



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**

---

---

**“Análisis biomecánico de una prótesis tumoral no convencional de hombro  
mediante el método del elemento finito”**

TESIS QUE PARA OBTENER EL TITULO  
DE INGENIERO MECÁNICO

PRESENTA:

**Rafael Valencia Vera**

Director: Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández



México 2006.



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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**

Al Instituto Nacional de Rehabilitación.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo prestado a través del Proyecto SALUD-2004-CO1-149 “Desarrollo de implantes ortopédicos y su análisis por medio del método del elemento finito”.

A la UNAM, por hacerme sentir orgulloso de pertenecer a ella y a la Facultad de Ingeniería.

Al Dr. Genaro Rico Martínez por su ayuda.

Al laboratorio de biomecánica y personal que labora en él, en especial al Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández por abrirme las puertas del laboratorio y al Ing. Víctor Manuel Araujo Monsalvo, ya que sin su ayuda no hubiera sido posible la realización de este trabajo.

A Estefani por su gran apoyo y ser alguien muy especial en mi vida.

*Dedicada especialmente a mis padres Guadalupe Vera Rodríguez y Rafael Valencia Mondragón, por su paciencia y apoyo a lo largo de mi vida. A mis hermanos Amado y Ángel.*

## Índice

|  |     |
|--|-----|
| Índice de figuras y tablas                             | III |
| <b>Capítulo I. Definición del problema</b>             |     |
| 1.1 Planteamiento                                      | 1   |
| 1.2 Objetivo   | 3   |
| 1.3 Hipótesis  | 3   |
| 1.4 Justificación                                      | 3   |
| 1.5 Metodología  | 4   |
| Referencias  | 5   |
| <b>Capítulo II. Marco teórico</b>                      |     |
| 2.1 El tejido óseo                                     | 6   |
| 2.1.1 Composición ósea                                 | 6   |
| 2.1.2 Histología del tejido óseo                       | 6   |
| 2.1.3 Tipos de tejido óseo                             | 7   |
| 2.1.3.1 Tejido óseo compacto                           | 7   |
| 2.1.3.2 Tejido óseo esponjoso                          | 8   |
| 2.1.4 Estructura del hueso                             | 8   |
| 2.1.5 Clasificación de los huesos                      | 10  |
| 2.1.6 Remodelación ósea                                | 11  |
| 2.1.7 Ejercicio y hueso                                | 12  |
| 2.2 Propiedades mecánicas del hueso                    | 12  |
| 2.3 Anatomía estructural del hombro                    | 14  |
| 2.3.1 Húmero   | 14  |
| 2.3.1.1 Ángulo de la cabeza humeral                    | 15  |
| 2.3.2 Clavícula  | 16  |
| 2.3.3 Escápula (Omoplato)                              | 16  |
| 2.4 Fisiología del hombro                              | 17  |
| 2.4.1 Complejo articular del hombro                    | 17  |
| 2.4.2 Planos y ejes de movimiento del miembro superior | 19  |
| 2.4.3 Movimientos del hombro                           | 20  |
| 2.4.3.1 Flexión y extensión                            | 20  |
| 2.4.3.2 Abducción y aducción                           | 20  |
| 2.4.3.3 Flexión y extensión horizontal                 | 21  |
| 2.4.3.4 Rotación interna y externa del brazo           | 22  |
| 2.4.3.5 Circunducción                                  | 22  |
| 2.5 Fisiología del codo                                | 23  |

|           |   |    |
|-----------|---|----|
| 2.5.1     | Complejo articular del codo                             | 23 |
| 2.5.2     | Biomecánica de la flexión                               | 24 |
| 2.6       | Patología general de las neoplasias                     | 25 |
| 2.6.1     | Neoplasias  | 25 |
| 2.6.2     | Características de las neoplasias benignas y malignas   | 25 |
| 2.7       | Neoplasias de hueso                                     | 26 |
| 2.7.1     | Características de las neoplasias óseas                 | 26 |
| 2.7.2     | Principales neoplasias óseas                            | 26 |
| 2.7.3     | Síntomas  | 27 |
| 2.7.4     | Diagnóstico   | 28 |
| 2.7.5     | Tratamiento   | 28 |
| 2.7.5.1   | Cirugía   | 29 |
| 2.7.5.2   | Técnicas de reconstrucción ósea en la región del hombro | 29 |
| 2.7.5.2.1 | Injertos óseos  | 29 |
| 2.7.5.2.2 | Prótesis de reconstrucción                              | 32 |
| 2.7.5.2.3 | Espaciador modular                                      | 34 |
| 2.7.5.2.4 | Alo-prótesis  | 35 |
| 2.7.5.2.5 | Artrodesis  | 36 |
| 2.8       | Biomateriales aplicados en la cirugía ortopédica        | 37 |
| 2.8.1     | Metales   | 37 |
| 2.8.1.1   | Acero inoxidable  | 37 |
| 2.8.1.2   | Aleaciones de cromo-cobalto                             | 38 |
| 2.8.1.3   | Titanio y sus aleaciones                                | 39 |
| 2.8.2     | Polímeros   | 40 |
| 2.8.2.1   | Polietileno   | 40 |
| 2.8.2.2   | Polímeros acrílicos                                     | 41 |
| 2.8.3     | Biocerámicas  | 41 |
| 2.9       | Método del elemento finito                              | 43 |
|           | Referencias   | 44 |

### **Capítulo III. Construcción del modelo de elementos finitos**

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 3.1 | Reconstrucción 3D del húmero                     | 47 |
| 3.2 | Construcción 3D de la prótesis tumoral de hombro | 48 |
| 3.3 | Caso clínico                                     | 50 |
| 3.4 | Asignación de las propiedades de los materiales  | 52 |
| 3.5 | Discretización del modelo                        | 53 |
| 3.6 | Condiciones de frontera                          | 55 |
| 3.7 | Casos de estudio                                 | 58 |
|     | Referencias                                      | 60 |

|  |    |
|--|----|
| <b>Capítulo IV. Análisis de resultados</b>                   | 61 |
| 4.1 Análisis prótesis-húmero                                 | 66 |
| 4.2 Comparación de esfuerzos en los elementos de la prótesis | 68 |
| 4.3 Análisis de los desplazamientos                          | 72 |
| <br>   |    |
| <b>Capítulo V. Conclusiones</b>                              |    |
| 5.1 Conclusiones generales                                   | 74 |
| 5.2 Trabajo futuro   | 74 |
| <br>   |    |
| <b>Glosario</b>  | 76 |

## Índice de figuras y tablas

|  |    |
|--|----|
| <b>Figura 2.1.3.1.</b> Tejido óseo compacto.   | 7  |
| <b>Figura 2.1.3.2.a.</b> Tejido óseo esponjoso.  | 8  |
| <b>Figura 2.1.3.2.b.</b> Detalle del corte transversal de una trabécula.                                     | 8  |
| <b>Figura 2.1.4.</b> Estructura del hueso.   | 9  |
| <b>Figura 2.1.5.</b> Hueso largo parcialmente seccionado.  | 11 |
| <b>Figura 2.2.1.</b> Húmero derecho seccionado.  | 13 |
| <b>Figura 2.2.2.</b> Membrana de tensión.  | 14 |
| <b>Figura 2.3.1.a.</b> Vista anterior del húmero.  | 15 |
| <b>Figura 2.3.1.b.</b> Vista posterior del húmero.   | 15 |
| <b>Figura 2.3.1.1.</b> Ángulo de la cabeza humeral.  | 16 |
| <b>Figura 2.3.2.</b> Vista inferior de la clavícula izquierda.   | 16 |
| <b>Figura 2.3.3.a.</b> Vista posterior de la escápula.   | 17 |
| <b>Figura 2.3.3.b.</b> Vista lateral de la escápula.   | 17 |
| <b>Figura 2.4.1.1.</b> Miembro superior.   | 18 |
| <b>Figura 2.4.1.2.</b> Visión anterior de la articulación escapulohumeral derecha.                           | 18 |
| <b>Figura 2.4.2.a.</b> Planos del espacio del miembro superior.  | 19 |
| <b>Figura 2.4.2.b.</b> Ejes de movimiento del húmero.  | 19 |
| <b>Figura 2.4.3.1.</b> Movimientos de flexión y extensión del hombro.  | 20 |
| <b>Figura 2.4.3.2.a.</b> Movimiento de abducción del hombro.   | 21 |
| <b>Figura 2.4.3.2.b.</b> Movimiento de aducción del hombro.  | 21 |
| <b>Figura 2.4.3.3.a.</b> Flexión horizontal del hombro.  | 21 |
| <b>Figura 2.4.3.3.b.</b> Extensión horizontal del hombro.  | 21 |
| <b>Figura 2.4.3.4.</b> Rotación interna y externa del brazo.   | 22 |
| <b>Figura 2.4.3.5.</b> Movimiento de Circunducción.  | 23 |
| <b>Figura 2.5.1.</b> Flexoextensión del codo.  | 23 |
| <b>Figura 2.5.2.</b> Músculos flexores del codo.   | 24 |
| <b>Figura 2.7.5.2.1.1.a.</b> Diagrama del procedimiento de autoinjerto de peroné vascularizado.              | 30 |
| <b>Figura 2.7.5.2.1.1.b.</b> Radiografía tras la colocación de un autoinjerto de peroné vascularizado.       | 30 |
| <b>Figura 2.7.5.2.1.2.a.</b> Aloinjerto intercalar.  | 31 |
| <b>Figura 2.7.5.2.1.2.b.</b> Aloinjerto osteoarticular.  | 31 |
| <b>Figura 2.7.5.2.1.3.</b> Radiografía tomada a un paciente donde se utilizo un injerto osteoarticular.      | 31 |
| <b>Figura 2.7.5.2.2.1.</b> Prótesis convencional tipo Neer II.   | 32 |
| <b>Figura 2.7.5.2.2.2.</b> Prótesis no convencional de hombro cementada.                                     | 33 |
| <b>Figura 2.7.5.2.3.</b> Espaciador modular.   | 35 |
| <b>Figura 2.7.5.2.4.</b> Radiografía que muestra la utilización de una Alo-prótesis en la región del hombro. | 35 |

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 2.7.5.2.5.</b> Técnicas de fijación utilizadas en la artrodesis de hombro.                      | 36 |
| <b>Figura 2.8.1.1</b> Prótesis de cadera manufacturadas en acero 316L.                                    | 38 |
| <b>Figura 2.8.1.2</b> Diferentes modelos de prótesis total de cadera cementada.                           | 39 |
| <b>Figura 2.8.3.</b> Prótesis total de cadera tipo Mittelmeir con cabeza de alúmina.                      | 42 |
| <b>Figura 3.1.1.</b> Corte tomográfico de la parte central del húmero y sus puntos representativos.       | 47 |
| <b>Figura 3.1.2.a.</b> Construcción de polilíneas segmentadas a partir de puntos característicos.         | 48 |
| <b>Figura 3.1.2.b.</b> Construcción de áreas a través de polilíneas.                                      | 48 |
| <b>Figura 3.1.3.</b> Volumen final de la parte distal del húmero.   | 48 |
| <b>Figura 3.2.1.a.</b> Prototipo de prótesis tumoral de hombro.   | 49 |
| <b>Figura 3.2.1.b.</b> Dimensiones de la prótesis tumoral de hombro.                                      | 49 |
| <b>Figura 3.2.2.</b> Geometría final de la prótesis tumoral de hombro.                                    | 49 |
| <b>Figura 3.3.1.a.</b> Modelo prótesis-húmero.  | 51 |
| <b>Figura 3.3.1.b.</b> Ensamble del modelo prótesis-húmero.   | 51 |
| <b>Figura 3.3.2.a.</b> Vista anterior del húmero derecho.   | 51 |
| <b>Figura 3.3.2.b.</b> Ensamble prótesis-húmero realizado con el prototipo de la prótesis.                | 51 |
| <b>Figura 3.3.2.c.</b> Ensamble del modelo prótesis-húmero.   | 51 |
| <b>Figura 3.4.</b> Propiedades mecánicas asignadas al hueso.  | 52 |
| <b>Figura 3.5.1.</b> Convergencia del modelo.   | 54 |
| <b>Figura 3.5.2.</b> Tiempo de solución.  | 54 |
| <b>Figura 3.5.3.</b> Modelo con un promedio de malla de 3.1 mm.   | 55 |
| <b>Figura 3.6.1.a.</b> Zonas de contacto en la cavidad sigmoidea durante la flexión del codo.             | 56 |
| <b>Figura 3.6.1.b.</b> Nodo en el cual fueron aplicadas las cargas.                                       | 56 |
| <b>Figura 3.6.2.</b> Restricciones aplicadas al modelo.   | 57 |
| <b>Figura 3.6.3.a.</b> Áreas de contacto de la superficie articular de la cabeza del húmero.              | 57 |
| <b>Figura 3.6.3.b.</b> Restricción en la cabeza de la prótesis.   | 57 |
| <b>Figura 3.7.</b> Componentes de la prótesis.  | 59 |
| <b>Figura 4.1.1.</b> Comparación de los casos a 90° para el acero y titanio.                              | 66 |
| <b>Figura 4.1.2.</b> Comparación de los casos a 120° para el acero y titanio.                             | 66 |
| <b>Figura 4.1.3.a.</b> La máxima concentración de esfuerzos para los casos 01, 02 y 03.                   | 67 |
| <b>Figura 4.1.3.b.</b> Máxima concentración de esfuerzos para los casos del 04-A al 14-T.                 | 67 |
| <b>Figura 4.2.1.</b> Comparación de la distribución de los esfuerzos a 90° para el acero.                 | 69 |
| <b>Figura 4.2.2.</b> Comparación de la distribución de los pernos a 90° para el titanio.                  | 69 |
| <b>Figura 4.2.3.</b> Comparación de la distribución de los esfuerzos a 120° para el acero.                | 70 |
| <b>Figura 4.2.4.</b> Comparación de la distribución de los esfuerzos a 120° para el titanio.              | 70 |
| <b>Figura 4.2.5.</b> Los mayores esfuerzos en los barrenos se localizan dentro del canal medular.         | 71 |
| <b>Figura 4.3.</b> Comparación de la distribución de los desplazamientos en los pernos para el caso 01-A. | 73 |

|  |    |
|--|----|
| <b>Tabla 2.6.2.</b> Características de las neoplasias benignas y malignas.             | 25 |
| <b>Tabla 3.4.</b> Propiedades mecánicas de los materiales a utilizarse en la prótesis. | 52 |
| <b>Tabla 3.5.</b> Resultados de la prueba de convergencia.                             | 53 |
| <b>Tabla 3.6.</b> Cargas aplicadas al modelo.  | 56 |
| <b>Tabla 3.7.</b> Casos de estudio.  | 58 |
| <b>Tabla 4.1.</b> Resultados de los casos de estudio.                                  | 62 |
| <b>Tabla 4.2.</b> Casos en los cuales el nivel de esfuerzos es mínimo y máximo.        | 68 |
| <b>Tabla 4.3.</b> Comparación del nivel de esfuerzos en los pernos.                    | 72 |

## Capítulo I. Definición del problema

### 1.1 Planteamiento

Una neoplasia o tumor es una masa anormal de tejido cuyo crecimiento es excesivo e incontrolado respecto al del tejido normal; este crecimiento continúa aún después de interrumpir el estímulo que indujo el cambio. Un hecho fundamental en el origen de toda neoplasia es la pérdida de la capacidad de respuesta a los mecanismos de regulación del organismo. Las neoplasias también tienen un cierto grado de autonomía e incrementan su tamaño de manera constante, cualesquiera que sean las condiciones locales donde se desarrolla y el estado nutricional del huésped.

Los tumores pueden ser benignos o malignos. Los benignos no son cánceres, y por lo tanto no tienen la capacidad de invadir a distancia otros órganos y tejidos del cuerpo. Los malignos sí son cánceres. Los tumores malignos de hueso son localmente agresivos por invasión y destrucción de estructuras adyacentes, por necrosis, ulceración y hemorragia. Las células cancerosas pueden también emigrar a lo largo del sistema circulatorio, y dar lugar a metástasis en órganos tales como pulmón e hígado, fundamentalmente, y con menos frecuencia en otros huesos, y causar la muerte del huésped.<sup>1, 2</sup>

Entre la amplia variedad de tumores humanos, los tumores primarios de hueso son comparativamente raros. En nuestro país, según los datos del Registro Nacional del Cáncer de la Secretaría de Salud, se reunieron 47,756 casos nuevos de enfermedad neoplásica maligna en 34 hospitales de la ciudad de México, de éstos, solo el 2.3% tuvo su origen en el hueso (consultado en González-Almaraz y col., 2002<sup>3</sup>). Valdespino-Gómez y col.<sup>4</sup>, calcularon que en la ciudad de México se registran alrededor de 350 casos de tumores óseos malignos cada año. Lo que los lleva a considerar que cada año se diagnostican más de 1,000 nuevos casos en el país.

El advenimiento de tratamientos quimioterapéuticos ha permitido una mayor sobrevida, con una menor recurrencia local en pacientes operados por tumores esqueléticos. Las alternativas de tratamiento quirúrgicas en estas lesiones han presentado un importante desarrollo basado en nuevas técnicas de estudio diagnóstico, diversidad de implantes protésicos y en la obtención de injertos óseos. La reconstrucción del húmero proximal es particularmente compleja debido a la necesaria resección de tejidos blandos periarticulares. La inestabilidad y el déficit funcional son por lo tanto dificultades habituales. Por consiguiente el resultado funcional obtenido de la articulación comprometida es incierto y no constituye parte del objetivo terapéutico. En cambio el control local de la enfermedad con conservación funcional del segmento no comprometido es el propósito de la reconstrucción.<sup>5</sup>

El extremo proximal del húmero ocupa el tercer lugar en afección, por neoplasias óseas, sean éstas primarias benignas, malignas y/o metastásicas.<sup>6</sup>

Actualmente, en vista de los buenos resultados obtenidos con diversos protocolos de quimioterapia y radioterapia, y de acuerdo a las características de la lesión, la “Cirugía conservadora” de la extremidad torácica es posible, por lo que la reconstrucción puede realizarse con diversos métodos como son: injertos óseos autólogos, homólogos, o de cadáver; injertos autólogos de peroné microvascularizados o libres; así como la sustitución protésica no convencional.<sup>5-8</sup>

Los procedimientos de injertos óseos masivos presentan la posibilidad de fractura en segmentos mayores de 12 cm, condicionando falta de unión en los extremos de la fractura.<sup>6</sup> Los injertos vascularizados de peroné utilizados en pérdidas mayores de 6 cm de longitud, y en lesiones mayores de 12 cm, requieren de un aporte adicional de injerto de hueso esponjoso.<sup>8</sup> Los injertos óseos congelados son utilizados ampliamente en muchos centros hospitalarios, requiriendo de un grupo de expertos para su obtención y mantenimiento en un adecuado banco de hueso, su utilización en el húmero plantea diversos e importantes problemas, como en el resto de las estructuras óseas, ya que pueden presentar fractura del injerto y falta de unión. Existen también los injertos óseos sometidos a auto clave, como alternativa de tratamiento, sin embargo, los resultados han sido poco consistentes.<sup>6</sup>

Por lo anterior, y ante la carencia de un banco de hueso adecuado, el reemplazo protésico del extremo proximal del húmero surge como una buena alternativa. Por ello, en el Centro Nacional de Rehabilitación en el área de tumores óseos, el Dr. Genaro Rico Martínez diseñó una prótesis tumoral no convencional de hombro con el propósito de salvar al miembro, evitando su amputación, y ayudar a los pacientes que presentan esta patología a tener un miembro funcional.

En la aplicación clínica del implante no se han presentado fallas significativas, aunque se tiene un número muy reducido de casos. No obstante, es necesario realizar estudios biomecánicos para conocer el desempeño del implante. En este estudio se establecerá el papel que juegan los parámetros de diseño en el comportamiento de la prótesis bajo ciertas condiciones de carga, mediante el método del elemento finito, ya que es una técnica que nos permite analizar los parámetros de diseño de forma virtual, minimizando la cantidad de pruebas mecánicas, que de otro modo se requerirían, reduciendo así el alto costo que implican.

## 1.2 Objetivo

Analizar los parámetros de diseño de una prótesis tumoral no convencional de hombro sin cementar, utilizando el modelo de elementos finitos de la endoprotesis implantada en un húmero.

## 1.3 Hipótesis

Los parámetros de diseño alteran de una manera significativa el desempeño biomecánico de la endoprotesis y afectan al hueso en el sitio de la osteotomía, provocando reabsorción ósea.

## 1.4 Justificación

Actualmente existen técnicas para salvar el miembro de la extremidad superior utilizando el espécimen resecado y reimplantándolo, después de haber sido tratado, entre estas técnicas se encuentran la hipertermia y la irradiación extracorporal.<sup>7, 8</sup> Estas dos técnicas relativamente nuevas presentan problemas de no unión y son poco utilizadas en México.

Debido a que nuestro país sólo cuenta con un banco de hueso y tejidos el cual se encuentra en el Departamento de Ortopedia y Traumatología del Hospital Universitario de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Nuevo León y ante la carencia de donadores debido a las tradiciones religiosas y culturales del país, además de las complicaciones que representan los aloinjertos como son la infección, fractura, no unión, la pérdida de cartílago articular y la posibilidad de transmisión de agentes infecciosos (VIH-Sida y hepatitis),<sup>6,7,9</sup> el reemplazo protésico del extremo proximal del húmero se ha convertido en una buena alternativa para la cirugía reconstructiva en tumores del extremo proximal del húmero en nuestro país.

Por lo cual y ante la necesidad que tiene el país de desarrollar su propia tecnología, en el presente trabajo se analiza los parámetros de diseño de una prótesis tumoral no convencional de hombro, sin cementar, de manufactura nacional. De esta manera se estará en condiciones de aumentar la longevidad del implante y mejorar los resultados que se obtengan en su evaluación funcional.

## 1.5 Metodología

En el presente trabajo se desarrolla un análisis de esfuerzos en los componentes de una prótesis tumoral no convencional de hombro mediante el método del elemento finito, utilizando el *software* Ansys versión 8.1.

Para la reconstrucción de la parte distal del húmero, se realizaron cortes tomográficos a un paciente masculino de 65 kg, 1.72 m de estatura, 25 años y aparentemente sano. Los cortes se practicaron a cada 20 mm en la parte central del húmero, mientras que en la zona de los cóndilos se realizaron cada 3mm, por medio del tomógrafo axial computarizado del Centro Nacional de Rehabilitación (SOMATON AR, Siemens). A partir de los cortes obtenidos se procedió a obtener puntos representativos que describían la geometría del hueso del paciente, mediante AutoCad 2002. Estos puntos fueron almacenados y reproducidos en el *software* Ansys 8.1 para ir construyendo la geometría del hueso. Mediante estos puntos se procedió a formar polilíneas, posteriormente áreas y finalmente volúmenes.

El modelo de elementos finitos de la prótesis tumoral se realizó directamente en Ansys. Para introducir virtualmente el vástago de la prótesis en el canal medular del hueso y bloquearla con pernos, se utilizaron operaciones booleanas.

La asignación de las propiedades mecánicas empleadas en los modelos, tanto para la prótesis como para el hueso, fue realizada con base en bibliografía especializada en el tema. La designación del tamaño de malla se decidió después de realizar una prueba de convergencia al modelo de elementos finitos.

Las condiciones de frontera se aplicaron en base a las restricciones que se tienen en el miembro superior después de la reconstrucción. Las cargas aplicadas fueron a 90° y 120° de flexión del codo, ya que a 90° se tiene la máxima eficacia de los músculos flexores y a 120° de flexión la mano puede llegar a la boca.

Los casos a analizar se realizaron variando la distancia a la cual la prótesis se puede ajustar, así como el número de pernos con los cuales es bloqueada y el ángulo de aplicación.

Se obtuvieron los valores de esfuerzo máximo en cada componente de la prótesis, en el sitio de la osteotomía así como también en los barrenos. En primera instancia se determinó cuáles eran los casos más críticos a los que es sometida la prótesis y para ello se realizó una comparación de todos los casos de estudio. Posteriormente se analizaron cada uno de los componentes de la prótesis para determinar cuál o cuáles son las piezas donde se localiza la mayor concentración de esfuerzos.

## Referencias

1. Cotran R, Kumar V, Collins T. Patología Estructural y Funcional. Sexta Edición. Editorial McGraw-Hill-Interamericana. México 2001.
2. Pérez R. Principios de Patología. Tercera Edición. Editorial Panamericana. México 1990.
3. González-Almaraz G, Rosillo-Ruiz A, Cavazos-Gómez J. Distribución de los Tumores Óseos Primarios en el Instituto Nacional de Ortopedia. (1987 a 1998). Cir Ciruj 2002; 70:18-25.
4. Valdespino-Gómez VM, Cintra-McGlone E, Figueroa-Beltrán MA. Tumores óseos. Prevalencia. Gac Med Mex 1990; 126(4):325-334.
5. Toro F, Baar A, Paulos J, Calvo R. Cirugía reconstructiva en tumores del extremo proximal del húmero. Rev Chilena Ortop y Traum 1993; 40:171-178.
6. Moreno LF, Tecualt R, Morfín A, Padilla R, Amaya RA, Moreno E. Tumores del húmero. Acta Ortopedica Mexicana 2002; 16(6): Nov.-Dic: 296-306.
7. Chen WM, Chen TH, Huang CK, Chiang CC, Lo WH. Treatment of malignant bone tumours by extracorporeally irradiated autograft-prosthetic composite arthroplasty. J Bone Joint Surg Br. 2002 Nov;84(8):1156-61.
8. Suk KS, Shin KH, Hahn SB. Limb salvage using original low heat-treated tumor-bearing bone. Clin Orthop. 2002 Apr; (397):385-93.
9. O'Connor MI, Sim FH, Chao EY. Limb salvage for neoplasms of the shoulder girdle. Intermediate reconstructive and functional results. J Bone Joint Surg Am. 1996 Dec;78(12):1872-88.

## Capítulo II. Marco teórico

### 2.1 El tejido óseo

#### 2.1.1 Composición ósea <sup>1</sup>

El tejido óseo forma la mayor parte del esqueleto, es decir, de la estructura que sostiene y protege nuestros órganos y nos permite el movimiento. Notablemente resistente pero de peso ligero, el hueso es un tejido dinámico en cambio constante. Durante toda la vida se está desintegrando y reformando continuamente.

El hueso es una forma de tejido conectivo y como tal, consta de células y una matriz de fibras y sustancia fundamental. El hecho notable del hueso es que la sustancia fundamental está calcificada, y por tanto, rígida. Las fibras colágenas de la matriz le dan su resistencia característica cuando se aplica tensión, en tanto que las sales de calcio depositadas en la misma (que equivalen al 65% del peso óseo) evitan la ruptura cuando se le aplican sollicitaciones mecánicas.

#### 2.1.2 Histología del tejido óseo <sup>2</sup>

El hueso o tejido óseo contiene una abundante matriz que rodea a células ampliamente separadas unas de otras. La matriz está formada por aproximadamente un 25% de agua, un 25% de proteínas fibrilares y un 50% de sales minerales. En el tejido óseo existen cuatro tipos de células: células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteocitos y osteoclastos.

**1. Células osteoprogenitoras.** Son células especializadas que derivan del mesénquima, el tejido del que se originan todos los tejidos conjuntivos. Pueden sufrir mitosis y diferenciarse a osteoblastos. Las células osteoprogenitoras se encuentran en la porción más interna del periostio, en el endostio y en los canales perforantes (de Volkmann) y centrales (de Havers) del hueso que contienen los vasos sanguíneos.

**2. Osteoblastos.** Son las células que forman el hueso, pero que han perdido su capacidad para dividirse mediante mitosis. Secretan colágeno y otras sustancias orgánicas para la formación del hueso. También remodelan y reparan el hueso ya formado.<sup>1</sup>

**3. Osteocitos.** Son las células maduras del hueso derivadas de los osteoblastos; son las células principales del tejido óseo. Los osteoblastos se encuentran en las superficies del hueso, pero a medida que van siendo rodeados por los materiales de la matriz se convierten en osteocitos. Mientras que los osteoblastos forman inicialmente tejido óseo, los osteocitos mantienen las actividades celulares cotidianas del tejido óseo, como el intercambio con la sangre de los elementos nutritivos y desechos.

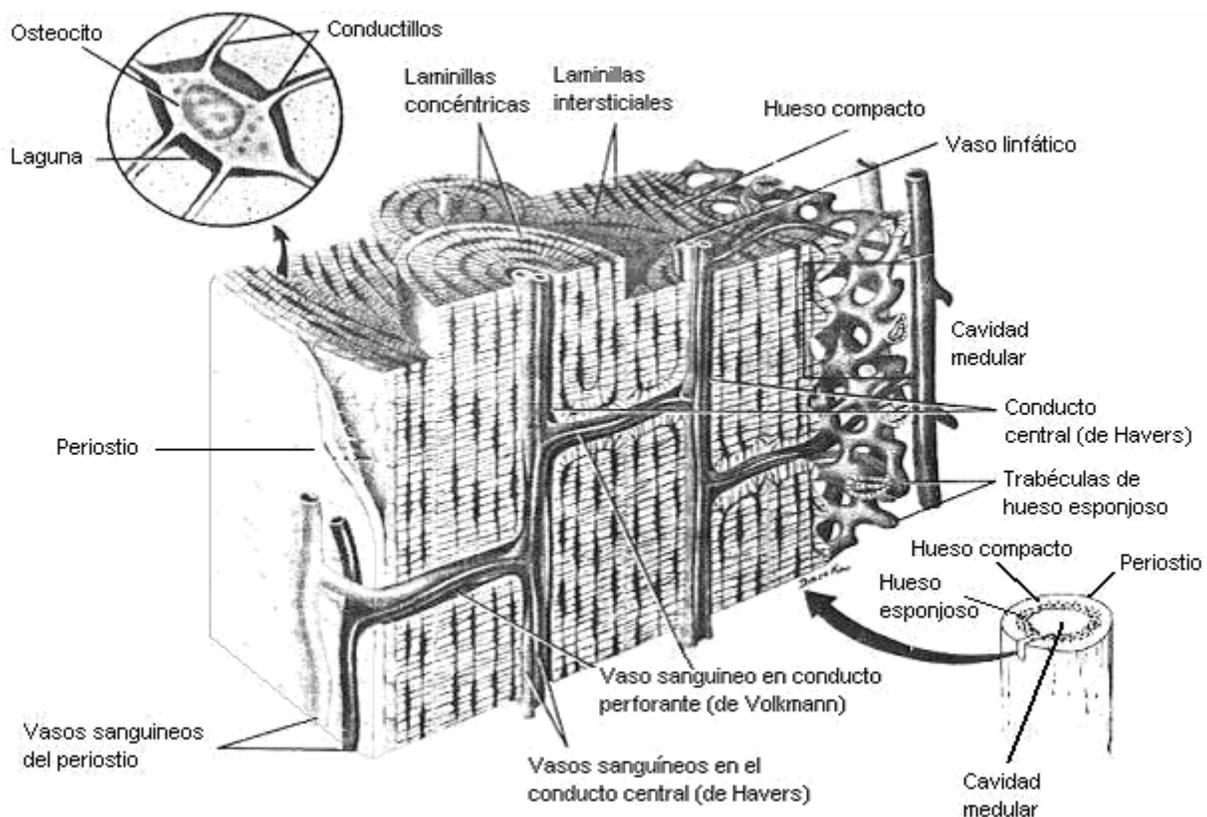
**4. Osteoclastos.** Tienen como función extraer el hueso muerto del lado interno, durante la remodelación. Gracias a ello, se evita que el hueso se vuelva demasiado grueso y pesado. El depósito osteoblástico continúa para contraponerse y equilibrar el proceso sin fin de la resorción, aun cuando el hueso no pueda crecer más.<sup>1</sup>

### 2.1.3 Tipos de tejido óseo <sup>2</sup>

Hay dos tipos de tejido óseo, compacto y esponjoso. El primero es denso y resistente. En cambio, el segundo tiene muchos espacios abiertos (médula) que dan al tejido aspecto esponjoso.<sup>1</sup>

#### 2.1.3.1 Tejido óseo compacto

El tejido óseo compacto (denso) contiene pocos espacios. Forma la capa externa de todos los huesos del cuerpo y la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos. Proporciona protección y sostén, y ayuda a que los huesos largos resistan las cargas mecánicas que gravitan sobre ellos.

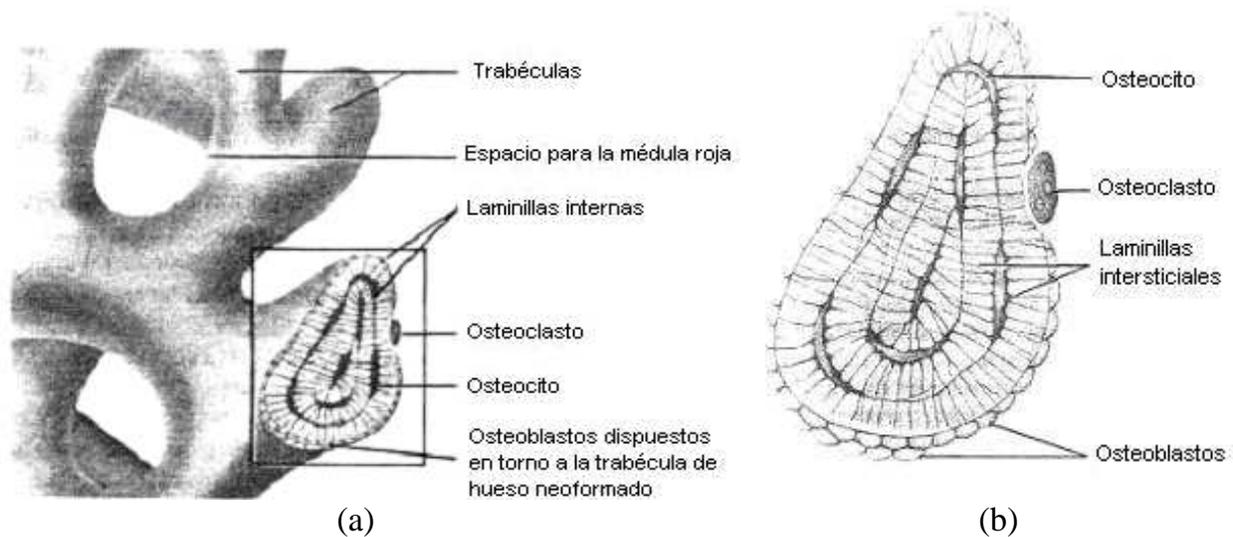


**Figura 2.1.3.1.** Tejido óseo compacto. (Tortora G, Grabowski S. Principios de Anatomía y Fisiología. Tercera Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid, España 1999)<sup>2</sup>

### 2.1.3.2 Tejido óseo esponjoso

Ésta formado por laminillas dispuestas en un encaje irregular de finas placas de hueso llamadas trabéculas, figuras 2.1.3.2 a y b. Los espacios entre las trabéculas de algunos huesos están ocupados por la médula ósea roja productora de células sanguíneas. Las trabéculas del tejido esponjoso tienen una orientación que permite al hueso una mayor resistencia a las sollicitaciones que debe soportar utilizando el mínimo de material.

El hueso esponjoso constituye la mayor parte del tejido óseo de los huesos cortos, planos y de forma irregular, y de la epífisis de los huesos largos.<sup>3,4</sup>



**Figura 2.1.3.2.** (a) Tejido óseo esponjoso. (b) Detalle del corte transversal de una trabécula. (Tortora G, Grabowski S. Principios de Anatomía y Fisiología. Tercera Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid, España 1999)<sup>2</sup>

### 2.1.4 Estructura del hueso<sup>1, 2, 3</sup>

Estructuralmente, el sistema esquelético está formado por cartílago, tejido óseo (hueso), médula ósea y periostio.

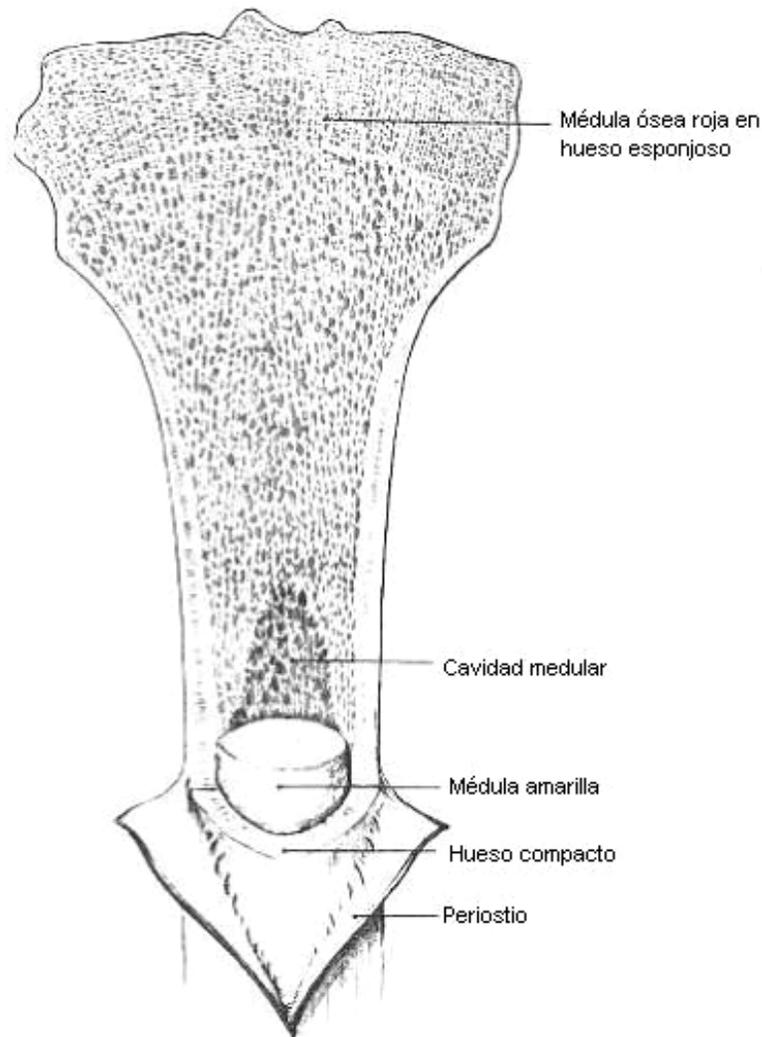
El **cartílago articular** es una fina capa de cartílago hialino que recubre la epífisis en las zonas donde el hueso forma articulación con otro hueso. El cartílago reduce la fricción y absorbe las fuerzas de choque en las articulaciones que se mueven libremente.

La **medula ósea** consta principalmente de células sanguíneas y sus precursores. Su función primordial, la hematopoyesis, es la formación de células sanguíneas rojas y blancas y megacariocitos, que se fragmentan para formar plaquetas (necesarias para la coagulación de la sangre).

El **periostio** es la cubierta de tejido conectivo que cubre a la superficie externa del hueso, excepto en las superficies articulares. Está compuesta por dos capas, la capa fibrosa externa y la capa osteogénica interna. El periostio es esencial para el crecimiento en diámetro, la reparación y la nutrición del hueso. También sirve como punto de unión para los ligamentos y tendones.

El **endostio** es una membrana delgada y frágil, que cubre todas las cavidades del hueso, incluyendo la cavidad de la médula ósea de los huesos largos, los espacios medulares del hueso esponjoso y los conductos de Havers.

La **médula amarilla** es tejido conectivo formado en su mayor parte por células grasas, y se encuentra principalmente en las diáfisis de huesos largos, dentro de la cavidad medular.



**Figura 2.1.4.** Estructura del hueso. (Anthony C. Anatomía y Fisiología. Novena Edición. Editorial Iberoamerica. México 1997)<sup>3</sup>

### 2.1.5 Clasificación de los huesos<sup>1, 2, 3</sup>

Los huesos del esqueleto se dividen según su forma, en cinco tipos: largos, cortos, planos, irregulares y sesamoideos.

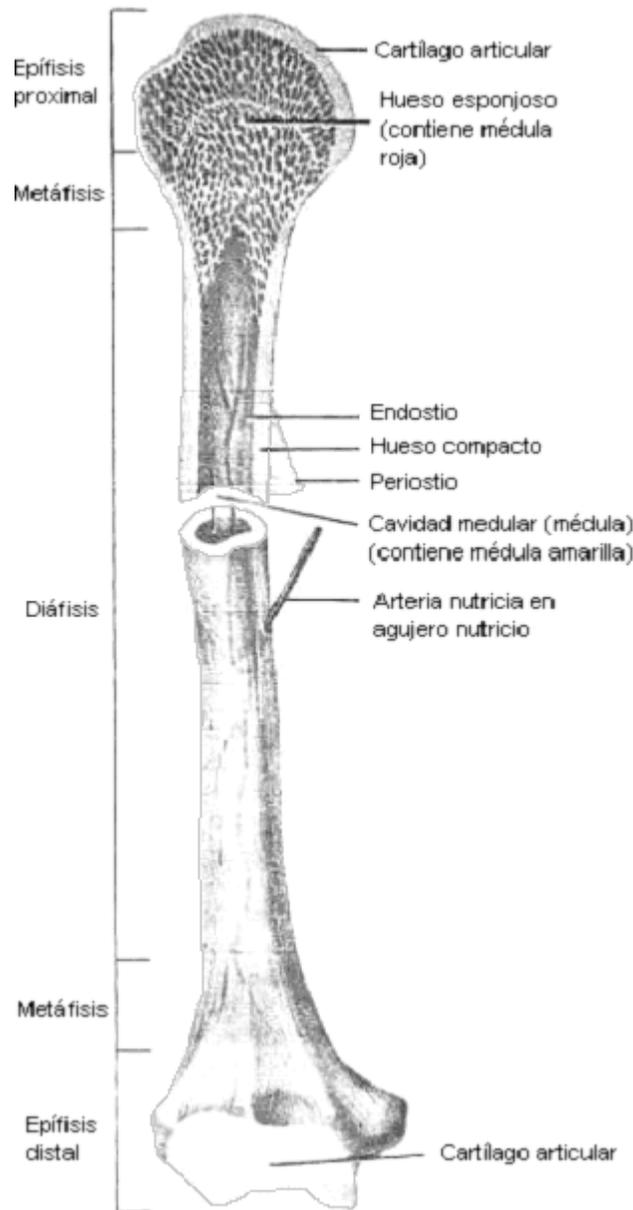
Los **huesos largos** constan de una zona cilíndrica, la diáfisis, y dos extremos, llamados cada uno epífisis. La diáfisis está formada básicamente por tejido compacto, el cual está engrosada en la porción media del hueso, donde el esfuerzo sobre él es mayor. La resistencia de un hueso largo está asegurada, además, por una ligera curvatura en su porción cilíndrica. El interior de la misma es la cavidad de la *médula*, llamado también *conducto medular*. Las porciones más anchas de cada extremo de la diáfisis y las epífisis están formadas de un núcleo central de hueso esponjoso rodeado de una capa delgada de hueso compacto. Las extremidades son, en general, anchas y extendidas, comparadas con la diáfisis, para facilitar la articulación con otros huesos y proporcionar una superficie más grande para la unión muscular. Ver figura 2.1.5.

Los **huesos cortos**, tienen forma irregular, volumen restringido y sus tres ejes son semejantes. Solamente una capa delgada de tejido compacto cubre al tejido esponjoso de un hueso corto típico.

Los **huesos planos** se encuentran dondequiera que se necesite protección de partes blandas del cuerpo o un lugar para inserción muscular extensa. Estos huesos se componen de dos láminas planas de tejido compacto que encierran una capa de hueso esponjoso.

Los **huesos irregulares** tienen la misma composición y estructura básicas que los cortos y planos; sin embargo este último grupo comprende huesos de forma característica y diferente, como son las vértebras y los huesillos del oído.

Los **huesos sesamoideos** en general se consideran como una categoría aparte, ya que son huesos pequeños, redondeados. Están incluidos en tejido tendinoso y aponeurótico, y se encuentran junto a articulaciones. Se cree que su función es incrementar la función de palanca de los músculos. La rótula es el más grande y más definido de los huesos sesamoideos.



**Figura 2.1.5.** Hueso largo parcialmente seccionado. (Tortora G, Grabowski S. Principios de Anatomía y Fisiología. Tercera Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid, España 1999)<sup>2</sup>

### 2.1.6 Remodelación ósea <sup>4</sup>

Existe un mecanismo de remodelación continua del hueso en las zonas metafisarias activas. Esto se realiza mediante la simultánea deposición osteoblástica del hueso sobre una superficie y la resorción osteoclástica en la superficie opuesta. El remodelado de hueso se realiza a lo largo de la vida. Durante los años de crecimiento, la deposición ósea es mayor que la resorción. En cambio, en la edad avanzada, la deposición ósea no puede compensar la resorción.

El remodelado óseo es también reflejo de la presencia o ausencia de estímulo mecánico. Así, el hueso es depositado en zonas sujetas a esfuerzo y se resorbe en los lugares donde es escaso. Actualmente a este fenómeno se le conoce como *Teoría de la remodelación ósea*, la cual dice que la arquitectura del hueso está condicionada a los cambios en el estímulo mecánico que éste recibe.

### 2.1.7 Ejercicio y hueso <sup>2</sup>

Dentro de ciertos límites, el hueso puede modificar su resistencia como respuesta a las tensiones mecánicas. El tejido óseo, colocado en una situación de tensión mecánica, se fortalece mediante un aumento en el depósito de sales minerales y en la producción de fibras de colágeno. Sin estímulo mecánico, el hueso no se remodela normalmente, ya que la resorción del tejido supera a su formación. La eliminación del estímulo mecánico debilita al hueso a causa tanto de la desmineralización (pérdida de minerales óseos) como de la reducción del colágeno. Las principales tensiones mecánicas que se ejercen sobre el hueso son las resultantes de la actividad de los músculos esqueléticos y de la gravedad. Si una persona permanece en cama o tiene un hueso fracturado con un aparato de yeso, la resistencia de los huesos no sometidos a esfuerzo disminuye.

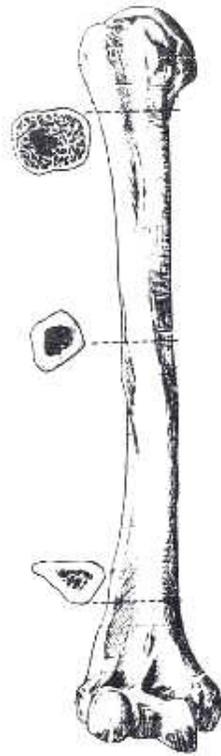
## 2.2 Propiedades mecánicas del hueso <sup>4</sup>

El hueso es una estructura viva que puede alterar sus propiedades y su configuración debido a la edad, así como en respuesta al estímulo mecánico. De ahí la disminución de su densidad en los períodos de inactividad, o el remodelado del hueso, tras una fractura o una intervención quirúrgica realizada sobre él.

El tejido óseo tiene la función de carga y protección, siguiendo para ello uno de los principios de la naturaleza, esto es, conseguir con el mínimo peso la máxima eficacia (*principio de material mínimo*).

En mecánica, los materiales compuestos (*composites*) son los que están formados por la combinación de dos o más sustancias. El hueso es un material compuesto, puesto que tiene dos sustancias o fases, una mineral y otra orgánica, siendo el único tejido del aparato locomotor que las posee en condiciones normales. Esta particularidad es la que le proporciona su gran resistencia como tejido vivo. Además, mejora su resistencia orientando las capas de hidroxiapatita en las fibras de colágeno de forma alternante.

El hueso es un material poroso pero su estructura cortical y esponjosa le proporciona la característica mecánica de porosidad variable. Esta porosidad es diferente según el segmento del hueso que observemos (figura 2.2.1), lo que conduce a otra particularidad importante, su anisotropía. Un material anisotrópico es el que exhibe diferentes propiedades mecánicas cuando son sometidos a cargas en diferentes direcciones.



**Figura 2.2.1.** Húmero derecho seccionado. (Latarjet M, Ruiz LA. Anatomía Humana. Tercera Edición. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina 1995)<sup>5</sup>

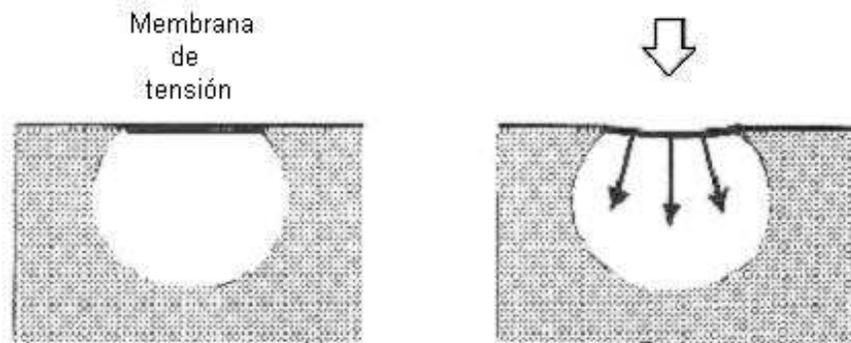
En general, la gran ventaja de un material compuesto anisotrópico es que puede estar dispuesto de tal modo que, como mínimo en una dirección, es mucho más resistente y rígido de lo que sería un material isotrópico que tuviera igual composición. Esta cualidad implica una mayor debilidad en alguna de las demás direcciones. Esto no importa si, sobre esta dirección no actúen fuerzas muy grandes.<sup>6</sup>

El hueso esponjoso está diseñado para absorber la energía procedente de impactos sobre las articulaciones (caminar, saltar). Por ello su estructura tridimensional de trabéculas delimita cavidades llenas de elementos blandos a modo de una esponja. Desde el punto de vista mecánico, las estructuras porosas llenas de fluidos son el mejor sistema mecánico para absorber la energía procedente de los impactos.

El hueso cortical se localiza preferentemente en la diáfisis de los huesos largos, con lo cual mantiene su resistencia y disminuye su espesor. Con una menor anchura se adapta mejor a las deformaciones en flexión y reduce las posibilidades de fracturarse. Su estructura tubular es la más adecuada para soportar las sollicitaciones de compresión, tracción, flexión y torsión, o sus combinaciones.

El hueso está más preparado para soportar los esfuerzos de compresión que las de tensión, esto se soluciona mediante la inserción de los ligamentos y la actuación de los músculos que convierte las tensiones de tracción en tensiones de compresión.

Para una transmisión más homogénea de las presiones a través de las trabéculas óseas, existen en la superficie de éstas unas membranas o ténsulas de colágeno y calcio (membranas de tensión), que dan paso a microcavidades o cámaras llenas de líquido que distribuyen los esfuerzos recibidos. Ver figura 2.2.2.



**Figura 2.2.2.** Membrana de tensión. (Miralles RC. Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor. Primera Edición. Editorial Masson. Barcelona 1998)<sup>4</sup>

El tejido óseo tiene un comportamiento viscoelástico,<sup>4,6</sup> es decir, se recupera de la deformación con una cierta lentitud si no se sobrepasa el límite elástico. Al aumentar la velocidad con que se aplica una fuerza, el hueso se deforma menos y se rompe antes.

El módulo de Young mide la rigidez de un material, de manera que los materiales más rígidos poseen un módulo más elevado. Este módulo de Young es 75.5 MPa en el hueso trabecular y 17.0 GPa en el cortical. El hueso esponjoso se comporta de forma elástica cuando se comprime con lentitud.

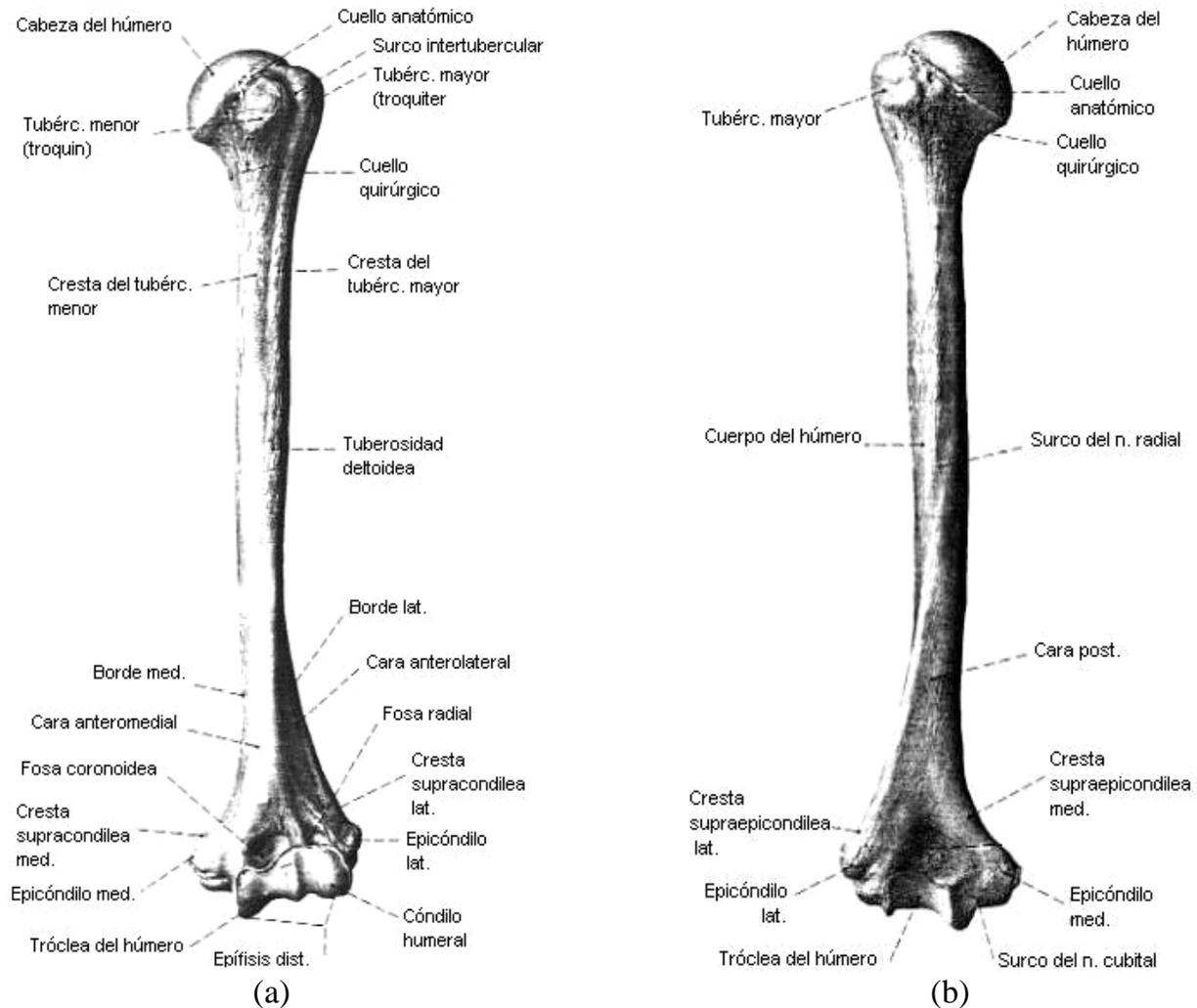
Las propiedades mecánicas más importantes de los huesos son la resistencia y rigidez. El módulo de elasticidad cambia según la parte del hueso y la dirección de la carga aplicada. Además, este módulo varía con la edad, puesto que, al estar en remodelación, la masa ósea tiende a disminuir con la edad, o por otras causas, de modo que el hueso se torna más rígido y también más frágil.

## 2.3 Anatomía estructural del hombro <sup>7, 8</sup>

### 2.3.1 Húmero

Es un hueso largo, par y simétrico que forma el esqueleto del brazo; se articula cranealmente con la escápula y distalmente con el cúbito y el radio. Como todo hueso

largo, consiste en diáfisis central y dos extremos o epífisis. La epífisis superior (proximal) tiene varias estructuras características: cabeza, cuello anatómico, troquín y troquiter, corredera bicipital y cuello quirúrgico. En la diáfisis están la impresión deltoidea y el canal de torsión o radial. La epífisis distal tiene cuatro prolongaciones, la epitroclea, epicóndilo, cóndilo humeral y tróclea, y dos depresiones, la cavidad olecraneana y la fosita coronoidea. Ver figuras 2.3.1 a y b.

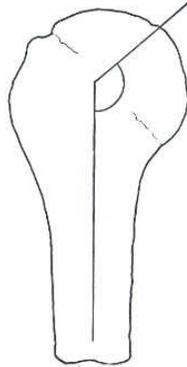


**Figura 2.3.1.** (a) Vista anterior del húmero. (b) Vista posterior del húmero. (Sobotta J. Atlas de Anatomía Humana Tomo 1. Vigésima Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 1994)<sup>7</sup>

### 2.3.1.1 Angulo de la cabeza humeral <sup>9</sup>

La cabeza del húmero está orientada hacia arriba, hacia la línea media y hacia delante (en anteversión) y junto con el eje longitudinal de la diáfisis del mismo hueso forma el ángulo de la cabeza humeral. Este ángulo se forma por la intersección de la línea que representa

el eje diafisario del húmero (figura 2.3.1.1), con la línea que parte desde la mitad de la base de la cabeza, es decir, desde la mitad del cuello anatómico, y llega hasta la parte media de la superficie articular de la cabeza humeral. Esta segunda línea es perpendicular al plano de la base de la cabeza. El valor normal de este ángulo es de  $130^\circ$  a  $140^\circ$ .



**Figura 2.3.1.1.** Ángulo de la cabeza humeral. (Muñoz GJ. Atlas de Mediciones Radiográficas en Ortopedia y Traumatología. Editorial McGraw-Hill Interamericana. México 1999)<sup>9</sup>

### 2.3.2 Clavícula

Es un hueso largo que se extiende entre el esternón y la escápula, con los que se articula. De dirección transversal y encorvado dos veces sobre su eje a la manera de *S*, es convexo ventralmente en su mitad medial y cóncavo en la lateral. Como todo hueso largo, la clavícula presenta un cuerpo y dos extremidades.

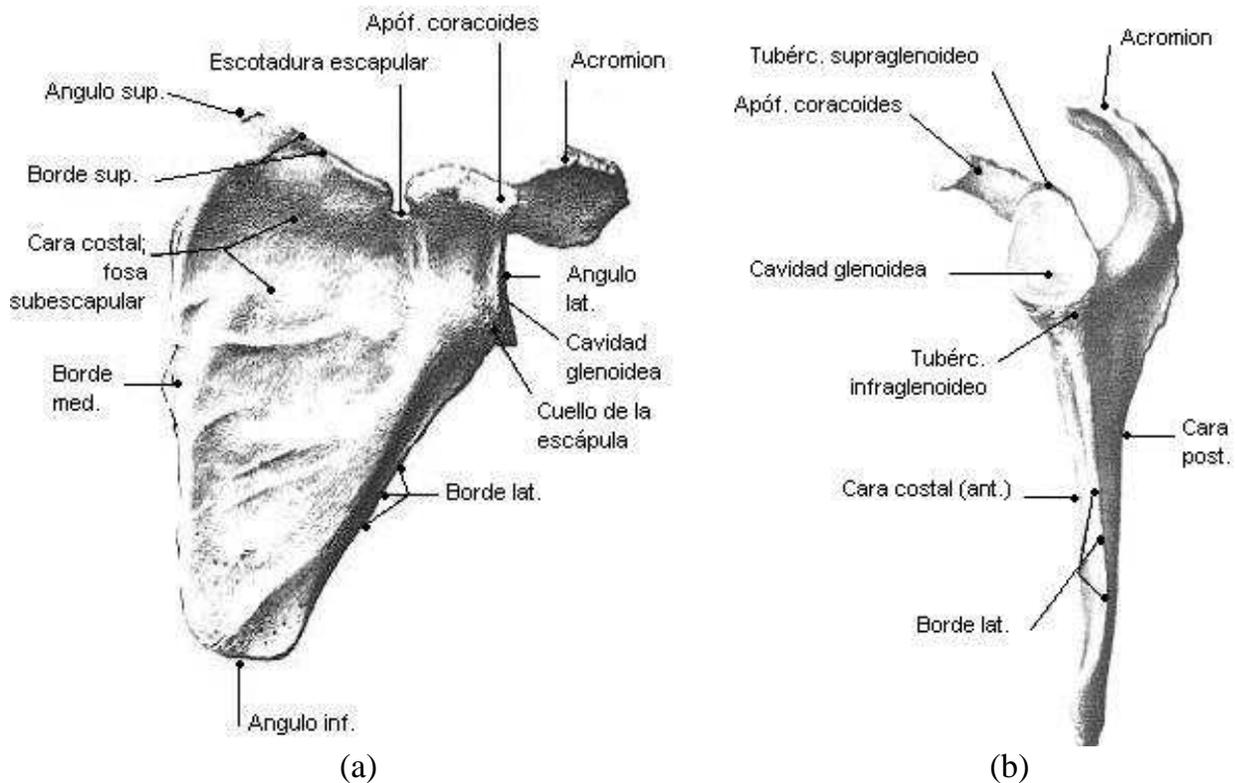


**Figura 2.3.2.** Vista inferior de la clavícula izquierda. (Fuentes R. Anatomía Humana General. Primera Edición. Editorial Trillas. México 1997)<sup>8</sup>

### 2.3.3 Escápula (omóplato)

Hueso plano, par y simétrico, está colocado en la parte craneodorsolateral del tronco, sirviendo de enlace entre éste y la extremidad superior.

De forma triangular, con base craneal, la escápula presenta en su cara anterior o costal, llamada también fosa subescapular, una serie de crestas más o menos marcadas que, partiendo del ángulo lateral, divergen en dirección caudomedial para dar inserción al músculo subescapular. Ver figuras 2.3.3 a y b.



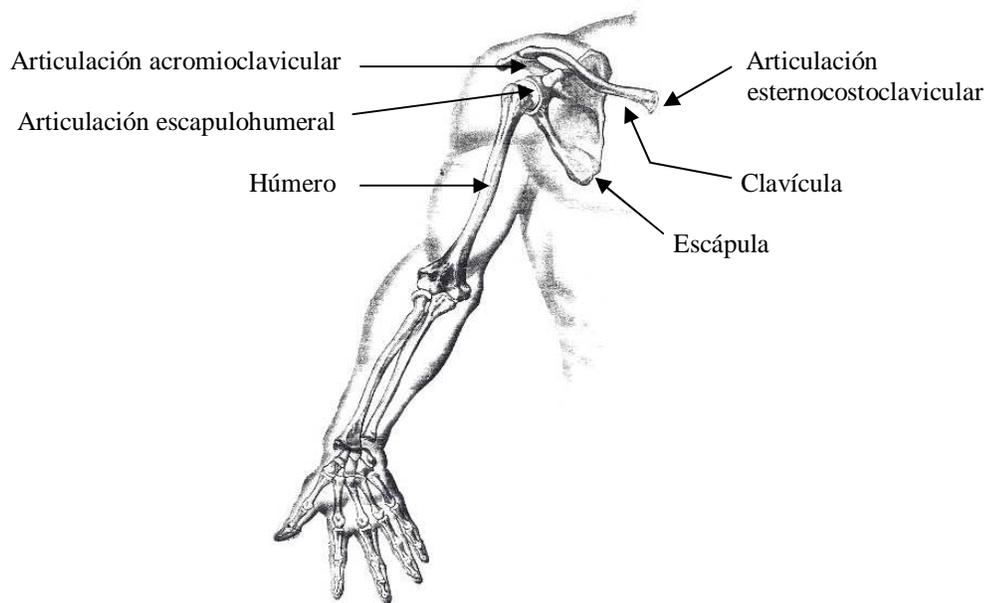
**Figura 2.3.3.** (a) Vista posterior de la escápula. (b) Vista lateral de la escápula. (Fuentes R. Anatomía Humana General. Primera Edición. Editorial Trillas. México 1997)<sup>8</sup>

## 2.4 Fisiología del hombro

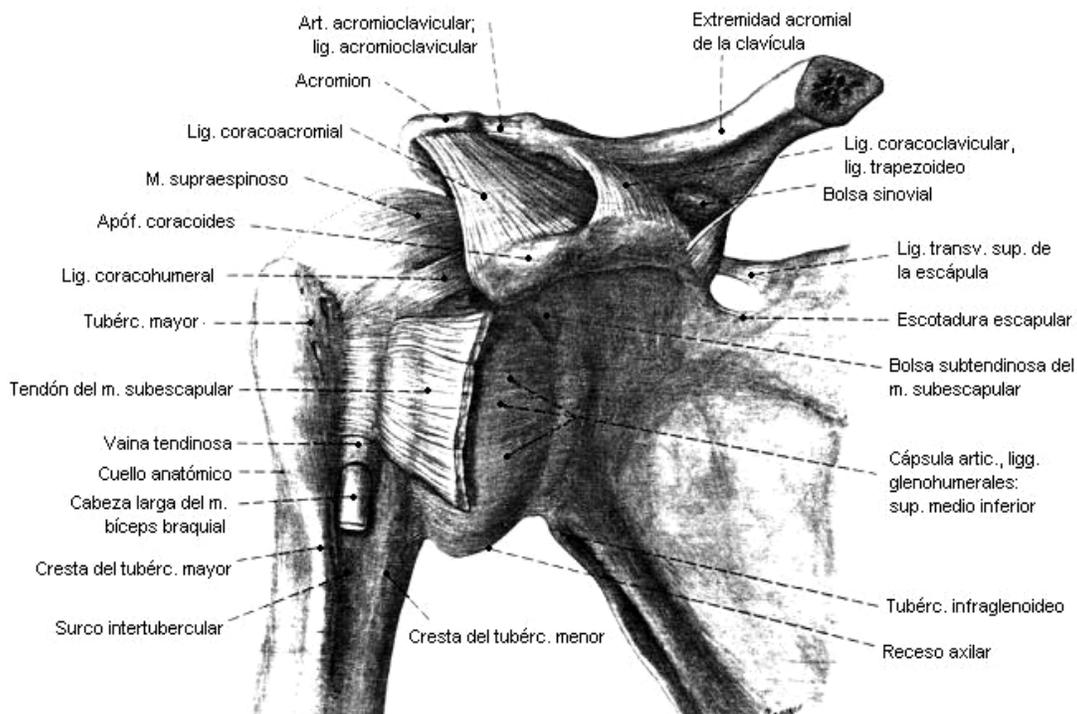
### 2.4.1 Complejo articular del hombro<sup>4, 8</sup>

El hombro, articulación proximal del miembro superior, está constituido por la integración de tres huesos: escápula, húmero y clavícula, originando tres articulaciones bien diferenciadas que son la articulación acromioclavicular, formada por el acromion y la porción externa de la clavícula; la articulación escapulohumeral, que la forman la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula; esta cavidad a su vez ampliada por el rodete glenoideo, que además de dar una mayor superficie a la articulación le confiere una mayor estabilidad; y la articulación esternocostoclavicular, la cual está formada por el extremo proximal de la clavícula y el manubrio esternal, ver figura 2.4.1.1. Además, existen cuatro músculos cortos, que procediendo de la escápula se insertan en la

cabeza del húmero y proporcionan una gran parte de la movilidad y estabilidad de la articulación. Estos cuatro músculos, son el supraespinoso, infraespinoso, subescapular y redondo menor. Se disponen de tal forma que parece que abrazan la articulación, constituyendo el denominado manguito rotador. Ver figura 2.4.1.2.



**Figura 2.4.1.1.** Miembro superior. (Fuentes R. Anatomía Humana General. Primera Edición. Editorial Trillas. México 1997)<sup>8</sup>



**Figura 2.4.1.2.** Visión anterior de la articulación escapulohumeral derecha. (Sobotta J. Atlas de Anatomía Humana Tomo 1. Vigésima Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 1994)<sup>7</sup>

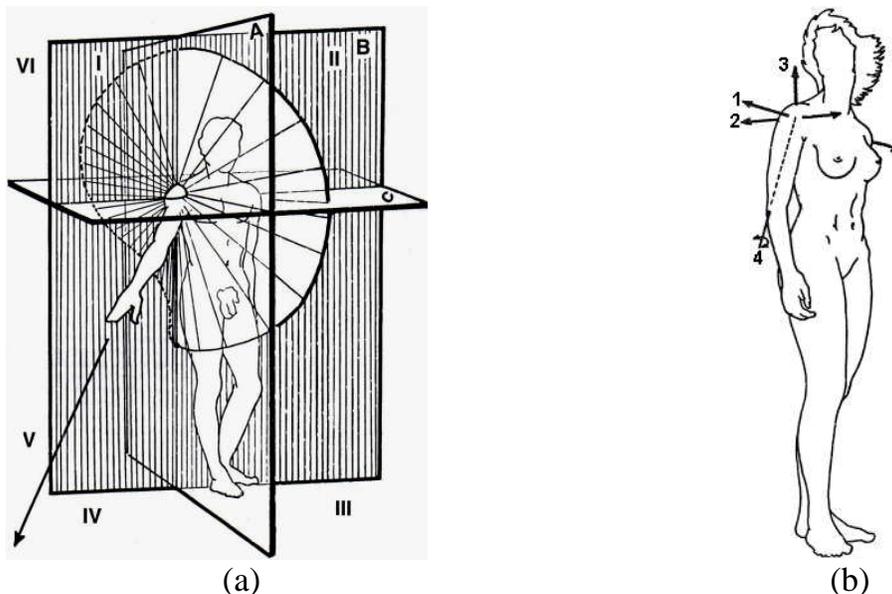
## 2.4.2 Planos y ejes de movimiento del miembro superior <sup>10</sup>

El hombro, posee tres grados de libertad, lo que le permite orientar el miembro superior en relación a los tres planos del espacio (A) plano sagital, B) Plano frontal y C) Plano horizontal como se puede ver en la figura 2.4.2), a merced a tres ejes principales (figura 2.4.2 b), los cuales son:

- 1) Eje transversal, situado en el plano frontal, permite los movimientos de flexión y extensión.
- 2) Eje anteroposterior, situado en el plano sagital, permite los movimientos de abducción y aducción.
- 3) Eje vertical, determinado por la intersección del plano sagital y del plano frontal, dirige los movimientos de flexión y de extensión realizados en el plano horizontal.

El eje longitudinal del húmero (4) permite la rotación externa/interna del brazo. El miembro superior pende a lo largo del cuerpo, verticalmente, de forma que el eje longitudinal del húmero (4) coincide con el eje vertical (3). En la posición de abducción de  $90^\circ$ , el eje longitudinal (4) coincide con el eje transversal (1). En la posición de flexión de  $90^\circ$ , coincide con el eje anteroposterior (2).

Por lo tanto, el hombro es una articulación con tres ejes principales y tres grados de libertad, pudiendo coincidir el eje longitudinal del húmero con uno de los dos o situarse en cualquier posición intermedia para permitir el movimiento de rotación externa/interna.

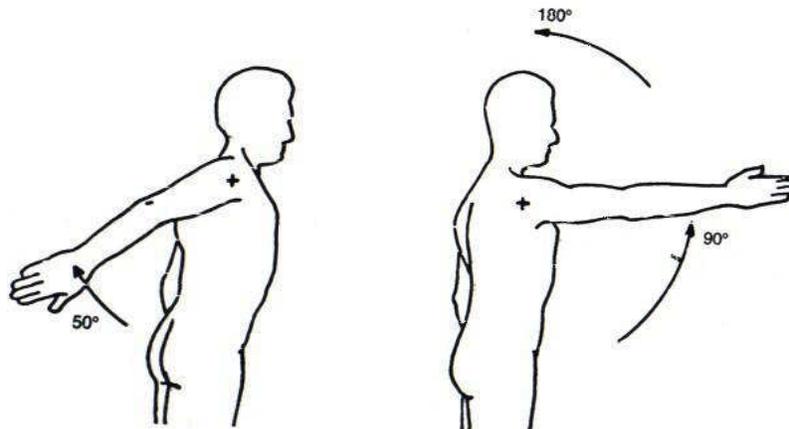


**Figura 2.4.2.** (a) Planos del espacio del miembro superior. (b) Ejes de movimiento del húmero. (Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001)<sup>10</sup>

## 2.4.3 Movimientos del Hombro <sup>10</sup>

### 2.4.3.1 Flexión y Extensión

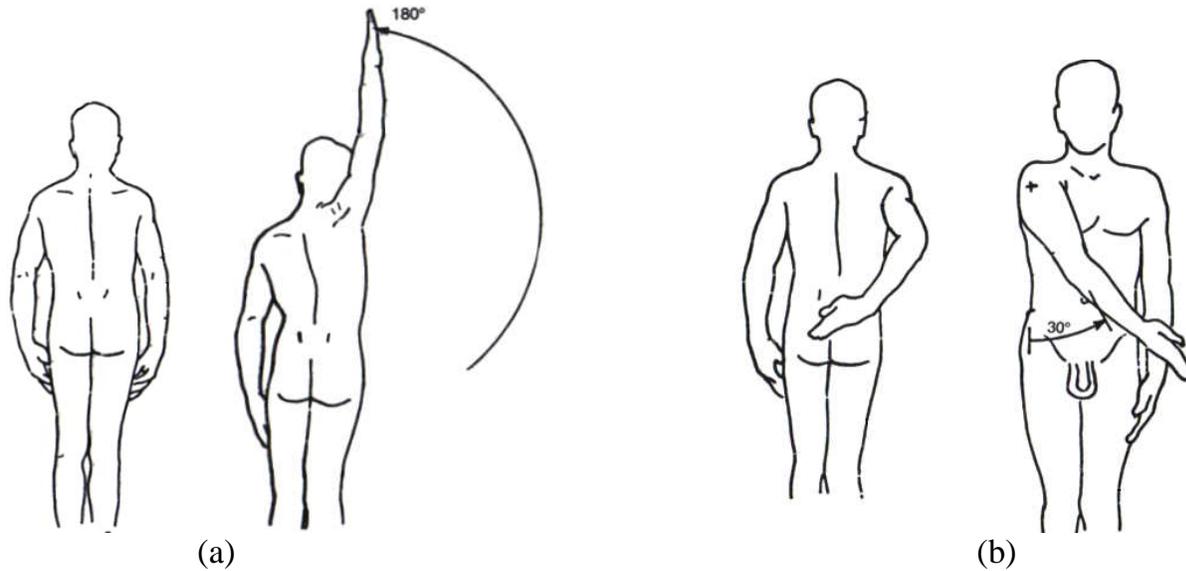
La extensión o retropulsión consiste en llevar el miembro superior hacia atrás, alcanzando una amplitud de 45° a 50°. La flexión o antepulsión, es un movimiento de gran amplitud, 180°, consiste en llevar el miembro superior hacia delante, lo cual se logra con la articulación escapulohumeral de 0° a 90°.



**Figura 2.4.3.1.** Movimientos de flexión y extensión del hombro. (Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001)<sup>10</sup>

### 2.4.3.2 Abducción y Aducción

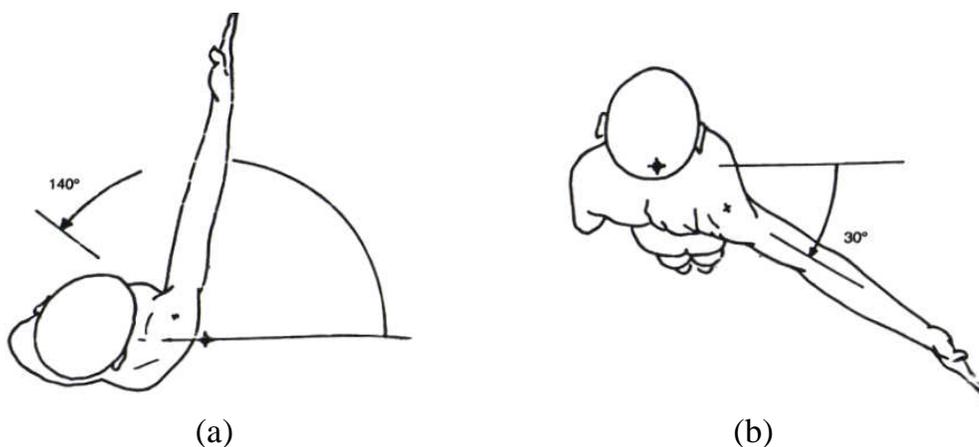
La abducción es el movimiento que aleja el miembro superior del tronco y se eleva hasta 180°; a este movimiento de 0° a 90° se le conoce como abducción, y de 90° a 180° como elevación (figura 2.4.3.2 a); los primeros 20 grados son efectuados por el músculo supraespinoso que fija la cabeza humeral contra la cavidad glenoidea, permitiendo así la acción del músculo deltoides. En la aducción el miembro superior se aproxima al plano de simetría y como es mecánicamente imposible debido a la presencia del tórax, sólo es posible si va unido a una retropulsión, en la cual la aducción es muy leve o a una antepulsión en la que la aducción alcanza de los 30° a 45°. Ver figura 2.4.3.2 b.



**Figura 2.4.3.2.** (a) Movimiento de abducción del hombro. (b) Movimiento de aducción del hombro. (Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001)<sup>10</sup>

### 2.4.3.3 Flexión y Extensión horizontal

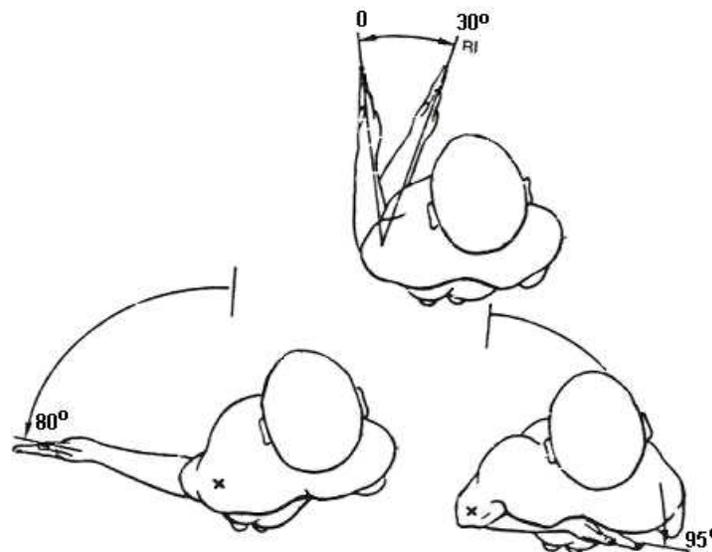
La flexión horizontal es un movimiento que asocia la flexión y la aducción de 140° de amplitud, activando el músculo deltoides, subescapular, pectorales mayor y menor y el serrato mayor. La extensión horizontal asocia la extensión y la aducción de menor amplitud de 30° a 40°, es realizada por el músculo supraespinoso, infraespinoso, redondos mayor y menor, romboides, trapecio y el dorsal ancho.



**Figura 2.4.3.3.** (a) Flexión horizontal del hombro. (b) Extensión horizontal del hombro. (Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001)<sup>10</sup>

#### 2.4.3.4 Rotación interna y externa del brazo

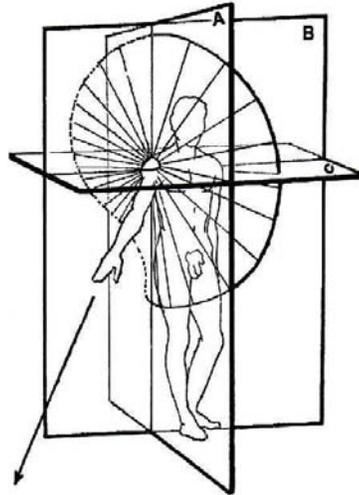
La rotación del brazo sobre su eje longitudinal puede realizarse en cualquier posición del hombro. Se trata de la rotación voluntaria o adjunta de las articulaciones con tres ejes y tres grados de libertad. Para medir la amplitud de los movimientos de rotación es obligatoria la flexión del codo a  $90^\circ$ , de este modo el antebrazo está inserto en un plano sagital y en rotación  $0^\circ$ . Dirige los movimientos de rotación externa con una amplitud de  $80^\circ$ , no llega a los  $90^\circ$ , y es realizado por los músculos supraespinoso, infraespinoso y redondo menor, la rotación interna con una amplitud de  $95^\circ$ , para lograrlo es imprescindible cierto grado de retropulsión, para que el antebrazo se coloque detrás del tronco; es realizado por el músculo subescapular y el redondo mayor.



**Figura 2.4.3.4.** Rotación interna y externa del brazo. (Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001)<sup>10</sup>

#### 2.4.3.5 Circunducción

La circunducción combina los movimientos elementales en torno a tres ejes, ver figura 2.4.3.5. Cuando la circunducción alcanza su máxima amplitud, el brazo describe en el espacio un cono irregular: *el cono de circunducción*. Dicho cono delimita, en la esfera cuyo centro es el hombro y cuyo radio es igual a la longitud del miembro superior, *un sector esférico de accesibilidad*, en cuyo interior la mano puede tomar objetos sin desplazamiento del tronco.



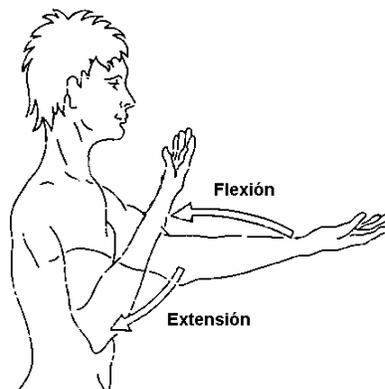
**Figura 2.4.3.5.** Movimiento de Circunducción. (Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001)<sup>10</sup>

## 2.5 Fisiología del codo <sup>4,10</sup>

### 2.5.1 Complejo articular del codo

El codo es la articulación intermedia del miembro superior: al realizar la unión mecánica entre el primer segmento –el brazo- y el segundo –el antebrazo- del miembro superior, le posibilita, orientado en los tres planos del espacio gracias al hombro, desplazar más o menos lejos del cuerpo su extremidad activa: la mano.

El complejo articular del codo comprende tres articulaciones: la humerocubital, la humerorradial y la radiocubital proximal. Permitiendo dos tipos de movimiento, flexión-extensión y pronación-supinación. La flexión-extensión tiene un rango funcional de movimiento de 30 a 145°, siendo la mayoría de las actividades de la vida diaria acometidas dentro de este rango.



**Figura 2.5.1.** Flexoextensión del codo. (Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001)<sup>10</sup>

### 2.5.2 Biomecánica de la flexión del codo

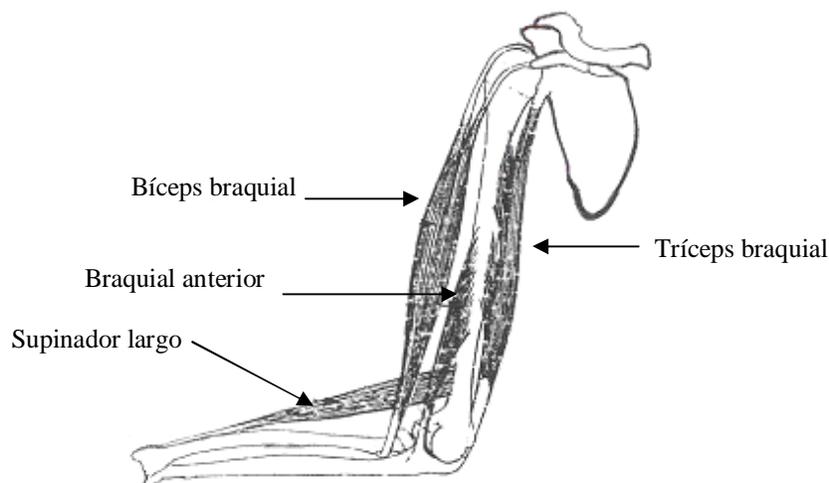
Los músculos motores de la flexión incluyen el braquial anterior, el bíceps braquial y el supinador largo.

El músculo braquial anterior va desde la cara anterior del húmero hasta la apófisis coronoides del cúbito y es exclusivamente flexor del codo. El bíceps se origina por dos cabezas: la porción larga se inserta en el tubérculo supraglenoideo de la escápula y la porción corta en la apófisis coracoides. La inserción distal se realiza en la tuberosidad bicipital del radio. Es un músculo biarticular, ya que salta las articulaciones del hombro y del codo.

El músculo supinador largo se extiende desde el borde externo de la parte distal del húmero hasta la apófisis estiloides del radio. Tiene como misión principal flexionar el codo.

La eficacia de los músculos flexores es máxima con el codo en flexión de  $90^\circ$ , ya que, cuando está en extensión, la fuerza muscular es paralela al antebrazo y su brazo de palanca es más corto, como se puede ver en la figura 2.4.2. El pico de potencia flexora del bíceps es mayor en extensión, pero su potencia supinadora es menor. Con la semiflexión la eficacia de la fuerza para la flexión aumenta, siendo máxima para el bíceps a los  $80-90^\circ$  y para el supinador largo a los  $100-110^\circ$ . Por lo tanto, la posición del codo y del antebrazo influye en el momento de los músculos del codo.

La extensión del codo está determinada por la acción de un solo músculo, el tríceps braquial. Como su nombre lo indica, éste está formado por tres porciones que se funden en un tendón común que se inserta en la parte posterosuperior del olécranon.



**Figura 2.5.2.** Músculos flexores del codo. (Miralles RC. Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor. Primera Edición. Editorial Masson. Barcelona 1998)<sup>4</sup>.

## 2.6 Patología general de las neoplasias

### 2.6.1 Neoplasias <sup>11, 12</sup>

En lenguaje médico una neoplasia casi siempre se refiere como tumor, aunque un tumor simplemente significa masa, bulto o nódulo localizado, o un aumento de tamaño de una estructura. La palabra específica es neoplasia, que califica al tumor y le da un significado más preciso.

Una neoplasia es una masa anormal de tejido cuyo crecimiento es excesivo e incontrolado respecto al del tejido normal; este crecimiento continúa aún después de interrumpir el estímulo que indujo el cambio. Un hecho fundamental en el origen de toda neoplasia es la pérdida de la capacidad de respuesta a los mecanismos de regulación del organismo. Las neoplasias también tienen un cierto grado de autonomía e incrementan su tamaño de manera constante, cualesquiera que sean las condiciones locales donde se desarrolla y el estado nutricional del huésped.

### 2.6.2 Características de las neoplasias benignas y malignas

Las neoplasias se dividen en las categorías de benigna y maligna (tabla 2.6.2.).

Un tumor es benigno cuando sus características microscópicas y macroscópicas pueden considerarse más bien inocuas, lo cual implica que permanece localizado, no se propaga a otros sitios, y por lo tanto, en general, es susceptible de extirpación quirúrgica local y el paciente sobrevive. Sin embargo, los tumores benignos pueden producir más de una sola masa localizada y a veces causan enfermedades graves.

Los tumores malignos suelen llamarse *cánceres*, son localmente agresivos por invasión y destrucción de estructuras adyacentes, por necrosis, ulceración y hemorragia, o pueden producir metástasis en diferentes órganos e interferir en otras funciones y causar la muerte.

| Benignas               | Malignas            |
|------------------------|---------------------|
| Encapsuladas           | No encapsuladas     |
| Se conservan bien      | Frecuente necrosis  |
| No invasivas           | Invasivas           |
| Bien diferenciadas     | Poco diferenciadas  |
| Crecimiento lento      | Crecimiento rápido  |
| No producen metástasis | Producen metástasis |

**Tabla 2.6.2.** Características de las neoplasias benignas y malignas. (Pérez R. Principios de Patología. Tercera Edición. Editorial Panamericana. México 1990)<sup>12</sup>

La distinción entre tumores benignos y malignos depende de su aspecto (morfología) y, en último término, de su comportamiento (evolución clínica); para diferenciarlos se utilizan cuatro criterios:

- Diferenciación.
- Velocidad de crecimiento.
- Infiltración local.
- Metástasis.

## 2.7 Neoplasias de hueso <sup>11-15</sup>

### 2.7.1 Características de las neoplasias óseas

Las neoplasias originadas en el hueso son poco frecuentes y las metástasis de hueso son aun menos frecuentes. Los sitios primarios más comunes para metástasis ósea, en orden descendente de frecuencia, son: próstata, mamas, pulmón, riñón, tubo digestivo y tiroides. Las metástasis pueden ser destructivas (osteolíticas) o acompañarse de formación reactiva de hueso nuevo (osteoblástica). La etiología de las neoplasias del hueso no se conoce, los tumores óseos pueden presentarse en los niños, adolescentes y adultos jóvenes; la zona más afectada es la metáfisis de los huesos largos. Los tumores de hueso sugieren una alteración en el crecimiento o maduración del hueso y se originan del tejido inmaduro cerca de la placa epifisiaria.

### 2.7.2 Principales neoplasias óseas

Los tumores benignos más frecuentes que se originan en el hueso son, el osteocondroma, el condroblastoma y el tumor de células gigantes, mientras que los malignos son el osteosarcoma, condrosarcoma y el sarcoma de Ewing.

#### **Osteocondroma**

Es el tumor benigno primario óseo más común; comprende, aproximadamente, el diez por ciento de todos los tumores primarios óseos. Es una neoplasia de gente joven y ataca preferentemente la metáfisis de los huesos tubulares largos.

#### **Condroblastoma**

El condroblastoma es un tumor benigno de la serie cartilaginosa. Su frecuencia varía entre poco menos del 1% de todos los tumores óseos al 1.8%. Se puede encontrar en cualquier hueso, sin embargo, tiene predilección por la epífisis de los huesos largos. En ocasiones, involucra al plato de crecimiento en la lesión misma.

## Tumor de células gigantes

Son tumores bastante comunes; comprenden el 20% de todos los tumores benignos del hueso. Aparecen casi siempre entre las edades de 20 y 40 años, con un ligero predominio en mujeres, ya que alcanzan la maduración esquelética a una edad más temprana. Este tumor tiene predilección por las epífisis de los huesos largos, encontrándose frecuentemente en el fémur distal, tibia proximal, radio distal, húmero proximal y el sacro.

## Osteosarcoma

Los osteosarcomas son neoplasias de crecimiento rápido y clínicamente muy agresivas; es la neoplasia maligna más frecuente del hueso y afecta más a los hombres que a las mujeres (2:1). Se presentan con mayor frecuencia durante la segunda década de la vida. Este tumor se puede originar en cualquier hueso de la economía del cuerpo.

## Condrosarcoma

El condrosarcoma clásico es el tumor maligno primario óseo más común, después del osteosarcoma. Ocupa el 10% de todas las neoplasias malignas primarias de hueso. Se presenta igual en ambos sexos, entre la quinta y sexta décadas de la vida. Es una enfermedad propia de la edad adulta y puede atacar cualquier hueso de la economía del cuerpo.

## Sarcoma de Ewing

Es una neoplasia maligna del hueso y los tejidos blandos que se presenta de manera predominante en niños y adolescentes, con incidencia máxima en el segundo decenio de la vida. Es un proceso maligno común del hueso en niños y ocupa el segundo lugar sólo después del osteosarcoma. En conjunto, es el tercer tumor óseo maligno más común, apenas superado por el osteosarcoma y el condrosarcoma.

### 2.7.3 Síntomas

El síntoma principal de los tumores óseos es el dolor intermitente o constante, localizado en la zona en donde se asientan, pero no siempre esto es así, ya que sobre todo algunos benignos pueden pasar desapercibidos o descubrirse en exploraciones radiológicas que se hacen por otros motivos. Los tumores malignos son más dolorosos, y en su evolución van creciendo hasta llegar a invadir las zonas vecinas que rodean al hueso, el cual se debilita y se fractura. Tanto los benignos como los malignos, si son superficiales o crecen lo suficiente, producen *tumefacción* (aparición de un bulto que se puede ver y palpar). Otro síntoma es la *impotencia funcional* (limitación de los movimientos), que se muestra con más intensidad en aquellos tumores que se sitúan próximos a las articulaciones. Cuando

se trata de tumores con un alto grado de malignidad, así como en el caso de los metastásicos, se altera el *estado general* (y, sobre todo, en éstos últimos), apareciendo fiebre, adelgazamiento, cansancio y pérdida del apetito. No obstante, todos estos síntomas, tanto locales como generales, no son exclusivos de los tumores de los huesos y pueden estar relacionados con otras lesiones del esqueleto, tales como infecciones, traumatismos, etc.

#### 2.7.4 Diagnóstico

La exploración por *imágenes* es fundamental en el proceso de diagnóstico de los tumores óseos. La radiología convencional, siempre que sea de calidad, permite hacer una buena aproximación diagnóstica. Los exámenes más comúnmente solicitados para el estudio completo de un tumor son:

- a) *Resonancia magnética nuclear*, es un estudio radiológico que nos permite ver con gran detalle las estructuras alrededor de los huesos como músculos, nervios, arterias, grasa, etc.
- b) *Tomografía axial computarizada (TAC)*, nos muestra con gran detalle las estructuras óseas, tanto por fuera como por adentro del hueso.
- c) *Gamagrafía ósea*, es un estudio que permite observar todo el esqueleto y detectar si existe alguna anomalía en alguno de los huesos.
- d) *Arteriografía*, en este estudio se inyecta un medio de contraste en la arteria y se toma una radiografía que permite ver la irrigación del tumor y la relación que guardan los vasos principales con este.

Si después de realizar estos estudios no se tiene un diagnóstico confiable, o si se sospecha de malignidad, entonces es necesario el realizar una biopsia (muestra de tejido) para su estudio microscópico y obtener un diagnóstico definitivo.

Una vez que se han reunido los datos obtenidos de la historia y exploración, de los derivados del diagnóstico por imagen y del estudio histológico, se procede a la *estadificación del tumor* en función de su benignidad o malignidad, de su situación intra o extracompartimental y de la existencia o no de metástasis en el caso de que sea maligno.

#### 2.7.5 Tratamiento

Los *métodos de tratamiento* de los tumores óseos son la cirugía, la quimioterapia y la radioterapia, pudiéndose combinar a veces los tres métodos dependiendo del tipo de tumor así como de las necesidades del paciente.

### 2.7.5.1 Cirugía<sup>14,16</sup>

Tras los importantes avances que se han producido en el campo de la cirugía oncológica, el advenimiento de tratamientos quimioterapéuticos más eficaces, junto al desarrollo de los bancos de hueso, han permitido el desarrollo de la cirugía reconstructiva tumoral (cirugía conservadora de los miembros), siendo cada vez menor el número de amputaciones que se realizan. Esto es posible desde que se utiliza la quimioterapia preoperatoria o neoadyuvante, la cual ha demostrado su eficacia tanto para el control del tumor primario, sobre el que actúa reduciendo su tamaño, como para evitar la aparición de metástasis.

Cuando se plantea la *cirugía conservadora*, el primer punto básico es la extirpación del tumor, que implica el hacerlo con unos márgenes quirúrgicos de seguridad amplios (resección ampliada). Esto significa, que junto con el tumor hay que reseca parte del hueso sano a una distancia mínima de 5 cm de aquél. Otras veces hay que extender estos márgenes (resección radical), extirpando la totalidad del compartimiento en donde se asienta el tumor. Posteriormente se procede a la reconstrucción del defecto óseo creado, para lo cual se tienen varias posibilidades técnicas.

La elección de la técnica de reconstrucción deberá ser tomada según las características histológicas y extensión del tumor, y según la edad y requerimientos funcionales del paciente. Por lo que no existe una alternativa única de tratamiento para el mismo tumor.

### 2.7.5.2 Técnicas de reconstrucción ósea en la región del hombro

La reconstrucción del húmero proximal es particularmente compleja debido a la necesaria resección de tejidos blandos periarticulares. La Inestabilidad y el déficit funcional son por lo tanto dificultades habituales, lo que ocasiona que el resultado funcional obtenido de la articulación comprometida sea incierto y no constituye parte del objetivo terapéutico.

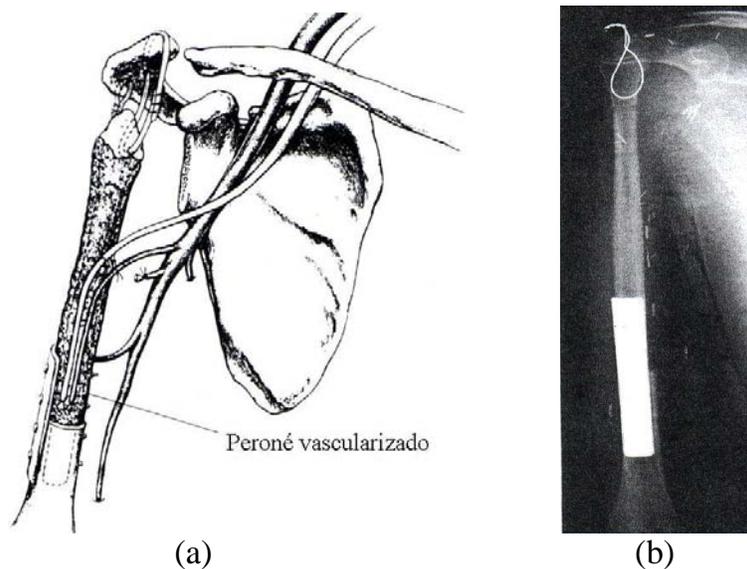
#### 2.7.5.2.1 Injertos óseos<sup>14,16-21</sup>

Los injertos óseos son aquellos materiales de origen biológico que se utilizan para promover una respuesta basada en alguna de las propiedades osteogénica, osteoinductora y osteoconductora, que caracterizan al tejido óseo. Un material osteogénico se puede definir como aquel que contiene células vivas capaces de diferenciarse en hueso. Los materiales osteoinductivos proporcionan el estímulo biológico que induce a las células a diferenciarse en una línea celular osteoblástica. La osteoconducción es una propiedad de los materiales que permiten el crecimiento en aposición del tejido óseo.

Atendiendo a su origen en primer lugar los injertos óseos se pueden clasificar como:

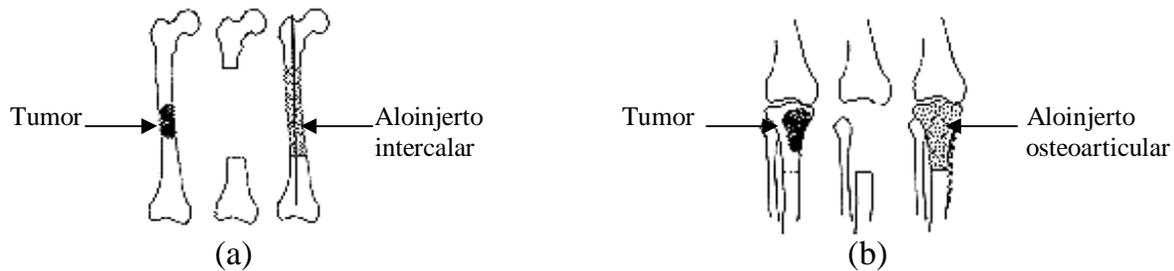
**a) Autoinjertos**, son injertos extraídos del propio paciente. Así en esta categoría podemos incluir la utilización de médula ósea del propio individuo, las células osteogénicas procesadas, así como el hueso esponjoso o cortical autólogo, o los injertos de hueso vascularizado procedentes del mismo individuo.

Los autoinjertos tienen unas posibilidades limitadas de utilización en forma de grandes segmentos óseos. Se emplea el peroné diafisario y corticales de tibia o injertos del hueso iliaco como zonas donantes, sin causar secuelas importantes. Tiene el inconveniente de su limitada disponibilidad y la morbilidad de la propia extracción, aparte del excesivo tiempo quirúrgico que debe añadirse a la propia resección y reconstrucción, que ya son intervenciones de larga duración. Las ventajas del autoinjerto es que no tiene riesgo de transmisión de enfermedades infecto contagiosas, además de tener la integración más alta con respecto a cualquier otro injerto.



**Figura 2.7.5.2.1.1.** (a) Diagrama del procedimiento de autoinjerto de peroné vascularizado. (b) Radiografía tras la colocación de un autoinjerto de peroné vascularizado. (Wada T, Usui M, Isu K, Yamawakii S, Ishii S. Reconstruction and limb salvage after resection for malignant bone tumour of the proximal humerus. J Bone Joint Surg Br. 1999 Sep;81(5):808-13)<sup>20</sup>

**b) Aloinjertos**, son injertos óseos conservados por congelación y extraídos de otros individuos de la misma especie. Existen dos formas de aloinjertos estructurales, los intercalares que son utilizados para la reconstrucción de grandes segmentos óseos a nivel de los huesos largos en zonas diafisarias o metafisarias, sin afectación de la superficie articular y los osteoarticulares, que se utilizan para la reconstrucción de un segmento de hueso largo, incluyendo la superficie articular. Figura 2.7.5.2.1.2.



**Figura 2.7.5.2.1.2.** (a) Aloinjerto intercalar. (b) Aloinjerto osteoarticular. (Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. <http://www.pulso.com/secot/13.htm>)<sup>14</sup>

El Aloinjerto ofrece las ventajas de recuperar la longitud de la sección resecada, permite la reinsertación muscular y puede reemplazar la superficie articular, además evita la amputación como se puede observar en la figura 2.7.5.2.1.3. Presenta complicaciones derivadas del injerto como fractura tardía, la cual llega a ser del 36% de los casos<sup>17</sup>, infección postoperatoria, la cual es del 10 al 15% de los casos<sup>19</sup>, no unión, presentándose en un 28% de los casos<sup>17</sup>, y complicaciones a nivel articular como necrosis avascular y colapso articular, el cual se observa del 20% al 50% de los casos.<sup>16</sup>



**Figura 2.7.5.2.1.3.** Radiografía tomada a un paciente donde se utilizó un injerto osteoarticular. (O'Connor MI, Sim FH, Chao EY. Limb salvage for neoplasms of the shoulder girdle. *J Bone Joint Surg Am.* 1996 Dec;78(12):1872-88)<sup>22</sup>

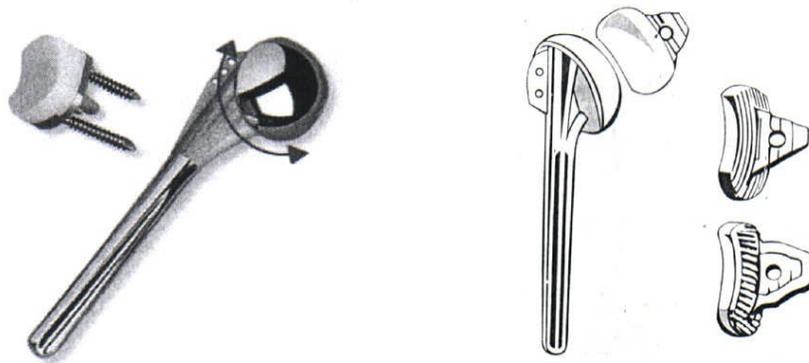
c) **Xenoinjertos**, los cuales proceden de otra especie diferente. Como el hueso de Kiel (hueso bovino desengrasado y desnaturalizado) o el colágeno de origen bovino en diferentes presentaciones (polvo, esponja, malla, fieltro). La principal desventaja que tiene este tipo de injerto es el elevado costo que representa para el paciente. Su utilización varía de acuerdo a su presentación, si viene en forma de polvo se utiliza para ayudar a que

se tenga una mayor consolidación ósea entre la unión de dos huesos y esto se logra colocando el polvo entre la unión de los dos huesos.

### 2.7.5.2.2 Prótesis de reconstrucción <sup>16,17,22-29</sup>

Las prótesis son dispositivos encaminados a la sustitución de los componentes articulares dañados para conseguir una articulación útil, estable e indolora.

La prótesis de hombro estándar o convencional consta de dos porciones: un implante humeral metálico que exclusivamente reemplaza a la cabeza humeral y reproduce de una forma fisiológica su anatomía, y un vástago con dos alerones antirotatorios, cuyo diámetro debe ser variable, para que en caso de no poder obtener un ajuste a presión adecuado se pueda recurrir a la utilización de cemento acrílico; la longitud del vástago debe ser aproximadamente seis veces el diámetro del húmero.



**Figura 2.7.5.2.2.1.** Prótesis convencional tipo Neer II. (Comín M, Dejoz R, Atienza C, Prat J, Peris J, Vera P, Gil A, Reig C. Biomecánica Articular y Sustituciones Protésicas. Primera Edición. Editorial Instituto de Biomecánica de Valencia. España 1998)<sup>29</sup>

El modelo más utilizado es la prótesis de Neer. Posee una pieza de polietileno que se ancla en el espesor del omóplato a través de la cavidad glenoidea y tiene un radio de curvatura idéntico al del componente humeral.

También se utilizan habitualmente las prótesis modulares que permiten combinar diferentes tamaños de cabezas humerales con vástagos humerales de longitud y diámetro también variable. Las ventajas de este tipo de prótesis radican en que, al aumentar el número de posibilidades de combinar cabeza y vástago, permite conseguir una mejor adaptación del implante a la anatomía del paciente, que se logra al tener mayor adaptabilidad entre la cabeza y el vástago. Las desventajas son que deben existir algunos grados de separación entre el vástago humeral y la cabeza, lo que puede llegar a producir

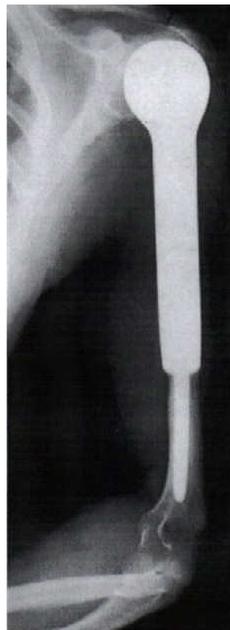
en algunos casos disminución de movilidad e inestabilidad, por otra parte su costo es más elevado.

Estos tipos de prótesis están indicadas cuando los pacientes muestran:

- a.- Disminución permanente y dolorosa del movimiento de una articulación.
- b.- Cuando una articulación ha sido destruida irrevocablemente por una fractura grave en la que los procesos normales de reparación fallan o son imposibles.
- c.- Cuando los huesos de una articulación han sido muy destruidos por un proceso degenerativo.
- d.- Cuando es necesario extraer una articulación a parte de ella debido a un tumor óseo.

En el caso de que el paciente presente gran destrucción ósea producto de lesiones tumorales, ya sean benignas agresivas y malignas de bajo y alto grado, en la que es factible la resección con márgenes sanos, o por fractura, existen las prótesis no convencionales de hombro ya sean bloqueadas, cementadas o a presión (*press-fit*) según sea el diseño. Las prótesis bloqueadas tienen la ventaja de facilitar el recambio protésico cuando sea necesario, mientras que las de fijación cementada son las que más se utilizan cuando hay riesgo de hundimiento óseo.

El criterio de selección de cualquier prótesis tumoral de hombro no convencional va a depender del cirujano, la edad del paciente, la actividad, la calidad de hueso así como del nivel socioeconómico del paciente ya que este tipo de prótesis se manufactura a la medida de cada paciente, lo cual eleva el costo de la misma.



**Figura 2.7.5.2.2.2.** Prótesis no convencional de hombro cementada. (Kumar D, Grimer RJ, Abudu A, Carter SR, Tillman RM. Endoprosthesis replacement of the proximal humerus. Long-term results. J Bone Joint Surg Br. 2003 Jul;85(5):717-22.)<sup>24</sup>

Las complicaciones más habituales que presentan este tipo de prótesis son:

- a) Líneas radiotransparentes: aparecen con mayor frecuencia en la carilla cementada y suelen interpretarse como defectos técnicos de la cementación. En general, una línea que se extiende longitudinalmente en la carilla cementada de más de 2 mm de ancho se acepta como evidencia radiográfica de aflojamiento del implante, sobre todo si ha progresado con el tiempo.
- b) Aflojamiento: se considera que se produce como resultado de una carga excéntrica con excesiva liberación de residuos (en el caso de que se tenga un componente de polietileno) y reabsorción ósea.
- c) Inestabilidad.
- d) Fracturas.
- e) Infecciones.

A pesar de que las prótesis tumorales no convencionales presentan algunas complicaciones como todos los tipos de reconstrucción ósea en la región del hombro, su utilización en nuestro país es de gran importancia, ya que ante la carencia de material que presenta el único banco de hueso que existe actualmente en nuestro país, este tipo de reconstrucción ósea se ha vuelto en uno de los métodos más utilizados en México.

### **2.7.5.2.3 Espaciador modular** <sup>16,20,22,30,31</sup>

La reconstrucción con un espaciador modular está indicada en casos de resección húmero escapular. Permite estabilizar la extremidad a la pared costal o porción residual de la escápula. Aunque la funcionalidad es precaria, tal reconstrucción proporciona un punto de apoyo estable para la función del codo y la mano, además evita la tracción neurovascular de la extremidad flotante.

Dentro de las series publicadas, los principales problemas presentados por este tipo de reconstrucción incluían subluxación y pérdida de hueso, producto de la disminución del estímulo mecánico, conocido como *stress-shielding*, en la cercanía de la región espaciador-hueso.



**Figura 2.7.5.2.3.** Espaciador modular. (O'Connor MI, Sim FH, Chao EY. Limb salvage for neoplasms of the shoulder girdle. J Bone Joint Surg Am. 1996 Dec;78(12):1872-88)<sup>22</sup>

#### 2.7.5.2.4 Alo-prótesis <sup>14,16,22</sup>

La utilización de un aloinjerto intercalar asociado a una prótesis parcial ofrece la ventaja de una reinscripción de partes blandas, disminución de fracturas del injerto, y no hay riesgo de una fractura y colapso de la cabeza humeral. La prótesis se puede fijar al aloinjerto con cemento, o con técnicas a presión (*press fit*). Una prótesis de vástago largo asociado a un injerto libre de peroné abierto a modo de *sándwich*, más injerto esponjoso de cresta iliaca, ha sido reportado dentro de la literatura dando buenos resultados postoperatorios. En esta técnica de reconstrucción la fijación al sitio de osteosíntesis puede ser realizada con una placa, o a través del vástago protésico. Está especialmente indicada cuando se requiere de una gran longitud de resección.



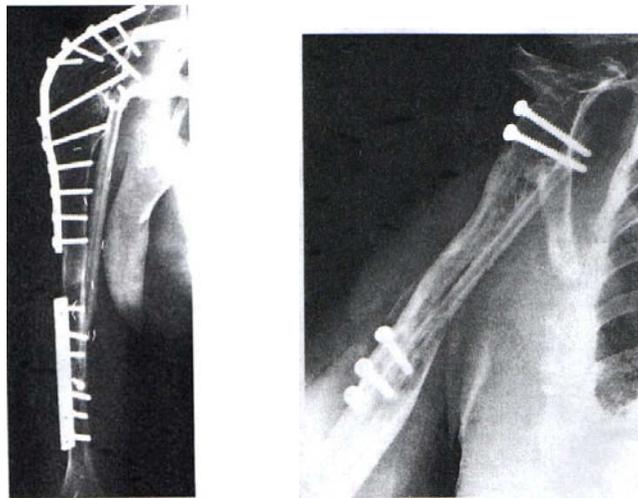
**Figura 2.7.5.2.4.** Radiografía que muestra la utilización de una Alo-prótesis en la región del hombro. (O'Connor MI, Sim FH, Chao EY. Limb salvage for neoplasms of the shoulder girdle. J Bone Joint Surg Am. 1996 Dec;78(12):1872-88)<sup>22</sup>

### 2.7.5.2.5 Artrodesis<sup>16,22,31</sup>

La artrodesis del hombro puede ser indicada en casos que se tenga dolor e inestabilidad, donde el reemplazo protésico no es apropiado. Las técnicas de artrodesis de hombro caen dentro de tres principales grupos: extra-articular, la cual requiere de soporte externo; intra-articular, que emplea un soporte externo; e intra-articular, que usa un soporte interno.

A pesar de que la artrodesis compromete la función, el paciente evoluciona sin dolor y una vez consolidada, raramente requiere de otra intervención. Desde el punto de vista de la técnica quirúrgica, puede emplearse un aloinjerto y/o autoinjerto (peroné). En resecciones mayores a 10 cm, el aloinjerto intercalar puede complementarse con un autoinjerto de peroné vascularizado. La cobertura del injerto por un colgajo muscular, favorece la consolidación. La posición de la artrodesis recomendada es de 20 a 30 grados de abducción, 20 a 30 grados de flexión anterior, y 40 grados de rotación interna. Es importante asegurar que el paciente tenga la capacidad de alcanzar su cara después de la cirugía.

Las técnicas de fijación interna en el sitio de la artrodesis varían de acuerdo al procedimiento, estas van desde la utilización de tornillos, placas o ambas hasta la utilización de implantes metálicos hechos a la medida.



**Figura 2.7.5.2.5.** Técnicas de fijación utilizadas en la artrodesis de hombro. (O'Connor MI, Sim FH, Chao EY. Limb salvage for neoplasms of the shoulder girdle. J Bone Joint Surg Am. 1996 Dec;78(12):1872-88)<sup>22</sup>

Las principales desventajas que se presentan con esta técnica de reconstrucción son la infección, la no unión y la fractura del injerto debido a los elevados esfuerzos a los cuales es sometido.

## 2.8 Biomateriales aplicados en la cirugía ortopédica<sup>32-34</sup>

Se define como biomaterial aquel material destinado a estar en contacto con sistemas biológicos para evaluar, tratar, aumentar o sustituir algún tejido, órgano o función del cuerpo humano. El objetivo que cumplen los biomateriales es mejorar la calidad de vida de las personas.

Siempre que cualquier material se introduce dentro del cuerpo se produce una reacción de rechazo. La magnitud del rechazo puede ser desde una irritación moderada, o una inflamación, hasta la muerte. Cualquier material implantado debe ser biocompatible, es decir, debe producir el mínimo grado de rechazo. Los productos que se forman a partir de reacciones con los fluidos corporales deben ser tolerados por los tejidos circundantes de tal manera que la función del tejido normal no sea afectada.

El fluido corporal consiste en una disolución aireada a la temperatura del cuerpo que contiene aproximadamente un 1% en peso de cloruro de sodio (NaCl) junto a otras sales y compuestos orgánicos en concentraciones mucho menores. Por tanto, los fluidos corporales son altamente corrosivos, por lo que las aleaciones metálicas pueden producir no sólo corrosión uniforme, sino también ataque por picaduras; cuando hay tensiones presentes conducen a desgaste, a corrosión bajo tensión y a fatiga con corrosión. Se ha estimado que la velocidad de corrosión máxima tolerada en aleaciones metálicas implantadas es del orden de  $2.5 \times 10^{-4}$  mm por año.

### 2.8.1 Metales

Los primeros datos fidedignos de la utilización de los metales en la medicina datan de los siglos II y III a. d. C., y se atribuye al uso de alambres de oro por parte de Hipócrates como material de sutura. Pero no fue hasta el siglo XX, cuando aparecen las aleaciones de los metales, el momento en que definitivamente éstos se incorporan en la medicina como materiales de síntesis de las fracturas óseas. Es en 1930 cuando se consiguen aleaciones con base de Cobalto y aceros inoxidable, para su uso como material, para tratar fracturas óseas. La razón que provocó este uso fue su gran resistencia a la corrosión provocada por los fluidos corporales. El titanio se introduce en 1951, por Leventhal, asegurando tener similares propiedades a los otros materiales utilizados en la medicina.

#### 2.8.1.1 Acero inoxidable

El primer acero inoxidable utilizado como material de implante fue el 18-8, debido a sus características mecánicas y por su efecto anticorrosión. Posteriormente se introdujo el 18-8Mo, el cual tenía una mejor resistencia a la corrosión en soluciones salinas. Este fue conocido como acero inoxidable 316. Durante la década de los años cincuenta se fue

reduciendo la cantidad del carbono que tenía este acero hasta dejarlo en un 0.003%, mejorando así su resistencia a la corrosión, siendo entonces denominado 316L.

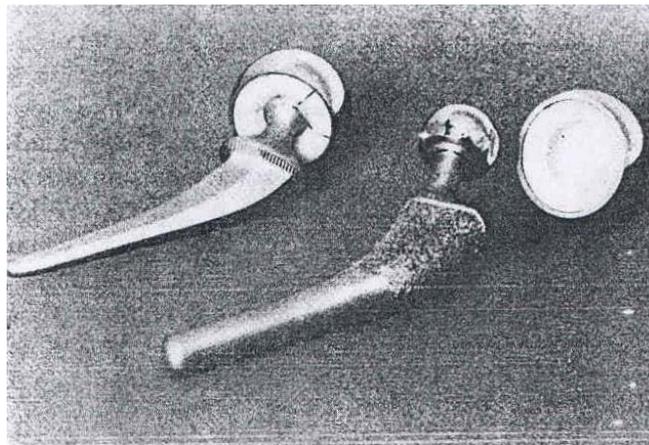
Los aceros inoxidable, especialmente el 316L y el 316LVM, son los aceros inoxidable que se utilizan en la cirugía ortopédica como materiales de osteosíntesis. Su composición química es: 65% Fe, 17-20% de Cr, 10-17% de Ni, 2-4% de Mo, 0.003% de C, y menos del 2% de otros elementos como el Mn, P, S, Si. Sus características mecánicas son una resistencia a la deformación de 260 a 890 MPa y un módulo de elasticidad de 200 GPa, lo que supone un valor 12 veces superior al hueso.

Su utilización ha sido siempre como material de osteosíntesis.

1.- Osteosíntesis interna, en forma de placas y tornillos para la reparación de las fracturas de los huesos.

2.- Enclavados endomedulares. Clavos para la reparación de las fracturas mediante la colocación de éstos dentro del canal medular de los huesos largos, respetando la circulación perióstica en la reparación de la fractura.

3.- Fijación externa. Los sistemas de fijación externa consisten en la colocación de clavos transfixiantes, con su fijación fuera del organismo. Tienen la función de estabilizar los fragmentos de una fractura externamente, hasta que se consiga su consolidación.

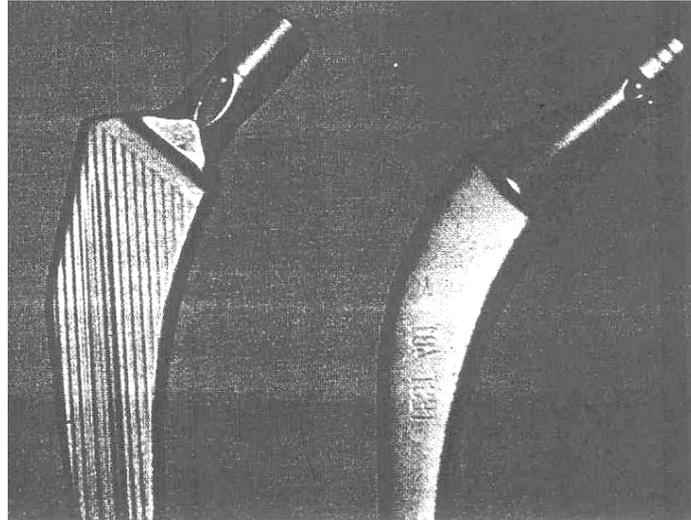


**Figura 2.8.1.1** Prótesis de cadera manufacturadas en acero 316L. (Callister W. Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales Tomo II. Tercera Edición. Editorial Reverté. Madrid, España 2000)<sup>33</sup>

### 2.8.1.2 Aleaciones de cromo-cobalto

Existen básicamente dos tipos de aleaciones de Cr-Co, por una parte la aleación Cr-Co-Mo, que se utiliza especialmente en la confección de piezas moldeadas (prótesis) y por

otra parte la aleación de Co-Ni-Cr-Mo. Esta aleación es más reciente y se trabaja en forja, para la fabricación de vástagos protésicos que requieren un gran esfuerzo, tanto en cadera como en rodilla. En esta aleación el Mo se usa como afinador del grano, lo que aumenta la resistencia de la aleación después de moldeada o forjada. Estas aleaciones son altamente resistentes a la corrosión salina, pero por el contrario presentan una disminución de la ductilidad.



**Figura 2.8.1.2** Diferentes modelos de prótesis total de cadera cementada, confeccionadas con diferentes aleaciones de Cr-Co. (Sastre R, De Aza S, San Román J. Biomateriales. Primera Edición. Editorial CYTED. Italia 2004)<sup>32</sup>

### 2.8.1.3 Titanio y sus aleaciones

Se empezaron a utilizar en la cirugía ortopédica en los años sesenta como material quirúrgico. Las experiencias de implante de titanio en el hueso de animales de experimentación demostraron que su biocompatibilidad era similar al acero inoxidable y a el vitalio (marca registrada de una aleación de cobalto, cromo y molibdeno). Pero sin embargo tiene una menor densidad y unas muy buenas propiedades mecánicas y electroquímicas.

La aleación más usada es la  $Ti_6Al_4V$  que se utiliza en la fabricación de componentes protésicos. El módulo elástico del titanio y sus aleaciones es aproximadamente la mitad que la de los aceros inoxidables y de las aleaciones de Cr-Co-Mo, sin embargo, su ductilidad es menor, así como su resistencia al esfuerzo cortante y al desgaste.

El problema que han presentado las prótesis articulares de titanio, ha sido la aparición de corrosión en los casos que se han asociado los vástagos de titanio con cabezas articulares de acero, debido a las reacciones físico-químicas a que dan lugar el contacto de dos materiales metálicos diferentes. Esto ha hecho que se tengan que asociar otros materiales

no metálicos a los vástagos de titanio, como son las cabezas de cerámica, constituidas por óxido de aluminio. O bien asociar vástagos de acero en combinación con cabezas protésicas de acero inoxidable.

## 2.8.2 Polímeros

Los materiales poliméricos tienen una gran variedad de aplicaciones en la medicina ya que se pueden producir en diversas formas, como fibras, textiles, películas y además guardan una gran semejanza con los componentes de los tejidos naturales, tales como el colágeno, lo que permite una unión directa a otras sustancias.

### 2.8.2.1 Polietileno

El polietileno se obtiene comercialmente en tres grados: de bajo, alto y ultra-alto peso molecular. Los polietilenos son los termoplásticos más utilizados en medicina. Aunque tiene una multitud de aplicaciones como guantes, bolsas, jeringas, etc. En la cirugía ortopédica la aplicación más importante la constituyen los polietilenos de ultra-alto peso molecular utilizado como cúpula intermedia en las prótesis totales de cadera y rodilla. Es decir, en localizaciones que tienen que soportar un gran peso. Este material no tiene disolvente conocido a temperatura ambiente y por lo tanto tiene una gran estabilidad.

El gran problema de los polietilenos usados en las prótesis es el desgaste. El polietileno, al formar parte del componente acetabular, es uno de los integrantes del llamado par de fricción de las prótesis; el otro será la cabeza de la prótesis. Este par de fricción es uno de los más parecidos al del hueso, solo superado por el par de fricción cerámica-cerámica. Pero esta continua fricción produce la aparición de multitud de partículas que se irán liberando en el interior de la articulación, y que no son otra cosa que partículas de polietileno desprendidas en la fricción. Estas partículas se depositan en la parte interna de la articulación cerca del calcar del cuello femoral. Esto da lugar a que se inicie un proceso inflamatorio encaminado a reabsorber las partículas, apareciendo macrófagos y células gigantes multinucleadas de cuerpo extraño. Dependiendo del tamaño y la cantidad de partículas, se ocasionará una menor o mayor reacción inflamatoria y la subsiguiente aparición de membrana de interfase, y a veces la aparición de cavidades osteolíticas en la diáfisis femoral.

Todo esto ha hecho que se considere al polietileno como el gran responsable del aflojamiento mecánico de las prótesis, por lo que se están intentando introducir nuevos modelos protésicos, donde ya no exista el polietileno y, por lo tanto, desaparezca el par de fricción polietileno-metal o polietileno-cerámica, remplazándolos por el par cerámica-cerámica.

### 2.8.2.2 Polímeros acrílicos

Son compuestos de un elevado peso molecular y se obtienen en general en estado amorfo. Por esta razón, el polimetacrilato de metilo tiene una mayor resistencia a la tensión y temperatura de reblandamiento. Además este polímero tiene una excelente resistencia a la corrosión.

A principios de los años sesenta, John Charnley introdujo la utilización del cemento acrílico como material de fijación de las prótesis totales de cadera. Este material se obtiene de la mezcla de un líquido incoloro, el monómero (metacrilato de metilo) y un polvo blanco, que es el componente polimérico (polimetacrilato de metilo). Una vez elaborada la mezcla se inicia una reacción exotérmica de polimerización, sin aporte externo de calor.

Las funciones del cemento son:

- Ajustar la prótesis a las dimensiones de la cavidad creada en el hueso.
- Actuar de enlace mecánico entre la prótesis y el hueso, repartiendo las cargas sobre el tejido óseo.

Los cementos acrílicos presentan unas propiedades mecánicas determinadas en cuanto al modulo de elasticidad (entre 1.7 y 3.2 GPa), son débiles a la tensión y resistentes a la compresión. Pero existen una serie de factores que pueden alterar las propiedades mecánicas del cemento, como son:

- Proceso de mezcla de los componentes del cemento
- Relación existente entre el polvo y el liquido
- La temperatura
- Porosidad del cemento
- Espesor de la capa de cemento
- Condiciones fisiológicas del paciente
- Aditivos del cemento, como los antibióticos

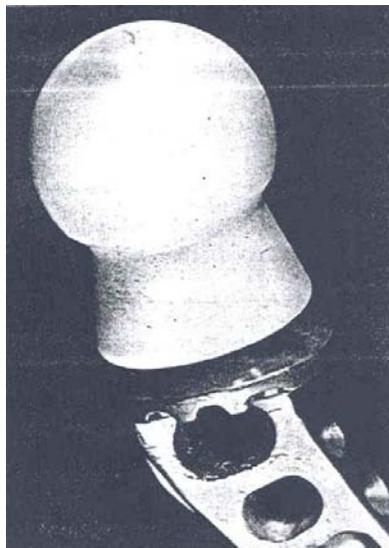
También se ha utilizado el polimetacrilato de metilo como material de relleno de cavidades que resultan posterior a la resección de algún tumor. Esto se realiza por dos razones: durante la reacción exotérmica de polimerización, el polimetacrilato desprende una gran cantidad de calor que produce una necrosis de los tejidos que lo rodean y, por otra parte, mantiene una resistencia mecánica en la cavidad ósea debilitada tras la resección del tumor.

### 2.8.3 Biocerámicas

Existen dos tipos de biocerámicas, por una parte las denominadas biocerámicas bioinertes, que sería aquellas que poseen una elevada estabilidad *in vivo*, gran resistencia mecánica y una biocompatibilidad óptima si se forma tejido sano en contacto con la intercara, capaz de soportar las sollicitaciones mecánicas. Por otra parte, están las biocerámicas bioactivas, que tienen como propiedades primordiales la capacidad osteoconductoras enlazándose químicamente con el hueso vivo. Su biocompatibilidad es excelente, aunque tienen menor resistencia mecánica que las biocerámicas bioinertes.

El tipo de biocerámicas está en función del tipo de respuesta que se produce en el tejido implantado, así pues tenemos cuatro tipos:

- 1.- Biocerámicas no porosas casi inertes, que se fijan por crecimiento de hueso en las irregularidades superficiales: la alúmina.
- 2.- Implantes porosos inertes, en los que se produce una colonización ósea que fija mecánicamente el hueso al material (fijación biológica): recubrimiento de hidroxiapatita.
- 3.- Cerámicas densas no porosas que se fijan directamente por enlace químico con el hueso: hidroxiapatita.
- 4.- Cerámicas reabsorbibles, densas y porosas o no que se reabsorben y se substituyen lentamente por el hueso: sulfato cálcico, carbonato cálcico y fosfato cálcico.



**2.8.3.** Prótesis total de cadera tipo Mittelmeir con cabeza de alúmina. (Sastre R, De Aza S, San Román J. Biomateriales. Primera Edición. Editorial CYTED. Italia 2004)<sup>32</sup>

## 2.9 Método del elemento finito<sup>35,36</sup>

Los elementos finitos se utilizaron por primera vez en la década de los años cincuenta en el diseño de un aeroplano, y actualmente el método se enseña en muchas universidades como una técnica numérica para el análisis de esfuerzos. Sin embargo, en los últimos años se ha incrementado el uso de este enfoque en otras ramas de la ingeniería. Este crecimiento en el área de aplicación ha mostrado lo que realmente es el método del elemento finito, un procedimiento matemático para obtener soluciones aproximadas de ecuaciones diferenciales parciales de segundo grado.

Un problema de campo es aquel cuya solución implica la solución de ecuaciones diferenciales parciales con las condiciones de frontera apropiadas. Tales problemas aparecen en gran número de importantes áreas relacionadas con la ingeniería, incluyendo el análisis de esfuerzo, el flujo de fluidos y de calor, la difusión y el electromagnetismo. Entonces el método del elemento finito es simplemente una técnica numérica para obtener la solución aproximada de un problema de campo. Convierte el manejo de ecuaciones diferenciales en un conjunto de ecuaciones algebraicas lineales y su gran aceptación se debe principalmente a la facilidad con que estas ecuaciones pueden reunirse y resolverse por computadora, es por esto que el desarrollo de la Ingeniería asistida por computadora (CAE) tiene su herramienta fundamental en el método por elementos finitos (FEA).

Las limitaciones de la mente humana son tales que no puede captar el comportamiento del complejo mundo que lo rodea en una sola operación global. Por ello, una forma natural de proceder de ingenieros, científicos, e incluso economistas, consiste en separar los sistemas en sus componentes individuales o elementos, cuyo comportamiento pueda conocerse sin dificultad, y a continuación reconstruir el sistema original para estudiarlo a partir de dichos componentes. De esta misma forma, el método del elemento finito en lugar de resolver el problema para el cuerpo entero en una operación, convierte al sólido en un número finito de partes, llamadas elementos, cuyo comportamiento se especifica con un igual número de parámetros, con los que se formulan ecuaciones para cada elemento del problema, para finalmente obtener la solución del problema.

## Referencias

1. Jacob A, Francote M, Lossaw S. Anatomía y Fisiología Humana. Cuarta Edición. Editorial Interamericana – McGrawHill. México 1985.
2. Tortora G, Grabowski S. Principios de Anatomía y Fisiología. Tercera Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid, España 1999.
3. Anthony C. Anatomía y Fisiología. Novena Edición. Editorial Iberoamerica. México 1997.
4. Miralles RC. Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor. Primera Edición. Editorial Masson. Barcelona 1998.
5. Latarjet M, Ruiz LA. Anatomía Humana. Tercera Edición. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina 1995.
6. Wainwright SA, Biggs WD, Currey JD, Gosline JM. Diseño Mecánico en Organismos. Primera Edición. Editorial H. Blume Ediciones. Madrid 1980.
7. Sobotta J. Atlas de Anatomía Humana Tomo 1. Vigésima Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 1994.
8. Fuentes R. Anatomía Humana General. Primera Edición. Editorial Trillas. México 1997.
9. Muñoz GJ. Atlas de Mediciones Radiográficas en Ortopedia y Traumatología. Primera Edición. Editorial McGraw-Hill Interamericana. México 1999.
10. Kapandji AI. Fisiología Articular Miembro Superior. Quinta Edición. Editorial Panamericana. Madrid, España 2001.
11. Cotran R, Kumar V, Collins T. Patología Estructural y Funcional. Sexta Edición. Editorial McGraw-Hill-Interamericana. México 2001.
12. Pérez R. Principios de Patología. Tercera Edición. Editorial Panamericana. México 1990.
13. Sepúlveda V. Tumores Óseos. Primera Edición. Editorial Prensa Medica Mexicana, S.A. México 1985.

14. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. <http://www.pulso.com/secot/13.htm>
15. González-Almaraz G, Rosillo-Ruiz A, Cavazos-Gómez J. Distribución de los Tumores Óseos Primarios en el Instituto Nacional de Ortopedia. (1987 a 1998). *Cir Ciruj* 2002; 70:18-25.
16. Toro F, Baar A, Paulos J, Calvo R. Cirugía reconstructiva en tumores del extremo proximal del húmero. *Rev Chilena Ortop y Traum* 1993; 40:171-178.
17. Moreno LF, Tecualt R, Morfín A, Padilla R, Amaya RA, Moreno E. Tumores del húmero. *Acta Ortopédica Mexicana* 2002; 16(6): Nov.-Dic: 296-306.
18. Rödl RW, Gosheger G, Gebert C, Lindner N, Ozaki T, Winkelmann W. Reconstruction of the proximal humerus after wide resection of tumours. *J Bone Joint Surg Br.* 2002 Sep;84(7):1004-8.
19. Valle-Ortiz M, Crespo-Romero R, García-González V, González Roldán C, Sánchez-Cruzado B, Martínez Breijo T. Aloinjertos óseos. *Acta Ortopédica Castellano-Manchega* 2000; 1(1):59-62.
20. Wada T, Usui M, Isu K, Yamawakii S, Ishii S. Reconstruction and limb salvage after resection for malignant bone tumour of the proximal humerus. A sling procedure using a free vascularised fibular graft. *J Bone Joint Surg Br.* 1999 Sep;81(5):808-13.
21. Ozaki T, Hashizume H, Kunisada T, Kawai A, Nishida K, Sugihara S, Inoue H. Reconstruction of the proximal humerus with the clavicle after tumor resection: a case report. *Clin Orthop.* 2001 Apr;(385):170-5.
22. O'Connor MI, Sim FH, Chao EY. Limb salvage for neoplasms of the shoulder girdle. *J Bone Joint Surg Am.* 1996 Dec;78(12):1872-88.
23. Ayoub KS, Fiorenza F, Grimer RJ, Tillman RM, Carter SR. Extensible endoprostheses of the humerus after resection of bone tumours. *J Bone Joint Surg Br.* 1999 May;81(3):495-500.
24. Kumar D, Grimer RJ, Abudu A, Carter SR, Tillman RM. Endoprosthetic replacement of the proximal humerus. Long-term results. *J Bone Joint Surg Br.* 2003 Jul;85(5):717-22.
25. Tesconi A, Pires O, Mathias A, Tadeo M. The use of a modular titanium endoprosthesis in skeletal. *Rev Hosp Fac Med S Paulo* 2000;55(5):169-176.

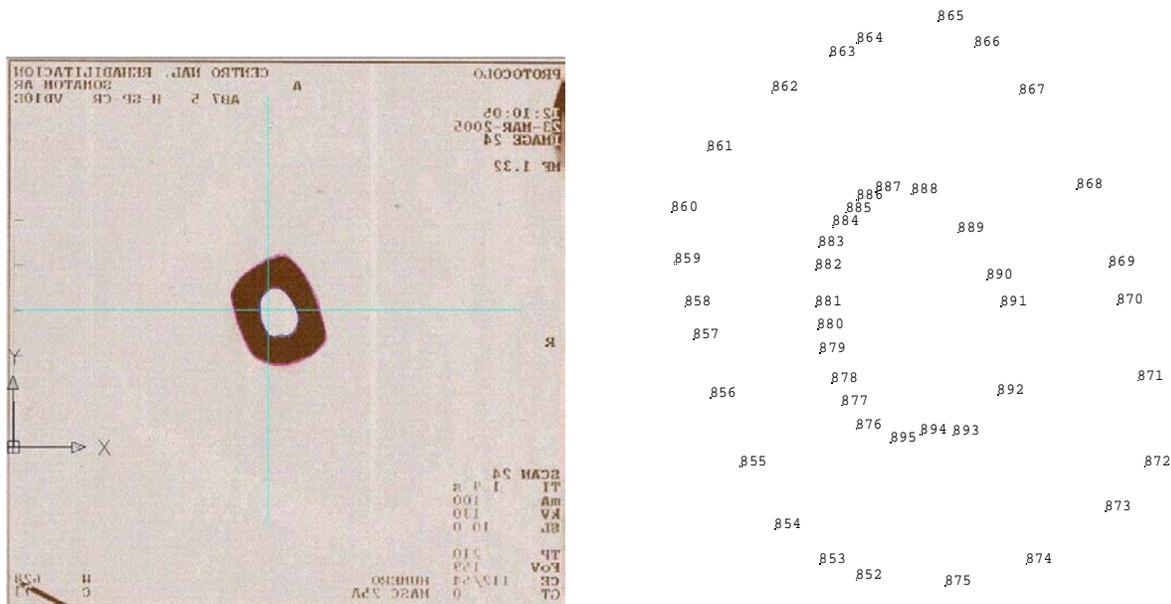
- 26.** Zeegen EN, Aponte-Tinao LA, Hornicek FJ, Gebhardt MC, Mankin HJ. Survivorship analysis of 141 modular metallic endoprostheses at early followup. *Clin Orthop.* 2004 Mar;(420):239-50.
- 27.** Fabroni RH, Castagno A, Aguilera AL, Steverlynck AM, Zeballos J. Long-term results of limb salvage with the Fabroni custom made endoprosthesis. *Clin Orthop.* 1999 Jan;(358):41-52.
- 28.** Frassica FJ, Chao EY, Shives TC, Sim FH. Resection of malignant bone tumors about the shoulder. A preliminary report of reconstruction with a new modular spacer. *Clin Orthop.* 1991 Jun;(267):57-64.
- 29.** Comín M, Dejoz R, Atienza C, Prat J, Peris J, Vera P, Gil A, Reig C. *Biomecánica Articular y Sustituciones Protésicas. Primera Edición.* Editorial Instituto de Biomecánica de Valencia. España 1998.
- 30.** Meller I, Bickels J, Kollender Y, Ovadia D, Oren R, Mozes M. Malignant bone and soft tissue tumors of the shoulder girdle. *Acta Orthop Scand.* 1997 Aug;68(4):374-80.
- 31.** Macdonald W, Thrum CB, Hamilton SG. Designing an implant by CT scanning and solid modelling. *J Bone Joint Surg Br.* 1986 Mar;68(2):208-12.
- 32.** Sastre R, De Aza S, San Román J. *Biomateriales. Primera Edición.* Editorial CYTED. Italia 2004.
- 33.** Callister W. *Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales Tomo II. Tercera Edición.* Editorial Reverté. España 2000.
- 34.** Bauer TW, Smith ST. Bioactive materials in orthopaedic surgery: overview and regulatory considerations. *Clin. Orthop.* 2002 Feb;(395):11-22.
- 35.** Livesley R. *Elementos Finitos. Primera Edición.* Editorial Limusa. México 1988.
- 36.** Zienkiewicz O. *El método de los elementos finitos. Primera Edición.* Editorial Reverté. España 1982.

## Capítulo III. Construcción del modelo de elementos finitos

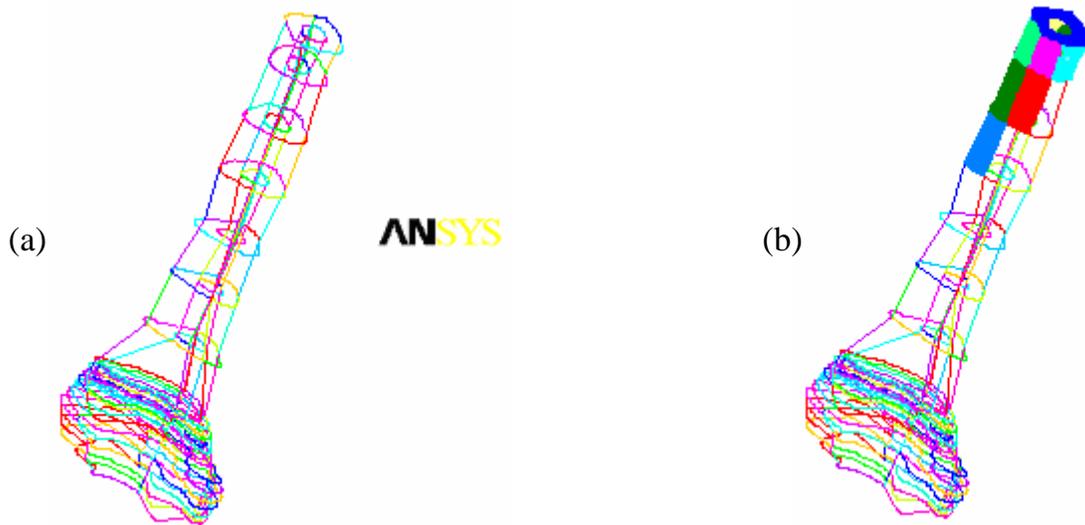
### 3.1 Reconstrucción 3D del húmero

A través de cortes tomográficos realizados en un tomógrafo axial computarizado (TAC) del Centro Nacional de Rehabilitación, se realizó la reconstrucción tridimensional (3D) del extremo distal del húmero derecho de un individuo masculino, aparentemente sano, de 25 años, 1.72 m y 65 kg de peso. Los cortes fueron realizados cada 20 mm en la región diafisaria (central) del húmero mientras que en los cóndilos fueron cada 3 mm.

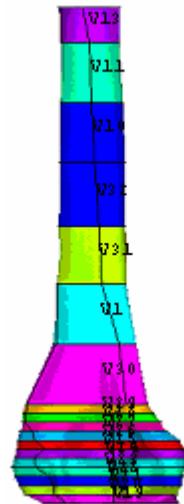
Los cortes fueron almacenados digitalmente, a través de un escáner, para posteriormente ser procesados por medio de AutoCad 2002, donde se obtuvieron una serie de puntos representativos que describen la geometría de cada corte. Cada serie de puntos obtenidos fue editada para poder ser transportados al *software* de elemento finito (Ansys versión 8.1). Una vez alimentados los datos en Ansys se procedió a formar polilíneas segmentadas con los puntos, posteriormente áreas y finalmente volúmenes para poder crear un sólido. Esta serie de pasos se muestran de la figura 3.1.1 a la 3.1.3.



**Figura 3.1.1.** Corte tomográfico de la parte central del húmero y sus puntos representativos.



**Figura 3.1.2.** (a) Construcción de polilíneas segmentadas a partir de puntos característicos. (b) Construcción de áreas a través de polilíneas.



**Figura 3.1.3.** Volumen final de la parte distal del húmero.

### 3.2 Construcción 3D de la prótesis tumoral de hombro

A partir de un prototipo de prótesis tumoral de hombro, diseñado por el Dr. Genaro Rico Martínez (figuras 3.2.1 a y b), jefe del servicio de Tumores Óseos del CNR, se obtuvieron las dimensiones de los componentes de la prótesis, para posteriormente crear, por medio de sólidos, un modelo de elementos finitos del implante, incluyendo los pernos bloqueadores, tal como se muestra en la figura 3.2.2.

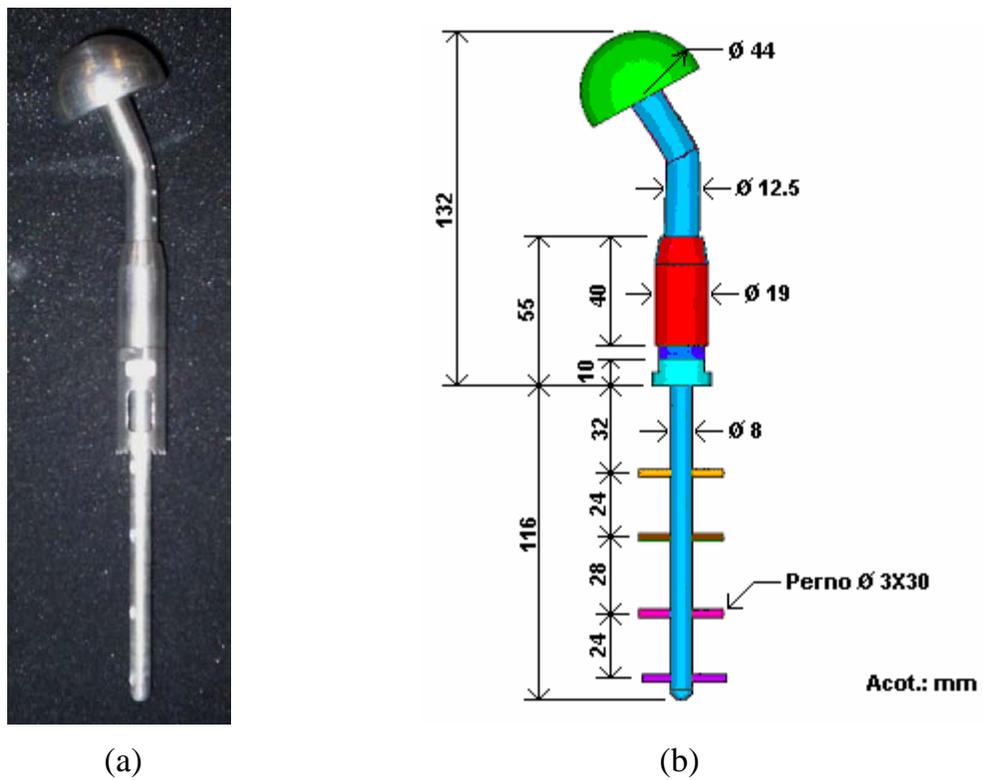


Figura 3.2.1. (a) Prototipo de prótesis tumoral de hombro. (b) Dimensiones de la prótesis tumoral de hombro.

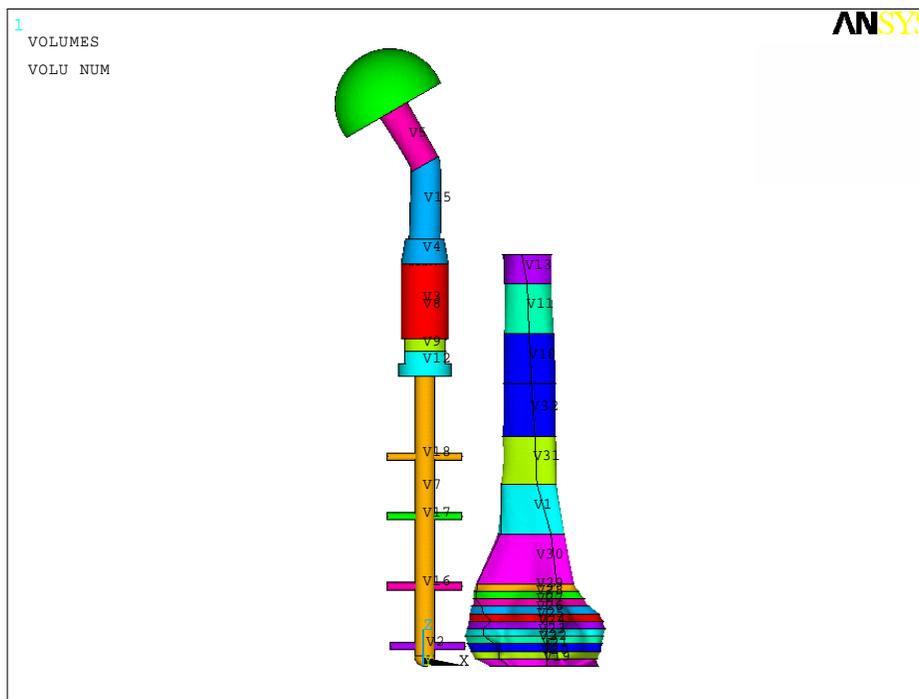


Figura 3.2.2. Geometría final de la prótesis tumoral de hombro.

### 3.3 Caso clínico

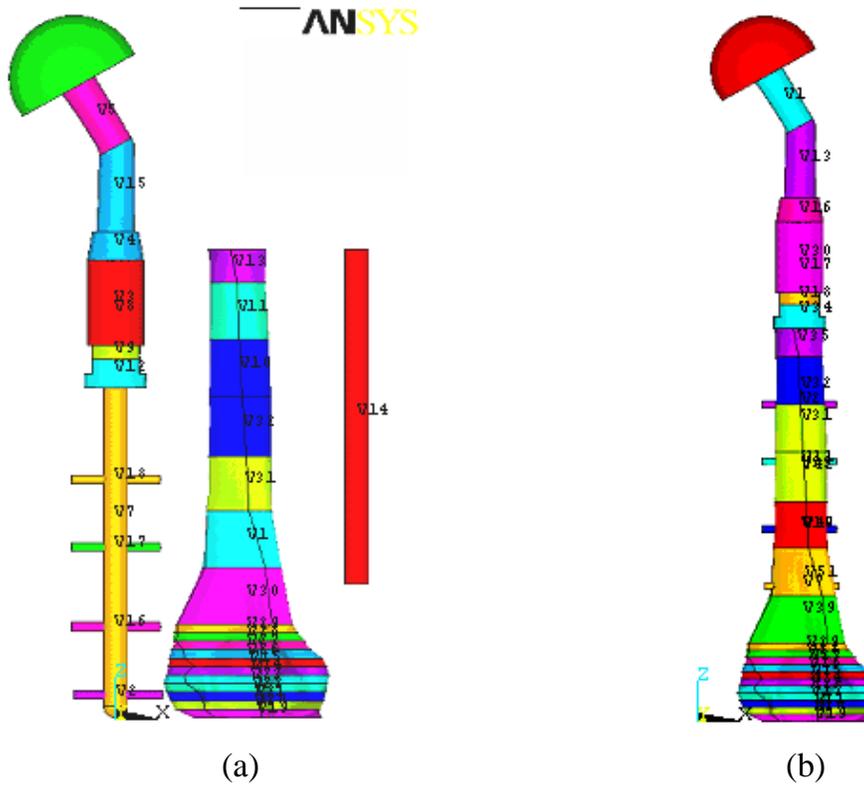
Se planteó un caso clínico característico, en el cual un tumor maligno hubiera dañado el tercio proximal del húmero derecho de un paciente, con lo cual se tendría que realizar la resección de este segmento del húmero, más un margen de hueso sano, ya que de esta manera esta estipulado en los procedimientos quirúrgicos de tumores óseos. Una vez realizada la resección, el cirujano procede a perforar el canal medular, mediante una rima con un diámetro menor al del vástago de la prótesis, con el fin de poder introducir a presión la prótesis en el hueso, con la ayuda de un martillo, teniendo el cuidado suficiente de no fracturar el húmero al momento de introducir el vástago. Ya colocada la prótesis, se realizan los barrenos en los sitios provistos para tal efecto en el vástago, para posteriormente insertar los pernos a través de los barrenos practicados al hueso y del propio vástago, para de esta forma bloquear la prótesis. Posteriormente se fija la cabeza de la prótesis a la cavidad glenoidea de la escápula, con alambre de acero inoxidable grado quirúrgico, para finalmente cubrir la prótesis con colgajos musculares.

El ensamble de los modelos de elementos finitos de la prótesis y el húmero se realizó de acuerdo a la técnica quirúrgica establecida para este implante.

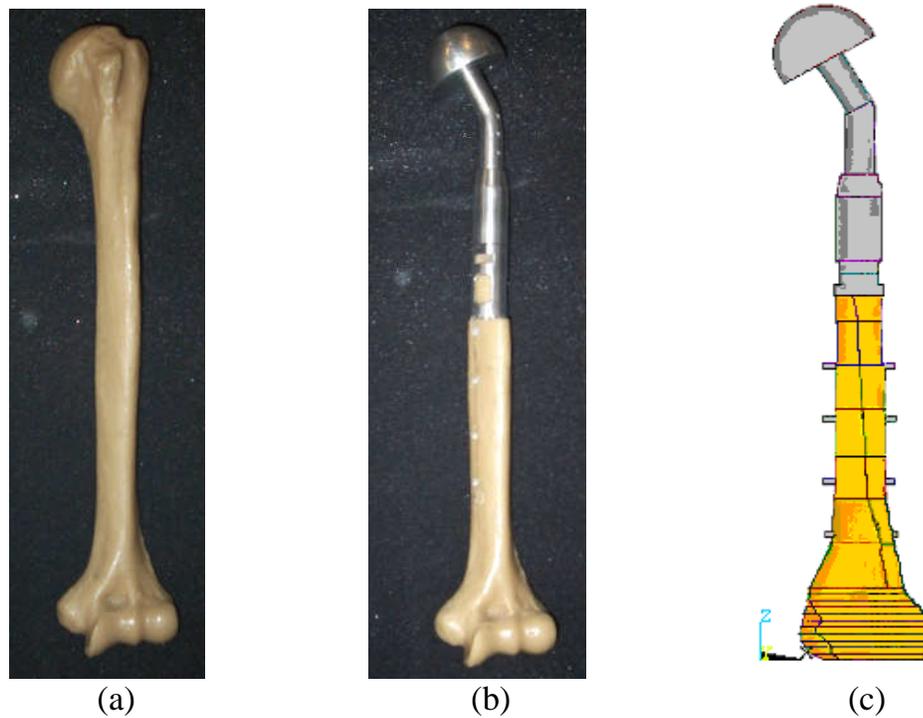
Se eliminó del modelo una parte de la porción proximal del húmero, esto con el propósito de simular la resección del tumor óseo, por lo que su longitud final fue de 165mm, ya que la prótesis en estudio proporciona la longitud faltante del miembro, tomando en cuenta que el prototipo está diseñado para un paciente joven, con un tamaño de húmero de aproximadamente 30 cm. Posteriormente se creó un cilindro sólido, el cual representa la rima con la que se perfora el canal medular, como se muestra en la figura 3.3.1.a. El cilindro fue desplazado hacia el centro del canal medular, para posteriormente ser abstraído y quedar de esta manera hecha la perforación de la rima en el hueso. La prótesis fue colocada dentro del canal medular y bloqueada por medio de cuatro pernos, los cuales se encuentran a una distancia del sitio de la osteotomía de 32, 56, 84 y 108 mm, respectivamente.

El modelo base definitivo se muestra en la figura 3.3.1.b, el cual cuenta con 1,015 puntos característicos (*keypoints*), 615 líneas, 314 áreas y 51 volúmenes.

En la figura 3.3.2 se muestra la comparación entre un húmero intacto, el ensamble prótesis-húmero realizado de manera física con el prototipo de la prótesis y la parte distal del húmero, hecho en polímero, y el modelo por elementos finitos del ensamble prótesis-húmero, donde se observa que la anatomía del húmero afectado se puede reconstruir por medio de la prótesis.



**Figura 3.3.1.** (a) Modelo prótesis-húmero, que muestra las partes antes del ensamble, así como el cilindro utilizado como rima. (b) Ensamble del modelo prótesis-húmero.

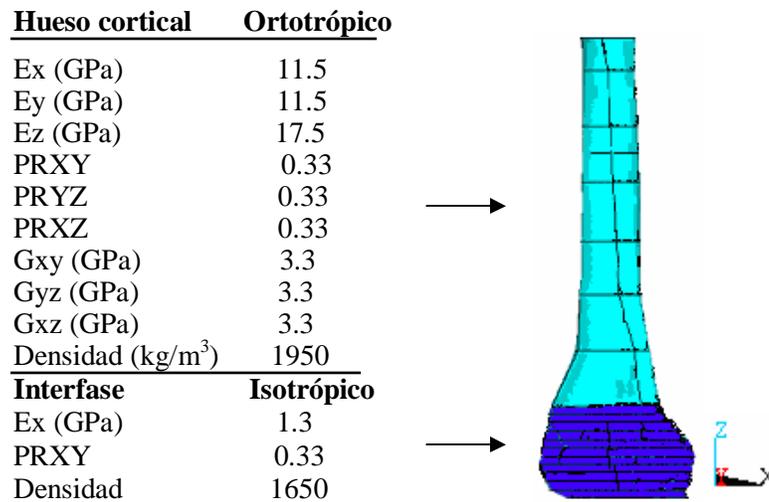


**Figura 3.3.2.** (a) Vista anterior del húmero derecho. (b) Ensamble prótesis-húmero realizado con el prototipo de la prótesis. (c) Ensamble del modelo prótesis-húmero.

### 3.4 Asignación de las propiedades de los materiales <sup>1-3</sup>

Si se observa con atención la estructura del tejido óseo es posible deducir que las propiedades mecánicas del mismo no son iguales en todas las direcciones, por lo que se puede calificar como material anisotrópico. Los dos casos particulares de anisotropía que presentan mayor interés en el estudio del tejido óseo son la isotropía transversal y la ortotropía. Los materiales transversalmente isotrópicos son aquellos que tienen las características elásticas iguales en dos direcciones perpendiculares pero diferentes en la tercera dirección, y los materiales ortotrópicos son aquellos que tienen características elásticas diferentes en tres direcciones perpendiculares. En el estudio de las propiedades mecánicas del tejido óseo cortical algunos autores lo han clasificado como un material transversalmente isotrópico<sup>4,5</sup>, mientras que otros lo consideran como material ortotrópico<sup>6</sup>.

Para este estudio se consideró al hueso cortical como ortotrópico, teniendo su mayor módulo elástico en dirección vertical (eje z), mientras que para el hueso que se encuentra en la interfase cortical-esponjoso se consideró isotrópico, despreciándose el hueso esponjoso, figura 3.4. La prótesis se analizará como dos materiales diferentes, primero se utilizará acero inoxidable 316 LVM grado médico y una aleación a base de titanio (Ti-6Al-4V).



**Figura 3.4.** Propiedades mecánicas asignadas al hueso.

| Propiedades Mecánicas |                             |                     |                  |
|-----------------------|-----------------------------|---------------------|------------------|
| Material              | Modulo de Elasticidad (GPa) | Relación de Poisson | Densidad (kg/m3) |
| Acero 316 LVM         | 207                         | 0.3                 | 7 920            |
| Ti-6Al-4V             | 110                         | 0.3                 | 4 430            |

**Tabla 3.4.** Propiedades mecánicas de los materiales a utilizarse en la prótesis.

### 3.5 Discretización del modelo

El tipo de elemento que se utilizó para realizar el mallado del modelo fue Solid92, ya que permite modelar mallas irregulares. Este elemento está definido por diez nodos, con tres grados de libertad cada uno.

Para determinar el tamaño de malla idóneo se realizó un estudio de convergencia de la malla, el cual permite encontrar el número de nodos a partir del cual los valores de esfuerzo calculados no varían significativamente. Cuando se realizó este estudio se tomó en cuenta que la licencia universitaria de Ansys disponible solo nos permite utilizar 128,000 nodos, por lo tanto se tiene que observar si converge la grafica antes de este número de nodos. Se corrieron ocho casos con las mismas cargas y condiciones de frontera. Tanto la carga como las condiciones de frontera fueron aplicadas en nodos, por lo cual, se tuvo que aplicar en el mismo número de nodo para cada caso, con el fin de evitar discrepancias a la hora de analizar los datos, y así obtener la mayor exactitud posible. Ver figuras 3.6.1 y 3.6.2.

Para comprender mejor cuando converge el modelo se realizó la gráfica Esfuerzo de von Mises vs Número de nodos, figura 3.5.1, donde se puede observar que el modelo muestra valores de esfuerzo muy similares a partir de 68,626 nodos. En la figura 3.5.2 se muestra el tiempo de solución, mismo que aumenta de forma exponencial al aumentar el número de nodos.

Con base en este estudio se determinó que el promedio de tamaño de malla a utilizar será de 3.1 mm con lo cual se obtienen 85,348 nodos. Ver figura 3.5.3.

| Promedio del tamaño de malla (mm) | Número de nodos | Tiempo (s) | Esfuerzo de von Mises (Mpa) | Error relativo% |
|-----------------------------------|-----------------|------------|-----------------------------|-----------------|
| 3.90                              | 37 926          | 63         | 634                         | 10.70           |
| 3.80                              | 52 214          | 121        | 709                         | 0.14            |
| 3.70                              | 68 626          | 166        | 709                         | 0.14            |
| 3.10                              | 85 348          | 225        | 709                         | 0.14            |
| 2.80                              | 95 539          | 285        | 709                         | 0.14            |
| 2.68                              | 106 201         | 336        | 709                         | 0.14            |
| 2.64                              | 115 061         | 385        | 709                         | 0.14            |
| 2.60                              | 120 828         | 400        | 710                         | 0.00            |

**Tabla 3.5.** Resultados de la prueba de convergencia.

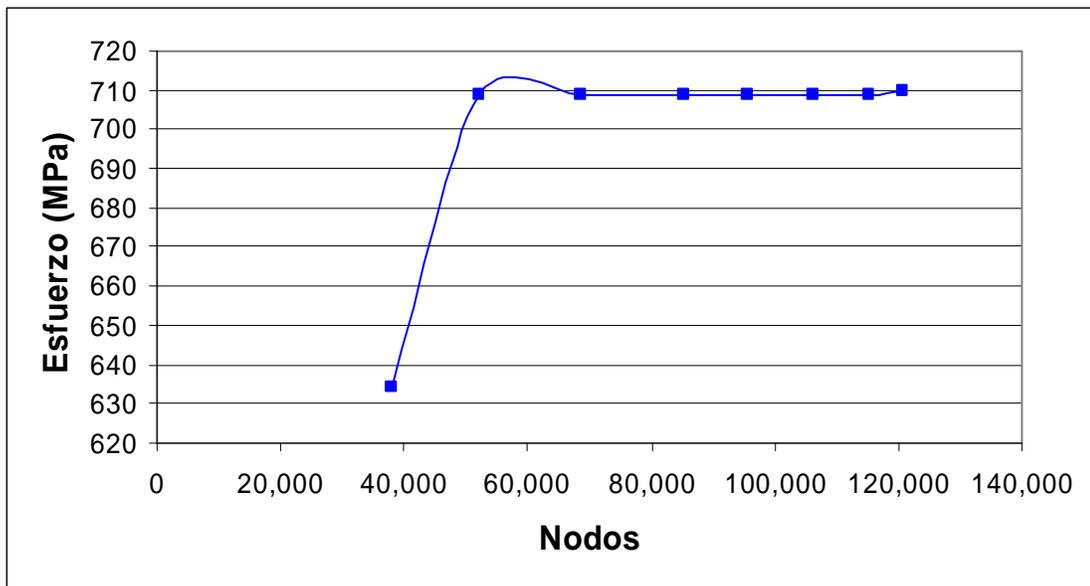


Figura 3.5.1. Convergencia del modelo.

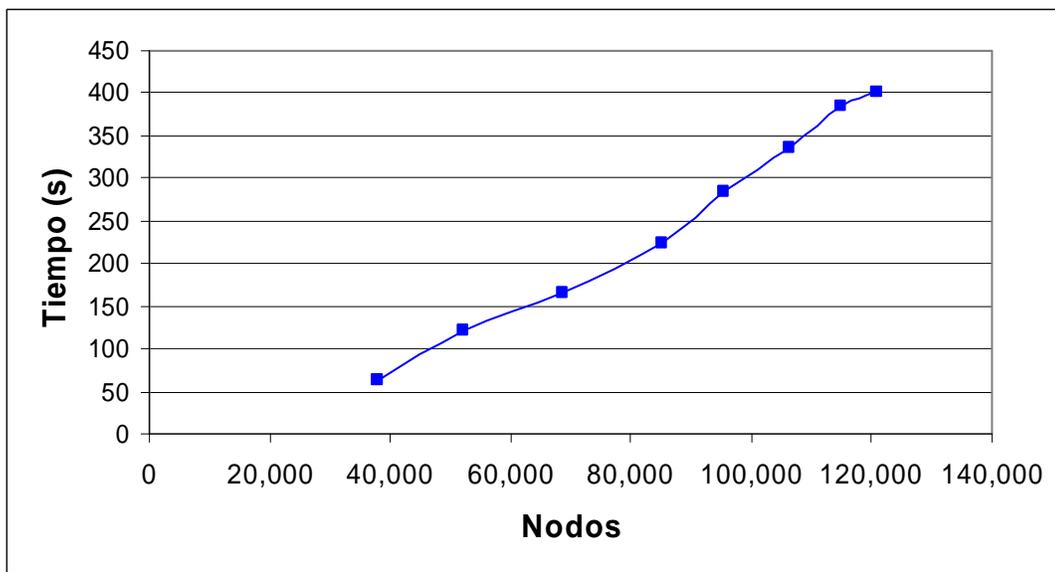
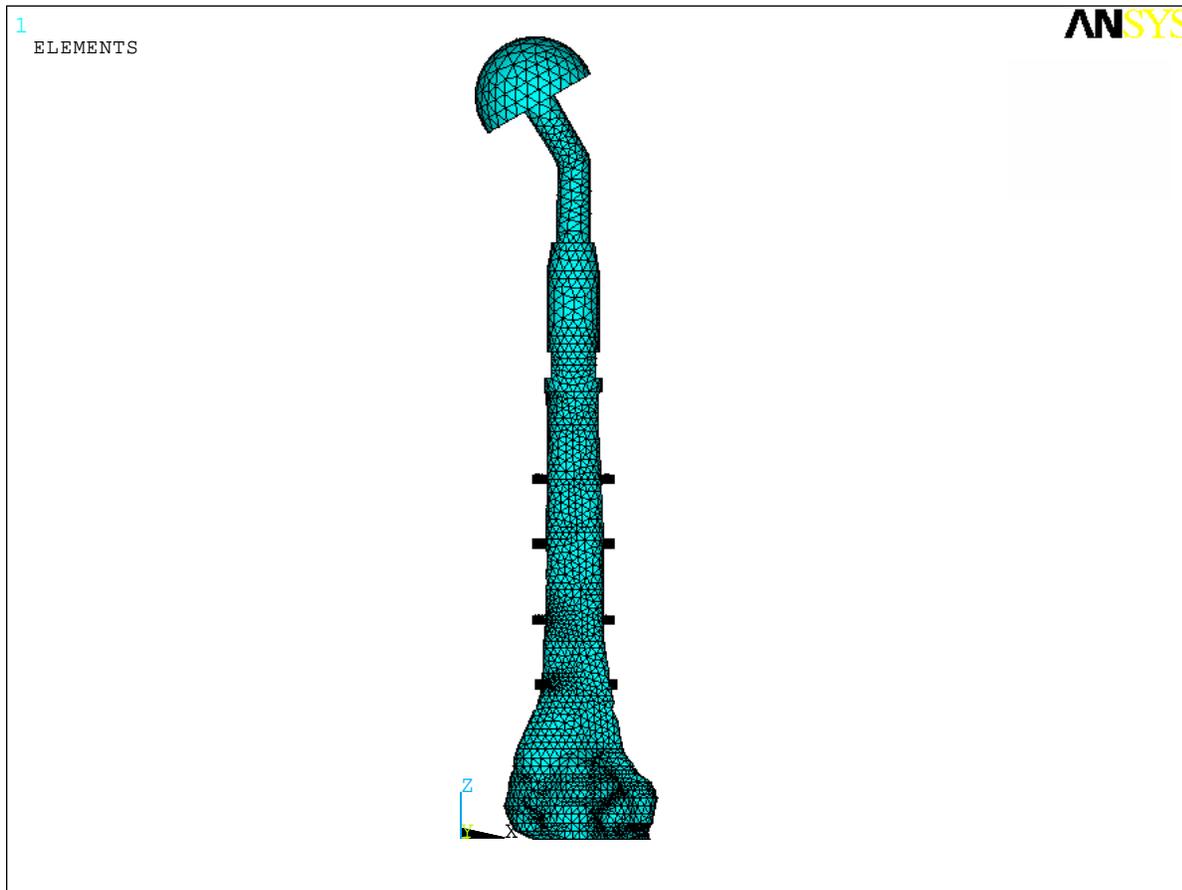


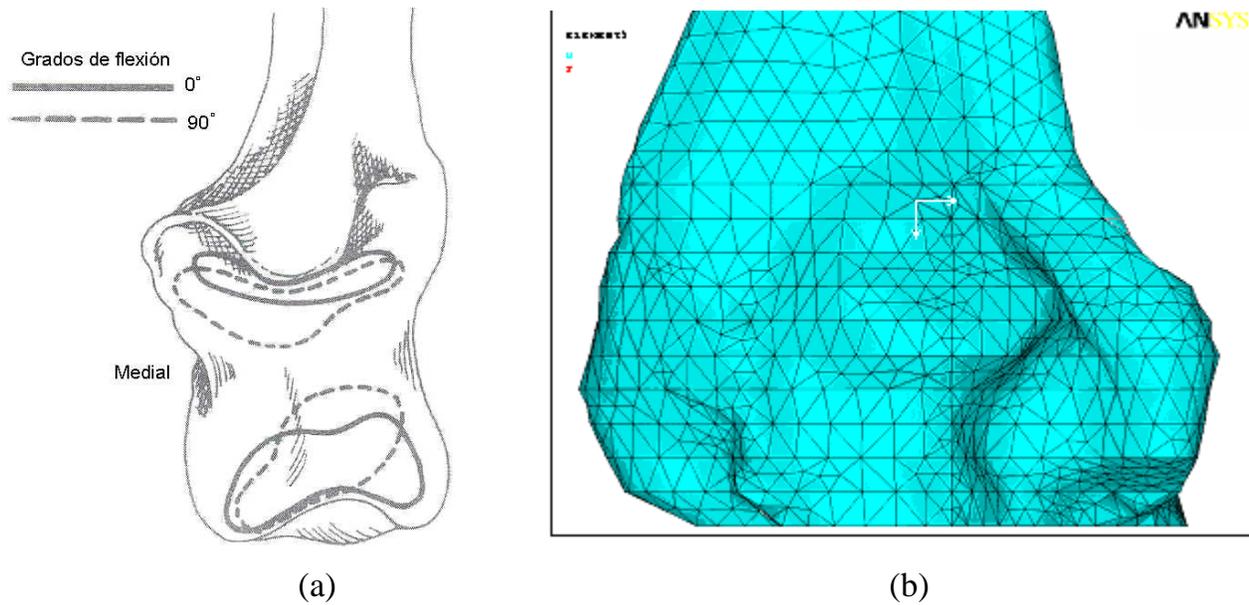
Figura 3.5.2. Tiempo de solución.



**Figura 3.5.3.** Modelo de elementos finitos de la prótesis y húmero con un promedio de malla de 3.1 mm.

### 3.6 Condiciones de frontera <sup>2,7,8</sup>

Las cargas aplicadas al modelo se basaron en estudios especializados de biomecánica en la extremidad superior, las cuales fueron aplicadas a un nodo del modelo, a una distancia aproximada de 28.5 mm del extremo distal del húmero, ya que este nodo pertenece a la zona en la cual se encuentra el área de contacto durante la flexión del codo, como se muestra en la figura 3.6.1.a.



**Figura 3.6.1.** (a) Zonas de contacto en la cavidad sigmoidea durante la flexión del codo, demostrando que las zonas de contacto se mueven hacia el centro de la cavidad sigmoidea durante la flexión del codo. (Proubasta I, Gil J, Planell J. Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales. Primera Edición. Editorial Ergon, S.A.. Madrid 1997)<sup>8</sup>. (b) Nodo en el cual fueron aplicadas las cargas.

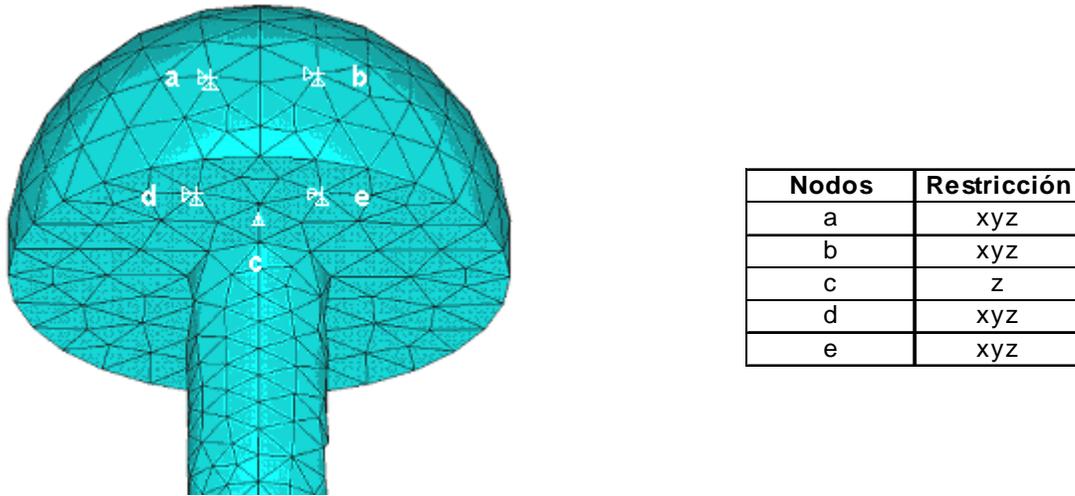
Estas cargas se obtuvieron del músculo bíceps braquial y branquial anterior, ya que fueron definidos como un promedio de los músculos requeridos para la flexión del codo, eliminándose la acción del músculo supinador largo. Estas fuerzas se muestran en la tabla 3.6.

| Ángulo de Flexión | Fx(N) | Fy(N) | Fz(N)  |
|-------------------|-------|-------|--------|
| 90°               | 169   | 37    | -164.5 |
| 120°              | 214   | 139.3 | -162.7 |

Fx- Vector lateral  
 Fy – Vector posterior  
 Fz – Vector proximal

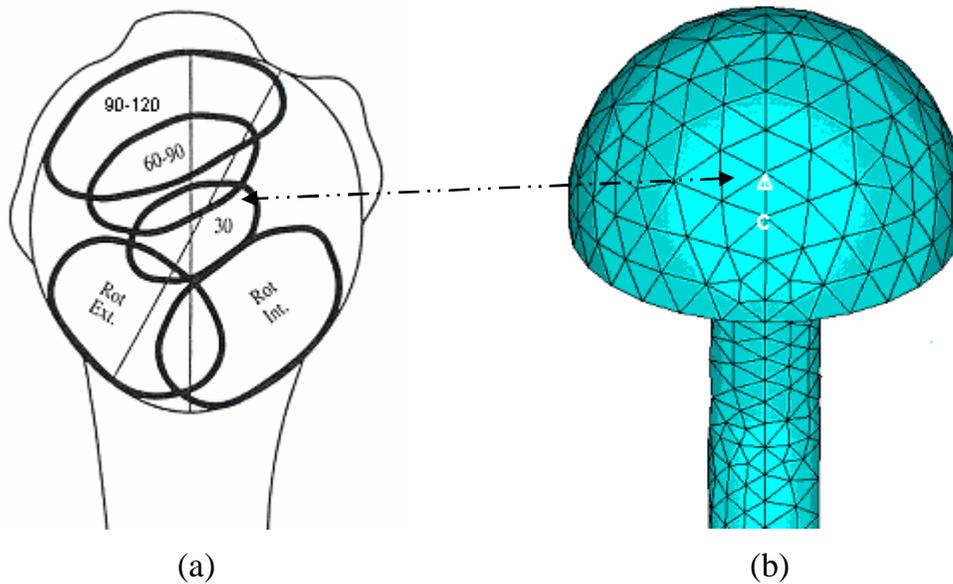
**Tabla 3.6.** Cargas aplicadas al modelo.

El modelo se restringió en cinco nodos, los cuales representan las condiciones reales a la que es sometida la prótesis. En la figura 3.6.2 se muestra el lugar en el cual fueron aplicadas.



**Figura 3.6.2.** Restricciones aplicadas al modelo.

Los nodos *a*, *b*, *d* y *e* representan el lugar en el cual la prótesis es fijada a la cavidad glenoidea de la escápula, mientras que el nodo *c* solo tiene la restricción en *z* ya que representa el punto de apoyo de la cabeza de la prótesis con la cavidad glenoidea. El lugar en el cual se colocó esta restricción se basó en el área de contacto de la superficie articular de la cabeza del húmero, a un ángulo de abducción de 30°. Ver figura 3.6.3.



**Figura 3.6.3.** (a) Áreas de contacto de la superficie articular de la cabeza del húmero durante los diferentes movimientos del mismo. En el movimiento de abducción, el área de contacto se centraliza, tendiendo a migrar proximalmente. (Proubasta I, Gil J, Planell J. Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales. Primera Edición. Editorial Ergon, S.A.. Madrid 1997)<sup>8</sup>. (b) Restricción en la cabeza de la prótesis, producto del área de contacto de la cavidad glenoidea.

### 3.7 Casos de estudio

La mayoría de las prótesis tumorales de hombro son hechas a la medida del paciente, lo cual genera algunos problemas al momento de ser implantadas, ya que algunas veces las radiografías no muestran con exactitud la dimensión correcta a la cual se tenga que realizar la resección y esto provoca que el cirujano tenga que hacer una resección más amplia de lo que se había estipulado, por esta razón la prótesis en estudio cuenta con un ajustador que permite desplazar la parte media de la prótesis para tener un mejor ajuste y así evitar discrepancias de longitud del miembro en reconstrucción con el miembro sano del paciente.

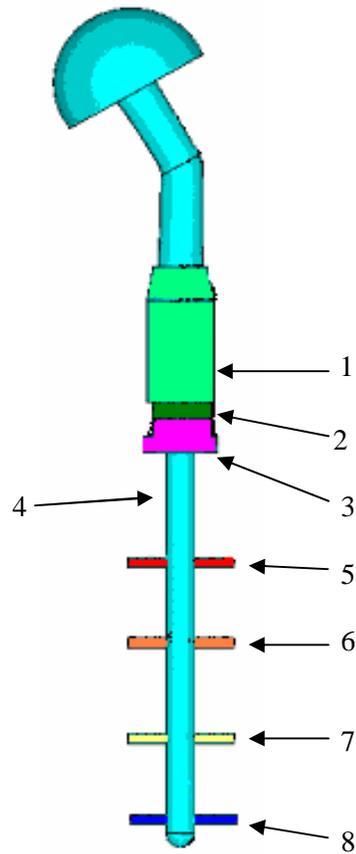
En los casos de estudio este desplazamiento se analizó con 0, 10 y 20 mm, respectivamente, combinando el número de pernos así como también el material de la prótesis, como se muestra en la tabla 3.7. Estas mismas configuraciones se utilizaron cambiando el ángulo de flexión del codo a 90° y a 120°.

En total se resolvieron 28 casos, en los cuales cada componente de la prótesis (figura 3.7) se analizó y fue comparado.

| Caso | Material | 90°              |                               | Caso | Material | 120°             |                               |
|------|----------|------------------|-------------------------------|------|----------|------------------|-------------------------------|
|      |          | Número de pernos | Extensión de la prótesis (mm) |      |          | Número de pernos | Extensión de la prótesis (mm) |
| 01-A | Acero    | 4                | 0                             | 08-A | Acero    | 4                | 0                             |
| 01-T | Titanio  |                  |                               | 08-T | Titanio  |                  |                               |
| 02-A | Acero    | 3                | 0                             | 09-A | Acero    | 3                | 0                             |
| 02-T | Titanio  |                  |                               | 09-T | Titanio  |                  |                               |
| 03-A | Acero    | 2                | 0                             | 10-A | Acero    | 2                | 0                             |
| 03-T | Titanio  |                  |                               | 10-T | Titanio  |                  |                               |
| 04-A | Acero    | 3                | 10                            | 11-A | Acero    | 3                | 10                            |
| 04-T | Titanio  |                  |                               | 11-T | Titanio  |                  |                               |
| 05-A | Acero    | 2                | 10                            | 12-A | Acero    | 2                | 10                            |
| 05-T | Titanio  |                  |                               | 12-T | Titanio  |                  |                               |
| 06-A | Acero    | 3                | 20                            | 13-A | Acero    | 3                | 20                            |
| 06-T | Titanio  |                  |                               | 13-T | Titanio  |                  |                               |
| 07-A | Acero    | 2                | 20                            | 14-A | Acero    | 2                | 20                            |
| 07-T | Titanio  |                  |                               | 14-T | Titanio  |                  |                               |

**Tabla 3.7.** Casos de estudio.

- 1.- Espaciador
- 2.- Tuerca de fijación
- 3.- Ajustador
- 4.- Vástago
- 5.- Perno 1
- 6.- Perno 2
- 7.- Perno 3
- 8.- Perno 4
- 9.- Hueso (no ilustrado)



**Figura 3.7.** Componentes de la prótesis.

## Referencias

1. Martínez G, González C, Cerralzoza M. Aplicación del método de elementos finitos para el análisis y diseño de fijadores externos con transportación ósea. *Boletín técnico IMME* 2002;40(2):23-57.
2. Herren D, Ploeg H, Hertig D, Klabunde R. Modeling and finite element analysis of a new revision implant for the elbow. *Clin Orthop*. 2004;420:292-297.
3. Ahir SP, Walkel PS, Squire-Taylor CJ, Blunn GW, Bayley JIL. Analysis of glenoid fixation for a reversed anatomy fixed-fulcrum shoulder replacement. *J Biomech*. 2004;37:1699-708.
4. Reilly TD, Burstein AH. The mechanical properties of cortical bone. *J Bone Joint Surg*. 1975;56:1001-1022.
5. Yoon HS, Katz JL. Ultrasonic wave propagation in human cortical bone: II Measurements of elastic properties and micro-hardness. *J Biomechanics*. 1976;9:459-464.
6. Ashman RB, Cowin SC, Van Buskirk WC, Rice JC. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of bone. *J Biomechanics*. 1984;17:349-361.
7. Raikova R. A model of the flexion extension motion in the elbow joint some problems concerning muscle forces modeling and computation. *J Biomech*. 1996;29:763-772.
8. Proubasta I, Gil J, Planell J. *Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales*. Primera Edición. Editorial Ergon, S.A.. Madrid 1997.

## Capítulo IV. Análisis de resultados

El análisis de los resultados de casos planteados se realizó comparando los esfuerzos de von Mises en las zonas críticas, así como los desplazamientos por medio de dos procedimientos diferentes.

El primer procedimiento consistió en analizar el ensamble prótesis-húmero por medio de la grafica del gradiente de esfuerzos proporcionado por Ansys 8.1, para determinar cuales son los casos más críticos a la cual es sometida la prótesis.

El segundo consistió en la comparación de cada uno de los componentes de la prótesis, para determinar cuales tienen una mayor concentración de esfuerzos, así como también observar cual es su tendencia con respecto al resto de los casos. Además de analizar el sitio de la osteotomía para determinar si existen las condiciones en las cuales la prótesis podría sufrir aflojamiento por concentración de esfuerzos.

Los resultados obtenidos de los casos de estudio se presentan en la tabla 4.1, donde se pueden observar los esfuerzos máximos de cada uno de los componentes de la prótesis.

| Caso | Magnitud            | Pieza Analizada |            |         |        |         |         |         |         |         |        |
|------|---------------------|-----------------|------------|---------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|--------|
|      |                     | Ensamble        | Espaciador | Tuerca  | Ajuste | Vástago | Perno 1 | Perno 2 | Perno 3 | Perno 4 | Hueso  |
| 01-A | Desplazamiento (mm) | 11.389          | 0.695      | 0.743   | 0.844  | 8.152   | 3.32    | 4.678   | 6.345   | 7.82    | 4.317  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 710             | 322        | 0.00761 | 26.1   | 710     | 532     | 280     | 85.3    | 59.4    | 76.4   |
| 01-T | Desplazamiento (mm) | 20.988          | 1.308      | 1.399   | 1.589  | 15.144  | 6.245   | 8.778   | 11.844  | 145.34  | 8.108  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 710             | 322        | 0.00761 | 26.1   | 710     | 556     | 278     | 62.5    | 35.6    | 131    |
| 02-A | Desplazamiento (mm) | 11.435          | 0.695      | 0.743   | 0.844  | 8.121   | 3.32    | 4.677   | 6.344   |         | 3.175  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 709             | 304        | 0.00965 | 25.3   | 709     | 521     | 246     | 97.2    |         | 91.6   |
| 02-T | Desplazamiento (mm) | 21.02           | 0.1308     | 1.399   | 1.589  | 15.107  | 6.244   | 8.777   | 11.843  |         | 5.975  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 709             | 304        | 0.00966 | 25.3   | 709     | 527     | 247     | 58.1    |         | 163    |
| 03-A | Desplazamiento (mm) | 11.509          | 0.695      | 0.743   | 0.844  | 8.018   | 3.318   | 4.674   |         |         | 3.173  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 718             | 303        | 0.00872 | 25     | 718     | 523     | 134     |         |         | 97     |
| 03-T | Desplazamiento (mm) | 21.056          | 0.1308     | 1.399   | 1.589  | 15      | 6.241   | 8.773   |         |         | 5.972  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 718             | 303        | 0.00872 | 25     | 718     | 531     | 176     |         |         | 168    |
| 04-A | Desplazamiento (mm) | 12.185          | 0.695      | 0.743   | 0.942  | 8.602   |         | 4.773   | 6.607   | 8.238   | 10.262 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1720            | 322        | 0.00441 | 0.7579 | 711     |         | 1470    | 87.2    | 57.1    | 56.6   |

Tabla 4.1. Resultados de los casos de estudio.

|      |                     | Pieza Analizada |            |         |         |         |         |         |         |         |        |
|------|---------------------|-----------------|------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|--------|
| Caso | Magnitud            | Ensamble        | Espaciador | Tuerca  | Ajuste  | Vástago | Perno 1 | Perno 2 | Perno 3 | Perno 4 | Hueso  |
| 04-T | Desplazamiento (mm) | 22.687          | 1.307      | 1.398   | 1.774   | 1.611   |         | 8.979   | 12.409  | 15.432  | 10.78  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1730            | 323        | 0.00441 | 0.75791 | 711     |         | 1420    | 84.1    | 33.9    | 94.8   |
| 05-A | Desplazamiento (mm) | 12.215          | 0.695      | 0.743   | 0.942   | 8.565   |         | 4.768   | 6.6     |         | 10.28  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1470            | 304        | 0.00418 | 0.75215 | 720     |         | 1330    | 82.3    |         | 56.06  |
| 05-T | Desplazamiento (mm) | 22.691          | 1.307      | 1.398   | 1.773   | 16.067  |         | 8.971   | 12.397  |         | 10.769 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1520            | 304        | 0.00418 | 0.75215 | 720     |         | 1350    | 61      |         | 99     |
| 06-A | Desplazamiento (mm) | 12.182          | 0.695      | 0.743   | 1.041   | 8.6     |         | 4.772   | 6.605   | 8.236   | 10.259 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1330            | 321        | 0.00878 | 0.06351 | 823     |         | 698     | 91      | 57.5    | 56.6   |
| 06-T | Desplazamiento (mm) | 22.681          | 1.307      | 1.398   | 0.196   | 16.105  |         | 8.977   | 12.406  | 15.928  | 10.778 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1370            | 321        | 0.00878 | 0.06351 | 863     |         | 699     | 87.2    | 37.9    | 86.4   |
| 07-A | Desplazamiento (mm) | 12.21           | 0.695      | 0.743   | 1.041   | 8.562   |         | 4.766   | 6.597   |         | 10.276 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1370            | 302        | 0.00801 | 0.05389 | 907     |         | 694     | 78.4    |         | 56.6   |
| 07-T | Desplazamiento (mm) | 22.681          | 1.307      | 1.398   | 1.959   | 1.606   |         | 8.967   | 12.392  |         | 10.765 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1390            | 302        | 0.00801 | 0.05389 | 946     |         | 700     | 67.8    |         | 84.4   |

Continuación de la tabla 4.1.

|      |                     | Pieza Analizada |            |         |        |         |         |         |         |         |       |
|------|---------------------|-----------------|------------|---------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|-------|
| Caso | Magnitud            | Ensamble        | Espaciador | Tuerca  | Ajuste | Vástago | Perno 1 | Perno 2 | Perno 3 | Perno 4 | Hueso |
| 08-A | Desplazamiento (mm) | 17.308          | 1.055      | 1.129   | 1.28   | 12.295  | 4.947   | 7.017   | 9.544   | 11.787  | 4.787 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 931             | 448        | 0.00765 | 39.8   | 981     | 872     | 562     | 94.6    | 84.2    | 143   |
| 08-T | Desplazamiento (mm) | 318.16          | 1.984      | 2.124   | 2.408  | 22.838  | 9.309   | 13.169  | 17.818  | 21.903  | 9.006 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1030            | 448        | 0.00765 | 39.8   | 1080    | 954     | 526     | 69.5    | 50.1    | 241   |
| 09-A | Desplazamiento (mm) | 17.4            | 1.054      | 1.129   | 1.279  | 12.236  | 4.947   | 7.016   | 9.544   |         | 4.789 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 982             | 409        | 0.01263 | 40.1   | 992     | 753     | 466     | 111     |         | 186   |
| 09-T | Desplazamiento (mm) | 318.79          | 1.984      | 2.124   | 2.408  | 22.77   | 9.308   | 13.168  | 17.817  |         | 9.01  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1030            | 409        | 0.01263 | 40.1   | 1100    | 840     | 452     | 62.7    |         | 322   |
| 10-A | Desplazamiento (mm) | 17.506          | 1.054      | 1.129   | 1.28   | 12.074  | 4.944   | 7.012   |         |         | 4.786 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 934             | 405        | 0.00908 | 39.5   | 972     | 822     | 365     |         |         | 194   |
| 10-T | Desplazamiento (mm) | 31.922          | 1.984      | 2.124   | 2.408  | 226.11  | 9.304   | 13.161  |         |         | 9.006 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1020            | 405        | 0.00908 | 39.5   | 1080    | 895     | 444     |         |         | 326   |
| 11-A | Desplazamiento (mm) | 18.483          | 1.054      | 1.128   | 1.428  | 12.948  |         | 7.136   | 9.919   | 12.393  | 8.603 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 2180            | 421        | 0.00692 | 1.07   | 1020    |         | 1750    | 117     | 83.2    | 95.4  |

Continuación de la tabla 4.1.

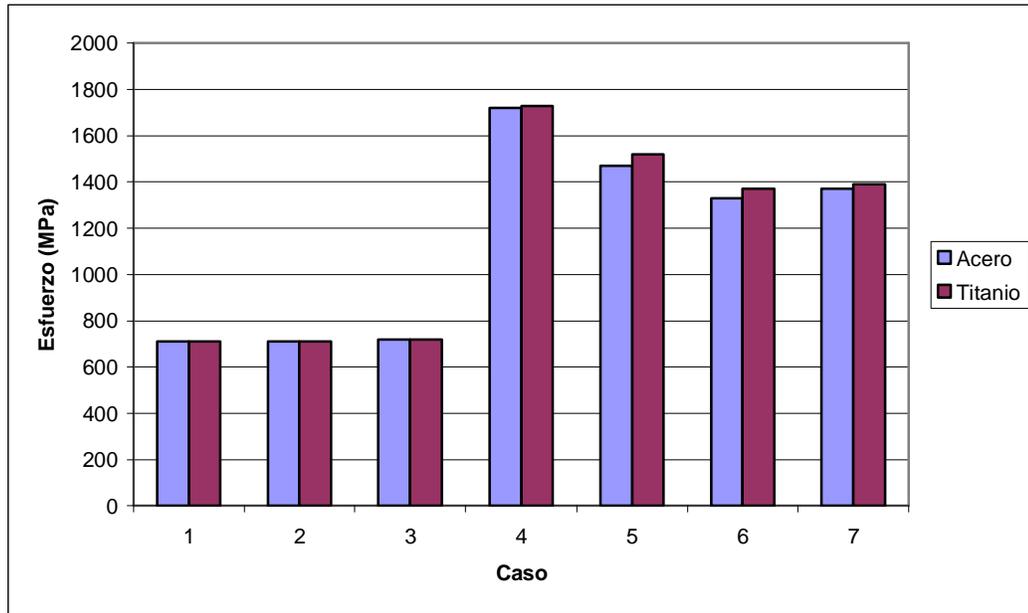
|      |                     | Pieza Analizada |            |         |         |         |         |         |         |         |        |
|------|---------------------|-----------------|------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|--------|
| Caso | Magnitud            | Ensamble        | Espaciador | Tuerca  | Ajuste  | Vástago | Perno 1 | Perno 2 | Perno 3 | Perno 4 | Hueso  |
| 11-T | Desplazamiento (mm) | 34.333          | 1.983      | 2.123   | 2.686   | 24.249  |         | 13.428  | 18.631  | 23.212  | 16.175 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 2210            | 421        | 0.00699 | 1.07    | 1020    |         | 1690    | 126     | 52.4    | 157    |
| 12-A | Desplazamiento (mm) | 18.543          | 1.054      | 1.128   | 1.427   | 12.88   |         | 7.128   | 9.909   |         | 8.591  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1900            | 404        | 0.00692 | 1.05    | 935     |         | 1620    | 136     |         | 97.9   |
| 12-T | Desplazamiento (mm) | 34.343          | 1.983      | 2.122   | 2.886   | 24.174  |         | 13.414  | 18.612  |         | 16.156 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1970            | 404        | 0.00692 | 1.05    | 935     |         | 1620    | 112     |         | 170    |
| 13-A | Desplazamiento (mm) | 18.481          | 1.054      | 1.128   | 1.577   | 12.947  |         | 7.136   | 9.918   | 12.392  | 8.602  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1720            | 422        | 0.01381 | 0.09721 | 1110    |         | 924     | 141     | 81.9    | 95.8   |
| 13-T | Desplazamiento (mm) | 34.329          | 1.983      | 2.123   | 2.967   | 24.246  |         | 13.427  | 18.629  | 23.21   | 16.173 |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1790            | 422        | 0.01381 | 0.09721 | 1180    |         | 957     | 140     | 48      | 163    |
| 14-A | Desplazamiento (mm) | 18.538          | 1.054      | 1.128   | 1.576   | 12.876  |         | 7.126   | 9.905   |         | 8.588  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1750            | 396        | 0.01247 | 0.08502 | 1230    |         | 903     | 140     |         | 96.4   |
| 14-T | Desplazamiento (mm) | 34.329          | 1.983      | 2.123   | 2.966   | 24.165  |         | 13.409  | 18.606  |         | 16.15  |
|      | Esfuerzo (MPa)      | 1800            | 396        | 0.01247 | 0.08502 | 1310    |         | 915     | 128     |         | 162    |

Continuación de la tabla 4.1.

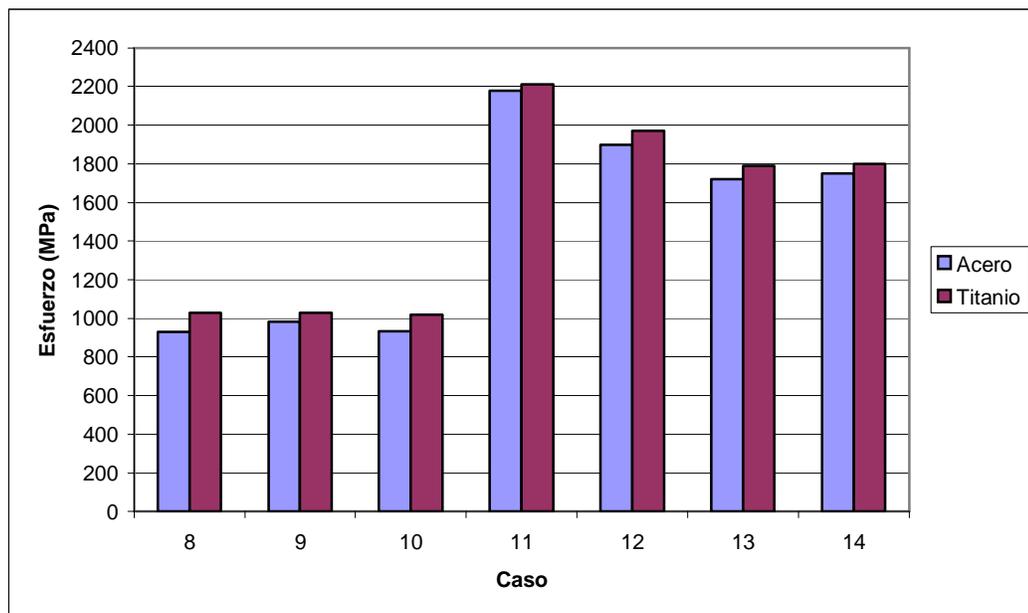
Análisis biomecánico de una prótesis tumoral no convencional de hombro mediante el método del elemento finito

### 4.1 Análisis prótesis-húmero

Se elaboraron graficas a 90° y 120° de flexión del codo, donde se compara el máximo esfuerzo de von Mises de la prótesis ensamblada al húmero vs caso de estudio para el acero inoxidable 316 LVM y la aleación de titanio (Ti-6Al-4V). Ver figuras 4.1.1 y 4.1.2.

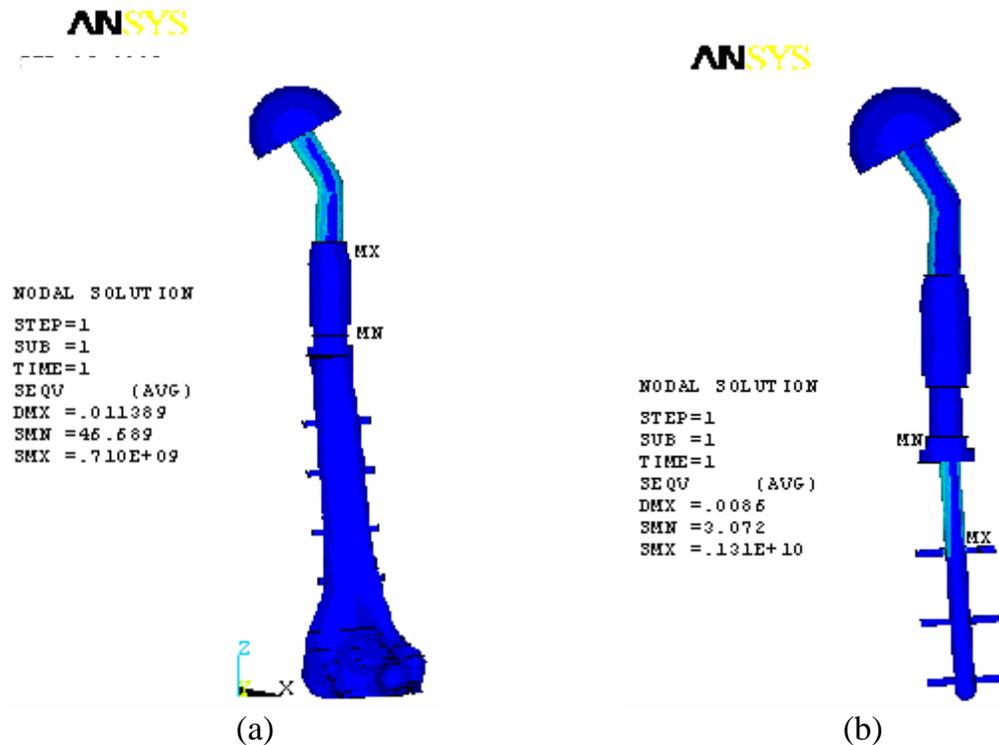


**Figura 4.1.1.** Comparación del máximo esfuerzo de von Mises del ensamble prótesis-húmero, para los casos a 90° del acero y titanio.



**Figura 4.1.2.** Comparación del máximo esfuerzo de von Mises del ensamble prótesis-húmero, para los casos a 120° del acero y titanio.

De la serie de casos correspondientes a un ángulo de flexión del codo de  $90^\circ$ , se observa que el nivel de esfuerzos es constante cuando el ajustador no se desplaza (se encuentra a 0 mm), tanto para el acero como para el titanio, figura 4.1.1, siendo estos los que presentan la menor concentración de esfuerzos y esta se localiza en la sección donde se unen el espaciador y el vástago, figura 4.1.3 a. Mientras que para los casos en los cuales el ajustador tiene cierto desplazamiento, los esfuerzos aumentan de manera considerable, 58% para el acero, y 59% para el titanio, como se puede ver en la figura 4.1.1. La zona en la cual están localizados los valores más elevados esfuerzo se localiza ahora en la zona de contacto del perno 2 con el vástago, tal como se muestra en la figura 4.1.3 b.



**Figura 4.1.3.** (a) Los valores más altos de esfuerzo se encuentra en la región espaciador-vástago para los casos 01, 02 y 03, para el acero y titanio. (b) La región donde se tiene la máxima concentración de esfuerzos para los casos del 04 al 14, para el acero y titanio, están en la unión del vástago con el perno 2.

De la serie de casos a  $90^\circ$ , el caso 04-A es el que tiene el mayor valor de esfuerzo, seguido del 04-T. En cuanto al material, el titanio es el que presenta el mayor nivel de esfuerzos.

La serie de casos a  $120^\circ$  presenta un incremento en el nivel de esfuerzos comparados con la serie a  $90^\circ$ , figuras 4.1.1 y 4.1.2. Siguen el mismo patrón de esfuerzos, aunque a  $120^\circ$  los esfuerzos máximos se presentan en todos los casos en la zona de contacto entre el vástago y el perno proximal. En esta serie se encuentra el caso más crítico, en el cual el ajustador está desplazado 10 mm y se utiliza titanio. Al igual que en la serie a  $90^\circ$ ,

cuando se utiliza como material el titanio, los esfuerzos aumentan como se muestra en la figura 4.1.2.

De los 28 casos analizados, en la tabla 4.2 se puede observar los casos en los cuales se obtienen los máximos esfuerzos, tanto para el acero, como para el titanio, así como los casos en los cuales el nivel de esfuerzo es mínimo.

| Angulo | Caso | Esfuerzo de von Mises (MPa) |
|--------|------|-----------------------------|
| 90°    | 02-A | 709                         |
|        | 02-T | 709                         |
| 120°   | 11-A | 2 180                       |
|        | 11-T | 2 210                       |

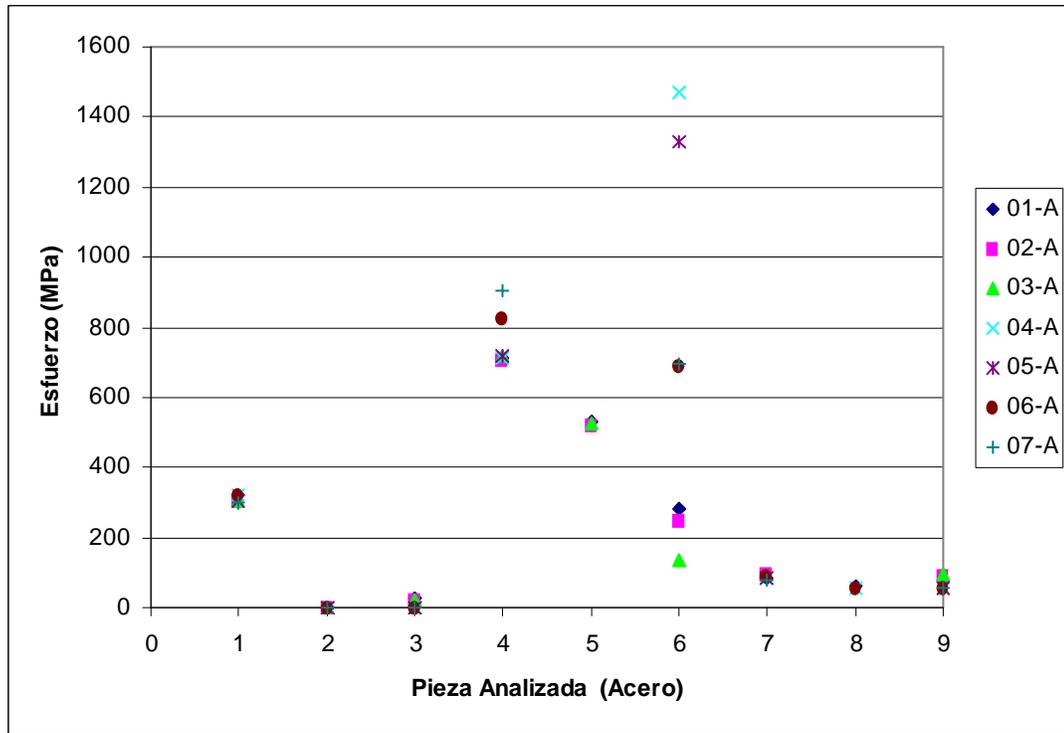
**Tabla 4.2.** Casos en los cuales el nivel de esfuerzos es mínimo y máximo.

## 4.2. Comparación de esfuerzos en los elementos de la prótesis

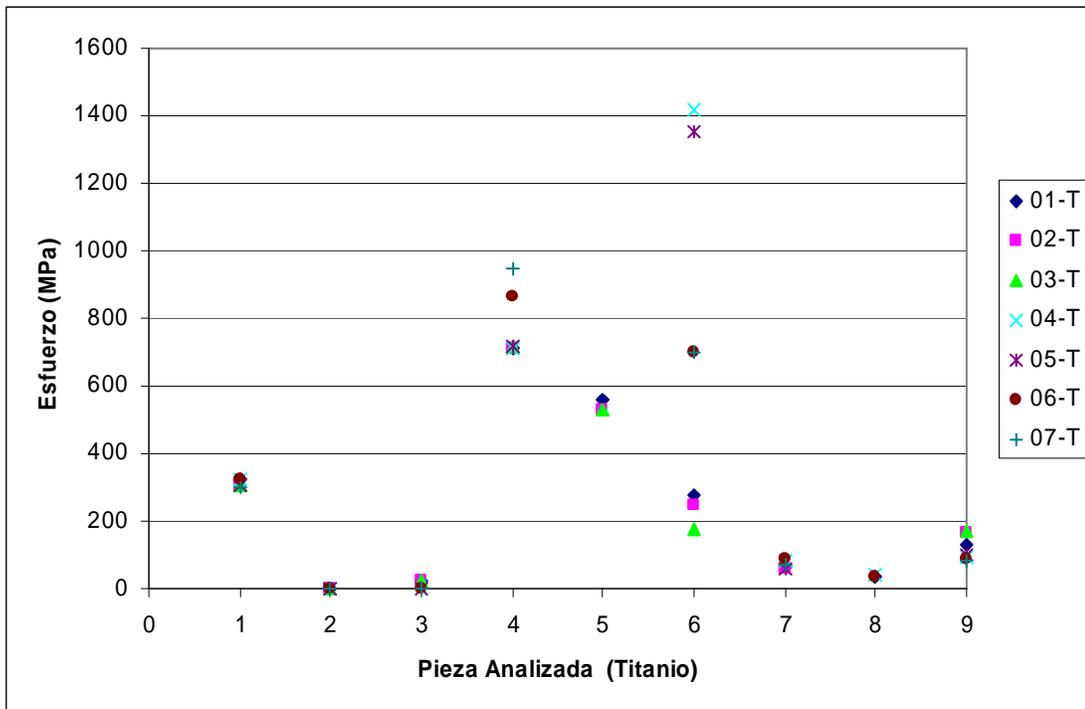
Se realizaron gráficas esfuerzo de von Mises vs número de pieza de la prótesis, para observar la tendencia que tiene la distribución de esfuerzos en cada uno de sus componentes, los cuales son enumerados en la figura 3.7.

En las figuras 4.2.1 y 4.2.2 se puede observar que la distribución de esfuerzos sigue el mismo patrón, aunque como era de esperar, al utilizar titanio, los esfuerzos y los desplazamientos aumentan sus valores. Las piezas 1, 2 y 3 tienen el mismo comportamiento sin importar la distancia a la cual se encuentre el ajuste. Cuando la distancia del ajustador es de 0 mm, todos los casos bajo esta condición presentan la misma tendencia en los esfuerzos, siendo el caso 03-A y 03-T los que presentan un menor nivel de esfuerzo en los pernos, mientras que este se incrementa ligeramente para el vástago en comparación con los demás casos a 0 mm.

Cuando el ajustador se desplaza 10 mm, el esfuerzo en el perno 2 aumenta de una manera significativa, tanto para el acero, como para el titanio, mientras que a 20 mm este disminuye un poco, pero sigue siendo mayor que a 0 mm.

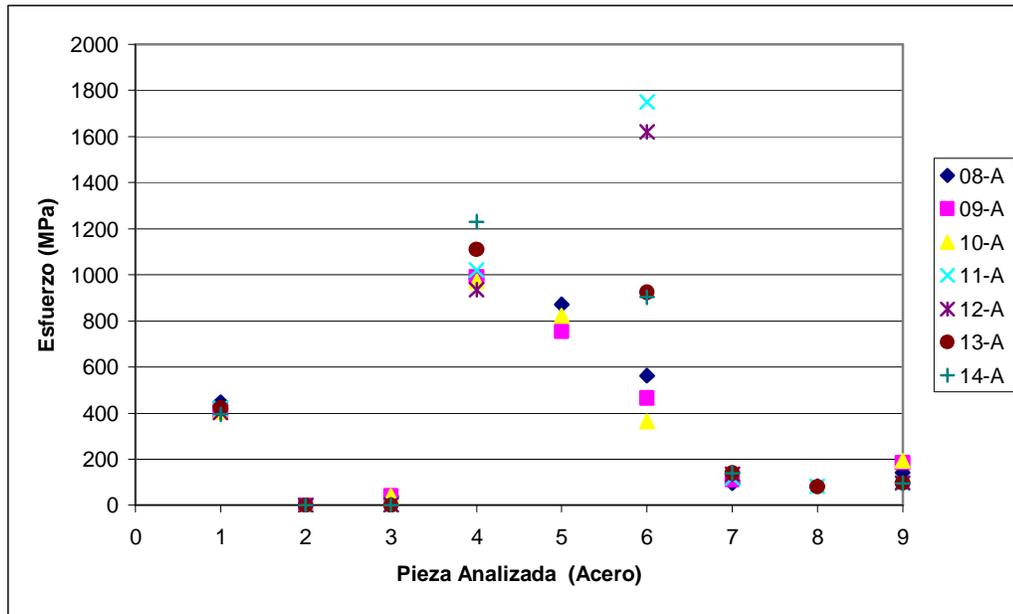


**Figura 4.2.1.** Comparación de la distribución de los esfuerzos de von Mises en las piezas analizadas a 90° para el acero.

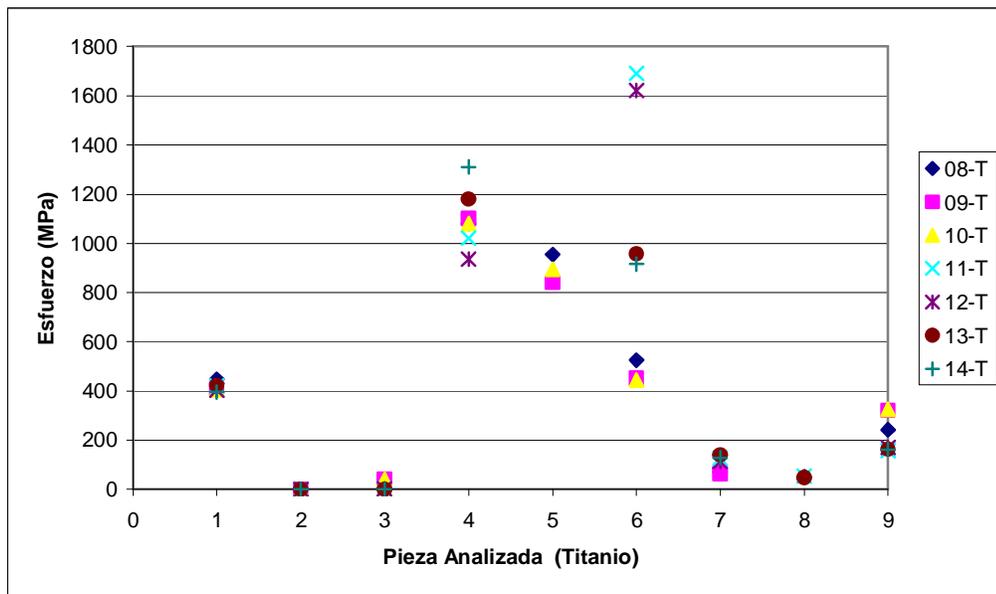


**Figura 4.2.2.** Comparación de la distribución de los esfuerzos de von Mises en las piezas analizadas a 90° para el titanio.

Cuando la carga se aplica a 120° de flexión, la distribución de esfuerzos en las piezas de la prótesis siguen la misma tendencia, tanto para el acero como al titanio, figuras 4.2.3 y 4.2.4. Siendo mayor el nivel de esfuerzos para el titanio. Las piezas 1, 2 y 3 tienen la misma tendencia al igual que a 90° para todos los casos, las variaciones en cuanto al nivel de esfuerzos se observan en el vástago y los pernos ya que si el nivel de esfuerzos en el vástago aumenta, en los pernos disminuye.

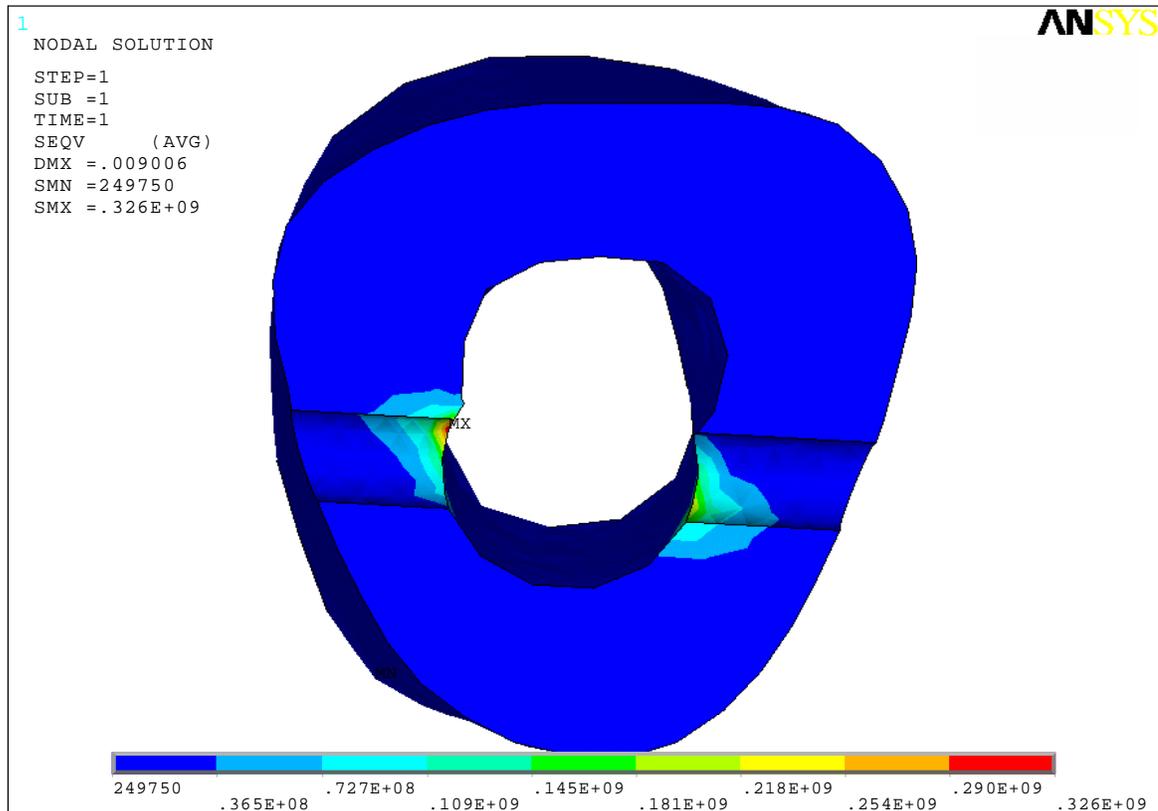


**Figura 4.2.3.** Comparación de la distribución de los esfuerzos de von Mises en las piezas analizadas a 120° para el acero.



**Figura 4.2.4.** Comparación de la distribución de los esfuerzos de von Mises en las piezas analizadas a 120° para el titanio.

La zona de la osteotomía, donde hacen contacto la prótesis y el hueso, no presenta un nivel de esfuerzo alto, siendo estos de alrededor de 550 a 640 Pa. Los mayores esfuerzos a los que es sometido el hueso se presentan en el sitio de los barrenos, en donde los mayores se localizan en el canal medular, como se puede ver en la figura 4.2.5 y siguen una tendencia a disminuir conforme los pernos se alejan de la parte proximal de la prótesis. El esfuerzo máximo que se obtuvo de los barrenos se puede observar en la tabla 4.1, siendo el caso 10-T el que presenta el mayor nivel de esfuerzos.



**Figura 4.2.5.** Los mayores esfuerzos de von Mises en los barrenos se localizan dentro del canal medular.

El aflojamiento de las prótesis en las cuales se utilizan pernos como instrumentos de fijación, podría estar relacionado con el nivel de esfuerzos al cual están sometidos los pernos, es por este motivo que se realizó una comparación entre los casos que utilizan 3 y 2 pernos para  $90^\circ$  y  $120^\circ$ , descartándose los casos donde se utilizan 4 pernos de fijación, ya que no hay forma de compararlos con el resto de los casos. El resultado de esta comparación se muestra en la tabla 4.3 asignando una “a” al que presenta un menor nivel de esfuerzos, una “b” al que se encuentra intermedio, mientras que una “c” para el que presenta el máximo nivel de esfuerzo.

| Ángulo de 90°  |      |           | Ángulo de 120° |      |           |
|----------------|------|-----------|----------------|------|-----------|
| Núm. de pernos | Caso | Resultado | Núm. de pernos | Caso | Resultado |
| 3              | 02-A | a         | 3              | 09-A | a         |
|                | 04-A | c         |                | 11-A | c         |
|                | 06-A | b         |                | 13-A | b         |
| 2              | 03-A | a         | 2              | 10-A | a         |
|                | 05-A | c         |                | 12-A | c         |
|                | 07-A | b         |                | 14-A | b         |
| 3              | 02-T | a         | 3              | 09-T | a         |
|                | 04-T | c         |                | 11-T | c         |
|                | 06-T | b         |                | 13-T | b         |
| 2              | 03-T | a         | 2              | 10-T | a         |
|                | 05-T | c         |                | 12-T | c         |
|                | 07-T | b         |                | 14-T | b         |

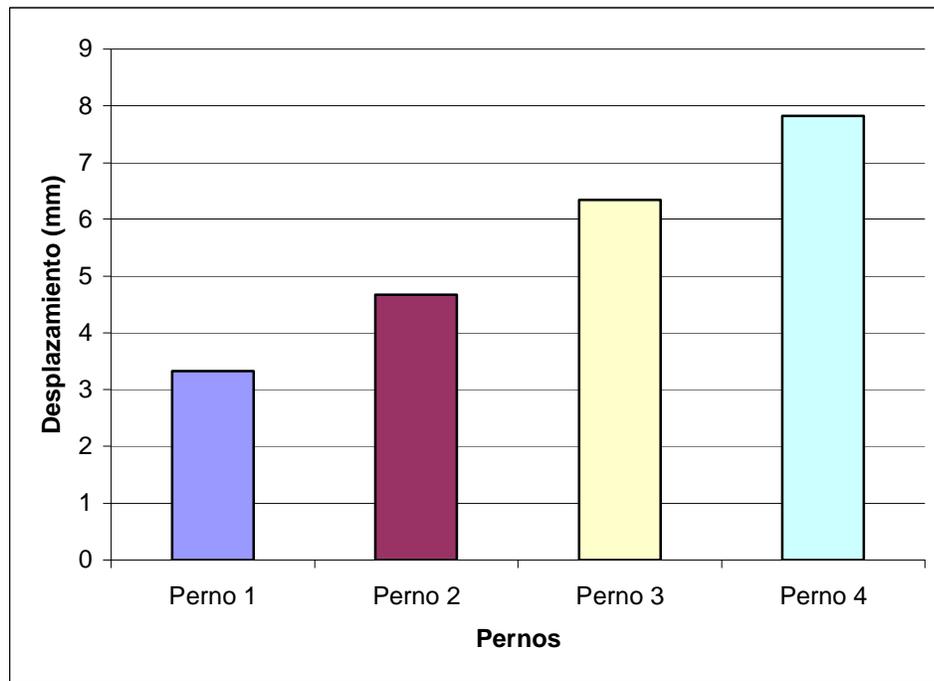
**Tabla 4.3.** Comparación del nivel de esfuerzos en los pernos.

En la tabla 4.3 se puede observar que para todos los casos de estudio que utilizan 3 y 2 pernos, en los cuales el ajustador no es desplazado se obtiene una “a” ya sea con un ángulo de 90° o 120°, mientras que los casos que obtuvieron una “b” tanto para 3 o 2 pernos, fueron en los que el ajustador está desplazado 20 mm, siendo todos los casos que se encuentran con un desplazamiento de 10 mm, los que obtuvieron una “c” en el nivel de esfuerzo en los pernos. Estos resultados nos muestran que no existe una diferencia significativa cuando se utilizan dos o tres pernos de fijación.

### 4.3 Análisis de los desplazamientos

En todos los casos de estudio, los desplazamientos máximos se encontraron en la parte distal del húmero y fueron disminuyendo hacia la parte proximal de la prótesis. Este comportamiento se explica por las condiciones de carga y frontera considerados. En general, los desplazamientos aumentan un 6.7% cuando el sistema de ajuste se desplaza, y esto sucede para los casos en los cuales el material empleado para la prótesis es acero, mientras que en un 7.5% cuando es titanio. Como era de esperarse al utilizar titanio los desplazamientos aumentan de manera considerable hasta en un 46% en comparación al acero, esto se debe a las propiedades mecánicas del material, en particular a la rigidez.

En cuanto a los pernos, el que se encuentra más próximo a la parte distal del húmero, es el que presenta un mayor desplazamiento en comparación con los restantes, como se puede ver en la figura 4.3 y esto se repite para todos los casos de estudio. El máximo desplazamiento que se presenta en la prótesis se localiza en la región proximal del vástago mientras que en el hueso los máximos desplazamientos se encuentran dentro de los barrenos realizados para colocar los pernos.



**Figura 4.3.** Comparación de la distribución de los máximos desplazamientos en los pernos para el caso 01-A.

## Capítulo V. Conclusiones

### 5.1 Conclusiones generales

El método del elemento finito es una herramienta muy útil para evaluar el comportamiento de los parámetros de diseño en el desempeño mecánico de un implante y de esta manera poder corregir las posibles fallas a las cuales puede estar sujeto el mismo.

De todos los casos analizados en este trabajo, cuando el ajustador no se desplaza se obtienen los niveles de esfuerzos más bajos, siendo la configuración con 3 pernos (caso 02-A) la que representaría la mejor opción al momento de realizar la cirugía reconstructiva del miembro superior. Mientras que en las configuraciones en la cual existe un desplazamiento del ajustador de 10 mm, casos 04, 05, 11 y 12 para el acero y titanio, se corre un alto riesgo de sufrir aflojamiento en los pernos debido al alto nivel de esfuerzos que presentan los mismos. Esta cualidad que tiene la prótesis de poder ajustarse al momento de realizar una resección mayor a la que se había estipulado, podría convertirse en una desventaja, que podría ocasionar fallas en el implante a lo largo de su vida funcional, de tal forma que la mejor decisión sería realizar la prótesis a la medida del paciente, tomando todas las consideraciones médicas, para evitar la necesidad de realizar ajustes al momento de reconstruir la articulación.

El material a elegir para la fabricación de la prótesis de acuerdo al trabajo realizado (Análisis de esfuerzo), sería el acero inoxidable 316 LVM grado médico, ya que tiene un mejor desempeño biomecánico y representa un menor costo.

A pesar de haber obtenido el nivel de esfuerzo para el sitio de la osteotomía, donde hacen contacto la prótesis y el hueso, no se pudo determinar si este nivel de esfuerzo evita o favorece la reabsorción ósea en el sitio de la osteotomía, ya que no se cuenta con la información necesaria para realizar una comparación, entre el nivel de esfuerzo presente en un húmero sano y el modelo prótesis-húmero.

### 5.2 Trabajo futuro

Es muy importante realizar nuevos estudios para determinar varios parámetros de diseño que aún no han sido considerados, tales como la ubicación de los pernos a los cuales deberían estar colocados a partir del sitio de la osteotomía, así como el cambio de dimensiones en los componentes de la prótesis.

También es necesario realizar un modelo de elementos finitos de un húmero sano para comprender de una manera más clara el comportamiento biomecánico del mismo y poder comparar bajo las mismas condiciones de frontera los resultados obtenidos con el modelo prótesis-húmero, teniendo particular interés en la zona del extremo distal del húmero, ya que en esta zona se encuentra el sitio de la osteotomía cuando se realiza la reconstrucción del miembro.

En cuanto a los modelos a realizar se tomarían como base los utilizados en el presente trabajo, realizando mejoras en cuanto a la geometría del hueso, lo cual se lograría aumentando el número de puntos representativos a partir de cortes tomográficos. Se trataría de modelar la interfase entre el hueso cortical y el hueso trabecular por medio de elementos de contacto; así como las zonas de contacto entre la prótesis y los pernos, con el tercio proximal del húmero para realizar un análisis no lineal.

## Glosario

**Aloinjerto:** Injerto óseo extraído de individuos de la misma especie.

**Alo-prótesis:** Consta de un aloinjerto intercalar asociado a una prótesis.

**Análisis de esfuerzos:** Proceso que revela el patrón de esfuerzos desarrollados por un material en respuesta a las cargas aplicadas.

**Análisis lineal:** Análisis de esfuerzos desarrollado sobre un material donde el rango del comportamiento, está determinado por la ley de Hooke.

**Artrodesis:** Fijación interna de una articulación.

**Autoinjerto:** Injerto óseo extraído del propio paciente.

**Biomaterial:** Es una sustancia farmacológicamente inerte diseñada para ser implantada o incorporada dentro del sistema vivo.

**Carga:** Mecanismo que produce esfuerzo y deformación en un material, resultado de una fuerza externa, presión, efectos magnéticos, etc.

**CAE:** Siglas en ingles que significa Ingeniería asistida por computadora.

**Condiciones de frontera:** Se refiere a las condiciones de esfuerzo, desplazamiento o giro en los extremos o bordes de un miembro, donde estas condiciones son aparentes debido a las circunstancias del problema.

**Esfuerzo:** Medida de una carga suministrada sobre un área específica.

**FEA:** Siglas en ingles que significa análisis por elementos finitos. Es una aproximación al análisis de esfuerzos, basado en dividir una parte (modelo) en pequeñas partes (elementos) para que una computadora pueda compilar un gran número de soluciones individuales para cada elemento, para posteriormente integrarse y formar una solución total.

**Hueso:** Forma de tejido conectivo que consta de células y una matriz que está formada por aproximadamente un 25% de agua, un 25% de proteínas fibrilares y un 50% de sales minerales.

**Injertos óseos:** Materiales de origen biológico que sirve de soporte o relleno para implantar una prótesis, o elemento de osteosíntesis que se utilizará para sustituir una articulación.

**Isotrópico:** Cualidad del material de poseer las mismas propiedades de solidez y elasticidad (módulo de elasticidad, módulo de rigidez y relación de Poisson) en todas las direcciones.

**Ley de Hooke:** Ley que establece que el esfuerzo es directamente proporcional a la fuerza.

**Malla:** Arreglo de líneas que dividen el modelo en áreas pequeñas triangulares o cuadriláteras. Las áreas en la malla son llamadas elementos. El número relativo de áreas presentes en la malla es la “densidad de malla”.

**Matriz:** Arreglo de símbolos en filas y columnas para representar complejas listas de ecuaciones en una manera simple.

**Membrana de tensión:** Son microcavidades o cámaras llenas de líquido que distribuyen los esfuerzos recibidos en las trabéculas óseas.

**Metástasis:** Desarrollo de implantes secundarios en tejidos distantes que no siempre siguen el mismo curso del tumor primario.

**Modelo de elementos finitos:** Representación numérica de un objeto real, incluyendo geometría, caras, condiciones de frontera, propiedades del material, etc.

**Módulo de elasticidad:** Es la razón entre el esfuerzo y la deformación, en la región lineal.

**Neoplasia:** Masa anormal de tejido cuyo crecimiento es excesivo e incontrolado respecto al del tejido normal.

**Nodo:** Punto que define esquinas, lados o extremos de un elemento finito. Geométricamente en el modelo significa lo mismo que vértices.

**Osteoblastos:** Células formadoras de hueso.

**Osteoclastos:** Tienen como función reabsorber el tejido óseo durante la remodelación ósea.

**Prótesis Articular:** Dispositivo encaminado a la sustitución de los componentes articulares dañados.

**Tejido óseo compacto:** Capa externa de todos los huesos del cuerpo.

**Tejido óseo esponjoso:** Formado por laminillas dispuestas en un encaje irregular de finas placas llamadas trabéculas.

**Trabéculas:** Unidad fundamental del tejido esponjoso.

**Von Mises:** Se refiere a la energía de distorsión en un punto bajo un estado general de esfuerzos.

**Xenoinjertos:** Injertos óseos procedentes de otra especie diferente (hueso de Kiel).