.; Cavanagh, P.R. ISB Recommendations for Standardization in the reporting of Kinematic data. *Journal Biomechanics*, 1995; 28:1257-1261

Fig. 1 Imagen representando al sistema de





Montevideo, Diciembre de 2007

INFORME DEL TRIBUNAL DE EVALUACIÓN DEL PROYECTO DE MAESTRIA PRO.IN.BIO.

ESTUDIO DE LOS CENTROS DE ROTACIÓN INSTANTÁNEOS DE LA RODILLA EN PACIENTES CON PLASTIA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Presentado por el Licenciado Darío Santos.

El valor de los ligamentos cruzados en la fisiopatología de la rodilla y sobre todo su implicancia en la clínica y en la patología ha tomado mucha importancia en los últimos 15 a 20 años- Hasta ese momento se interpretaba por muchos clínicos que cuando había una lesión de los ligamentos cruzados, si el paciente intensificaba la potencia del músculo cuádriceps dicho músculo podía suplir a los ligamentos cruzados en la estabilidad de la rodilla.

Pero este concepto ha cambiado sustancialmente y hoy se considera que la estabilidad que le da a la rodilla el complejo sistema ligamentario de los ligamentos cruzados es fundamental y no puede ser sustituido por un cuádriceps más hipertrófico.

Dichos ligamentos pues, formando parte del complejo ligamentario central de la rodilla son fundamentales para darle estabilidad y buen funcionamiento a la misma.

Esto se ve sobre todo en el joven, y fundamentalmente en el deportista.

Si a eso le agregamos todo el dinero que se moviliza en el deporte y sobre todo en los deportistas de elite, tenemos que llegar a la conclusión que hoy es trascendente saber cuál es el mejor método para reparar un ligamento cruzado roto.

Lo primero que se intentó era reparar mediante sutura el ligamento cruzado roto. Pero ello es casi imposible porque son ligamentos muy cortos y anchos, que cuando se rompen habitualmente se desgarran, se rompen en su sector medio y hacen casi imposible la sutura cabo a cabo del ligamento.

En segundo lugar se intentó sustituir el ligamento roto por ligamentos artificiales y para ello se emplearon numerosos productos prefabricados. Pero todo eso fracasa con el tiempo

Y fracasan porque no hay que olvidar que los ligamentos tienen además de su función mecánica, la función de ser el lugar donde finalizan los elementos sensitivos que le van a dar a la articulación la función de defensa fundamentalmente refleja. A nivel de la cápsula y ligamentos de una articulación se encuentran todo el sistema nervioso sensitivo-trófico que va a defender la articulación de los agentes nocivos.

Al fracasar todos estos ligamentos artificiales se recurrió a la plastia con tendones de la zona de la rodilla para sustituir al ligamento cruzado roto.



Dentro de dichos tendones se recurrió al semitendinoso, al semimembranoso, y finalmente al tendón rotuliano.

En nuestro medio la aplicación de la plastia con bone-tendon-bone extraído del tendón patelar, con sus extremos de rótula y tuberosidad de la tibia ha sido empleado desde hace unos 10 años , siendo el Dr. Luis Francescoli uno de los que más experiencia tiene en nuestro país.

Para valorar los resultados de dicha plastia en el tratamiento de la rotura de los ligamentos cruzados, no solo es necesario la clínica, sino que la repercusión biomecánica sobre la rodilla es de gran valor.

Por ello entiendo que esta Maestría tiene mucho valor ya que veremos en forma estrictamente científica cuál es el cambio o no del Centro de Rotación Instantánea de la rodilla.

No cabe duda pues, que frente a la actualidad que tiene el tema de la reparación de los ligamentos cruzados de la rodilla y toda la implicancia que tiene en el mundo del deporte, el tema elegido por el Licenciado Santos para su Maestría es un tema muy interesante y de gran actualidad.

TUTORES.

En cuanto tiene que ver con el tutor en el área básica de la Física y la Radiobiología, no podía haber en nuestro país alguien con mayor capacidad que la Profesora Elia Nunes.

Ex Profesora del Departamento de Biofísica de nuestra Facultad y además Docente del Pedeciba. Es una profesional excelente y reconocida por todo el ambiente académico.

Además de la Profesora Nunes actuará como tutor en el área básica el Profesor Dr. Gustavo Brum, que es el Director del Departamento de Biofísica de la Facultad de Medicina. Se trata de un excelente profesional que junto a la Profesora Nunes dará a esta Maestría del PROINBIO un apoyo excepcional.

En cuanto tiene que ver con el Tutor Clínico lo será el actual Profesor Grado 5 de Traumatología y Ortopedia de nuestra Facultad, como lo es el Profesor Dr. Antonio

Barquet. Cabe para él las mismas consideraciones dichas anteriormente para los tutores en el área básica. El Profesor Dr. Antonio Barquet tiene dentro de sus áreas de predilección el área de la rodilla y sobre todo la rodilla del deportista. Sin lugar a dudas será un excelente tutor en el área clínica, que además contará con la ayuda del Profesor Adjunto de Traumatología y Ortopedia de nuestra Facultad como es el Dr. Luis Francescoli. Como lo he dicho anteriormente ha sido el Dr. Francescoli uno de los ortopedistas que más ha trabajado en la reparación de los ligamentos cruzados. Ha sido de los que más experiencia tienen en el medio en la reparación quirúrgica de la lesión de los ligamentos cruzados, y será el que provea de los pacientes para ser estudiados en este trabajo.

No conozco personalmente al Profesor Dr. Ingeniero Jefferson Fagundes Loss de la Univeridad Federal de Río Grande del Sur que dará su apoyo a esta Maestría, pero su curriculum vitae nos está diciendo que es una persona de gran nivel académico.

Resumiendo tengo que decir que esta Maestría del PROINBIO tiene tutores de elevadísimo nivel académico.



Respecto al Licenciado Darío Santos debo decir que es Licenciado en Fisioterapia de la Escuela Universitaria de Tecnología Médica. Actualmente es Asistente de Gimnasia Terapéutica en la licenciatura en Fisioterapia y cumple funciones de investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana., unidad creada por el Departamento de Biofísica de la Facultad de Medicina y el Departamento de Medicina Física y Rehabilitación.

El licenciado Darío Santos ha hecho numerosas e importantes pasantías en el exterior como han sido:

- 1.- Laboratorio de Marcha de la ACD de San Pablo en 2005.
- 2.- Laboratorio de Instrumentación para Biomecánica en la Facultad de Educación Física de la Universidad de Campinas, Brasil en el año 2003.
- 3.- Laboratorio de Performance Humano de la Facultad de Kinesología, Universidad de Calgary, Canada en 2002.

Ha presentado numerosos trabajos científicos y ha tenido una interesante participación en Congresos a nivel nacional e internacional.

En suma entiendo que el licenciado Darío Santos ha demostrado interés, capacidad y voluntad de trabajo, como para emprender esta Maestría, en un tema de gran actualidad en la Traumatología y Ortopedia actual.



PRO.IN.BIO
Escuela de Graduados – Facultad de Medicina
Fundación “Manuel Pereza”



**PROGRAMA PARA LA INVESTIGACION BIOMEDICA - PRO.IN.BIO.
Escuela de Graduados (Facultad de Medicina)**

Montevideo, Diciembre de 2007

Lic. Darío Santos

Presente

La Comisión General del Programa de Investigación en Biomedicina PRO.IN.BIO en su sesión del día 30 de noviembre del corriente, homologó lo actuado por la Comisión de Maestría en relación a las postulaciones recibidas en el presente año.

Por tal motivo le informo que su postulación ha sido aceptada para realizar sus estudios de Maestría en el marco del mencionado Programa. Asimismo, le comunico que dada la calidad de su postulación, la Comisión resolvió otorgarle una beca mensual por 24 meses.

Se adjunta la documentación correspondiente para realizar el ingreso formal al Programa. Dicha documentación deberá ser entregada en la Escuela de Graduados antes del 14 de diciembre del corriente. Le comunico que por la beca deberá hablar con la Sra. Ivanna Faccini en la Fundación Manuel Pérez en Facultad de Medicina.

Asimismo le envío el informe de su evaluación.

Atentamente,

Ma. Cristina Arnoso
Directora de Departamento
Escuela de Graduados