

Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales

Development of a knee prosthesis for transfemoral amputations using computational tools

Fernando Valencia-Aguirre¹, Cosme Mejía-Echeverría², Víctor Erazo-Arteaga³

¹Ingeniería en Mecatrónica, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Universidad Técnica del Norte. Ibarra - Ecuador.
Email: fvvalencia@utn.edu.ec

²Ingeniería en Mecatrónica, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Universidad Técnica del Norte. Ibarra - Ecuador
Email: cdmejia@utn.edu.ec

³Ingeniería en Mecatrónica, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Universidad Técnica del Norte. Ibarra - Ecuador
Email: vaerazo@utn.edu.ec

RECIBIDO: 27 Febrero, 2017. ACEPTADO: 28 Abril, 2017. VERSIÓN FINAL: 30 Junio, 2017.

RESUMEN

El presente estudio se basa en el diseño de una prótesis externa de una articulación mono-céntrica de rodilla a partir del análisis de la marcha humana de un paciente previamente seleccionado. Se desarrolla un modelo en 3D y posteriormente se realiza el análisis de esfuerzos y desplazamientos usando un programa CAE basado en el método de los elementos finitos. Seguidamente, se procede a la simulación del proceso de fabricación del dispositivo, para optimizar la fabricación, para ello se usa un software CAM. El uso de programas computacionales de diseño, permite tener una visión completa para el desarrollo de la prótesis de rodilla. Considerando el tiempo desde el inicio del proceso de diseño hasta la obtención del prototipo, se evidencia que el 80% del tiempo fue destinado al proceso CAD/CAM/CAE y el resto al proceso de fabricación y ensamble

PALABRAS CLAVE: Prótesis de rodilla, Amputación transfemoral, Método de elementos finitos, CAD / CAM / CAE.

ABSTRACT

The present investigation is based on the analysis of the human walk, based on the movement of the knee joint to obtain the main parameters, with this data is developed with a mono-centric joint with reference to the characteristics of a patient, A This mechanism perform static analysis by computer, to determine the safety factor, with these data are processed to the simulation of the manufacture of such knee joint. A 3D knee prosthesis is developed from design to manufacturing, this makes 80% of the total time based on the design, analysis and simulation of manufacturing, leaving only 20% to manufacture, And greatly reducing errors and production times since these generate high costs.

KEYWORDS: Knee prosthesis, Transfemoral amputation, Finite element method, CAD/CAM/CAE.

1. INTRODUCCIÓN

Un informe del Secretario General de las Naciones Unidas revela que 426 millones de personas tienen discapacidad física en los países de América Latina. [1]. Este informe indica que se tiene una gran demanda de dispositivos médicos de todo tipo. El presente estudio está enfocado en desarrollar una prótesis de tipo

transfemoral. En Ecuador existen 400 000 personas que tienen algún tipo de discapacidad física [2].

Existen varios tipos de prótesis de los cuales se centra en la prótesis definitiva, ya que se usa cuando el miembro residual o muñón del paciente es estable para asegurar que la prótesis dure el mayor tiempo posible. Estas

prótesis no son permanentes debido a que cualquier dispositivo mecánico se fatiga y debe remplazarse.

La rodilla es la articulación intermedia de la extremidad inferior, una de las más grandes y complejas del cuerpo, por lo cual es propensa a innumerables lesiones, y se convierte en un objeto de estudio de muchos profesionales de la salud, y en particular de los fisioterapeutas [3-7].

Actualmente, existen muchos tipos de articulación de rodilla [23]. Una de ellas es la del tipo cerrojo o mono-céntrica. Se puede decir que es la más simple por sus limitadas prestaciones, pero es bastante segura durante el apoyo, también se debe mencionar el bajo costo y la casi nula necesidad de mantenimiento por estas razones se usa en países subdesarrollados y en vías de desarrollo [8].

2. METODOLOGÍA

La obtención de los principales parámetros de la marcha normal humana se realiza con el apoyo de especialistas de la Carrera de Terapia Física de la UTN y de la Fundación Prótesis Imbabura. Adicionalmente, se considera investigaciones desarrolladas con anterioridad. Estos resultados se usan para considerar las condiciones de contorno y movimientos de la articulación; asociando a la antropometría y características de un paciente adulto de 72,8 kg de peso y protetizado durante tres años.

Luego de realizar varias soluciones, se plantea un modelo 3D de la articulación de rodilla. Seguidamente se selecciona un material usado en prótesis y luego se hace un análisis estático haciendo uso del método de los elementos finitos. Se determina el estado de esfuerzos y desplazamientos (CAE) de varios modelos hasta obtener una articulación de rodilla bastante aceptable [24]. Una vez realizado los ajustes al modelo 3D se procede a realizar la manufactura asistida por computador (CAM). Se realiza una simulación del proceso de fabricación de cada elemento de la articulación de rodilla. Finalmente se realiza la fabricación del mecanismo usando una impresión 3D con el equipo ProJet 360 y la fabricación con una fresadora ROMI D800.

3. RESULTADOS

3.1 Biomecánica de la rodilla, principales movimientos

El movimiento de la rodilla ocurre en tres planos, el principal de estos movimientos y sobresaliente es el denominado flexo – extensión. Muchos músculos producen fuerza en la articulación de rodilla, cada grupo muscular genera un movimiento específico, generando una fuerza tan grande que sirva para representar la mayor

parte de la fuerza muscular que termina por generar movimiento en la rodilla. Por esta razón el análisis biomecánico básico limita al movimiento en un plano y la fuerza que produce un grupo muscular aislado e ir estimando la magnitud de las principales fuerzas y momentos sobre la rodilla [9].

Este movimiento permite aproximarse o alejarse en mayor o menor medida esto hace que se regule la distancia del cuerpo respecto al suelo. La rodilla trabaja esencialmente en compresión bajo la acción de la gravedad, posee un segundo grado de libertad, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna que solo aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada. Desde un punto de vista mecánico la rodilla es un caso sorprendente ya que debe poseer dos parámetros fundamentales el de tener una gran estabilidad en extensión máxima. Cuando la articulación de rodilla se encuentra en extensión máxima se producen esfuerzos importantes ya que el peso del cuerpo se encuentra sobre la rodilla, y el otro parámetro importante es adquirir una gran movilidad para la orientación óptima del pie en relación a las irregularidades del terreno [10].

A continuación, se observa en la figura 1, y figura 2 datos importantes en el presente estudio, y bastante útiles para el análisis estático y poder realizar un diseño satisfactorio.

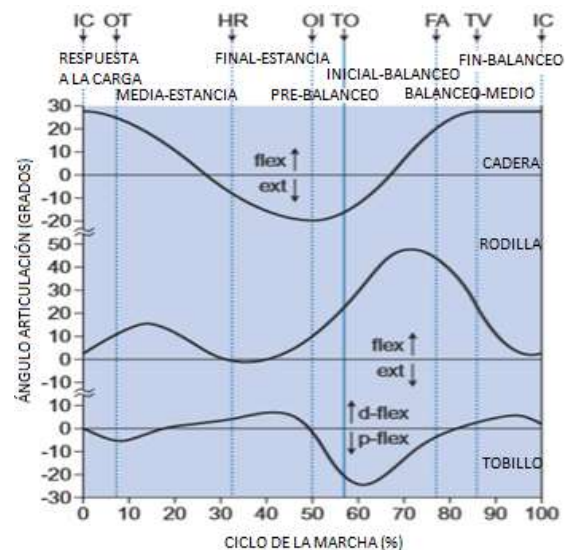


Figura 1. Ángulos en el plano sagital [11].

3.2 Parámetros de la marcha humana

Tipo de caminata, Caminata 1; el usuario de prótesis es capaz de usar para caminar sobre una superficie completamente plana a un paso continuo. Grados de libertad en la articulación de rodilla; el primer grado de libertad, está condicionado por el eje transversal XX' ,

este movimiento es denominado como flexo-extensión y se genera entre la extensión completa a la flexión completa de la rodilla que va de 0 grados a 140 grados aproximadamente. El segundo grado de libertad es la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna que sólo aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada, este movimiento se denomina de abducción y aducción afectado por la cantidad de flexión en la articulación, cuando la pierna se encuentra extendida impide casi todo el movimiento en el plano frontal, la abducción y la aducción pasiva aumenta con la flexión de rodilla hasta 30 grados [10].

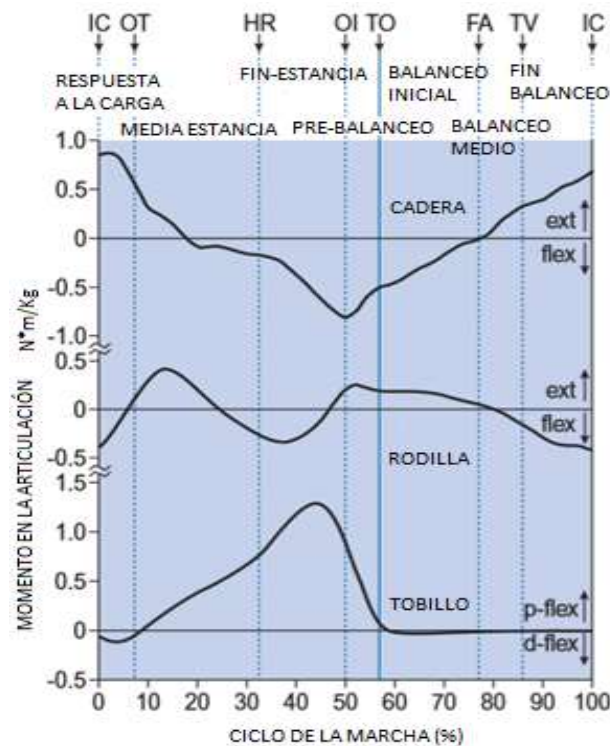


Figura 2. Momento versus ciclo de la marcha [11].

La rodilla trabaja esencialmente bajo compresión, ya que soporta todo el peso de la persona. Las actividades cotidianas requieren un rango de movimiento desde la extensión completa hasta el menor ángulo que es alrededor de 117 grados de flexión.

Observando la figura 1. se tiene el menor ángulo de 0 grados y el mayor ángulo generado en el ciclo de la marcha de 46 grados, entre el 60% y 80% del ciclo de la marcha. Este análisis es realizado al tipo de caminata 1.

Observando la figura 2 se tiene el mayor momento generado en el ciclo de la marcha que es al inicio, 12,5%, 37,5%, y al 100% [11].

3.3 Selección del material

Para la selección del material más adecuado para el desarrollo de la articulación de rodilla se usa las tablas Ashby obteniendo la figura 3, representando la resistencia versus la densidad. Permite tener una visión completa del universo de materiales y seleccionar los materiales más adecuados de nuestro alrededor, siendo los materiales más destacados los mencionados en la tabla 1.

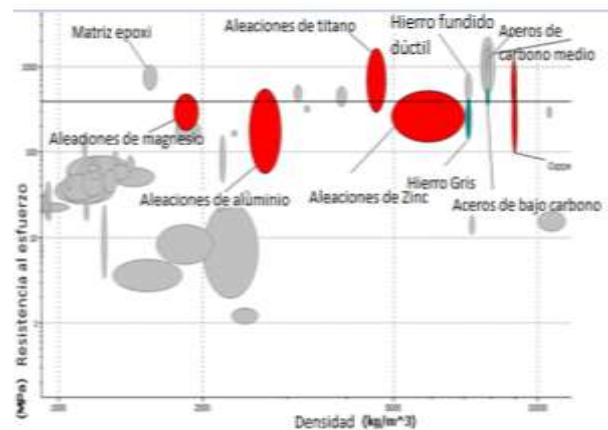


Figura 3. Resistencia a la tracción versus densidad.

Tabla 1. Resultado de figura 3.

Nombre	Resistencia mínima a la tensión MPa	Resistencia máxima a la tensión MPa
Aleaciones Al.	58	550
Aleaciones cobre	100	550
Aleaciones zinc	135	520
Fundición hierro gris	140	448
Aleaciones magnesio	185	475
Aleaciones titanio	300	1630
Aceros de bajo carbono	345	580
Aleaciones de níquel	345	1200

El material más idóneo para el desarrollo de la simulación es el aluminio PRODAX 7075 por la relación resistencia – densidad.

3.4 Datos antropométricos

Para el diseño asistido por computador, se basa en datos antropométricos de acuerdo a las características físicas del paciente, todos estos datos son tomados de estudios antropométricos realizados en el Ecuador [17 - 22].

- Etnia: Mestizo [14]
- Género: Masculino [14]

- Estatura: 1,72 (metros) [15]
- Altura de la rodilla incluido el pie: 0,52 (metros) [15]
- Altura de la rodilla más altura del pie: $0,42 + 0,26 = 0,68$ metros [15]
- Peso: 72.84 (kilogramos) [16]
- Masa entre la articulación de rodilla y el pie: 3,38 kg [16]
- Las dimensiones para ser consideradas de acuerdo al paciente mencionado anteriormente y recomendadas por el fabricante de prótesis Streifeneder son las siguientes [12]
- Altura de pie protésico: 80 mm
- Altura de conector adaptador: 9 mm
- Altura del adaptador para pilón: 14 mm
- Altura de pilón: 201 mm
- Altura de conector rotatable: 9 mm

Tabla 2. Propiedades aluminio 7075-T6.

Material	Aluminio 7075-T6
Densidad	2810 (kg / m ³)
Resistencia a la tracción última	572 MPa
Resistencia a la tracción, zona elástica	503 MPa
Elongación	14 %
Módulo de elasticidad	71,7 GPa
Relación de Poisson	0,33
Resistencia a la fatiga	159 MPa
Maquinabilidad	70%

3.5 Análisis cinemático

Se representa un diagrama de cuerpo libre como referencia para determinar la distancia del actuador y la fuerza de reacción que viene dada por el actuador. Si se dice rotación pura posee un punto centro de rotación y todos los demás puntos del cuerpo describen arcos alrededor del centro. Para una mejor comprensión se toma como referencia el diagrama de cuerpo libre de la prótesis transfemoral de rodilla, esquematizando dicha articulación, (ver figura 4 “a”, “b”, “c”) los cuales permiten determinar las trayectorias del mecanismo, los ángulos, y desplazamiento del actuador.

Como se muestra en la figura 4 “c”, se tienen los siguientes datos:

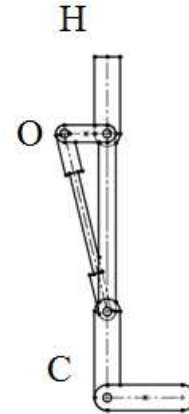
Siendo:

K = Ángulo generado durante el ciclo de la marcha.

r_1 = 0,207 m, longitud base de la articulación de rodilla.

r_2 = 0,050 m, longitud de parte móvil de la articulación de rodilla.

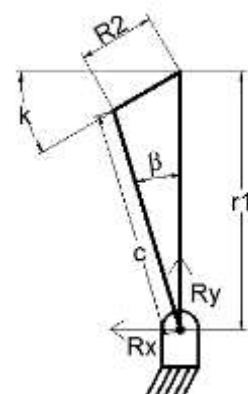
c = desplazamiento del actuador



a) Prótesis transfemoral



b) Diagrama de Fuerzas



c) Ángulos y longitudes

Figura 4. Diagrama de cuerpo libre.

Entonces:

$$\delta = 90 - k$$

$$c := \sqrt{r_2^2 + r_1^2 - 2r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\delta)}$$

De esta forma se determina “c” dando la longitud correcta que debe tener el actuador lineal de acuerdo al ángulo generado durante el ciclo de marcha. Es necesario determinar el ángulo “β” para el análisis de fuerzas siendo:

$$\beta = \sin^{-1}(r_2 \cdot \sin \delta / c)$$

Usando los datos obtenidos en la figura 1 y figura 2, se determina los ángulos generados durante el ciclo de la marcha, con un intervalo de 2,5% en el ciclo de la marcha hasta completar el 100% que representa un paso con un solo pie, obteniendo los momentos y el desplazamiento de la articulación de rodilla, en la gráfica se representa el ángulo versus el momento y se determina los puntos más relevantes para el análisis estático, siendo los principales puntos cuando el mecanismo de articulación de rodilla se encuentra en 0° - 2,5° - 8° - 15° - 16° (ver figura 5).

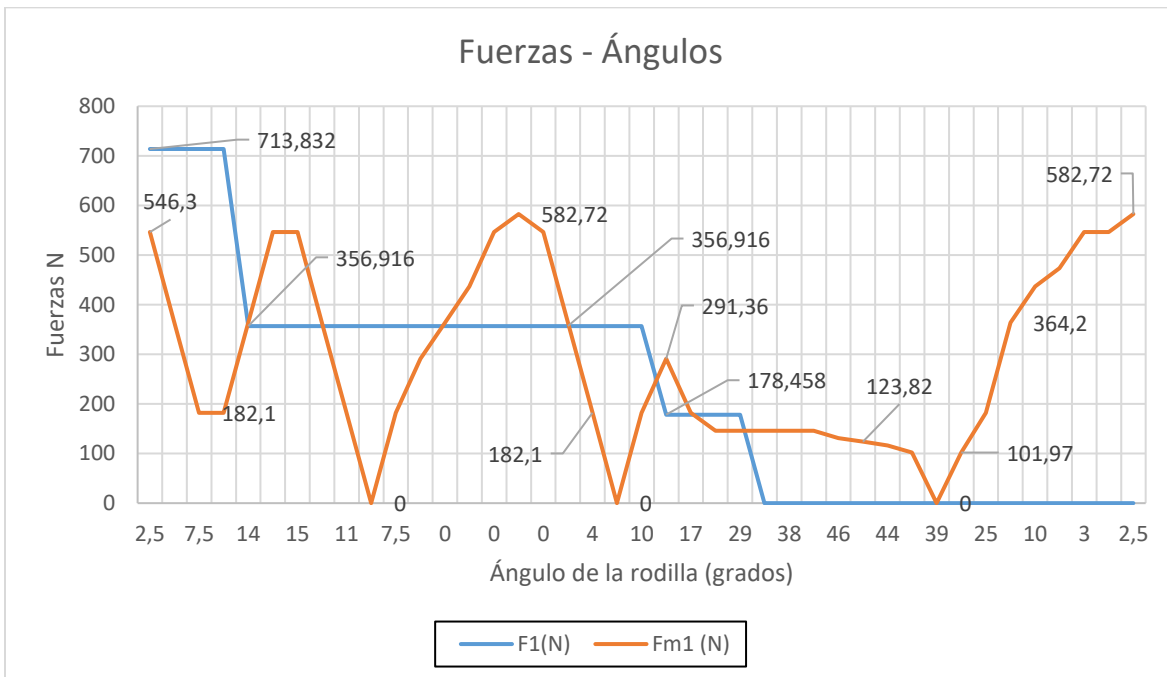


Figura 5. Fuerzas versus ángulos.

3.6 Análisis cuasi estático

Se puede dividir en tres partes al ciclo de la marcha, definido este por la carga, estancia media, pre-balanceo – balanceo, esta condición representa la variación de la fuerza a la articulación de rodilla, dependiendo directamente del ciclo de la marcha.

Siendo:

M1: Momento dada por figura 1 y figura 2

Fm1: Es la fuerza necesaria para generar dicho momento.

r2: 0.050 m

F1: Fuerza ejercida por el peso de la persona.

$$M1 = Fm1 \cdot r2$$

Entonces:

$$Fm1 = \frac{M1}{r2}$$

$$F1 = 72,84kg \cdot 9,8m/s^2$$

Las componentes de las fuerzas dependen directamente del ángulo del mecanismo de la articulación de rodilla.

Siendo:

K: ángulo dado de la figura 1 y figura 2

Siendo δ: $\delta = 90 - k$

Siendo de esta forma sus componentes tanto en “x”, como en “y” de F1

$$F1x = \cos \delta \cdot F1$$

$$F1y = \sin \delta \cdot F1$$

Con respecto a la figura 4 “b” se realiza la descomposición de fuerzas.



Figura 6. Componentes de fuerzas articulación de rodilla.

Componentes de la $Fm1$.

$$Fm1x = \cos \delta * F1$$

$$Fm1y = \sin \delta * F1$$

Entonces:

$$\sum fx = 0$$

$$F1x + Fm1x - Rx = 0$$

$$Rx = Fm1x + F1x$$

$$\sum fy = 0$$

$$-F1y - Fm1y + Ry = 0$$

$$Ry = F1y + Fm1y$$

Fa =Fuerza del actuador.

$$Fa = Ry / \cos(\beta)$$

3.7 Desarrollo CAD

En la figura 8 se presenta el ensamble de la articulación de la rodilla, la cual está conformado por la parte superior definida como parte móvil, la base de la articulación de rodilla, y sus pasadores.



Figura 7. Articulación de rodilla para prótesis externa transfemoral.

3.8 Factor de seguridad

La articulación de rodilla en ensamble tiene un factor de seguridad mínimo (ver figura 8):

$$FS_{min} = 2$$

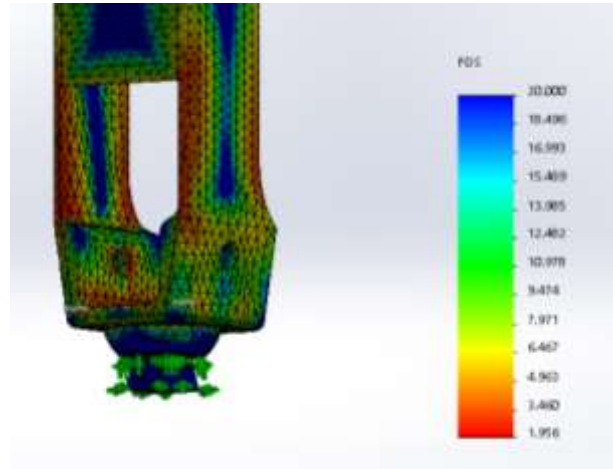


Figura 8. Factor de seguridad en articulación de rodilla.

En la parte móvil se tiene un factor de seguridad mínimo de 3 (ver figura 9):

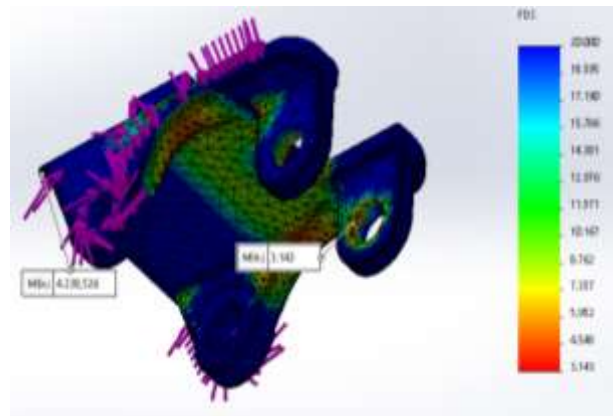


Figura 9. Factor de seguridad, parte móvil.

Se ha realizado un análisis en la zona que tiene el factor de seguridad más bajo tomando como datos los puntos próximos a la zona con más bajo factor de seguridad y sacando un promedio para eliminar los concentradores de esfuerzos que son los picos que se debe despreciar para obtener un dato más aproximado (ver figura 10).

El factor de seguridad en la parte base de la articulación de rodilla es de 2, y se analiza la zona en la que se encuentra el factor de seguridad mínimo, y analizando es esta zona se obtiene un promedio los puntos alrededor de 2,8 (ver figura 11 y 12).

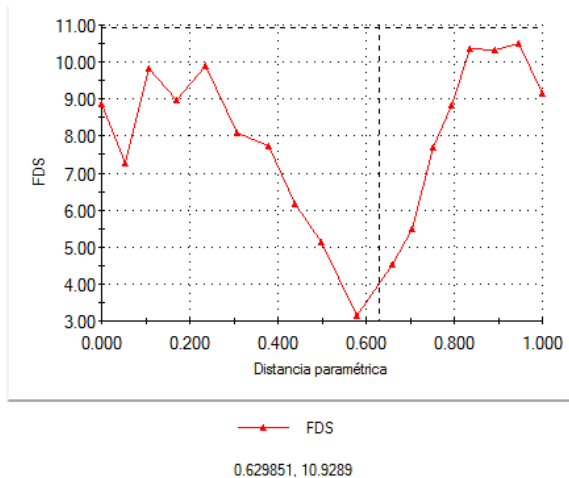


Figura 10. Parte móvil, zona representativa.

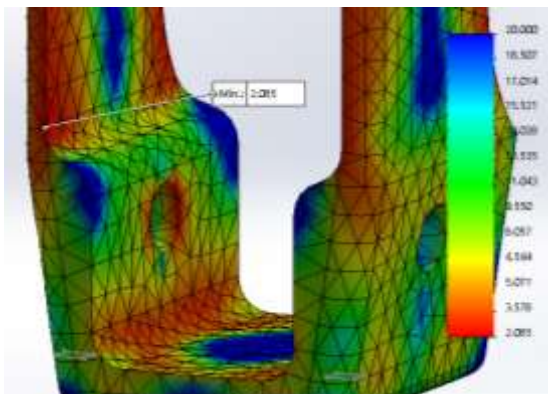
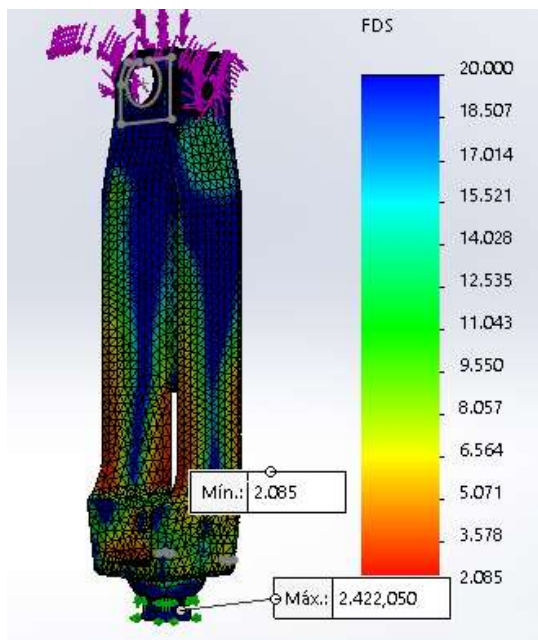


Figura 11. Factor de seguridad, Base rodilla

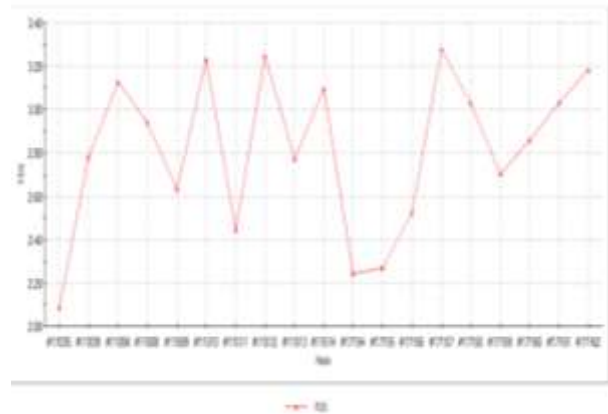


Figura 12. Base rodilla, zona representativa.

3.9 CAM

La utilización de software CAD - CAM ha hecho que en la actualidad los procesos de manufactura mejoren la producción del 45% al 70% de efectividad, tomando en cuenta el tiempo que se ocupa en la fabricación de piezas y la calidad de la manufacturación por CNC. Pero antes se selecciona las herramientas de acuerdo a la disponibilidad del laboratorio de Mecanizado y Procesos de Manufactura de la Universidad Técnica del Norte

3.9.1 Selección de herramientas.

La selección de herramientas para el mecanizado de la parte móvil, se obtiene del análisis del diseño CAD previamente obtenido, se elige el material a mecanizar y se escoge un tipo de herramienta, como en este caso se utiliza las fresas en aceros rápidos HSS (High Speed Steel) según el catálogo (Vertex), que recomienda usar estas herramientas por la resistencia que tiene al mecanizar a altas temperaturas y con altas velocidades. (ver tabla 3) [13].

Tabla 3. Fresas para la parte móvil.

Tipo	Diámetro (mm)	Filos	Operaciones
Fresa frontal	16	4	Planeado, cajera, contorno
Fresa frontal	8	4	Cajera interna
Fresa frontal	5	4	Cajera interna
Fresa punta redonda	5	4	Perfil, HSM lineal
Fresa punta redonda	6,3	2	HSM espiral, HSM lineal, perfil

Velocidad del husillo.

$$N = \frac{Vc * 1000}{\pi * D16} * 80\%$$

Velocidad de avance.

$$Vf = fz * N * Zc$$

Arranque de viruta.

$$Q = \frac{ap * ae * Vf}{1000}$$

Cálculos para fresa de 16mm (ver tabla 4).

Tabla 4. Parámetros de herramientas de corte inicial [9].

Factor de seguridad:	80%	N [RPM]	Vf [$\frac{mm}{min}$]	Q [$\frac{cm^3}{min}$]
Velocidad de corte Vc:	100 m/min	1591	636,4	31,82
Avance por diente fz:	0,1 mm			
Profundidad de corte ap:	50 mm			
Longitud de pasa del corte ae:	1 mm			
Potencia kc:	104 N/mm ²			
Diámetro D16:	16mm			
Número de dientes Zc:	4			

Cálculos para fresa de 8mm (ver tabla 5).

Tabla 5. Parámetros de herramientas de corte inicial [9].

Factor de seguridad:	80%	N [RPM]	Vf [$\frac{mm}{min}$]	Q [$\frac{cm^3}{min}$]
Velocidad de corte Vc:	50 m/min	1591	636,4	31,82
Avance por diente fz:	0,1 mm			
Profundidad de corte ap:	25 mm			
Longitud de pasa del corte ae:	1 mm			
Potencia kc:	104 N/mm ²			
Diámetro D8:	8mm			
Número de dientes Zc:	4			

Cálculos para fresa de 6mm (ver tabla 6).

Tabla 6. Parámetros de herramientas de corte inicial [9].

Factor de seguridad:	80%	N [RPM]	Vf [$\frac{mm}{min}$]	Q [$\frac{cm^3}{min}$]
Velocidad de corte Vc:	50 m/min	2121	848.4	21.21
Avance por diente fz:	0,1 mm			
Profundidad de corte ap:	25 mm			
Longitud de pasa del corte ae:	1 mm			
Potencia kc:	104 N/mm ²			
Diámetro D6:	6m			
Número de dientes Zc:	4			

3.9.2 Parte móvil CAM.

Se presenta los pasos más destacados para generar el proceso de fabricación por CNC y el código “G” (Ver figura 13).

- Fresa de 16 mm y para desbastar el material para obtener el perfil de la parte móvil.
- Broca de 5,5mm para las perforaciones y con una fresa de 5mm, para taladrado y perforación.
- Nuevo cero pieza para posición izquierda de la pieza en donde se realiza un perfilado con una herramienta de 16mm.
- Fresa de 6mm para perfilado, para dar forma a los redondeos en la parte izquierda de la parte móvil.
- Fresa de 5,5mm para perforación y una fresa de 5 mm para agrandar la perforación y llegar a la medida de 6,6mm.
- La perforación se realiza mediante la utilización de una broca de 10mm hasta la profundidad de 13mm y posteriormente se utiliza una fresa de 8 mm para agrandar el diámetro hasta 16mm.
- Fresa de 16mm con la operación de cajera interna para eliminar material hasta la profundidad de 35 mm.
- Por el espacio angosto de la parte móvil se utiliza una fresa de 6mm para desbastar el material restante y culminar con la fabricación de la pieza.

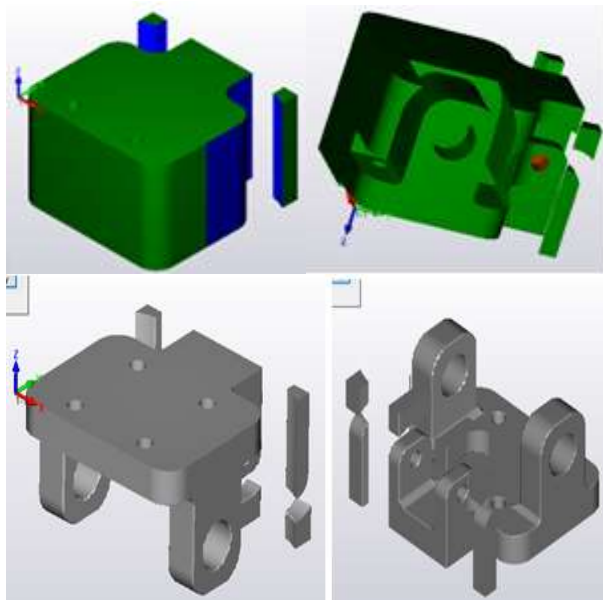


Figura 13. Simulación de la fabricación de la parte móvil de la rodilla.

3.9.3 Acople Pirámide CAM.

Se presenta el proceso de fabricación del acople de pirámide (ver figura 14).

Para el mecanizado de este tipo de figuras se utiliza la operación HSM, donde el mecanizado es analizado por el software CAM generando los códigos necesarios para esta figura. En esta figura se muestra 4 perforación donde se utiliza una broca de 5.5mm y se realiza las perforaciones con la operación de taladrado, y posteriormente se utiliza una fresa de 5mm para aumentar el diámetro hasta 6,6mm. En esta figura se muestra el mecanizado de los redondeos de la parte superior en forma de pirámide donde se utiliza la operación de HSM en el cambio de los diferentes ceros pieza.

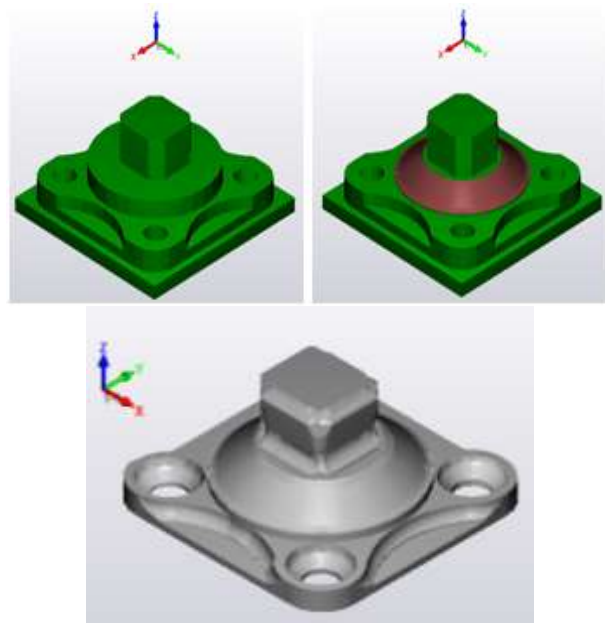


Figura 14. Acople de pirámide mecanizada.

3.9.4 CAM Base rodilla.

De la misma forma se realiza en proceso de fabricación de la base de la prótesis de rodilla, que se menciona a continuación (ver figura 15). El tocho es mecanizado con una fresa de 16mm con la operación de perfil por la parte externa del material. La operación de perfil se utiliza para un desbaste de material en la parte interna con una fresa de 6mm. Con una fresa de 5 mm se mecaniza los redondeos de toda la base de la articulación de rodilla. Como se muestra en la figura se realiza un cambio de cero pieza para así poder realizar el taladrado y desbaste tipo cajera. Nuevamente se cambia el cero pieza y se realiza la operación de perfil extern. Con la operación de taladrado se realiza las perforaciones hasta la profundidad de 60 mm, y con la operación de cajera se realiza en agrandamiento de la perforación Fresa de 8mm para realizar la operación de cajera.

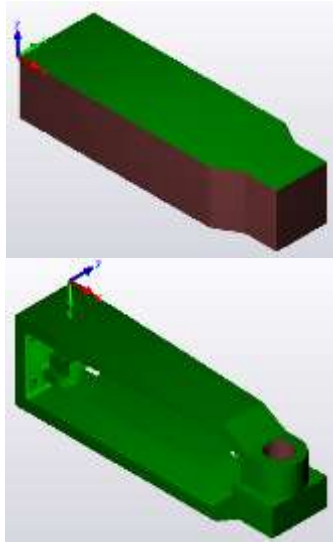


Figura 15. Simulación base articulación de rodilla.

3.10 Conclusiones

Al integrar las tres ramas CAD – CAE – CAM, permite tener una visión completa y desde ya se piensa en el proceso de fabricación, para este caso el mecanizado por arranque de viruta usando equipo del Laboratorio de CNC y Mecanizado de la Universidad Técnica del Norte. Al desarrollar en forma paralela estos tres pasos se genera una retroalimentación, esto quiere decir que se desarrolla el CAD se analiza estaticamente por el método de elementos finitos, y se realiza la simulación del proceso de fabricación, en caso de mejoras de cualquiera de estos pasos es mucho más fácil ya que los tres procesos se encuentran integrados reduciendo tiempo de fabricación y disminuyendo errores.

Esta integración ayuda al desarrollo de una prótesis de tipo transfemoral desarrollada completamente con equipo CNC, cabe recalcar que la prótesis fabricada es para una persona que cumpla con los pesos y estaturas dadas.

Antes de pasar al prototipo se realizó una impresión en 3D de la articulación de rodilla, para verificar su funcionamiento, los desplazamientos generados y poder fabricar la articulación de rodilla y corregir cualquier error antes de llegar a la etapa de fabricación. Se presenta a continuación la impresión en material Polvo Cerámico realizado por la impresora 3D, PROJECT 360 la cual se muestra a continuación.



Figura 16. Impresión en 3D.

El diseño presentado tiene un factor mínimo de seguridad de 2, para una masa a compresión de 72,84 Kg siendo la parte más débil la zona marcada en rojo, se debe recalcar que se debe verificar este dato ya que muchas veces el tamaño de la malla hace que sea difícil la convergencia del elemento y se toma a estas partes como concentradores de esfuerzo.

La facilidad del proceso de mecanizado después de haber integrado los tres procesos CAD/CAE/CAM, obteniendo como resultado las partes principales de la prótesis de rodilla tipo mono céntrica como se observa en la figura 17-19.



Figura 17. Acople pirámide.



Figura 18. Parte móvil.



Figura 19. Base prótesis.

La fabricación de las tres partes constitutivas se la realiza en Grillon, al fabricar en este material permite comprobar el funcionamiento de los movimientos como también comprobar que el tiempo en la fabricación es menor, siendo el 20% del total del tiempo invertido en el diseño y fabricación.

3.11 Recomendaciones

Realizar el mecanizado en varios materiales como es en acero inoxidable 304, o en titanio, para realizar ensayos mecánicos y hacer una comparación entre materiales para determinar el más apropiado considerando la relación peso – resistencia.

Para nuestra investigación se consideró herramientas HSS (high speed machine), pero si se quiere mejorar el acabado, el tiempo de mecanizado y optimizar recursos se debería considerar realizar el análisis con mejores materiales como es el carburo de tungsteno.

Los acoples de tipo pirámides son los elementos que se desgastan con mayor frecuencia y dura aproximadamente 5 años que delimita a la prótesis externa en este tiempo de vida útil, se podría plantear realizar acoples de tipo pirámide para usarlos como repuesto.

3.12 Agradecimientos

El apoyo de la Carrera de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte, es un apoyo fundamental para comprender y validar los principales parámetros de la caminata humana y la mecánica del cuerpo humano específicamente en la articulación de rodilla.

La fundación Prótesis Imbabura permitió el acercamiento y análisis de varios pacientes protetizados para poder observar el funcionamiento de una prótesis de tipo transfemoral y tener una visión mucho más clara y evitar el mayor número de errores como se observa en la figura 20.



Figura 20. Prueba de prótesis transfemoral externa [17].

4. REFERENCIAS

- [1] Alva, M. F. “Las personas con discapacidad en América Latina: del reconocimiento jurídico a la desigualdad real. Santiago de Chile: CEPAL Naciones Unidas”, 2011.
- [2] CONADIS, “Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017”, Quito: República del Ecuador, Consejo Nacional de Planificación, 2013
- [3] Claudia, P. M. “Biomecánica clínica de la Rodilla”. Universidad del Rosario, Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano, Dec, 2008.
- [4] Chien, H. “Development of dynamic models of the Mauch prosthetic knee for prospective gait simulation”. Journal of Biomechanics, Sep. 2014.
- [5] Espinoza, M. “Niveles de amputación en extremidades inferiores. Repercusión en el futuro del paciente”. Medicina física y rehabilitación. 2013.
- [6] Houston, R. “Principles of Biomechanics”. Taylor & Francis. 2009.
- [7] L. Robert, W. “Engineering Biomechanics”. 2016.
- [8] Michael, Modern prosthetic knee mechanism sonics, 1999.

- [9] (Margareta Nordin, 2004)
- [10] Kapandji, A. “Fisiología articular. Paris: Médica Panamericana”. 2006.
- [11] Whittle, M. “Gait Analysis. Siobhan Campbell”. 2007.
- [12] V. Streifeneder, V. S. Streifeneder. 2015. [En Línea] Disponible en: www.streifeneder.com
- [13] Vertex
- [14] D. Lema. “Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas, y afroecuatorianos de la región sierra del Ecuador”. Quito. 2013.
- [15] Houston, R. “Principles of Biomechanics”. Taylor & Francis. 2009.
- [16] M. Licata. “Tabla de peso ideal en metros y kilogramos”. [En Línea] Disponible en: <http://www.zonadiet.com/tablas/pesoideal.cgi>
- [17] F. Valencia, X. Lima, D. Ojeda y D. Ortiz, “Prótesis de rodilla externa mecatrónica”, Biomecánica, vol. In Press, 2017.
- [18] D. Ortiz, D. Zurita, A. Proaño y D. Ojeda, “Knee prosthesis controlled by electromyographic signal”, VI International Conference on Coupled Problems in Science and Engineering (ECCOMAS), San Servolo, Italy, 2015.
- [19] D. Ortiz, D. Zurita, A. Proaño y D. Ojeda, “Articulación de rodilla para prótesis de pierna”, Avances en Ingeniería Biomédica y Visión a Futuro (Congreso I+D+Ingeniería), Cuenca, Ecuador, 2014.
- [20] D. Ojeda, B. Gámez, Y. Azuaje y L. Zambrano, “Articulación de rodilla para prótesis de pierna”, VI Congreso Internacional de Métodos Numéricos, Morelia, México, 2013.
- [21] M. Ciaccia, C. Muller-Karger, E. Casanova y T. S. Antonio, “Determination of converge parameters for Monte Carlo experiments in the simulation of the failure of bone tissue”, 2016 IEEE Ecuador Technical Chapters Meeting (ETCM), Guayaquil, 2016.
- [22] F. Cadena; J. Sanipatin; G. Verdezoto; H. Cervantes; D. Ortiz; and D. Ojeda, “Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs”, Asia-Pacific. 2015