

UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA.

Mecanismo virtual simulador del movimiento de la rodilla humana.

TESIS.

Para obtener el título de Ingeniero Mecánico.

PRESENTA:

Ignacio Gabael Olvera Labra.

Director de tesis: Dr. Álvaro Ayala Ruiz.



México D. F., Marzo 2009.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos:

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por brindarme un espacio en sus aulas y ser fuente inagotable de conocimientos.

A mis padres:

José Luis y Edmunda por su cariño, comprensión y apoyo a lo largo de mi vida, porque gracias a ellos logre formarme con valores como el trabajo, la autodisciplina y la familia.

A mis hermanos:

Alejandro, Héctor, José Luis, Hugo, David y Kaleb, porque a su manera me han servido de apoyo y de ejemplo a lo largo de mi vida.

A mis amigos:

En especial a Isaac, Arturo, Carlos y Elena, por estar ahí a lo largo de ocho años.

A Julieta por ser parte de mi vida. Y por su apoyo a lo largo de este trabajo y de mis estudios.

A todos y cada uno de los que mostraron interés en este trabajo y me apoyaron para que terminara.

A mis profesores:

Por brindarme sus conocimientos y experiencias, por su ayuda para formarme a lo largo de cinco años en esta hermosa Facultad de Ingeniería.

A mi director de tesis el Dr. Álvaro Ayala Ruiz, por su apoyo y su paciencia. Por su ayuda para la solución de los diferentes problemas que surgieron a lo largo de este trabajo.

¡A todos gracias!

Índice

Mecanismo virtual simulador del movimiento de la rodilla humana.

| | |
|--|-----------|
| Prólogo | 1 |
| Capítulo 1: Anatomía de la rodilla. | 3 |
| 1.1 Introducción. | 5 |
| 1.2 Antecedentes (anatomía y patologías de la rodilla). | 5 |
| 1.3 Análisis de fuerzas en la rodilla estática. | 17 |
| 1.4 Análisis de fuerzas en movimiento de la rodilla. | 20 |
| 1.4.1 La rodilla en la marcha humana. | 22 |
| Capítulo 2: Diseño del mecanismo de simulación de movimiento de la rodilla. | 27 |
| 2.1 Introducción. | 29 |
| 2.2 Consideraciones de diseño. | 29 |
| 2.3 Concepto del mecanismo. | 30 |
| 2.4 Diseño del mecanismo. | 32 |
| 2.5 Ensamble del mecanismo. | 35 |
| 2.6 Análisis de movimiento. | 36 |
| Capítulo 3: Caso de estudio. | 43 |
| 3.1 Introducción. | 45 |
| 3.2 Simulación del comportamiento de la rodilla humana. | 45 |
| 3.3 Simulación del comportamiento una prótesis de rodilla. | 56 |
| 3.4 Discusión. | 68 |
| Conclusiones. | 71 |
| Anexos. | 75 |
| I.II Planos. | 77 |
| Bibliografía. | 83 |

Prólogo.

En la actualidad el diseño y producción de prótesis en el país no es abundante, además la mayor parte de prótesis son importadas de países como Alemania y Estados Unidos, esto implica que la mayoría de éstas no están diseñadas para su implantación en mexicanos, por dar un ejemplo, es por ello que en este trabajo se pretende utilizar un mecanismo como banco de pruebas para diseño de prótesis en estudio.

Además uno de los factores primordiales por los que se requiere una prótesis total de rodilla es la edad. En la actualidad el promedio de edad en México ha ido incrementando, según datos del II Censo Nacional de Vivienda del INEGI [16], la población con edad de 15 a 59, representa un 60% de la población, es decir, de diez a quince años la mayor parte de la población serán adultos en plenitud, si se le suma a esto que en la actualidad se sufren de padecimientos como obesidad, diabetes, enfermedades que provocan un desgaste de las articulaciones y que cada vez es más común la intervención quirúrgica en pacientes jóvenes. Todo esto se puede traducir en una necesidad de una gran cantidad de sustituciones protésicas en un futuro no muy lejano.

Teniendo en cuenta que en México los pacientes en su mayoría no cuentan con el poder adquisitivo para poder realizar una intervención de este tipo, ya que un valor aproximado para ella es de \$90,000 pesos considerando todos los gastos médicos y los imprevistos que puedan surgir, según palabras de la doctora María Christina León, [17].

El objetivo de este trabajo es desarrollar un mecanismo que simule el movimiento de flexión-extensión de la rodilla humana en la fase de apoyo que es donde se presentan las condiciones de carga mayores [4]. Simular y comparar los resultados con información de la literatura para verificar si es necesaria alguna mejora o no, para que la simulación del movimiento tenga un comportamiento similar al de la rodilla en la marcha.

De tal forma que en un futuro se pueda usar como banco de pruebas virtual para el mejoramiento en la etapa de diseño previa a la producción con el fin de hacer los cambios pertinentes en el diseño de prótesis, también pretende servir en el diseño personalizado para cada paciente, es por ello que se simulará una prótesis de rodilla, de tal forma que se pueda llevar a cabo la producción de prótesis en nuestro país para las especificaciones anatómicas correspondientes a medidas antropométricas del mexicano, con lo que se espera el costo para una cirugía de este tipo disminuya.

Este trabajo está constituido por tres capítulos, cada uno de ellos formando parte integral del trabajo final a continuación se hará una breve descripción de cada uno de ellos:

El primer capítulo (Anatomía de la rodilla) está dividido en tres secciones primordiales para el desarrollo de la tesis; La primera sección y más importante es el desarrollo de la anatomía de la rodilla que servirá para conocer el funcionamiento de la rodilla. La segunda sección se basa en las patologías a las que está expuesta la rodilla, con lo cual se pretende entender cuando es necesario una intervención quirúrgica. En la tercera sección se hace un estudio de las fuerzas, tanto estáticas como dinámicas, que actúan sobre la rodilla lo cual sentará la base para las consideraciones de diseño.

El segundo capítulo (Diseño del mecanismo de simulación de la rodilla) se divide en cinco secciones importantes; En la primera sección se especificarán los parámetros a considerar para desarrollar el mecanismo simulador (banco de pruebas). En la segunda sección se hace un análisis de cómo puede ser el mecanismo de simulación aquí se tomara en cuenta las características de cada uno de los mecanismos propuestos y se resaltaran las características deseables para llevar a cabo el mecanismo. En las secciones tercera y cuarta se desarrollara el modelo virtual, cada uno de sus componentes así como su ensamble. En la quinta sección se hará el análisis del movimiento del mecanismo, para comprobar que el funcionamiento es el esperado.

El tercer capítulo (Caso de estudio) se divide en dos secciones; La primera es la simulación del comportamiento de la rodilla humana de tal forma que se pueda comprobar si el comportamiento de la rodilla para el caso de estudio es el esperado. El segundo punto es al análisis de una prótesis de rodilla para ver que tan similar al movimiento de la rodilla es y si es posible hacerle alguna mejora.

Capítulo 1: Anatomía de la rodilla.

1.1 Introducción.

El conocimiento del movimiento de la articulación es esencial para el diseño de prótesis, en este caso el diseño del mecanismo (o banco de pruebas) está ligado a las condiciones bajo las que trabaja la rodilla. El objetivo de este capítulo es describir los sistemas que componen la rodilla (meniscos, huesos, articulaciones y músculos), la cinemática y las fuerzas que intervienen en la rodilla tanto en posición estática como en la marcha [1].

La rodilla es la articulación del miembro inferior, que se considera como la articulación más larga y compleja en el cuerpo, está compuesta por el fémur y la tibia. Presenta dos grados de libertad, el primero está representado en el movimiento de flexión-extensión lo cual es característico en las articulaciones del tipo troclear, es decir, una de sus superficies es en forma de polea; el segundo grado está representado por el movimiento de rotación que sólo es posible cuando la rodilla está en flexión.

Desde el punto de vista mecánico, la articulación de la rodilla constituye un caso sorprendente, ya que posee una gran estabilidad en extensión completa, posición en la que la rodilla soporta presiones debidas al peso del cuerpo. En flexión puede alcanzar una gran movilidad; necesaria en carrera y para la orientación óptima del pie en relación con las irregularidades del terreno [2].

A pesar de que la rodilla está tan bien acoplada, las irregularidades en el terreno o el alto impacto la exponen a diferentes patologías, las que serán estudiadas de manera breve.

1.2 Antecedentes (anatomía y patologías de la rodilla)

Antes de definir los principales sistemas que dan la complejidad que tiene la rodilla, es necesario definir componentes como son la rótula, la tróclea, los cóndilos, las glenoides y la sinovial, que se encuentran interactuando en las articulaciones presentes en la rodilla [3].

Rótula.- es un hueso que actúa como una polea, está situada entre el Tendón del Cuádriceps (TC) y el Tendón Rotuliano (TR), tiene tres características importantes:

- el espesor varía entre dos y tres centímetros, omitiendo el cartílago.
- se diferencian dos partes en la cara posterior, una superior articular que ocupa 3/4 partes y contiene una cresta y dos caras (Cara Externa (CER) e Interna (CIR)), véase figura 1.
- el ángulo de apertura de la Rótula (R) presenta un valor medio de 130° .

Tróclea.- ocupa la parte anterior del fémur (en su extremo inferior) y se recorre por un canal que la divide en dos vertientes (una Interna (VIT) y una Externa (VET)) donde la externa es más pronunciada, el ángulo de la Tróclea (t) presenta un valor medio de 140° , el borde superior sobrepasa el surco y forma una transición suave con la vertiente externa, véanse figuras 1 y 2.

Los cóndilos.- ocupan la parte inferior y posterior del fémur (en su extremo inferior), y siguen las vertientes correspondientemente, es decir con un Cóndilo Exterior (CE) y uno Interior (CI), donde la diferencia principal radica en que el exterior tiene una superficie mayor, véase figura 1.

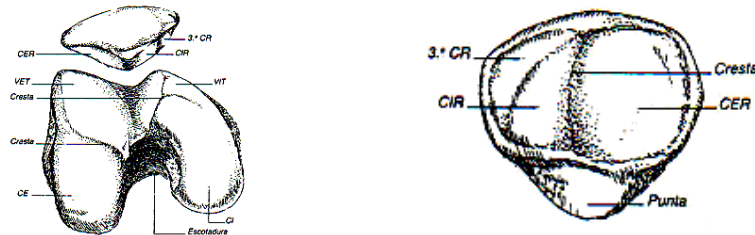


Figura 1. Ubicación de la rótula y de los cóndilos en la rodilla, y elementos que interaccionan con ellos [3].

Las glenoides.- se apoyan en las tuberosidades externa e interna respectivamente y son separadas en Externa (GE) e Interna (GI) por el Espacio Interglenoideo (EIG), el cual adopta la forma de un reloj de arena. La glenoide exterior es convexa de anterior a posterior mientras que la interna es cóncava de posterior al anterior, de manera que el cóndilo interno se acopla con la glenoide correspondiente formando un encaje recíproco, mientras que los correspondientes externos no se prestan a la congruencia, véase figura 3.

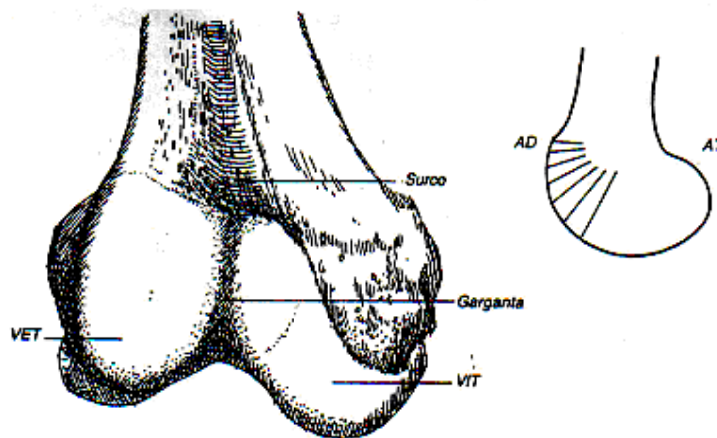


Figura 2. Ubicación de la tróclea en la rodilla [3].

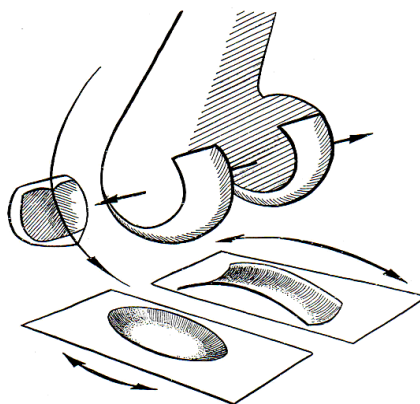


Figura 3. Representación de la congruencia e incongruencia entre cóndilos y glenoides [3].

La sinovial.- forma un fondo poco profundo alrededor de las extremidades óseas, la sinovial (Sin) se divide en dos partes, una femoromeniscal y otra meniscotibial (el menisco interrumpe la sinovial aunque no está cubierto por ella), véase figura 4.

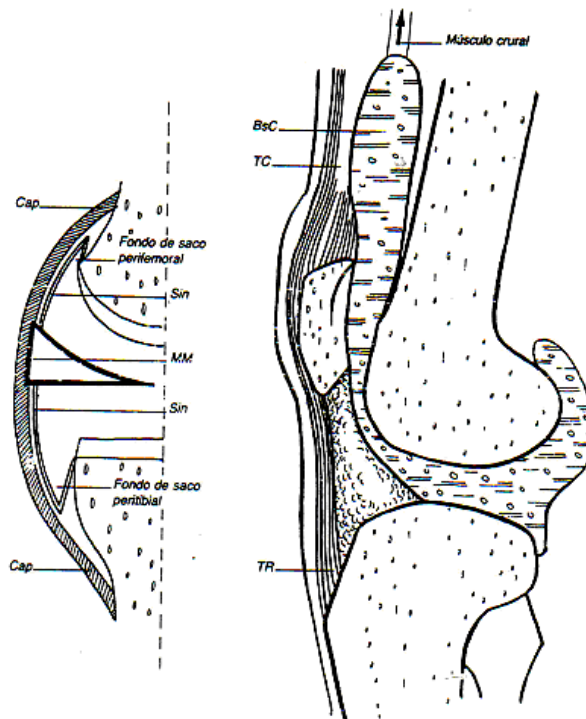


Figura 4. La sinovial y elementos de la rodilla que interactúan con ella [3].

Articulaciones.

La articulación femorrotuliana relaciona la tróclea femoral con la cara posterior de la rótula, mientras la articulación femorotibial relaciona los cóndilos femorales con las glenoides tibiales, aunque en gran parte lo hace a través de los meniscos.

La articulación peroneotibial superior relaciona las carillas articulares correspondientes de la extremidad superior del peroné y de la tibia. Es una articulación en que las superficies son planas (artrodia) situada bajo la glenoides externa y localizada en su tercio posterior.

La unión de las superficies articulares se realiza por medio del conjunto meniscal, el aparato capsuloligamentoso, el sistema adiposo y el aparato tendinomuscular.

Conjunto meniscal.

Los medios de unión son numerosos aunque algunos están bien definidos y son constantes, entre ellos encontramos el Muro Meniscal (MM) el cual está constituido por la cara inferior de la glenoides, la cara periférica, convexa y gruesa. El muro meniscal se adhiere al plano meniscal (Cap) y mira a la escotadura intercondilea. Los intermeniscales constituidos por el Ligamento Yugula (LY) ubicado transversalmente a la parte anterior y entre los dos cuernos donde termina la curvatura anteroposterior y con relación al aparato extensor por medio del aparato adiposo, véanse figuras 4 y 5.

El Menisco Externo tiene una forma circular casi cerrada en donde los Cuernos (Anterior (CAME) y Posterior (CPME)) son muy similares en su volumen, su unión con el plano capsular está interrumpido por el Tendón del músculo Poplíteo (TP), que al cruzar de forma oblicua por el tercio posterior formado por el Hiato Poplíteo (HP), las uniones contenidas en el menisco externo son más numerosas y reforzadas, por ejemplo, las meniscofemorales que se forman a partir del cuerno posterior y que se unen de manera satelital, siendo este Ligamento Meniscofemoral Posterior (LMP) el sol o independiente y el dependiente el Ligamento Cruzado Posterior (LCP), también están los muscolomeniscales que constituyen un Amarre Dinámico Externo (ADE) entre el cuerno posterior y el músculo políteo.

El menisco interno tiene una forma semilunar, que se encuentra unida al plano capsular de manera continua., las uniones están por otras musculomeniscales, constituyendo el Amarre Dinámico Interno (ADI) que une al cuerno posterior con el tendón directo del Semimembranoso (SM), véase figura 5.

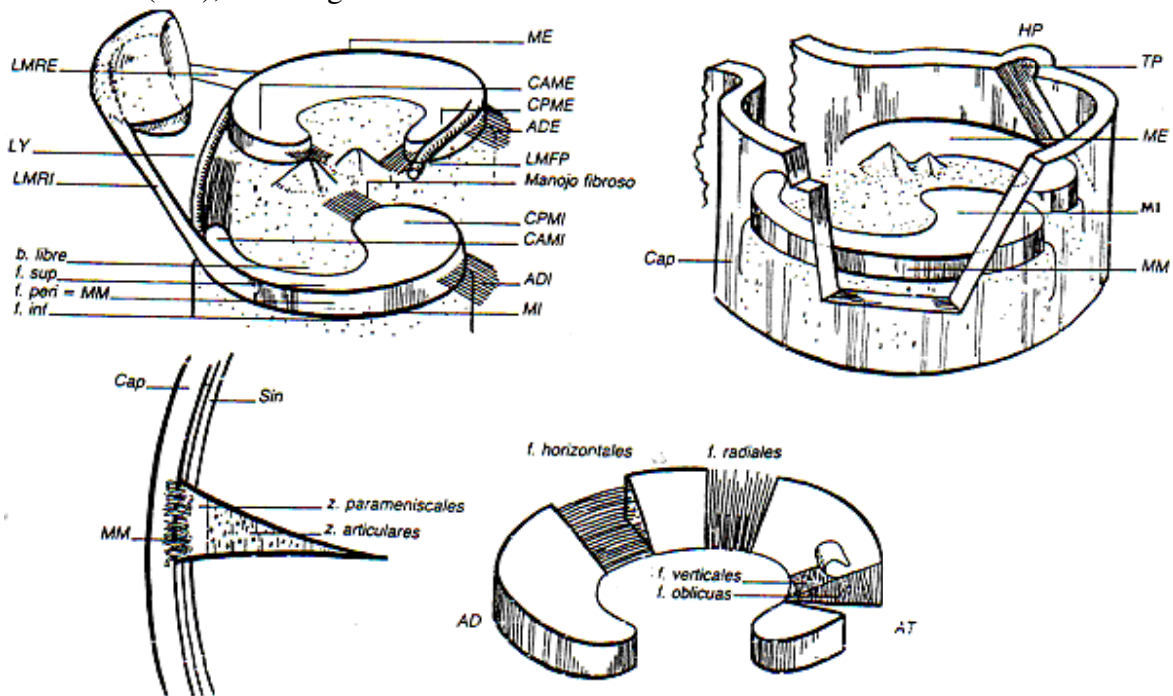


Figura 5. Representación del conjunto meniscal en la rodilla [3].

Aparato capsuloligamentoso.

Está constituido por uniones pasivas constituidas en los aparatos central y periférico. El sistema central es constituido por una parte ósea (representada por el macizo de las espinas tibiales) y una parte ligamentosa (por los ligamentos cruzados).

El Ligamento Cruzado Anteroexterno (LCAE), la inserción anterior surge del Cuerno Anterior del Menisco Interno (CAMI) en frente de la Espina Tibial Interna (ETI), mientras que la posterior surge de la cara interna del cóndilo externo.

El Ligamento Cruzado Posterointerno (LCPI), la inserción posterior tiene su inicio en la superficie retroespinal, y la parte interna es femoral y surge de la cara externa del cóndilo interno.

El sistema periférico es un conjunto capsuloligamentoso y está dividido en dos sistemas externo e Interno. Para simplificar su análisis lo dividimos en tercios (anterior, medio y posterior).

El sistema periférico externo en su parte anterior está conformado por el Alerón Rotuliano Externo (ARE) en el que converge el plano capsular y es reforzado por el muro meniscal y el ligamento menisco-rotuliano externo, y también por el Alerón Anatómico Externo de la rótula que tienen origen en la tuberosidad cóndilea externa y cruza en la parte posterior del Ligamento Lateral Externo Largo (LLEL), en el tercio medio la Aponeurosis Iliotibial (AIT) se une con el Tabique Intermuscular Externo (TIME), el ligamento lateral externo largo se une al menisco externo y al tendón poplíteo para formar un tendón redondeado, en la parte inferior surge de la cara superior del peroné justo por delante del Tendón terminal del Bíceps (TB), en el tercio posterior el plano capsular incrementa su espesor de anterior a posterior, de manera que la parte posterior al cubrir al cóndilo externo forma el Casquete Condíleo Externo (CCE), véase figura 6.

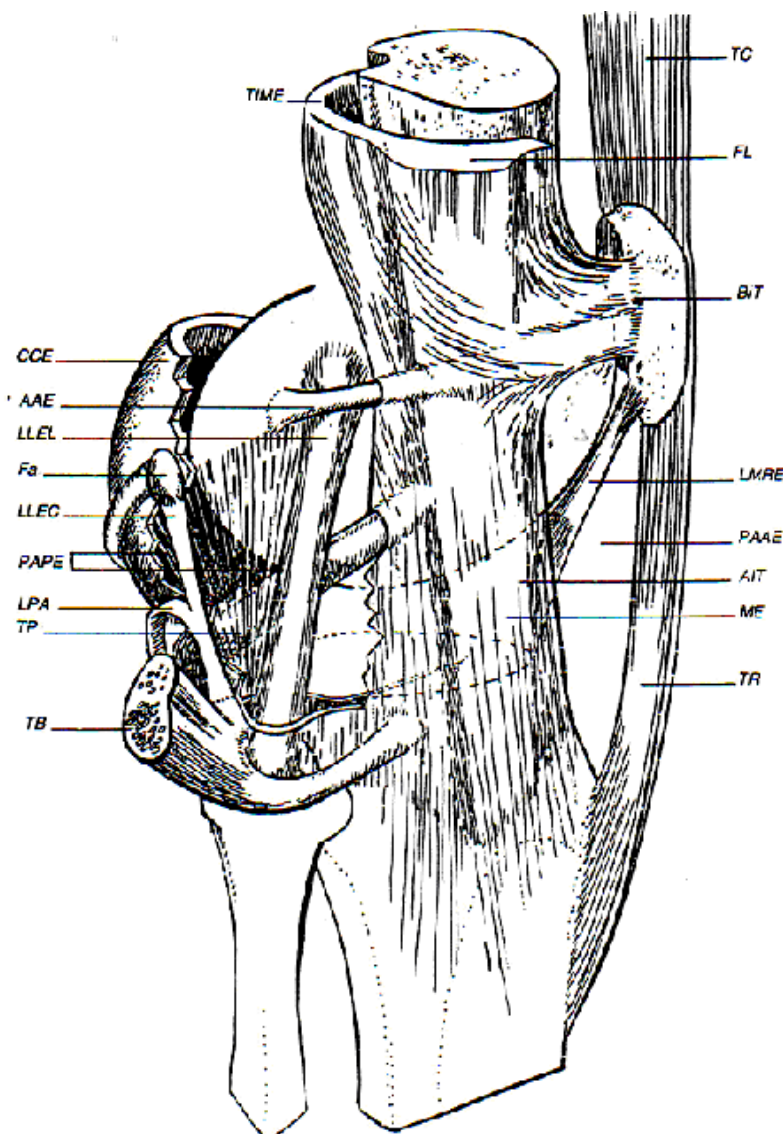


Figura 6. Sistema periférico externo [3].

En el sistema periférico interno el tercio anterior está representado por el Alerón Rotuliano Interno (ARI) en el que se superponen al plano capsular y es reforzado por el muro meniscal y el ligamento meniscorrotuliano interno, también por el Alerón Anatómico Interno de la rótula que tienen origen en la tuberosidad cóndilea interna y cruza en la parte posterior del Ligamento Lateral Interno (LLI), en el tercio medio el plano capsular medio está formado por fibras cortas que terminan en el menisco, permitiendo la individualización del fascículo femoromeniscal y del fascículo meniscotibial, y en el tercio posterior la parte del plano capsular cubre al cóndilo interno formando el Casquete Condíleo Interno (CCI), véase figura 7.

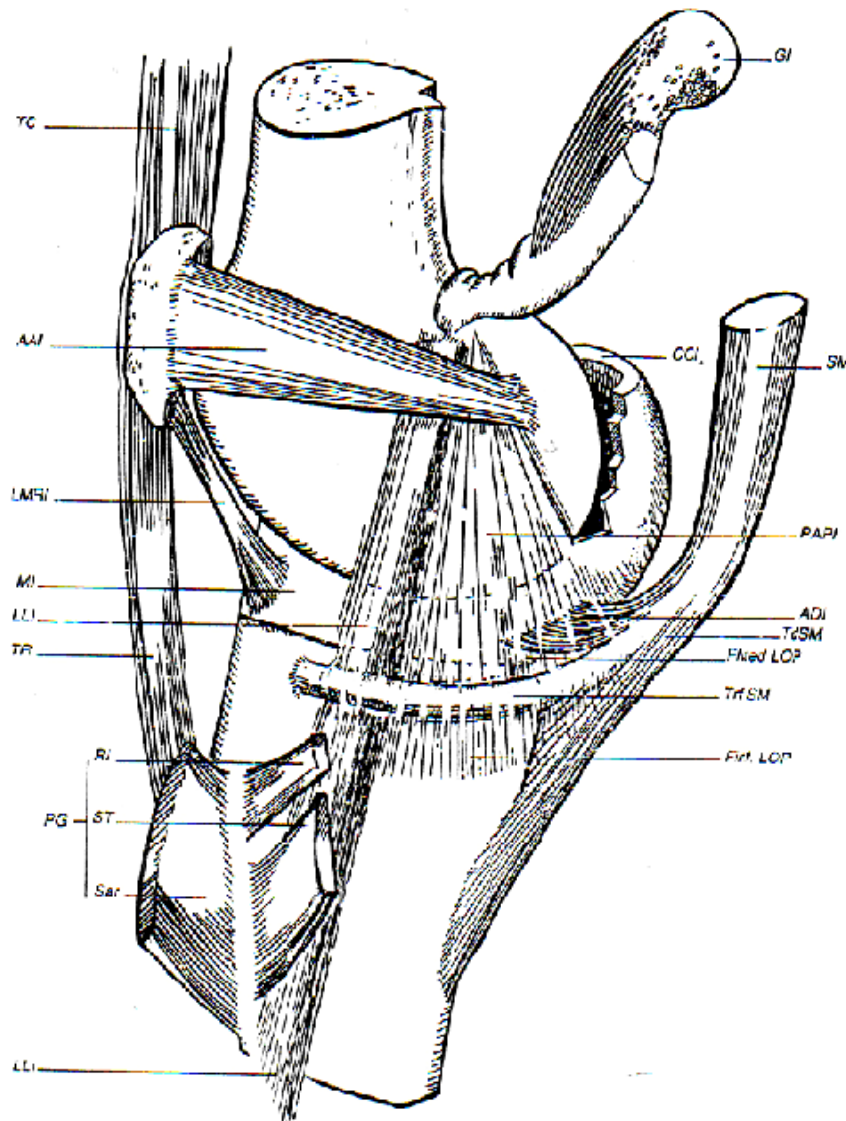


Figura 7. Sistema periférico interno [3].

Sistema adiposo.

Se trata del paquete adiposo y de sus prolongaciones incorporadas con la sinovial. El Paquete Adiposo (PA) anterior, o subrotuliano es una masa gruesa que llena el vacío delantero formado por la punta extraarticular de la rótula y el Tendón Rotuliano (TR), por debajo de la superficie preespinal.

Las prolongaciones celulograsas constituyen los repliegues alares y el Ligamento Adiposo (LA), los repliegues alares son laterales, en forma de almohadillas, y se remontan a lo largo de la mitad inferior de los bordes de la rótula, el ligamento adiposo es posterior, con la forma de un cordón que se destaca del centro del paquete adiposo para fijarse en la extremidad inferior de la escotadura intercondílea prolongándose hasta el ligamento cruzado anterior gracias a su trayecto intraarticular. La sinovial recubre esta voluminosa franja grasa y la separa de la cavidad articular. La Bolsa serosa pretibial (BpreT) situada debajo del paquete adiposo, se intercala entre la extremidad superior de la tibia y el Tendón Rotuliano (TR), véase figura 8.

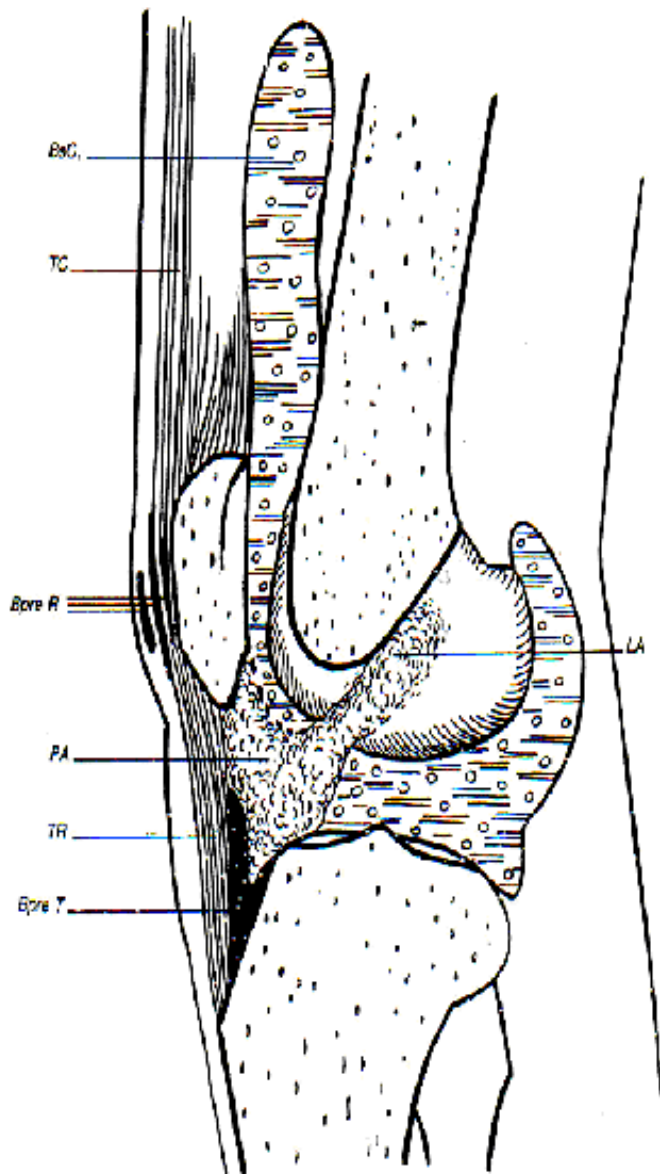


Figura 8. Sistema adiposo en la rodilla [3].

Aparato tendinomuscular.

En este se reúnen cuatro grupos musculares (anteroposterior, posteroinferior, posteroexterno y el posterointerno) omitiendo el músculo poplíteo.

En el grupo anteroposterior el cuadriceps ocupa casi la totalidad de la longitud anterior del muslo y el tendón Crural (Cru) que forma parte importante del aparato extensor, para caracterizar bien al cuadriceps completamente es necesario distinguir cuatro cabos:

1.- El Recto Anterior (RA), que está conformado por una lámina tendinosa donde se reúnen el Tendón directo (Td), el tendón reflejo (Trf) y el Tendón recurrente (Trc), dicha lámina crece y desciende permaneciendo superficial con respecto al cuerpo carnoso.

2.- Los Vastos (Externo (VE) e Interno (VI)). En este los laterales son dos músculos de una sola articulación (la rodilla), y está conformado por la lámina aponeurótica de origen, que se divide en dos grupos el del vasto externo que se extiende delante del Tabique Intermuscular externo (TIME) y del Tabique intermuscular Interno (TIMI) y el grupo del vasto interno el cual tiene un conjunto de fibras que se aproximan a la rodilla y se dividen en dos grupos (superior e inferior) , en el superior se forma el Vasto Interno Longitudinal y en el inferior se forma el Vasto Interno Oblicuo (VIO) que refuerza por la parte frontal al Alerón Anatómico Interno (AAI) y al Tendón Rotuliano (TR).

3.- El Crural (Cru), este músculo sujeta la Bolsa serosa subcuadrípital (BsC) a la cara anterior del fémur, se encuentra cerca del vasto exterior y lejano al vasto interior.

4.- Las Bolsas serosas prerrotulianas (B pre R) existen tres: superficial, media y profunda, y se superponen al tiempo que se insinúan entre los diferentes planos tendinoaponeuróticos, véase figura 9.

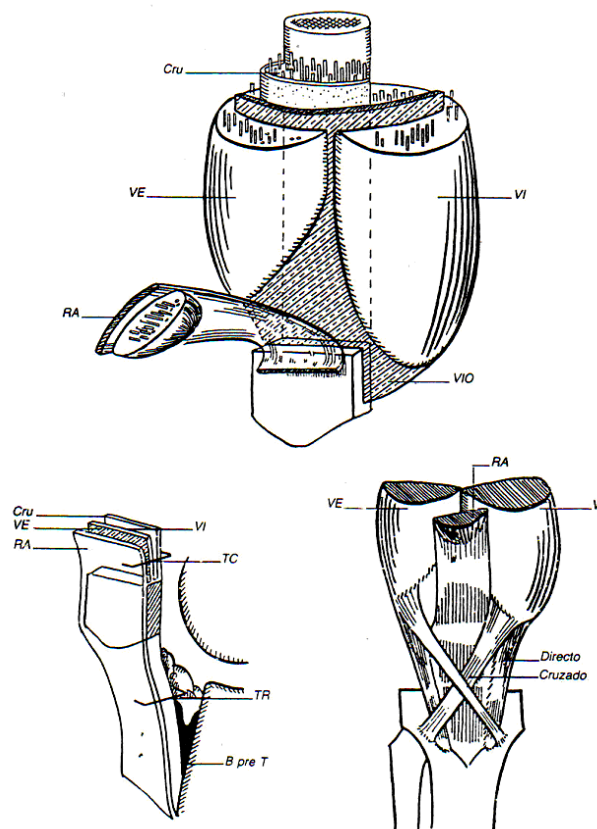


Figura 9. Grupo muscular anteroposterior [3].

El grupo posteroinferior está constituido por los Gemelos (Externo (GE) e Interno (GI)), los cuales surgen sobre los tubérculos condíleos y por debajo de los casquetes condíleos, el gemelo externo surge a partir de la inserción superior y desciende hasta alcanzar el cuerno superior del menisco externo, mientras que la inserción superior del gemelo interno y del casquete condíleo interno surge por debajo de la inserción superior. El gemelo externo está fortificado por la Fabela, el gemelo interno se extiende por detrás de él tubérculo del Aductor Mayor (AM). En la parte inferior los dos gemelos se unen sobre la lámina tendinosa que comienza a la mitad de la tibia, dicha lámina se une con la lámina terminal del sóleo constituyendo el tendón de Aquiles, véase figura 10.

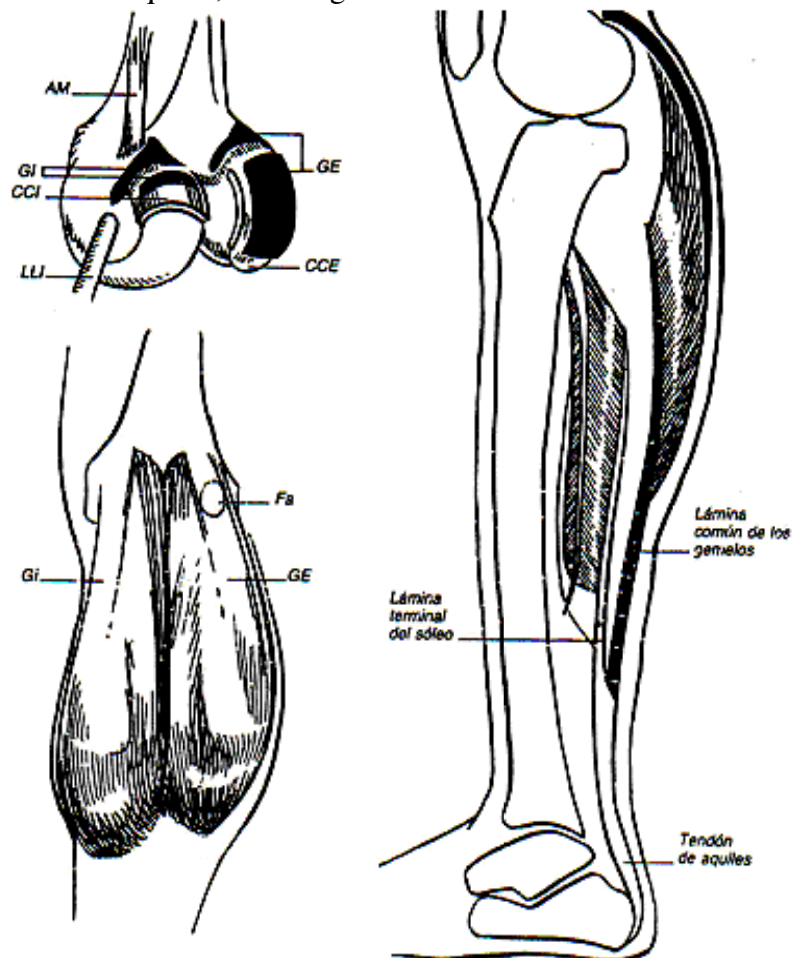


Figura 10. Grupo muscular posteroinferior [3].

El grupo posteroexterno sólo está constituido por la Fascia Lata (FL) y el Bíceps femoral (B), los cuales son dos músculos biarticulares que están presentes en la cadera y la rodilla. En su parte superior surge del Glúteo Mayor (GM) está inervado por la rama colateral del plexo sacro o nervio glúteo superior el cual está implantado en la cresta iliaca, en la parte inferior está sujeta a la Aponeurosis Iliotibial (AIT) y a la Bandeleta Iliotibial (BIT) que su vez se inserta al tendón rotuliano y al borde externo de la rótula. El bíceps femoral se relaciona con los músculos isquiotibiales en un plano común con el Semitendinoso (ST) y se localiza posteriormente al semimembranoso (SM), el bíceps femoral se divide en dos la porción Larga (BL) y la porción corta (Bc), la porción larga sobresale a la mitad del muslo por la parte externa de la porción corta, véanse figura 11 y 13.

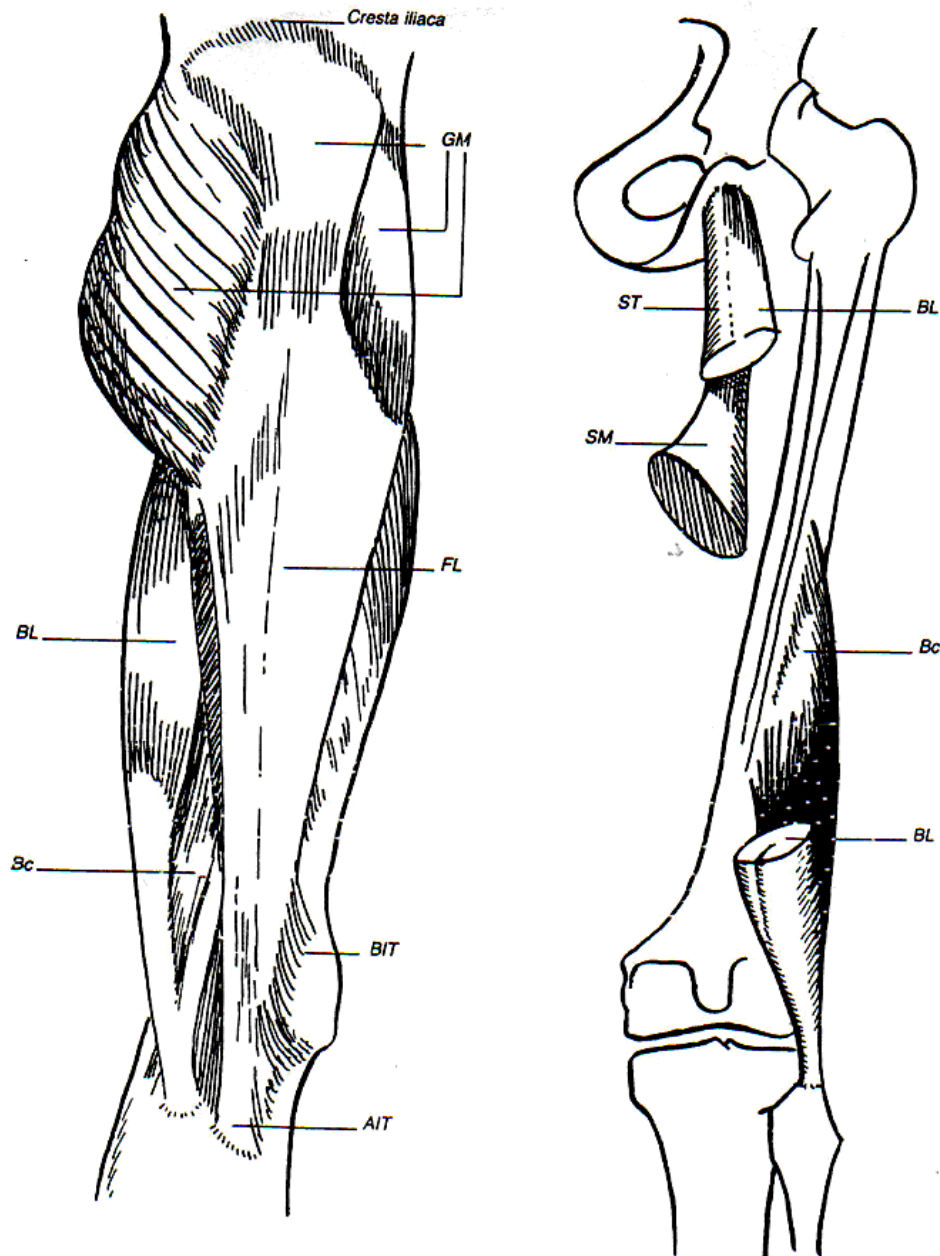


Figura 11. Grupo muscular posteroexterno [3].

El grupo posteroexterno se compone de cuatro músculos, por los tres músculos (Sartorio (Sar), Recto Interno (RI) y el Semitendinoso (ST)) que forman la Pata de Ganso (PG) y el semimembraboso que es el más representativo.

El sartorio surge en la Espina Ilica Anterosuperior (EIAS), se integra al compartimiento anterior del muslo y está sujeto al nervio crural, además se une a la fascia lata por una expansión. El recto interno se origina en el pubis, se integra en el compartimiento del muslo y está relacionado con el nervio obturador. El semitendinoso se origina en el isquion se integra en el compartimiento posterior del muslo, además está sujeto al nervio ciático mayor, en la parte inferior se integra a la aponeurosis del gemelo interno, véase figura 12.

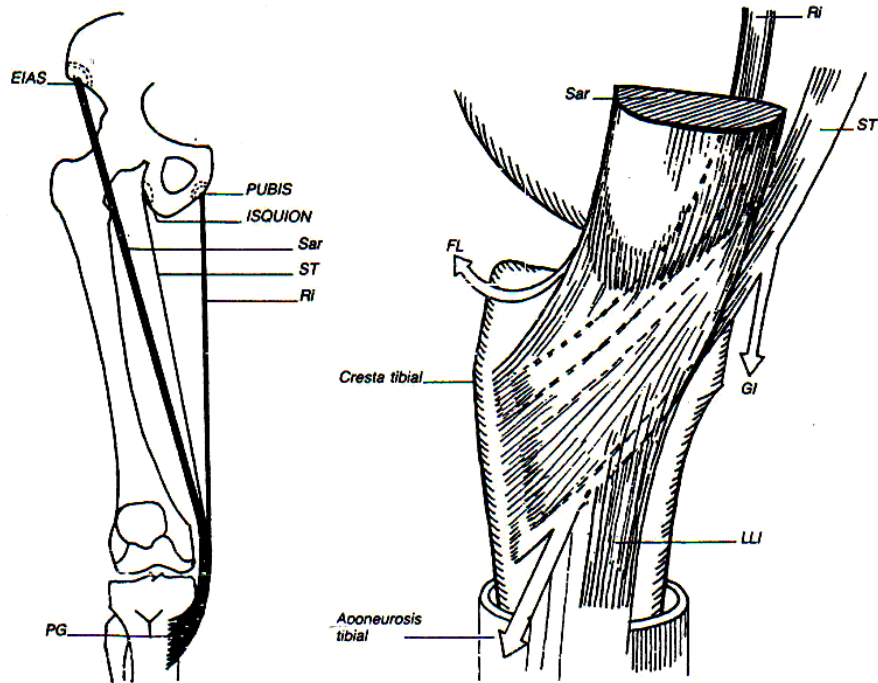


Figura 12. Grupo muscular posterointerno [3].

El semimembranoso tiene origen en los músculos isquiotibiales, pero en un plano al semitendinoso y al bíceps largo, se integra al compartimento posterior del muslo y está sujeto al nervio ciático mayor. El semimembranoso se caracteriza por que se extiende por una lámina tendinosa delgada que se desciende incrementado su volumen.

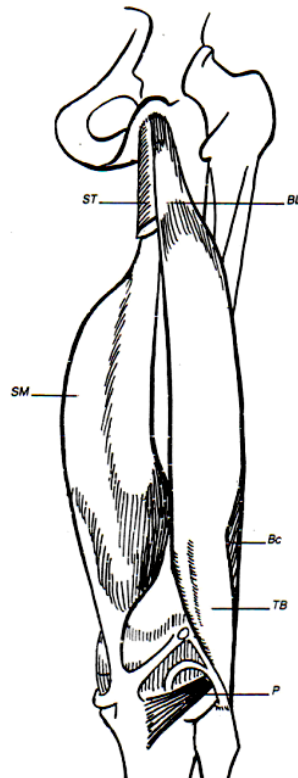


Figura 13. Aparato semimembranoso [3].

Principales patologías

Lesiones

Las lesiones de rodilla son quizá el problema más recurrente en deportistas de distintas disciplinas, afectando a futbolistas, ciclistas, esquiadores alpinos, practicantes de lucha o artes marciales. En el 10% de los casos se necesita tratamiento quirúrgico.

Las rodilleras por su parte han demostrado su utilidad en la prevención de lesiones.

Las lesiones de rodilla más frecuentes en deportistas son:

- Lesiones de meniscos
- Esguince del ligamento lateral interno (LLI)
- Lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA)
- Luxación de la rótula

Lesiones meniscales.

Este tipo de lesión ocurre a causa de un mecanismo de torsión o rotación de la rodilla que está asociado a flexión intensa. Los síntomas consisten en dolor, derrames recurrentes y chasquidos, asociados a una limitación de la movilidad. A veces estos desgarres quedan atrapados en la cavidad articular, con lo que la rodilla queda bloqueada o "clavada".

Si estando la rodilla flexionada a unos 90 grados, aparece dolor en la rodilla cuando se realiza una rotación externa del pie, es un síntoma de lesión del menisco interno.

Lesión del ligamento lateral interno.

El Ligamento Lateral Interno (LLI) es el que proporciona estabilidad a la región interna de la rodilla y suele lesionarse cuando a éste se le aplica una tensión excesiva en el caso de torcedura hacia fuera. Los desgarres del ligamento lateral externo son mucho más raros y están causados por un traumatismo dirigido hacia el interior de la rodilla.

Los desgarres del LLI se suelen asociar a una lesión del menisco interno.

Lesión del ligamento cruzado anterior.

La lesión del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) es la patología ligamentosa más frecuente y grave de la rodilla. El básquetbol, el fútbol, el fútbol americano y el esquí son causas comunes de rupturas del LCA.

Esta lesión suele ocurrir después de un traumatismo directo; otras veces tiene lugar a consecuencia de una fuerza de torsión asociada a una lesión por un cambio de velocidad abrupto generalmente en deceleración. Éste tipo de lesión es visible cuando un deportista cambia de dirección al correr y experimenta un "bloqueo" brusco de la rodilla.

Lesión del ligamento cruzado posterior.

Las lesiones del Ligamento Cruzado Posterior (LCP) son menos frecuentes y graves que las del ligamento cruzado anterior. Estas son causadas por un traumatismo directo en la región antero superior de la tibia. Por ejemplo, cuando un practicante de karate recibe una patada en la región de la rodilla mientras tiene el pie firme en el suelo, o bien cuando alguien cae hacia delante con la rodilla flexionada.

Luxación de rótula.

La luxación rotuliana ocurre a consecuencia de un traumatismo en la rodilla, así como cuando un deportista cambia de dirección y hace fuerza en la pierna. Ésta lesión es más frecuente en los adolescentes [4].

1.3 Análisis de fuerzas en la rodilla estática

La condición de rodilla estática es posible gracias a una interacción entre los componentes de la rodilla que generan una condición de estabilidad permanente, una de las interacciones importantes es la posición angular entre los miembros inferiores, figura 14. La articulación femorrotuliana al tener un sólo grado de libertad presenta un comportamiento estático simple, mientras que la femorotibial al tener dos grados de libertad en el movimiento presenta un acople estático complejo pero que es capaz de equilibrar el peso del cuerpo.

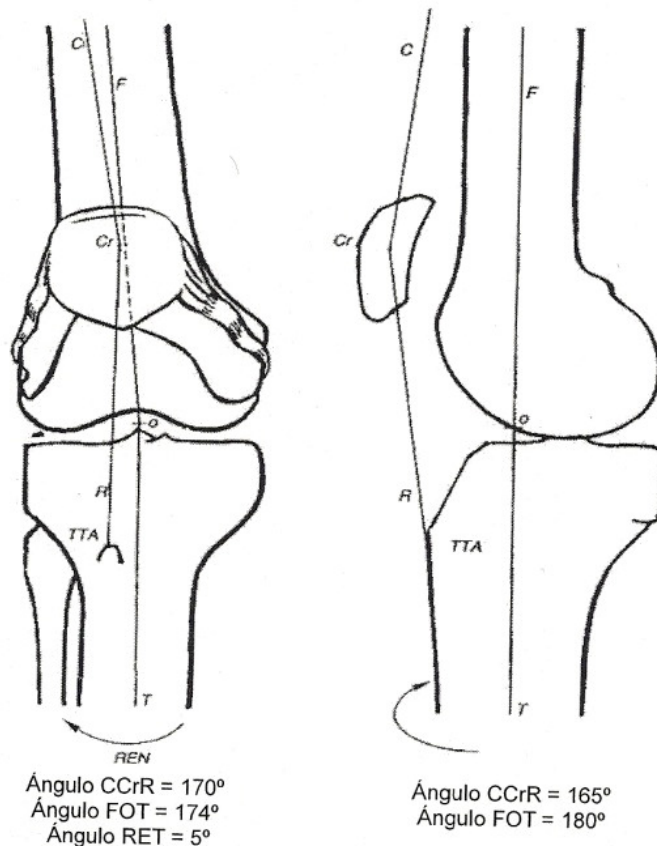


Figura 14. Posición angular de la rodilla [2].

De una forma global el equilibrio del peso en ocasiones es llevado a cabo por la rodilla, la posición estática (de pie) presenta diferentes variantes entre las cuales está la posición de pie que se da en equilibrio bi o monopodal bajo ciertas condiciones (en extensión y sin ninguna contracción muscular). En extensión la rodilla es bloqueada debido al sistema capsuloligamentoso donde el cóndilo externo es bloqueado por el ligamento cruzado anterior, el no tener ninguna contracción muscular permite tener control sobre la línea en la cual actúa el peso (Línea Gravitatoria (LG)) [3].

El análisis estático nos sirve para determinar las fuerzas y momentos que actúan sobre la articulación ya sea cuando no se encuentra en movimiento o bien al realizar una actividad dinámica en un instante de tiempo. El realizar un análisis estático que caracterice la rodilla en tres dimensiones es muy complicado, aunque para simplificarlo comúnmente se utiliza una técnica conocida como de cuerpo libre, la cual consta de realizar un diagrama de cuerpo libre donde se considera que aunque los distintos grupos musculares producen fuerzas sobre la rodilla uno de ellos es el que predomina en cada instante de tiempo en particular y que genera una fuerza tan grande capaz de representar todas las fuerzas ejercidas por los músculos en un sólo plano, es por ello que el análisis se puede simplificar a un sólo plano, donde aparte de la fuerza ejercida por los músculos actúan dos más [2].

Al utilizar la técnica del cuerpo libre es importante que se tome en cuenta que ésta parte se considera independiente con respecto a las otras partes del cuerpo humano, y se consideran las fuerzas que actúan en dicho cuerpo libre bajo una situación de carga para el caso en consideración, en este se identifican las tres fuerzas principales y se asignan en el diagrama de vectores, siempre teniendo en cuenta su dirección, magnitud y sentido.

Si el cuerpo libre está en equilibrio quiere decir que las tres fuerzas son concurrentes, es decir, tienen un punto común. Dicho de otra forma se tiene un sistema de fuerzas cerrado donde la resultante es igual a cero. De manera que al conocer los puntos de aplicación de las tres fuerzas y la dirección de dos de ellas podemos determinar el eje de aplicación de la tercera. Al conocer las tres direcciones se pueden representar en un triángulo de fuerzas con el que se puede encontrar mediante trigonometría la relación que hay entre sus magnitudes.

A continuación se muestra el siguiente ejemplo donde el objetivo es conocer la magnitud mínima de la fuerza de reacción que actúa sobre la articulación femorotibial de la pierna en carga cuando la otra se eleva para subir un escalón. Como ya se ha dicho, se hace un diagrama de cuerpo libre de la pierna en consideración, se hace una distinción de las fuerzas que actúan en la pierna y se nota que las fuerzas coplanares principales son: la reacción del suelo sobre el cuerpo, que es igual a la magnitud del peso del cuerpo (W) humano en consideración, la tensión ejercida por el cuádriceps sobre el tendón rotuliano y la reacción articular sobre la tibia. La fuerza de reacción al ser igual a la del peso tiene la misma línea de aplicación, magnitud y punto de aplicación, así como la fuerza del tendón rotuliano (P) tiene una línea de aplicación sobre el tendón rotuliano y punto de aplicación conocidos y sentido fuera de la articulación de la rodilla, su magnitud es desconocida, en este caso la magnitud desconocida es la que corresponde a la fuerza de reacción articular (J) con punto de aplicación conocido sobre la superficie de la tibia entre los cóndilos, aunque tiene una dirección y sentido desconocidos, véanse figuras 15 y 16.

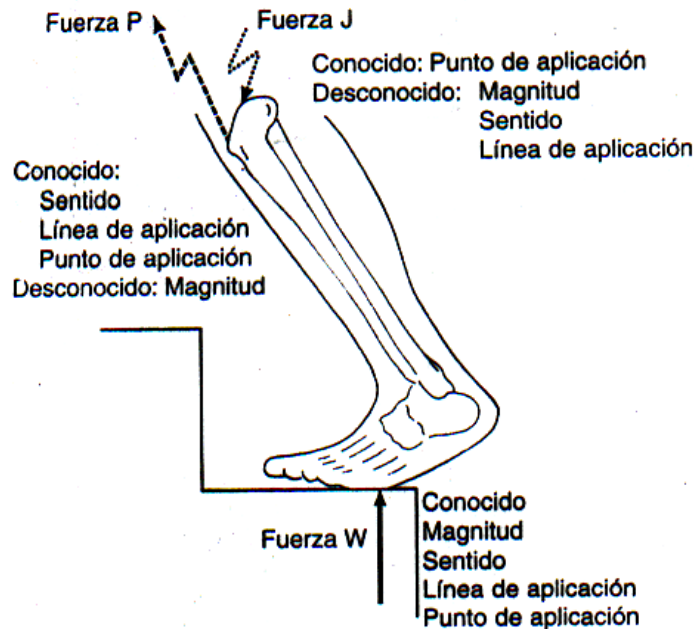


Figura 15. Diagrama de cuerpo libre para la rodilla en ascenso de escaleras [2].

Con reglas trigonométricas se encuentran las fuerzas de reacción articular y la del tendón rotuliano, cabe mencionar que para este análisis se considera que la fuerza de reacción es mínima ya que no se consideran las fuerzas de otros músculos como los isquiotibiales, al considerar dichas fuerzas la reacción aumentaría, con ayuda de este ejemplo vemos que la fuerza del tendón rotuliano tiene una influencia mucho mayor en la reacción articular de la que presenta la fuerza de reacción del suelo.

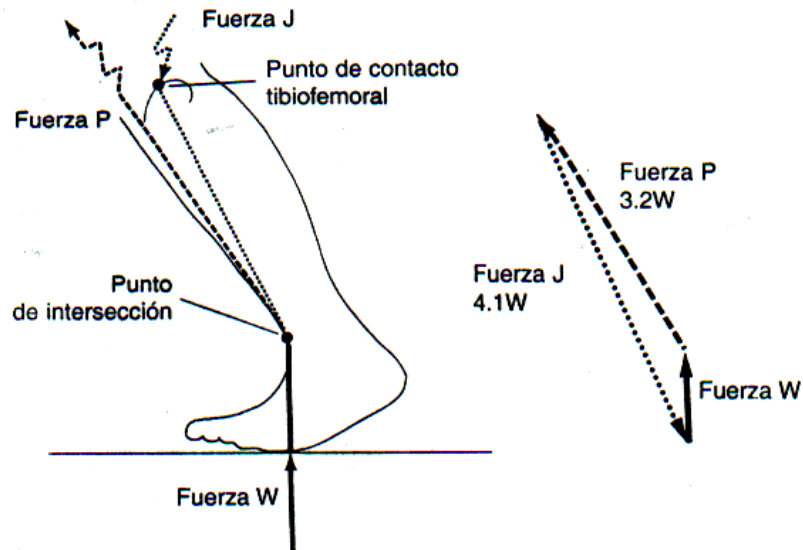


Figura 16. Ubicación del punto de intersección y análisis de fuerzas para el caso de ascenso de escaleras [2].

El análisis estático no está completo si no se consideran los momentos que actúan sobre el centro del movimiento de la articulación femorotibial bajo las mismas consideraciones del ejemplo anterior. Bajo esas condiciones se tiene que el momento que se produce a través del tendón rotuliano se contrarresta con el momento provocado por el peso del cuerpo.

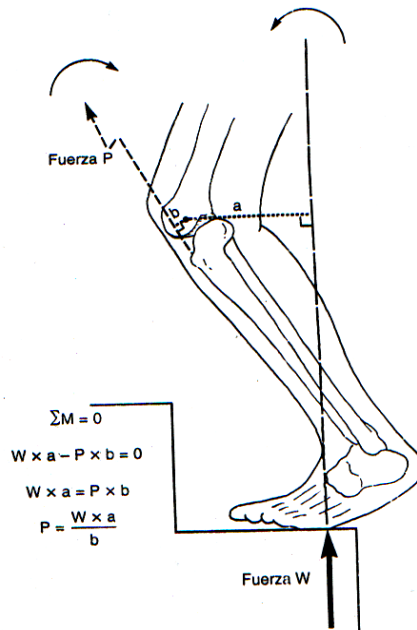


Figura 17. Diagrama de cuerpo libre para la rodilla en ascenso de escaleras y solución de los momentos actuantes [2].

1.4 Análisis de fuerzas en movimiento de la rodilla.

A pesar de que el conocer las magnitudes de las fuerzas y momentos que actúan sobre una articulación en condiciones estáticas son muy útiles, no describen el comportamiento al cual están sometidas en realidad ya que el comportamiento de la mayoría de las actividades que se realizan en la vida diaria están sujetas a condiciones de movimiento, el análisis de fuerzas y de momentos en dichas condiciones adquiere una dificultad mayor, el estudio de dichas condiciones requiere de un método diferente al empleado para el análisis estático.

Al igual que en un análisis estático las fuerzas tomadas en consideración son las que producen los músculos, tejidos blandos, cargas externas y por supuesto la fuerza provocada por el peso. Una de las consideraciones importantes para facilitar el análisis es; que las fuerzas de fricción son muy pequeñas en una articulación y es por eso que se desprecian en este análisis, además de esta última se hacen dos consideraciones más, una de ellas es la aceleración y la otra de igual importancia es el momento de inercia presentada por la masa de la parte del cuerpo en estudio.

La técnica para medir la magnitud mínima de las fuerzas que actúan sobre una articulación en un instante dado de una actividad dinámica se resume en los siguientes pasos:

1. Se identifican los componentes anatómicos que están interactuando, puntos de contacto y los brazos de palanca involucrados.
2. Se determina la aceleración angular de la parte móvil del cuerpo.
3. se determina el movimiento de inercia de la parte en estudio.
4. Se calcula el momento que actúa sobre la articulación.
5. Se calcula la magnitud de la fuerza muscular principal de la parte en estudio.
6. Finalmente se calcula la fuerza de reacción en la articulación.

Al realizar este análisis es necesario tomar en cuenta que los brazos de palanca para los principales músculos de la rodilla cambian con respecto al grado de flexión y el sexo, la aceleración del cuerpo se mide a partir de grabaciones de la parte móvil, dado que el cálculo de los momentos de inercia es muy complicado se utilizan tablas comúnmente.

El torque se calcula de la segunda ley de Newton que enuncia que el torque es el producto del momento de inercia de la masa para la parte en estudio y de su aceleración angular $T = I \alpha$, además se puede expresar también como la fuerza por la distancia $T = F d$, de esta manera podemos conocer la solución para la fuerza, un caso de estudio fue la dinámica de golpear un balón de fútbol, donde se determinó que la aceleración angular máxima era $453 \text{ [rad/s}^2]$, en tablas de datos antropométricos se determino que el momento de inercia era $0.35 \text{ [N*m/s}^2]$, de acuerdo a esto el torque actuante en la articulación fue 158 [N*m] , a partir de eso se obtiene que la fuerza máxima ejercida por el cuádriceps es $F = 3170 \text{ [N]}$, durante el golpe al balón [2].

Durante las actividades dinámicas, la magnitud de las fuerzas musculares que actúan sobre una articulación son directamente proporcionales a la fuerza de reacción de la articulación. Para el caso de la articulación femorrotuliana la fuerza del cuádriceps aumenta con la flexión de la rodilla, debido a que intenta contrarrestar el momento de flexión que se incrementa debido a que el centro de gravedad se desplaza del centro de rotación, en consecuencia la fuerza de reacción de la rodilla se incrementa.

En un estudio realizado para actividades donde se tienen flexiones considerables, se nota que para 90° la fuerza de reacción alcanza de 2.5 a 3 veces el peso del cuerpo, en el caso de ascenso y descenso de escaleras este valor es superior a 60° donde la reacción presentada fue de 3.3 veces el peso del cuerpo [2].

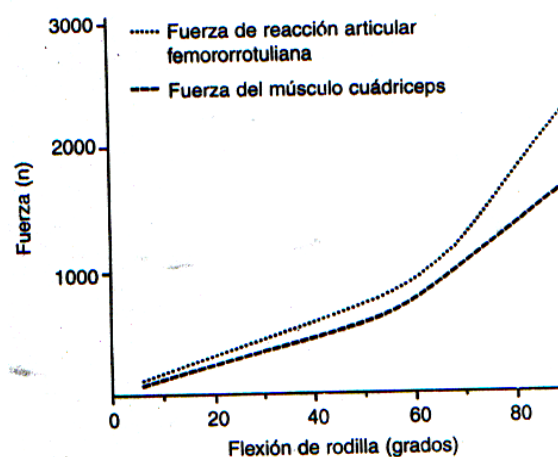


Figura 18. Gráfica de las fuerzas femorrotuliana y cadricipital contra la flexión de la rodilla [2].

Realizando el mismo análisis de cuerpo libre para dos posiciones distintas de flexión, considerando como las fuerzas coplanares y más representativas la fuerza de reacción de la articulación (J), la fuerza de gemelos (P) que actúa sobre el tendón rotuliano y la fuerza del tendón cuadricipital, para una flexión de la rodilla de 5° y 90° , figura 19.

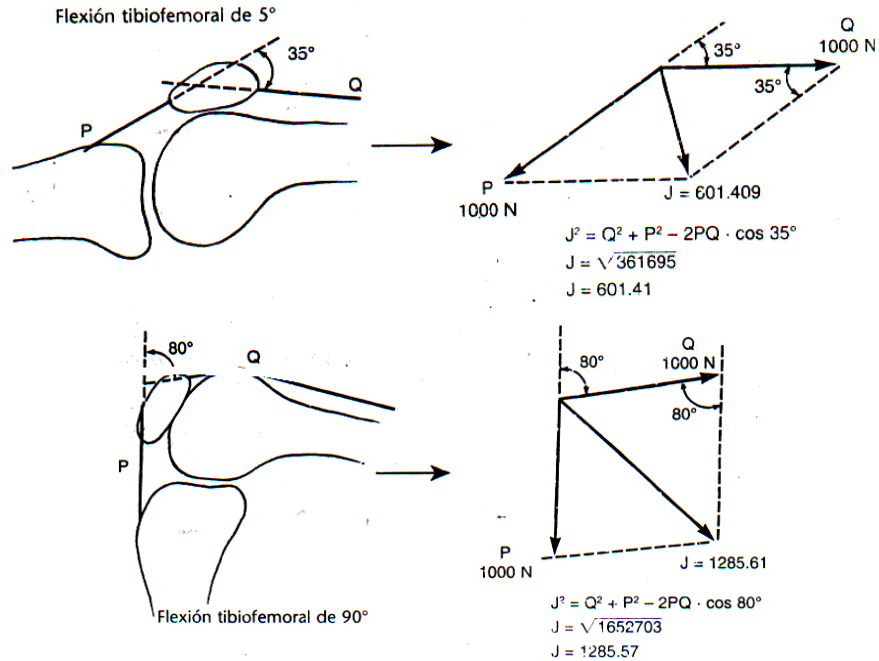


Figura 19. Análisis para la rodilla en flexión 5° y 90° [2].

1.4.1 La rodilla en la marcha humana.

La marcha humana es una actividad tan común y donde existen interacciones entre todas las articulaciones del cuerpo en especial las de la parte inferior, a través de los años la marcha ha sido estudiada tanto para fines terapéuticos, es decir, para encontrar patologías comunes y la solución de éstas, como en la mecánica de la marcha se describen los principales movimientos, lo cual desde que la ciencia ha evolucionado se pueden realizar en las clínicas. Las articulaciones que están presentes en la marcha son cadera, rodilla, el tronco, el tobillo y el pie, en este trabajo se pretende mostrar cómo se comporta la rodilla dentro de esta actividad [2].

El ciclo de la marcha se divide en dos fases para cada extremidad, estas fases son la fase portante y la fase oscilante, el andar humano se considera simétrico con respecto al movimiento y activación muscular para las articulaciones por lo que el centro de masa se puede trasladar en muchas direcciones. En esta actividad un ciclo completo se da cuando se realizan en secuencia las fases portante y oscilante, o bien de manera más simple como un paso, véase figura 20.

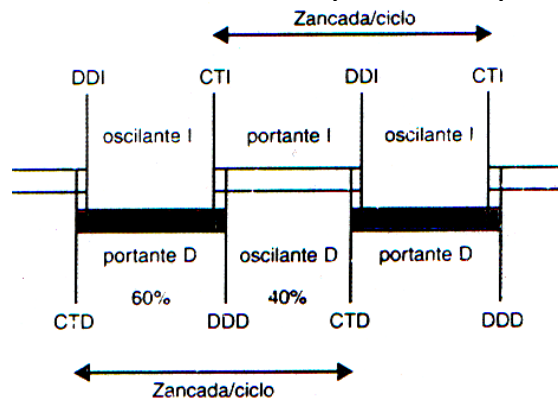


Figura 20. Diagrama conceptual del ciclo de la marcha [2].

La fase portante se define por dos periodos contacto inicial Talón/Contacto TCD y Despegue de los Dedos DDD, y se descompone en cuatro periodos, respuesta a la carga (pie al suelo) (del - 0 al 10% de la zancada), parte media de la fase portante (del ~ 10 al 30% de la zancada), fase portante final (desde - 30 al 50% de la zancada), y la pre-oscilación (del - 50 al 60% de la zancada). La fase oscilante se define por dos hitos, Despegue de los Dedos DDI y Talón/Contacto TCI, y se descompone en tres periodos, la oscilación inicial (desde el - 60 al 70% de la zancada), la parte media de la fase de oscilación (desde - 70 al 85% del paso) y la fase oscilante final (desde ~ 85 al 100% del paso), véase figura 21.

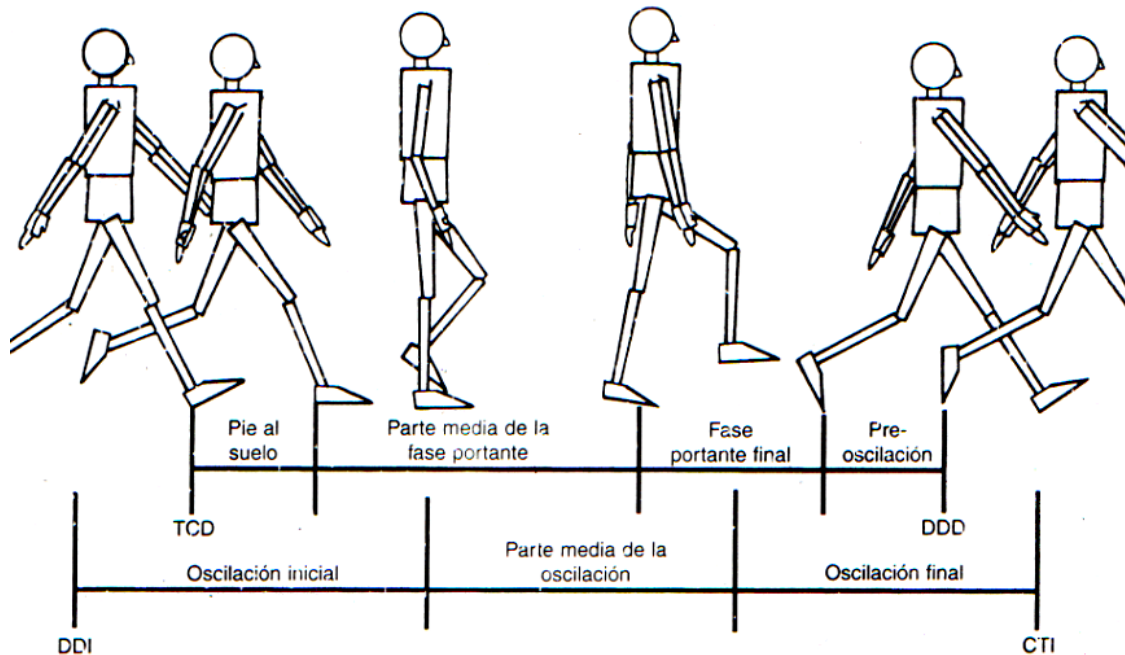


Figura 21. Diagrama de la rodilla en forma espacial, con distinción en las fases [2].

La rodilla se encuentra en extensión casi por completo con el pie al suelo, y se flexiona de manera gradual hasta llegar a los 20[°] aproximadamente al inicio de la parte media de la fase portante, al final de este periodo la rodilla se vuelve a extender en casi su totalidad, para después flexionarse hasta 40° aproximadamente en la pre-oscilación, justo después en la fase oscilante la rodilla continua flexionándose hasta 60[°] o 70[°], después de esto se extiende nuevamente para iniciar el ciclo.

Durante la fase portante la rodilla es muy estable debido a las restricciones presentadas por huesos y los ligamentos. Al inicio y al final de la fase pre-oscilante la rodilla puede abducirse hasta 10° aunque se recupera al final de la fase oscilante

Hay un pequeño momento flexor de aproximadamente 0.6 [N*m/kg] (newton metro por kilogramo de peso del individuo en estudio) en el contacto inicial y un momento extensor de baja amplitud de aproximadamente 0.2 [N*m/kg] en el periodo terminal de la fase portante [2].

En la rodilla estos momentos se controlan principalmente por el tejido blando y los huesos, es decir estos momentos se refieren a las restricciones pasivas no a las reacciones musculares.

Un momento abductor de aproximadamente $0.4 \text{ [N}^*\text{m/kg]}$ se hace presente a lo largo de la fase portante como respuesta a la carga y en la fase portante terminal.

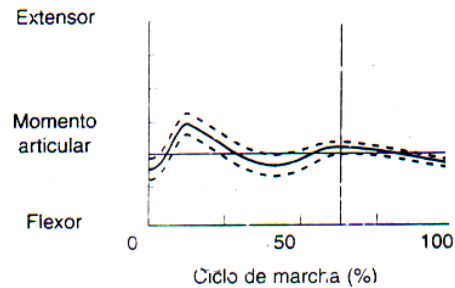


Figura 22. Momento flexor en $[\text{N}^*\text{m/kg}]$ contra el ciclo de la rodilla [2].

En la marcha para simplificar el estudio se pueden estudiar las articulaciones femorotibial y femorrotuliana de manera separada, para conocer las fuerzas que actúan sobre ellas y así poder hacer una distinción de aquellas que son intrínsecas al movimiento y las que son extrínsecas.

En la articulación femorotibial en el instante posterior al contacto del talón la fuerza aplicada en la articulación alcanza un valor promedio de 2 a 3 veces el peso del cuerpo esta reacción se ve asociada a la contracción de los músculos isquiotibiales que se desaceleran y la rodilla contraponiéndose al momento flexor inicial. Al inicio de la parte media de la fase portante la articulación vuelve a alcanzar un valor promedio de 2 veces el peso del cuerpo este se asocia a la fuerza que el cuádriceps genera al momento de contraerse previniendo el trastorno de la rodilla que se pudiera dar debido al momento externo de flexión. El valor máximo de la reacción en la articulación se alcanza en la fase portante final, estando entre 2 y cuatro veces el peso del cuerpo, se lleva a cabo justo antes de despegar la punta del pie esta fuerza se asocia a la contracción de los gemelos. Y en el transcurso de la fase de pre-oscilación hasta el contacto del talón es siempre por debajo del peso del cuerpo, y no hay diferencias entre géneros para estos valores.

De los ligamentos el que soporta una fuerza mayor durante la marcha es el ligamento cruzado posterior alcanzando valores cercanos a una vez y media el peso del cuerpo y se da entre el instante posterior al contacto del talón y el despegue de la punta.

Por medio de un estudio biomecánico de la marcha se llegó a la conclusión de que son dos los factores que influyen en la fuerza de reacción de la rodilla. Uno es la aceleración de la pierna y el otro el momento de inercia que esta genera, es decir un aumento de la aceleración de la pierna provoca en consecuencia un incremento proporcional en el momento muscular requerido para el equilibrio, es por ello que la fuerza de reacción en la articulación femorotibial se incrementa.

En la articulación femorrotuliana, es importante destacar como es que funciona la rótula en la articulación, la rótula desempeña dos acciones primordiales en la rodilla, una de ellas es el producir un desplazamiento de anterior del tendón rotuliano a lo largo de la extensión, en todo su movimiento. Por otra parte distribuye sobre una superficie mayor la fuerza que produce el tendón rotuliano sobre el fémur.

La forma en que contribuye la rótula en el incremento del brazo de palanca para la fuerza del cuádriceps varía desde la flexión hasta la extensión total, en el caso de la flexión total, cuando la rótula se localiza sobre el canal intercondíleo el tendón rotuliano se desplaza muy poco, en consecuencia esta es la posición en la que el brazo de palanca es mínimo. Mientras que en el movimiento de extensión la rótula sale del canal intercondíleo el brazo de palanca se incrementa, al llegar a los 45° de flexión el brazo de palanca disminuye ligeramente, de manera que la fuerza del cuádriceps se incrementa para alcanzar el mismo par.

La fuerza aplicada por el cuádriceps incrementa tanto la fuerza de compresión de la rótula sobre el fémur como la fuerza intrarticular. Cabe destacar que la flexión tiene un efecto importante en la fuerza de reacción de la articulación, ya que el ángulo entre el cuádriceps y el tendón rotuliano disminuye, en consecuencia la fuerza de reacción en la articulación incrementa ya que esta es calculada como resultante de las anteriores. Aunque durante la marcha dicha reacción se mantiene en valores bajos, el valor máximo que se alcanza durante esta actividad es de 1.5 veces el peso del cuerpo [4].

Capítulo 2: Diseño del mecanismo de simulación de la rodilla.

2.1 Introducción.

En este capítulo se presentan las consideraciones de diseño para el mecanismo (banco de pruebas para prótesis de rodilla), además se propondrán tres mecanismos que satisfacen el movimiento de la rodilla, de estos se elegirá el mecanismo que mejor se adecue al movimiento. El concepto del mecanismo será la base para realizar el dibujo de los componentes del mecanismo, que se presentarán en este capítulo en la tercera sección, así como el ensamble, la vista final del banco de pruebas, y un análisis del movimiento de este, todo esto en la interface gráfica y de simulación de movimiento del programa Unigraphics en sus versiones Nx5 y Nx6.

2.2 Consideraciones de diseño.

Antes de comenzar con este capítulo es importante destacar la función que desempeñará el mecanismo propuesto. Para el desarrollo de este trabajo se necesitó conocer las condiciones bajo las cuales trabaja la rodilla dado que este banco de pruebas además de simular el movimiento de los miembros inferiores en la marcha debe ser capaz de transmitir las fuerzas que actúan en la articulación de la rodilla, ya que la finalidad de este mecanismo es servir como banco de pruebas para prótesis de miembros inferiores, teniendo en cuenta que estos pueden variar en sus dimensiones [4].

También es importante considerar que en la actualidad el tipo de mecanismos con mayor número de aplicaciones dentro de la industria son los “n” número de barras, además de tener aplicaciones en la industria también son usados comúnmente en biomecánica. Es por ello que para este trabajo son este tipo de mecanismos los que se tomarán en cuenta [6].

Las condiciones bajo las que trabaja la rodilla son las planteadas en la sección 1.3, las fuerzas presentes en el movimiento de la rodilla se pueden integrar en una fuerza capaz de representar todas las fuerzas ejercidas por los músculos en un sólo plano, además de que el movimiento de flexión-extensión es el predominante en la marcha, es por ello que este movimiento (en la fase de apoyo) será el que se intente reproducir con ayuda del mecanismo.

Teniendo en cuenta que el mecanismo debe de funcionar de la misma forma que la rodilla sana, que su movimiento debe actuar desde la extensión total a la máxima flexión, es decir, el ángulo entre la tibia y el fémur deberá ser de 0 a 40[°], además dicho mecanismo debe ser capaz de soportar el peso de una persona de 150 [kg], considerando este un caso extremo para el mecanismo.

Los mecanismos propuestos del tipo de “n” barras donde se tomarán en cuenta como barras la tibia y el fémur, de manera que puedan integrarse al análisis, la articulación de la rodilla se tomará como una junta con un grado de libertad (rotación), dado que en biomecánica el tipo de mecanismos usados comúnmente son los de “n” número de barras, es por ello que son estos los que se considerarán para establecer el concepto del mecanismo. Para simplificar el análisis utilizarán mecanismos de dos y cuatro barras teniendo en cuenta que estos deben ocupar el menor espacio posible.

Analizando el mecanismo como un sistema que al ser simulado de manera virtual, permite restringir las entradas con el fin de obtener el comportamiento deseado.

2.3 Concepto del mecanismo.

Existen un sinnúmero de mecanismos capaces de simular el movimiento de la rodilla, en este trabajo se propondrán tres mecanismos distintos, capaces de simular el movimiento de la rodilla.

Para establecer el concepto del mecanismo es necesario establecer medidas en particular para los eslabones que simularán el fémur y la tibia, para ello es necesario consultar tablas antropométricas. En el siguiente esquema se muestra la medida porcentual que hay entre articulaciones con respecto a la altura total del individuo en estudio, cabe destacar que sólo es una aproximación ya que un estudio más exacto requiere medidas particulares tomadas in vivo [4].

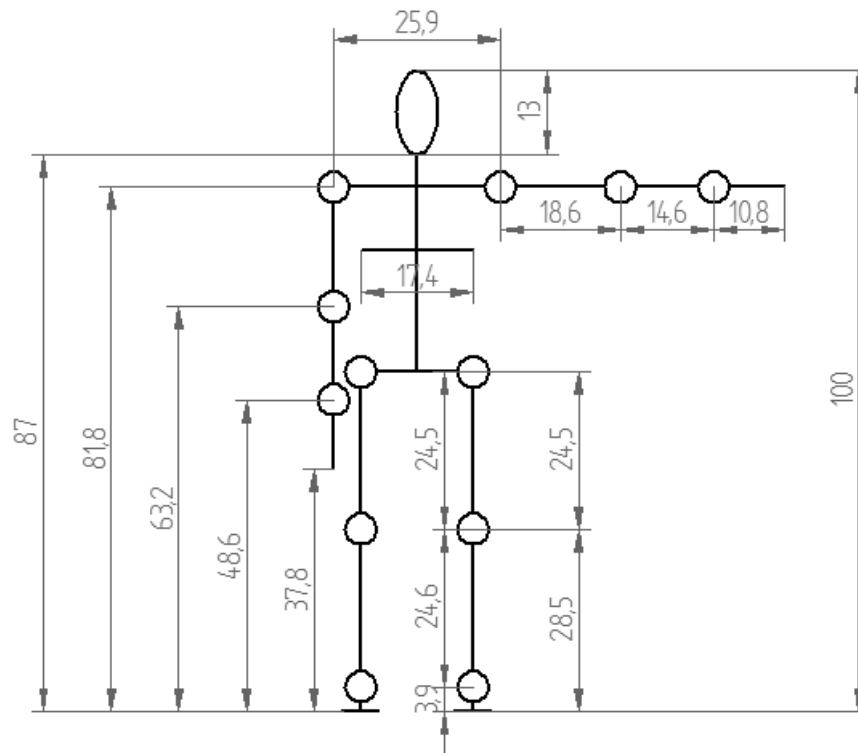


Figura 23. Tabla de proporción entre la altura y las articulaciones [4].

Con base en lo anterior se proponen tres mecanismos, a los cuales se les llamará:

- Primera propuesta.
- Segunda propuesta.
- Tercera propuesta.

En cada una de las propuestas se toman las medidas porcentuales para la elaboración de los eslabones dejando abierta la posibilidad de ajustarlos a medidas particulares del paciente en estudio. Para efectos de comparación sólo se han tomado tres mecanismos que simulan el movimiento de flexión - extensión en la rodilla.

El ashurado en las juntas indica que el movimiento en cualquier dirección está restringido, es decir, sólo se permite la rotación en esa junta.

Primera propuesta de mecanismo de cuatro barras restringido en la barra en forma de L que genera el movimiento a partir de la corredera que se ajusta al giro de la manivela, que en este caso sería la entrada para este mecanismo.

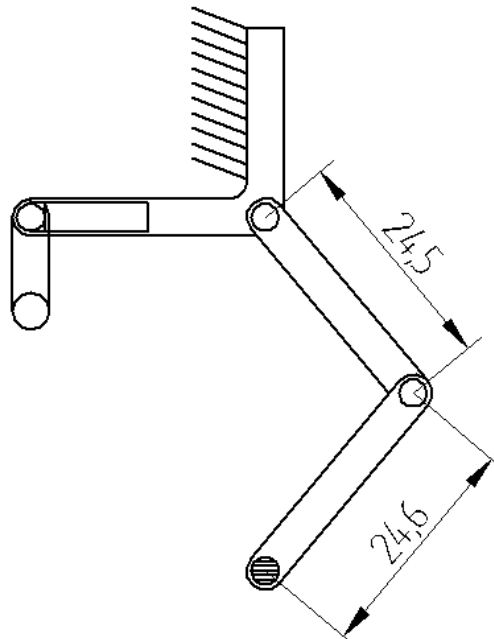


Figura 24. Primera propuesta de mecanismo.

Segunda propuesta de mecanismo el cual consta de cuatro barras y se le restringen en dos juntas cinco grados de libertad, respectivamente, y por medio de la corredera se fuerza al movimiento de flexión y extensión en la rodilla, si se considera como entrada la junta que se encuentra restringida a la izquierda solo tendrá que girar entre ciertas posiciones para que el movimiento se respete.

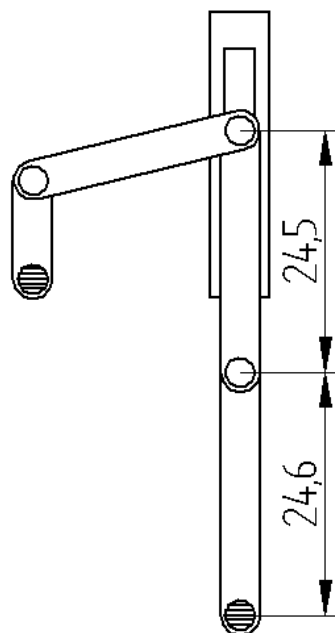


Figura 25. Segunda propuesta de mecanismo.

Tercera propuesta. Mecanismo de dos barras (biela manivela), por ser uno de los mecanismos más sencillos y más estudiados se integra a este trabajo, en este mecanismo la entrada se establece en la corredera, la cual sólo opera en un rango con esto se genera el movimiento deseado con mayor facilidad.

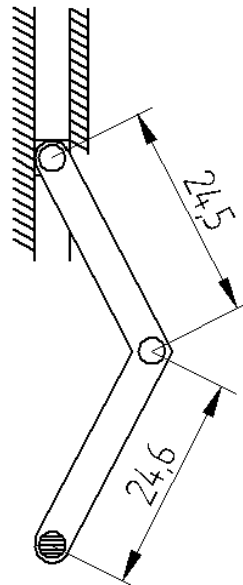


Figura 26. Tercera propuesta de mecanismo.

Debido a la similitud en su movimiento y que todos pueden representar el movimiento de flexión-extensión, cualquiera de las propuestas puede ser elegida en este caso la tercera propuesta es la que se eligió ya que es la que tiene un menor número de elementos y un menor número de juntas, teniendo en cuenta que con ello se ahorra en el proceso de modelado y simulación.

Ya que se trata de un mecanismo virtual y no se ve restringido por ningún espacio físico es posible modificar las medidas de este, para que se ajuste a las medidas antropométricas en estudio y el funcionamiento siga siendo el esperado.

2.4 Diseño del mecanismo.

El mecanismo propuesto a continuación se obtuvo a partir de la siguiente tabla de requerimientos y las consideraciones tratadas en el punto anterior:

| | |
|------------------------|--|
| Tamaño (altura) | 1.5 [m] |
| Flexión | 180[°] (en extensión) a 140[°] (flexión máxima) |
| Velocidad (marcha) | 1 [m/s] |
| Peso máximo a soportar | 150 [Kg] |

Los elementos propuestos para componer al mecanismo son la base, dos tubos que sirven de guía para una corredera, en este se utilizaron dos barras que representan los miembros inferiores, es decir, el fémur y la tibia, a continuación se muestran las vistas isométricas de cada uno de los componentes, véanse figuras 27 a 31.

TFR-TRI WORK Camera TFR-TRI

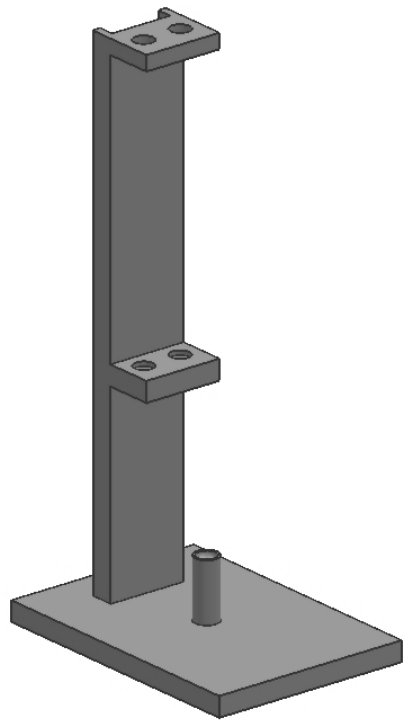


Figura 27. Base del mecanismo.

TFR-TRI WORK Camera TFR-TRI

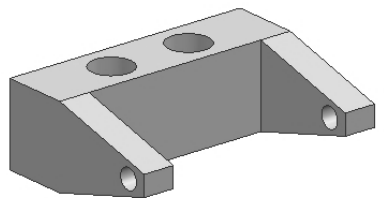


Figura 28. Corredera del mecanismo.



Figura 29. Barra - soporte para corredera.

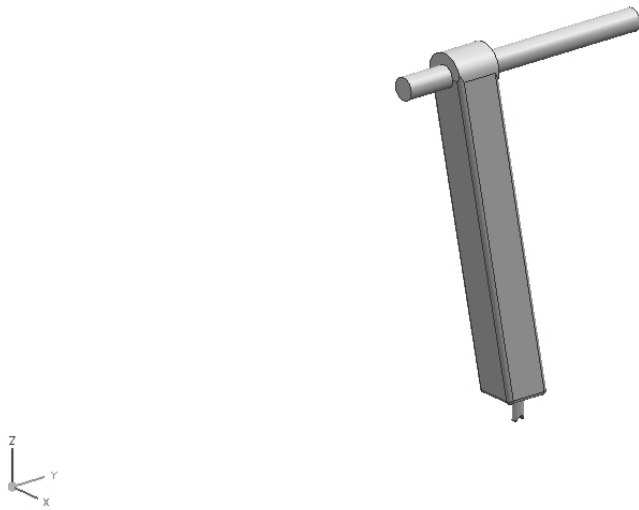


Figura 30. Modelo del fémur.

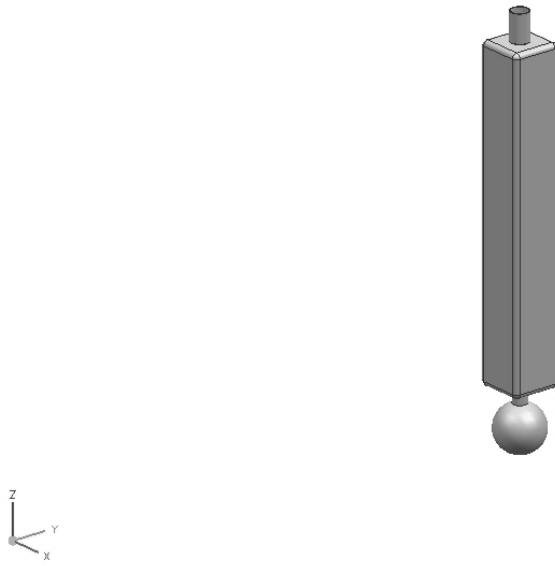


Figura 31. Modelo de la tibia y peroné.

2.5 Ensamble del mecanismo.

Al unir todos los componentes se obtiene el ensamble del mecanismo, figura 32.

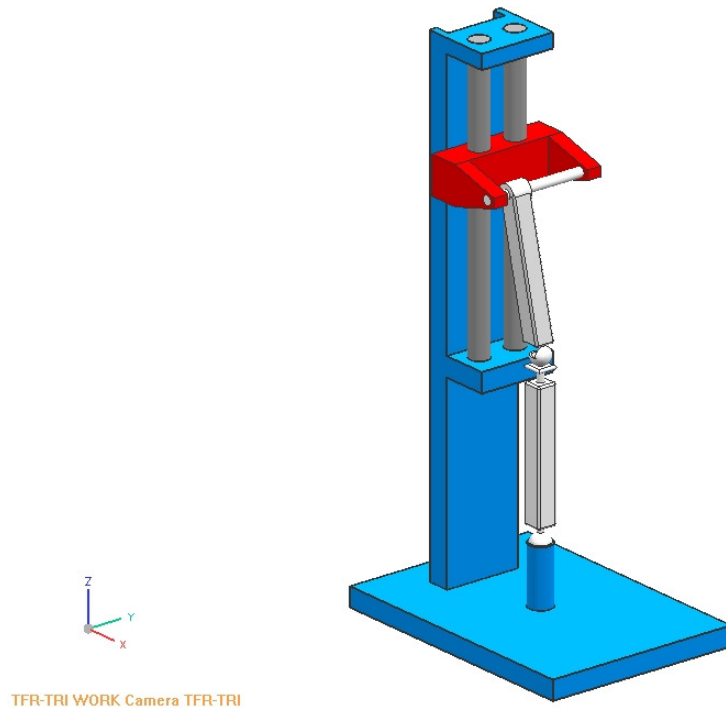


Figura 32. Ensamble del mecanismo.

2.5 Análisis del movimiento.

En esta sección es necesario reunir las condiciones necesarias para que el mecanismo funcione conforme se espera, para ello es importante plantear correctamente el tipo de juntas que se tienen que usar para dicho fin, así como la velocidad del elemento generador del movimiento y las condiciones de fricción. Para ello es importante conocer los tipos de juntas presentes en el programa Nx6 de manera que sea posible elegir el que mejor se adecue, el tipo de juntas o elementos de movimiento que podemos usar en el programa son los siguientes junto con los grados de libertad que con cada uno se limitan por sus siglas en inglés (DOF- degrees of freedom):

| Object | DOF |
|-------------------|------------|
| Revolute | 5 |
| Slider | 5 |
| Cylinder | 4 |
| Screw | 1 |
| Planar | 3 |
| Spherical | 3 |
| Universal | 4 |
| Constant Velocity | 4 |
| Fixed | 6 |
| Atpoint | 3 |
| Inline | 2 |
| Inplane | 1 |
| Orientation | 3 |
| Parallel | 2 |
| Perpendicular | 1 |
| Point on Curve | 2 |
| Curve on Curve | 2 |
| Point on Surface | 1 |
| Rack and Pinion | 1 |
| Gear | 1 |
| Cable | 1 |

El mecanismo propuesto contiene tres elementos, los cuales estarán en movimiento corredera, fémur y tibia peroné. Debido a las condiciones de movimiento en la rodilla se sabe que ésta sólo tiene dos grados de libertad el de flexión-extensión y el de rotación, debido a que en la marcha humana el más importante es el de flexión extensión será en el que centraremos la atención.

Para que cada uno de los elementos se desplace en la trayectoria deseada debe ser restringido por la junta que más se adecue al movimiento deseado.

En el caso de la corredera la única junta que satisface completamente el movimiento es la de tipo prismática (slider) que sólo permite el movimiento sobre el eje que convenga. Y para las tres juntas restantes corredera - fémur, fémur - tibia _ peroné, tibia _ peroné - base donde cada una representa una articulación de la parte inferior del cuerpo, nombradas para este mecanismo cadera, rodilla y tobillo respectivamente, ya que sólo se trata del movimiento de flexión-extensión, para estas articulaciones es importante el movimiento de rotación sobre un eje, para ello el tipo de junta que mejor se ajusta a esta condición es el de tipo pasador (revolute) que sólo permite la rotación sobre un eje. Además dentro de las condiciones de movimiento existen diferentes posibilidades para el controlador del movimiento (motion driver), entre ellas están:

Tipo de controlador Propósito

| | |
|--------------|--|
| Ninguno | La junta no tiene ningún conductor, también se puede usar para remover algún otro conductor |
| Constante | Establece un movimiento constante a una junta (rotacional o lineal). Utiliza la siguiente función de movimiento $X+Vt+1/2At^2$ |
| Función | Permite aplicar una función matemática que describa un controlador de movimiento complejo. |
| Armónico | Genera un movimiento senoidal suave, utiliza la función de movimiento $A*\sin(Wt-f)+B$. |
| Articulación | Especifica que la junta tiene una función de movimiento independiente del tiempo. Este tipo no está disponible como elemento individual. |

Donde:

X = desplazamiento.

V = velocidad.

t = tiempo.

A = aceleración en la de tipo constante y amplitud en la de tipo armónico.

W = frecuencia.

f = ángulo de fase.

B = desplazamiento inicial.

El movimiento que presenta la rodilla en la marcha es de tipo cíclico, es por ello que el controlador de movimiento más indicado para este caso es el de tipo armónico. Para que la velocidad aplicada al mecanismo coincida con la de las restricciones, es necesario tomar los valores capaces de satisfacer dicha condición.

¿En qué elemento conviene colocar el controlador de movimiento?, es posible colocarlo en dos juntas en la prismática o en la de pasador que se encuentra en la articulación que llamamos cadera. Teniendo en cuenta que se trata de un mecanismo virtual se puede colocar en cualquiera de las juntas, en este caso lo colocamos en la junta que llamamos cadera, tomando en cuenta que la función para que el movimiento sea el esperado debe de quedar de la siguiente forma:

$$\Theta = 10.02 * \sin(360 * t) + 10.02$$

De esta función lo que se tiene es un mecanismo que completa el ciclo en un segundo lo que pretende ser similar a la velocidad promedio al andar que es 1 [m/s].

Finalmente una de las condiciones primordiales para simular el movimiento y las reacciones que presenta la rodilla es la fricción que presenta cada una de las juntas, para llevar a que el funcionamiento se acerque más a la realidad se utilizará el siguiente coeficiente de fricción dinámica 0.002 [-] [4].

De manera que la distribución de las juntas, las fuerzas y del controlador del movimiento será el arreglo que se muestra en la figura [33]:

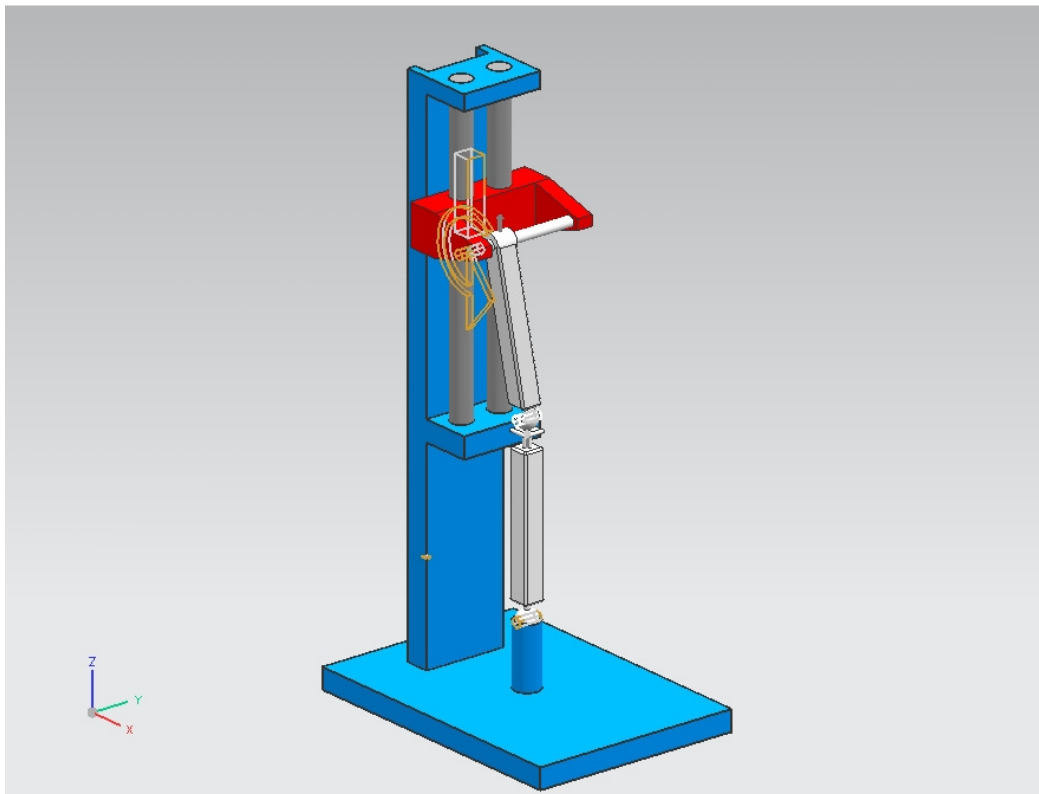


Figura 33. Ensamble del mecanismo con distribución de juntas (vista isométrica).

Donde las juntas son representadas en las figuras 34 a la 37:

La figura 34 muestra la junta de tipo prismática utilizada en la corredera.

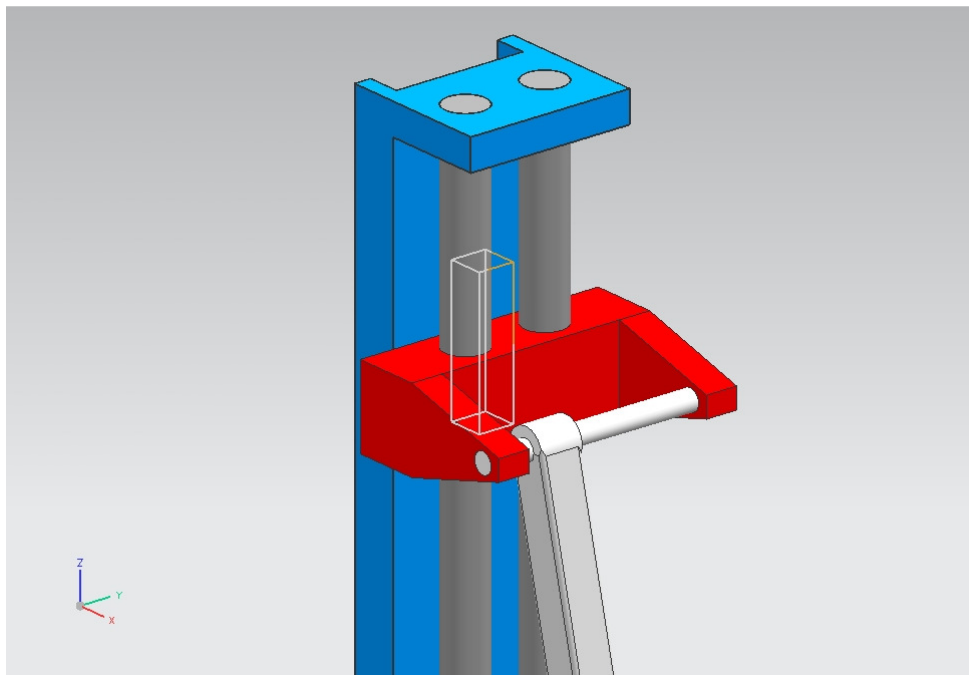


Figura 34. Junta corredera (tipo prismática).

En la figura 35 se distingue la forma que se le da al controlador del movimiento, en este caso debido a que esta sobre una junta de pasador es de tipo rotacional y está representada por una flecha que gira inicialmente en el sentido en el que apunta.

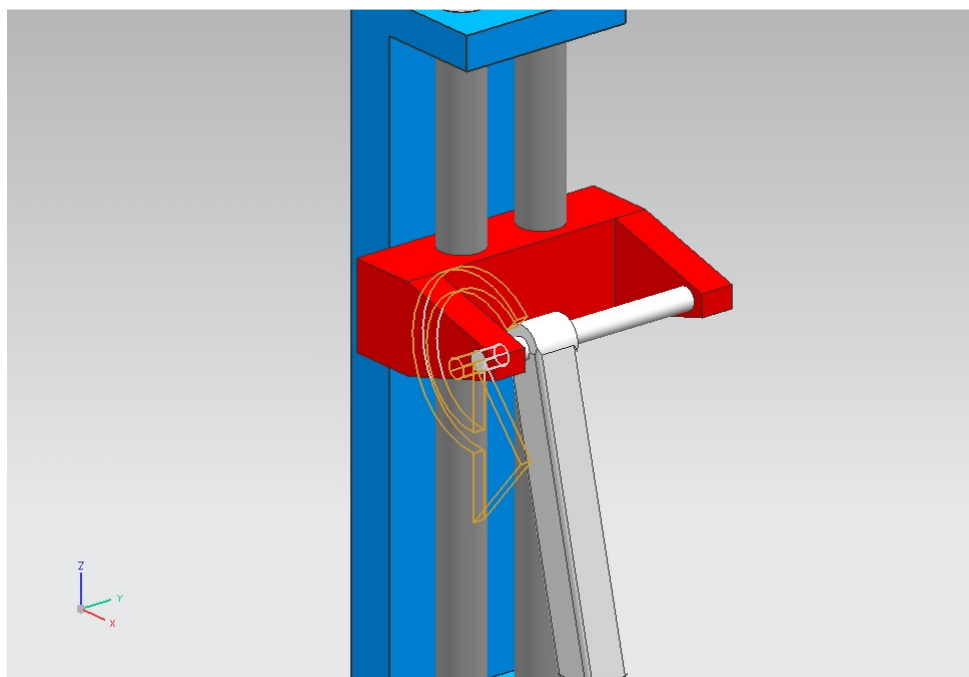


Figura 35. Junta cadera (tipo pasador) también representa el controlador de movimiento.

En la junta denominada rodilla, figura 35, se muestra una junta de tipo pasador o también conocida como junta de revolución, la cual es representada por un cilindro.

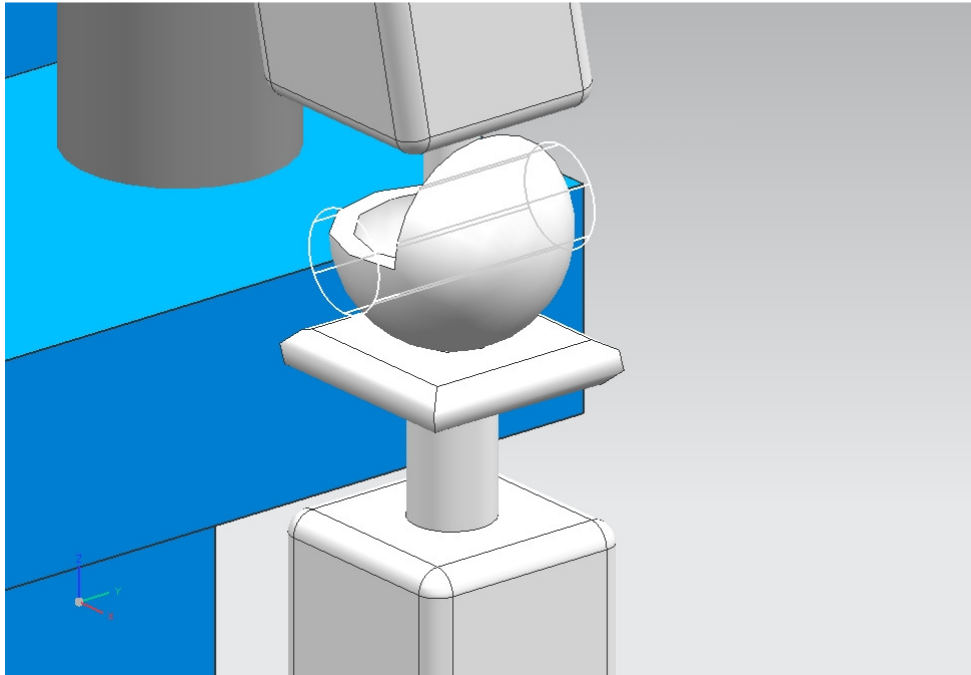


Figura 36 . J003 Junta rodilla (pasador)

La junta denominada tobillo, de la misma forma que las llamadas rodilla y cadera es la de tipo pasador y se muestra en la figura 36.

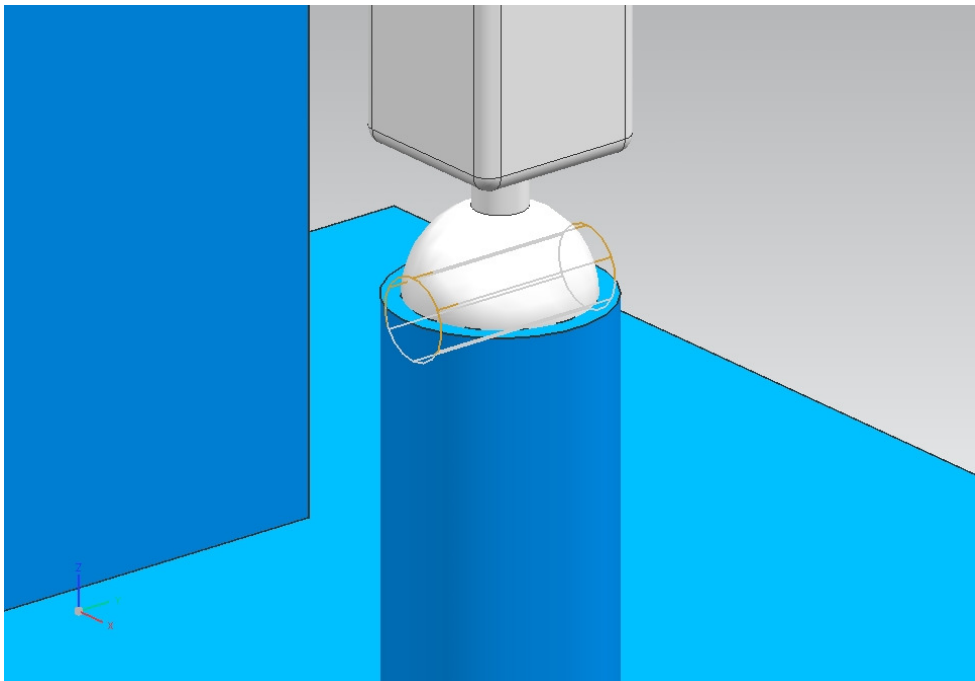


Figura 37. J004 junta tobillo (tipo pasador).

La junta denominada base, mostrada en la figura 38 tiene restringido el movimiento en cualquier dirección y la rotación sobre cualquier eje, esta junta es conocida como junta fija a tierra y es con la cual se asocia el movimiento de los demás elementos.

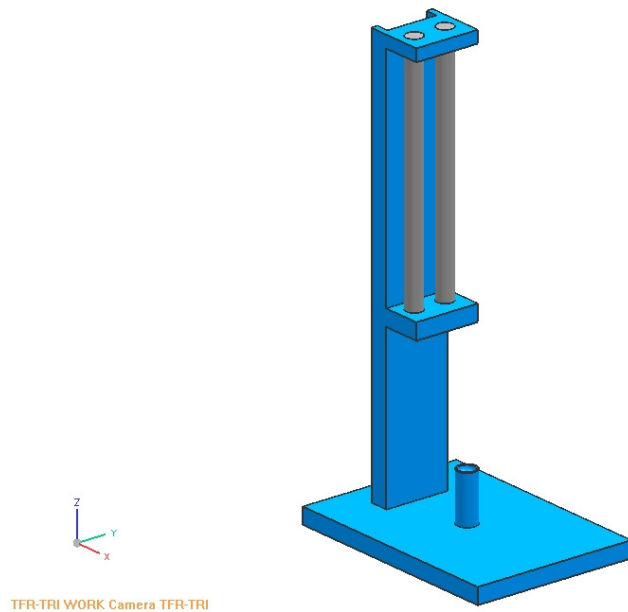


Figura 38. Junta base (fija a tierra).

Además de las juntas presentadas es importante destacar que al banco de pruebas se le aplican dos fuerzas de tipo vectorial, ambas sobre el eje Z y aplicadas en el elemento correspondiente a cada figura, cabe destacar para la figura 39, que representa la fuerza debida al peso (700N) la sentido del vector no representa el sentido en el que se está aplicando la fuerza, mientras que el sentido que representa a la fuerza correspondiente a los gemelos es correcto, y la magnitud de esta fuerza alcanza tres veces el peso del cuerpo, para este caso 2,100[N], figura 40.

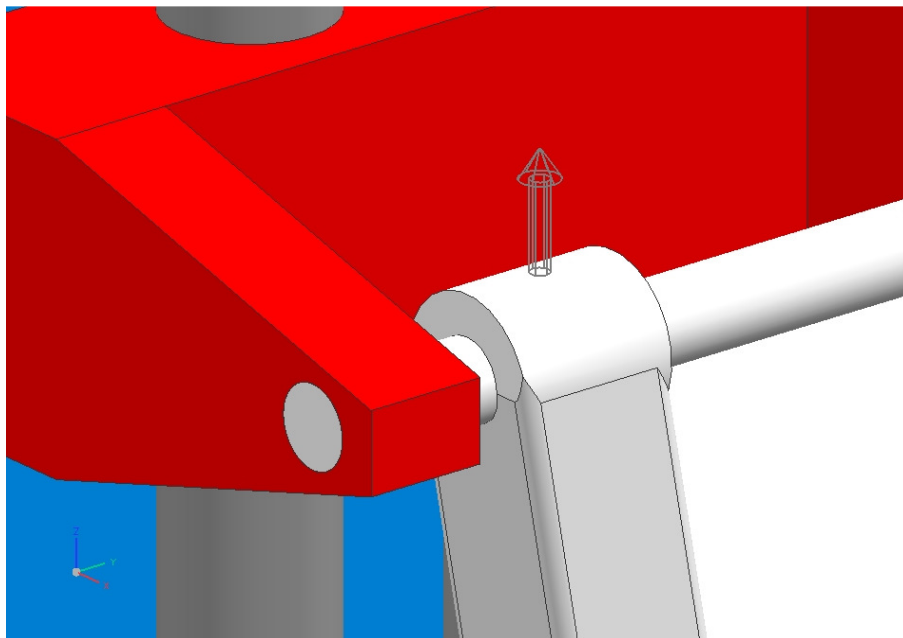


Figura 39. Vector representativo de la fuerza debida al peso.

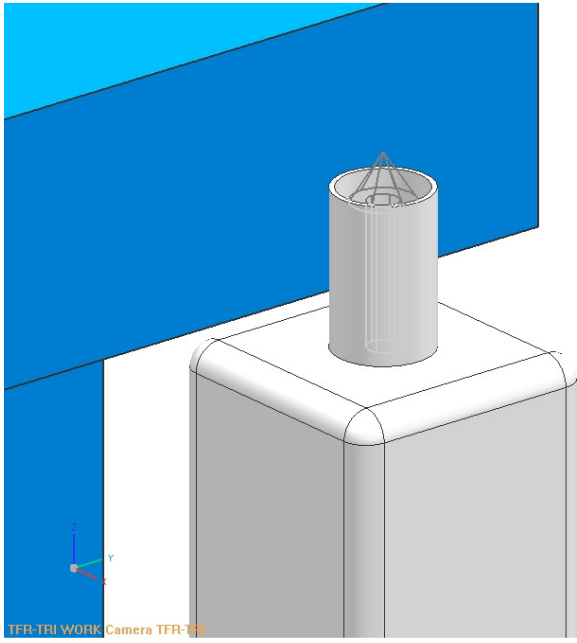


Figura 40. Vector representativo de la fuerza debida a los gemelos.

Capítulo 3: Caso de estudio

3.1 Introducción.

El objetivo de este capítulo es simular el comportamiento tanto de la rodilla humana, como el de una prótesis de rodilla, para verificar el funcionamiento esperado, teniendo en cuenta la información obtenida de la literatura. En las secciones 3.2 y 3.3 se presentarán los resultados para la simulación correspondiente y en la sección 3.4 se realizará una discusión de los resultados obtenidos.

3.2 Simulación del comportamiento de la rodilla humana

En la marcha se producen diferentes fuerzas sobre la rodilla en la gráfica se presenta el comportamiento en los diferentes ejes, dichas fuerzas son obtenidas a través de un dispositivo conocido como plataforma dinamométrica, para una disposición axial como se muestra en la parte superior derecha de la figura 41, la gráfica de la misma figura, se obtiene a partir de la marcha de una mujer de 24 años y 50 [Kg] aproximadamente [5]

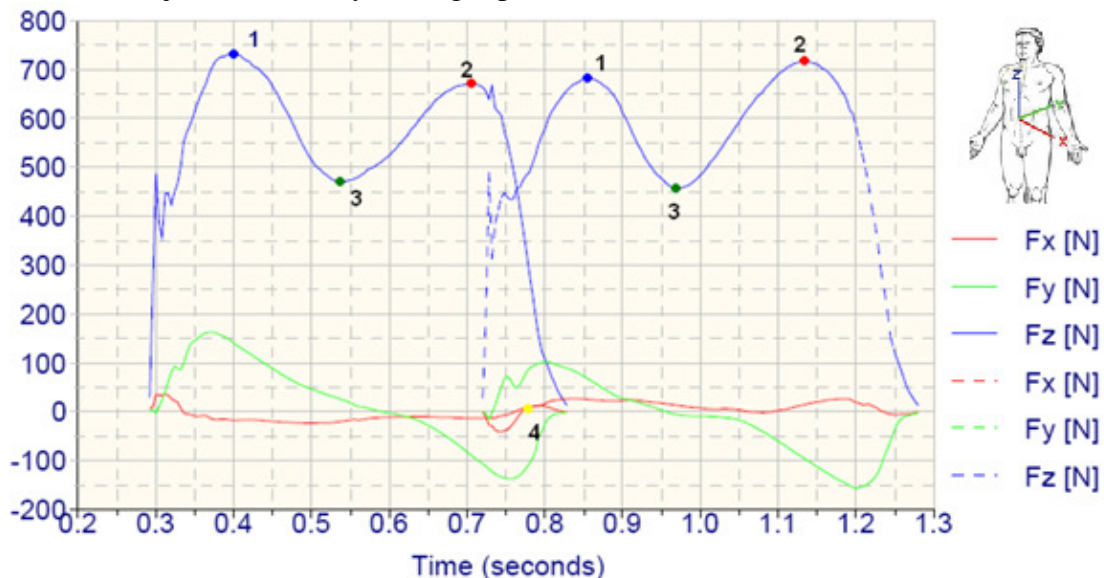


Figura 41. Resultados de una tabla dinamométrica [5].

En la gráfica la componente de mayor magnitud está asociado a el peso, que se incrementa en 1.5 veces el peso, al asociar la gráfica a la marcha, figura 41, el punto uno y el punto dos se pueden relacionar con el empuje y el choque del talón, mientras que el punto 3 se asocia a la fase de apoyo que es donde se tiene un menor esfuerzo. La línea verde se asocia a la condición de aceleración o desaceleración en la marcha que alcanza su valor máximo cuando el centro de gravedad esta sobre el pie que soporta toda la carga, mientras la línea roja representa movimientos laterales durante el proceso de la marcha. En este trabajo el ciclo sólo se completa a la mitad, es decir sólo se representa el trabajo que hace una pierna, es por ello que los resultados obtenidos sólo serán los dos primeros picos de los resultados del gráfico.

En este caso simularemos la marcha de una persona de 1.70 [m] de altura con un peso de 700 N lo que se traduce a poco mas de 71 [Kg]. El diseño de los elementos que simulan el fémur y la tibia-peroné son tomados de la tabla de proporciones entre la altura y las articulaciones en la sección 2.1, en este caso el fémur mide 41.6 [cm] y el componente que simula la tibia y el peroné 41.8 [cm], estas medidas son de junta a junta.

De los resultados se destacan tres puntos importantes donde se alcanzan valores máximos y mínimos en la fuerza resultante sobre la rodilla el primer punto se da cuando se alcanza una flexión de 40° , figura 42, es decir la flexión máxima para este banco de pruebas, se considera un punto extremo porque presenta el valor máximo de la fuerza aplicada sobre la rodilla.

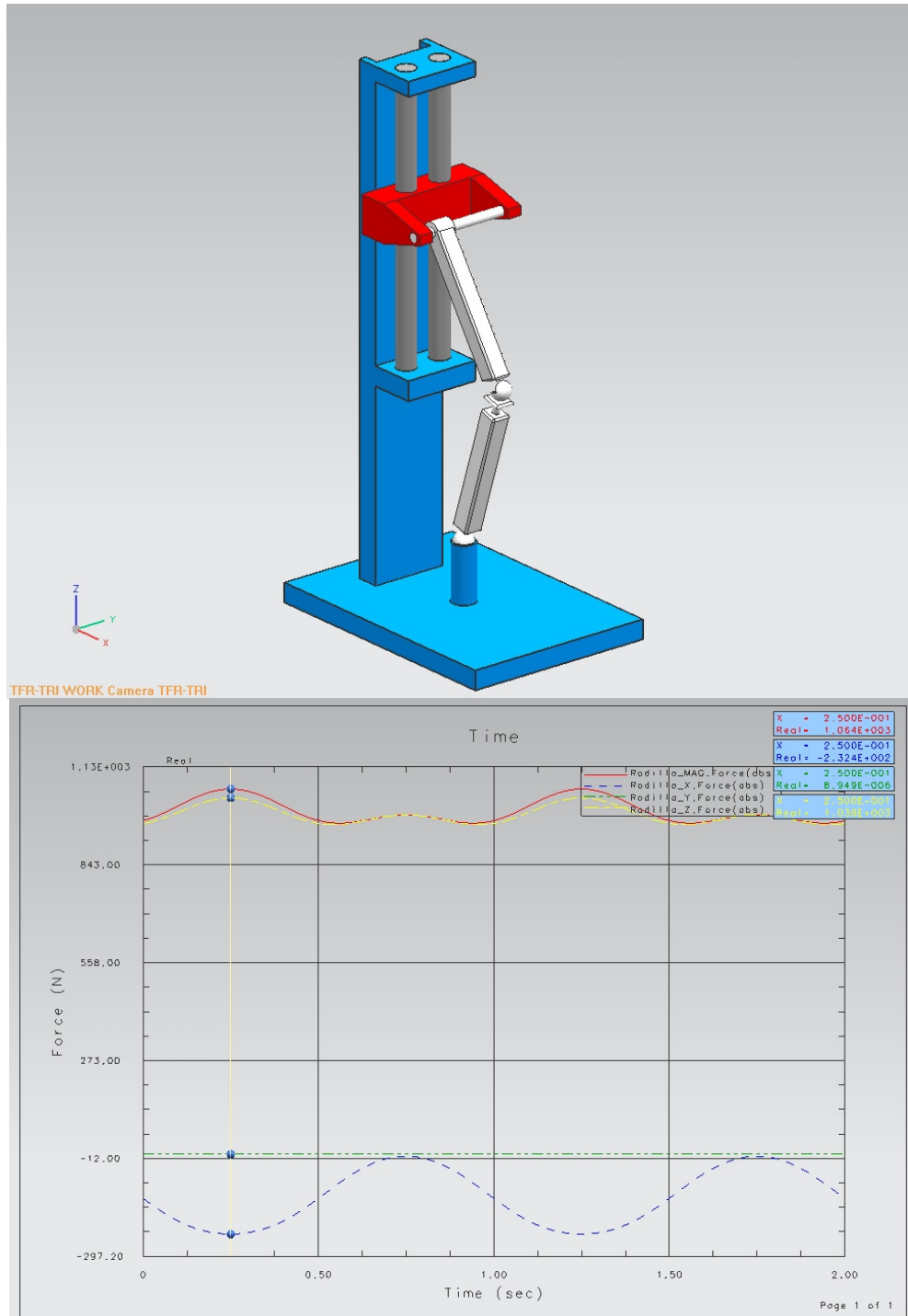


Figura 42. Primer punto (40° de flexión).

El segundo punto es cuando existe una flexión de 17°, figura 43 y corresponde al valor mínimo tanto para la fuerza total aplicada sobre la rodilla como para la que está aplicada sobre el eje z.

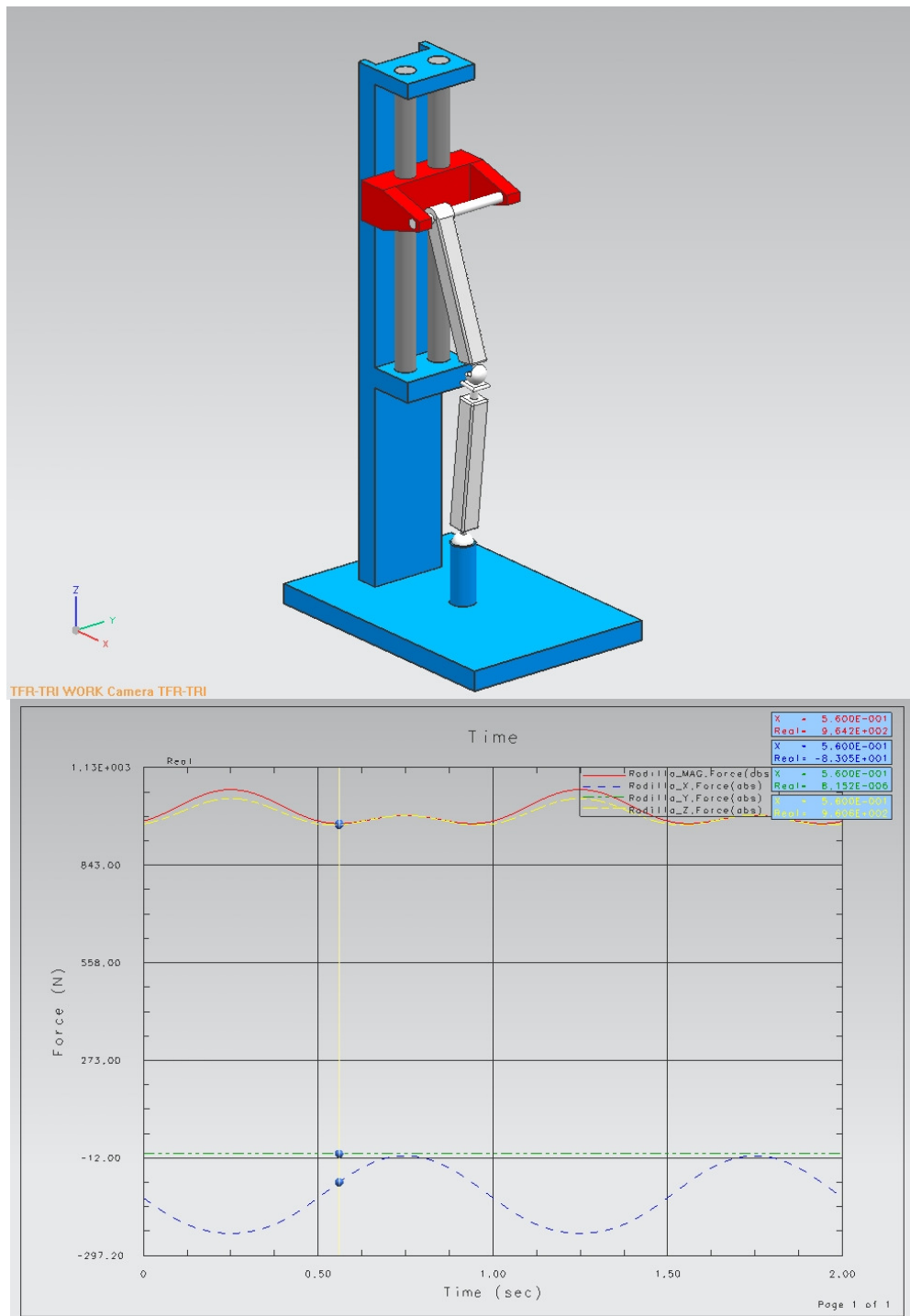


Figura 43. Segundo punto (17° de Flexión)

En la figura 44, se muestra el tercer punto donde la flexión alcanzada es de 10° , y en este punto se tiene el segundo valor máximo para la fuerza total aplicada sobre la rodilla así como para la fuerza sobre el eje z.

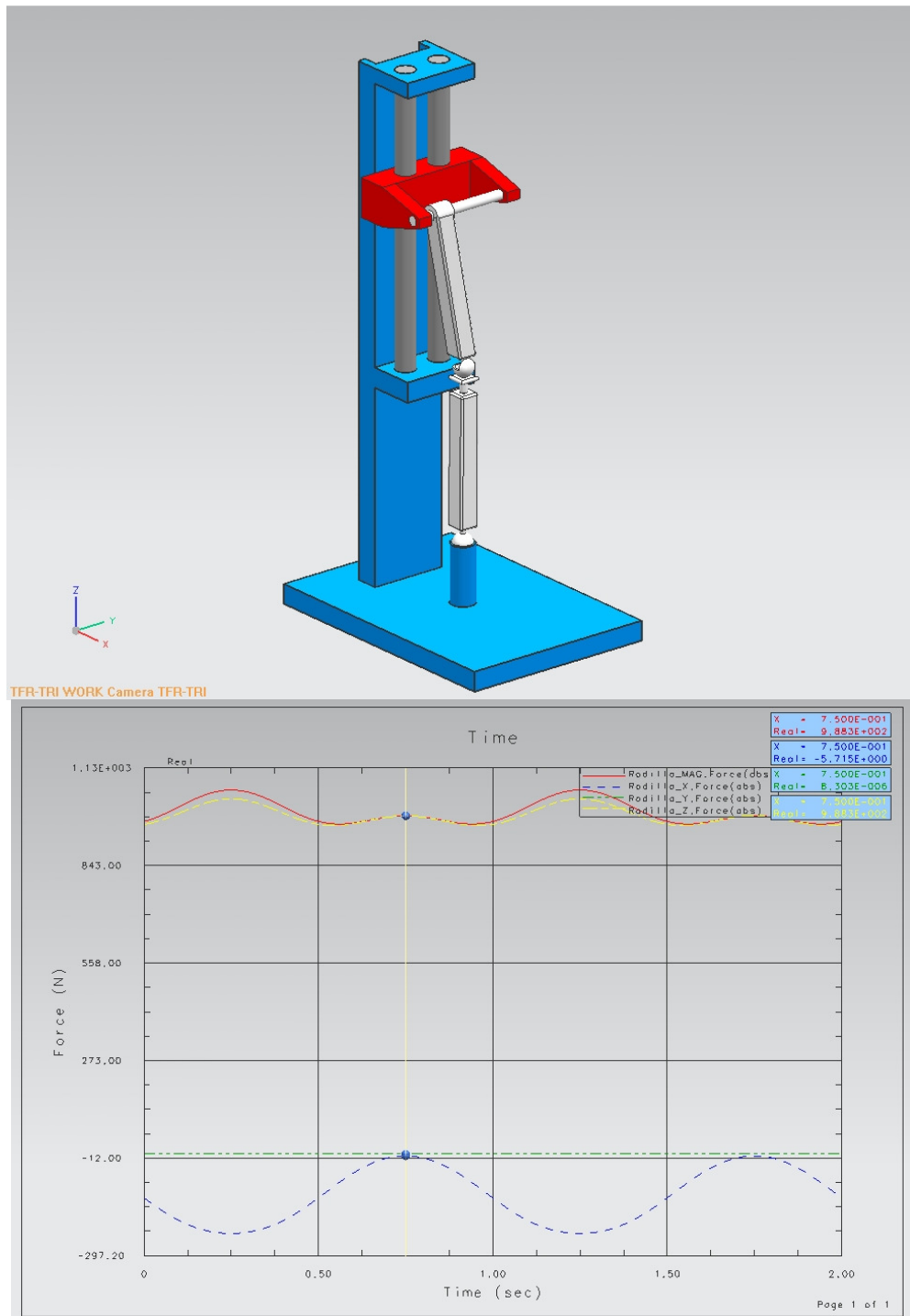


Figura 44. Tercer punto (10° de flexión).

La figura 45 muestra la gráfica para la magnitud total de la fuerza aplicada sobre la articulación o junta llamada rodilla para este trabajo.

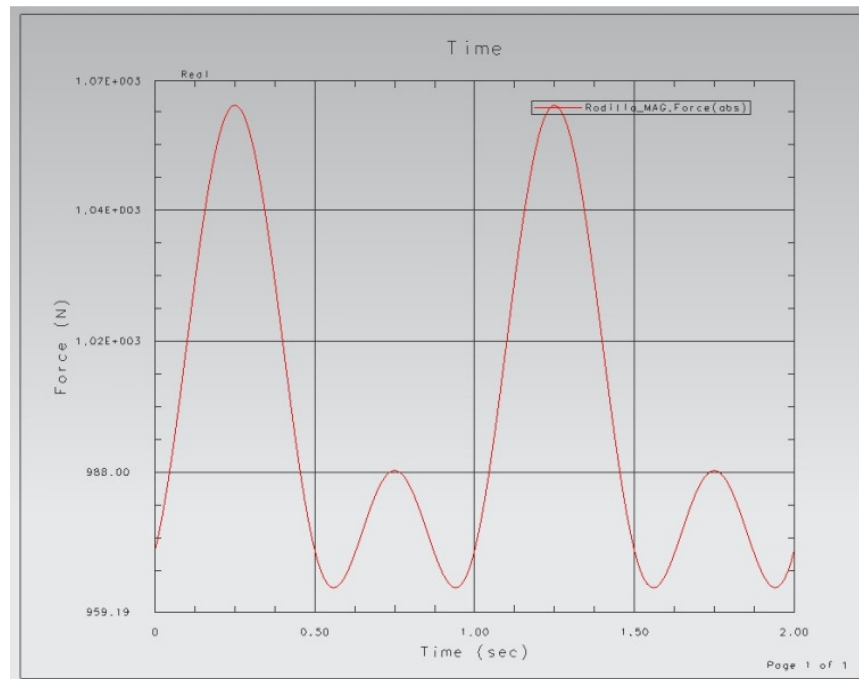


Figura 45. Gráfica de la fuerza resultante.

La fuerza más significativa en todo el movimiento es la que se aplica sobre el eje z, este eje se puede suponer del suelo a la cabeza, en la gráfica de la figura 46 se muestra el comportamiento y magnitud de la fuerza en dicho eje a lo largo del ciclo, con un valor máximo de 1038 [N] cercano a 1.5 veces el peso del cuerpo.

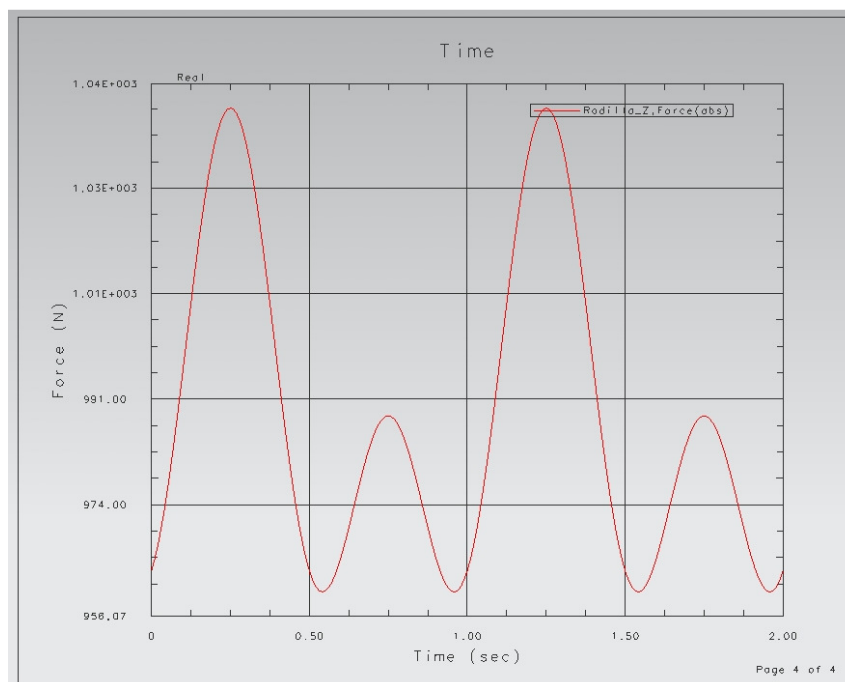


Figura 46. Gráfica de la fuerza en el eje z.

La magnitud de la fuerza correspondiente a la reacción en la dirección que se lleva en la marcha (eje x), Dicha fuerza tiene un valor máximo de -232.4 [N] y un valor mínimo de -5.71 [N].

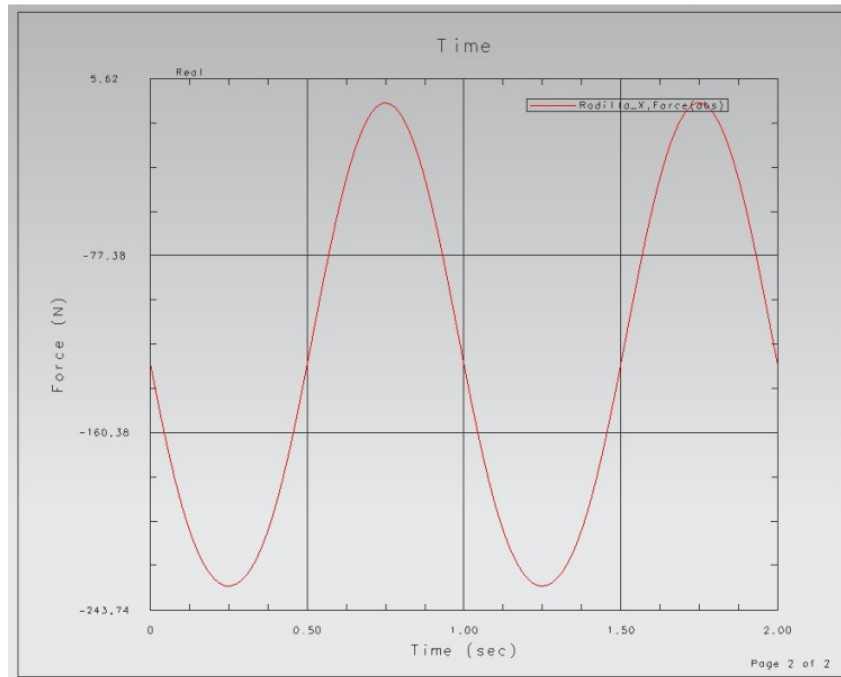


Figura 47. Gráfica de la fuerza en el eje x.

En el movimiento la fuerza en el eje Y (mano izquierda considerando la dirección del movimiento) a pesar de estar presente en el movimiento su reacción es muy pequeña y se puede decir que es cercana a cero.

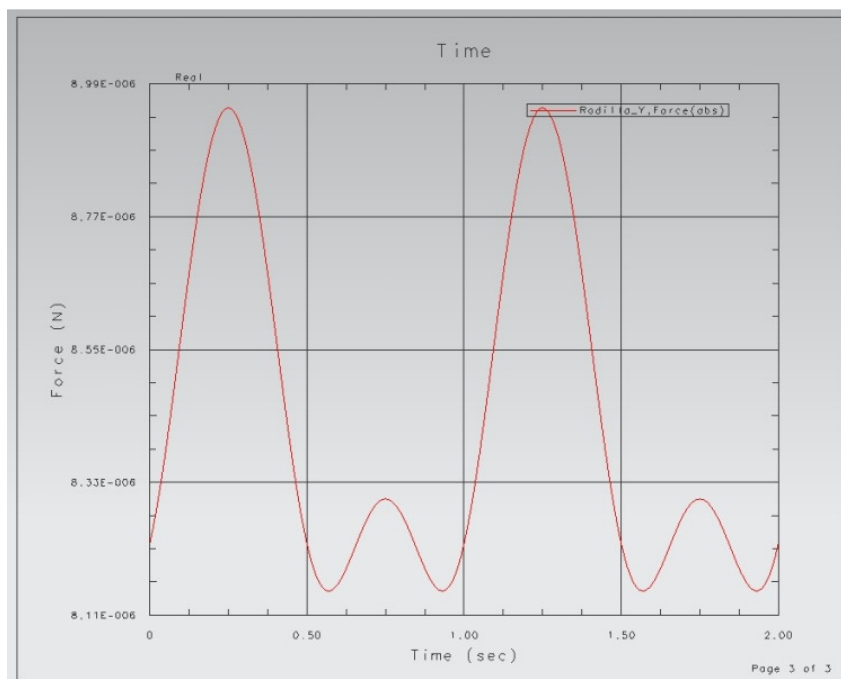


Figura 48. Gráfica de la fuerza en el eje y.

La gráfica mostrada en la figura muestra el valor resultante del torque que actúa sobre la junta que representa a la rodilla.

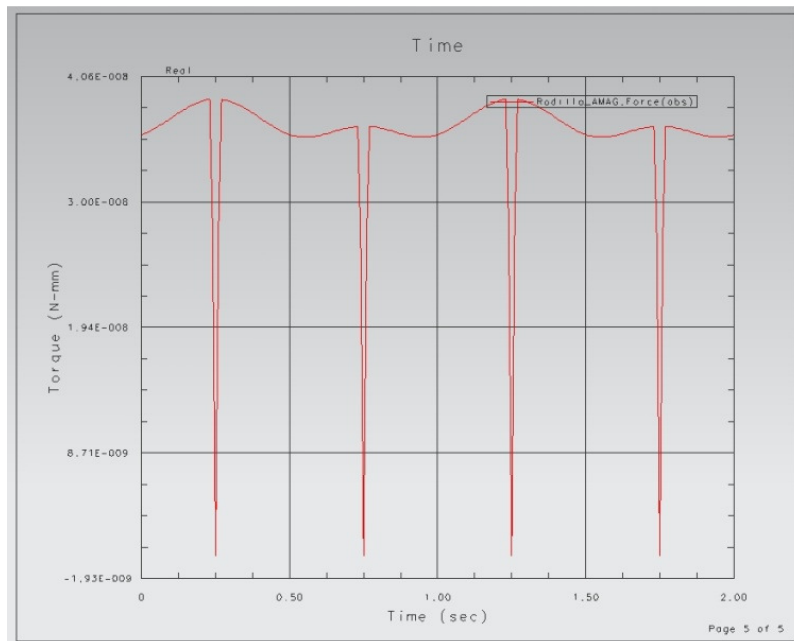


Figura 49. Gráfica del torque resultante.

Además de las gráficas correspondientes a las fuerzas y al momento el programa nos proporciona otras variables que sirven para la descripción del movimiento, como son la aceleración, desplazamiento y velocidad.

La gráfica correspondiente al desplazamiento para el eje X, representa el desplazamiento total de la junta de 137,6 [mm] en este eje.

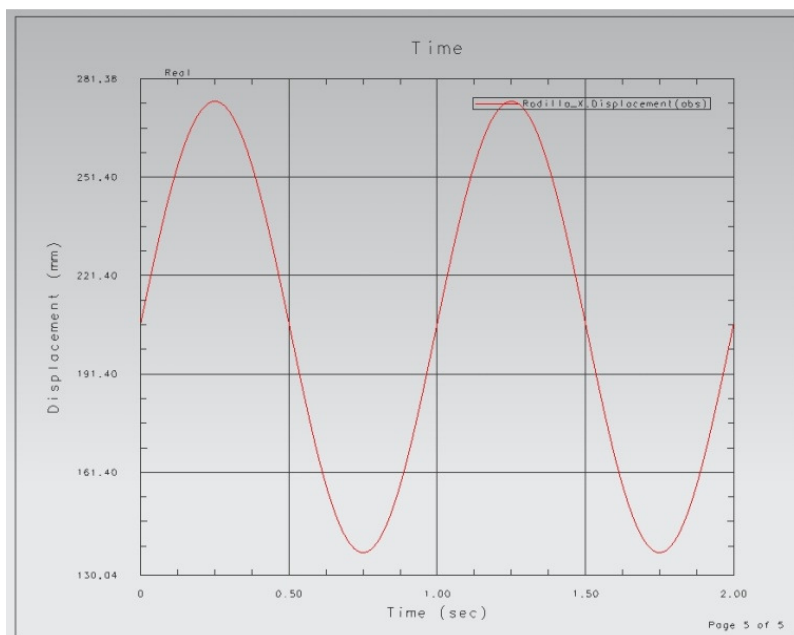
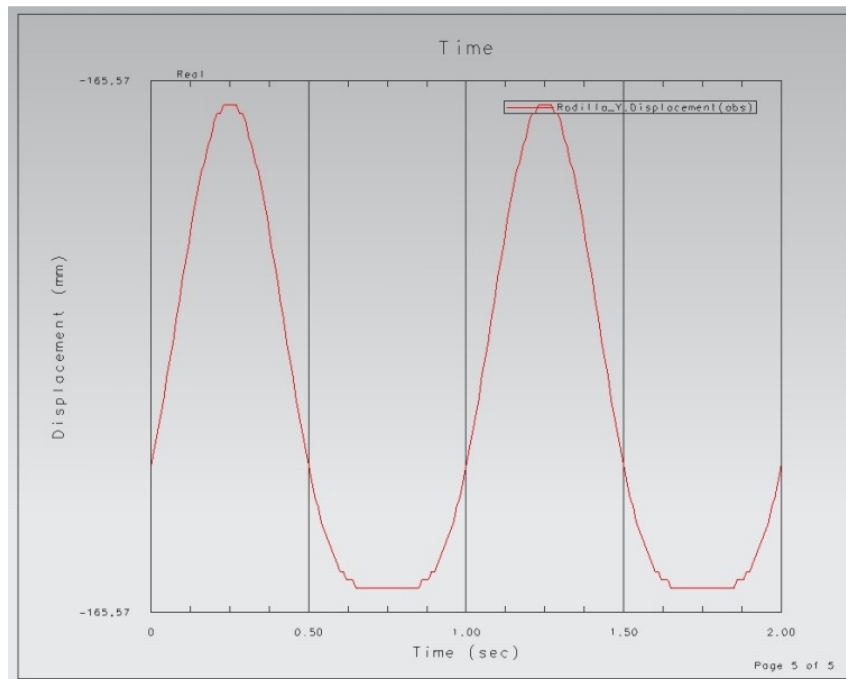
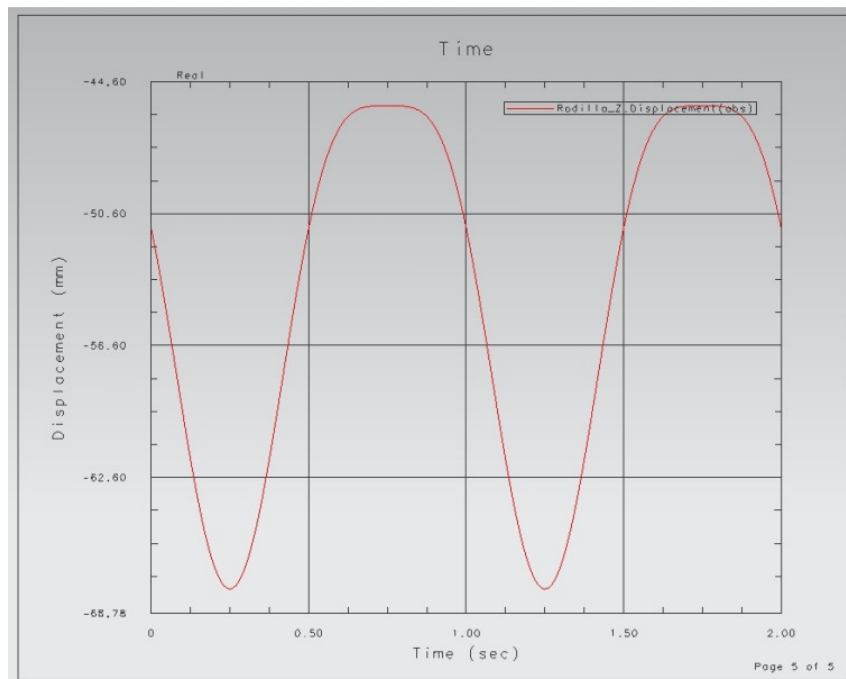


Figura 50. Gráfica del desplazamiento en el eje X.

La gráfica mostrada en la figura 51, representa el movimiento a lo largo del eje Y, en este para este caso no presenta movimiento a lo largo de este eje, lo cual era de esperarse, debido a las condiciones bajo las cuales está trabajando el mecanismo.



En la figura 52, se presenta el movimiento a lo largo del eje Z, el cual presenta un desplazamiento total de 21.98 [mm] a lo largo de este eje.



La gráfica de la figura 53, representa la velocidad de la junta llamada rodilla en el eje X, con un valores máximo y mínimo de ± 434.4 [mm/s], con esta gráfica se puede ver que el movimiento corresponde a uno de vaivén, y representa una velocidad máxima de casi medio metro por segundo.

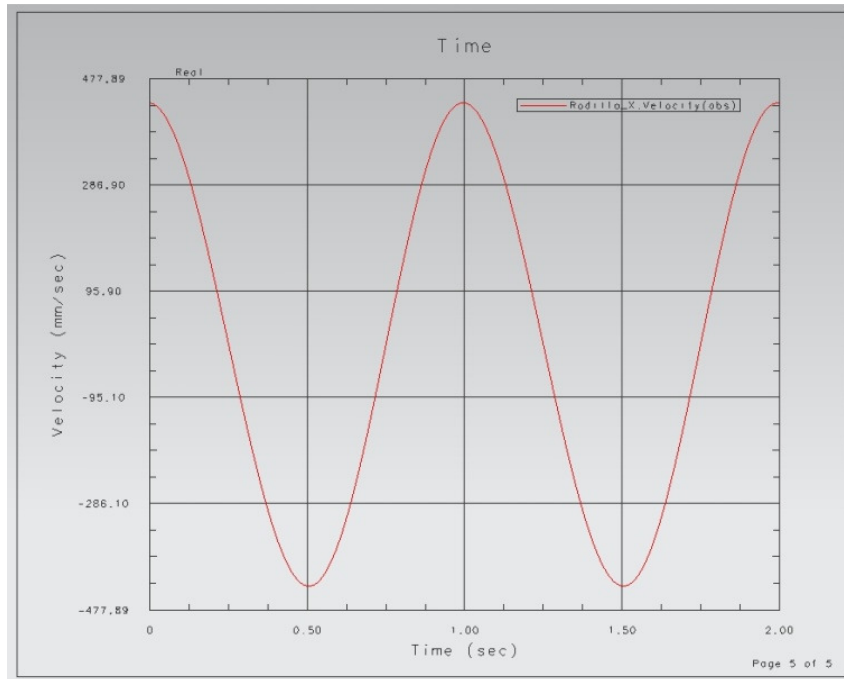


Figura 53. Gráfica de la velocidad en el eje X.

La figura 54 muestra la gráfica correspondiente a la velocidad en el eje Y, cuyos valores máximo y mínimo $\pm 1.296 \times 10^{-6}$ [mm/s], valores cercanos a cero lo cual justifica el hecho de que no exista movimiento en este eje.

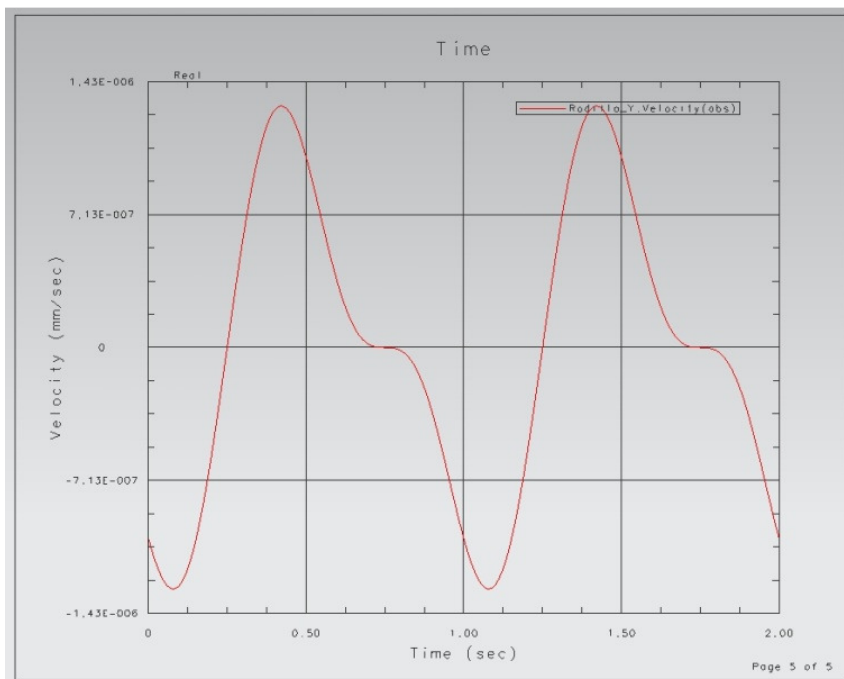


Figura 54. Gráfica de la velocidad en el eje Y.

La gráfica correspondiente al eje Z se muestra en la figura 55, donde los valores máximo y mínimo son ± 89.52 [mm/s], al igual que las graficas para la velocidad en los ejes X y Y esta gráfica muestra que se trata de un movimiento de velocidad variable.

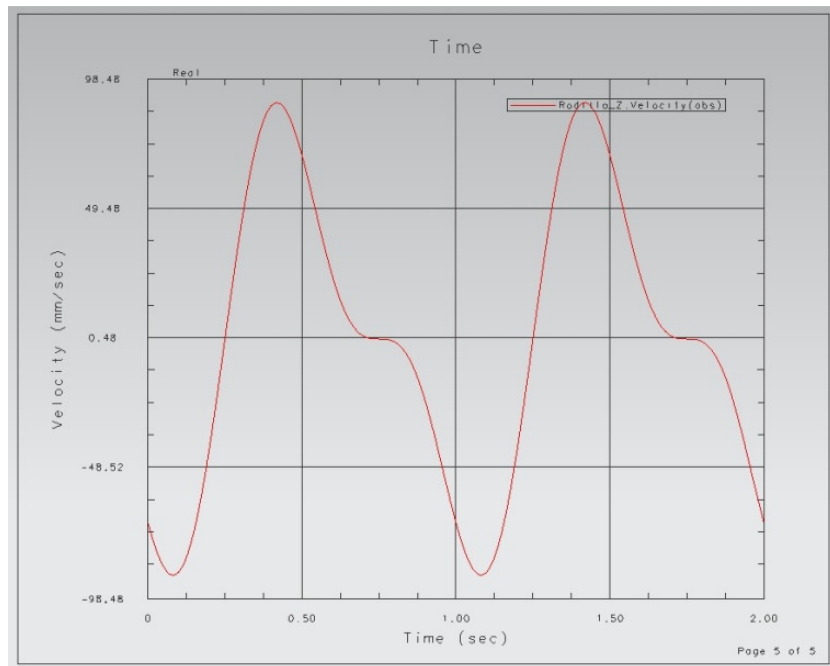


Figura 55. Gráfica de la velocidad en el eje Z.

Al tratarse de un movimiento de velocidad variable es necesario tener en cuenta la velocidad del movimiento, es por ello que en la gráfica mostrada en la figura 56 se muestra la variación de la aceleración con respecto al tiempo en el eje X, donde los valores máximos y mínimo de 2722 y -2604 [mm/s²] respectivamente.

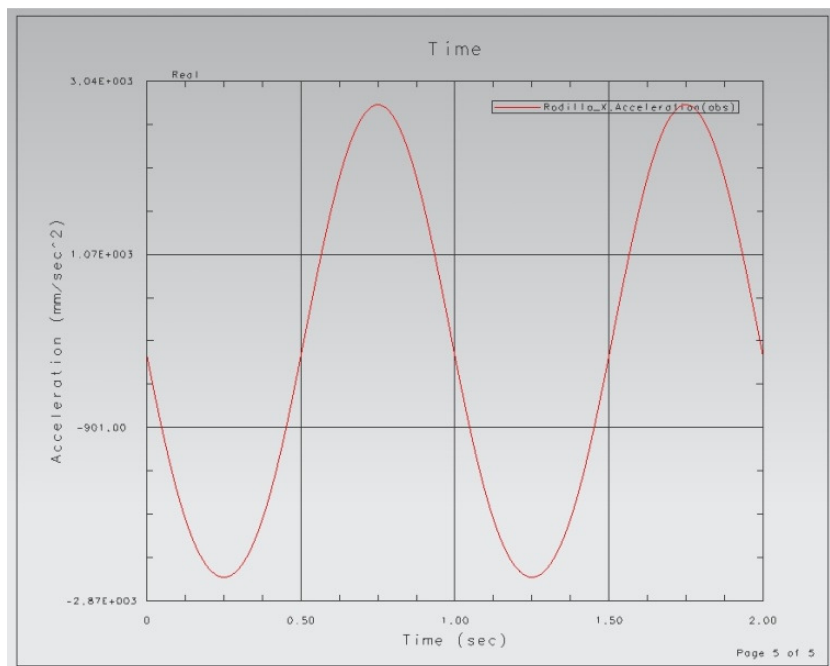


Figura 56. Gráfica de la aceleración en el eje X.

En la figura 57 se muestra la gráfica correspondiente a la aceleración de la junta denominada rodilla sobre el eje Y, donde los valores correspondiente a los dos picos y al valle son 1.208×10^{-5} , -1×10^{-10} , -9.038×10^{-6} [mm/s²] respectivamente.

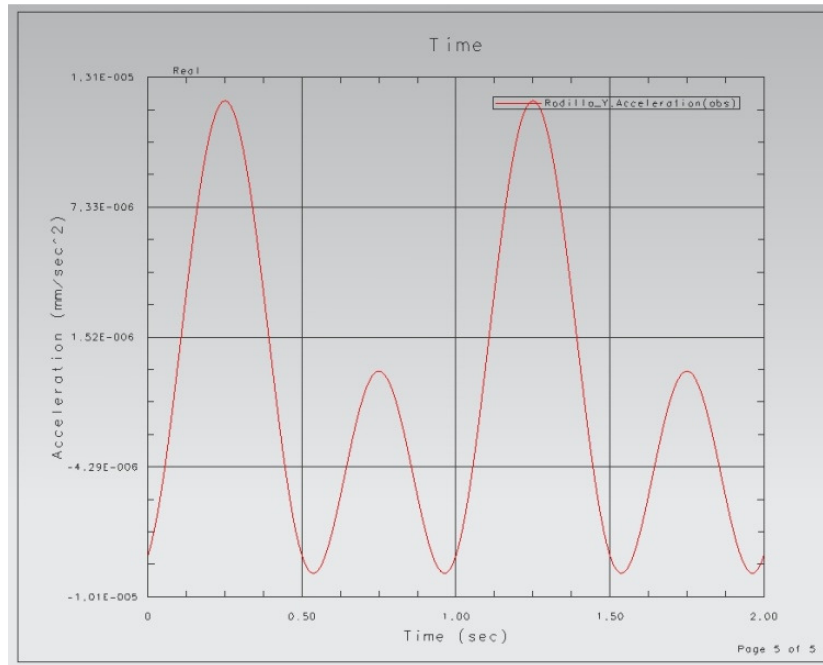


Figura 57. Gráfica de la aceleración en el eje Y.

Finalmente la grafica que corresponde a la aceleración de la junta sobre el eje Z, es la que se muestra en la figura 58, donde los valores correspondientes a los picos y al valle son 853.8, -6.624, -490 [mm/s²] respectivamente.

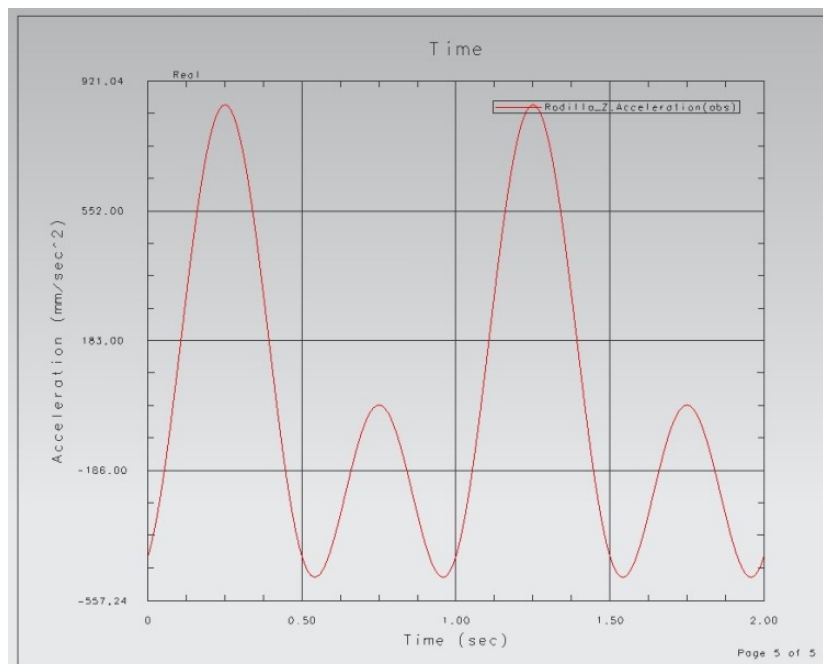


Figura 58. Gráfica de la aceleración en el eje Z.

3.3 Simulación del comportamiento una prótesis de rodilla

A partir de los modelos CAD obtenidos en el trabajo de Tesis de Lucero Moreno [9], se simulará el comportamiento de una prótesis de rodilla total bicompartimental en el banco de pruebas virtual, en las figuras 59 a 61 se muestran las componentes de dicha prótesis.

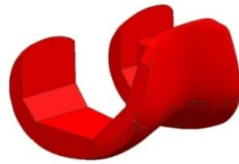


Figura 59. Componente Femoral.



Figura 60. Componente Femoral.

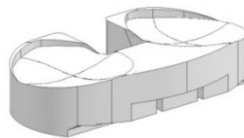


Figura 61. Menisco.

En la figura 53, se muestra el ensamble de los componentes de la prótesis.

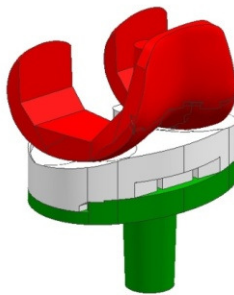


Figura 62. Ensamble de los componentes de la prótesis.

Además es necesario entender que en este ensamble la única junta que cambia es la de la rodilla y esto lo hace sólo en su origen, y la disposición de esta junta queda como se muestra en la figura 63 y que se puede distinguir con mejor detalle en la figura 64.

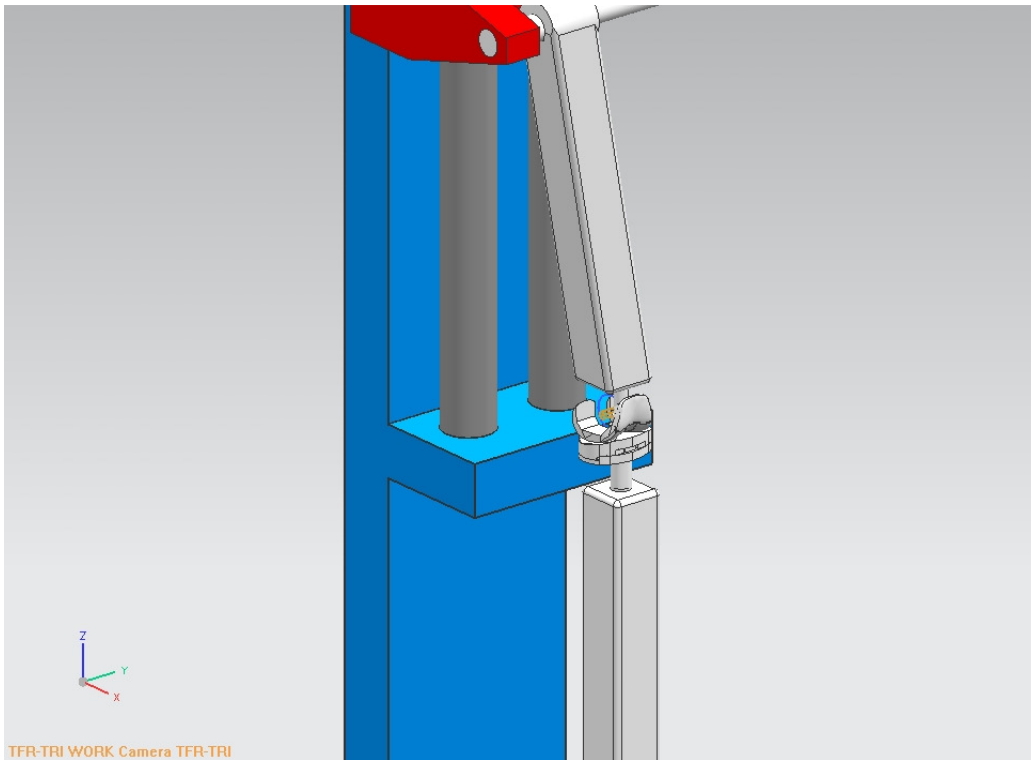


Figura 63. Nueva disposición de junta de la rodilla.

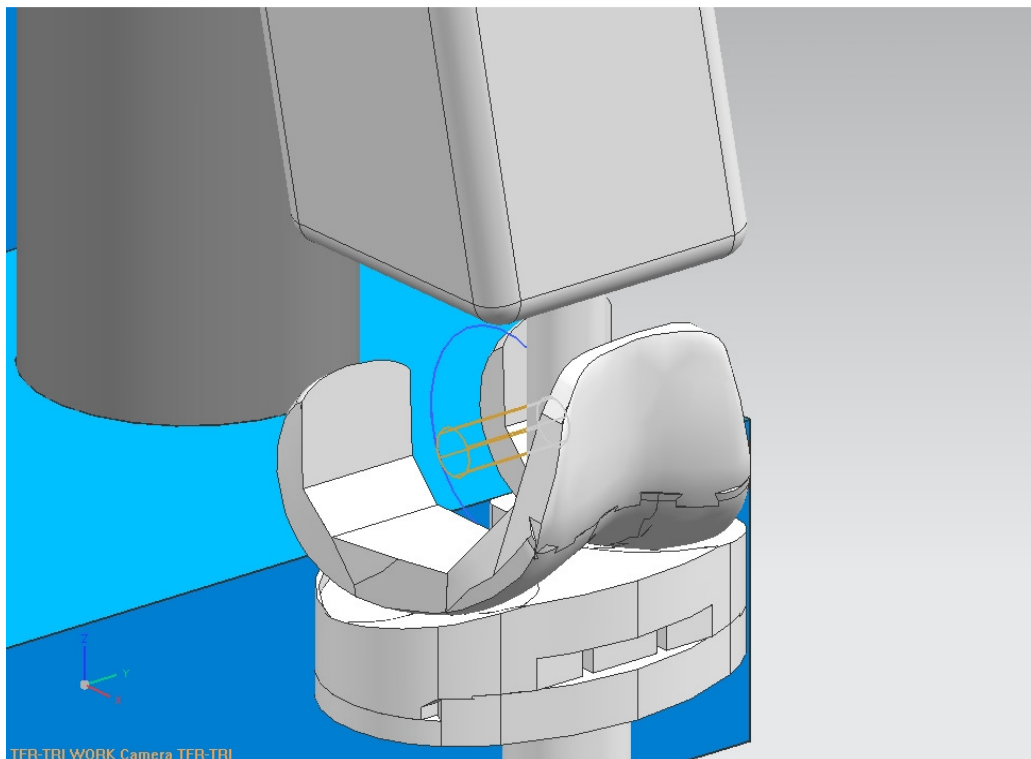


Figura 64. Acercamiento a junta de rodilla.

Con el fin de comparar resultados para el análisis con la prótesis se tomaran tres puntos notables en el movimiento de la misma forma que se hizo en la sección 3.2, siendo el primero de estos a los 38° de flexión, figura 65.

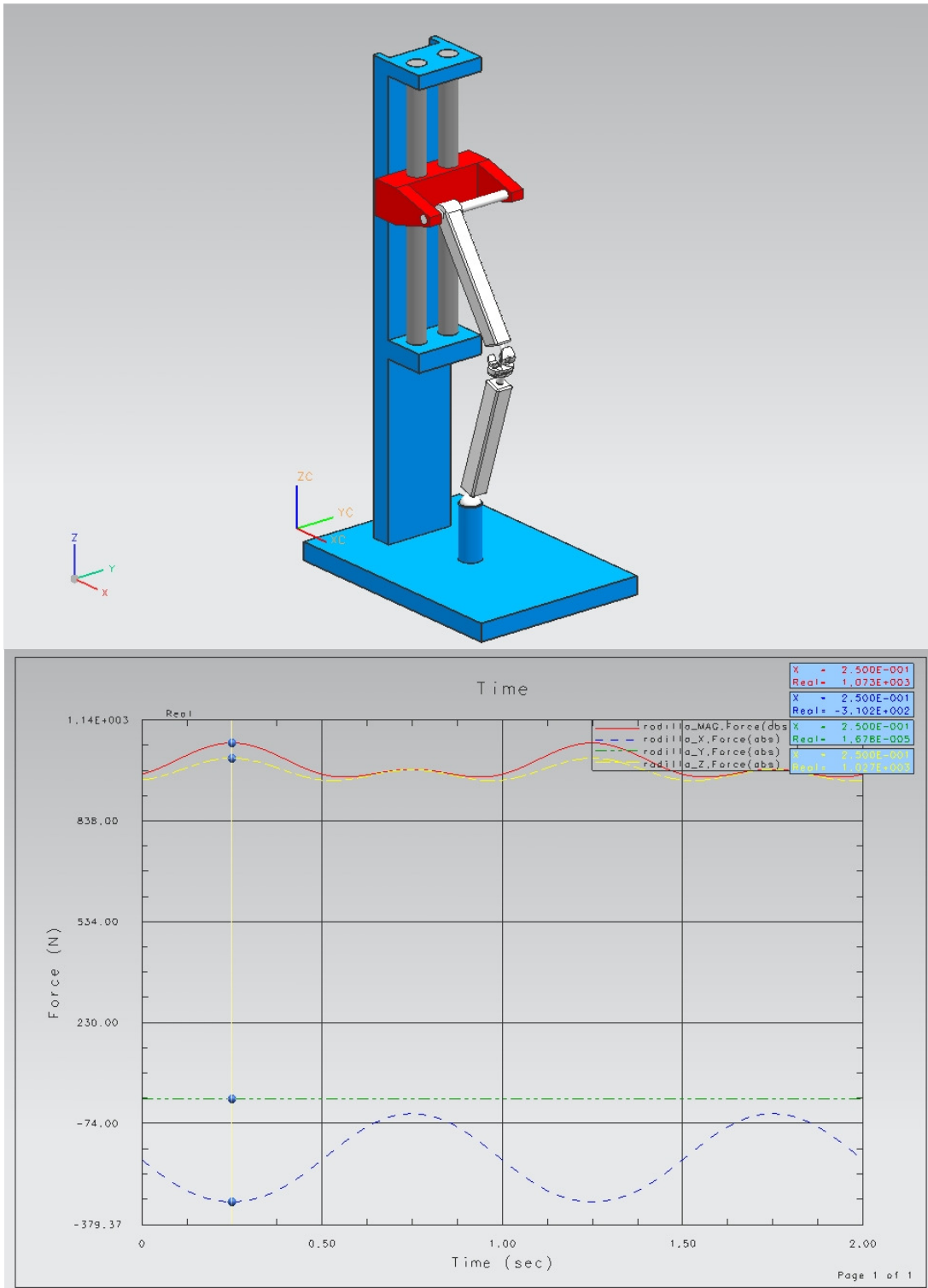


Figura 65. Primer punto (38° de flexión).

El segundo punto es cuando el mecanismo alcanza los 17° de flexión, figura 66. Este punto presenta un valor mínimo en la magnitud total de la fuerza que se aplica a la rodilla, así como en la magnitud de la fuerza que se aplica en el eje Z.

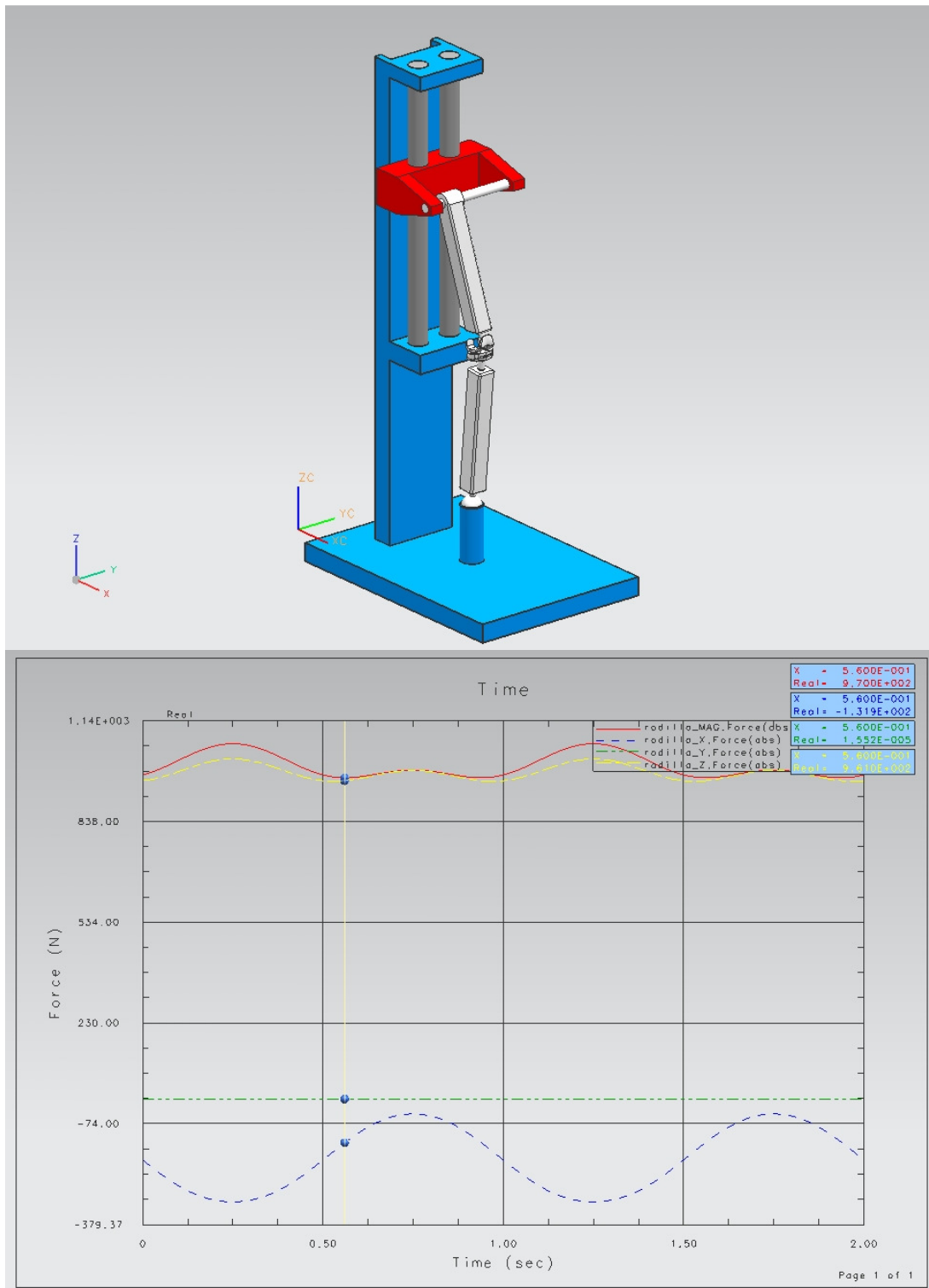


Figura 66. Segundo punto (17° de flexión).

El tercer punto es cuando se alcanzan los 10 grados de flexión, figura 67. En este punto se alcanza un segundo pico para la gráfica de la magnitud total de la fuerza que es aplicada sobre la rodilla.

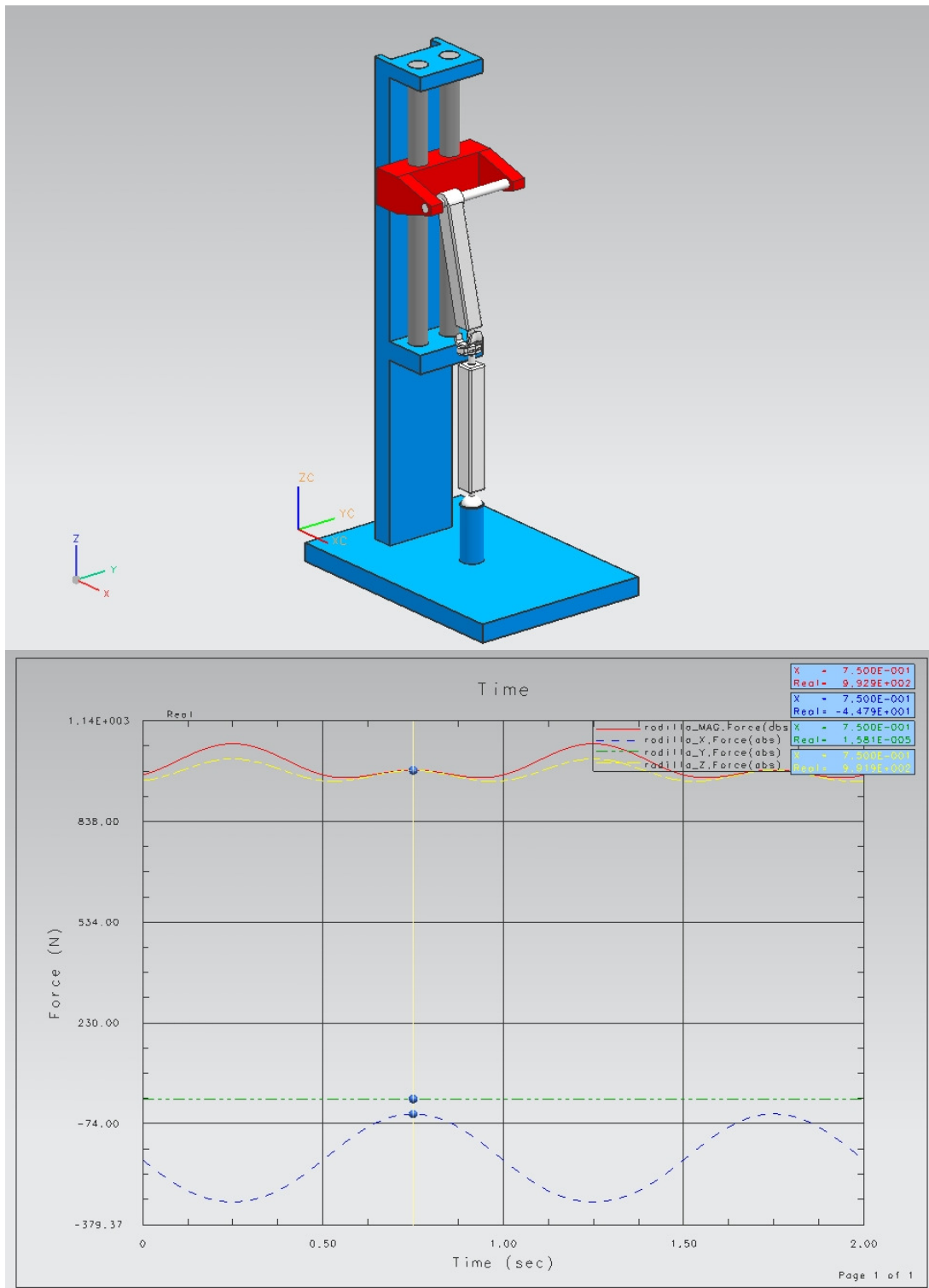


Figura 67. Tercer Punto (10° de flexión).

De la misma forma que en la sección anterior se muestra la gráfica de la magnitud total aplicada sobre la junta llamada rodilla, figura 68.

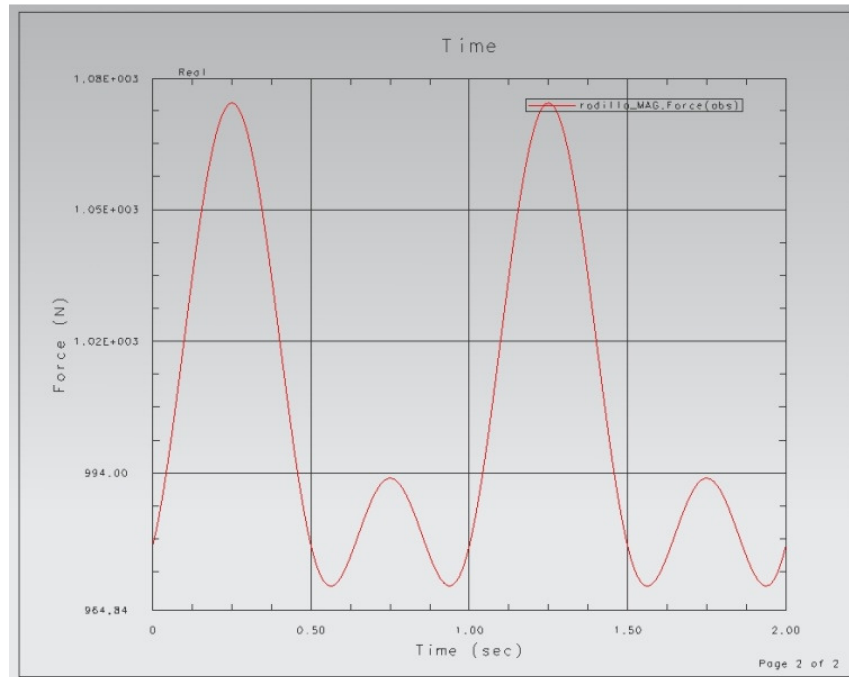


Figura 68. Gráfica de la fuerza resultante.

La figura 69 representa el comportamiento de la fuerza que actúa sobre el eje Z, a lo largo del ciclo, donde el valor máximo que presenta es de 1027 [N], menor que el del primer caso pero también el valor máximo es cercano al de 1.5 veces el peso del cuerpo, para este caso 1050 [N].

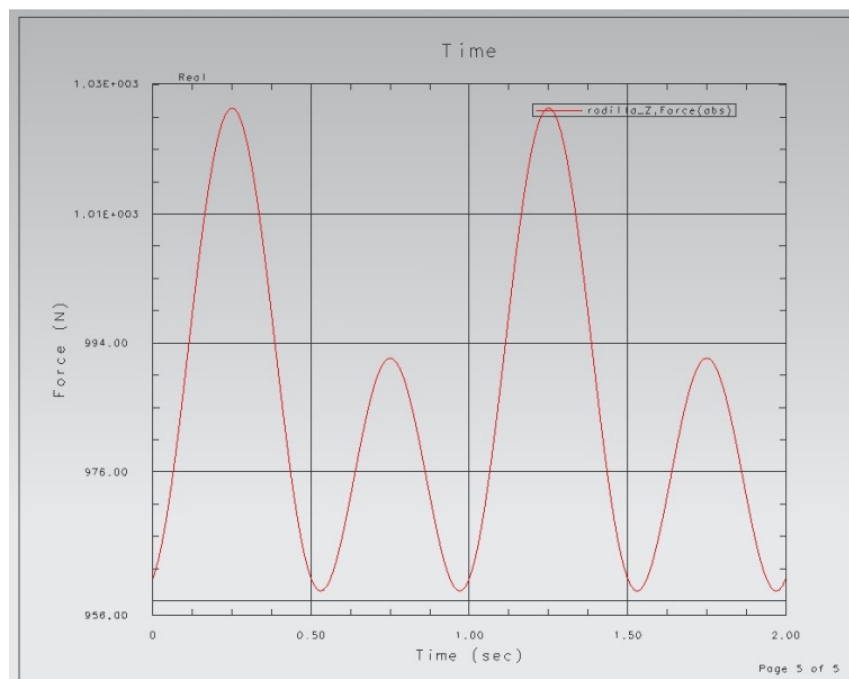


Figura 69. Gráfica de la fuerza en el eje z.

La magnitud de la fuerza de reacción en el eje X, se encuentra representada en la gráfica de la figura 70.

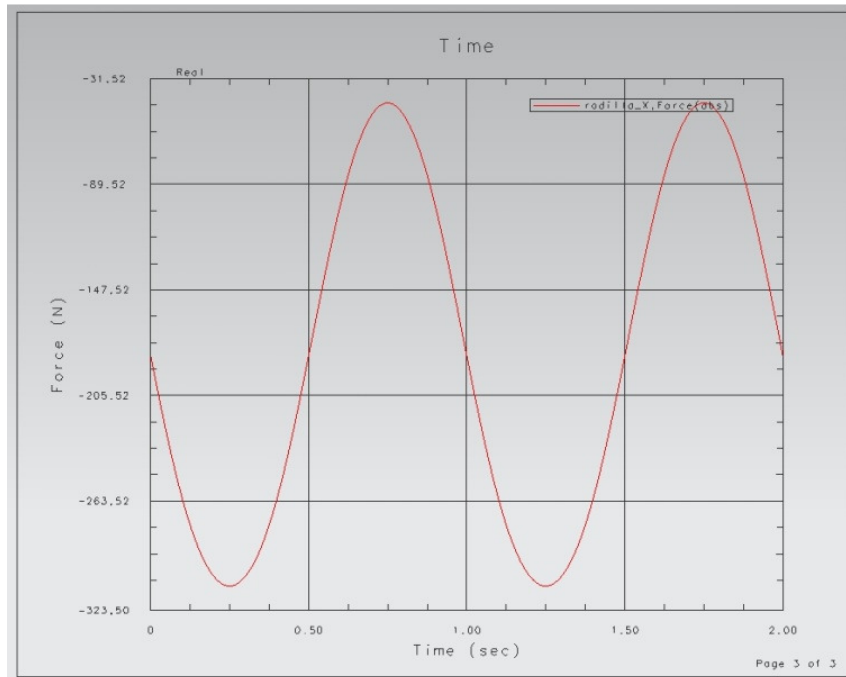


Figura 70. Gráfica de la fuerza en el eje x.

Al igual que en la sección 3.2 el valor de la fuerza resultante para el eje Y tiene valores muy pequeños, y se puede decir que son cercanos a cero, figura 71.

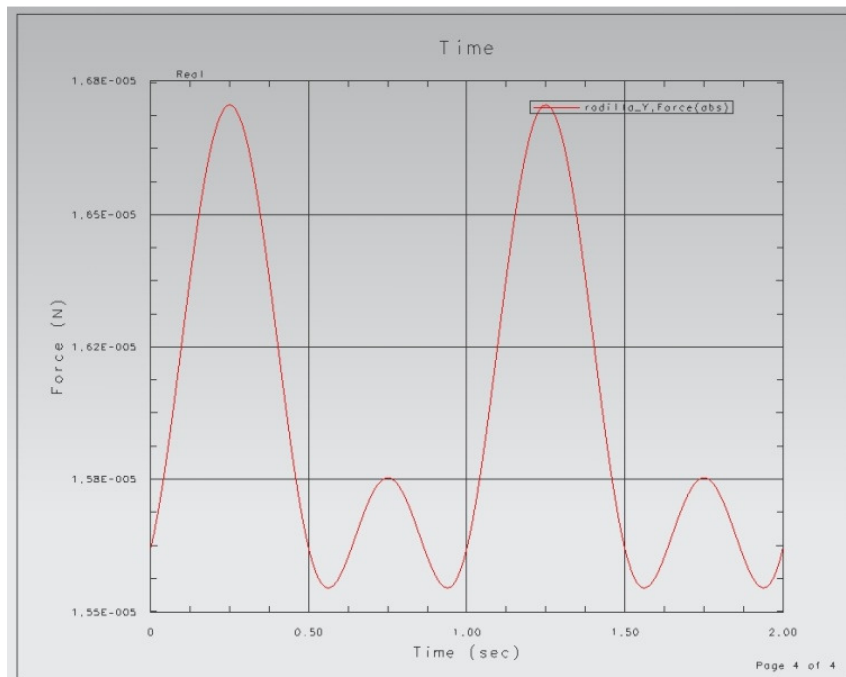


Figura 71. Gráfica de la fuerza en el eje y.

Para las condiciones planteadas en el movimiento del mecanismo para el análisis con la prótesis de rodilla, se obtiene la siguiente gráfica del valor total del momento que actúa sobre la junta que representa la rodilla, figura 72.

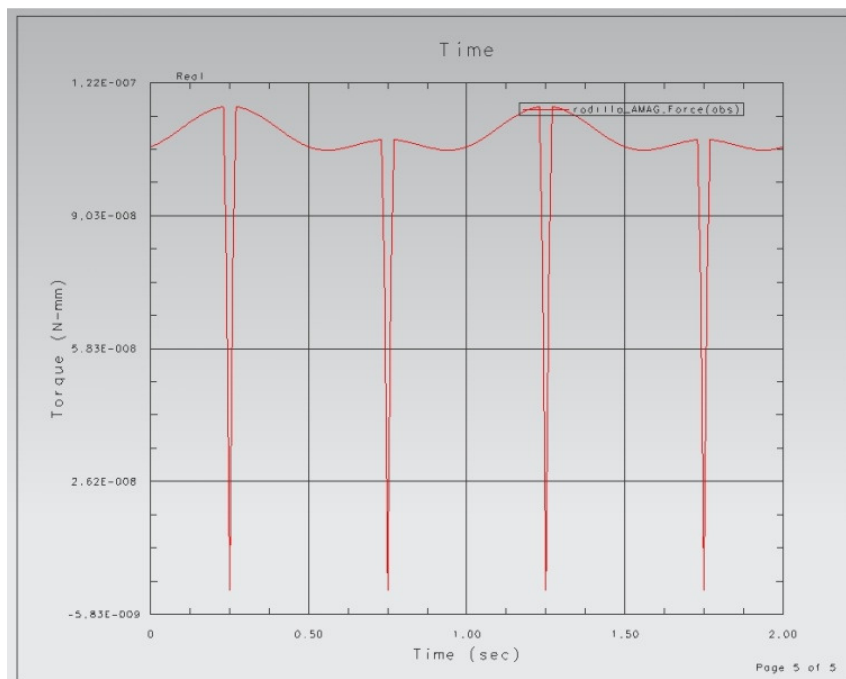


Figura 72. Gráfica del momento resultante.

En la gráfica de la figura 73, se muestra el comportamiento del desplazamiento de la junta sobre el eje X, donde el desplazamiento total sobre ese eje es de 135.7 [mm].

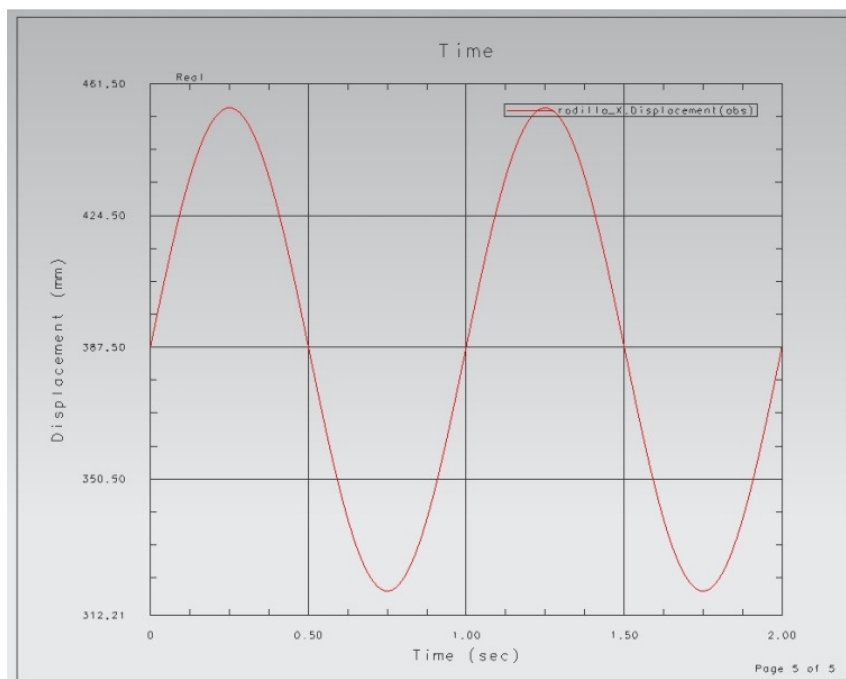


Figura 73. Gráfica del desplazamiento en el eje X.

La gráfica de la figura 74 muestra el desplazamiento de la junta llamada rodilla sobre el eje Y, aunque parezca que existe movimiento, los valores son muy cercanos y no se percibe el cambio en los ellos, lo que nos indica que sí existe desplazamiento es muy pequeño o cercano a cero.

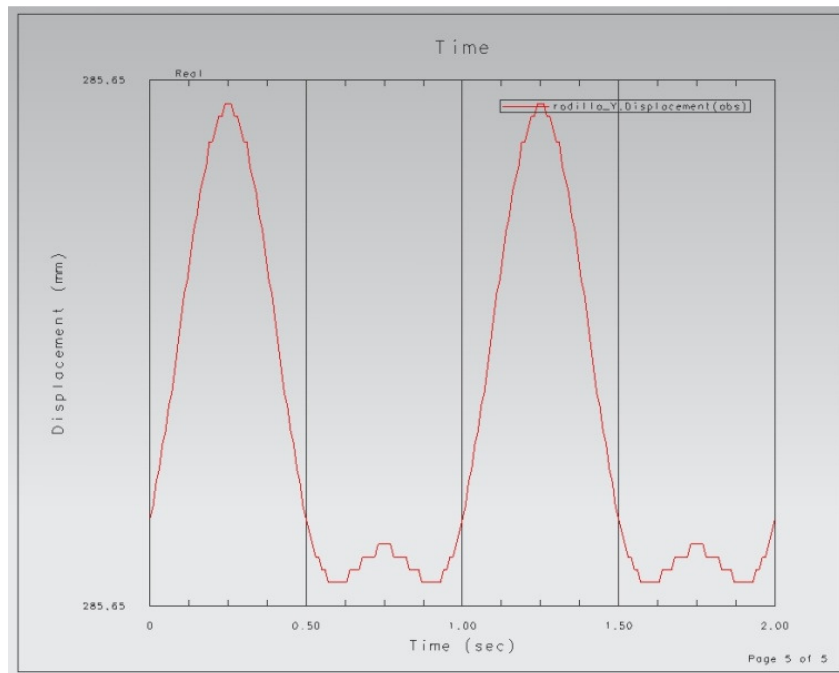


Figura 74. Gráfica del desplazamiento en el eje Y.

En la figura 75 se muestra la gráfica que describe el desplazamiento en el eje Z donde las valores máximos y mínimo son 544.5 y 528.5 [mm] respectivamente, de manera que el desplazamiento total de esta junta en el eje Z es de 16 [mm].

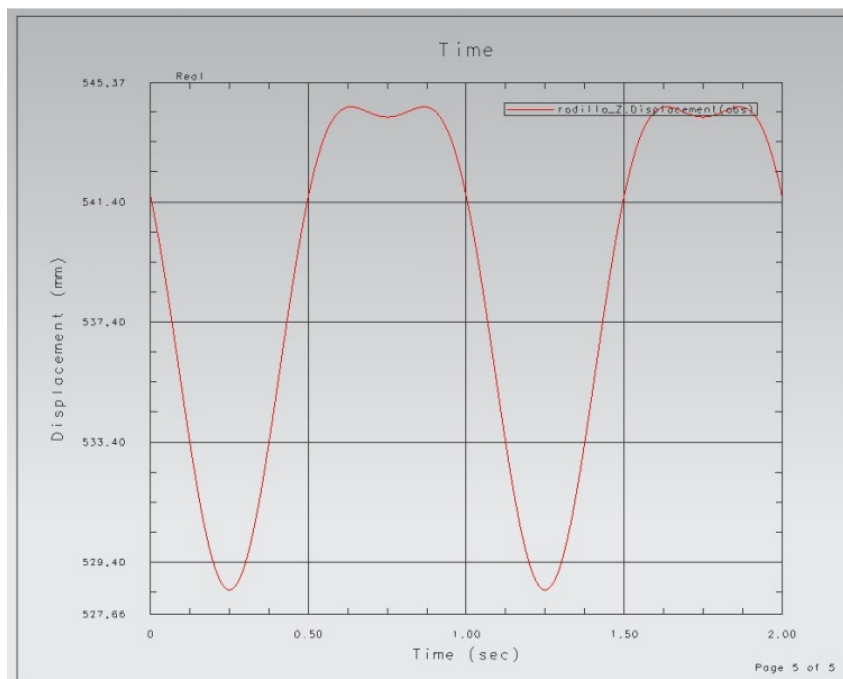


Figura 75. Gráfica del desplazamiento en el eje Z.

La figura 76, muestra el cambio de velocidad para la junta en el eje X con respecto al tiempo, donde sus valores máximo y mínimo son ± 428.6 [mm/s].

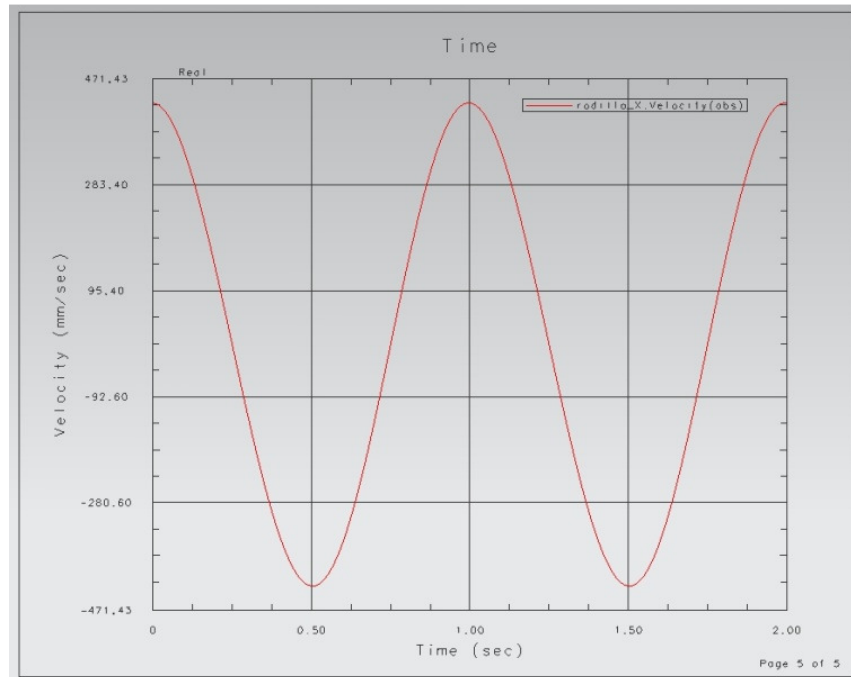


Figura 76. Gráfica de la velocidad en el eje X.

El cambio en la velocidad para el eje Y, al igual que en el caso anterior el incremento que existe 2.9×10^{-6} [mm/s], es muy pequeña y por tanto no afecta el movimiento de la junta en este eje, por esta razón no se espera desplazamiento sobre este eje.

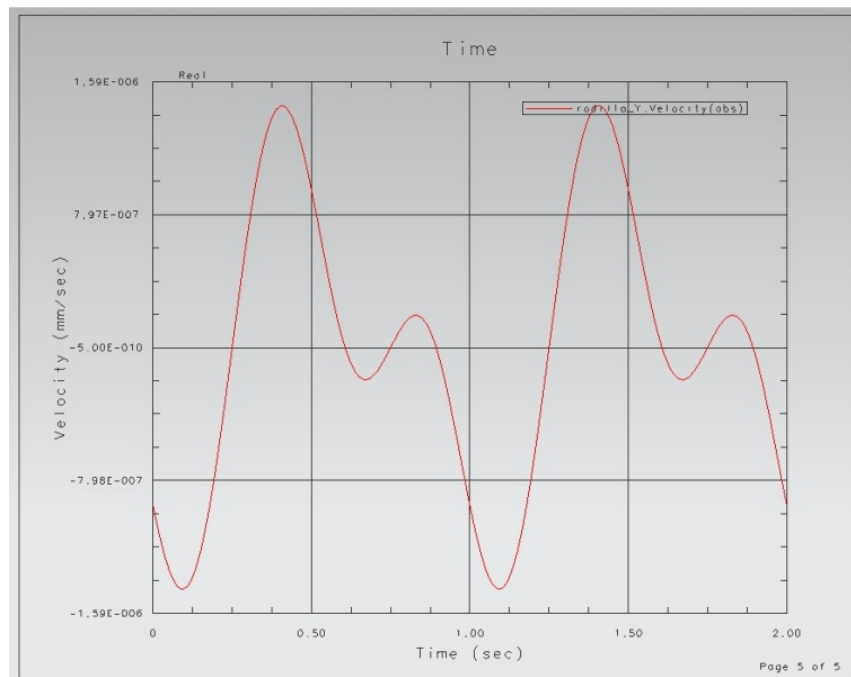


Figura 77. Gráfica de la velocidad en el eje Y.

En el eje Z se presenta un comportamiento de la velocidad con respecto al tiempo como se muestra en la gráfica de la figura 78, donde los valores máximo y mínimo que presenta es ± 71.72 [mm/s] respectivamente.

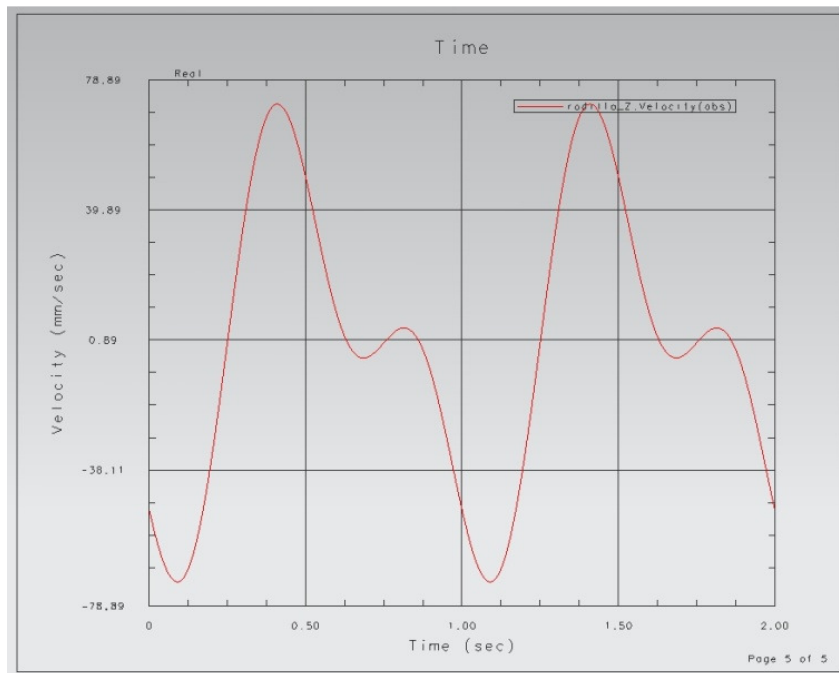


Figura 78. Gráfica de la velocidad en el eje Z.

La variación de la aceleración correspondiente a la junta sobre el eje X, se muestra en la gráfica de la figura 79, esta presenta valores máximo y mínimo de 2713 y -2590 [mm/s²], respectivamente.

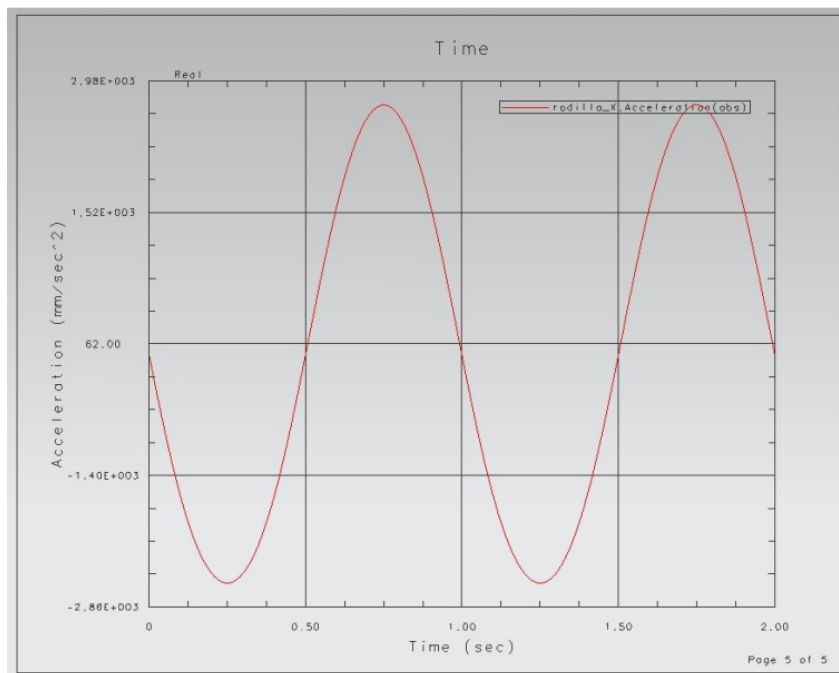


Figura 79. Gráfica de la aceleración en el eje X.

La gráfica correspondiente a la aceleración de la junta sobre el eje Y se presenta en la figura 80, esta presenta valores de 1.459×10^{-5} y 3.739×10^{-5} en los picos y -1.304×10^{-5} en el valle.

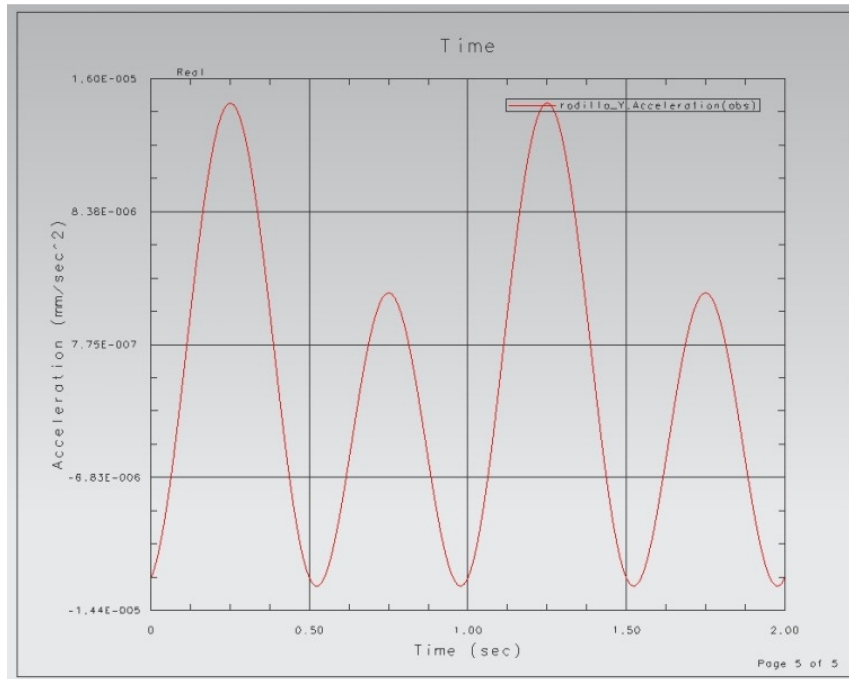


Figura 80. Gráfica de la aceleración en el eje Y.

Para el caso en el que se tiene la prótesis montada en el banco se tiene la gráfica que se muestra en la figura 81 sirve para visualizar el comportamiento de la aceleración que presenta la junta sobre el eje Z, donde los valores para los picos son 718 y 106.4 [mm/s²] y -447.8 [mm/s²] el valor correspondiente al valle .

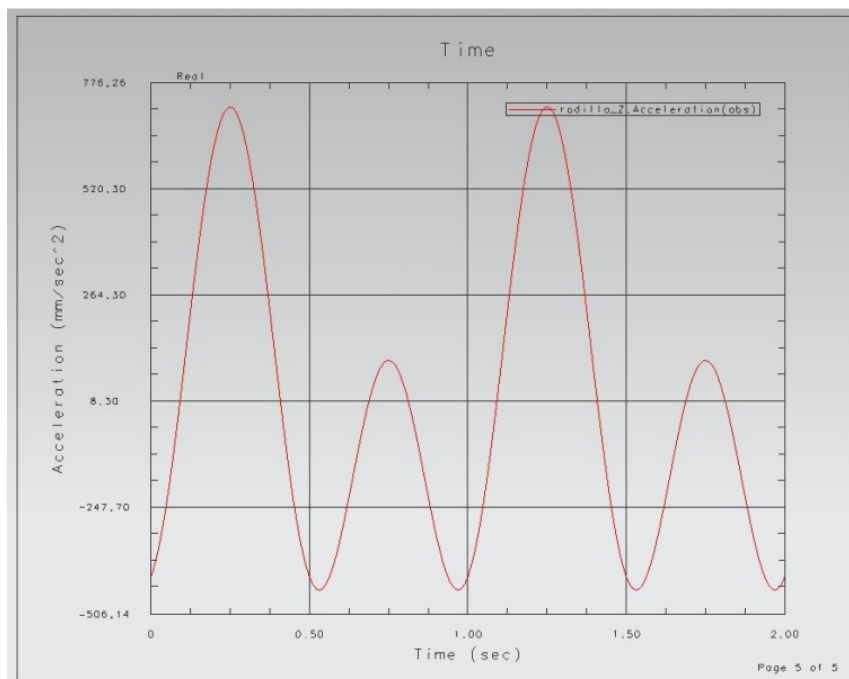


Figura 81. Gráfica de la aceleración en el eje Z.

3.4 Discusión.

Debido a que las condiciones bajo las cuales se realizó el análisis del mecanismo para ambos casos fueron las mismas con el fin de comparar los resultados, se presenta la siguiente tabla comparativa de los valores para los tres puntos sobresalientes en el movimiento en cada eje, y para cada uno de los análisis, figura 82.

| | Primer punto | | Segundo punto | | Tercer punto | |
|--------------|--------------|-------------|---------------|-------------|--------------|-------------|
| | Caso 1 | Caso 2 | Caso 1 | Caso 2 | Caso 1 | Caso 2 |
| Fuerza total | 1064 | 1073 | 964.2 | 970 | 988.3 | 992.9 |
| Fuerza eje Z | 1038 | 1027 | 960.6 | 961 | 988.3 | 991.9 |
| Fuerza eje X | -232.4 | -310.2 | -83.05 | -131.9 | -5.715 | -44.79 |
| Fuerza eje Y | 8.949 E -06 | 1.678 E -05 | 8.156 E -06 | 1.552 E -05 | 8.303 E -06 | 1.581 E -05 |

Figura 82. Tabla comparativa de valores en los tres puntos.

En la tabla se puede observar que no existen cambios significativos en cuanto a la fuerza total y a la fuerza presente en el eje Z, en estas dos existe sólo una variación en su valor máximo de 9 [N] y en su valor mínimo de 1.6 [N], donde se percibe un cambio considerable es en el eje X donde el valor máximo varía en 80 [N] y en su valor mínimo de 40 [N], en el eje Y, también existe una variación en los valores, aunque considerando que son valores muy pequeños del orden de 10^{-5} , con lo cual se puede decir que su valor es cercano a cero. Los cambios que existen en los valores de los tres ejes son debidos al cambio de la posición de la junta.

Además al comparar los resultados de las fuerzas con los correspondientes en la literatura es posible verificar si el comportamiento es el que se esperaba, para ambos casos presentes en este trabajo, la fuerza correspondiente al eje Z se mantuvo por debajo de 1.5 veces el peso del cuerpo, y permite decir que el la respuesta en este eje es como se esperaba.

En el caso de la fuerza resultante en el eje X, el valor esperado era un 30% del peso del cuerpo, para el peso utilizado en el análisis 210 [N], cabe aclarar que por la disposición de los ejes es el signo negativo, para la disposición con la que se sacaron las gráficas en la plataforma dinamométrica el eje Y se corresponde a la parte negativa del eje X para este análisis, es por ello que los valores obtenidos para este análisis tienen un valor negativo, en el primer caso el valor obtenido fue de -232.4 [N], equivalente al 33% y en el segundo caso se obtuvo un valor de -310.2 [N] lo cual se traduce a un 44% del peso utilizado.

En el caso de la fuerza correspondiente a los movimientos laterales a mejor dicho a la etapa de ajuste del pie para la tabla dinamométrica, en este análisis la fuerza correspondiente es la del eje Y, y como se menciona en la gráfica correspondiente a pesar de estar presente en el movimiento sus valores son muy pequeños para ambos casos, esto debido a las restricciones del mecanismo.

En la siguiente tabla, figura83, se muestran los valores máximos y mínimos de las gráficas correspondientes al momento, desplazamiento, velocidad y aceleración.

| | | Caso sin prótesis | Caso con prótesis |
|----|----------------|-------------------|-------------------|
| | Momento | | |
| | max1 | 3.387 E-08 | 1.166 E-07 |
| | max2 | 3.64 E-08 | 1.087 E-07 |
| | min1 | 3.55 E-08 | 1.061 E-07 |
| | min2 | 0 | 0 |
| | Desplazamiento | | |
| X= | Max | 274.5 | 454.7 |
| | Min | 136.9 | 319 |
| Y= | Max | -165.5 | 285.6 |
| | Min | -165.5 | 285.6 |
| Z= | Max | -45.7 | 544.5 |
| | Min | -67.68 | 528.5 |
| | Velocidad | | |
| X= | Max | 434.4 | 428.6 |
| | Min | -434.4 | -428.6 |
| Y= | Max | 1.296 E-06 0 | 1.450 E-06 |
| | Min | -1.296 E-06 | -1.450 E-06 |
| Z= | Max | 89.52 | 71.72 |
| | Min | -89.52 | -71.72 |
| | Aceleración | | |
| X= | Max | 2722 | 2713 |
| | Min | -2604 | -2590 |
| Y= | Max | 1.208 E-05 | 1.459 E-05 |
| | Min | -9.038 E-08 | -1.258 E-05 |
| Z= | Max | 853.8 | 718 |
| | Min | -490 | -447.8 |

Figura 83. Tabla comparativa de valores en máximos y mínimos, para desplazamiento, velocidad y aceleración.

El comportamiento del mecanismo en los dos casos es muy similar para todos sus valores, si bien cambian un poco algunos valores de un caso a otro, por ejemplo el de desplazamiento, es debido a un reposicionamiento de la pieza, sin embargo el valor total de desplazamiento es muy similar para ambos casos en los demás valores se puede observar similitud con lo cual se puede decir que el movimiento es similar para ambos casos.

Conclusiones.

Se cumplió el objetivo del presente trabajo satisfactoriamente, ya que se creó el mecanismo que simula el movimiento de la rodilla en flexión- extensión.

Para el primer caso la simulación del movimiento es muy parecida en el comportamiento para los ejes X y Z, donde el valor máximo en el eje Z se acerca a 1.5 veces el peso del cuerpo (1050 [N]) y en el eje X el valor máximo es una fuerza cercana al 33% del peso del cuerpo similar al 30% correspondiente a la literatura, cabe destacar que el hecho de no permitir el desplazamiento lateral en el mecanismo hace que las fuerzas debidas a este movimiento se manifiestan con valores cercanos a cero para este análisis y son las correspondientes al eje Y.

En el segundo caso debido a que existe una disminución en la aceleración se ve que existe en consecuencia un decremento en las fuerza aplicada sobre el eje Z, aunque dicha disminución es sólo de 11 [N] con respecto del otro caso. Cabe destacar que para este caso el decremento en el eje Z se ve reflejado en un incremento en el eje X, ya que al no tener la etapa de acomodo no puede distribuirse en el eje Y que representa la fuerza debida a los desplazamientos laterales.

La diferencia fundamental entre los mecanismos es que el centro donde se origina la junta para la rotación en la rodilla cambia en el caso de la prótesis, en este caso el centro que se escogió se debe a las condiciones bajo las cuales fue diseñada la prótesis.

Las gráficas presentadas en este trabajo, correspondientes a las fuerzas actuantes en la articulación de la rodilla, son muy similares a las de la literatura [5]. Y los valores máximos para dichas gráficas no sobrepasan las condiciones bajo las cuales debe de trabajar la rodilla, cabe destacar que en este caso no existen momentos significativos que actúen sobre la rodilla debido a que los músculos, tendones y ligamentos que son los que provocan los momentos presentes en la rodilla no fueron modelados para este trabajo.

Los principales problemas para el desarrollo de este trabajo fueron problemas con el manejo del software y la falta de información para caracterizar bien el movimiento de la marcha ya que en la literatura se repiten ejemplos particulares que no corresponden al movimiento de la marcha.

El mecanismo cumple con los requerimientos planteados, aunque para que cumpla con el propósito de convertirse en un banco de pruebas virtual todavía existen características del movimiento del mecanismo que pueden ser mejoradas.

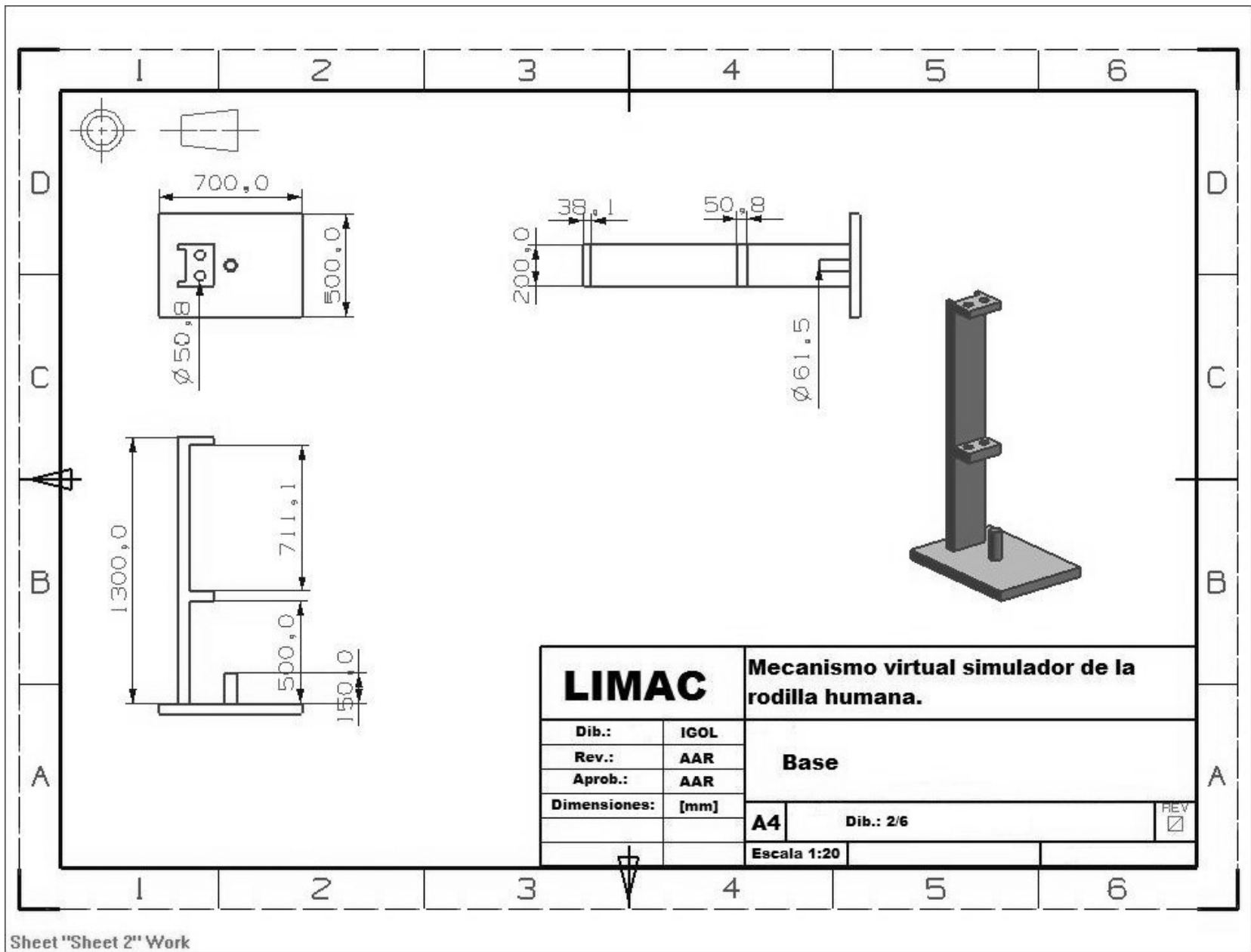
Como trabajo a futuro se pretende estudiar los esfuerzos provocados en prótesis de rodilla debidos a las condiciones bajo las cuales trabaja el mecanismo.

Se agradece el apoyo económico otorgado para la realización del presente trabajo, par el proyecto auspiciado por la DGAPA PE103209

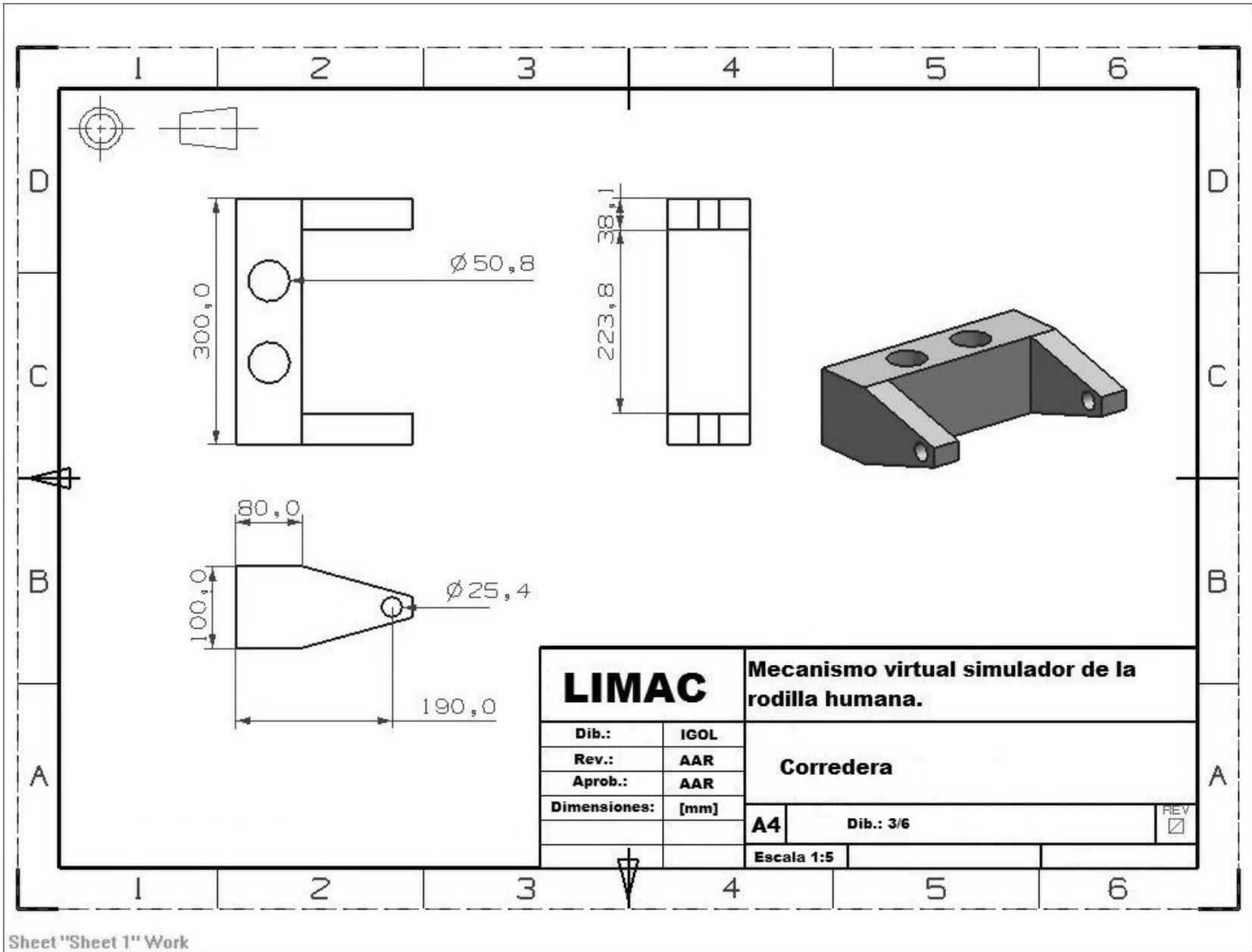
Anexos.

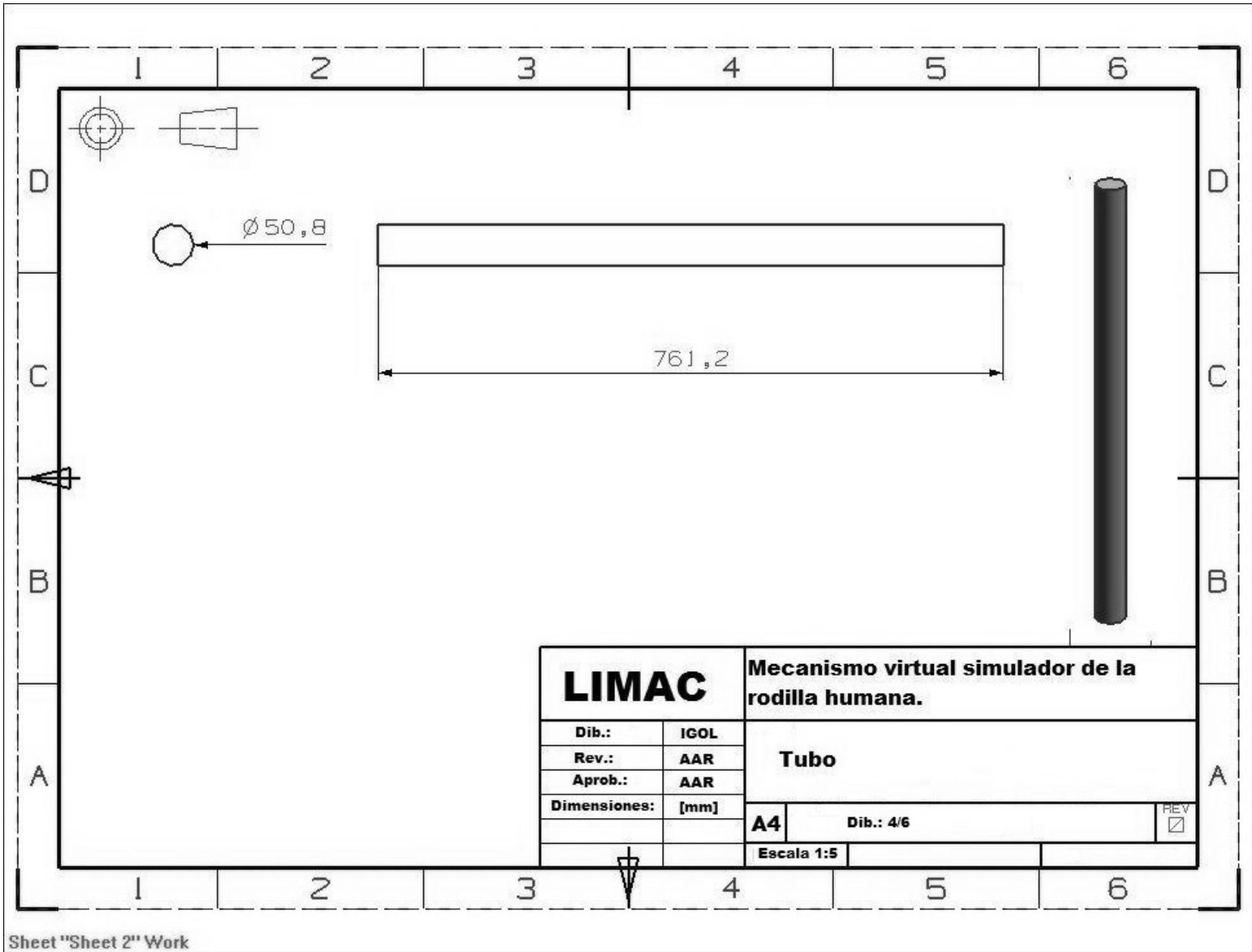
I.I Planos

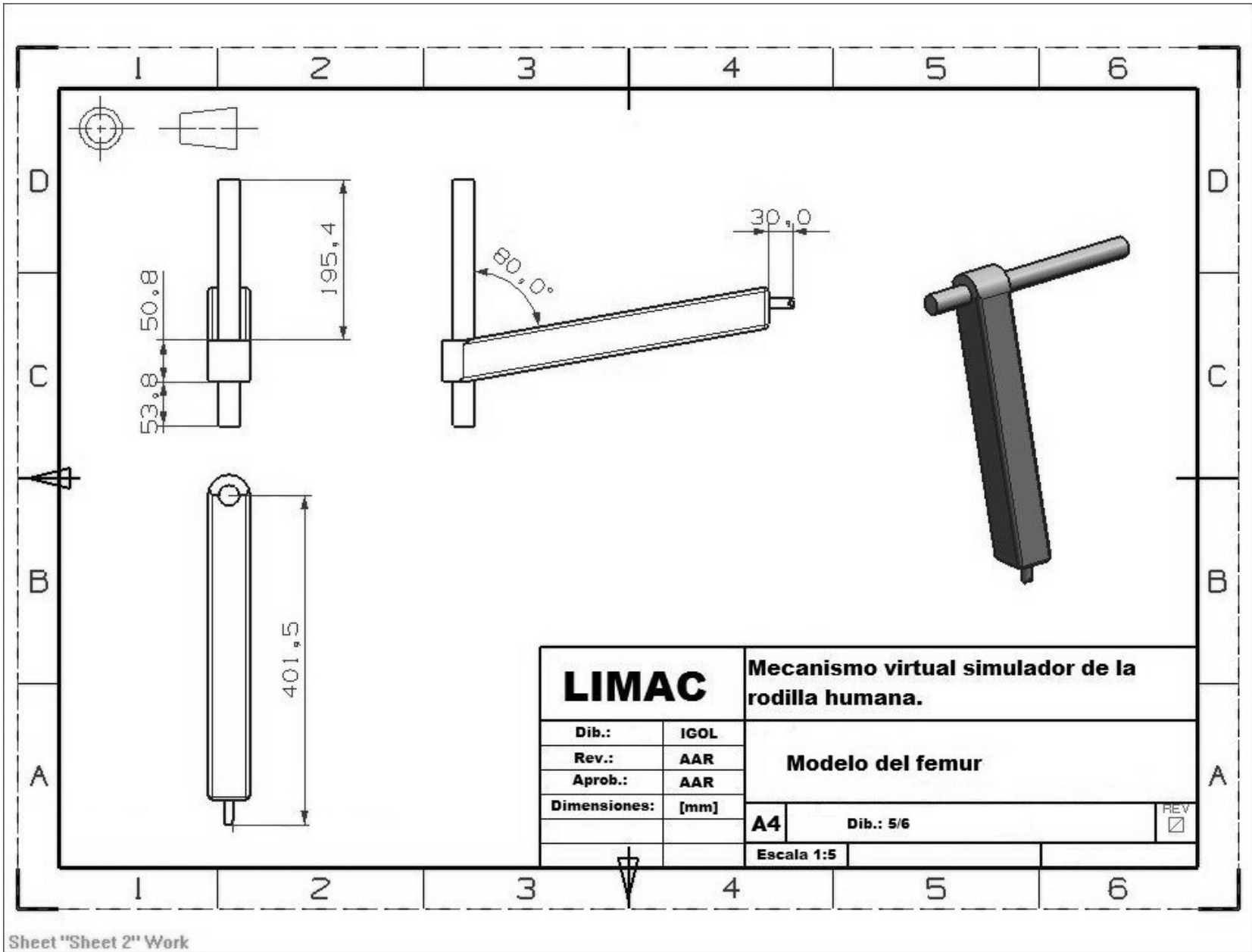
| | | | |
|--------------|------|--|------------------------------|
| LIMAC | | Mecanismo virtual simulador de la rodilla humana. | |
| Dib.: | IGOL | Banco sin prótesis | |
| Rev.: | AAR | | |
| Aprob.: | AAR | | |
| Dimensiones: | [mm] | A4 | Dib.: 1/6 |
| | | Escala 1:10 | REV <input type="checkbox"/> |

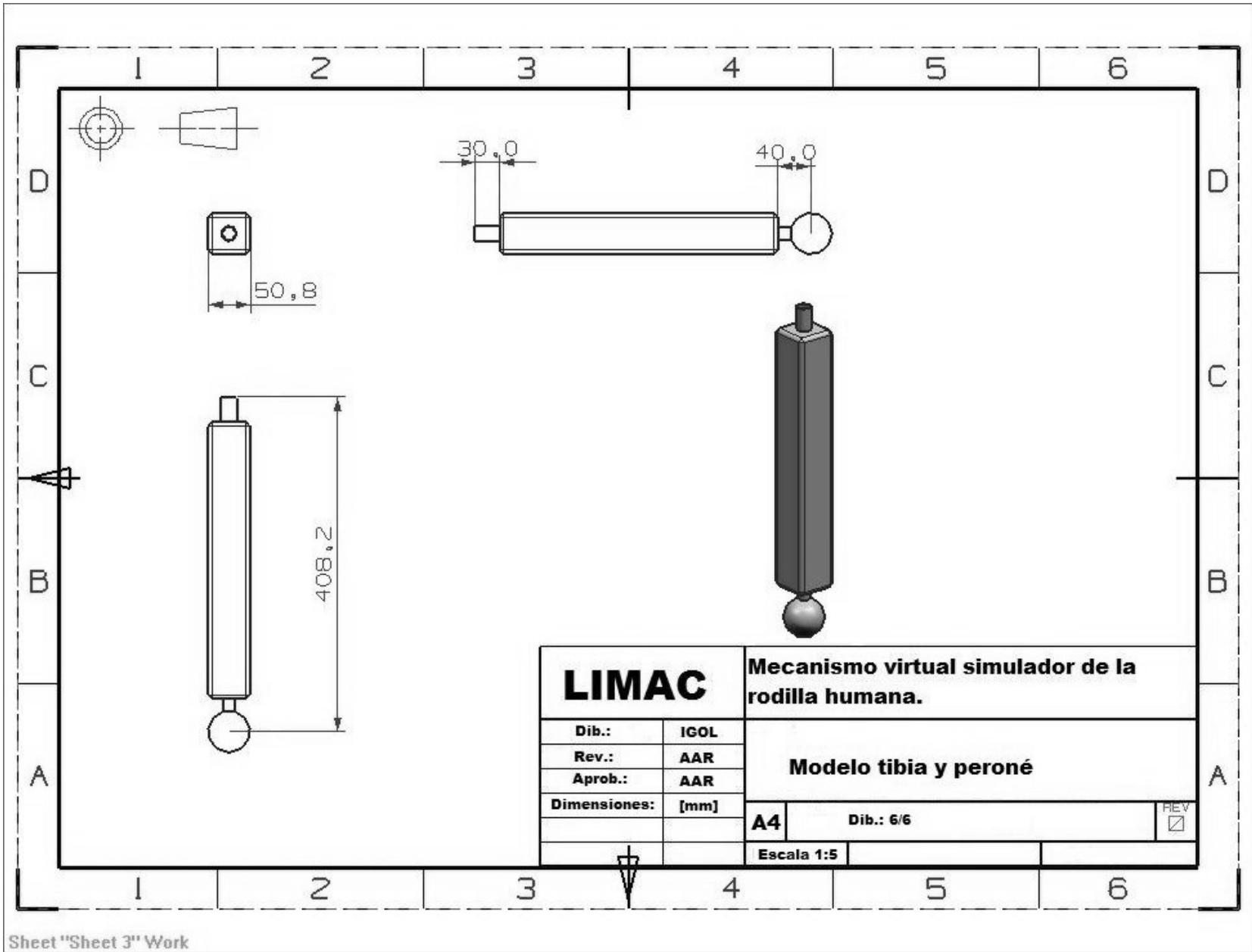


Sheet "Sheet 2" Work









Bibliografía.

- [1].- ShNeck, Daniel; Bronzino, Joseph. Biomechanics principles and Applications. CRC Press. 1ra edición. Inglaterra 2003.
- [2].- Nordin, Margarita; Frankel, Victor. Biomecánica básica del sistema muscoesquelético. McGraw – Hill. 3ra edición. España, 2004.
- [3].- Segal, Philippe. La rodilla: Anatomía, cinemática, semiología, patología, diagnóstico y traumatología deportiva. Masson. 2da edición. Barcelona, 1985
- [4].- Comín, Mario; Prat, Jaime, et. al. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Instituto Biomecánico de Valencia. 1ra. edición. España, 1998.
- [5].-Collado Vázquez, Susana. Plataformas dinamométricas, aplicaciones. Universidad Alfonso X El Sabio. España, 2004.
- [6].- Norton, Robert L. Diseño de maquinaria. Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos. McGraw-Hill. 3ra edición. México, 2004.
- [7].- Hernández, Alfonso. Cinemática de mecanismos. Análisis y diseño. Editorial Síntesis. 1ra edición. España, 2004.
- [8].- Quiroz Gutiérrez, Fernando. Anatomía humana. Editorial Porrúa. 36 edición. México,1998.
- [9].- Moreno Castilla, Lucero E. Tesis: Simulación del comportamiento de una prótesis de rodilla en el banco de pruebas virtual. Universidad Nacional Autónoma de México, 2009.
- [10].- <http://www.esmas.com/salud/home/avances/525020.html> . Consultado: 6 Marzo del 2008.
- [11].-http://www.stryker.es/st-index/st_pag_patients-home/st_pag_patients-knee/st_pag_patients-knee-replacement.htm. Consultado:
- [12].- <http://ymghealthinfo.org/content.asp?pageid=P04021> . Consultado: 6 Marzo del 2008.
- [13].-<http://www.teknon.es/consultorio/pous/pgenoll.htm>. Consultado: 13 Marzo del 2008.
- [14].-<http://www.alemana.cl/esp/traumatologia/tra003.html>. Consultado: 14 Marzo del 2008.
- [15].-<http://www.keepmeactive.com/Spanish/MyKnee/LA-myknee-kneedevice.htm>. Consultado: 14 Marzo del 2008.
- [16].http://www.inegi.org.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/conteo/2005/perfiles/Perfil_Soc_EUMX1.pdf, Consultado: 18 Marzo del 2009.
- [17].- Plática con la Dr. María Christina León, Marzo del 2009.