

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN BANCO EXPERIMENTAL ADAPTABLE A
UNA MAQUINA UNIVERSAL DE ENSAYOS MTS 810 PARA EL ANALISIS
BIOMECÁNICO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA DEL CUERPO
HUMANO BAJO LA ACCION DE DIFERENTES TIPOS DE CARGA ESTÁTICA**

FABIAN ADOLFO PEREZ INOCENCIO

RUBEN DARIO LINARES BONILLA

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2015

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN BANCO EXPERIMENTAL ADAPTABLE A
UNA MAQUINA UNIVERSAL DE ENSAYOS MTS 810 PARA EL ANALISIS
BIOMECÁNICO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA DEL CUERPO
HUMANO BAJO LA ACCION DE DIFERENTES TIPOS DE CARGA ESTÁTICA**

**FABIAN ADOLFO PEREZ INOCENCIO
RUBEN DARIO LINARES BONILLA**

**Trabajo de grado para optar por el título de
Ingeniero Mecánico**

**Director
DIEGO F. VILLEGAS BERMUDEZ
Ingeniero Mecánico**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMNAGA**

2015

TABLA DE CONTENIDO

	.pag
INTRODUCCIÓN	14
1.DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	15
2.JUSTIFICACIÓN.....	16
3.OBJETIVOS.....	17
3.1.OBJETIVO GENERAL	17
3.2.OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
4.BIOMECANICA DE LA RODILLA	18
4.1 CONCEPTOS BÁSICOS DE BIOMECÁNICA.	19
4.2 ANATOMÍA DE LA RODILLA.....	21
4.3 CADENA CINEMÁTICA	28
4.4 PLANOS Y EJES DE MOVIMIENTO	30
4.5 MECÁNICA ARTICULAR.....	33
4.6 GRADOS DE LIBERTAD.....	41
5.METODOLOGÍA	47
5.1 FORMULACION PARA LA SOLUCION.....	47

5.2 PROCESO DE DISEÑO Y PROCESO DE DESARROLLO.....	62
6.DISEÑO DEL BANCO BIOMECANICO	64
6.1 ANÁLISIS DE LA MATRIZ DE CALIDAD.....	64
6.2 GENERACIÓN DE CONCEPTOS Y ALTERNATIVAS DE DISEÑO PARA LA MATERIALIZACIÓN.	67
6.3 MATRIZ DE DECISIÓN	71
6.4 DISEÑO DE DETALLE	72
7.PROCEDIMIENTO GENERAL PARA ENSAYOS BIOMECANICOS USANDO EL BANCO DISEÑADO	86
7.1 ADECUACIÓN DE LA MAQUINA DE ENSAYOS.....	87
7.2 MONTAJE DEL BANCO.	87
7.3 PREPARACION DE LAS PIEZAS.	90
7.4 SELECCIÓN DE LA CELDA DE CARGA Y SENSORES.	91
7.5 PROCESO DE MEDICIÓN	95
8. CONCLUSIONES	97
BIBLIOGRAFIA.....	99

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 La rodilla y sus partes.....	24
Ilustración 2 Meniscos, ligamentos y su ubicación.....	26
Ilustración 3 Posición de los Meniscos, vista posterior y anterior	27
Ilustración 4 Cadena cinemática cerrada y vectores de Fuerza.....	29
Ilustración 5 Ejes y Planos de cuerpo humano	30
Ilustración 6 Ejes de la articulación de la rodilla.....	32
Ilustración 7 Rotación axial de la rodilla	37
Ilustración 8 Modelo bisagra	42
Ilustración 9 Modelo planar o de Centroide.....	43
Ilustración 10 Modelo teoría cuatro barras.....	44
Ilustración 11 Modelo seis grados de Libertad.....	45
Ilustración 12 Metodología	48
Ilustración 13 Formas de sujeción A	50
Ilustración 14 Ejemplos de sujeción.....	51
Ilustración 15 Medición de los especímenes.....	56
Ilustración 16 Referencia de Diseño 1	58
Ilustración 17 Referencia de diseño 2.....	59
Ilustración 18 Matriz de QFD	66
Ilustración 19 Alternativa de diseño 1	68
Ilustración 20 Alternativa de diseño 2	69
Ilustración 21 Alternativa de diseño 3	70
Ilustración 22 Anclaje inferior	73
Ilustración 23 Base	74
Ilustración 24 Guía graduada.....	75
Ilustración 25 Brazo de la tibia	75
Ilustración 26 Anclaje superior	76
Ilustración 27 Base del cilindro hidráulico	77
Ilustración 28 Placas de soporte	77
Ilustración 29 Guía deslizante.....	78
Ilustración 30 Barra 25cm, alojamiento rótula	79
Ilustración 31 Cubo deslizante	79
Ilustración 32 Tapa rótula.....	80
Ilustración 33 Brazo del Fémur	81
Ilustración 34 Articulación con molde de resina	84
Ilustración 35 Esquema para realizar el ensayo	86
Ilustración 36 Guía Montaje anclaje inferior	88
Ilustración 37 Guía Montaje Anclaje Superior	89
Ilustración 38 Montaje Del Banco Total	90

Ilustración 39 Preparación de las Piezas	91
Ilustración 40 Guía-ejemplo para montar la celda de carga	92
Ilustración 41 Esquema de la celda de carga	93
Ilustración 42 Sensor I-Scan Handheld.....	94
Ilustración 43 Prueba de Verificación.....	95
Ilustración 44 Medicion de la fuerza aplicada al banco.....	96

LISTA DE TBLAS

Tabla 1 Comparativo Debe, Quiere	52
Tabla 2 Medidas y promedio de especímenes.....	56
Tabla 3 Necesidades del cliente	64
Tabla 4 Requerimientos de Diseño	65
Tabla 5 Matriz de decisión	71
Tabla 6 Propiedades físicas del Duraluminio	82
Tabla 7 Propiedades mecánicas del Duraluminio	82
Tabla 8 Propiedades mecanicas del Acero inoxidable 316.....	83

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN BANCO EXPERIMENTAL ADAPTABLE A UNA MAQUINA UNIVERSAL DE ENSAYOS MTS 810 PARA EL ANALISIS BIOMECAÁNICO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA DEL CUERPO HUMANO BAJO LA ACCION DE DIFERENTES TIPOS DE CARGA ESTÁTICA*.

AUTORES: FABIAN ADOLFO PEREZ INOCENCIO**
RUBEN DARIO LINARES BONILLA**

PALABRAS CLAVE: DISEÑO, BIOMECANICA, MAQUINA UNIVERSAL RODILLA, CARGA ESTATICA

DESCRIPCIÓN:

El diseño del banco de pruebas consiste en dos partes; una en donde se aloja el fémur y la otra en donde se ubica la tibia, posteriormente se anclan cada una de las partes a la maquina universal de ensayos por medio de un sistema de unión desmontable con el fin de sujetar de una manera sencilla cada uno de los miembros para recrear una cadena cinemática, que le permita a la articulación reproducir cada uno de los movimientos que se ejercen de manera natural.

El banco se utiliza para elaborar el ensayo que se fundamenta prácticamente en tomar por completo con todo y sus tejidos (músculos, huesos, ligamentos, etc.) diferentes miembros de cadáveres de cuerpos humanos, luego acondicionar la articulación tomada de tal manera que esta pueda ser montada y acomodada en una máquina de ensayos universal para simular cada uno de los movimientos que se producen, teniendo en cuenta los ángulos de movimiento en cada uno de los planos y ejes de la articulación, para recrear una cadena cinemática cerrada bajo la aplicación de carga estática y tomar datos, como; presiones y desplazamientos mediante instrumentos de medición adecuadamente seleccionados, que permitan después; calcular el esfuerzo y deformación de los diferentes elementos que componen la rodilla, como en el caso particular el análisis que se le hace a la estabilidad de la esquina postero-lateral del miembro inferior.

Este trabajo de grado está sujeto a futuros procesos de modernización, teniendo en cuenta que son susceptibles de automatización especialmente los rangos de movimientos y las velocidades de carga.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director Diego Villegas Bermudez

ABSTRACT

TITLE: DESING AND CONTRUCCION OF AN EXPERIMENTAL BENCH ADAPTABLE TO A UNIVERSAL TESTING MACHINE FOR ANALYSIS BIOMECHANICAL OF HUMAN BODY UNDER THE ACTION OF DIFFERENT TUPES OF STATIC CHARGE*

AUTHORS: FABIAN ADOLFO PEREZ INOCENCIO **
RUBEN DARIO LINARES BONILLA**

KEY WORDS: DESIGN, BIOMECHANIC, UNIVERSAL TESTING MACHINE, ESTATIC CHARGE

DESCRIPTION

The design of the test module consists of two parts; one in which the femur is housed and the other where the tibia is located subsequently are anchored each of the parties to the universal testing machine by means of a releasable attachment system in order to fasten in a simple way each members to recreate a kinematic chain that allows the articulation play each exercise movements naturally.

The module is used to make the test relies almost completely take with all its tissues (muscles, bones, ligaments, etc.) different members of dead human bodies, then put the joint taken so that it can be mounted and accommodated in a universal testing machine to simulate each of the movements occurring, considering the angles of movement in each plane and axis of the joint, to recreate a closed kinematic chain under application static load and take data, like; pressure and displacement by properly selected measurement instruments that allow later; calculate the stress and strain of the different elements that make up the knee, as in the particular case the analysis is done to the stability of the posterior lateral corner of the lower limb.

This degree work is subject to future processes of modernization, considering that are especially amenable to automation ranges movements and upload speeds.

* Degree Work.

** Faculty of Phisico-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Diego Villegas Bermudez

INTRODUCCIÓN

Entre las ramas concurrentes a la ingeniería mecánica se encuentra la biomecánica en asocio con el diseño, en la cual se presenta como el estudio de la estructura y la función de los sistemas biológicos, en particular del género humano por medio de métodos y estudios de la mecánica, como la comprensión a diferentes fenómenos físicos como el movimiento humano, que es un complejo sistema de mecanismos integrados.

Entre los mecanismos más importantes para el estudio de la estabilidad del cuerpo humano, se encuentra la articulación troclear, en la cual se centran diferentes estudios tanto anatómicos como clínicos a los miembros y componentes que la conforman como tejidos conectivos, músculos, tendones y huesos.

En los estudios clínicos como la reconstrucción de ligamentos o fracturas, no se tiene en cuenta el porcentaje de recuperación en reconstrucciones o cambios de componentes totales, por lo cual muchas investigaciones que se desarrollan en este momento hacen énfasis en post-operatorios que, aunque no son medibles, si pueden estimar diferentes niveles de recuperación, pero depende de la experiencia y pericia del especialista.

Las ventajas de ahondar en la estabilidad de las articulaciones sinoviales de la rodilla, es que permite conocer a fondo, por medio de los ensayos biomecánicos y arreglos mecánicos, las propiedades y características físicas de cada componente de la articulación. No obstante, también posibilita conocer datos más precisos sobre la resistencia y el comportamiento biomecánico como producto de la acción de diferentes tipos de carga, dependiendo el componente a estudiar y su importancia en la estabilidad en cualquier actividad física.

1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Dentro de las ínfimas bifurcaciones y situaciones nuevas por explorar que tienen correlación directa con la ingeniería mecánica, existe la disposición interdisciplinar de trabajar conjuntamente con el área médica de la universidad, no obstante, surge un interés por un grupo de estudiantes en realizar investigaciones con un semillero de biomecánica en formación por parte de la escuela, la cual no cuenta con un recurso físico para realizar pruebas experimentales en biomecánica.

La biomecánica del cuerpo humano es la sinergia entre diferentes campos como la ingeniería mecánica, la anatomía y la fisiología del ser humano y resuelve diversos problemas derivados de diferentes condiciones mecánicas a las que pueda verse sometido. En la Universidad Industrial de Santander y las facultades afines al estudio biomecánico ha habido muy pocos estudios en el transcurso de la historia, y esto se refleja en los pocos antecedentes bibliográficos que existen.

No obstante, hay proyectos adelantados por el grupo de investigación Variaciones Anatómicas Y Biomecánicas Tendo-Muscular de la Facultad de Medicina de la Universidad Industrial de Santander el cual demanda de un medio físico y adecuado para la realización de experimentos, ensayos y pruebas en articulaciones de los miembros inferiores del cuerpo (rodilla y talón). Algunos experimentos requieren la aplicación de cargas multiaxiales a las articulaciones que deben estar fijadas apropiadamente de tal manera que se obtengan resultados precisos para sustentar sus investigaciones y nuevos avances investigativos.

2. JUSTIFICACIÓN

El diseño y construcción de un banco de pruebas biomecánico adaptable a una máquina universal de ensayos MTS 810 permitirá a la Facultad de Medicina de la Universidad Industrial de Santander, contar con un banco experimental para el análisis biomecánico de la articulación de la rodilla del cuerpo humano, bajo la acción de diferentes tipos de carga estática, Además la fortalecerá en gran medida brindándole apoyo a la investigación interdisciplinaria con Escuelas de Ingeniería Mecánica en el análisis de diferentes tipos de problemas y causas en la inestabilidad de la rodilla.

El desarrollo de nuevos medios para los ensayos biomédicos permite que se pruebe el rendimiento y la compatibilidad de materiales nuevos y dispositivos médicos in vitro, sin poner en peligro los pacientes, y para la evaluación de asuntos críticos y complejos de una manera controlada y repetible. Además de ayudar a que productos nuevos puedan cumplir requisitos esenciales, los ensayos biomédicos permiten comprobar la calidad de productos médicos en una cadena de producción, y el desarrollo de soluciones nuevas e innovadoras en el laboratorio.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un banco experimental adaptable a una máquina universal de ensayos MTS 810 para el análisis biomecánico de la articulación de la rodilla del cuerpo humano bajo la acción de diferentes tipos de carga estática que permita estudiar sus efectos mecánicos sobre los tejidos que la componen.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1- Identificar los tipos y rangos de movimiento junto con la capacidad de carga de la articulación de la rodilla de tal manera que se establezca su funcionamiento biomecánico.
- 2- Establecer el sistema de sujeción que permita aplicar los diferentes tipos de movimientos y la carga a los cuales será sometida la articulación.
- 3- Determinar la configuración del banco para aplicar las cargas y los movimientos en la articulación de tal manera que permita medir las variables en estudios posteriores.
- 4- Seleccionar el tipo de celda de carga y transductores adecuados para la medición de las fuerzas que se generen como producto de la carga a la cual será sometida la articulación.
- 5- Designar el material más adecuado para trabajar con material biológico.
- 6- Sugerir un manual de procedimiento para los posibles ensayos que se puedan realizar en la articulación troclear de miembros inferiores, para estudios posteriores.
- 7- Verificar el banco de pruebas con articulaciones sinovial de miembros inferiores humanos para los ensayos biomecánicos propuestos.

4. BIOMECANICA DE LA RODILLA

La rodilla es una trocleoartrosis que une el fémur con la tibia y la rótula, y por tal motivo tiene una gran importancia medular en el proceso de la marcha, la carrera y el salto. A su vez cumple una función estática de primer orden, dotada principalmente por un grado de libertad – *Flexo extensión* que permite aproximar o alejar, en mayor o menor medida.

La rodilla trabaja esencialmente en compresión bajo la acción de la gravedad, y de manera accesoria, la articulación posee un segundo grado de libertad, que permite la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, el cual aparece solamente cuando esta está flexionada.

Desde el punto de vista mecánico se debe conciliar con dos ideas discordantes:

- Posee una gran estabilidad en extensión máxima, posición en la que la rodilla hace esfuerzos importantes debido al peso del cuerpo y la longitud de los brazos de la palanca.
- Tener una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, movilidad necesaria para la carrera, la orientación óptima de pie en la relación de las irregularidades del terreno.

En la actualidad más allá de las técnicas que se utilizan como la disección en cadáveres y radiografías, se investiga a través de resonancia magnética nuclear, fotografiada en distintos ángulos durante sus movimientos, aunque estos estudios estén condicionados por la alta incidencia de traumatismos y enfermedades que afectan la articulación.

4.1 CONCEPTOS BÁSICOS DE BIOMECÁNICA.

A continuación, se definirán algunos términos, que son los más frecuentemente utilizados en la descripción de la fisiología de la articulación de la rodilla.

Biomecánica.

Es el estudio de la estructura y función de los sistemas biológicos a través de métodos mecánicos. Es considerada una especialidad multidisciplinaria utilizada por médicos, fisioterapeutas, ingenieros, deportólogos, ergónomos y educadores físicos, entre otros, quienes aplican los principios mecánicos de la física al cuerpo humano y describen movimientos y las fuerzas desde las leyes de la mecánica.

Mecánica.

Parte de la física que estudia la evolución o el cambio de posición de los cuerpos en función del tiempo; cubre dos áreas básicas: la estática y la dinámica. La estática se encarga del estudio de los cuerpos en reposo o equilibrio como resultado de la fuerza que actúa sobre éstos; es decir, estudia la magnitud y la fuerza. La dinámica es el estudio de los cuerpos en movimiento; comprende la cinemática y la cinética.

Cinética

Se centra en el estudio de las fuerzas que producen o cambian el estado de reposo o movimiento de una masa, viva o inerte.

Cinemática.

Estudia el movimiento sin tener en cuenta las fuerzas que lo producen. Incluye el desplazamiento, la aceleración y la velocidad. Se divide en osteocinemática y artrocinemática.

Osteocinemática.

Es el estudio del movimiento de los huesos en el espacio sin tener en cuenta los de las superficies articulares; describe los ejes y los planos en que se realiza el movimiento. Los movimientos que realizan los huesos en el espacio son:

- *Spin o giro*: es el movimiento en el que el hueso rota alrededor de un eje de movimiento, el cual es perpendicular al plano de la superficie articular.
- *Balanceo*: es todo un movimiento que ocurre fuera del eje perpendicular al plano de la superficie articular.
- *Deslizamiento*: ocurre cuando una superficie se traslada sobre otra superficie estacionaria.

Artrocinemática.

La artrocinemática estudia el movimiento intrínseco de la articulación, es decir, la relación entre dos planos articulares cuando se produce el movimiento, el cual puede ser de giro, rodamiento o *roll*, deslizamiento o *rock*.

- *El giro* es el movimiento de una superficie articular en un mismo punto sobre otra superficie articular de su eje mecánico.
- *El rodamiento o roll* ocurre en articulaciones incongruentes, es decir en superficies con diferentes radios de curvatura. Consiste en que nuevos puntos de una superficie toman nuevos puntos en otra. Ocurre en una superficie articular en el mismo plano de deslizamiento, pero con diferentes ejes de movimiento. El sentido de rodamiento de una superficie articular coincide siempre con el del movimiento del hueso, independientemente de lo que se mueva la superficie articular cóncava o convexa.
- *El desplazamiento* ocurre en superficies congruentes, curvas o planas. Consiste en que en un punto de una superficie articular toma puntos nuevos en otra superficie articular. Generalmente este movimiento va acompañado con rodamiento. La dirección del deslizamiento es opuesta al movimiento del extremo distal del hueso en donde se produce, la cual se conoce como la ley cóncavo convexo. Un ejemplo de esta ley se evidencia en la extensión de la rodilla en la articulación tibio-femoral. Durante una cadena cinemática abierta, la superficie cóncava, constituida por los platillos tibiales, se desliza anteriormente, es decir que el deslizamiento se da en la misma dirección que el extremo distal del hueso.

- **El Rock** es un movimiento que se da en la superficie articular y ocurre al final del giro con diferentes ejes o con un eje que cambia de planos.

Otros movimientos incluidos dentro de la artrocinemática son: la rotación conjunta, congruente e incongruente.

- **Rotación conjunta:** es, como su nombre lo indica, la que acompaña un balanceo, pero no es un movimiento libre y se da en la misma articulación.
- **Rotación congruente:** es la que se realiza en articulaciones adyacentes o cercanas y facilita los patrones funcionales.
- **Rotación incongruente** es la que ocurre en una dirección contraria a la de la articulación adyacente, resultante en patrones no funcionales de movimiento.

4.2 ANATOMÍA DE LA RODILLA

El complejo articular de la rodilla está conformado por las articulaciones femoro-tibial y patelo-femoral.

La articulación *femoro-tibial* está constituida por los cóndilos femorales y por los patillos tibiales, se clasifica como sinovial, ya que posee la cápsula articular y la membrana sinovial, compuesta pues dentro de la misma capsula articular se encuentra el extremo distal del fémur y el proximal de la tibia y peroné, compleja por la presencia del menisco, ovoide, por la forma de los cóndilos femorales convexos y patillos tibiales cóncavos y modificada, por que presenta dos grados de libertad.

La articulación *patelo-femoral* está conformada por la patela o rotula y por la tróclea femoral. Se clasifica como sinovial, compuesta, en silla ya que la tróclea femoral es

cóncava en sentido medial y lateral además es convexa en sentido superior e inferior. La rotula es convexa en sentido medial y lateral, cóncava en sentido superior e inferior y no modificada por que esta presenta dos grados de libertad.

† Componentes óseos

Los componentes óseos de la rodilla son: el fémur, la tibia, la patela o rótula. A continuación, se describe cada uno de los componentes

Fémur

El fémur es el hueso más largo del cuerpo humano, así como también unos de los más fuertes; está compuesto por dos extremidades, una superior o proximal, en la cual se encuentra ubicada una cabeza redondeada articular, que sobresale medialmente de un cuello corto, y la extremidad inferior o distal, que es ampliamente abultada, hecho por el cual tiene una superficie que soporta, la transmisión del peso corporal hacia el extremo superior de la tibia. El fémur presenta un cuerpo casi cilíndrico con una convexidad hacia adelante, posee tres caras y tres bordes (anterior, posterior y medial).

La extremidad inferior cuenta con dos formaciones de gran tamaño, dispuestas medial y lateralmente, definidas como cóndilos, los cuales entran en contacto con la tibia y transfieren el peso del cuerpo del fémur a la extremidad inferior. Posteriormente, los cóndilos están separados por una hendidura, la fosa intercondílea. EL cóndilo lateral es un plano en su cara lateral y no es tan prominente como el medial, aunque es más sólido y robusto. Este último se proyecta medialmente hacia abajo en un grado tal que, a pesar de la oblicuidad del cuerpo del hueso, la cara inferior del extremo distal del fémur es prácticamente horizontal.

Lateralmente se encuentran dos epicóndilos, también denominados medial y lateral. El lateral es el punto más prominente del cóndilo lateral y el del cóndilo medial es el epicóndilo medial. Proximal al epicóndilo medial se encuentra una pequeña prominencia conocida como el tubérculo del aductor.

La fosa intercondilar está limitada anteriormente por el borde distal de la superficie patelar y posteriormente por la línea intercondilar, la cual lo separa de la superficie poplíteo del fémur. Esta fosa se encuentra ubicada dentro de la capsula articular

común, pero debido a la disposición de la membrana articular, está dispuesta extra sinovial y extra articularmente como los ligamentos de esta región.

En la superficie anterior del extremo distal del fémur, entre el cóndilo medial y el lateral, se encuentra la faceta patelar, la cual recibe el aspecto posterior de la rótula.

La superficie poplítea del fémur, ubicada en la cara posterior, es una superficie triangular, delimitada por la línea supracondílea medial y lateralmente, y por la línea intercondilar, distalmente. Dicha región cuenta con relaciones neurovasculares importantes como la arteria poplítea, la genicular-medial y lateral, la vena femoral y es sitio de intersección de varios grupos musculares como los gastrocnemios, el vasto medial y el aductor mayor.

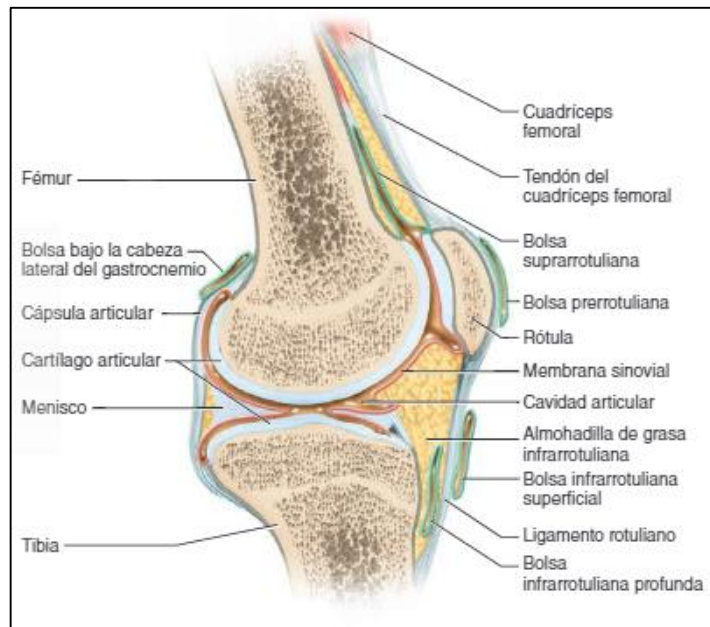
Es importante resaltar que el aspecto medial del fémur soporta más peso corporal que el aspecto lateral. El soporte del peso sigue un eje más mecánico que anatómico. La angulación del fémur está dada por la ubicación del cóndilo femoral, por debajo de la cabeza del fémur, lo cual permite normalmente que la línea de soporte de peso atraviese el centro de la articulación de la rodilla, entre los tubérculos condilares y luego el centro del talus.

Tibia

La tibia está ubicada medialmente en la pierna; se articula con el fémur y soporta el peso del cuerpo y los transmite al pie. La tibia se encuentra orientada verticalmente y es más fuerte que el peroné que la acompaña. En el extremo proximal se encuentran los patillos tibiales, los cuales proveen una superficie articular con el fémur, permitiendo tanto la transmisión del peso del cuerpo como las fuerzas de reacción con el suelo.

Los patillos están dispuestos uno lateral y otro medialmente. EL patillo lateral es el más largo para acompañar el movimiento del cóndilo femoral lateral. Entre los dos patillos se encuentra una prominencia en forma de pirámide, la eminencia intercondilar, que sirve de pivote para el fémur y estabiliza la rodilla ante la excesiva extensión. Esta región también sirve para recibir los meniscos.

Ilustración 1 La rodilla y sus partes



Fuente: *Anatomía y fisiología*, Kenneth Saladín, articulación tibio-femoral de la rodilla¹

En su extremo proximal, la tibia presenta dos cóndilos, uno medial y el otro lateral; entre ellos se encuentra una gran prominencia conocida como la tuberosidad tibial. Una pequeña prominencia, localizada en la cara anterior del cóndilo lateral de la tibia es el tubérculo de *Gerdy*, sitio donde se inserta la banda iliotibial.

Entre los convexos cóndilos femorales y la superficie cóncava de los cóndilos de la tibia ocurre un alto grado de incongruencia, por la cual requiere estructuras accesorias interpuestas para proveer estabilidad, conservando, al mismo tiempo, la movilidad. Esta última se logra hasta cierto punto por los meniscos y los ligamentos cruzados y los ligamentos colaterales de la rodilla., estos elementos han sido diseñados para que se logre un movimiento estable en flexión y en extensión, con un grado de rotación.

¹ SALADIN, Kenneth. *Anatomía y fisiología*. [en línea] McGraw-Hill 6ed. [México, D.F.] Mc-Graw-Hill Education: ebooks, 2013. [Citado 2 junio 2015] Disponible en: Biblioteca Universidad Industrial de Santander: Sala Base de datos

La superficie articular de los platillos tibiales es cóncava en la parte central, pero plana en la periferia. Los meniscos se ubican en cada cóndilo, en la porción plana de la superficie, incrementando la concavidad de cada cóndilo tibial. En una vista anteroposterior, el cóndilo medial es cóncavo, mientras el lateral es convexo, adicionando inestabilidad de la articulación.

Rótula

La patela como también se le conoce, tiene forma triangular plana y curvada, es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo humano: provee protección a la rodilla y constituye el mecanismo extensor de esta. El extremo proximal de la rótula es la base y el extremo distal es conocido como ápex. La superficie posterior tiene una cara lateral y otra medial, las cuales se articulan con los cóndilos mediales y laterales del fémur, respectivamente. La faceta medial se subdivide en dos o más: la lateral es la más grande y más larga que la medial y es cóncava, tanto en dirección longitudinal como medio lateral. El aspecto inferior de la rótula articula con la parte superior de la tróclea femoral en la flexión, la parte inferior de la superficie promueve el movimiento y brinda estabilidad en el cóndilo femoral.

† Componentes de los tejidos blandos

Meniscos

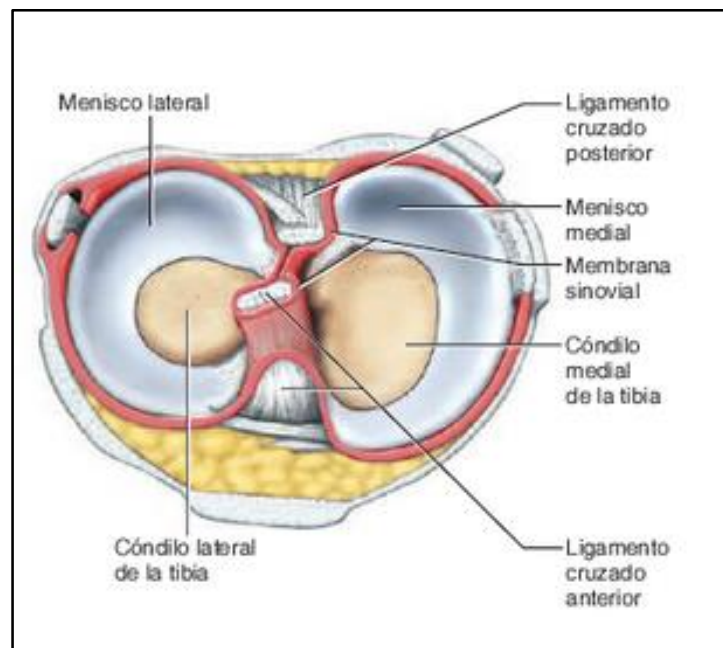
Son estructuras de fibrocartilago asimétricas, que a su vez tienen forma de semianillo o semicírculo se ubican entre los cóndilos femorales y los platillos tibiales, al obtener una estructura asimétrica su grosor también varía dependiendo su zona periférica. Cada menisco se compone de un cuerno anterior, un posterior y por medio de estos se logra la unión con la tibia, la cual es una unión firme, pues de manera accesoria se encuentran articulados al fémur y a la rótula.

El menisco lateral es muy cerrado y se describe en forma de "o" o anillo completo, mientras que el menisco medial es más ancho y tiene forma de "c", existen uniones comunes para los dos y propias de cada uno de ellos, las cuales permiten obtener

estabilidad durante los movimientos generados por la rodilla. El menisco medial presenta mayores restricciones a nivel capsular y ligamentario que el menisco lateral.

Las uniones más comunes que se presentan son los ligamentos coronarios (pequeñas expansiones de la capsula articular que unen la periferia del menisco a los patillos tibiales), el ligamento transverso y los meniscos patelo-meniscales (engrosamientos capsulares que unen directamente o indirectamente los meniscos de la patela).

Ilustración 2 Meniscos, ligamentos y su ubicación



Fuente: Anatomía y fisiología, Kenneth Saladín, articulación tibio-femoral de la rodilla²

Adicionalmente, el menisco medial tiene una unión en el cuerno anterior con el ligamento cruzado anterior (LCA) y el cuerno posterior con el ligamento cruzado posterior (LCP), mientras que el menisco lateral solo se une en la parte posterior al

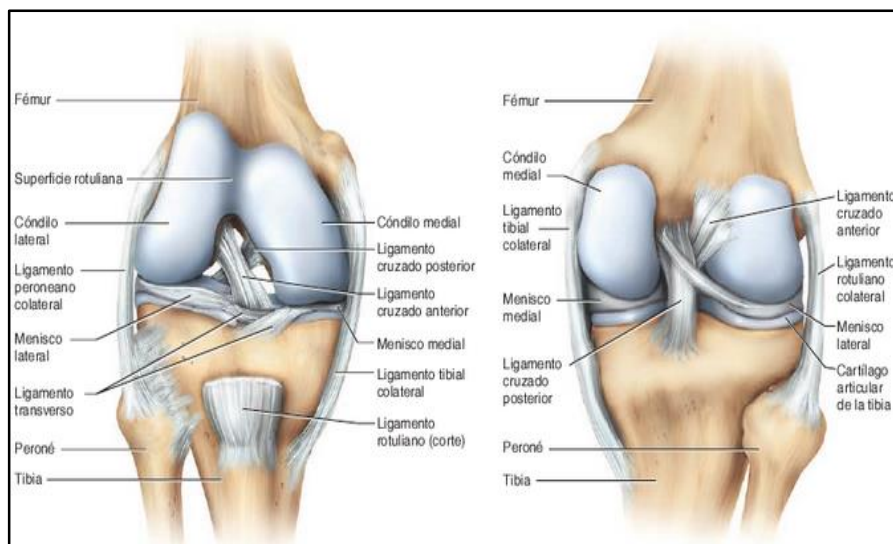
² Ibid

(LCP). De esta manera contribuye a la estabilidad anteroposterior de la rodilla, EL menisco medial está unido al ligamento colateral medial (LCM) a la vez que el menisco lateral medial no presenta relación con el ligamento colateral lateral LCL.

Los ligamentos

Los ligamentos colaterales son dos y tiene la función de reforzar la capsula articular tanto medial como lateralmente. EL *ligamento colateral medial* (LCM) refuerza la capsula articular en la parte medial y brinda unión al menisco medial. Dentro de sus características físicas actúa como una cinta fibrosa, triangular y aplanada, se extiende desde el cóndilo medial del fémur hasta el extremo superior de la tibia, además se encuentra reforzado por la pata de ganso y las expansiones tendinosas del vasto medial del cuádriceps.

Ilustración 3 Posición de los Meniscos, vista posterior y anterior



Fuente: *Anatomía y fisiología, Kenneth Saladín, articulación tibio-femoral de la rodilla*³

Los ligamentos cruzados son dos, robustos, ubicados en la parte central de la capsula articular, por fuera de la cavidad sinovial, se llaman cruzados porque se cruzan entre sí.

³ Ibid

El ligamento cruzado anterior (LCA) está unido en la parte anterior de la tibia, y pasa por debajo del ligamento transversal y se extiende superior y posteriormente para unirse en la parte postero-medial y postero-lateral del cóndilo femoral lateral, presenta dos bandas o fascículos: antero-medial y postero-lateral y toman su nombre de acuerdo con el sitio de unión tibial.

El ligamento cruzado posterior (LCP) tiene características o propiedades que lo hacen más fuerte, en longitud es más corto y menos oblicuo que el (LCA), se encuentra ubicado mediante una fijación en el área intercondílea posterior de la tibia y la extremidad posterior del menisco lateral, tiene dirección hacia arriba, delante y adentro, ensanchándose para insertarse en la superficie lateral del cóndilo medial del fémur, también presenta dos bandas como él (LCA) siendo la postero-lateral la más importante.

EL ligamento rotuliano, es una banda ancha, plana y corta, está unido desde el vértice de la rótula hasta la tuberosidad anterior de la tibia, sus fibras superiores se continúan sobre la cara anterior de la rótula con las fibras del tendón del cuádriceps femoral.

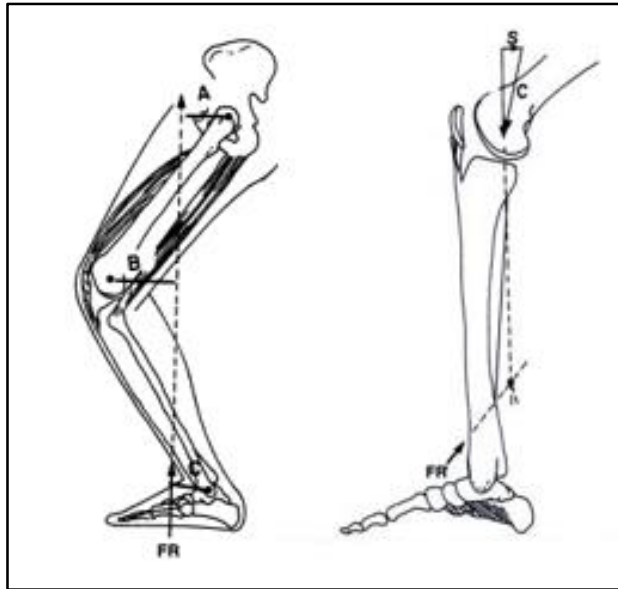
4.3 CADENA CINEMÁTICA

El concepto de cadena cinemática, o también denominado por algunos ingenieros mecánicos sistema de unión, en el cual las articulaciones se conectan por medio de segmentos rígidos y superpuestos. Si ambos extremos se conectan en los dos extremos valga la redundancia, de un mismo sistema a un marco móvil, el traslado de los extremos distal y proximal resulta imposible. En un sistema de unión cerrada el movimiento de una articulación anuncia un movimiento predecible de todas las otras articulaciones

Este tipo de unión cerrada no existe en las extremidades inferiores ni en las superiores, no obstante, cuando un extremo distal de la extremidad (es decir mano o pie), se encuentran con una resistencia, los patrones de reclutamiento muscular y los movimientos de las articulaciones son diferentes de cuando el segmento distal

se mueve libremente (ver ilustración 4). De modo que se proponen dos sistemas: uno abierto y uno cerrado, cuando el pie o la mano se encuentran con una resistencia, existe una cadena cinemática cerrada.

Ilustración 4 Cadena cinemática cerrada y vectores de Fuerza



Fuente: Técnicas de rehabilitación en medicina deportiva, vectores de fuerza de cisión y compresión, William E. Prentice⁴

Biomecánica de una cadena cinemática cerrada en la extremidad inferior.

Tanto la cadena cinemática cerrada como la abierta tiene diferentes efectos biomecánicos en la extremidad inferior y ajeno a esto no es la articulación de la rodilla. Los ejercicios de cadena cinemática cerrada, provocan una contracción de los isquiotibiales, y crean un momento de flexión tanto en la cadera como en la rodilla, ya que a medida que los isquiotibiales se contraen cumplen con la función de estabilizar la cadera, por su parte el cuádriceps estabiliza la rodilla. En un ejercicio de cadena cinemática cerrada, el momento de flexión aumenta a medida

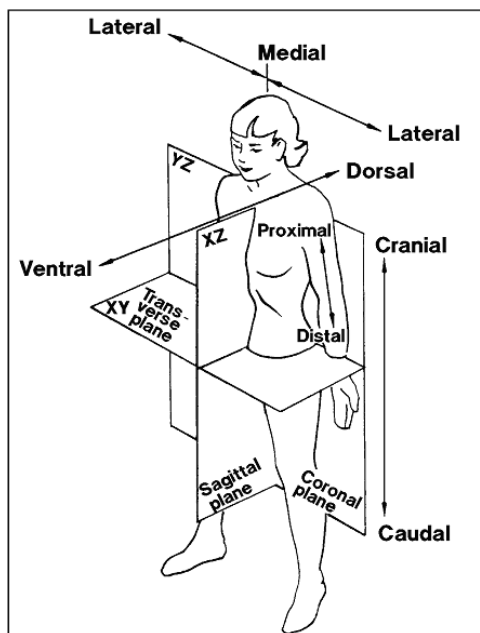
⁴ Prentice, William. técnicas de rehabilitación en medicina deportiva. [en línea] Paidotribo 4ed., 2009. [Citado 4 junio 2015] Disponible en: books-google Biblioteca Universidad Industrial de Santander: Sala Base de datos

que la rodilla flexiona, causando un aumento de la tensión en el tendón rotuliano y el cuádriceps, y por tanto un aumento en las fuerzas de reacción de la articulación femoro-patelar, además de esto, la rótula tiene una superficie de contacto mucho mayor, con lo cual logra minimizar la tensión de contacto.

4.4 PLANOS Y EJES DE MOVIMIENTO

Para describir de manera más práctica la biomecánica de la rodilla y de cualquier articulación, es necesario tener en cuenta los planos y ejes en el que se realizan los diferentes movimientos.

Ilustración 5 Ejes y Planos de cuerpo humano



Fuente: National Aeronautics And Space Administration Man-Systems Integration Standards⁵,

Existen diversos términos para describir los tres planos perpendiculares en lo que la gran mayoría de movimientos en las articulaciones ocurren, dicho sistema

⁵ NATIONAL AERONAUTICS AND SPACE ADMINISTRATION, Man-Systems Integration Standards, Volumen 1, section 3 [online]-sala de datos [junio3]

ortogonal puede ser descrito dependiendo el punto que es común en la intersección de los planos.

El intersección de los planos se puede definir o puede ser tomado ya sea en el centro de la articulación o en el centro de masa, dependiendo el estudio o la comodidad en la que se quiera representar, existen tres planos de movimiento y tres ejes de movimiento en el cuerpo humano:

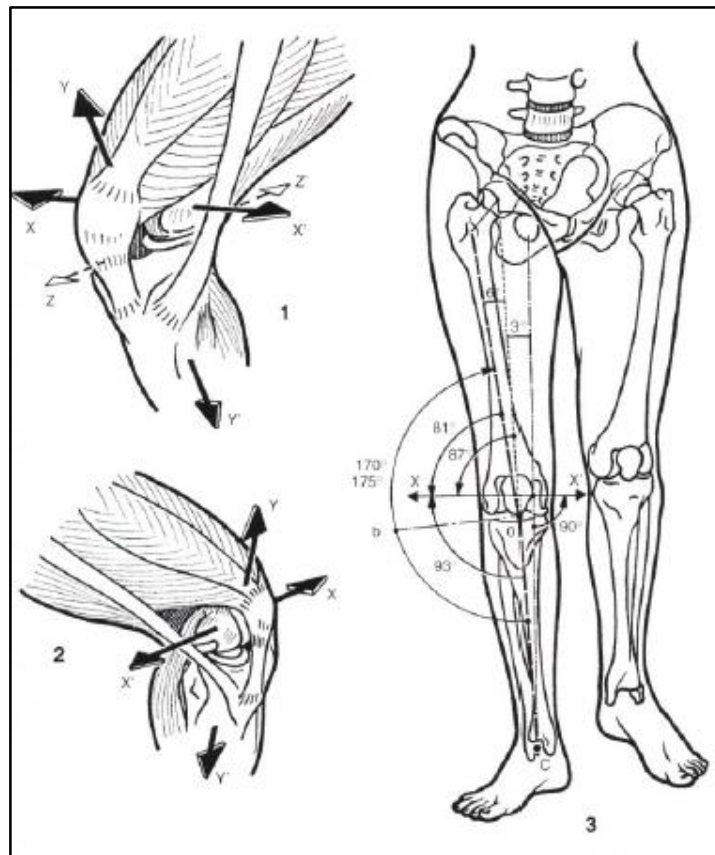
- **Plano sagital:** Es un plano vertical que va de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo dividiéndolo en mitad derecha mitad izquierda; también se conoce con el nombre de anteroposterior.
- **Plano frontal:** Al igual que en el plano sagital es un plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior, también es conocido como plano coronal.
- **Plano horizontal:** divide al cuerpo en mitades superior e inferior, es también conocido como plano transversal.

A continuación, se describen los tres ejes mencionados anteriormente propios de la articulación, pues estos son diferentes a los ejes del centro de masa:

- **Eje transversal:** en el cual se establecen o mejor aún se efectúan los movimientos propios de la flexo-extensión en un plano sagital, este eje está incluido frontalmente y atraviesa los cóndilos femorales (ver ilustración 6 ejes de la rodilla).
- **Eje diáfisis femoral:** a pesar de que su estructura se encuentre en “voladizo” respecto al cuerpo femoral, el eje no está situado exactamente en la prolongación del esqueleto de la pierna, ya que forma con este un ángulo obtuso, abierto hacia adentro de 170° - 175° el cual se denomina valgus fisiológico.

No obstante, los tres centros articulares que conforman la cadera, la rodilla y el tobillo están alineados en una misma recta que representa el eje mecánico del miembro inferior, este eje tiende a confundirse con el eje del esqueleto, sin embargo, el eje mecánico forma un ángulo de 6° con el eje axial del fémur, para mayor claridad observar la ilustración 6.

Ilustración 6 Ejes de la articulación de la rodilla



Fuente: Fisiología articular, miembro inferior, Kapandji, y grados de movimiento que forma el ángulo Q

Otro ítem importante es que el eje mecánico del miembro inferior está oblicuo hacia abajo y hacia adentro, formando un ángulo de 3° en la vertical, vale la pena aclarar que este tiene dependencia respecto a que tan amplia sea la pelvis, en el caso de la mujer, este puede aumentar, lo cual indica que el valgus fisiológico está más acentuado.

- **Eje longitudinal:** alrededor de este eje existe el llamado segundo grado de libertad, la rotación, con la rodilla en flexión, pues cuando esta se encuentra en máxima extensión; el eje mecánico del miembro inferior y la rotación axial ya no se localiza en la rodilla si no en la cadena que la suporta.
Este eje no presume un tercer grado de libertad; pues cuando la rodilla esta flexionada, existe cierta holgura mecánica que permite movimientos de lateralidad, pero cuando aparece la extensión completa los movimientos de lateralidad desaparecen totalmente; pues de lo contrario sería resultado de alguna patología

4.5 MECÁNICA ARTICULAR.

La articulación de la rodilla puede permanecer estable cuando es sometida rápidamente a cambios de carga durante la actividad, lo cual se conoce como estabilidad dinámica de la rodilla y es el resultado de la integración de la geometría articular, restricciones de los tejidos blandos y cargas aplicadas a la articulación a través de la acción muscular y el punto de apoyo que sostiene el peso.

La arquitectura ósea de la rodilla suministra una pequeña estabilidad a la articulación, debido a la incongruencia de los cóndilos tibiales y femorales; sin embargo, la forma, orientación y propiedades funcionales de los meniscos mejora la congruencia de la articulación y puede suministrar alguna estabilidad, que es mínima considerando los grandes pesos transmitidos a través de la articulación. La orientación y propiedades materiales de los ligamentos, cápsula y tejidos musculotendinosos de la rodilla contribuyen significativamente a su estabilidad.

Los ligamentos de la rodilla guían los segmentos esqueléticos adyacentes durante los movimientos articulares y las restricciones primarias para la traslación de la rodilla durante la carga pasiva. Las restricciones de fibras de cada ligamento varían en dependencia del ángulo de la articulación y el plano en el cual la rodilla es cargada.

La estabilidad de la rodilla está asegurada por los ligamentos cruzados anterior y posterior y los colaterales internos (tibial) y externo (peroneo). El ligamento cruzado anterior (LCA) tiene la función de evitar el desplazamiento hacia delante de la tibia

respecto al fémur; el cruzado posterior (LCP) evita el desplazamiento hacia detrás de la tibia en relación con el fémur, que a 90° de flexión se verticaliza y tensa y por ello es el responsable del deslizamiento hacia atrás de los cóndilos femorales sobre los platillos tibiales en el momento de la flexión, lo cual proporciona estabilidad en los movimientos de extensión y flexión.

Los ligamentos laterales brindan una estabilidad adicional a la rodilla; así, el colateral externo o peroneo (LLE), situado en el exterior de la rodilla, impide que esta se desvíe hacia adentro, mientras que el colateral interno o tibial (LLI) se sitúa en el interior de la articulación, de forma que impide la desviación hacia afuera, y su estabilidad depende prácticamente de los ligamentos y los músculos asociados.

Consecuentemente, en la mayoría de los casos hay muchos ligamentos que contribuyen sinérgicamente a la estabilidad dinámica de la rodilla; mientras que los esfuerzos combinados de ligamentos y otros tejidos blandos suministran a la rodilla buena estabilidad en condiciones cuando las cargas aplicadas a la articulación son moderadas, la tensión aplicada a estos tejidos durante alguna actividad agresiva (detener o cambiar con rapidez la dirección en ciertos deportes) suele exceder a su fuerza. Por esta razón se requieren fuerzas estabilizadoras adicionales para mantener la rodilla en una posición donde la tensión en los ligamentos permanezca dentro de un rango seguro. Las fuerzas compresivas de la rodilla, resultantes del soporte del peso del cuerpo y las cargas aplicadas a los segmentos articulares por actividad muscular, suministran estas fuerzas estabilizadoras.

La articulación de la rodilla realiza fundamentalmente movimientos en dos planos perpendiculares entre sí: flexo-extensión en el plano sagital (eje frontal) y rotación interna y externa en el plano frontal (eje vertical). Para los movimientos debe tenerse en cuenta que el espesor y volumen de un ligamento son directamente proporcionales a su resistencia e inversamente proporcionales a sus posibilidades de distensión.

- A. **Movimientos de flexión y extensión:** Se realizan alrededor de un eje frontal, bicondíleo, que pasa los epicóndilos femorales. La cara posterior de la pierna

se aproxima a la cara posterior del muslo en el curso de la flexión, pero sucede lo contrario durante el movimiento de extensión^[u1].

A partir de la posición 0° (posición de reposo: cuando el muslo y la pierna se prolongan entre sí en línea recta, formando un ángulo de 180°), la flexión de la pierna alcanza por término medio 120°; pero el límite máximo de la amplitud de ese movimiento no es este, pues tomando el pie con una mano puede ampliarse.

La flexo-extensión de la rodilla resulta de la suma de dos movimientos parciales que ejecutan los cóndilos femorales: un movimiento de rodado, similar al que realizan las ruedas de un vehículo sobre el suelo y un movimiento de deslizamiento de aquellos sobre las cavidades glenoideas; este último de mayor amplitud que el primero. El movimiento de rotación o rodado tiene lugar en la cámara femoro-meniscal; y la fase de deslizamiento, en la menisco-tibial. En los movimientos de flexión-extensión, la rótula se desplaza en un plano sagital.

A partir de su posición de extensión, retrocede y se desplaza a lo largo de un arco de circunferencia, cuyo centro está situado a nivel de la tuberosidad anterior de la tibia y cuyo radio es igual a la longitud del ligamento rotulando. Al mismo tiempo, se inclina alrededor de 35° sobre sí misma, de tal manera que su cara posterior, que miraba hacia atrás, en la flexión máxima está orientada hacia atrás y abajo; por tanto, experimenta un movimiento de traslación circunferencial con respecto a la tibia.

- ***Limitantes de la flexión:***

- a) Distensión de los músculos extensores (cuádriceps crural)
- b) por la masa de los músculos flexores en el hueco poplíteo
- c) El segmento posterior de los meniscos.

- ***Limitantes de la extensión:***

- a) Distensión de los músculos flexores

- b) el segmento anterior de ambos meniscos
- c) la distensión de la parte posterior del manguito capsulo-ligamentoso.
- d) los 2 ligamentos laterales que, al estar situados por detrás del eje de movimientos, se ponen cada vez más tensos a medida que el movimiento de extensión progresa.

En la fase de postura, la flexión de la rodilla funciona como un amortiguador para ayudar en la aceptación del peso. La función de los ligamentos cruzados en la limitación de los movimientos angulares de la rodilla varía, según la opinión de los diferentes autores.

- B. Movimientos de rotación de la rodilla:** Consisten en la libre rotación de la pierna, o sea, en que tanto la tibia como el peroné giran alrededor del eje longitudinal o vertical de la primera, en sentido externo o interno.

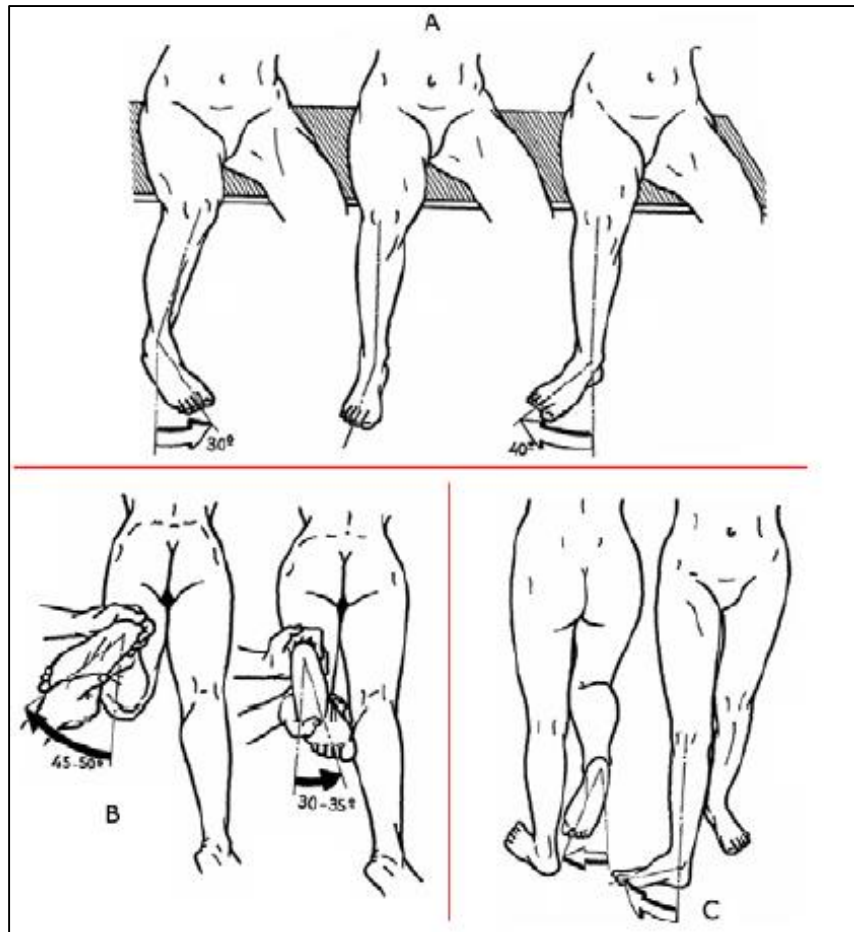
La rodilla puede realizar solamente estos movimientos de rotación cuando se encuentra en posición de semiflexión, pues se producen en la cámara distal de la articulación y consisten en un movimiento rotatorio de las tuberosidades de la tibia, por debajo del conjunto meniscos-cóndilos femorales.

En la extensión completa de la articulación, los movimientos de rotación no pueden realizarse porque lo impide la gran tensión que adquieren los ligamentos laterales y cruzados. La máxima movilidad rotatoria activa de la pierna se consigue con la rodilla en semiflexión de 90°. La rotación externa es siempre más amplia que la interna (4 veces mayor, aproximadamente).

La rotación interna, ocurre cuando se lleva la punta del pie hacia adentro durante la aducción y esta rotación en 30°: el ligamento rotuliano se hace oblicuo hacia abajo y adentro. En la rotación externa sucede lo contrario la punta del pie apunta hacia afuera durante la abducción y este movimiento hace que la amplitud de rotación varíe dependiendo la flexión, aunque normalmente es 40°, cuando la pierna está a 30° de flexión ésta es de 32°, mientras cuando la semiflexión es de 90° la rotación alcanza su máxima amplitud correspondiente a 42°: el fémur lleva la rótula hacia adentro, de manera que el ligamento

rotuliano queda oblicuo hacia abajo y afuera, pero más oblicuo hacia fuera que en posición de rotación indiferente. (Ver ilustración 7)

Ilustración 7 Rotación axial de la rodilla



Fuente: Rotación axial de la rodilla A) interna y externa, B) pasiva C) automática

La capacidad de rotación de la articulación de la rodilla confiere a la marcha humana mayor poder de adaptación a las desigualdades del terreno y, por consiguiente, mayor seguridad. Los movimientos de rotación desempeñan también una función importante en la flexión de las rodillas, cuando se pasa de la posición de pie a la de cuclillas. La capacidad de rotación de la rodilla permite otros muchos movimientos, por ejemplo: cambiar la dirección de la marcha, girar sobre sí mismo, trepar por el tronco de un árbol y tomar objetos entre las plantas de los pies.

Por último, existe una rotación axial llamada "automática", porque va unida a los movimientos de flexo-extensión de manera involuntaria e inevitable. Cuando la rodilla se extiende, el pie se mueve en rotación externa; a la inversa, al flexionar la rodilla, la pierna gira en rotación interna.

En los movimientos de rotación axial, los desplazamientos de la rótula en relación con la tibia tienen lugar en un plano frontal; en posición de rotación indiferente, la dirección del ligamento rotuliano es ligeramente oblicua hacia abajo y afuera.

Los dos ligamentos cruzados limitan el movimiento de rotación interna, que aumentan su cruzamiento, y deshacen este último cuando la pierna rota internamente, por lo que no pueden restringir este movimiento de manera alguna. El movimiento de rotación externa es limitado por el ligamento lateral externo, que se tuerce sobre sí mismo, y por el tono del músculo poplíteo. Al igual que sucede en los movimientos de flexo-extensión, los meniscos también se desplazan en el curso de los movimientos rotatorios de la pierna; desplazamientos en los cuales reside la causa de su gran vulnerabilidad.

Las lesiones meniscales solamente se pueden producir, según esto, en el curso de los movimientos articulares, y no cuando la rodilla se encuentra bloqueada en extensión. Combinaciones no coordinadas de los movimientos de rotación (sobre todo la interna), que hundan el menisco en el ángulo cóndilo-tibial, punzándole, con los de flexión y extensión, son causantes de tales lesiones meniscales. Hay autores que describen otras dos clases de movimientos en la rodilla.

- C. **Movimientos de abducción y adducción:** Son más conocidos en semiología con el nombre de movimientos de inclinación lateral y corresponden realmente más a un juego mecánico de conjunto, que a una función que posea una utilidad definida. En la posición de extensión, y fuera de todo proceso patológico, son prácticamente inexistentes. Su amplitud es del orden de 2 a 3° y obedecen a uno de los caracteres del cartílago articular, que es el de ser compresible y elástico.

D. Movimientos de la rótula: Generalmente se considera que los movimientos de la rótula no influyen en los de la rodilla. La patela sufre un ascenso en la extensión y desciende en la flexión.

Desplazamientos en la articulación femoro-rotuliana El movimiento normal de la rótula sobre el fémur durante la flexión es una traslación vertical a lo largo de la garganta de la tróclea y hasta la escotadura intercondílea.

El desplazamiento de la rótula equivale al doble de su longitud (8 cm) y lo efectúa mientras gira en torno a un eje transversal; en efecto, su cara posterior, dirigida directamente hacia atrás en posición de extensión, se orienta hacia arriba cuando la rótula, al final de su recorrido, se aplica en la flexión extrema, debajo de los cóndilos, por lo cual se trata de una traslación circunferencial.

Desplazamientos de la rótula sobre la tibia.

Es posible imaginarse la rótula incorporada a la tibia para formar un olecranon como en el codo; disposición que, al impedir todo movimiento de la rótula en relación con la tibia, limitaría de modo notable su movilidad e inhibiría incluso cualquier movimiento de rotación axial. La rótula efectúa 2 clases de movimientos con respecto a la tibia, según se considere la flexión-extensión o la rotación axial.

Las fuerzas que actúan sobre la rodilla durante la marcha son: el peso del cuerpo, equilibrado con la fuerza de reacción del suelo y las contracciones de los grupos musculares, que originan un movimiento entre los elementos articulares mediante el desplazamiento de las superficies articulares entre sí, producido por el par de fuerzas generado por el peso del cuerpo y las contracciones musculares. La fuerza resultante que cierra y equilibra al sistema que actúa sobre la articulación, sin producir movimiento, es la fuerza de reacción articular que comprime las superficies articulares entre sí.

Durante las actividades del miembro inferior se generan fuerzas en la rodilla: una de ellas en la articulación femoro-rotuliana y otra en la femoro-tibial, que a su vez puede descomponerse en un componente en el compartimento medial y otro en el

lateral. Dichas fuerzas son las causantes del daño progresivo de las superficies articulares, al ir lesionando la estructura del cartílago con sus componentes de compresión, fundamentalmente, y de cizallamiento; este último se desprecia en los estudios biomecánicos, por ser prácticamente inexistente, debido al bajísimo coeficiente de fricción cartílago-cartílago que obedece, por un lado, a las propiedades visco-elásticas de este y, por otro, a la lubricación proporcionada por el líquido sinovial.

La articulación femoro-tibial (FT) posee un movimiento tridimensional y, por tanto, 3 componentes de giro: angulación varo valgo (plano frontal, eje anteroposterior), rotación (plano transversal, eje vertical) y flexo-extensión (plano sagital, eje transversal). También tiene tres componentes de desplazamiento: medio-lateral, anteroposterior y compresión-separación, de los cuales solo es trascendente el segundo en un mecanismo combinado con el rodamiento de los cóndilos femorales sobre la tibia, guiado por el ligamento cruzado posterior, que predomina en los primeros grados de flexión y el desplazamiento al final de esta. El desplazamiento medio-lateral resulta mínimo, atribuible a la congruencia articular proporcionada por los meniscos y las partes blandas (ligamentos y contracción muscular).

El movimiento de rotación suele ser generalmente automático e involuntario y de un orden de magnitud poco importante (nulo en extensión completa, con máximo de 10 a 90° de flexión); así pues, el movimiento principal es el de flexo-extensión.

Conviene señalar que el grado de flexión de la rodilla en un ciclo de marcha, varía a lo largo de dicho ciclo, pero nunca logrará estar completamente extendida. Este movimiento de flexo-extensión funciona como un helicoides y no como una bisagra simple, pues existe una combinación de flexo-extensión con rotaciones, debida a la mayor dimensión próximo-distal del cóndilo medial respecto al lateral.

Asimismo, para el movimiento de flexión, el deslizamiento anteroposterior femoro-tibial aumenta la potencia del aparato extensor hasta en 30 %, al obtener un momento mecánico más favorable.

Por el mecanismo de rotación automática descrito anteriormente sucede el fenómeno conocido como auto-atornillamiento, que produce el bloqueo femoro-tibial

en extensión completa y aumenta la estabilidad articular, entre otras situaciones, en el instante del apoyo del talón en la marcha.

Dicho mecanismo tiene lugar mediante la rotación externa progresiva, con la extensión de la rodilla en fase de balanceo, y provoca el bloqueo progresivo en los últimos 15° de extensión.

El centro instantáneo de rotación de la articulación FT para la flexo-extensión se encuentra, en condiciones normales, en el fémur, aproximadamente en la inserción de los ligamentos colaterales en la perpendicular al punto de contacto y va desplazándose dorsalmente con la flexión, en una línea curva suave de concavidad craneal; tal desplazamiento es explicable, entre otros factores, por el deslizamiento femoral sobre la tibia durante la flexión. A causa de esta variación, los diferentes grupos musculares van variando su momento en un sentido que favorece su funcionalismo.

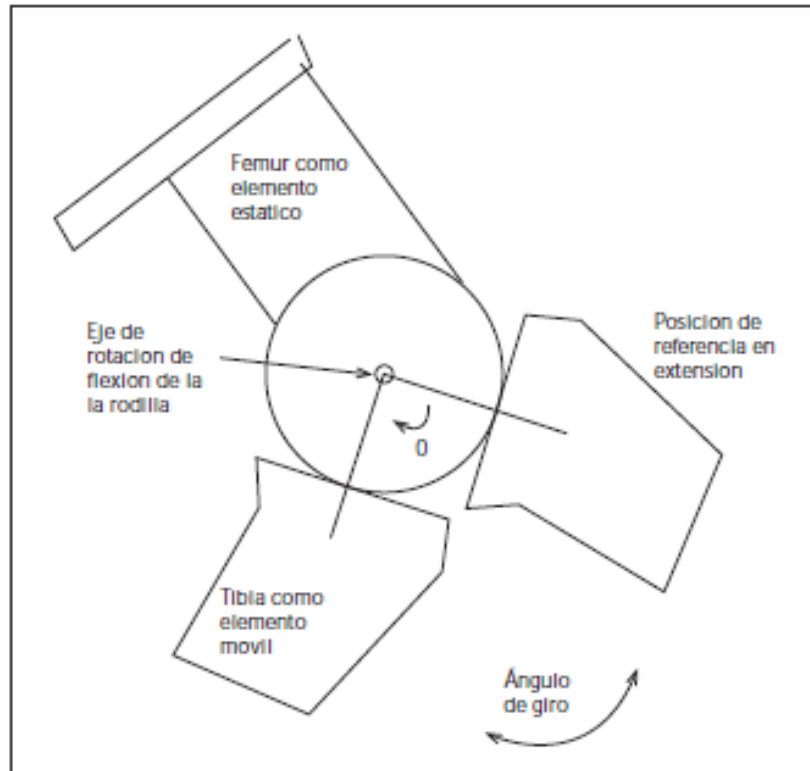
4.6 GRADOS DE LIBERTAD.

Aunque existen muchos modelos en la literatura para definir los grados de libertad que tiene la articulación de la rodilla, debido a la complejidad que se tiene para describir su comportamiento se opta por tomar un modelo de seis grados de libertad, ya que el análisis se hace a mayor profundidad, teniendo en cuenta criterios de desplazamiento y rotación que ciertos autores omiten, o simplemente se dejan a un lado para describir su funcionalidad de una manera más sencilla y prolija.

El modelo de seis grados de libertad hace más explícito el significado de la cinemática de la articulación, pues existen estudios de RMN (resonancia magnética) en los que se basan diferentes estudios, los cuales tratan de dar una visión mucho más fisiológica del movimiento de la rodilla.

Después de analizar la cinemática de la rodilla, es necesario entrar en detalle al estudio de los modelos básicos que han ido evolucionando para tener un panorama más claro de la biomecánica de la articulación y así poder describir el modelo a utilizar.

Ilustración 8 Modelo bisagra

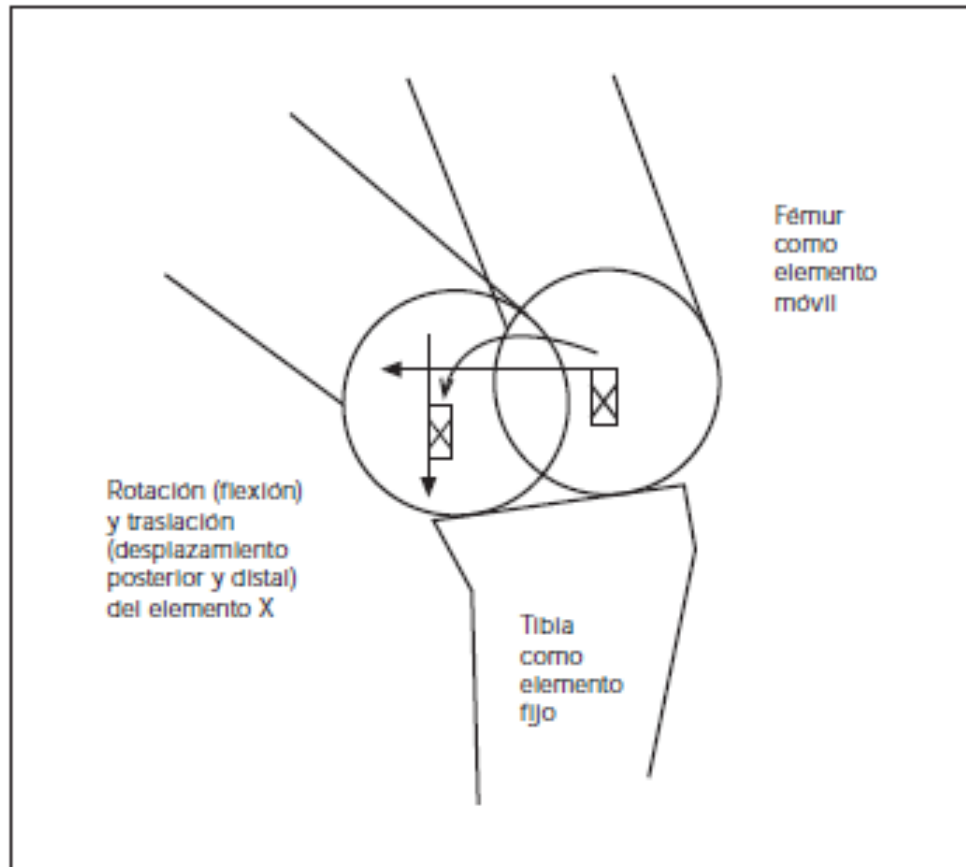


Fuente: Patología del aparato locomotor, 2005; 3 191-200

- I. Modelo bisagra: la movilidad se caracteriza por la rotación sobre un eje único situado entre el miembro fijo; la cual se describe como la flexión de la rodilla, el modelo (ver ilustración 7) se basa en dos planos.
- II. Modelo plantar o de centroide: es un modelo de dos grados de libertad, postula que dos cuerpos en movimiento relativo presentan un punto que no se mueve y actúa como centro de rotación. Para cuantificar el movimiento se traza un vector perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto femoro-tibial y tangente a la tibia.

No obstante, el modelo permite los movimientos de rodamiento y rotación anteroposterior y deslizamiento anteroposterior o translación de predominio posterior con la flexión teniendo como predominio importante el punto de contacto de la superficie debajo del centro instantáneo para reducir el deslizamiento.

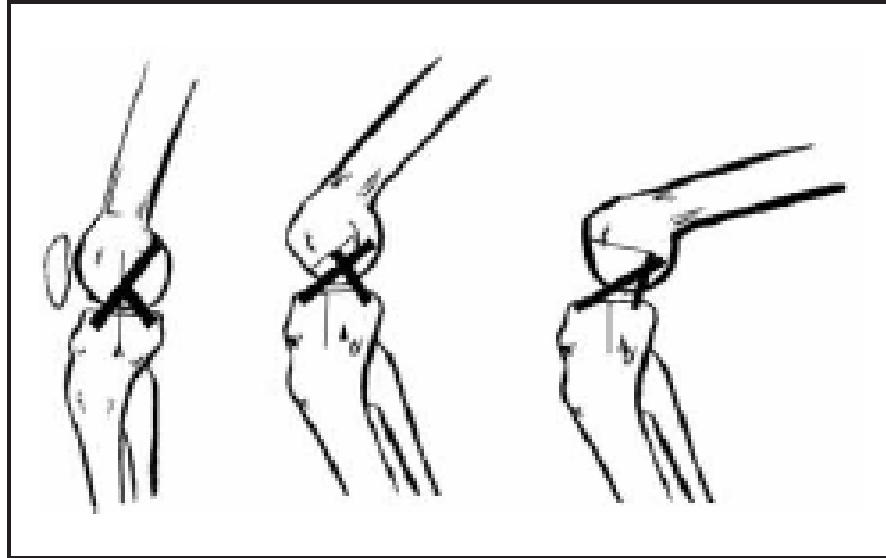
Ilustración 9 Modelo planar o de centroide



Fuente: Patología del aparato locomotor, 2005; 3 191-200

- III. Modelo mecanismo de unión cruzada de cuatro barras: es un mecanismo que consiste en un eslabonamiento mecánico de cuatro barras, el cual establece dos eslabones óseos (fémur y tibia) y dos eslabones ligamentosos (el ligamento cruzado anterior y el ligamento cruzado posterior). Considera la flexo-extensión en el plano sagital y el rodamiento del fémur sobre la tibia con la flexión, al permitirse este último por tensión isométrica en todas sus fibras de los ligamentos, considerando así los cruzados como una barra rígida en un centro de rotación situado en el punto en donde se cruzan.

Ilustración 10 Modelo teoría cuatro barras

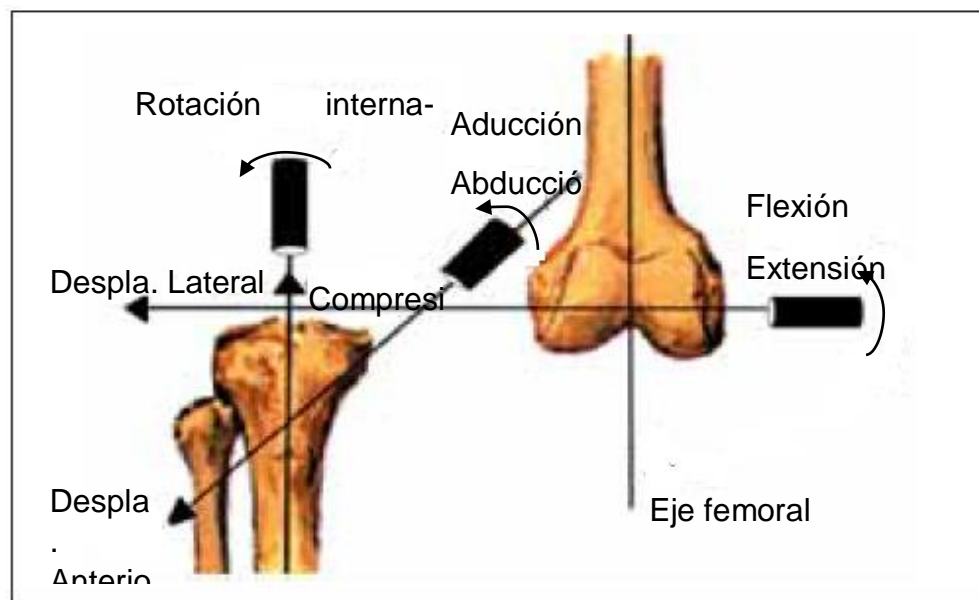


Patología del aparato locomotor, 2005; 3 191-200

- IV. Modelo bola y rótula: es un modelo de tres grados de libertad que consiste en la posición de la rodilla como una esfera en donde los movimientos se definen por tres planos ortogonales; con esto la movilidad se realiza a raves de esferas concéntricas sobre un punto fijo en el miembro en el centro de la articulación. A partir de ese centro, las posiciones se calculan para las coordenadas de otros dos puntos. Estos tres ejes son: a) Eje condilar posterior; va desde las intersecciones de los ligamentos laterales de la rodilla y pasa por la intersección de los cruzados. b) El eje condilar distal; se alcanza cuando la rodilla se extiende completamente, y su radio de curvatura es mucho mayor que en el anterior eje. c) El eje longitudinal de rotación controlado por los ligamentos, principalmente el colateral y medial cruzado, los platillos tibiales y los meniscos.
- V. Modelo seis grados de libertad: El movimiento se define según este modelo como una translación y rotación de dos cuerpos uno en relación al otro, no se asumen limitaciones de movilidad de los dos cuerpos, aquí se puede diferenciar los tres desplazamientos rotacionales que son:

- **Flexo-extensión** sobre un eje medio-lateral definido como una línea cuyos orígenes pueden tener varias posibilidades:
 - a) Línea perpendicular a la inserción proximal del LCP y paralela a la línea epicondílea.
 - b) Línea que pasa entre los orígenes de los ligamentos colaterales medial y lateral.
 - c) Línea que pasa por el medio de los cóndilos femorales, que resulta ser la más direccionada.

Ilustración 11 Modelo seis grados de Libertad



Fuente: Patología del aparato locomotor, 2005; 3 191-200

- **Adducción-abducción** sobre un eje anteroposterior en el centro de la rodilla y normalmente conectado con la tibia situado ligeramente posterior al centro del platillo tibial medial para flexiones medias, pero que en caso de las flexiones a 0° y 120° pasa justo por el punto medio de la espina tibial.

- Rotación interna-externa sobre un eje tibial intersección de la línea epicondilar en el punto medio de los epicóndilos. De este modo podemos decir que es la bisectriz del ángulo entre las proyecciones de los ángulos femorales en el plano transversal. Esto implica el fenómeno “lift off” lo que significa el despegue de los cóndilos cuando hay aducción y abducción.

Así como los tres desplazamientos rotacionales fueron descritos anteriormente, se describen a continuación las tres traslaciones.

- Medio-lateral sobre un eje medio lateral que conecta los puntos más distales de los cóndilos femorales.
- Antero-Posterior sobre un eje anteroposterior con respecto a la tibia. Este movimiento ocurre cuando el fémur se traslada antero-posteriormente sobre las superficies articulares de la tibia durante la flexo-extensión. Este eje rota con la flexión de la tibia para mantenerse perpendicular al eje longitudinal de la misma, o sea, paralelo a la superficie articular.
- Compresión-distracción, sobre la longitud proximal-distal de la tibia con una angulación pequeña sobre el eje longitudinal de la tibia.

5. METODOLOGÍA

El estudio metodológico para la realización de este proyecto se dividió en dos partes. Una primera en donde se identifican la descripción del problema y las necesidades que deben ser suplidas por el banco experimental, la segunda fase consiste en realizar el proceso de diseño de cada uno de los componentes del banco, así como la selección de cada uno de los materiales para la construcción, adicionalmente se realizara un estudio de sujeción para la adaptación del hueso al banco experimental en el cual se establece el mejor sistema para lograr una buena fijación, practica y certera.

El algoritmo de la figura 1 es una perspectiva que representa los pasos a ejecutar para cubrir las etapas de identificación de los requerimientos, diseño y construcción del banco de pruebas. Para una mejor comprensión, la metodología para el desarrollo del proyecto en lo que refiere al proceso de diseño se dividió en cinco fases partiendo desde la comprensión del problema hasta las pruebas hechas sobre un prototipo final. Es pertinente resaltar que entre cada fase cabe la posibilidad de hacer revisiones y reformular lo ya planteado en la medida de que surjan nuevas ideas, exista la posibilidad de hacer mejoras o se tenga que hacer correcciones.

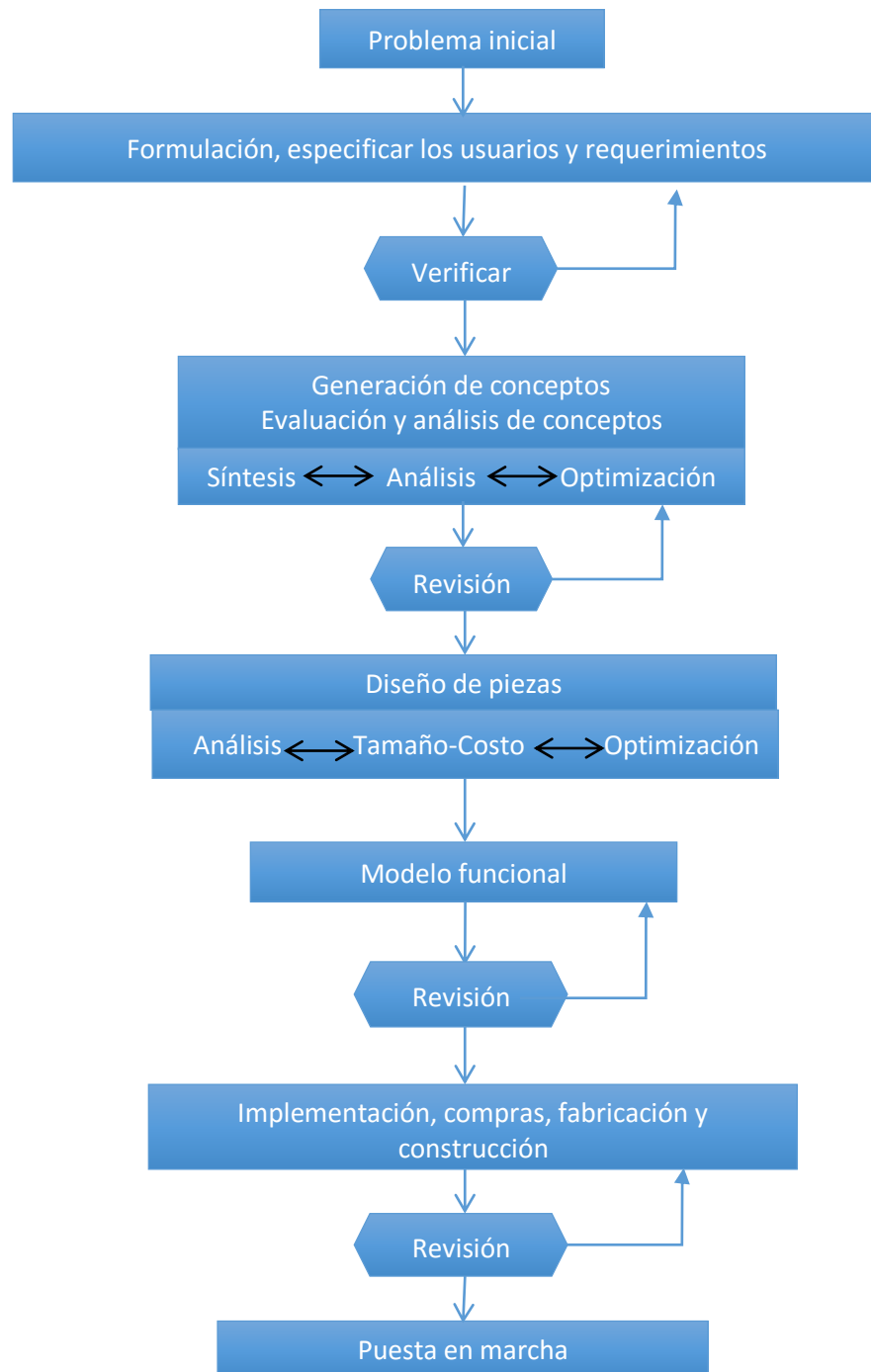
5.1 FORMULACION PARA LA SOLUCION

Para la consecución de los objetivos marcados se usa la estrategia de diseño QFD, que por sus siglas en inglés (Quality Function Deployment) que busca focalizar el diseño de los productos y servicios para dar respuesta a las necesidades de los usuarios. Esto significa alinear lo que los beneficiarios requieren con lo que la organización produce.

Durante el proceso de diseño se van a responder interrogantes como: ¿Cuál es el problema? ¿Qué se debe solucionar? Y ¿Cómo se va hacer? para hacer más clara la comprensión del planteamiento del problema inicial. Dentro de las características de la QFD están las de identificar los usuarios finales y determinar cuáles son la necesidad a satisfacer, para luego forzar el pasamiento y creatividad para que vayan

surgiendo gradualmente las soluciones de diseño de mayor potencial. La calidad de las soluciones de diseño propuestas están evaluadas durante el ciclo del proceso de diseño y no meramente hasta el final.

Ilustración 12 Metodología



Identificación del problema

El banco de pruebas que se diseñara consiste prácticamente en tomar por completo con todo y sus tejidos (músculos, huesos, ligamentos, etc.) diferentes miembros de cadáveres de cuerpos humanos, luego acondicionar la articulación tomada de tal manera que pueda ser montada y acomodada en una máquina de ensayos universal simulando una cadena cinemática cerrada bajo la aplicación de carga estática y tomar datos, como; presiones y desplazamientos mediante instrumentos de medición adecuadamente seleccionados, que permitan después; calcular el esfuerzo y deformación de los diferentes elementos que componen la rodilla en este caso por ser una articulación de estudio en particular para el grupo de investigación.

En general la construcción del banco de pruebas debe acercarse lo más posible a la simulación de una cadena cinemática cerrada en extremidades inferiores del cuerpo humano, donde la rodilla pueda hacer sin ninguna restricción sus movimientos naturales de: flexión, rotación.

Identificación de usuarios

Las personas interesadas en el uso del banco de pruebas son del ámbito médico-científico en el manejo de las áreas como: la biomecánica, anatomía, tejido tendomuscular, ingenieros y diseñadores en proceso de desarrollo de prótesis e instrumentaria médica y también empresas y laboratorios dedicados al testeo de materia bajo normas técnicas.

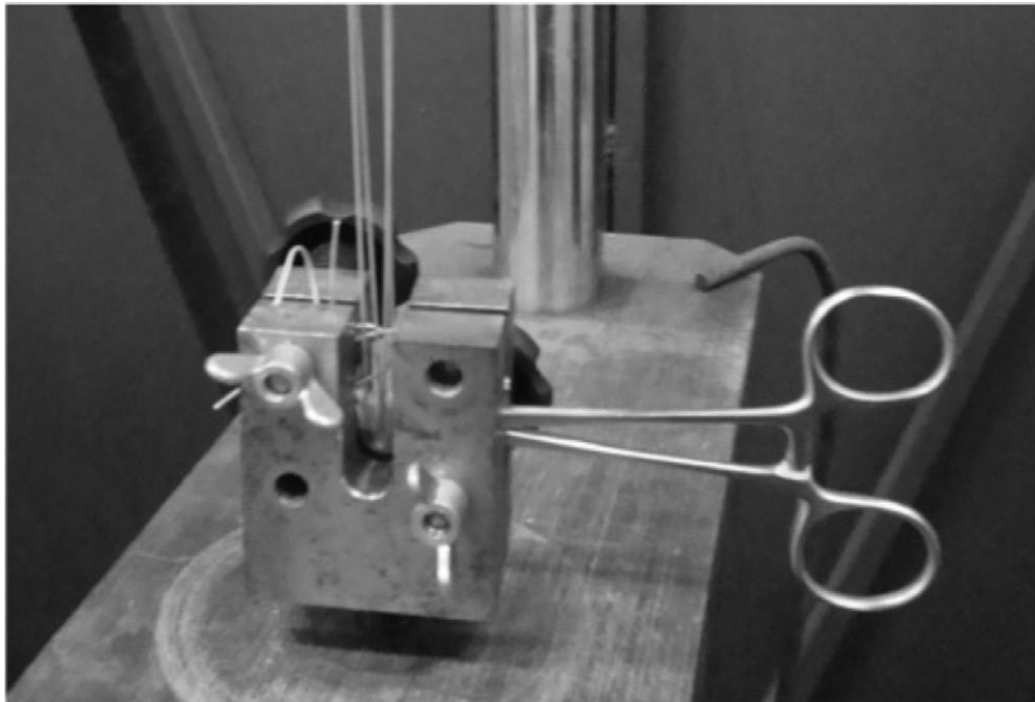
Producto a mejorar.

En la revisión bibliográfica de diferentes estudios hechos en tejidos y articulaciones donde se hacen pruebas biomecánicas a material *in-vivo* para hacer mediciones de cargas y deformaciones encontramos modelos y diferentes montajes que se aproximan al problema planteado que pueden ser acondicionados y mejorados.

Muchos de estos modelos no especifican las medidas y configuración del montaje lo que dificulta la reproducción de los ensayos y continuación de estudios. Entre los estudios comunes se encuentran montajes donde se evidencia: la Improvisación de herramientas de sujeción (ver figura 1), modelos con pocos grados de libertad, demasiados robustos y pesados (figura2) y otros modelos que funcionan para unas

longitudes específicas en los huesos, estas son las condiciones a mejorar para obtener un banco de pruebas experimental que sirva de base para la continuación y realización de futuros estudios sobre la rodilla.

Ilustración 13 Formas de sujeción A

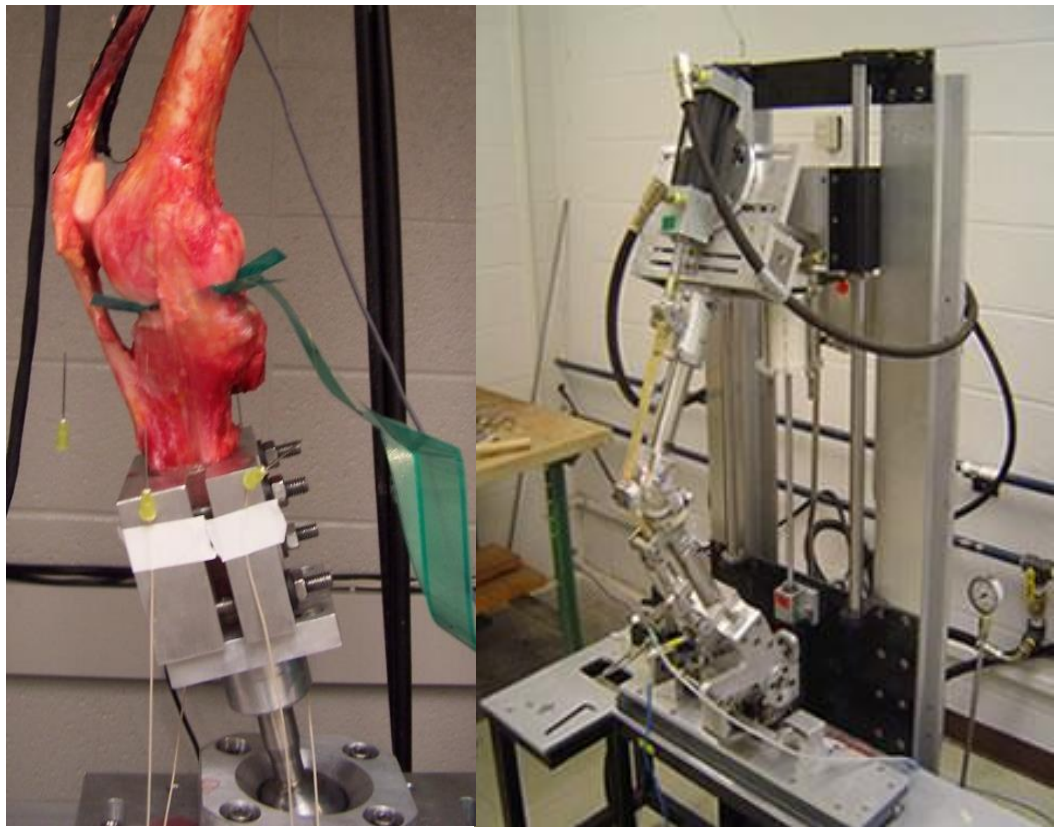


Fuente: Rev Bras Ortop. 2013;48(1):80-86. Test body positioned in traction machine, with threads for suturing the ends held in surgical hemostatic forceps

Requerimientos del diseño

Luego de formalizar una charla con los integrantes del Grupo de Variaciones Anatómicas Tendo-musculares se expresan las características que debe tener el banco de pruebas experimental para la articulación de la rodilla. En la tabla 1 se exponen los requerimientos clasificados en dos grupos; los de mayor prioridad (debe) y los no tan importantes, (quiere) requieren que se tengan.

Ilustración 14 Ejemplos de sujeción



Fuente: VILLEGAS.DIEGO, "Biomechanics of Meniscal Horn Attachments" En: Estados Unidos 2012. Ed: Proquest Digital Dissertation ISBN: 978-1249045588 v. pags.

Particularmente lo que se espera del banco es que sea liviano, portable y de fácil operación y montaje a la máquina de ensayo universal MTS-810., Ser completamente rígido para disminuir errores en las mediciones y cuente con una fijación firme y resistente que sujete la tibia, fémur y el tendón rotuliano sin que se muevan, permitiéndole a la rodilla hacer sus movimientos de flexión, rotación y varo sin forzarla o crear esfuerzos residuales. Usar materiales duraderos, de buenas prestaciones y resistente a la corrosión y formular el diseño con bajos costos de manufactura.

Tabla 1 Comparativo Debe, Quiere

DEBE	QUIERE
Portable.	Movimiento de varo y valgo.
Rígido.	Configuración operación (velocidad, carga, aceleración, desplazamientos).
Flexión, plano sagital.	Fácil manejo y montaje.
Liviano, ligero	Desplazamiento lateral en el plano Transversal.
Rotación de la rodilla, plano transversal.	
Precisión, reproductibilidad de los experimentos.	

Análisis de las necesidades del diseño.

- **Planos y ejes de la rodilla.** Los movimientos de la rodilla están presentes principalmente en dos planos: sagital y transversal. En lo expuesto en el capítulo introductorio, en el plano sagital es donde se tiene la mayor participación de los movimientos de la rodilla con el movimiento de flexo-extensión que es muy importante en la marcha y la carrera. La rotación, que consisten en la libre rotación de la pierna (tibia, peroné) alrededor del eje longitudinal el plano trasversal, ocurre con la flexo-extensión de manera “automática” es muy importante en la marcha y otros movimientos como: cambiar la dirección al caminar y girar sobre sí mismo, los grados de rotación en la rodilla están limitados por el ángulo de flexión de la pierna.
- **¿Por qué debe ser liviano y portátil?** Ergonómicamente debe ser posible el montaje y la manipulación de las piezas livianas por una sola persona que será la que haga el uso del equipo y desarrollo de experimentos sin riesgo de sufrir lecciones o accidentes. Componentes muy pesados no brindar seguridad cuando se estén manipulando porque se deben mover y acoplar en la máquina de ensayos MTS 810. La característica de tener piezas livianas está ligada directamente con que éstas sean portátiles; estas dos variables afectan directamente si el peso y la rigidez final de los componentes aumenta o disminuyen.

- **Control de posición-fuerza.** En estudios hechos en tendones para la medición de sus propiedades mecánicas en las fijaciones de injertos los resultados de las pruebas hechas varían dependiendo de la velocidad con la que es aplicada la carga⁶. Las lesiones en la rodilla, de las muchas maneras en que pueden ocurrir, golpes directos y torceduras se caracterizan por ser fuerzas de impacto. La versatilidad de la máquina de ensayos MTS 810.
- **Fácil montaje y operación.** Optimizar y disminuir el tiempo de preparar el montaje para que los experimentos y prácticas sean realizados por una sola persona. Lo importante aquí es Invertir poco tiempo en el montaje y más en el experimento a desarrollar por que las máquinas de ensayos tienen gran demanda.

Un montaje con un elevado número de piezas sueltas a conectar o ajustar puede inducir errores y riesgos al personal que lo opere, por ejemplo; se olvide colocar y ajustar piezas, que se pongan en la posición incorrecta o que se confundan de lugar, en cambio un montaje por bloques hace que se tenga una disminución en estos errores, además brinda una seguridad mayor puesto que se eliminan riegos de accidentes debido a la manipulación y fallos en la maquina por un mal montaje. La medición de variables con los ángulos y longitudes no sean diferidas y de fácil lectura mostradas zonas seguras del área de trabajo cuando la máquina de ensayos esté operando., La rigidez, la precisión y reproductibilidad de un mismo experimento condicionan las portabilidades, el fácil montaje y operación.

- **Movimientos de Flexión, rotación y varo v algo:** Nombrar los movimientos naturales a las rodillas es describir los grados de libertad con los que cuenta la rodilla. El movimiento de flexo-extensión y rotación son los movimientos básicos involucrados en la marchar y la carrera. Los movimientos de vara y valgo están más relacionados con variaciones anatómicas como el valgus

⁶ INFLUENCIA DE LA VELOCIDAD EN LOS ENSAYOS DE LOS SISTEMAS DE FIJACIÓN DE INJERTOS DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Oscar Martel*, Juan F. Cárdenes*, José A. Carta*, Gerardo Garcés, José M. Quintana*
 ,Universidad de Las Palmas, España,

fisiológico y compromete tendones y tejido más relacionados con la estabilidad de la rodilla.

Recursos técnicos.

Comprende cada uno de los medios físicos posibles para la realización del proyecto, así como también delimita en cierto modo parámetros en los cuales se tiene certeza y se cuentan con dichos recursos a la hora de delimitar las condiciones de trabajo para la realización de pruebas, medidas y ensayos.

- **Máquina universal de ensayos:** la máquina universal de ensayos es un dispositivo mecánico el cual se asemeja a una prensa hidráulica en la que es posible someter materiales a ensayos mecánicos (tracción y compresión) para medir sus propiedades o en determinadas ocasiones caracterizar físicamente un determinado material.

La máquina de ensayos cuenta con un sistema de sujeción propio, dependiendo el tipo de práctica a realizar cuenta con unos platos de presión, así como también de unas mandíbulas por medio de las cuales es posible fijar el material, ya que la maquina es ampliamente utilizada en la caracterización de nuevos materiales, permitiendo hacer mediciones durante el proceso a la deformación y las diferentes cargas que se puedan aplicar en el material o elemento a ensayar.

Esta máquina trabaja integralmente con un sistema autómata mediante un programa que gestiona todas y cada una de las funciones realizables con este equipo, desde las rampas de aplicación de carga o de deformación, las velocidades y los límites de alarma, hasta el almacenamiento en disco de los resultados de ensayo. También presenta las lecturas de fuerza y posición en tiempo real mediante una gráfica que se asemeja a las utilizadas en los módulos de control clásicos.

Dentro de la programación interna de la máquina, ésta permite realizar también procedimientos de preparación del material a ensayar, o de fatiga,

mediante la puesta en marcha de un paquete pre-definible de ciclos de aplicación de carga o de deformación entre unos límites programables; así como llevar un control de cada ensayo realizado, mediante la adición a este de una serie de datos complementarios que identifiquen claramente la muestra y las condiciones de ensayo.

Se dispone además de una serie de ensayos tipo predefinidos, o sea ya programados mediante los estándares de laboratorio internacionales más recientes, lo que permite la realización de estas pruebas con una sola operación, colocando las velocidades, límites, ceros y memorias, de modo automático, a sus valores preestablecidos por la correspondiente norma. A este grupo de ensayos, puede añadirse aquellos que vaya definiendo el operador de la máquina de ensayos, para la realización de las pruebas de utilización frecuente.

Uso de programa de diseño gráfico: el diseño de las piezas y de cada uno de los componentes del banco se diseñaron empleando un programa de diseño asistido por computador CAD llamado solidWorks®. Los programas de diseño asistido por computador agilizan las tareas de creación, análisis y optimización de diseños mecánicos. Estos programas son usados ampliamente porque aumentan la productividad ya que reducen el tiempo empleado para hacer los diseño, agiliza la comunicación en la documentación y permiten crear bases de datos piezas que sirvan de respaldo para la creación de futuros diseños.

Solidwork® se caracteriza por su entorno grafico intuitivo y de fácil manejo. Dispone de herramientas de diseño fáciles de utilizar que permiten modelar las piezas 3D y conformar ensambles y planos. El programa de diseño viene integrado con aplicaciones complementarias para facilitar la gestión, desarrollo y simulación de los proyectos, dichas bondades lo hacen uno de los programas de diseño mecánico muy competitivo en el mercado.

- **Espécimen de muestra:** la obtención, selección y preparación de las muestras cadavéricas se realiza en el anfiteatro de la facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander, las cuales provienen de personas a las que se les amputa la extremidad inferior por diferentes patologías, no se

tiene una tipificación del sexo, el peso y la edad del cual provienen los especímenes, es por esto que se realizó un muestreo, (ver tabla 1) en la cual de diez rodillas existentes se tomaron al azar tres para tipificarlas .

Tabla 2 Medidas y promedio de especímenes

Tabla promedio de huesos rodilla diámetro tubo							
No	LT	L tibia [cm]	L femur [cm]	d tibia [mm]	d femur [mm]	L tr femur	L tr tibia
1	30	11	19	35,4	27,6	14	6
2	10	10	0	28,57	28,9	11	10
3	28	14	13	31,46	30,2	8	8
Prom		11,66666667	16	31,81	28,9	11	8

L:

Longitud, LT: Longitud total, d: diámetro, L Tr: Longitud trabajo

Ilustración 15 Medición de los especímenes



Cabe mencionar que la variedad de las muestras es causada por que no todas las amputan al mismo corte, no toda la muestra tiene los mismos tejidos, pues a algunas se les han extraído para diferentes estudios, la longitud de trabajo consiste en determinar y delimitar el rango de trabajo del sistema de anclaje a la máquina de ensayos y el sistema o modo de sujeción de cada uno de los especímenes al banco experimental.

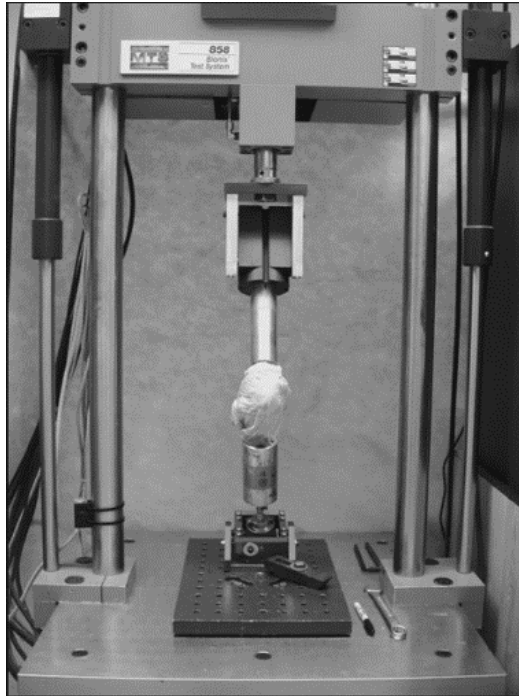
El manejo de las muestras tanto en el traslado y manipulación se hará bajo el marco de la Ley 8430 de 1993 Normatividad vigente manejo de material biológico, la cual establece medidas para el uso científico e investigativo de cadáveres.

Referentes del diseño.

Referencia 1: el síguete es un montaje desarrollado para el estudio del Efecto del aloinjerto de menisco lateral en el mecanismo de contacto del cóndilo femoral sobre el platillo tibial, donde se usa un una maquina universales de ensayos MTS 858 Bionix. El fémur y tibia se montan en accesorios personalizados que permiten que la rodilla se fije de 0 ° a 30 ° de flexión, rotación fija y con la rótula posicionada paralela a la línea transepicondíleo. La rodilla es anclada en los cilindros metálicos, fijada a igual distancia de los puntos de rotación distal y superior del montaje partiendo desde la línea de articulación de la rodilla. Es un montaje sencillo ideal para mimetizar el movimiento del flexo-extensión de la rodilla.

Referencia 2: está compuesto por 2 rotulas alineadas para la aplicación de carga axial, de construcción robustas y con gran amplitud de movimiento en los planos sagital y trasversal. Las rodillas son sujetadas firmemente mediante pernos, clavos quirúrgicos y resinas de fraguado rápido, el fémur se sujeta mediante un tornillo atravesado por el canal femoral relleno con cemento quirúrgico. Las rotulas son ideales para el movimiento en el plano sagital y permiten una gran amplitud de movimiento, aunque posicionarlas en un ángulo deseado puede ser una tarea tediosa. Es una gran combinación además de ser práctica y fácil de montar y operar.

Ilustración 16 Referencia de Diseño 1



Fuente: *Rev Bras Ortop.* 2013;48(1):80-86. Test body positioned in traction machine

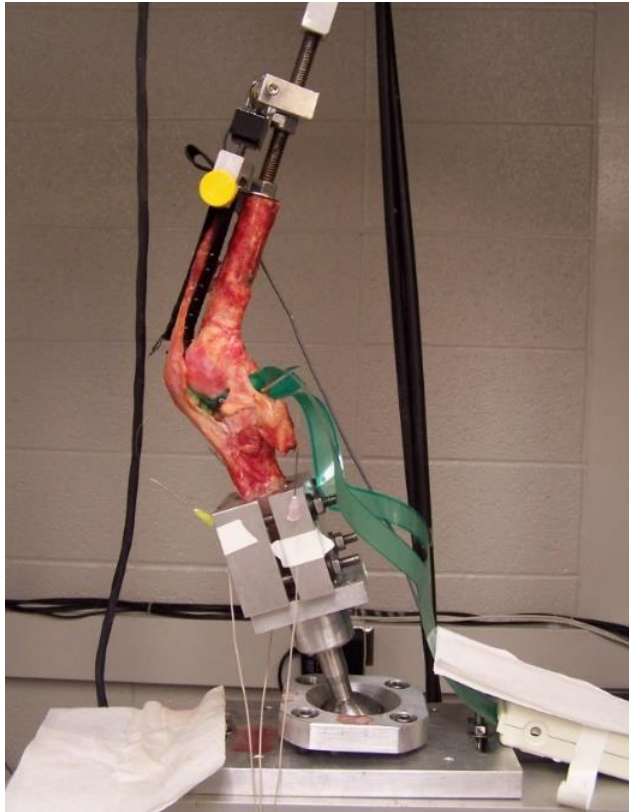
Parámetros de diseño.

Para fines de establecer un proceso de diseño es necesario entender la dependencia que guardan entre si las variables involucradas. Este aspecto no es trivial, y una manera conveniente de explorar estos efectos es comenzar por establecer un sistema con los lineamientos más importantes que deben ser resueltos por medio de parámetros.

Cabe resaltar que dentro de los parámetros de diseño existen algunas restricciones que deben ser tomadas en cuenta a la hora de establecer los límites para la construcción y el análisis previo a los diseños. Una de esas restricciones de diseño deriva de la capacidad que tiene la máquina de ensayos universal para aplicar cargas mecánicas, pues la manera en que esta opera y está diseñada es para aplicar cargas meramente axiales (tensión, compresión) de modo tal que se tiene la siguiente configuración, plato de trabajo o mordazas, esparrago y celda de carga, siendo el esparrago el sistema de unión entre la celda y el plato, de tal manera que

el elemento diseñado a fallar primero en una sobrecarga de la fuerza aplicada es el esparrago; esto no quiere decir que la máquina de ensayos no cuente con otros sistemas de protección. De igual manera para la parte superior se tiene otro esparrago, que fija la mordaza superior al pistón hidráulico.

Ilustración 17 Referencia de diseño 2



Fuente: KAREN HAUCH, DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ, TAMMY L HAUT DONAHUE, "Geometry, time dependent and failure properties of human meniscal attachments"

No obstante, la máquina de ensayos en la cual se desarrollarán las pruebas tiene una alta demanda, pues es utilizada a diario para diferentes pruebas y ensayos, por esta razón es necesario que los componentes del banco de pruebas experimental sean: livianos, desmontables y de práctico manejo.

Otra de las restricciones de diseño que se completan y que es de suma importancia es la de usar materiales adecuados, que sean duraderos y resistentes a la corrosión porque estos estarán expuestos a condiciones corrosivas provenientes de los tejidos de la rodilla; como trazas de sangre; la cual al ser un ferro-fluido, que consiste en una disolución aireada a la temperatura corporal que contiene el 1% aproximadamente en peso del NaCl junto a otras sales y compuestos orgánicos en concentraciones pequeñas, hacen que este sea un fluido altamente corrosivo y en las aleaciones metálicas pueden producir además de corrosiones uniformes, ataque por picaduras y corrosión por aireación diferencial; cuando hay tensiones presentes conducen a desgaste, corrosión bajo tensión y fatiga⁷, y para la solución salina que normalmente se usa para mantener hidratadas los tejidos.

- **Costo de producción:** El costo de producción está basado en el valor comercial de los materiales como las de aleaciones de aluminio y acero inoxidable que son materiales resistentes a la corrosión con excelentes propiedades mecánicas. El valor de los procesos de maquinados más la de la mano de obra para la construcción de las piezas es el mismo independiente del que material se use. De Las piezas que se van a fabricar en su totalidad no ahí costos relacionados con importaciones, transporte para la adquisición de la materia prima. El parámetro para el costo de producción está reflejado en la relación kilo material/costo aproximadamente se estima en de \$60.000 pesos/kilogramo.
- **Valor máximo de carga a soportar:** el peso promedio de una persona a la edad de 30 años es de aproximadamente 75 kg en los hombres y de 60 kg en mujer. Durante la marcha, las fuerzas de reacción con el suelo son debidas a la gravedad y la acción muscular, y pueden verse incrementadas hasta un doscientos por ciento en la carrera⁸. Es por ello que se define la carga máxima para aplicar desde la máquina de hacia la rodilla optando por un valor de 2000[N].

⁷William D. Callister. Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales 2

⁸Pagina 58 Vázquez S. ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA CON PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS. INFLUENCIA DEL TRANSPORTE DE CARGA. UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID . Madrid, 2002

- **Peso de la pieza:** Partiendo de las consideraciones ergonómicas para la manipulación con la que se diseñan los accesorios de la máquina de ensayos MTS 810 que en promedio pesan 5[kg], tanto en la parte superior (actuador) y la parte inferior (parte celda de carga), este valor será con el cual estará limitado el peso máximo que deben tener las piezas o conjuntos de piezas que componen en banco de pruebas. Manipular elementos pesados puede generar fatigas musculares en las personas y riesgo de accidentes.
- **Tipo de ajuste:** las holguras entre las partes móviles continuas no deben ser mayor a un ajuste leve, deslizante con tolerancia tal que no permita trabas o movimientos fluidos.
- **Rotación en plano sagital:** para la tibia que es montada en la parte inferior de la máquina de ensayos con el fin de recrear una cadena cinemática cerrada su desplazamiento está limitado a un ángulo de 30° a partir de la horizontal y para el fémur un rango de 0° a 45° grados con la vertical esto en cuestión de limitaciones mecánicas de la máquina de ensayos universal MTS 810 (resistencia de la celda de carga, y el actuador mecánico a flexión).
- **Rotación en plano coronal:** Para este plano se estudia el movimiento de varo-valgo, el cual contempla un movimiento con un rango de 0°-5° grados a partir de la vertical del eje longitudinal, es posible reproducir esfuerzos en los que simulen fracturas en los platillos tibiales y esfuerzos en los ligamentos laterales, así como en los meniscos.
- **Rotación el plano transversal;** como parte del movimiento de cadena cinemática cerrada, la tibia tiene un movimiento alrededor del eje longitudinal que le permite rotar hacia adentro y hacia afuera con un rango de 70° grados.
- **Tamaño:** la geometría de la maquina MTS 810 limita el tamaño de las piezas. La distancia de las columnas guías del cabezal es de 50cm para el ancho, para la profundidad se limita por el torque inducido por la carga de 2000[N] en soporte de la celda de carga. En lo alto una rodilla no más de 50 cm, según la tipificación expuesta anteriormente.

- **Torque y cargas aplicadas:** está limitado por los esfuerzos admisibles de los materiales seleccionados. Para el caso de momento aplicados en torsión el ángulo de rotación admisible no debe ser mayor a 0, 5° grados y para momentos flectores el desplazamiento no debe superar (flecha) $y=1,5$ [mm].

5.2 PROCESO DE DISEÑO Y PROCESO DE DESARROLLO.

Es una unidad fundamental que se aplica de una forma integrativa a lo largo de todo el proceso en una secuencia en forma de espiral convergente, donde las soluciones obtenidas se aproximan más a los objetivos y requerimientos del problema. Sin embargo, es conveniente establecer dos fases; la primera en donde se realiza un diseño de materialización y la segunda establecer el diseño de detalle.

- **Diseño de materialización**

En este apartado se reúnen los resultados posteriores a una evaluación sobre los parámetros de diseño con el fin de elaborar los planos de conjunto, evaluarlos y establecer correcciones y/o ultimar detalles.

- **Diseño de detalle**

Para dar solución final al problema planteado se van a utilizar las siguientes herramientas:

- i. Diseño de los planos de las diferentes piezas y selección de los distintos componentes CAD.
- ii. Selección de los materiales idóneos para la fabricación de las piezas, teniendo en cuenta la relación peso/capacidad de carga y resistencia. En esta sección se establecerán dos parámetros importantes, el primero es la selección de los materiales adecuados para la construcción del banco de pruebas, y el segundo es el material para la fijación de la pieza de estudio (huesos de rodillas) al banco experimental de ensayos, ya que se debe contemplar la necesidad que se tiene

en los ensayos de fijar, alinear y sujetar los miembros de una manera segura y que preste las garantías necesarias para obtener resultados más precisos y acordes a cada uno de los test.

Para la sección de los materiales más adecuados y acordes al diseño del banco experimental, se presentarán tres alternativas; en la primera se describe o se opta por el acero inoxidable 316 tanto en forma de tubo, así como en barras y se presentara una pequeña referencia de cada uno y la segunda opción presenta una aleación de aluminio llamada duraluminio en el que se presentarán las propiedades para diferentes pruebas según el fabricante y la tercera una fundición de aluminio común.

- iii. La fabricación del prototipo; se realizará en un taller de servicios metalmecánicos que cuente con instrumentos de precisión para el desarrollo de las piezas que requieren gran complejidad y buenos acabados superficiales.

6. DISEÑO DEL BANCO BIOMECANICO

6.1 ANÁLISIS DE LA MATRIZ DE CALIDAD

En el desarrollo de la matriz de calidad se evaluaron los dos modelos referentes, (referencia 1 y 2 expuestos anteriormente) junto con las necesidades del diseño, requerimientos ingenieriles y ventajas funcionales, para captar las relaciones entre requerimiento de diseño y características funcionales para brindarle calidad al modelo final y cumpla con los parámetros de diseño para el cual ha sido elaborado.

- **Necesidades de los clientes:** después de diferentes charlas y reuniones con los integrantes del grupo Variaciones Anatómicas Y Biomecánica Tendo-Muscular de la universidad, se elaboró un compendio de ítems de lo que el grupo necesitaba y requería para la investigación en la articulación troclear.

Tabla 3 Necesidades del cliente

NECESIDADES DEL CLIENTE O USARIOS
Movimiento varo valgo
Unión entre el hueso(fémur ,tibia), al banco
Desplazamientos laterales, plano transversal
Velocidad de operación
Flexo extensión
Dimensiones prácticas y compacto
Movimiento planos sagital, coronario
Flexión de 0-90°
Anclar de forma estable la rodilla
Que no se modifique la estática durante la carga
Facilidad para repetir ensayos , que sea rápido
Control de la deformidad de la rodilla
Equipo tipo portable

- **Requerimientos del Diseño:** Fueron establecidos en el diseño metodológico según la importancia, el análisis de la necesidad y los parámetros de diseño los cuales deben ser calificativos medibles, a continuación, se muestra una tabla con los requerimientos de mayor relevancia.

Tabla 4 Requerimientos de Diseño

REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO
Costo de producción
Capacidad para soportar carga
Peso
Rigidez
Tipo de ajuste
Rotación sagital
Rotación coronal
Aplicación torque
Rotación transversal
Tamaño reducido
Control posición-fuerza

Para el análisis de la matriz se establecieron ciertos puntajes o marcas con las cuales se ponderan, se evalúan y se relacionan las necesidades de los clientes, los requerimientos de diseño y las dos referencias que se tiene como punto de comparación

Es importante resaltar que una de las características más importantes que debe tener el banco es que sea un modelo rígido, que cuente con la capacidad de soportar la carga a la cual va a estar sometido durante los experimentos, que tenga gran versatilidad y fluidez en los movimientos para evitar grandes pérdidas de tiempo en montajes y pueda ser utilizada de manera sencilla y cómoda.

Una de las conclusiones más importantes es que el banco de pruebas experimental requiere un estudio importante sobre el sistema de anclaje de los miembros o piezas biomecánicas al banco pues es necesario que sea fuerte, que sea un componente el cual provea seguridad en la medida que no altere las propiedades de las rodillas en estudio y brinde una gran fijación para no alterar las medidas.

Ilustración 18 Matriz de QFD

Relaciones		REQUERIMIENTOS DE DISEÑO													NUESTRO PRODUCTO	REFERENCIA #1	REFERENCIA #2				
Fuerte	Moderada	Baja	Dirección de Mejora	Maximiza	Objetivo	Minimiza	NECESIDADES DEL CLIENTE O USARIOS	costo de produccion	capacidad para soportar carga	peso	rigidez	tipo de ajuste	rotacion sagital	rotacion coronal	aplicación de torque	rotacion transversal	tamaño reducido	control de posidon fuerza			
●	○	▽	▲	◆	▼	◇		▼	◇	▼	▲	◇	◇	▲	◇	◇	▼	◇			
							movimiento varo valgo	▼	▼	▼	○	▼	▼	▼	▼	▼	▼	○	3	3	
							union entre el hueso(femur ,tibia), al banco	▼	○	●	●	▼	○	▼	▼	▼	▼	▼	○	5	4
							los desplazamientos laterales plano trasversal	▼	▼	○	▼	○	▼	▼	▼	○	▼	○	○	4	3
							velocidad de operación	▼	▼	▼	▼	▼	▼	▼	▼	▼	▼	▼	▼	5	5
							flexo extension	○	●	●	●	●	●	●	▼	○	○	○	○	3	5
							dimensiones faciles y practico	▼	▼	▼	▼	▼	○	▼	▼	▼	▼	▼	○	4	4
							movimiento planos sagital, coronario	●	▼	▼	▼	▼	●	▼	▼	▼	▼	●	○	5	4
							flexion de 0-90°	○	●	▼	○	▼	●	▼	▼	○	○	○	○	5	0
							anclar de forma estable la rodilla	○	●	○	○	○	○	○	▼	○	○	○	○	4	4
							que no se modifique la estatica durante la carga	▼	●	▼	●	○	○	○	○	○	○	○	○	4	3
							facilidad para repetir ensayos , que sea rápido	▼	▼	▼	●	○	○	○	▼	○	○	○	○	5	5
							control de la deformidad de la rodilla	▼	▼	▼	▼	○	○	○	▼	○	○	○	○	5	3
							Equipo tipo portable	●	▼	○	○	○	○	○	▼	○	○	○	○	5	2
							Maxima relacion	9	9	9	9	9	9	9	1	9	3	9	9		
							Importanci tecnica	214,29	488,57	317,14	522,86	351,43	437,14	100	282,86	191,43	214,29	425,71			
							Peso relativo	6%	14%	9%	10%	12%	3%	8%	5%	6%	12%				

6.2 GENERACIÓN DE CONCEPTOS Y ALTERNATIVAS DE DISEÑO PARA LA MATERIALIZACIÓN.

Luego de pasar por el ¿qué debo hacer? en el proceso de diseño, partiendo de los parámetros de diseño impuestos por la máquina y las directrices de la matriz de calidad pasamos al ¿cómo lo voy hacer? y se generan las alternativas de diseño. Tomando como referencia modelos ya existentes que requieran cambios y también generando soluciones originales para el diseño se plantean las siguientes alternativas enfocadas a cubrir los grados de libertad de la rodilla que cumpla con el criterio de cadena cinemática cerrada, que sea liviano y cuente con un sistema de anclaje para las rodillas, que sea firme y no altere las mediciones como ya se había mencionado.

Las alternativas generadas cuentan con una particularidad, y es que todas se encuentran diseñadas en dos partes por así llamarlo; una en donde se fija el fémur y la otra en donde se aloja la tibia, con lo cual podemos establecer que la parte inferior o en la que está fija la tibia nos garantiza una cadena cinemática cerrada y se encuentra ubicada en la parte inferior de la máquina, donde a su vez se encuentra la celda de carga.

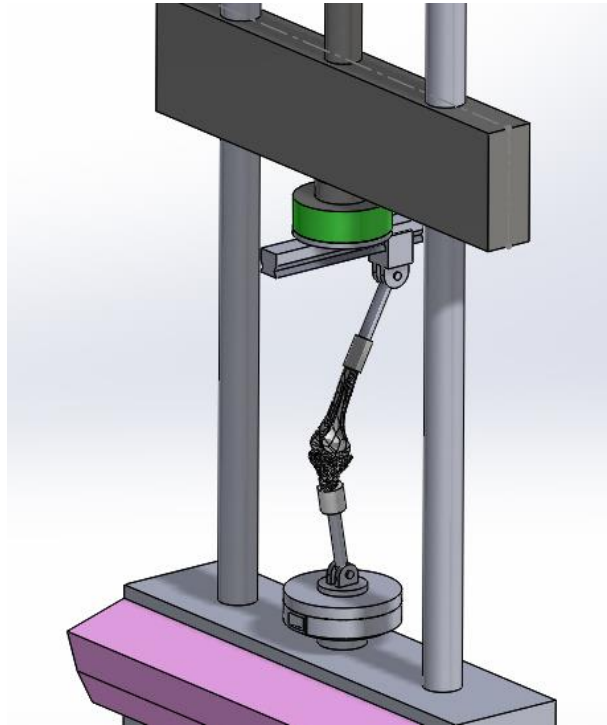
Alternativa 1

Movimiento en rotación por medio de un disco rotativo de 360° de giro montado sobre la celda de carga, la rodilla se sujeta con dos brazos montados sobre pasadores que hacen de eje para cubrir un ángulo de 180° en el movimiento de flexión, además de un carro de desplazamiento lineal para movimiento en el plano sagital. Las piezas se montan directamente sobre los platos de ensayo que trae la maquina MTS-810.

El sistema de sujeción de los huesos al banco experimental se hace por medio de tornillos, a través del canal interno que tienen los huesos y por un alojamiento en forma circular para bríndale apoyo lateral para que la unión quede más fija y el hueso no tienda a desviarse o a desalinearse producto de la dirección de la fuerza cuando

esta se esté aplicando ya que el pasador cuenta con la opción de seleccionar ángulos de 0-180°.

Ilustración 19 Alternativa de diseño 1

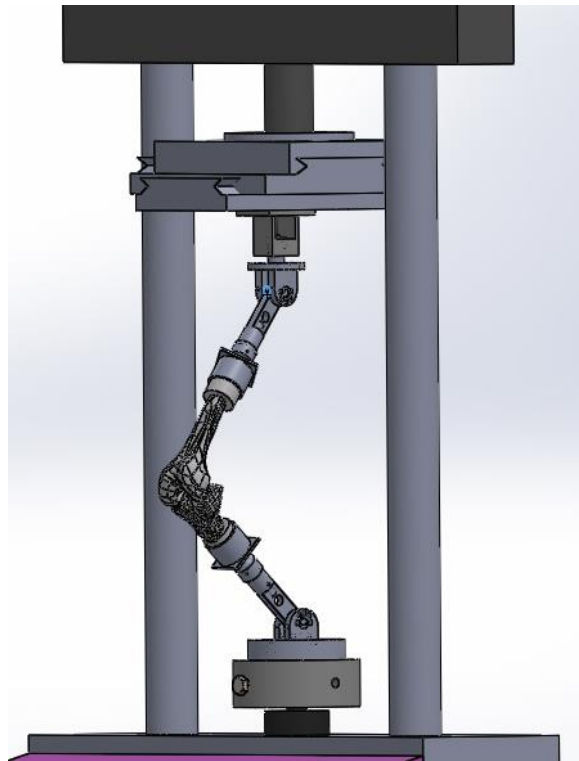


Alternativa 2

La segunda alternativa de diseño incorpora el movimiento en el plano coronal y posibilidad de rotación en la parte superior con una construcción más robusta. Cuenta con dos discos rotativos con giro de 360° en plano transversal, así como desplazamiento en el plano sagital y coronal mediante una mesa coordinada con cola de milano como guía para obtener el deslizamiento. La rodilla se sujeta por medio de aprietes rápidos a dos brazos montados sobre pasadores que hacen de eje para cubrir un ángulo de 150° en el movimiento de flexión. Las piezas son montadas directamente de sobre la celda de carga y el cilindro hidráulico de la maquina MTS 810

Para lograr el apriete rápido entre la pieza o espécimen en estudio y el banco, se hace por medio de un alojamiento que está ubicado en cada extremo del brazo el cual proporciona los diferentes grados en la flexión; para hacer posible esto se utiliza una resina la cual se adhiere al hueso con el fin de que ésta tome la forma de la cavidad para que el ajuste sea por medio de unos prisioneros, y de esta forma se controla que el hueso quede alineado y fijo.

Ilustración 20 Alternativa de diseño 2

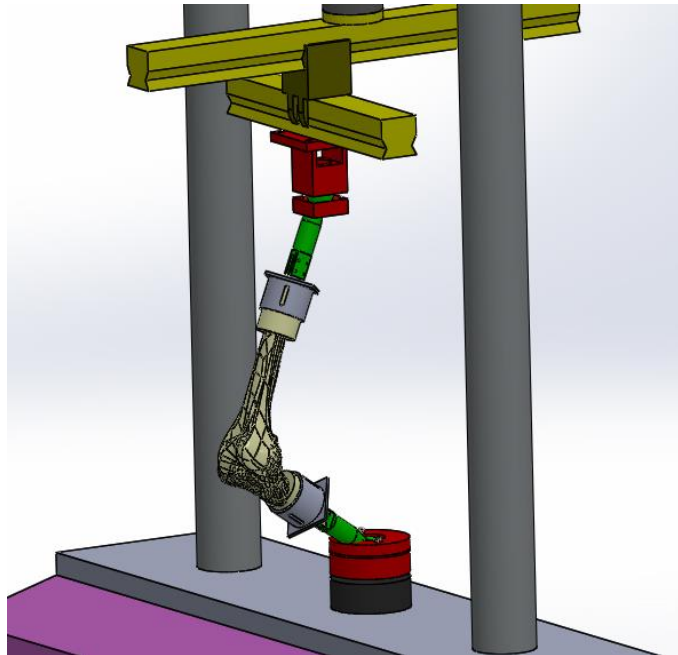


Alternativa 3

Este modelo consta de más grados de libertad que las anteriores alternativas, a la rotación y flexión de la rodilla se incorporan en un mecanismo de rotula y con un diseño más esbelto para la mesa de coordenadas se dispone de desplazamiento transversal y en el plano sagital. Las rotulas montadas en la parte superior e inferior del montaje permiten una rotación 360° pero con un ángulo más reducido en la flexo-

extensión. Va acoplado directamente sobre la maquina MTS 810. Es decir que se hace necesario construir un cubo o un plato para montar sobre este cada una de las rotulas, además cada uno de los brazos que componen el sistema tanto para la parte de la tibia, así como para el fémur tiene un sistema tipo telescopio para darle mayor o menor distancia según sea necesario, pues la mayoría de las articulaciones si no todas tiene un tamaño diferente y esto sería una ventaja para hacer más versátil el banco.

Ilustración 21 Alternativa de diseño 3



Discusión de las tres alternativas de diseño.

Para el acoplamiento del banco de pruebas experimental sobre la máquina de ensayos MTS 810 se puede optar por hacerlo directamente sobre los platos y mordazas con los que viene la maquina MTS 810 ; esto elimina la posibilidad de tener que preparar y cambiar la configuración de la máquina previo a un ensayo pero se corre con el riesgo de que no siempre se tengan las mismas mordazas y plantos disponibles, por otro lado está la posibilidad de retirar las mordazas y

acoplar las piezas del banco de pruebas directamente sobre la celda de carga y el pistón actuador de la máquina de ensayos teniendo en cuenta que se quiere recrear una cadena cinemática cerrada entonces el fémur estará ubicado en la parte superior (actuador) y la tibia en la parte inferior (celda de carga de la maquina) como ya se había mencionado.

Para evaluar las tres alternativas es necesario hacer una comparación para establecer las ventajas y desventajas que puedan tener cada una respecto a un marco referencial, a continuación, se presentara una matriz de decisión en la cual se establece como marco la referencia 2.

6.3 MATRIZ DE DECISIÓN

Tabla 5 Matriz de decisión

Criterio	Alternativas			Referencia
	1º	2º	3º	
movimiento varo valgo	0	0	0	0
unión entre el hueso(fémur ,tibia), el acero del sistema de anclaje	-1	+1	+1	0
desplazamientos laterales plano transversal	0	+1	+1	0
configurar velocidad de operación	0	0	0	0
precisión(lectura carga aplicada al área de estudio)	0	0	0	0
Dimensiones prácticas y compacto	0	0	+1	0
Movimiento (desplazamiento) planos sagital, coronario	+1	+1	+1	0
flexión de 90°	+1	0	0	0
anclar de forma estable la rodilla	0	+1	+1	0
que no se modifique la estática durante la carga	0	0	0	0
que tenga una repetitividad alta de los diferentes tipos de ensayos	+1	+1	+1	0
control de la deformidad de la rodilla	0	0	0	0
Equipo tipo portable	+1	-1	+1	0
Total	3	4	7	0

Las tres alternativas de diseño son evaluadas respecto el modelo de referencia 2 y los criterios de evaluación son los requisitos de diseño. La calificación se basa en dar un puntaje de (+1) para indicar que la alternativa es mejor satisfaciendo un criterio específico que el caso de referencia, (0) para indicar que la alternativa y el caso de referencia son casi iguales en satisfacer un criterio. (-1) en el caso de que la referencia sea mejor que la alternativa en satisfacer un criterio

Como se observa, el resultado de la puntuación de la matriz de decisión, la alternativa de diseño 3 presenta una ventaja competitiva significativa respecto al modelo de referencia aunque se encuentra en desventaja al usar rotulas para el movimiento de flexión porque el grado de amplitud de movimiento libre de las rotulas esta compensado en un mayor dimensionamiento de la piezas, otra punto clave es que la alternativa de diseño 3 es que parte del anclaje superior es mucho más esbelto, pues la guía de deslizamiento es mucho más liviana que la alternativa 2.

Discusión

Para el diseño final es importante establecer que la alternativa con el mayor puntaje no necesariamente es la que se realice en la elaboración del prototipo, pues de cada una de las alternativas se puede extraer puntos importantes que enriquecerán el diseño, en pro de construir un diseño que satisfaga y abarque cada una de las necesidades y requerimientos del investigador de la mejor manera posible.

Siendo así otras características o ítems importantes que se tienen en cuenta es que la alternativa de diseño 1 satisface el movimiento a flexión de 90° esta ventaja se tomara en cuenta para ponerla en la solución de diseño final, al igual que en la alternativa de diseño 2 el uso del plato graduado y el ajuste rápido por medio de pasadores que generan grados establecidos y precisos.

6.4 DISEÑO DE DETALLE

La solución diseño para sujetar la rodilla a la maquina universal de ensayos MTS 810 se opta por consideraciones mecánicas y económicas según las especificaciones de los materiales que se van a usar para cada uno de los componentes del banco de pruebas experimental. La carga axial que aplica la

maquina de ensayos sobre la rodilla se transmitirá mediante el anclaje superior que va acoplado directamente al actuador hidráulico y por medio del anclaje inferior que se acopla a la celda de carga se hace la lectura de la fuerza aplicada.

Como se ha explicado a través de las líneas el banco se construyó por razones técnicas y por la facilidad de ser montado y portabilidad en dos partes o mejor aún en dos anclajes el superior y el inferior, a continuación, se enunciará una descripción de cada componente y su función.

Anclaje inferior.

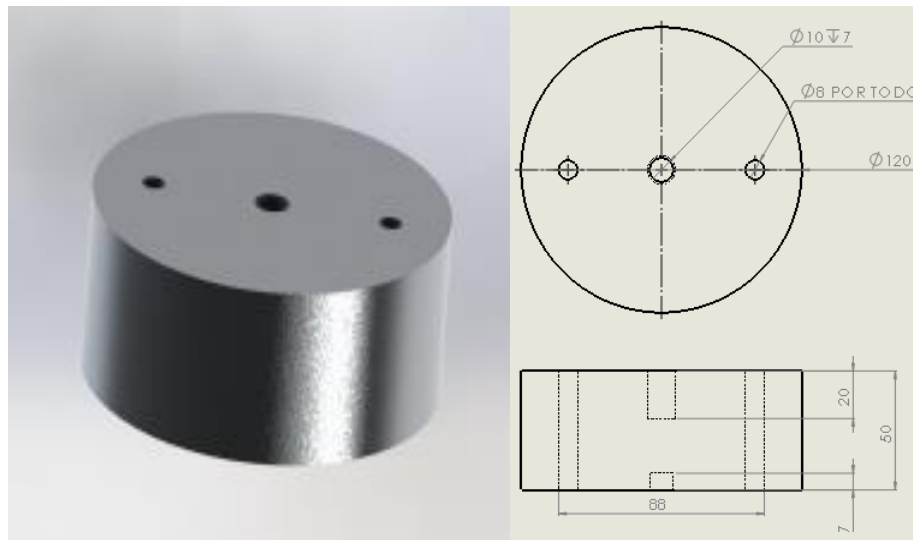
Es el conjunto de piezas que comprende la celda de carga hasta el hueso de la tibia del espécimen en estudio. Está compuesto por la celda de carga, *base celda*, *guía graduador*, *brazo tibio*.

Ilustración 22 Anclaje inferior



- **Base celda:** Reemplazando los elementos con los que viene la máquina de ensayos para las pruebas se construye un cubo de bajo costo en fundición de aluminio montado sobre la celda de carga y ajustado mediante un esparrago. A una distancia de 40 mm se diseñan dos taladros paralelos al eje del cubo usados para fijar las guías graduadas. Esta pieza sirve de base para colocar el resto de piezas necesarias no obstante es de fácil montaje.

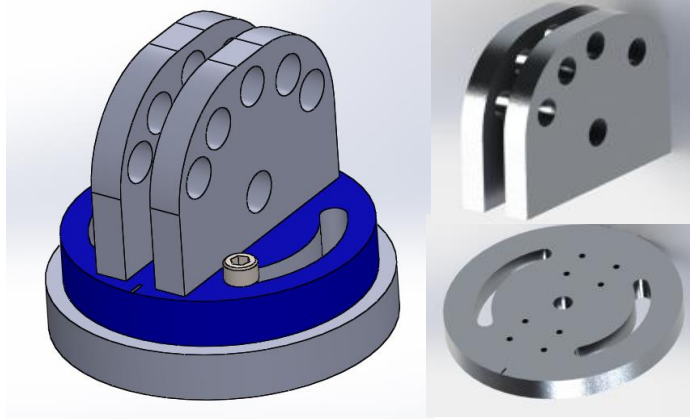
Ilustración 23 Base



- **Guía graduada:** Concebida para el movimiento de rotación y flexión de la tibia, la cual por intermedio de unas ranuras laterales tiene un ángulo de rotación que va de 0° a 45° en el plano transversal, para la flexión se dejan cuatro ángulos partiendo desde la horizontal graduados el primero a 30° grados; dado por las limitaciones mecánicas de las máquina de ensayos además de ser un ángulo crítico en la cadena cinemática cerrada y los demás a 45° 60° 90° grados respectivamente dando versatilidad para diferentes ensayos.

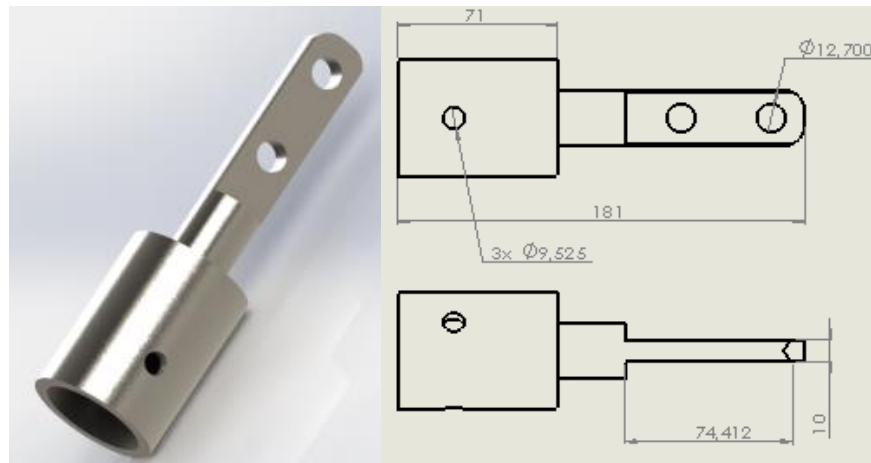
La *guía graduada* (ver ilustración 21) está montada sobre la base *celda* y mediante un pin que hace de pivote puede rotar libremente, para posicionar la pieza en el ángulo requerido se usan dos pernos a lado y lado colocados en la pista o ranura semicircular atornillados a la *base celda*. Dos pasadores son usados para colocar el *brazo de la tibia* que se coloca en medio de las placas con los agujeros graduados. El uso de los pasadores facilita el montaje y operación del banco.

Ilustración 24 Guía graduada



- **Brazo de la tibia:** Es la conexión entre el hueso de la tibia al anclaje inferior, formado por una barra con dos perforaciones para fijarla con pasadores y un tubo con tres tornillos de acero inoxidable para sujetar la tibia de un modo práctico para repeticiones de ensayos o para variar el espécimen a montar.

Ilustración 25 Brazo de la tibia



Anclaje superior.

El anclaje superior comprende el conjunto de piezas que conectan el cilindro hidráulico al fémur. Está compuesto de la base del cilindro hidráulico, dos placas de soporte con agujeros pasantes para sujetar la guía deslizante de movimiento cartesiano sobre la cual se fija la rótula que sujeta fémur de igual manera como lo hace el *brazo de la tibia*.

Ilustración 26 Anclaje superior



- **Base del cilindro hidráulico**

La base del cilindro hidráulico (ilustración 24) construida en fundición de aluminio para aligerar su peso es el soporte para la *guía deslizante*. Tiene un diseño que permite un acople rápido al cilindro hidráulico por medio de un tornillo que queda oculto luego de hacer el montaje. A la *base del cilindro hidráulico* se le acoplan dos placas de soporte a cada lado, estas *placas de*

soporte (ilustración 25) tiene 5 orificios por los que se le atraviesan los pernos que le dan soporte la guía deslizante y rigidez a la estructura.

Ilustración 27 Base del cilindro hidráulico

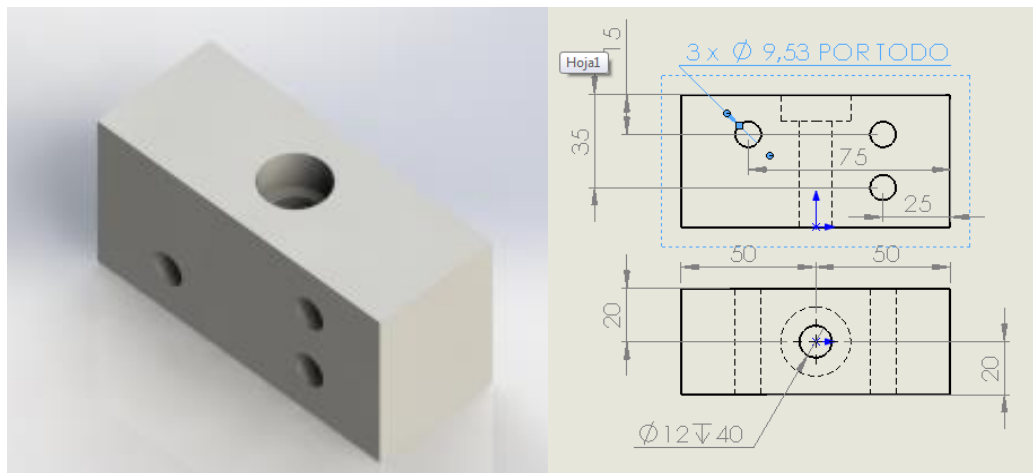
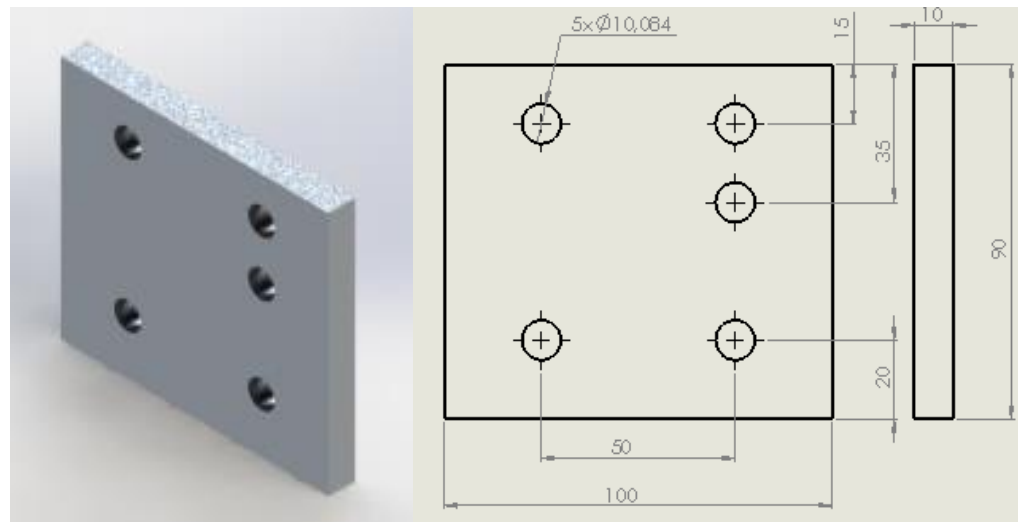


Ilustración 28 Placas de soporte



- **Guía deslizante**

Sostenida en su punto medio por las placas de soporte, consta de una barra maciza de 50 [cm] (ilustración 26) en aluminio de alta calidad, perpendicular al eje de la barra desliza otra barra de 25 [cm] (ilustración 27). Las dos barras están unidas por un *cubo* (ilustración 28) del mismo material con dos agujeros perpendiculares por donde pasan varillas macizas de acero inoxidable que hacen de guías lineales, cada una de las varillas se sujeta en los extremos de las barras con placas de soporte, el desplazamiento de la barra se restringe por dos prisioneros en el *cubo*

La posición del fémur se controla mediante estas dos guías que permiten un desplazamiento de 50 [cm] en el plano sagital y 25 [cm] en el plano coronal, y por medio de una rótula ubicada en la parte inferior de la barra de 25 [cm] en su parte media, se da el espacio necesario para que la rodilla haga sus movimientos naturales.,,

Ilustración 29 Guía deslizante

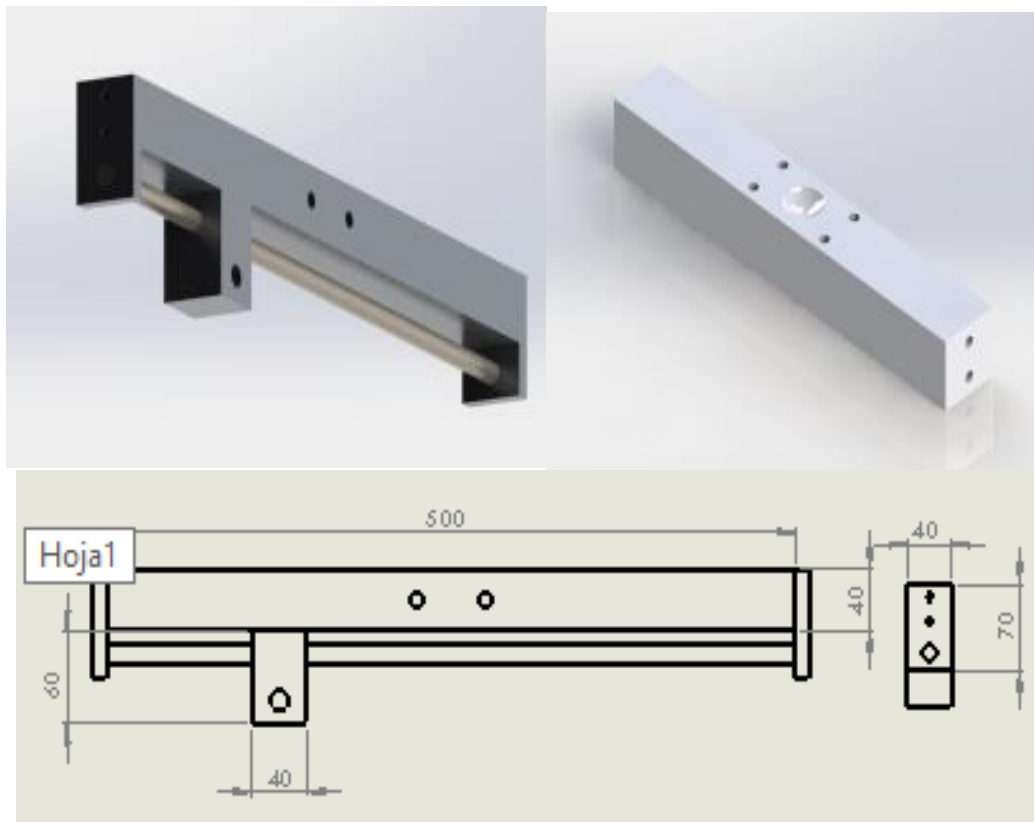


Ilustración 30 Barra 25cm, alojamiento rótula

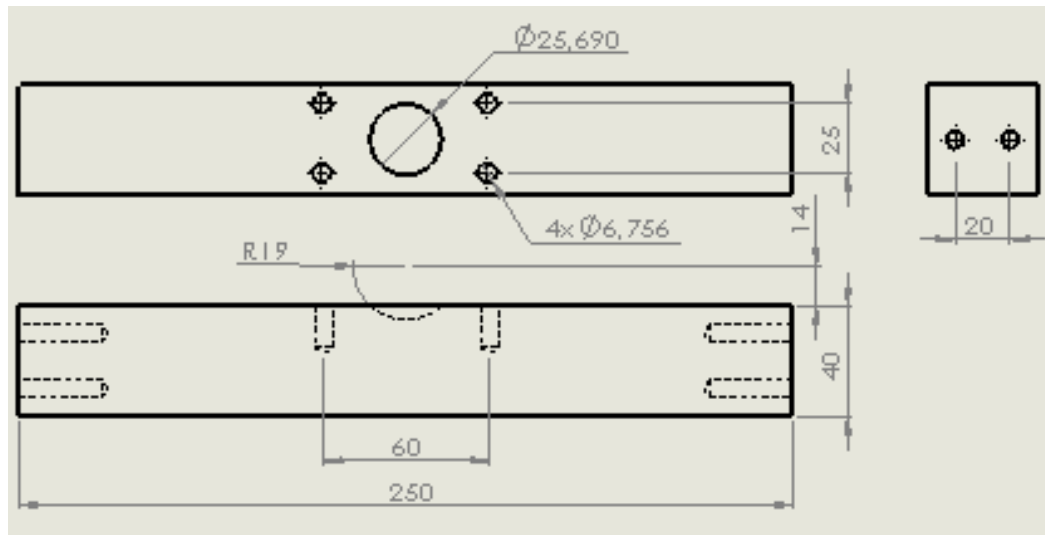
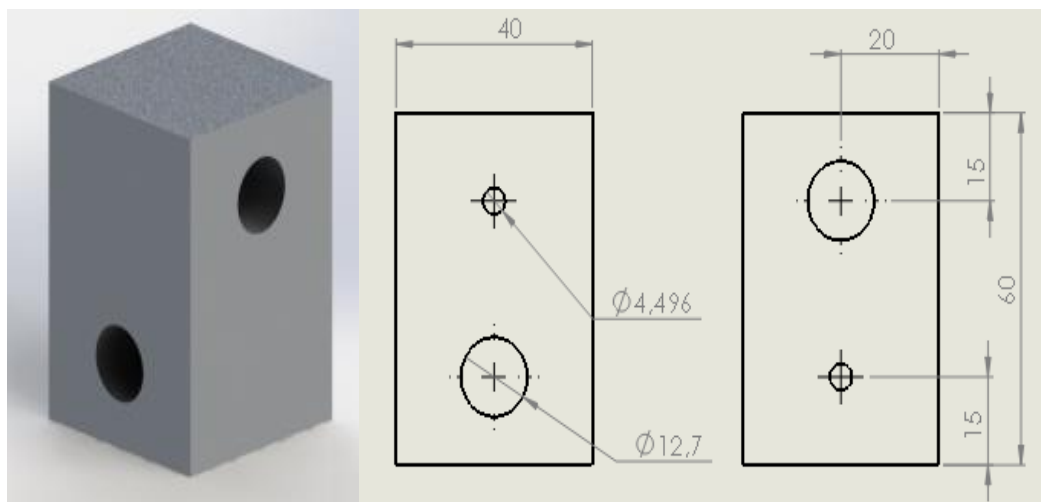


Ilustración 31 Cubo deslizante

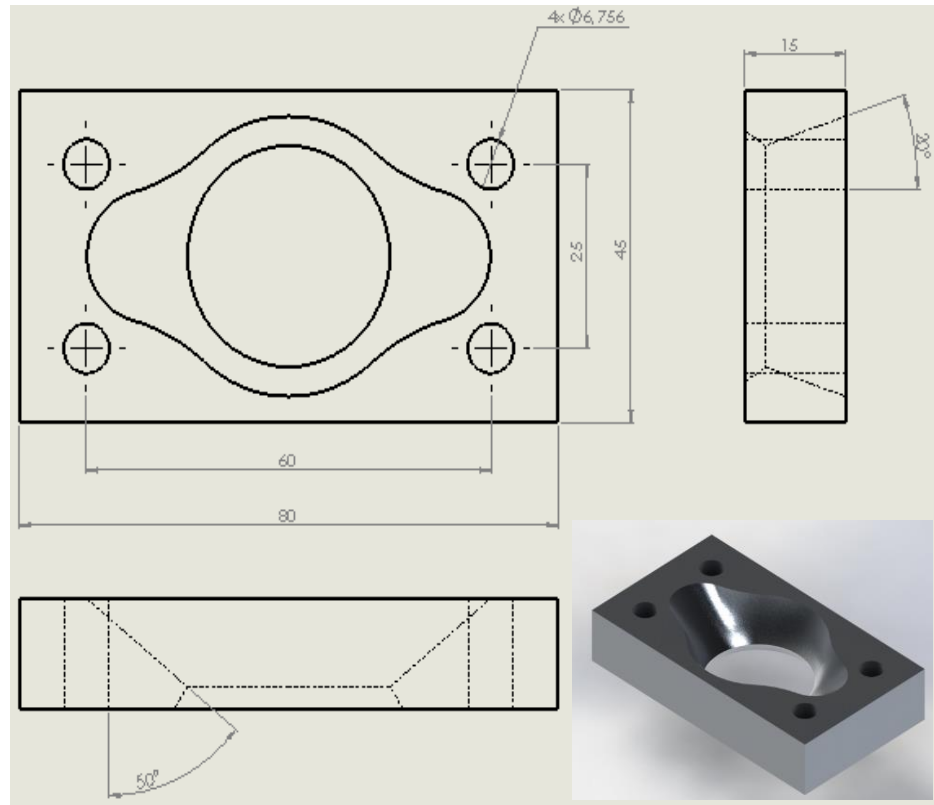


- **Rótula.**

La rótula está conformada por dos partes denominadas (base) y tapa. La base o canto está alojada en la parte inferior de la barra 25 [cm] (ver ilustración 27), generado por un vaciado en su parte media, así como la abertura de cuatro taladrados para hacer el ajuste a la tapa. La tapa está

construida en duraluminio y permite la rotación en ángulos de 50° a 25° con respecto a la vertical para en determinados experimentos hacer un ajuste y bloquear o restringir el movimiento de una manera controlada.

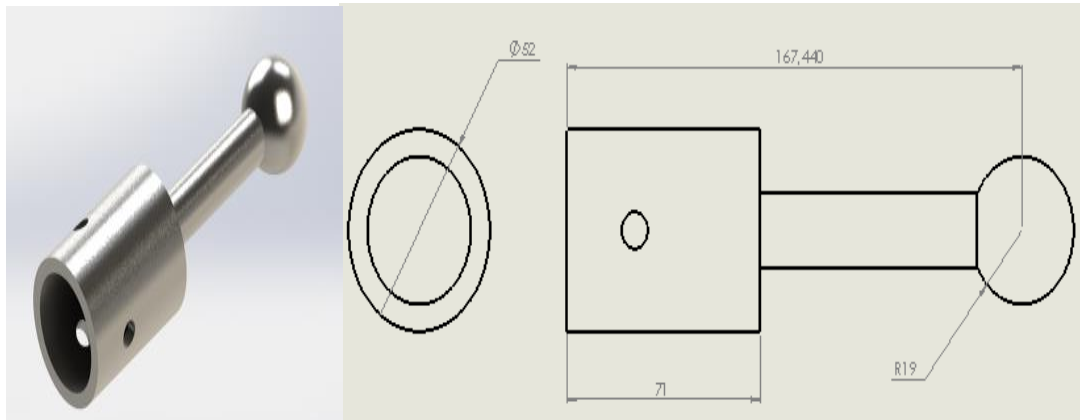
Ilustración 32 Tapa rótula



- **Brazo del fémur**

Es la conexión entre el hueso del fémur al anclaje superior, formado por una barra, una esfera y un tubo con tornillos de acero inoxidable para sujetar el fémur de un modo practico, ya que en muchos ensayos se requieren diferentes posiciones o simplemente se hace necesario para la repetitividad, siendo muy versátil y fácil de montar.

Ilustración 33 Brazo del Fémur



Selección de material.

Debido a grandes desafíos del diseño y algunos requerimientos especiales que son necesarios tener en cuenta para el diseño de éste banco experimental es necesario proveer materiales idóneos que soporten altas capacidades de carga, que tenga buena resistencia a la corrosión ya que al ser la sangre un fluido o simplemente por preservar cada una de las piezas de estudio (rodillas) utilizando soluciones salinas, se requieren materiales que posean buenas condiciones para tratar este ítem que es importante para evitar el deterioro del banco a través del tiempo, no obstante también se requiere que sean livianos ya que como requisito se tiene que un solo investigador o usuario sea capaz de realizar su montaje.

Se seleccionaron tres materiales para la composición del banco: fundición de aluminio, duraluminio y acero inoxidable 316, algunos componentes de unión se seleccionaron en acero inoxidable como los de los brazos en donde se alojan tanto la tibia como el fémur y los demás en acero grado SAE 5 para unir el resto de materiales.

- **Duraluminio:** es una aleación de alta resistencia, aleado al zinc, [es](#)_[u2][\[B3\]](#)[\[B4\]](#) considerado como un aluminio de última generación, es un material de bajo peso, pues posee una densidad de $2800 \text{ (kg/m}^3\text{)}$.

Tabla 6 Propiedades físicas del Duraluminio

PROPIEDADES FÍSICAS	
Densidad kg/dm ³	2.83
Dilatación térmica entre (0 - 100°C)	23.7 10 ⁻⁶ /°C
Conductividad térmica (0 - 100°C)	153 (W/m°C)
Calor específico(0 - 100°C)	857 J/kg°C
Módulo de elasticidad	72.000 MPa
Módulo de compresión	73.000 MPa
Coefficiente de "Poisson"	0.33
Intervalo de fusión	475 - 630°C

Fuente: Compañía General de Aceros S.A-Bucaramanga Colombia-Catalogo [online]

Cuenta con una excelente maquinabilidad y grandes propiedades mecánicas, lo que lo convierte en un material que reemplaza al acero en varias aplicaciones que requieran resistencia a la corrosión, posee una composición química de ZN=6%, Mg=2.4, Cu=1.6%, AL=balance. Además, posee gran capacidad a la transferencia térmica, así como gran policheabilidad.

Tabla 7 Propiedades mecánicas del Duraluminio

ESPESOR EN MM	Valores mínimos		
	Resistencia a la tracción (Mpa)	Límite de fluencia (Mpa)	A %
25 ≤ A ≤ 76.2	560	510	5
76.2 < A ≤ 127	550	500	4
127 < A ≤ 152.4	540	490	2.5
152.4 < A ≤ 203.2	525	480	1
203.2 < A ≤ 254	505	460	1
254 < A ≤ 305	470	435	0.5

Fuente: Compañía General de Aceros S.A-Bucaramanga Colombia-Catalogo [online]

- **Acero inoxidable 316:** El grado 316-l es un acero inoxidable cromo- níquel-molibdeno con bajos contenidos de carbono para minimizar la precipitación de carburos de cromo. La adición de un 2 – 3 % de molibdeno a esta aleación, incrementa la resistencia a la corrosión general y mejora la resistencia a la corrosión por picaduras en soluciones cloradas. Los bajos contenidos de

carbono presentes en el acero 316 L previenen la sensibilización (precipitación de carburos de cromo en los límites de grano) y, por consiguiente, la corrosión intergranular. Es por esto, que el grado 316 L es ampliamente utilizado para soldar componentes de grueso espesor.

Algunas de las ventajas que ofrece este material son: excelente resistencia a la corrosión general e intergranular, muy buena soldabilidad, buena resistencia a la corrosión por picaduras y hendiduras, buena formabilidad, facilidad de limpieza, buena resistencia a temperaturas criogénicas, así como elevadas.

Tabla 8 Propiedades mecánicas del Acero inoxidable 316

PROPIEDADES MECÁNICAS			
RESISTENCIA A LA TENSIÓN (PSI)	LÍMITE ELÁSTICO (PSI)	ELONGACIÓN EN 2" %	REDUCCIÓN DE AREA %
90,000 / 75,000	45,000 / 30,000	30 mínimo	40 mínimo

Fuente: Compañía, Aceros y Metales Cuautitlan., México-cataálogo [online]

Selección del material para el ensayo.

La selección del material se hizo teniendo en cuenta ciertos parámetros como el tiempo de fraguado, para minimizar el tiempo de preparación entre uno y otro ensayo, la adherencia al hueso con el fin de evitar un juego mecánico entre ellos y perder el soporte rígido que es necesario para mantener la alineación y no perder condiciones naturales como el ángulo Q en la articulación, las propiedades mecánicas de la mezcla ya que de alguna u otra manera el material hace parte del sistema de adaptación pieza (tibia o fémur) al banco.

- **Resina de poliéster**

Se seleccionó una resina termoestable de poliéster obtenida por polimerización del estireno y otros productos químicos. Industrialmente se conoce con la referencia 065. Se endurece a la temperatura ordinaria y es muy resistente a la humedad, a los productos químicos y a las fuerzas mecánicas. Se usa en la fabricación de fibras, recubrimientos, fabricación de botones, toboganes, piscinas, laca de madera, etc.

- **Catalizador**

El Peróxido de Metil-Etíl Cetona es un catalizador para resinas de poliéster insaturado y es generalmente usado para aplicaciones que emplean curado a temperatura ambiente. Es necesario que la resina contenga un promotor o aceleradores antes de adicionarle este peróxido.

Ilustración 34 Articulación con molde de resina



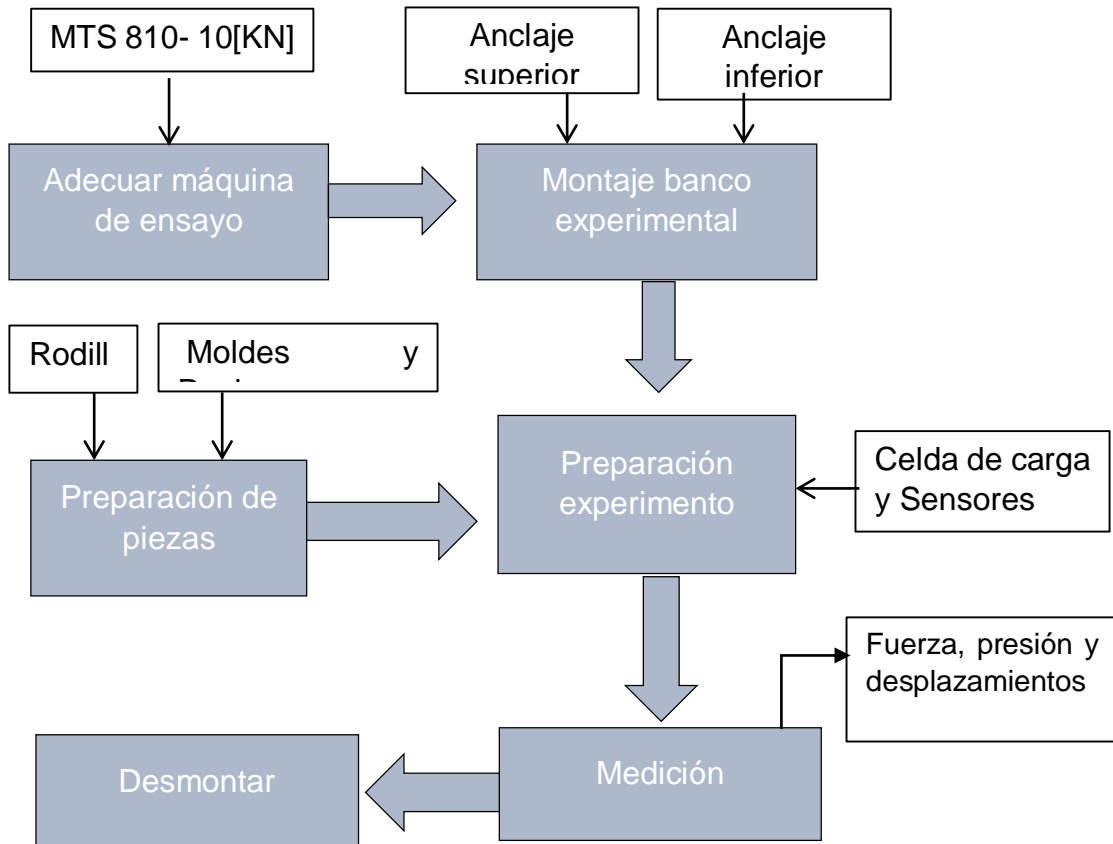
El tiempo de curado de la resina de poliéster es de 10-15 minutos, para una mezcla de 4% de peróxido metil-etil cetona, genera una reacción exotérmica, por lo cual requiere un molde resistente al calor generado que permita proteger el riesgo a quemaduras o a la exposición sobre la piel, el fraguado es al aire libre para que se realice la reacción química de una manera adecuada y es necesario revestir el molde de un cebo para realizar un desmolde sin mayores complicaciones.

7. PROCEDIMIENTO GENERAL PARA ENSAYOS BIOMECAÑICOS USANDO EL BANCO DISEÑADO

En este capitulo se dará solución a varios interrogantes como la selección de la celda de carga, el analisis que se podria hacer a una determinada pieza por medio del banco asi como el uso de instrumentos de medición necesarios para realizar determinado ensayo, se establecera un manual de uso, asi como las normas minimas de seguridad que se deben tener en cuenta a la hora de utilizar el banco para cualquier experimento.

Se establece de una manera practica un cuadro con el cual podemos determinar varias etapas para utilizar el banco de una buena manera y sin obviar cualquier detalle por mas simple que parezca.

Ilustración 35 Esquema para realizar el ensayo



7.1 ADECUACIÓN DE LA MAQUINA DE ENSAYOS

Para el uso del banco experimental debe adecuarse la máquina de ensayos retirando los elementos acoplados a la celda de carga y cilindro hidráulico (platos de ensayos, mordazas etc.), utilizando los elementos de seguridad como el uso de guantes, gafas y demás elementos de protección. Posteriormente se debe recubrir el tablero de mandos, aunque este posee una superficie plástica se hace necesario hacerlo para que luego de finalizar las pruebas se haga una remoción fácil y efectiva de posibles fragmentos o simplemente para evitar que se derramen líquidos salinos contaminados y así evitar un riesgo biológico y la corrosión.

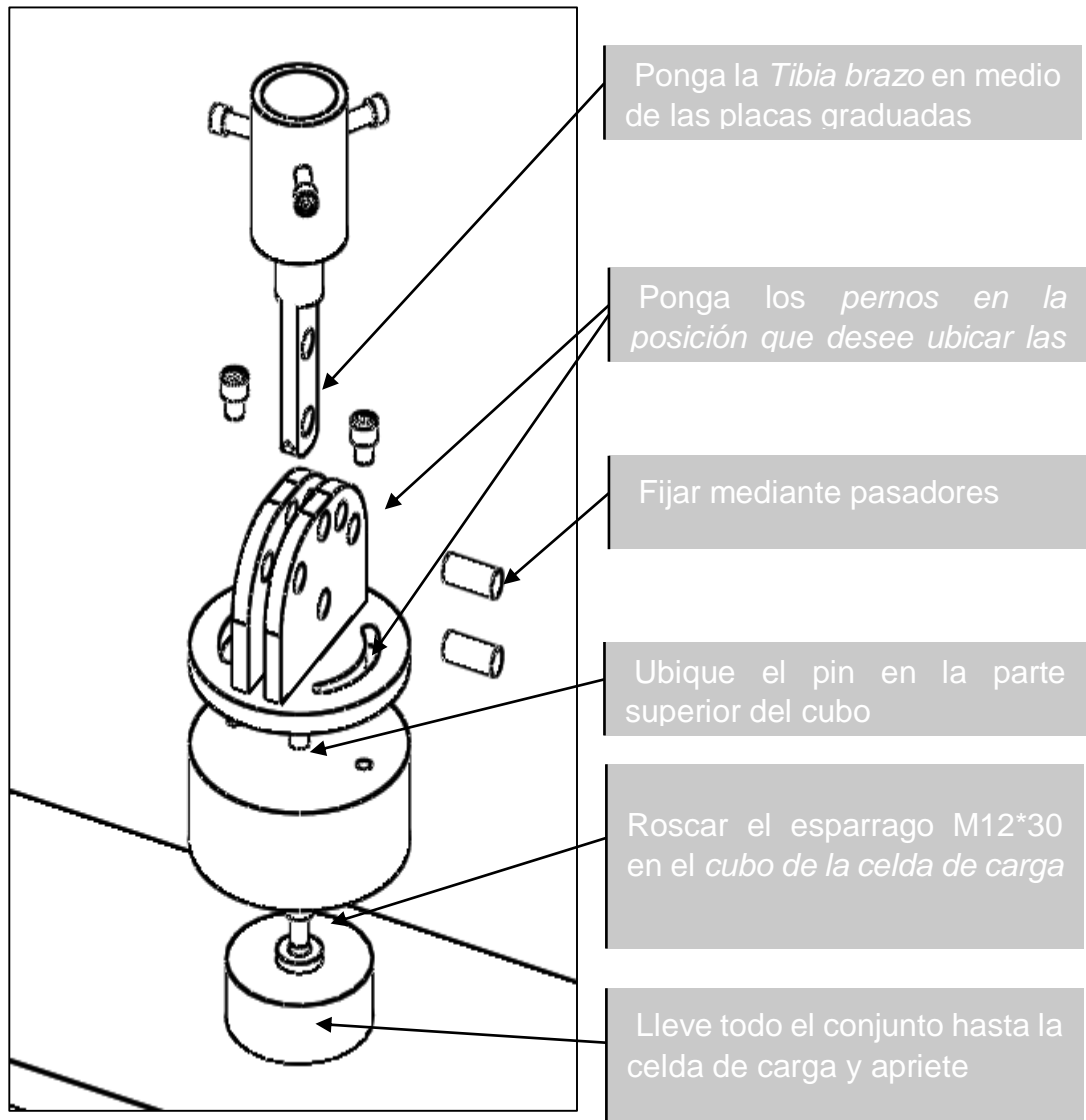
7.2 MONTAJE DEL BANCO.

Luego de la adecuación de la maquina se hace el montaje de cada uno de los anclaje tanto inferior como superior, ajustando por medio de pernos, siguiendo el manual de montaje. Las siguientes graficas sirven de orientación para colocar los anclajes inferior y superior a la máquina de ensayos. Algunas de las herramientas a usar son: juego llaves Bristol, llave Ratcher con juego de copas y una llave expansiva.

- **Montaje del Anclaje inferior.**

Rosque el esparrago M12*125 en el cubo de la celda de carga, luego lleve todo el conjunto hasta la celda de carga y apriete hasta que quede justo, tome el pin y ubíquelo en la parte superior del cubo y ubique las placas graduadas, ajuste por medio de los dos pernos por la ranura hasta que quede en la posición deseada. Tome el brazo tibio por el lado hueco en donde se alojará la tibia y coloque el otro extremo en medio de las placas graduadas, fijela mediante el pasador central y ubique el siguiente en el ángulo deseado.

Ilustración 36 Guía Montaje anclaje inferior

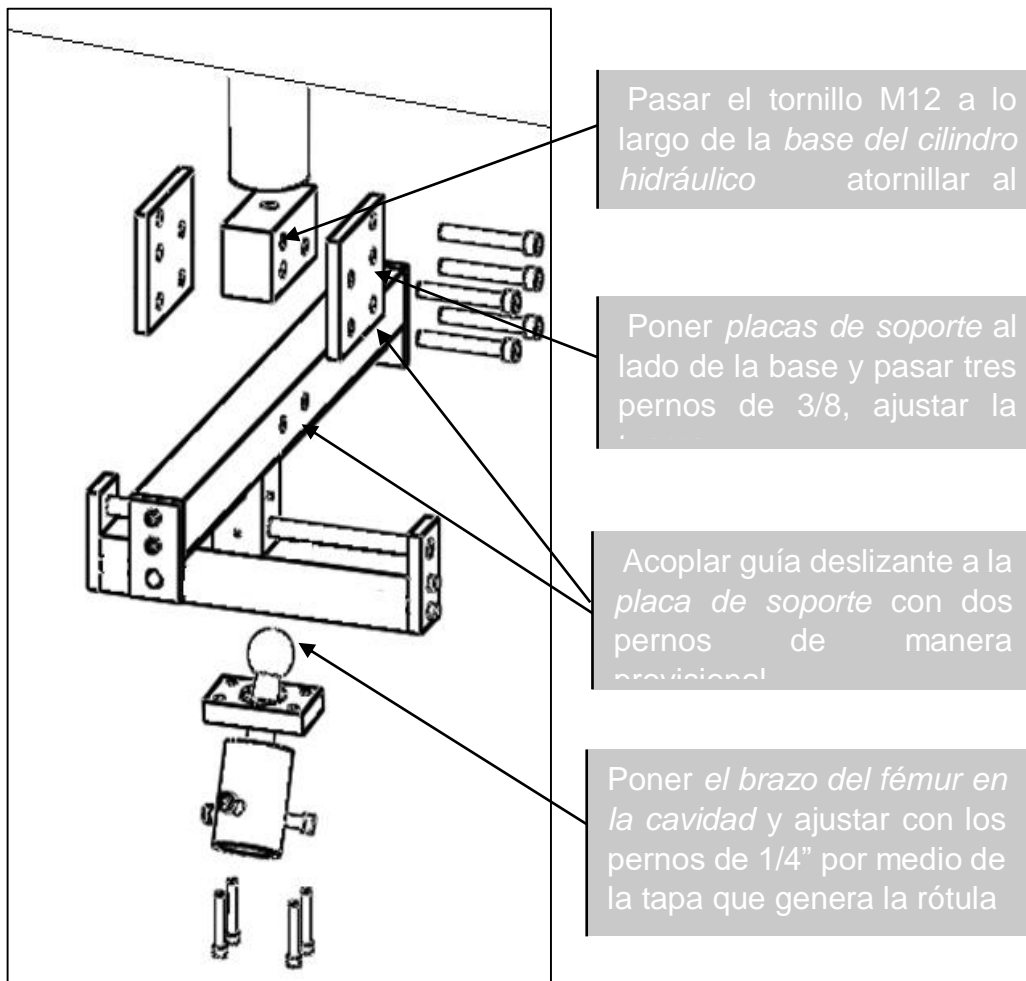


- **Montaje Anclaje superior.**

Pasar el tornillo M12 a lo largo de la *base del cilindro hidráulico* de tal manera que la cabeza del tornillo quede por el lado oculto y atornillar al cilindro hidráulico. Poner unas de las placas de soporte al lado de la base y pasar dos pernos de 3/8" y poner tuercas de manera provisional. Tomar la guía deslizante y acoplar con la *placa de soporte* y pasar dos pernos para dar soporte provisional, luego colocar la otra placa

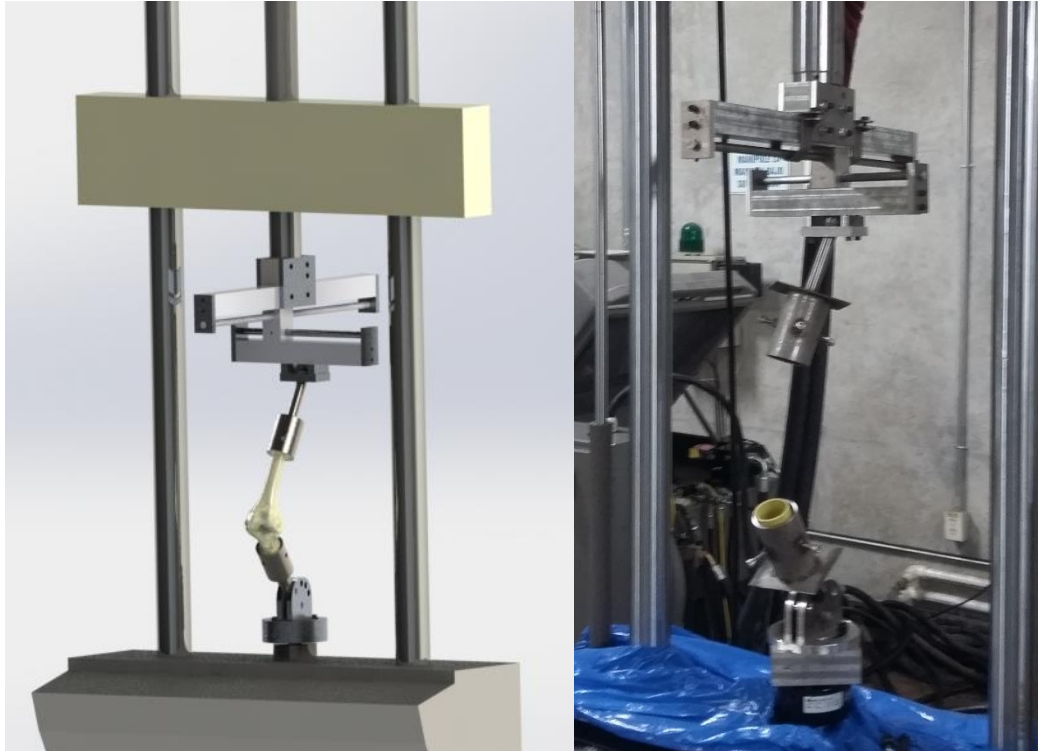
de soporte las tuercas y apretar. Poner el brazo del fémur y ajustar con los pernos de 1/4".

Ilustración 37 Guía Montaje Anclaje Superior



A continuación se mostrará una imagen de como debe quedar el montaje de cada uno de los dos anclajes montados en la máquina de ensayos ya con sus uniones fijas y cada uno de sus componentes con el ajuste necesario para evitar algún riesgo antes de preparar cada uno de los especímenes para los ensayos.

Ilustración 38 Montaje Del Banco Total



7.3 PREPARACION DE LAS PIEZAS.

Esta parte de la logística que conlleva el experimento se hace con mucho tiempo de anterioridad, ya que se debe conocer las características de cada una de las piezas es decir; que medidas tiene, el fenotipo (sexo, edad, etc.) con que grupo de tejidos se cuenta, pues no siempre se obtienen todos los grupos de músculos después de una amputación. No obstante la manipulación y el traslado debe hacerse teniendo en cuenta la normativa para el transporte de material con riesgo biológico, conservando al máximo cada una de las piezas para tener estudios más precisos sobre las condiciones normales a las que se ven sometidas las articulaciones.

Después de conocer con anterioridad la composición de cada parte de la articulación, se preparan los moledos y la resina ya que se debe tener un tiempo

prudencial de almenos 15 minutos para que surta efecto el curado y quede una superficie rigida y uniforme que permita la adaptacion del “hueso” a la maquina.

Ilustración 39 Preparación de las Piezas



7.4 SELECCIÓN DE LA CELDA DE CARGA Y SENSORES.

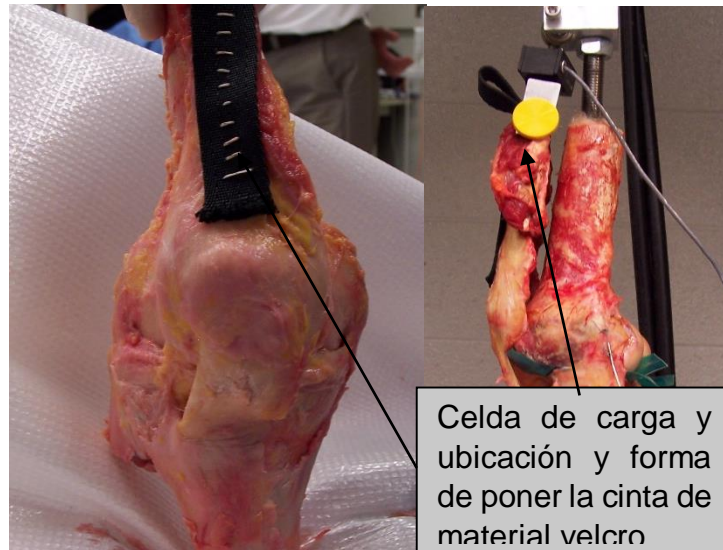
La fuerza articular patelo-femoral debe ser igual y opuesta a la compresión patelo-femoral y cambia como una función de ambos ángulos, el ángulo de flexión de la rodilla y la magnitud de la fuerza del cuádriceps la incrementa 6% por grado de flexión.

Cuando se tiene un nivel de caminata la fuerza articular patelo-femoral aumenta 0,5 veces el peso corporal, 3.3 veces el peso subiendo y bajando una escalera, y 7.6 veces el peso del cuerpo durante el movimiento de la rodilla. Así mismo se estima que el máximo contacto de fuerza patelo-femoral es aproximadamente 6.5 veces el peso del cuerpo cuando la rodilla esta flexionada a 90°.

Durante la postura, cuando la rodilla esta flexionada a 30° de flexión, la fuerza que requiere el cuádriceps para estabilizar la rodilla aumenta casi 210% del peso corporal. Los datos fueron tomados para una persona de 70Kg, la tensión del cuádriceps fue medida en 1,375 [N] cuando la rodilla estaba flexionada a 30°. Datos obtenidos de la Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología Ene-Feb 1998.

Tomando en cuenta la fuerza que desarrolla el cuádriceps a tensión se selecciona una celda de carga con una capacidad de 5KN diseñada de tal manera que se le pueda adaptar una cinta rígida de material poco elástico como el velcro entre ella y el cuádriceps, simulando la estabilidad que le da este cuando la rodilla se flexiona, además también ayuda a presionar la rótula sobre los componentes generando una mayor estabilidad, la siguiente ilustración describe de una manera gráfica lo que se quiere simular.

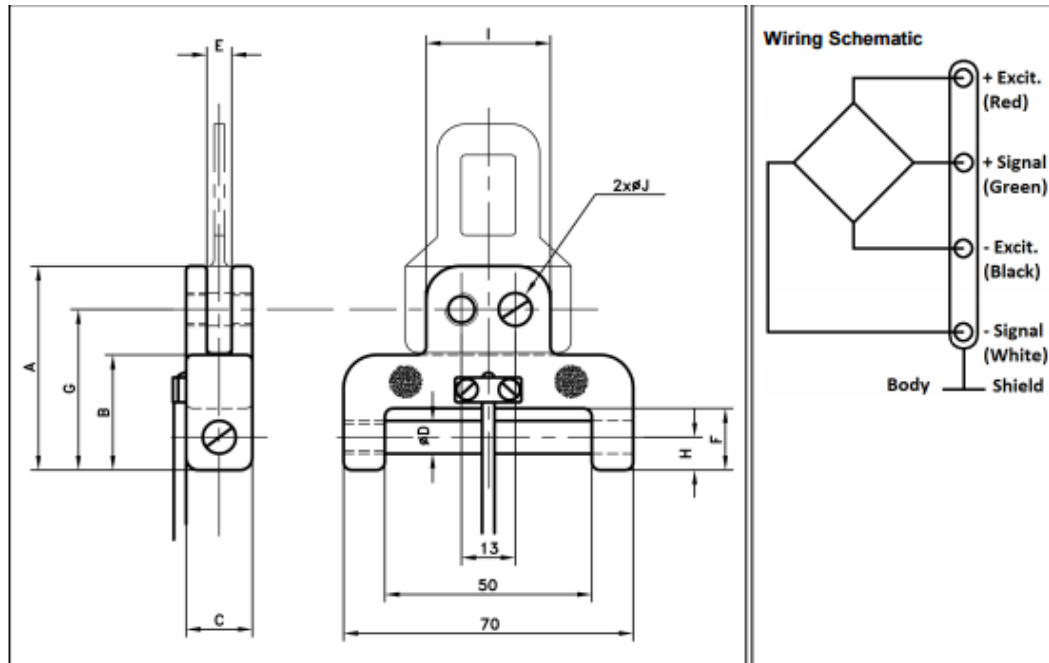
Ilustración 40 Guía-ejemplo para montar la celda de carga



Fuente: HAUCH, KAREN "Geometry, time dependent and failure properties of human meniscal attachments

La celda de carga está diseñada en acero inoxidable con cable intercambiable, para medidas por debajo del rango de los 250 [N] su sensibilidad es baja.

Ilustración 41 Esquema de la celda de carga



Dimensions in mm [inch]

Full Scale Range in N [in Lbf]	1k [200]	5k [1k]	10k [2k]	25k [5k]	50k [10k]
A	36 [1.42]	50 [1.97]	50 [1.97]	61 [2.40]	92 [3.62]
B	24 [0.94]	28 [1.10]	28 [1.10]	37 [1.46]	55 [2.17]
C	12 [0.47]	15 [0.59]	15 [0.59]	19 [0.75]	29 [1.14]
D	6.2 [0.24]	8.2 [0.32]	8.2 [0.32]	12.2 [0.48]	18.5 [0.73]
E	3 [0.12]	6 [0.24]	6 [0.24]	8 [0.31]	12 [0.47]
F	13 [0.51]	15 [0.59]	15 [0.59]	24 [0.94]	37 [1.46]
G	30.5 [1.20]	39.5 [1.56]	39.5 [1.56]	50.5 [1.99]	75.5 [2.97]
H	7 [0.28]	8 [0.31]	8 [0.31]	12 [0.47]	18.5 [0.73]
I	24 [0.94]	30 [1.18]	30 [1.18]	30 [1.18]	40 [1.57]
J	5.2 [0.20]	8.2 [0.32]	8.2 [0.32]	8.2 [0.32]	12.2 [0.48]

Fuente: <http://www.meas-spec.com/downloads/FN4070.pdf>⁹

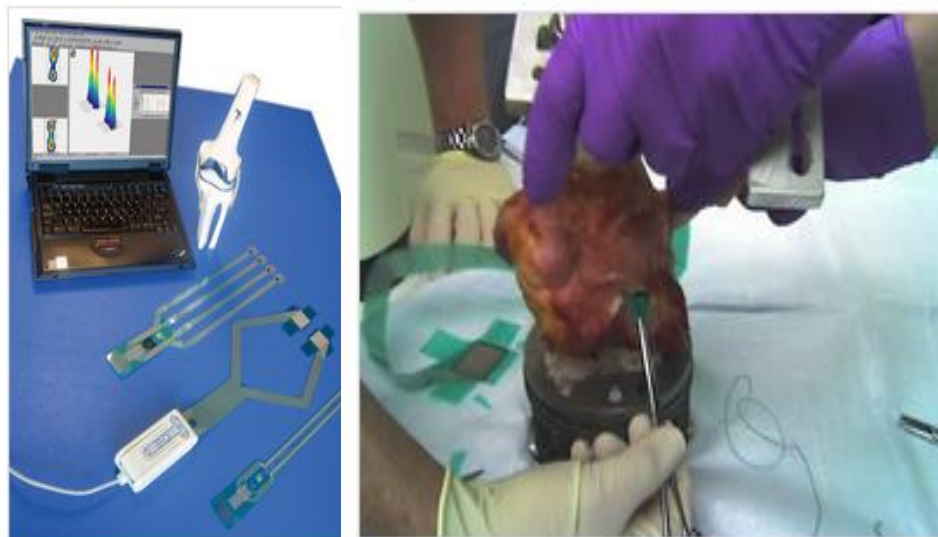
⁹ MEASUREMENT ESPECIALITIES. FN4070 Seat Belt Buckle Sensor. [online] [Aliso Viejo, CA, Estados Unidos] Measurement Especialities, 2014. [cited: 8 marzo 2015] Disponible en Internet: <http://www.meas-spec.com/downloads/FN4070.pdf>

Los otros sensores que se seleccionaron son uno para medición en los ligamentos para establecer el esfuerzo y un de presión para analizar el comportamiento de la articulación sinovial sometida a compresión.

Algunos sistemas de adquisición de datos como el sistema K-Scan son necesarios para entender el comportamiento biomecánico de la articulación trocoidea (rodilla) cuando ésta es sometida a cargas multi-axiales. Este un sistema que suministra datos precisos para análisis objetivo y cuantificado en la función de la articulación de la rodilla. Este sistema permite obtener medidas como presión, fuerza y área de contacto entre huesos adyacentes en la articulación para proveer un mejor entendimiento de como ellas funcionan, se articulan y cuál es el efecto mecánico cuando está sometida a cargas multi-axiales externas.

El sistema I-Scan Handheld cuenta con un PDA que permite las lecturas en tiempo real de fuerzas y presiones, un transductor que interpreta las señales de mili voltajes para convertirlas en unidades de presión y fuerza, y los sensores que son constan de celdas de cargas diminutas en una película delgada.

Ilustración 42 Sensor I-San Handheld



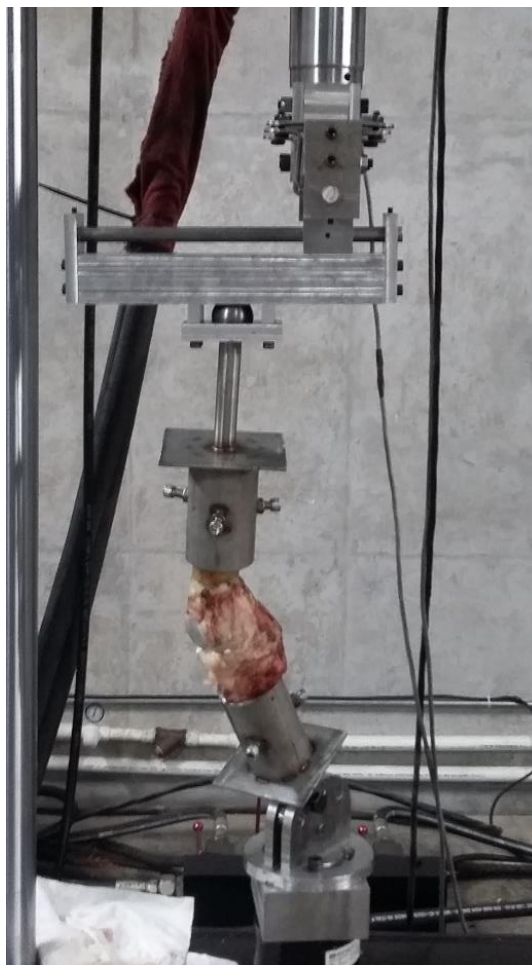
Fuente: Tekscan. Pressuere Mapping Force Measurement & Tactile Sensors

7.5 PROCESO DE MEDICIÓN

Para el proceso de medición se utilizará una hoja guía en el cual se podrá hacer la descripción de los componentes a utilizar, el objetivo de la práctica, analizar los resultados y observaciones sobre los estudios pertinentes a la articulación. Dicha hoja está ubicada en los anexos.

La verificación del banco se realizó utilizándolo para hacer una prueba en la esquina postero-lateral de la articulación, con el fin de probar la resistencia de cada componente de este.

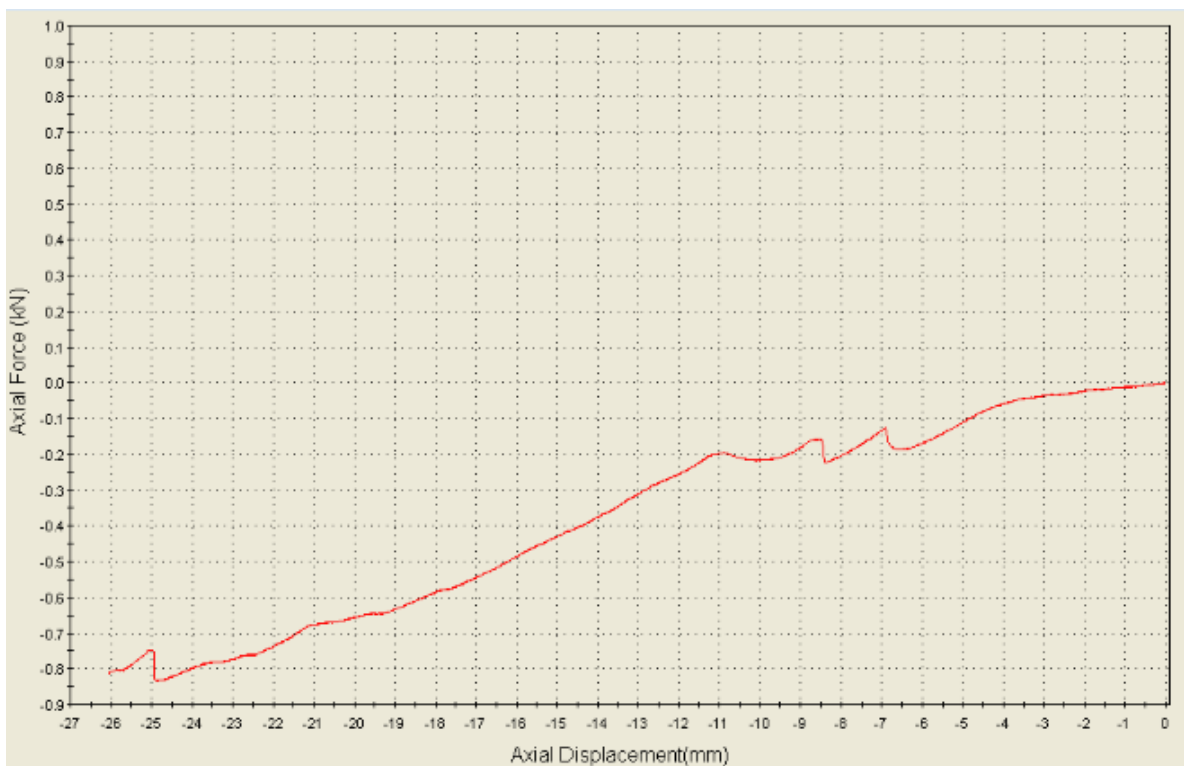
Ilustración 43 Prueba de Verificación



Descripción del procedimiento

Ajustar el banco en la posición deseada para la flexión; ubicando en el anclaje inferior el ángulo de 45° por medio del pin, ubicar la rotación de la rodilla deseada por medio de las ranuras, ajustar la posición para el valgismo, ubicar la guía deslizante en una posición descentrada, preparar la celda de carga para tensionar el cuádriceps, ubicar el K-scan en la esquina postero-lateral, y lo cóndilos femorales y por ultimo tomar varias mediciones

Ilustración 44 Medicion de la fuerza aplicada al banco



Al banco de pruebas se le aplicó el peso de una persona promedio (80Kg) y como análisis se obtuvo que la resina no sufrió daños, y cada una de las piezas se conservó como se preveía en los estudios previos

8. CONCLUSIONES

Se identificó cada uno de los tipos de movimientos de la articulación por medio de un análisis detallado de varios modelos existentes del funcionamiento de la rodilla y se estableció un modelo a utilizar de seis grados de libertad en el cual se muestra y se describen los movimientos de Flexo-extensión, abducción-aducción y los desplazamientos laterales.

Se determinaron los rangos de movimiento de la rodilla basados en cada uno de los movimientos que fueron determinados según el análisis biomecánico que se elaboró de la articulación, siendo estos la flexo-extensión con un rango de 0° - 120° , y en la rotación interna y externa un rango de 0° - 30° y 0° - 40° respectivamente.

Se estableció un sistema de sujeción entre el hueso y el banco de ensayos que permite que la articulación tome sus posiciones naturales, de esta manera se garantiza no incurrir en errores de lectura en la toma de medidas, y se obtiene un montaje sencillo el cual permite hacer la reproducción de los ensayos de una manera más ágil.

Se determinó la configuración del banco de tal manera que permite reproducir los movimientos de la rodilla como la flexión, la rotación y varo-valgo, recreando una cadena cinemática cerrada por medio del anclaje inferior donde se ajusta la tibia y un movimiento posicional del fémur por medio de la guía graduada del anclaje superior, ajustándolo por medio de una rotula que se utiliza para que la articulación haga los movimientos naturales y absorba los esfuerzos residuales.

Se elaboró una guía de procedimiento el cual permite al usuario entender y hacer, de una manera más cómoda, el montaje del Banco experimental a la máquina. De igual manera, se sugieren posibles estudios que se pueden realizar en el banco, y también algunos sensores para la medición dependiendo el estudio que se quiera realizar a determinado componente de la articulación.

Se designaron tres materiales para la construcción del Banco y fueron seleccionados de acuerdo a cada parte del sistema cuyos criterios principales para su selección fue el bajo peso, la resistencia a la corrosión y formas estándar.

Se verifico el Banco por medio del desarrollo de una guía el cual se implantó con el fin de establecer los métodos y el objeto de cada una de las prácticas que se pueden crear a partir de cada una de las configuraciones que pueden establecerse en el sistema.

Se seleccionó la celda de carga teniendo en cuenta la influencia del cuádriceps en la estabilidad de la articulación troclear, la cual puede aumentar hasta 2,1 veces cuando la articulación está en flexión.

BIBLIOGRAFIA

BATISTA DA SILVA, Elías Marcelo. *Et.al* Knee ligament injuries: biomechanics comparative study of two suturetechnique in tendon – analysis “in vitro” tendon of bovine. *Revista Brasileira de Ortopedia*. [online] January-February, 2014. Vol. 48, N° 1. [citado: 4 abril 2015]. P- 80-86. Disponible en: Biblioteca Universidad Industrial de Santander: ELSEVIER/Science Direct.

GONGORA GARCIA, Ledia H. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. *MEDISAN* [en línea] 2003. Vol 7 N° 2.[citado: 8 abril 2015] p. 100-109 Disponible en internet: http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7_2_03/san13203.htm

HIBBELER., C., *Mecánica de materiales*. 8ed. Bogotá: Pearson Editorial , 2011. p. 405-412

KAPANDJI., Albert. *Fisiología Articular: Miembro inferior* 5ed. Tomo 2, Bogotá: Editorial Panamericana, 2011. p 74-158

NORTON, Robert L. *Diseño de máquinas: un enfoque integrado*. 4ed. México: Pearson Educacion, 2011. p. 173-212.

PANESSO, María Claudia; TRILLOS, María Constanza y TOLOZA GUZMAN, Ingrid. *Biomecánica clínica de la rodilla*. Documento de Investigación N° 39 Bogotá: Universidad del Rosario: Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano, 2009. 40p.

SALADIN, Kenneth. *Anatomía y fisiología*. [en línea] McGraw-Hill 6ed. [México, D.F] Mc-Graw-Hill Education: ebooks, 2013. [Citado 2 junio 2015] Dispónible en: Biblioteca Universidad Industrial de Santander: Sala Base de datos

SANJUAN CERVERÓ, R. *et. al.* Biomecánica de la rodilla. Patología del Aparato Locomotor: [en línea] 2005 Vol 3 N° 3 [citado 3 julio 2015] p. 189-200 Disponible en Internet: http://www.fundacionmapfre.org/fundacion/es_es/images/vol03-n3-art7-biomecanica-rodilla_tcm164-5158.PDF

SERRANO ESCALANTE, F. J. *et. al.* Diseño y desarrollo de un modelo experimental para estudios biomecánicos de fracturas tipo B de tile del anillo pélvico. Trauma Fund MAPFRE [en línea] 2011 Vol 22 N° 3 [citado 26 mayo 2015] p. 174-183 Disponible en internet: http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n3/pdf/02_06.pdf