

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

LABORATORIO DE PROTESIS

Practica#2

NOMBRE	MATRICULA
Fernando Rojas Solis	1884596
Abraham Alejandro Acosta Gonzalez	1838040
Jonathan Ivan Ortiz de la Cruz	1802400

PROPUESTA DE DISEÑO DE LA GEOMETRIA, ALCANCES Y LIMITACIONES.

Alcances: La prótesis seleccionada tiene un diseño para acomodarse perfectamente. Los tipos más básicos son el polipropileno y polietileno. El polipropileno (PP) es un plástico muy rígido para el que se han encontrado varios usos en protésica. La estructura de soporte de la conexión protésica suele fabricarse con polipropileno. El polietileno (PE) de baja densidad es un termoplástico blando y flexible que puede usarse para las conexiones protésicas. Una de las ventajas de estos y otros tipos de termoplástico es que se pueden remodelar. Los materiales son biocompatibles, gracias a esto es posible realizar operaciones en cualquier cuerpo sin que se provoque ninguna reacción rechazo o hipersensibilidad.

Limitaciones: El mayor reto al que nos enfrentamos es poder realizar la prótesis de un material lo suficientemente resistente y de bajo coste ya que el propuesto es de Titanio grado 5 y por supuesto realizar reducciones de peso que no comprometan la integridad de las piezas en la prótesis llegando a la zona plástica del material.

TECNICA QUIRURGICA.

Anestesia: recomendamos la anestesia general asociada con la colocación de un catéter interescalénico, que brinda comodidad y analgesia posoperatoria durante 48 horas, lo que permite comenzar rápidamente la rehabilitación.

Posicionamiento: se coloca al paciente semisentado en “posición de silla de playa”, con el brazo totalmente libre e incluido en el campo quirúrgico, de manera de permitir su retropulsión y abducción.

Vía de abordaje: recomendamos para la cirugía primaria la realización de una incisión anteroexterna. (Fig. 1). Esta incisión comienza a nivel de la articulación acromio clavicular y sigue el borde anterior del acromion hacia distal; evitamos extendernos más de 5 cm del borde externo del acromion para no lesionar el nervio axilar.

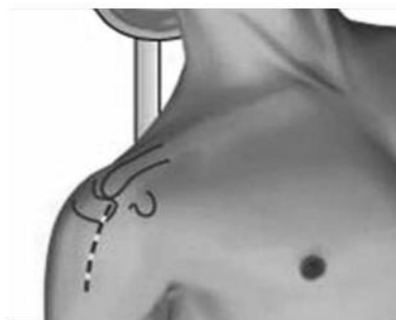


Figura 1. Incisión anteroexterna recomendada para la cirugía primaria.

A continuación, se desinserta en forma subperióstica el fascículo deltoideo anterior (Fig. 2). El ligamento acromiocracordeo y la bursa subacromial se escinden por completo, visualizándose directamente la cabeza humeral. Utilizamos la vía deltopectoral en casos de cirugía previa de hombro por ese abordaje o en casos de revisiones protésicas. Esta vía tiene la ventaja de no desinsertar el deltoides, pero requiere una completa sección del tendón subescapular y ofrece un acceso y visión más limitados de la glena. La superioridad de una u otra vía no ha sido validada aún, pero parecería que las luxaciones son más frecuentes con la vía deltopectoral, debido tal vez a la sección del subescapular.

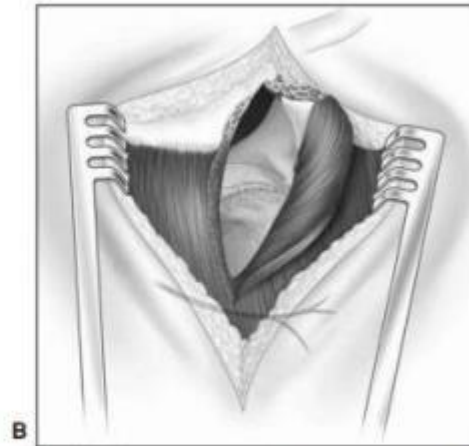
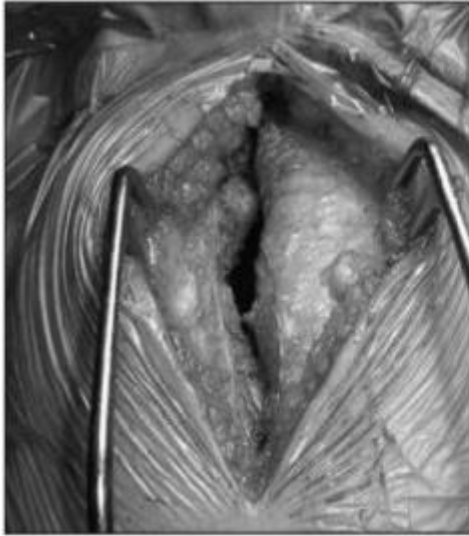


Figura 2. Abordaje entre los fascículos anteriores y medio del deltoides, y desinserción del deltoides anterior del acromion. Obsérvese el nervio axilar ubicado a unos 6 cm distal al acromion.

Liberación de las partes blandas: Se deben resear con bisturí eléctrico la bursa subacromial, el ligamento coracoacromial y los residuos del manguito de los rotadores. El límite posterior para esta resección está marcado por el redondo mayor; hacia anterior es posible resear hasta el tercio superior del subescapular, a fin de bajar y afrontar la cabeza humeral a la glena. Este detalle permitirá no sólo ser económico con los cortes óseos y evitar la colocación de una prótesis muy baja y, en consecuencia, inestable, sino también una mejor visualización de la glena. Se debe realizar una tenotomía simple y resección de la parte intraarticular del tendón del bíceps en aquellos casos en que no se lo encuentra roto. **Osteotomía humeral:** La sección ósea debe ser económica, comenzando en la unión entre el cartílago cefálico y el troquíter. La guía de corte humeral debe introducirse en

el húmero por detrás del origen de la correa bicipital para alinearse mejor a la diáfisis humeral. Una vez introducida, se coloca el tallo guía en 10° de retroversión humeral, alineándolo luego al antebrazo del paciente (Fig. 3). Los 10° de retroversión son necesarios para equilibrar las rotaciones y no limitar demasiado la rotación interna, que rara vez sobrepasa el nivel sacro con este tipo de prótesis.

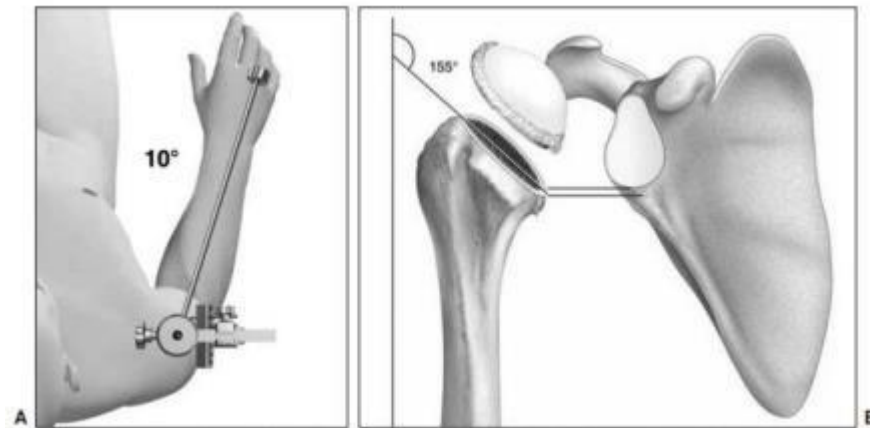


Figura 3. Posicionamiento de la guía de corte humeral en 10° de retroversión (A), y osteotomía humeral a 155° (B).

La osteotomía de la cabeza debe realizarse a 155° siguiendo el eje de la guía de corte y teniendo como orientación final de corte el borde inferior de la glena (Fig. 3). Se continúa con la preparación de la epífisis y la diáfisis humeral con raspas crecientes sucesivas, hasta la obtención de una sensación de frote cortical “duro”, dejando esta última raspa en el interior del húmero para su protección durante la preparación del componente glenoideo. Si en el momento de prueba hay dificultad para la reducción de la prótesis o parece demasiado “apretada” (el omóplato bascula inmediatamente al comenzar la abducción del brazo) puede realizarse un nuevo recorte óseo humeral.

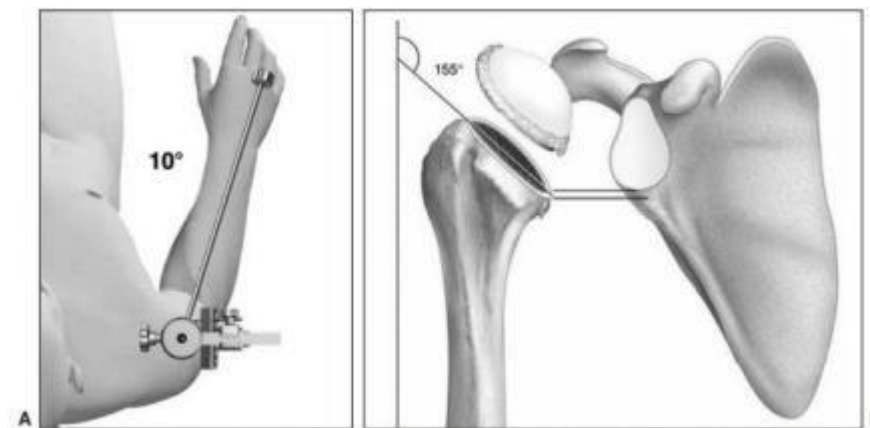


Figura 3. Posicionamiento de la guía de corte humeral en 10° de retroversión (A), y osteotomía humeral a 155° (B).

Preparación de la glena: el húmero se separa hacia abajo con la ayuda de un separador de tipo Homman sobre el pilar inferior del omóplato. En la vía de abordaje antero externa el cirujano se encuentra delante de la glena. Se despega la cápsula articular y se la escinde por completo con bisturí eléctrico de manera circular, manteniéndose siempre en contacto con el borde de la glena (sobre todo en la parte inferior para evitar la lesión del nervio axilar). Este gesto permite apreciar la orientación y la dimensión de la glena. Se coloca un separador hacia anterior y uno hacia posterior (además del inferior), y se marcan con electrobisturí los ejes horizontal y vertical de la glena, determinando cuatro cuadrantes y el centro (Fig. 4). Se coloca una clavija de Kirschner perpendicular a la glena en su centro y se pasa una mecha canulada con tope a fin de preparar el orificio central, para comenzar con el fresado. Este se realiza perpendicular a la glena retirando a la vez el cartílago y el hueso subcondral para medializar la glenoesfera (respetando así los principios biomecánicos básicos de la prótesis reversa).

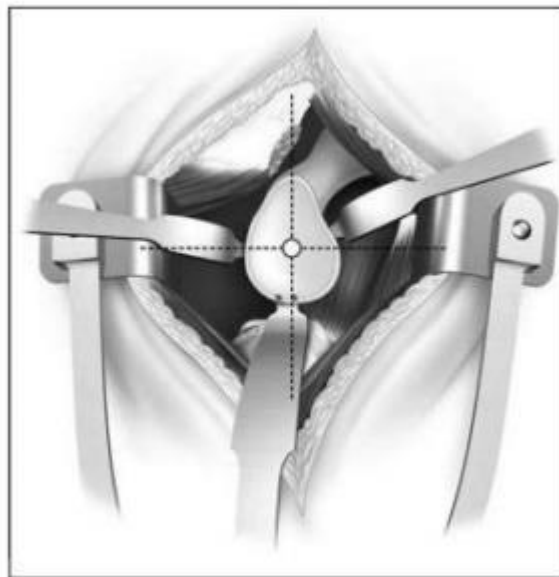


Figura 4. Correcta exposición de la glena, su división en cuatro cuadrantes y localización del centro donde deberá introducirse la clavija guía de la fresa.

Colocación del componente glenoideo (platillo metálico posterior o Metaglena, y de la glenoesfera): se posiciona el platillo metálico posterior definitivo en el orificio para el perno central y se impacta para obtener un contacto homogéneo entre el fondo recubierto de hidroxapatita y la superficie fresada de la glena. Debe implantarse perpendicular a la glena o, en su defecto, con ligera orientación inferior para evitar el conflicto entre el implante 13 humeral y el pilar del omóplato, que llevaría al aflojamiento precoz del implante (Fig. 5). Por esta razón es necesario tener una buena exposición de la parte inferior de la glena para no fresar excesivamente su parte superior y colocarla con “tilt” superior. Se fija el platillo metálico posterior con dos tornillos de 5,5 mm de diámetro, uno inferior dirigido hacia el pilar del omóplato y otro superior dirigido hacia la base de

la apófisis coracoides. Es necesario evitar la salida de este último tornillo hacia posterior debido al riesgo de lesionar el nervio subescapular. La glenoesfera definitiva se solidariza al platillo metálico posterior por encastre y atornillado.



Figura 6. Método de verificación de tensión: deltoides sin una tensión excesiva.

La prueba de Boileau es la sensación de la tensión del tendón conjunto con el codo en extensión y el brazo al costado del cuerpo, e indica una buena tensión del deltoides. Es necesario, además, verificar que al colocar el brazo en aducción no exista conflicto interno debido a un osteofito inferior que pueda generar una luxación superoexterna. Con el brazo en abducción de 90°, será necesario alcanzar valores aceptables de rotación externa e interna, y verificar en esas posiciones la estabilidad de la prótesis.

Colocación del implante humeral definitivo: el componente humeral debe colocarse en 10° de retroversión con cemento o sin él, según el tipo de prótesis utilizado. Recomendamos el cementado del vástago humeral cuando el hueso es muy osteoporótico, en ausencia de epífisis ósea, o en casos raros de fracturas en cuatro fragmentos en pacientes ancianos. Es posible utilizar una prótesis humeral recubierta con hidroxapatita en las porciones metafisaria y epifisaria, y cementar sólo la diáfisis, rellenando con hueso esponjoso la interfaz metafisoepifisariaprótesis. Se reduce la prótesis mediante tracción distal y abducción. Se coloca un drenaje de vacío para drenar el hematoma de formación constante en este tipo de cirugía debido al espacio muerto generado entre el deltoides y la prótesis. Se reinserta el deltoides anterior mediante puntos transóseos con sutura irreabsorbible. Se coloca un cabestrillo durante 21 días.

Reeducación posoperatoria: la rehabilitación debe comenzar en el primer día de la operación y consiste en movilización pasiva suave, llevando el hombro a la abducción, elevación y rotaciones de manera indolora. La crioterapia y la electroterapia se realizan por 21 días. Los ejercicios activos comienzan a partir de la tercera semana reforzando los rotadores externos (deltoides posterior y redondo menor). La reeducación del deltoides comienza con contracciones isométricas para pasar luego progresivamente hacia un trabajo excéntrico. El trabajo contra resistencia comienza a partir del tercer mes de la operación (Fig. 7).

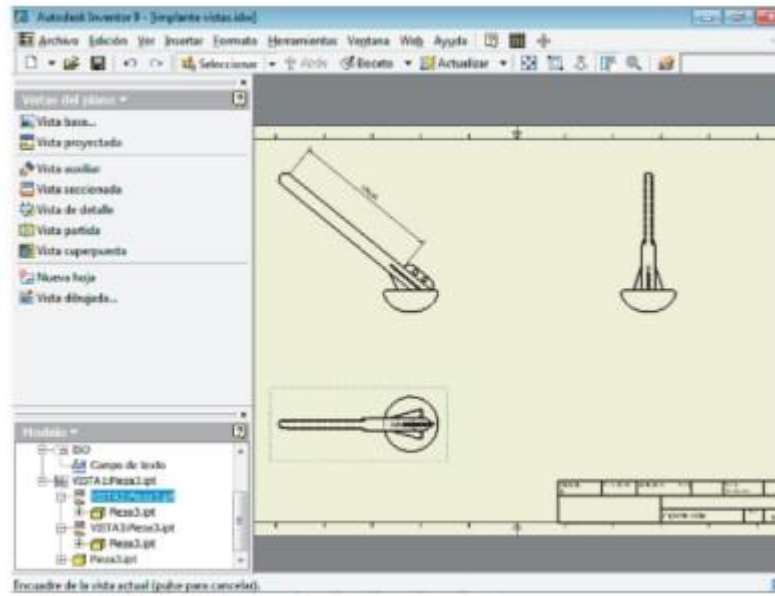


Figura 7. Caso ilustrativo. Lesión del manguito de los rotadores de tipo 3 de la clasificación de Hamada y cols. Hombro pseudoparalítico con elevación anterior inferior a 50°. Resultados radiográfico y clínico de la colocación de una prótesis glenohumeral reversa.

IMPLEMENTACION O DESARROLLO DEL PROTOTIPO

Para el diseño tridimensional de la prótesis primeramente se procedió al diseño de un croquis de está 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.

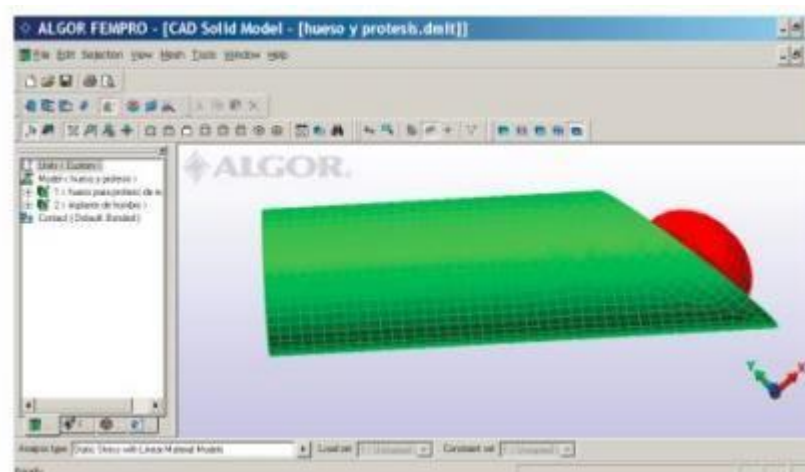
Figura 2. Diseño del croquis de la prótesis.



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

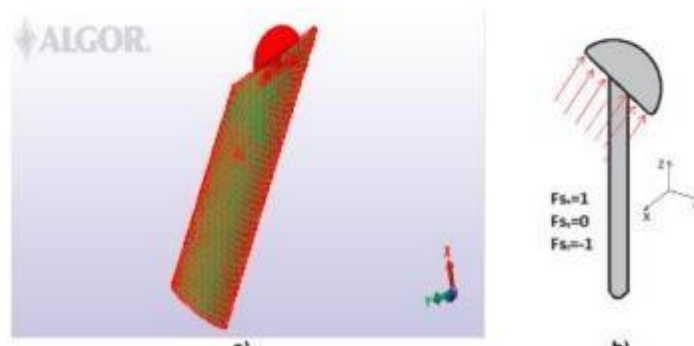


Se definieron todas las propiedades mecánicas del Titanio grado 5 y del hueso trabecular (Tabla 1) que conformaban el complejo prótesis-húmero. En el caso de la prótesis analizada, esta se encuentra conformada en su totalidad por una aleación de Titanio grado 5, conocido como Ti6Al4V, el cual posee un 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
Coeficiente 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:

Jonathan Ivan Ortiz de la Cruz 1802400:

Al finalizar este trabajo se adquiere una comprensión más completa sobre cómo funciona una prótesis humeral y sus diferencias entre cada uno de sus tipos. Así como también el hecho de analizar de manera teórica y buscar información científica de este tipo de trabajos para posteriormente realizar los cálculos con los datos básicos del paciente.

Abraham

Al realizar esta actividad tuvimos que investigar sobre muchos tipos de proyectos para darnos una idea sobre el estado del arte entre otros. Con esto nos damos una idea de concepto sobre como deberemos realizar nuestra prótesis que en este caso viene siendo el humeral. También al buscar y dar como ejemplo algún desarrollo del prototipo, a lo largo de las próximas actividades de este lab vamos a poder dar mejores explicaciones.

Fernando Rojas Solis 1884596:

Se realizó una investigación del estado actual de las prótesis de brazo con la intención de aprovechar las últimas innovaciones en el campo y poder desarrollar una prótesis de gama alta, la intención final de esta investigación es poder desarrollar un prototipo funcional de esta prótesis. Las últimas innovaciones en el campo de la bioingeniería están enfocados en el desarrollo de materiales bio compatibles y geometrías que permitan un uso minimizando el desgaste y maximizando la movilidad de la prótesis, proveyendo un nivel de confort alto para el usuario.