



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



FIME

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

Laboratorio de Prótesis

Reporte 2: Descripción de las especificaciones

Hora: Viernes V6

Aula: 12BMC

Grupo: 516

Nombre del Alumno
Enrique Ramirez Garcia
Oscar Arturo López Rodríguez
Gerardo Manuel Garza López
Daniel Ruiz Chazarreta

Descripción de especificaciones

1.- Nombre y definición de geometría

Pieza: cadera

El principal objetivo de este proyecto, es hacer un estudio de la prótesis de cadera, empezando por la zona donde va a trabajar, su diseño y la elección del material. Para ello, se necesitará conocer bien los diseños actuales de prótesis y conocer los materiales con los que podemos trabajar.

Se realizarán simulaciones comparando los materiales seleccionados y se obtendrán las conclusiones de ellos. Finalmente se verá el modo de fabricarla y calcularemos un coste aproximado.

Biomecánica de la cadera

La cadera, como todas las articulaciones del cuerpo humano, presenta una gran movilidad y además debe de ser capaz de soportar grandes esfuerzos de peso.

El trabajo de la cadera en el cuerpo, es orientarlo en todas las direcciones posibles. La cadera tiene tres ejes, el eje transversal, el anteroposterior y el vertical.

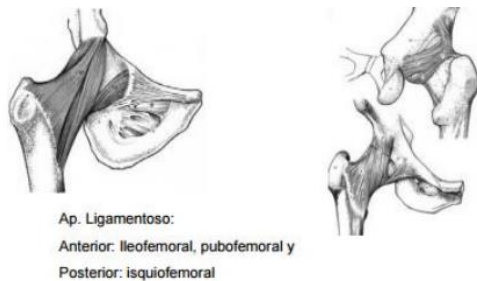


Figura 1: Biomecánica de la cadera

1. El eje transversal se sitúa en el plano frontal, donde se dan los movimientos de flexión y extensión.
2. En el eje anteroposterior se sitúa en el plano sagital, donde se dan los movimientos de abducción y aducción.
3. El eje vertical es un eje longitudinal donde se dan los movimientos de rotación externa e interna

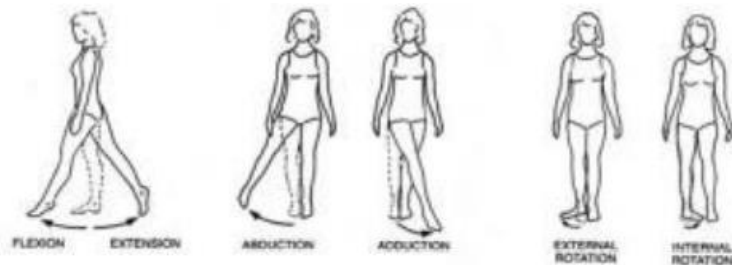


Figura 2: Movimientos de la cadera

Rango de movilidad

La máxima libertad de movimiento se da en el eje transversal, en la flexión, cuando se hace una flexión con rodilla flexionada al cuerpo: 145° , mientras que en extensión es tan solo de un máximo de 30° .

En el eje anteroposterior los movimientos de abducción y aducción se llegan hasta en abducción entre piernas cuando las dos están en abducción a unos 120° .

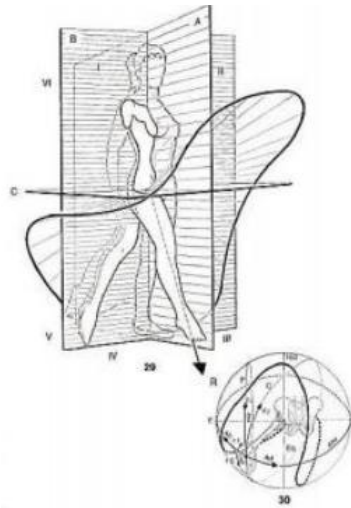


Figura 3: Circunducción de la cadera

El movimiento de aducción es llevar el miembro inferior hacia adentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. Como los miembros de referencia están en contacto no existe este movimiento de aducción "pura".

En el eje vertical los movimientos de rotación externa que varía entre 60° y 90° , y la interna entre 30° y 60° .

Algunas otras razones para reemplazar la articulación son:

- Fractura de fémur
- Exceso de peso
- Defecto genético en el cartílago de la articulación
- Tumor en la articulación coxofemoral
- Serie de repetición de golpes en las articulaciones, como por ejemplo en un trabajo o en un deporte en concreto.

Definición de prótesis de cadera

El reemplazo total de cadera, conocido en términos médicos como artroplastia de cadera, consiste en la cirugía ortopédica que busca reemplazar de forma total o parcial la articulación de la cadera con un implante artificial llamado prótesis.

Para diseñar una prótesis de cadera hay que basarse en dos componentes:

- 1.-Componentes de anclaje: estos componentes tienen un contacto con el hueso, y como su propio nombre indica, están anclados, es decir no se mueven
- 2.-Componentes de movilidad: estos componentes están bloqueados entre los componentes de anclaje y son los que realizan el movimiento de la prótesis.



Figura 4: Dos tipos diferentes de prótesis

En el diseño de una prótesis de cadera hay que evitar las concentraciones de tensiones, ya que estas volverán hacia el paciente en forma de dolor y molestia. Es imposible evitarlas, ya que en las secciones iniciales habrá, pero hay que intentar reducirlas al máximo.

Elementos de una prótesis de cadera

Las prótesis de cadera suelen estar conformadas por estas partes, el componente femoral, y el componente acetabular.

Los elementos femorales están conformados por dos partes, el vástago y la cabeza.

- El vástago va introducido al fémur, es un elemento fijo, ya que al ir introducido dentro.
- La cabeza se introduce al mismo vástago. Es el nexo de unión entre el hueso fémur y la cadera. A la cabeza irá un componente polimérico que se introducirá dentro del componente acetabular o cotilo.
- El cotilo, es componente acetabular, es decir la parte que va dentro de la cadera, esta estará fija dentro, y es sometida a presión.



Figura 5: Partes de una prótesis de cadera

Fallas en las prótesis de cadera

Cuando un implante ha de ser extraído prematuramente, del cuerpo humano hay que saber qué ha pasado y como ha sido el fallo. En las prótesis de cadera se genera un sistema de tensiones por las cargas estáticas y cíclicas que aparecen combinadas, además la prótesis debe permanecer en un medio químico hostil.

Macro fallas y micro fallas

Las macro fallas se dan de dos maneras, una cuando hay una deformación permanente o una fractura, que se pueden dar por sobrecarga, por fatiga, por corrosión o por desgaste. La otra cuando hay una infección o inflamación o una alteración del cuerpo por la presencia de la prótesis.

Las micro fallas, como su propio nombre indica, ocurren microscópicamente. Son ataques superficiales de corrosión y desgaste, pero estos ocurren microscópicamente y pueden ser suaves. Normalmente no interfieren con el funcionamiento de la prótesis, por eso no requieren de re operación, como los macro fallas, siempre y cuando los implantes estén fabricados de materiales que sigan las normas para implantes ortopédicos.

Propiedades requeridas en los biomateriales.

Las propiedades que debe cumplir un biomaterial usado en una prótesis de articulación artificial deben asemejarse a las que podría hacer un hueso humano.

- Ser biocompatible y provocar el mínimo grado de rechazo del cuerpo humano.
- Deben tener resistencia a la corrosión, ya que los fluidos corporales son altamente corrosivos
- Las propiedades mecánicas son muy importantes en la selección de material para prótesis, ya que van a estar sometidas a muchas fuerzas y movimientos.
- Deben tener buen comportamiento al desgaste, ya que las superficies de articulación están en contacto, y tienen un movimiento relativo entre ellas. Una de las consecuencias del desgaste en las superficies de los implantes es la generación de partículas de desecho. La acumulación de estas partículas en los tejidos circundantes de la articulación puede causar inflamación y dolor.
- Los componentes deben ser ligeros
- Coste lo más bajo posible

Dentro de las opciones más comunes de biomateriales que se suelen usar frecuentemente están:

- Aceros inoxidables
- Aleaciones Cobalto-Cromo
- Titanio y otras aleaciones
- Alúmina
- Hidroxiapatita
- Vitrocerámicas
- Materiales poliméricos
- Gomas naturales y sintéticas
- Cemento óseo

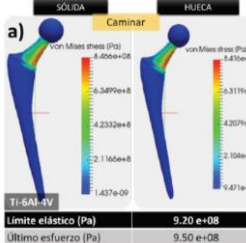

Material	Grado de estado	Límite de resistencia	Elongación (%)	Módulo de elasticidad (GPa)	Resistencia a la tracción	Densidad
Ti ₆ Al ₄ V		860	10	113	930	4,4
Co-Cr-Mo	Colado	450	8	240	700	8
Acero Inoxidable	Trabajado en frío	690	12	200	860	8
Óxido de aluminio	Policristalino	400	0,1	380	220	3,96
Óxido de zirconio	Estabilizado	1200	0,1	200	350	6

Material	Resistencia a la compresión (MPa)	Resistencia a la tensión (MPa)	Módulo de elasticidad
Hueso cortical	138	69	13,8
Hueso esponjoso	41-62	3,4	-
Acero 316L	-	552-1000	207-276
Aleación Cr-Co	-	669	207
Titanio	-	345	110
Hidroxiapatita porosa	7-69	2,5	-
Hidroxiapatita densa	207-897	67-193	34,5-103

Figura 6: Tabla comparativa propiedades mecánicas de biomateriales metálicos y cerámicos.

Figura 7: Tabla con valores mecánicos de biomateriales.

2.- Estado del arte

Año	Artículo	Autor	Descripción	Foto
2015	Estudio de diseño y cálculo de una prótesis de cadera	K. Hernández Romero A. B. Martínez Valencia L. Béjar Gómez Miguel Villagómez Galindo	Se realizó un análisis biomecánico de una prótesis de cadera bajo condiciones de cargas estáticas asociadas a actividades cotidianas, en el cual se comparan tres materiales metálicos para la fabricación de una prótesis personalizada a partir de imágenes médicas.	
2020	Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos Finitos. (Revista mexicana de ingeniería biomédica)	Axel Mahiques Oltra	Se realizó el estudio y diseño de una prótesis de cadera y de todos los componentes que la constituyen. Además, se realizó un estudio de la parte del cuerpo, donde trabajara la prótesis, como es una prótesis de cadera y como trabaja esta. Después se hizo un estudio de los biomateriales debido a que este es el que permite la correcta funcionalidad.	

3.- Propuesta de diseño de la geometría, alcances y limitaciones

La propuesta de prótesis sugerida, consiste en la siguiente geometría:

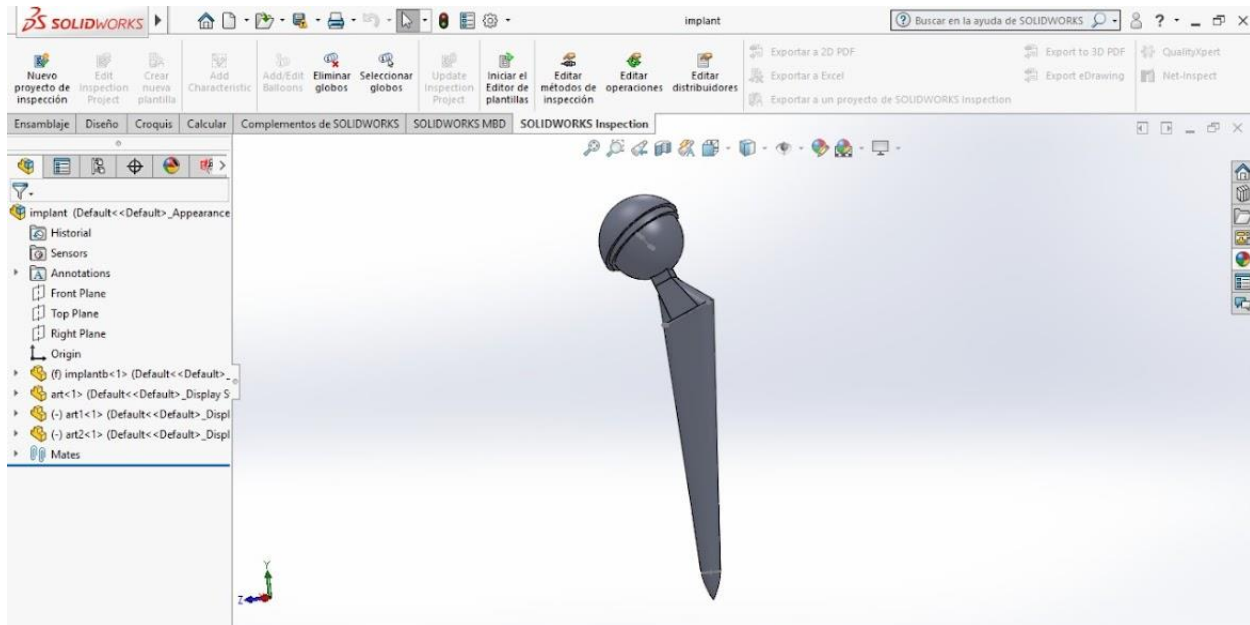


Figura 6: Captura prótesis a realizar, en el simulador SolidWorks

Como se comentó con anterioridad, este tipo de prótesis debe de constar de dos piezas: el componente femoral, y el componente acetabular. Dentro del componente femoral se pueden encontrar dos tipos de piezas, el componente Acetabular en donde se encuentra la pelvis, y la cabeza femoral la cual permite la unión entre el vástago y el componente Acetabular.

El diseño de esta prótesis trata de emular la articulación de la cadera y que ésta permita que el paciente pueda realizar varias actividades, ya sea el caminar, trotar y por supuesto el correr. No obstante, esta pieza no se puede someter de formas drásticas a actividades riesgosas como lo puede ser una carrera, clavados altos, entre otras. Con la realización de estas actividades se puede presentar algún accidente al paciente que puede afectar de alguna u otra forma a la cadera.

4.- Implementación o desarrollo mecánico

Para la implementación de la prótesis, primero debemos de pensar en algún material que cumplir con las siguientes características:

- Sea biocompatible con la anatomía.

- Buena resistencia para soportar diversos trabajos y cargas, como lo es la tenacidad, el trabajo mecánico, carga y movimiento que requieran el uso de fuerza.
- Resistencia a la corrosión de los líquidos del cuerpo humano.
- Material apto a la unión con los demás huesos.

Algunas de las opciones ya conocidas son:

- El titanio
- Aleación de cromo-cobalto
- Acero inoxidable

Seleccionamos estos materiales ya que demostraron poder cumplir con las condiciones ya establecidas algunos párrafos atrás, no obstante, aún debemos de realizar algunas pruebas en dichos materiales para comprobar su reacción ante diferentes cargas, ya sea la flexión o la tensión; a su vez también corroborar su propiedades físicas.

5.- Cálculo del desempeño mecánico

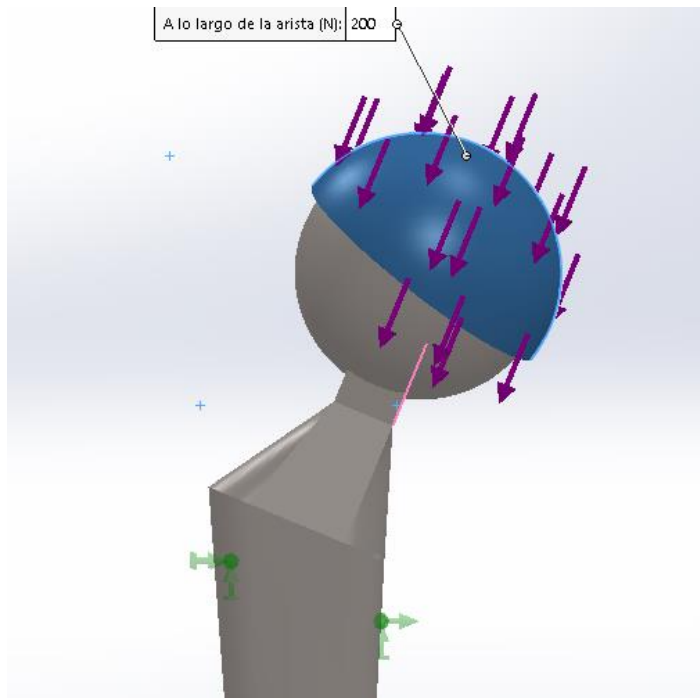
Para nosotros poder hacer la simulación hemos escogido que el material de la prótesis será de titanio ya que es en la que su mayoría en los artículos que investigamos era la mas usada

Propiedades	Valores	Unidades
Módulo elástico	1.1e+11	N/m ²
Coeficiente de Poisson	0.3	N/D
Módulo cortante	4.3e+10	N/m ²
Densidad de masa	4600	kg/m ³
Límite de tracción	235000000	N/m ²
Límite elástico	140000000	N/m ²
Coeficiente de expansión térmica	8.8e-06	/K
Conductividad térmica	22	W/(m·K)
Calor específico	460	J/(kg·K)

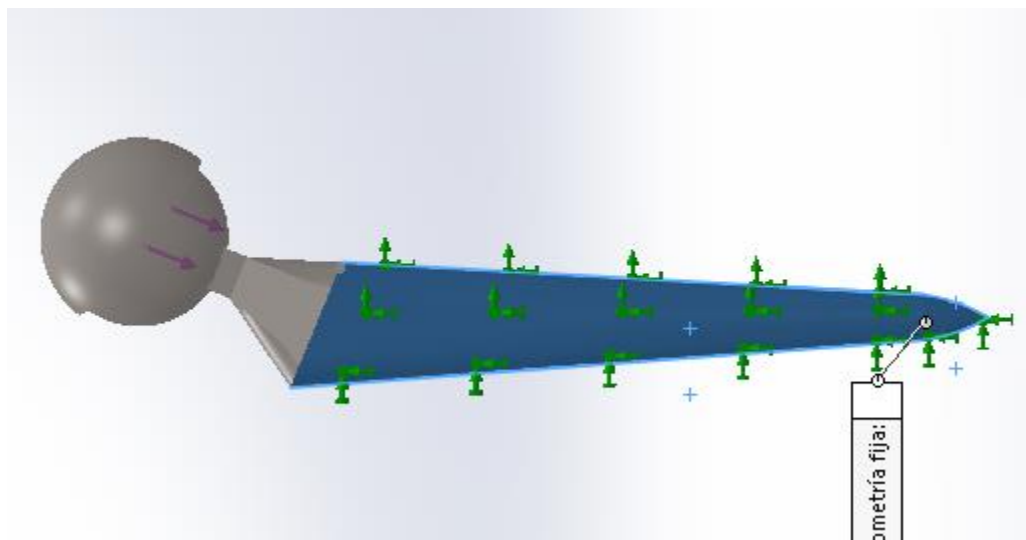
Figura 9: Tabla con valores del titanio sacada de Solidworks.

Utilizaremos 3 distintas fuerzas para poder simular la prótesis y así lograr comparar en los distintos casos que pudieran llegar a ocurrir, las fuerzas que utilizaremos serán las siguientes: 100N, 280N y 500N

Estas fuerzas las estaremos aplicando desde el inserto con un ángulo superior a los 45°



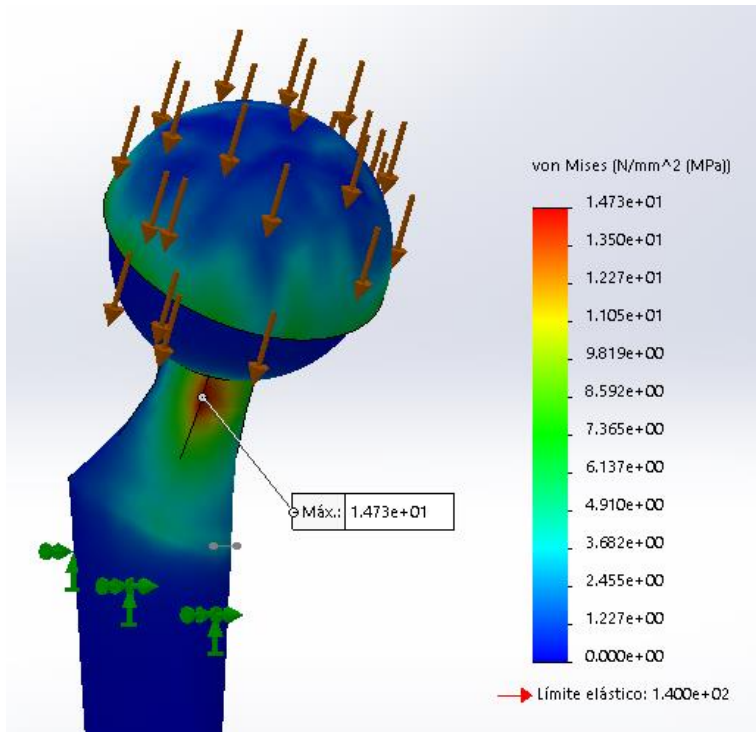
Realizaremos sujeciones en la parte del vástago ya que esta irá sujeta dentro del hueso fémur



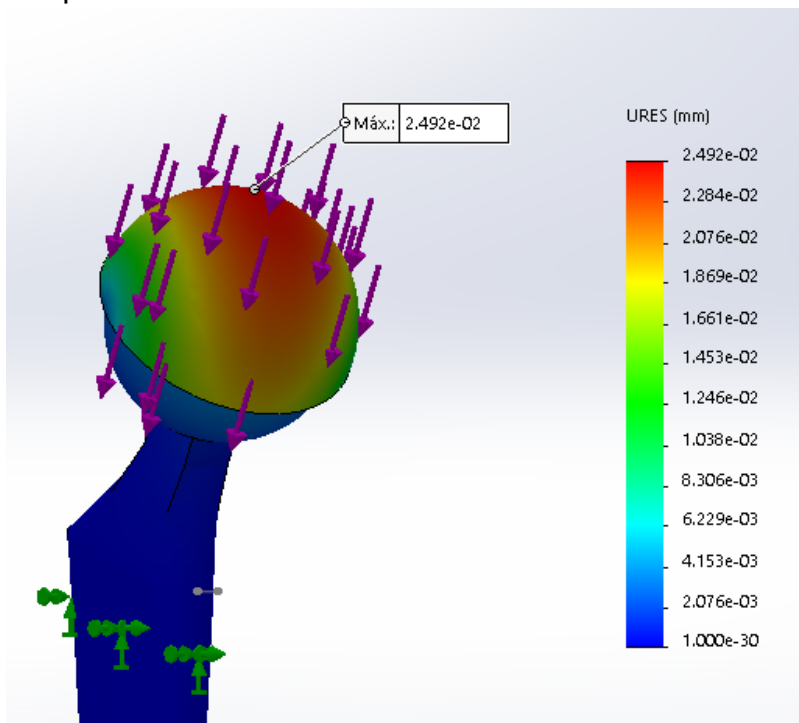
6.- Resultados numéricos

Resultados con una fuerza de 100N

Tensión

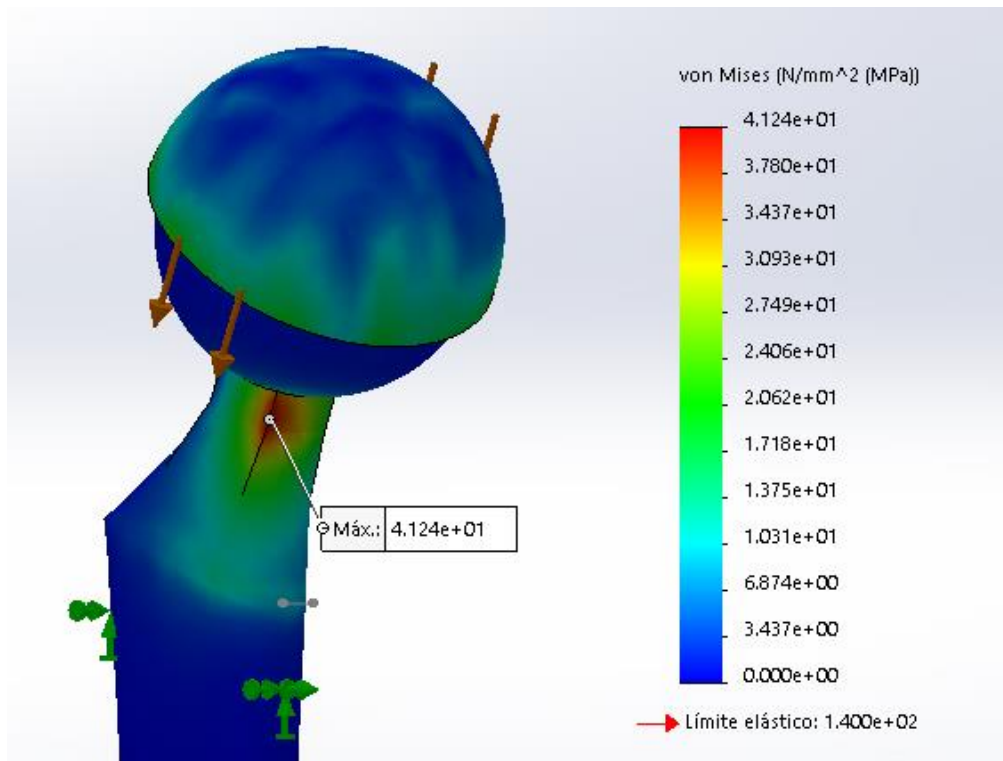


Desplazamiento

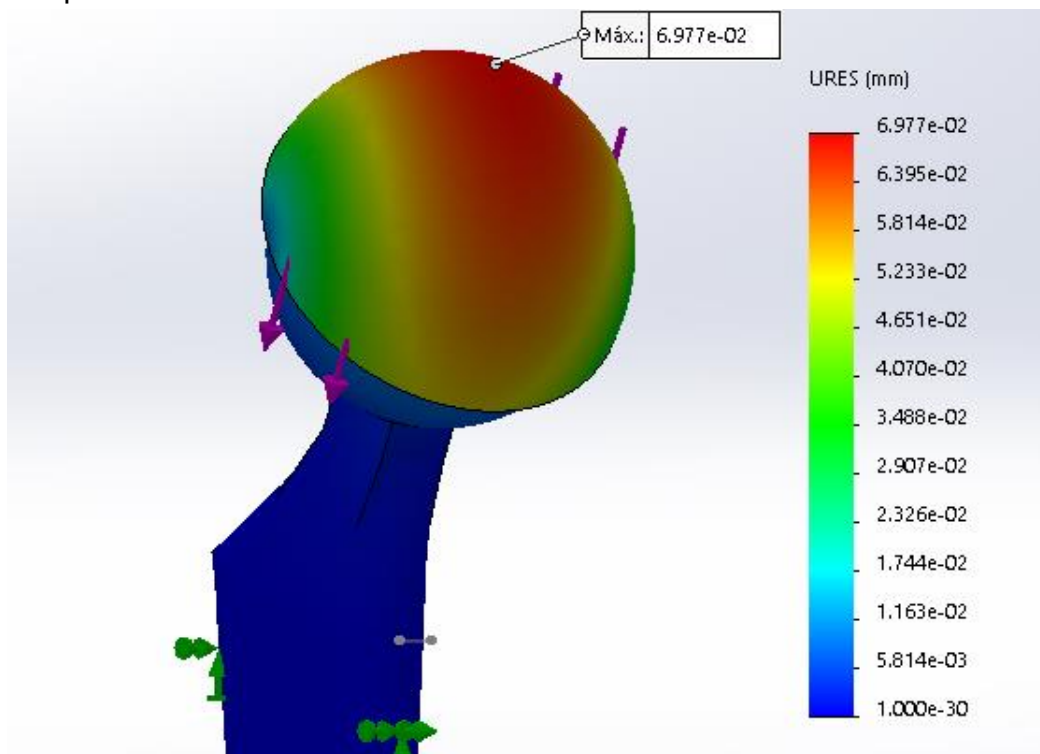


Resultados para una fuerza de 280N

Tensión

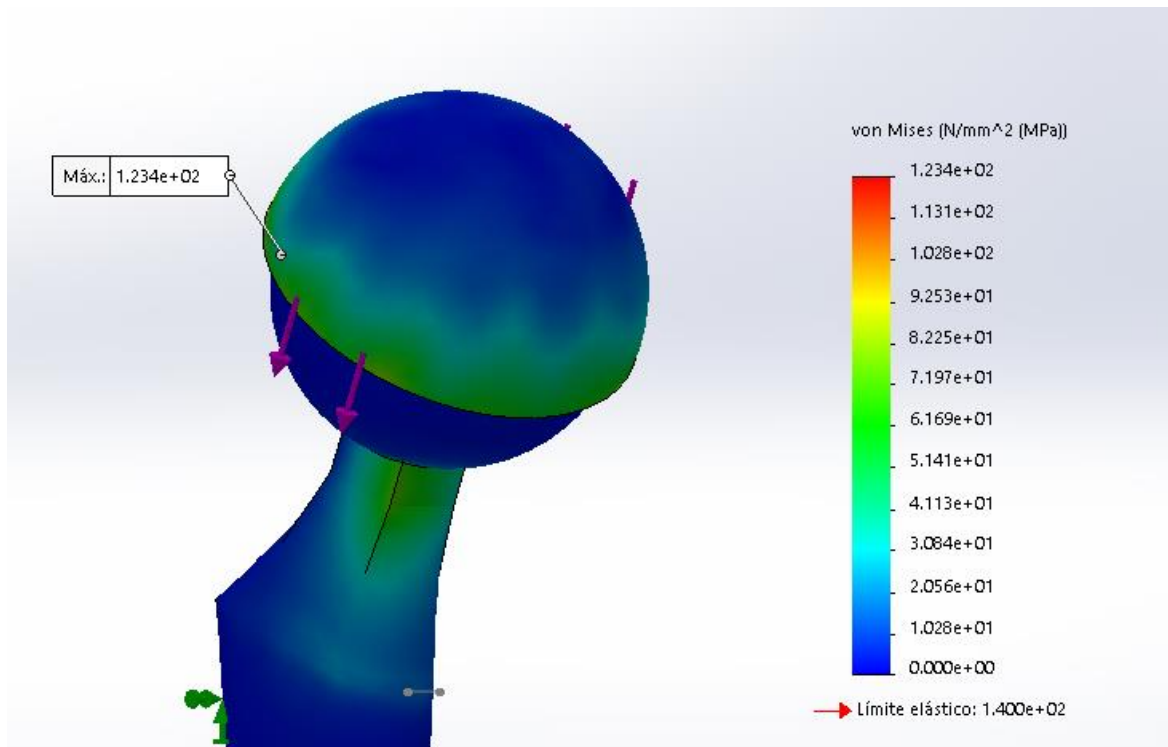


Desplazamiento

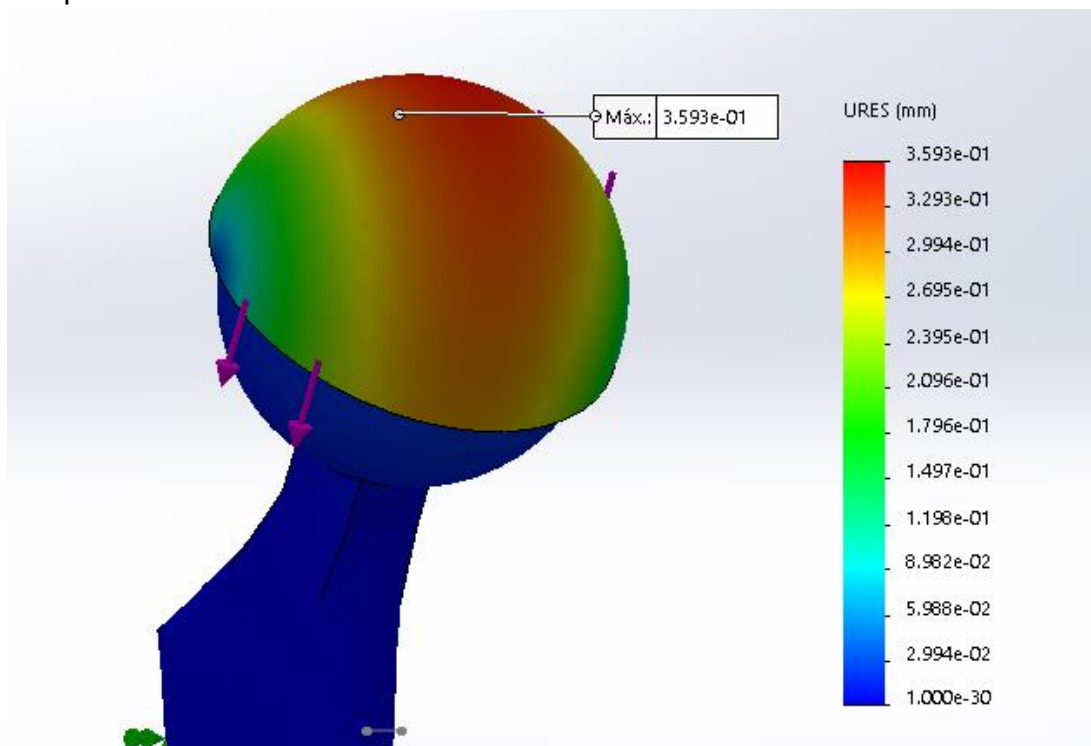


Resultados para una fuerza de 500N

Tensión



Desplazamiento



7.- Conclusiones

Enrique Ramirez Garcia

En esta ocasión, la actividad nos presentó el reto más acerca de cómo lograr el diseño mecánico de la pieza que nos tocó diseñar con un análisis eficiente de formas con características de trabajo específicas, escogidas por sus ventajas particulares que decidimos eran importantes, para la prótesis mioeléctrica de radio, para esto nos validamos de un software de CAD para el diseño. Seguir los pasos especificados nos sirvió para una mejor organización, definiendo la geometría propuesta para la prótesis, su estado del arte armónico, así como la propuesta de diseño de la geometría escogida y su porque, con los alcances y limitaciones de esta. Desarrollar la implementación o desarrollo del prototipo nos sirvió para comprender más acerca de cómo implementaremos la prótesis de manera más práctica

Oscar Arturo López Rodríguez

El propósito que se llevó a cabo se cumplió al usar la teoría referente a la prótesis de cadera tanto para los biomateriales que se ocupa tener para ser compatible como para las piezas que lo componen. Al investigar hay varias propuestas de las mismas que resultan útiles al momento de implementar el diseño de la prótesis y al momento de hacer la prótesis en un CAD validamos e hicimos pruebas de la misma para observar que hay cierta tensión en el vástago donde se podría llegar a dañar la prótesis o a causar daño mientras más carga le pongas y por el contrario el desplazamiento crítico está en el cotilo lo cual también nos muestra la forma en la que trabaja cada una de las cargas que se le pusieron de prueba, por lo tanto se cumplió con el objetivo, pero se puede llegar a mejorar dependiendo de lo que se requiera.

Gerardo Manuel Garza López

El principal objetivo de este trabajo fue realizar una investigación sobre la funcionalidad anatómica de la cadera, conocer bien distintas propuestas de diseños de prótesis, cuales habían sido las complicaciones, en que suelen fallar otros diseños, cuales son los alcances y cuáles son las limitaciones en este tipo de proyectos, conocer los materiales con los que podemos trabajar y cuales son los tipos de cálculos y simulaciones que suelen realizarse previamente para la correcta implementación y manufacturación de la pieza. Todo esto nos ha ayudado a complementar de manera global la práctica pasada y nuestro conocimiento general del área.

Daniel Ruiz Chazarreta

La realización de este trabajo nos ha ayudado a permitir buscar más información y con eso nos beneficia para complementar los diversos estudios que hemos realizado en anteriores asignaturas a lo largo de nuestra carrera, así como lo es el estudio de las propiedades físicas y mecánicas de los cuerpos y el uso de simuladores CAD.

Bibliografía (formato APA):

Mahiques Oltra, A. (2015). *Estudio de diseño y cálculo de una prótesis de cadera* (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de València).

Hernández-Romero, K., Martínez-Valencia, A. B., Béjar-Gómez, L., & Villagómez-Galindo, M. (2020). Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos Finitos. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 41(2), 53-65.