

Universidad Autónoma de Nuevo León

Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica

Laboratorio de Prótesis

Practica #2 Descripción de las especificaciones

Nombre	Matricula
César Alonso Cantú Espinosa	1820718
Luis Eduardo Andrade García	1835065
Juan Ángel Alonso García	1667089
Alida Marlen Castillo Martínez	1823637
William Harold Carrazco Hernandez	1801787

Estado del arte

Introducción

Se presentará una breve investigación acerca del análisis de formas de una prótesis de brazo, presentaremos un poco de información de lo que es un análisis de formas y también incluiremos información con respecto a las prótesis de brazos.

Desarrollo

¿Qué es una prótesis?

Una prótesis es un sustituto artificial de una parte del cuerpo faltante (tanto en singular como en plural; se llama prótesis). Desde la época de las antiguas pirámides hasta la Primera Guerra Mundial, el campo de la protésica se ha transformado en un sofisticado ejemplo de la resolución del hombre por mejorar. La evolución de la protésica es larga y está plagada de historias, desde sus comienzos primitivos, pasando por el sofisticado presente, hasta las increíbles visiones del futuro.

Tipos de prótesis

Existen muchos tipos diferentes de prótesis. Algunas se usan por fuera del cuerpo y pueden ponerse y quitarse (prótesis externas) y otras se insertan durante una cirugía (implantes). Prótesis de extremidades (pierna, brazo, mano, pie). Los límites físicos y de actividad son los cambios más importantes que se deben sobrellevar después de la extirpación de una parte o la totalidad de una extremidad (amputación). El tipo de prótesis que podría necesitarse después de la cirugía depende del tipo, la etapa y la ubicación del cáncer, cualquier tratamiento adicional que pueda necesitarse, el estilo de vida y las preferencias del paciente.

Prótesis de brazo

El funcionamiento de una prótesis mecánica de brazo se basa en la extensión de una liga a través de un arnés para su apertura y cierre efectuado a través de la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte y lograr una fuerza de presión.

Para este tipo de mecanismo es posible colocar un guante cosmético, sin embargo, limitará la toma de objetos, siendo posible solo con objetos grandes y redondos, debido a que el guante imposibilitará el tomar objetos pequeños.

El tamaño de la prótesis de brazo y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo con las necesidades de cada persona. Dado que estas prótesis son accionadas por el cuerpo, es necesario que el usuario posea al menos un movimiento general de:

- Expansión del pecho
- Depresión y elevación del hombro
- Abducción y aducción escapular
- Flexión glenohumeral

El usuario tiene que cumplir con ciertos requisitos para poder controlar la prótesis de brazo:

- Suficiente fuerza muscular
- Suficiente alcance de los movimientos
- Suficiente longitud de la extremidad residual

¿Qué es un análisis de formas?

En geometría digital, el análisis de formas es la disciplina que se ocupa del procesamiento de las figuras geométricas para posibilitar su caracterización. Está relacionado con el análisis estadístico de formas, y su propósito es posibilitar la determinación de la coincidencia entre formas y facilitar su reconocimiento. Se aplica exclusivamente a la geometría de un objeto, pero no a su análisis estructural (que trata sobre el comportamiento predecible de sus partes mecánicas).

El análisis de formas permite la clasificación (principalmente automática) de formas geométricas, por ejemplo, usando un ordenador para detectar objetos de forma parecida a partir de una base de datos o partes que encajan entre sí. Para que una máquina analice y procese automáticamente formas geométricas, los objetos deben representarse en forma digital. Más comúnmente, se utilizan representaciones de contorno para describir el objeto por sus límites (generalmente, su envoltura externa, véase también modelado 3D). Sin embargo, otras representaciones basadas en el volumen (por ejemplo, la geometría constructiva de sólidos) o representaciones basadas en puntos (nube de puntos) se pueden usar para representar las formas.

IMPLEMENTACION O DESARROLLO DEL PROTOTIPO

Para el diseño tridimensional de la prótesis primeramente se procedió al diseño de un croquis de la misma utilizando las mediciones realizadas y asegurando un nivel de exactitud elevado para el diseño geométrico. Una vez realizado el diseño del modelo se realizó el análisis estructural del complejo prótesis-húmero para detectar posibles niveles de Osteointegración al aplicar diferentes niveles de cargas a la prótesis.

Para la realización del modelo prótesis-húmero se utilizó el software de diseño mecánico en 3D Autodesk Inventor, ya que ofrece las herramientas necesarias para el modelado de estructuras tridimensionales complejas. Con el objetivo de obtener un modelo con un elevado nivel de similitud se le realizaron las medidas pertinentes a una prótesis de hombro real utilizando como instrumentos de medición un Pie de Rey Universal con menor división de 0.1 mm, Pie de Rey de Exterior Interior con menor división de 0.05 mm y un Transportador de Ángulos. Una vez realizadas las medidas se procedió a realizar un croquis de la prótesis (Fig. 2) y posterior modelo tridimensional, obteniendo un modelo con un elevado grado de similitud con respecto al modelo original.

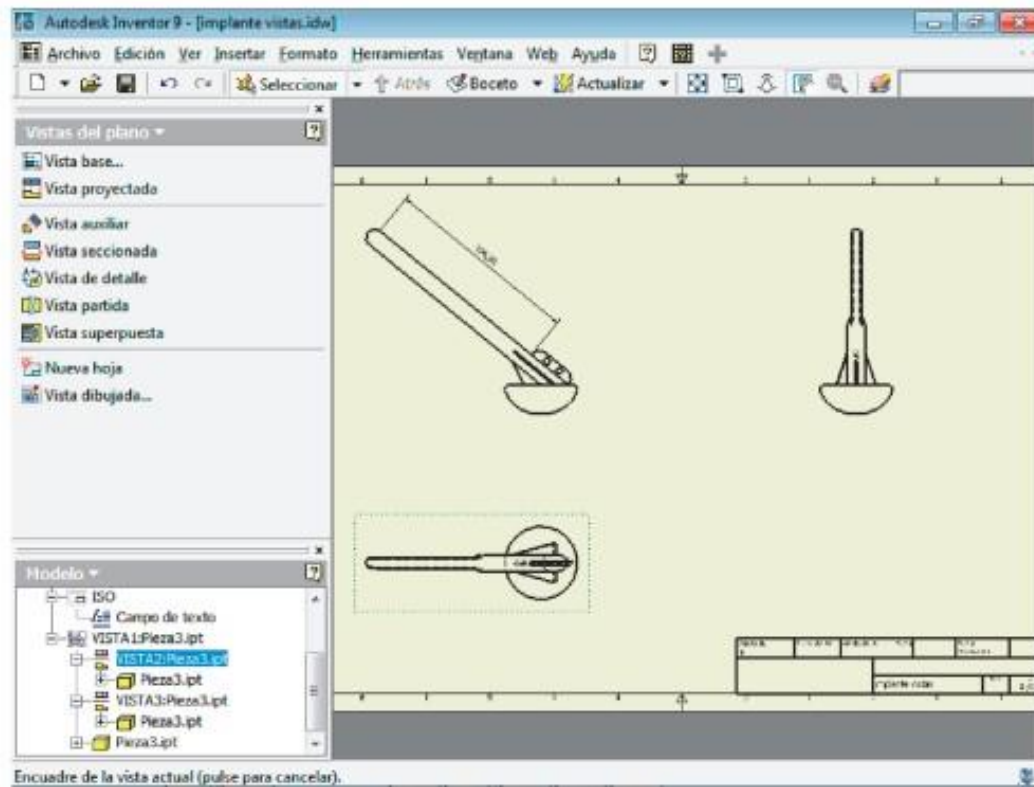


Figura 2. Diseño del croquis de la prótesis

CALCULOS DEL DESEMPEÑO

Para el análisis estructural mediante Elementos Finitos del modelo prótesis-húmero se utilizó el software ALGOR, ya que ofrece las aplicaciones necesarias para el análisis estructural tanto bajo condiciones de cargas estáticas, como bajo condiciones de cargas variables. Otro factor importante es su capacidad de importar de forma sencilla modelos realizados mediante software avanzado de dibujo y diseño, como es el caso de Autodesk Inventor. Una vez importado el modelo generado en Autodesk, se le realizó el mallado a todo el complejo utilizando elementos tridimensionales tetraédricos de 10 nodos y se refinó el mallado en todo el complejo (Fig. 3).

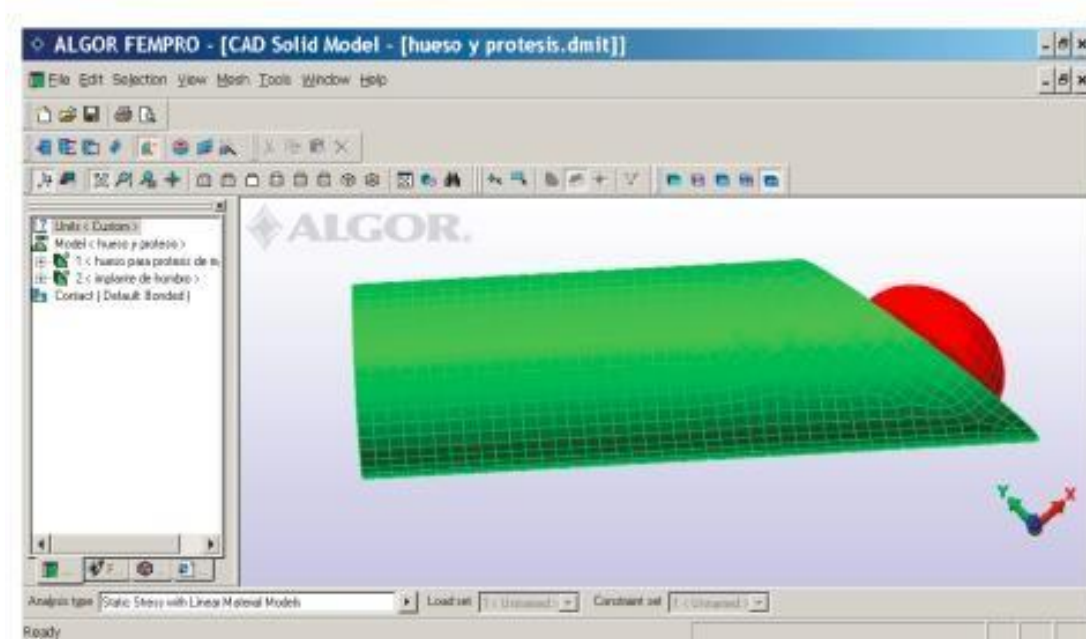


Figura 3. Modelo con mallado y refinado

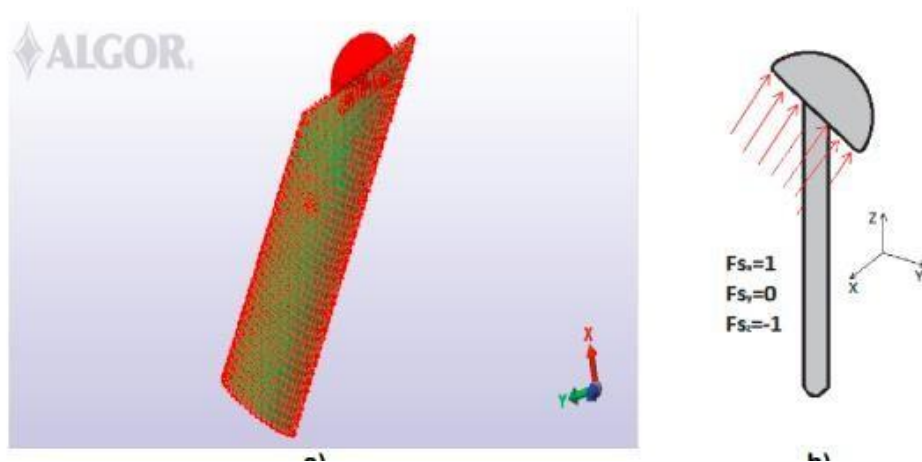
Se definieron todas las propiedades mecánicas del Titanio grado 5 y del hueso trabecular (Tabla 1) que conformaban el complejo prótesis-húmero. En el caso de la prótesis analizada, esta se encuentra conformada en su totalidad por una aleación de Titanio grado 5, conocido como Ti6Al4V, el cual posee un porcentaje del 6% de aluminio y un 4% de vanadio. Es la aleación de titanio más utilizada, sobre todo, en el campo de la aeronáutica, en el de la biomedicina o la estomatología. Tiene una resistencia a la tracción de 896 MPa, un módulo de elasticidad longitudinal de 112000 MPa, una ductilidad del 10%, una dureza de 33 HRB, una soldabilidad muy buena y una resistividad eléctrica de 1.67 ($\mu\Omega\text{m}$). Sus aplicaciones son donde se requiera alta resistencia mecánica. En cuanto al hueso del complejo prótesis-

húmero el análisis, se realizó basado en un hueso con un rango de densidad de 0.8 a 1.1 g/cm³, con un módulo de elasticidad longitudinal de 18000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.3 [25].

Tabla 1. Propiedades mecánicas del complejo prótesis-húmero

Propiedades	Prótesis (Ti6Al4V)	Húmero
Módulo de Young (MPa)	112000	18000
Coefficiente de Poisson	0.3	0.3

Figura 4. a) Modelo con restricciones aplicadas, b) Esquema de cuerpo libre con dirección de las fuerzas



En la parte anterior de la cabeza humeral de la prótesis se aplicaron valores de fuerzas correspondientes a la posición estática del paciente realizando movimientos de abducción del brazo libre de pesos con ángulos de 0, 30, 60 y 90 grados. La dirección de las fuerzas se definió teniendo en cuenta la influencia de los músculos Supraespinoso, Infraespinoso y Subescapular pertenecientes al Manguito Rotador, teniendo todas las fuerzas la misma dirección. Los valores de fuerzas aplicados fueron tomados de Baumgartner et al. (2009), teniendo en cuenta cuatro distintas condiciones del Manguito Rotador: ejerciendo el 100% de su capacidad máxima de fuerza (S100), con el músculo supraespinoso ejerciendo el 50% de la capacidad máxima de fuerza (S50), con el músculo supraespinoso ejerciendo el 0% de la capacidad máxima de fuerza (S00) y con el músculo supraespinoso e infraespinoso ejerciendo ambos el 0% de la capacidad de su fuerza (SINF00) (Tabla 2) (Suárez et al., 2009).

Resultados numéricos

CONCLUSIONES.

Los resultados obtenidos de los estudios mecánicos realizados no arrojan que la prótesis es confiable ya que no sufre deformación plástica en los diferentes ensayos realizados. A su vez se toma en consideración la técnica quirúrgica empleada para realizar los estudios con respecto a los planos de diseño. Cabe resaltar que se busca lograr algo similar con una prótesis de un material menos costoso como lo es el Titanio grado 5. De antemano sabemos que es posible que sea necesario realizar algunas adecuaciones al modelo en CAD para obtener resultados similares.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Bohsali KI, Wirth MA, Rockwood CA, Jr. Complications of total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2006;88(10):2279-92.
2. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, et al. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. J Shoulder Elbow Surg. 2005; 14: (Suppl 1)S147-61.
3. De Wilde L, Mombert M, Valpetegem P, et al. Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): Report of five cases. Acta Orthop Belg 2001;67:348-53.
4. . Kats D, O'Tolle G, Cosgwell L, et al. A history of the reverse shoulder prosthesis. Int J Shoulder Surg. 2007;1(4):108-13
5. Valenti P. Décompression sous acromiale sous arthroscopie. Chir. Main 2006;25(Suppl.1)S22-8