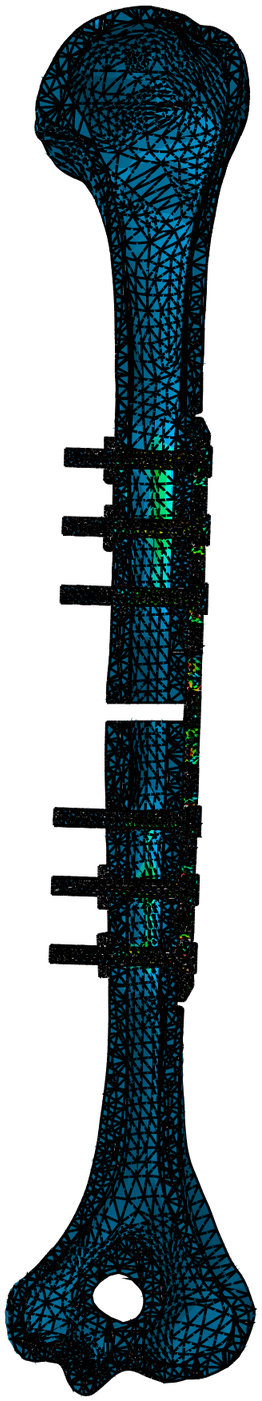
UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS
DE GRAN CANARIA
Escuela de Ingeniería Industriales y Civiles



TRABAJO DE FIN DE TÍTULO

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

ESTUDIO COMPUTACIONAL DE LOS SISTEMAS DE FIJACIÓN INTERNA APLICADOS A LA RECUPERACIÓN DE FRACTURAS DIAFISARIAS DEL HÚMERO

Javier Betancor Bosch

Las Palmas de Gran Canaria, mayo de 2014

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS
DE GRAN CANARIA
Escuela de Ingeniería Industriales y Civiles

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Escuela de Ingenierías Industriales y Civiles

TRABAJO DE FIN DE TÍTULO

ESTUDIO COMPUTACIONAL DE LOS SISTEMAS DE FIJACIÓN INTERNA APLICADOS A LA RECUPERACIÓN DE FRACTURAS DIAFISARIAS DEL HÚMERO

AUTOR:

Javier Betancor Bosch

TUTORES:

Dr. Alejandro Yánez Santana

Las Palmas de Gran Canaria, Mayo 2014

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Escuela de Ingenierías Industriales y Civiles

TRABAJO DE FIN DE TÍTULO

ESTUDIO COMPUTACIONAL DE LOS SISTEMAS DE FIJACIÓN INTERNA APLICADOS A LA RECUPERACIÓN DE FRACTURAS DIAFISARIAS DEL HÚMERO

AUTOR:

Javier Betancor Bosch

TUTORES:

Dr. Alejandro Yánez Santana

El Autor: **Los Tutores:**

Las Palmas de Gran Canaria, Mayo 2014

Índice

Introducción general 1

1.1. Antecedentes 1
1.2. Objetivos del trabajo de fin de título 3
1.3. Estructura del trabajo de fin de título 3

Memoria médica 5

2.1. Introducción 5
2.2. Estructura ósea humana 5
2.2.1. Clasificación de los huesos según su geometría 5
2.2.2. Estructura de los huesos largos 7
2.3. Funciones del hueso 8
2.4. Composición del hueso 9
2.4.1. Elementos celulares del hueso 10
2.4.2. El tejido óseo 14
2.5. Remodelado y fracturas óseas 16
2.5.1. Remodelado 16
2.5.2. Fracturas óseas 18
2.5.3. Principios de la clasificación de fracturas 20
2.5.4. Fractura del segmento diafisario del húmero 21
2.5.5. Reparación de fracturas óseas 25
2.5.5.1. Consolidación ósea secundaria 26
2.5.5.2. Consolidación ósea primaria 28
2.6. Anatomía de la extremidad superior 29

2.6.1. Funciones 29
2.6.2. Hombro 31
2.6.3. Articulaciones 31
2.6.3.1. Músculos del hombro 35
2.6.4. Región posterior de la escápula 37
2.6.5. Húmero 38
2.6.5.1. Cuerpo y extremo distal del húmero 38
2.6.5.2. Cóndilo 39
2.6.5.3. Epicóndilo 39
2.6.6. Las tres fosas 40
2.6.7. Músculos 40
..... 41
2.6.8. Inserción muscular en el húmero 41
2.6.9. Articulación del codo 44
2.6.10. Anatomía relevante y consideraciones biomecánicas de la diáfisis del húmero 46
2.7. Sistemas de reparación de fracturas de diáfisis del húmero 47
2.7.1. Tratamientos ortopédicos 48
2.7.2. Tratamientos quirúrgicos 48
2.7.3. Sistemas de fijación interna en fracturas diafisarias de húmero 49
2.7.3.1. Tornillos 49
2.7.3.2. Placas 52
2.7.3.3. Elemento para bloqueo de tornillos 55

Materiales y métodos 57

3.1. Introducción 57
3.2. Ordenador 57
3.3. Fuerzas asociadas al húmero durante la abducción 58
3.4. Obtención del modelo computacional del húmero 63
3.4.1. Huesos de composite 63
3.4.2. Modelo digital 64
3.5. Modelado mediante software CAD (Computer-aided design) 67

3.5.1. Tornillos 67
3.5.2. Placas 67
3.5.3. Hueso 68
3.5.4. SLE 69
3.5.5. Ensamblaje 69
3.6. Método de los elementos finitos 70
3.7. Preprocesador: software de cálculo por elementos finitos 73
3.7.1. Propiedades de los materiales 73
3.7.2. Malla 74
3.7.3. Condiciones de contorno 77
3.7.4. Interacciones 78
3.7.5. Cargas 80

Resultados 85

4.1. Introducción 85
4.2. Interpretación de resultados. Criterio de Von Mises 85
4.3. Estudio estático 87
4.3.1. Modelo I: Húmero sano con estados de carga correspondientes a la abducción a 90° y 110° 87
4.3.2. Modelo II: Húmero con placa LCP y 6 tornillos de bloqueo y estado de carga correspondiente a la abducción a 90° 91
4.3.3. Modelo III: Húmero con placa LCP y 6 tornillos corticales 94
4.3.4. Modelo IV: Húmero con placa LCP, 6 tornillos corticales y 2 SLEs 96
4.3.5. Modelo V: Húmero con placa LCP, 6 tornillos corticales y 4 SLEs 99

Discusión y conclusiones 103

5.1. Discusión 103
5.2. Conclusiones del estudio computacional 105
5.3. Líneas futuras de investigación 106

Bibliografía 107

Índice de figuras

Fig. 2.1. Zonas del hueso largo (Fundamentos de anatomía con orientación clínica, 2003). 7

Fig. 2.2. Diagrama de la epífisis y la parte de la diáfisis de un hueso largo. Corte longitudinal para ilustrar el hueso cortical y trabecular a nivel macroscópico (Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte, 2008)..... 8

Fig. 2.3. Representación esquemática de un osteoblasto, un osteoclasto y un osteocito (Gartner et al., 2006). 14

Fig. 2.4. Corte transversal de un fémur especificando los diferentes tipos de hueso (Moore et al., 2003). 16

Fig 2.5. Fases del remodelado (Fernández-Tresguerres, 2005). 17

Fig. 2.6. Clasificación de las fracturas (Orozco et al., 1998). 21

Fig. 2.7. 12-A1.1 (Orozco, 1998)..... 22

Fig. 2.8. 12-A1. (Orozco, 1998)..... 22

Fig. 2.9. 12-A1. (Orozco, 1998)..... 22

Fig. 2.10. 12-A2.1 (Orozco, 1998)..... 23

Fig. 2.11. 12-A2.2 (Orozco, 1998)..... 23

Fig. 2.12. 12-A2.3 (Orozco, 1998)..... 23

Fig. 2.13. 12-A3.1 (Orozco, 1998)..... 23

Fig. 2.14. 12-A3.2 (Orozco, 1998)..... 23

Fig. 2.15. 12-A3.3 (Orozco, 1998)..... 23

Fig. 2.16. 12-B1.1 (Orozco, 1998). 24

Fig. 2.17. 12-B1.2 (Orozco, 1998). 24

Fig. 2.18. 12-B1.3 (Orozco, 1998). 24

Fig. 2.19. 12-B2.1 (Orozco, 1998). 24

Fig. 2.20. 12-B2.2 (Orozco, 1998). 24

Fig. 2.21. 12-B2.3 (Orozco, 1998). 24

Fig. 2.22. 12-B3.1 (Orozco, 1998). 25

Fig. 2.23. 12-B3.2 (Orozco, 1998). 25

Fig. 2.24. 12-B3.3 (Orozco, 1998). 25

Fig. 2.25. Consolidación ósea secundaria (Website MedicinABC, 2013). 27

Fig. 2.26. Extremidad superior. Vista anterior de la extremidad superior (Drake, 2005). 29

Fig. 2.27. Rotación (Drake, 2005). 30

Fig. 2.28. Antepulsión y retropulsión (Drake, 2005). 30

Fig. 2.29. Flexión y extensión de la articulación del codo (Drake, 2005). 31

Fig. 2.30. Articulación glenohumeral. Superficies articulares de la articulación glenohumeral derecha (Drake, 2005). 33

Fig. 2.31. Membrana sinovial y cápsula articular de la articulación glenohumeral derecha (Drake, 2005). 33

Fig. 2.32. Cápsula articular de la articulación glenohumeral derecha (Drake, 2005). 34

Fig. 2.33. Vista lateral de la articulación glenohumeral derecha y los músculos de alrededor, en la que se ha retirado el extremo proximal del húmero (Drake, 2005). 35

Fig. 2.34. Húmero (Drake, 2005). 39

Fig. 2.35. Extremo distal del húmero (Drake, 2005). 40

Fig. 2.36. Vista anterior del húmero izquierdo (Gray, 1918). 43

Fig. 2.37. Vista posterior del húmero izquierdo (Gray, 1918). 43

Fig. 2.38. Huesos y superficies articulares del codo (Drake, 2005). 44

Fig. 2.39. Membrana sinovial de la articulación del codo (Drake, 2005). 44

Fig. 2.40. Cápsula articular y ligamentos de la articulación del codo derecho (Drake, 2005). 45

Fig. 2.41. Compresión interfragmentaria mediante tornillo cortical tirafondo de 4,5 mm. (Ruedi, 2002). 51

Fig. 2.42. Compresión dinámica. (Ruedi, 2002). 53

Fig. 2.43. Diferencias entre DCP y LC-DCP. (Ruedi, 2002). 54

Fig. 2.44. Locking Compression Plate (LCP). (AO Foundation Website, 2014). 55

Fig. 2.45. SLE (*Screw Locking Element*). (DIM, 2014). 56

Fig 3.1. Sistema de coordenadas del húmero y definición de los movimientos glenohumerales (GH) (Wu et al., 2005). 59

Fig 3.2. Sistema de coordenadas locales del húmero estandarizado y exportado al programa de cálculo. 59

Fig 3.3. Fuerza de los músculos durante el movimiento de abducción de hasta los 180 grados. 60

Fig 3.4. Detalle de la postura ensayada en el AnyBody®. Se puede observar tanto el sistema de coordenadas locales, como el global. 61

Fig 3.5. Modelo adquirido de *Sawbones*®. 63

Fig 3.6. Resumen del proceso seguido para la obtención del modelo CAD. 64
Fig 3.7. Corteza obtenida a partir del *DICOM* guardada en formato *STL*. 65
Fig 3.8. Corteza reparada y suavizada en Geomagic Studio®. 65
Fig 3.9. Conversión de corteza a sólido del húmero en *SolidWorks*®. 66
Fig 3.10. Modelo de hueso sano listo para ensayar en *Abaqus*®. 66
Fig 3.11. Modelo 3D del tornillo de bloqueo de 4,5mm (liso) para LCP. 67
Fig 3.12. Modelo 3D del tornillo cortical de 4,5mm (liso) para LCP. 67
Fig 3.13. Modelo de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de bloqueo. 68
Fig 3.14. Modelo de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de cortical. 68
Fig 3.15. Modelo 3D del hueso *Sawbones*® (cortical en blanco y trabecular en rosa). 69
Fig 3.16. Modelo 3D del SLE de 11x11x4,5mm simplificado para cálculos. 69
Fig 3.18. DCP + 2SLEs 70
Fig 3.17. LCP 70
Fig 3.19. DCP + 4SLEs 70
Fig 3.20. Malla de elementos finitos en tensión plana. 71
Fig 3.21. Detalle del mallado del conjunto formado por el huso fracturado y la placa LCD con elementos C3D10. 74
Fig 3.22. Mallado de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de bloqueo. 75
Fig 3.23. Mallado de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de cortical. 75
Fig 3.24. Mallado del tornillo de bloqueo de 4,5mm (liso) para LCP. 76
Fig 3.25. Mallado del tornillo de cortical de 4,5mm (liso) para LCP. 76
Fig 3.26. Detalle del mallado del SLE. 76
Fig 3.27. Detalle del mallado del hueso cortical. 76
Fig 3.28. Detalle de la condición de empotramiento aplicada. 77
Fig 3.29. Condición de empotramiento en las cabezas de los tornillos precargados. 78
Fig 3.30. Detalle de las interacciones entre elementos. 79
Fig 3.31. Detalle de la influencia de los vectores sobre la superficie del modelo. 82
Fig 4.1. Elemento de estado triaxial de tensiones. 87
Fig 4.2. Tensiones durante el movimiento de abducción a 90°. 88
Fig 4.3. Tensiones durante el movimiento de abducción a 110°. 88
Fig 4.4. Desplazamiento durante el movimiento de abducción a 90°. 89
Fig 4.5. Desplazamiento durante el movimiento de abducción a 110°. 90
Fig 4.6. Prueba concluyente para verificar que se puede simplificar el modelo. 90

Fig 4.7. Diagrama de tensiones en el modelo II. 91
Fig 4.8. Detalle de “Cortical 1”. 92
Fig 4.9. Detalle de “Cortical 2”. 92
Fig 4.10. Diagrama de desplazamientos del modelo II. 92
Fig 4.11. Tensiones en los tornillos del modelo II. 93
Fig 4.12. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo II. 93
Fig 4.13. Diagrama de tensiones en el modelo III. 94
Fig 4.14. Diagrama de desplazamientos del modelo III. 95
Fig 4.15. Tensiones en los tornillos del modelo III. 95
Fig 4.16. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo III. 96
Fig 4.17. Diagrama de tensiones en el modelo IV. 97
Fig 4.18. Diagrama de desplazamientos del modelo IV. 98
Fig 4.19. Tensiones en los tornillos del modelo IV. 98
Fig 4.20. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo IV. 99
Fig 4.21. Diagrama de tensiones en el modelo V. 99
Fig 4.22. Diagrama de desplazamientos del modelo V. 100
Fig 4.23. Tensiones en los tornillos del modelo IV. 101
Fig 4.24. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo V. 101

Índice de tablas

Tabla 2.1. Músculos del hombro (Drake, 2005)..... 36

Tabla 2.2. Músculos del hombro (Drake, 2005)..... 38

Tabla 2.3. Músculos del compartimento anterior y posterior del brazo (Drake, 2005)..... 41

Tabla 2.4. Inserción de los músculos del húmero (Gray, 1918)..... 43

Tabla 2.5. Funciones de los tornillos. Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas, 2002. 51

Tabla 2.6. Tipología de tornillos. (Ruedi, 2002)..... 51

Tabla 3.1. Coordenadas de inserción de los músculos exportadas del programa *AnyBody*®. 62

Tabla 3.2. Propiedades del hueso de composite por *Sawbones*®..... 73

Tabla 3.3. Límite último de los materiales utilizados (Davis, 2003) 74

Tabla 3.4. Tabla comparativa con los datos de las propiedades materiales del hueso cortical en diversos ensayos experimentales..... 74

Tabla 3.5. Resultados del estudio de convergencia en el modelo de hueso cortical. 75

Tabla 3.6 Tabla de comparación del número de elementos en cada malla según el caso. 77

Tabla 3.7. Tabla resumen de las interacciones entre elementos en los diversos casos ensayados. . 79

Tabla 3.8. Estado de carga correspondiente a la abducción hasta los 90° *AnyBody*®. 81

Tabla 3.9. Estado de carga correspondiente a la abducción hasta los 110° *AnyBody*®. 84

Tabla 4.1. Tabla de los desplazamientos utilizados para comparar ambos casos. 89

Tabla 4.2. Tabla de desplazamientos para el modelo II. 92

Tabla 4.3. Tabla de desplazamientos para el modelo III..... 95

Tabla 4.4. Tabla de desplazamientos para el modelo IV..... 97

Tabla 4.5. Tabla de desplazamientos para el modelo V..... 100

CAPÍTULO

1

Introducción general

1.1. Antecedentes

La biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas, y como estas inciden sobre el cuerpo humano **[Hay, 1973].** La biomecánica basa sus principios en conceptos físicos especificados en una de sus ramas: la mecánica **[Guinle RL, 1991; Serway RA, 1996]**. La mecánica es la parte de la física que se ocupa de estudiar la evolución o el cambio de posición de los cuerpos en función del tiempo.

En el ser humano y los animales, el movimiento representa la distribución de las fuerzas en las articulaciones a través del tiempo y del espacio. Estas fuerzas son de diferentes tipos: fuerzas internas aplicadas (generadas por los músculos), fuerzas de compresión (peso del cuerpo) y fuerzas externas.

La aplicación excesiva, accidental o indebida de dichas fuerzas sobre los huesos, puede tener como consecuencia la fractura de los mismos. El hueso es más frágil ante la tensión que ante la compresión. In vivo, la actividad muscular modifica las fuerzas que soportan los huesos **[P. Meyrueis et al., 2004]**

Por otro lado, el correcto tratamiento de las fracturas persigue unos objetivos ampliamente aceptados: conseguir la consolidación con un adecuado alineamiento del eje de la extremidad, restaurar la función de las articulaciones vecinas, proteger el bienestar del paciente y facilitar un retorno al nivel previo de actividad lo más pronto posible.

Para alcanzar estas metas, existen diferentes alternativas de tratamiento, unas ortopédicas y otras quirúrgicas. La estructura de la sociedad en el siglo XXI, con sus imbricaciones familiares y laborales, no permite mantener largos periodos de inactividad en los individuos, y ello, unido a evidentes progresos en los conocimientos biomecánicos y sobre el proceso de consolidación de la fractura, ha favorecido la generalización de las técnicas quirúrgicas en sus diversas formas.

Entre las distintas opciones de tratamiento quirúrgico de las fracturas, la fijación mediante dispositivos endomedulares y la osteosíntesis con placas y tornillos son las más utilizadas. El uso de placas y tornillos sigue siendo el método más empleado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas. Su diseño se ha ido modificando con el objetivo de mantener la unión ósea hasta que se produjese la consolidación.

La resistencia y la rigidez de un sistema de fijación interna son dos características mecánicas fundamentales que condicionan el éxito o no de la consolidación de una fractura, así como el tipo de consolidación ósea que puede acontecer. La resistencia o fortaleza debe mantenerse en magnitudes admisibles para garantizar el éxito de una consolidación. Sin embargo, muchas veces la fortaleza se ve comprometida, sobre todo en los casos de baja calidad ósea. Se ha demostrado el éxito del sistema LCP (Locking Compression Plate) **[Gardner et al., 2005; Miller et al., 2007]** con tornillos de bloqueo y el fracaso de la DCP (Dynamic Compression Plate). Con respecto al parámetro rigidez hay que señalar que una elevada magnitud de ésta resulta ventajosa cuando existe compresión dinámica y lo que se persigue es una osificación primaria. Sin embargo, en los casos en los que se requiera una consolidación ósea secundaria, como en fracturas conminutas, el exceso de rigidez resulta un problema al no acontecer los mínimos movimientos que se precisan en el foco fractuario **[Bottlang et al., 2010].** En este contexto, hay que indicar que ha sido demostrado que la LCP con tornillos de bloqueo proporciona excesiva rigidez al sistema, tal y como ha quedado patente en múltiples artículos **[Bottlang et al., 2010; Gardner et al., 2009]**.

Existen diversas propuestas para disminuir la rigidez del sistema. Entre ellas se pueden destacar las siguientes estrategias propuestas: incrementar la distancia entre los dos tornillos a cada lado la fractura (plate span), elevar la posición de la placa, disminuir el número de tornillos o alterar la posición de estos **[Ahmad M et al., 2007; Kowalski MJ et al., 1996; Stoffel K et al., 2003; ElMaraghy AW et al., 2001]**. Sin embargo, en todos estos casos se ve perjudicada la resistencia del sistema. Algunos autores han planteado modificaciones del sistema LCP con el fin de disminuir la rigidez sin que se vea mermada la resistencia. En este sentido, cabe destacar las propuestas de Gardner et al **[Gardner MJ et al., 2009; Gardner MJ et al., 2010]** y de Bottlang **[Gardner MJ et al., 2009; Bottlang et al., 2010**]. Estos últimos concluyen que el sistema "far-cortical-locking fixation" mejora significativamente la recuperación de la fractura reduciendo la rigidez pero sin sacrificar la fortaleza del sistema. Sin embargo, a pesar de las ventajas que dichas estrategias pueden proporcionar al sistema LCP, no puede obviarse la desventaja de tipo económico **[Tan SLE et al., 2009; Haidukewych G et al., 2008].**

En este trabajo de fin de título, la solución escogida para variar la rigidez del sistema LCP en el húmero, sobre todo cuando se trata de huesos osteoporóticos, es un nuevo método desarrollado por el Grupo de Investigación de Ingeniería Mecánica (GIIM) de la Universidad de las Palmas de Gran Canaria, que consiste en un modelo de sujeción de tornillos de osteosíntesis denominado SLE (*Screw Locking Element*).

1.2. Objetivos del trabajo de fin de título

OBJETIVO 1: Crear un modelo computacional del hueso a estudiar con programas como SolidWorks, Doctor-3D, Geomagic Studio y Rhino, asemejándolo en la medida de lo posible a la realidad.

OBJETIVO 2: Estudiar el modelo mediante el Método de los Elementos Finitos (FEM) a través del programa de cálculo computacional, Abaqus CAE. Para ello, se creará el escenario más desfavorable en base a la documentación obtenida y se aplicarán dichas condiciones al modelo, teniendo en cuenta las fuerzas internas aplicadas, las fuerzas de compresión y las fuerzas externas.

OBJETIVO 3: Simular las fracturas óseas correspondientes, aplicando el sistema LCP como mecanismo de consolidación de la fractura y estudiar las posibles adversidades que surjan añadiendo los SLE.

OBJETIVO 4: Demostrar el éxito de la combinación del sistema LCP con la adición de los SLEs para variar la rigidez del sistema, comparándolo con otros sistemas de fijación mediante dispositivos endomedulares.

1.3. Estructura del trabajo de fin de título

Con el propósito de cumplir los objetivos marcados en este trabajo de fin de título, se ha establecido la siguiente estructura:

CAPÍTULO 1: Introducción general: este capítulo comprende los antecedentes, objetivos y estructura del proyecto.

CAPÍTULO 2: Memoria médica: se presentan en este capítulo generalidades acerca de los huesos, fracturas métodos de consolidación de fracturas y conceptos adicionales que no sean propios de la ingeniería, pero que son necesarios para el desarrollo de este trabajo de fin de título.

CAPÍTULO 3: Materiales y métodos: donde se aplicará el Método de los Elementos Finitos para desarrollar y estudiar el modelo computacional del húmero, aplicando los parámetros necesarios para que se asemeje todo lo posible a la realidad.

CAPÍTULO 4: Resultados: se exponen y se comentan los resultados obtenidos del correspondiente estudio mencionado en el apartado anterior.

CAPITULO 5: Discusión y conclusiones: donde, basándose en los resultados, se discutirá y se llegará a las conclusiones obtenidas durante el desarrollo del trabajo de fin de título, se comprobará la consecución de los objetivos en base al estudio realizado y se plantearán futuras líneas de investigación.

BIBLIOGRAFÍA

CAPÍTULO

2

Memoria médica

2.1. Introducción

Se presentan en este capítulo los conceptos básicos para facilitar el seguimiento y la comprensión en capítulos posteriores al trabajo de fin de título. Los principales puntos a desarrollar son: estructura ósea humana, funciones del hueso, composición del hueso, remodelado y fracturas óseas, anatomía de la extremidad superior y sistema de reparación de fracturas del húmero.

2.2. Estructura ósea humana

Los huesos están formados por un tejido conjuntivo que tiene gran actividad y dinamismo, en el que existen elementos celulares bien diferenciados funcionalmente. Los huesos, junto con el cartílago, forman el aparato óseo o esqueleto.

2.2.1. Clasificación de los huesos según su geometría

El esqueleto humano de un adulto tiene aproximadamente 206 huesos y participa con alrededor del 12% del peso total del cuerpo. El esqueleto óseo es una estructura propia de los vertebrados, pudiendo encontrar la siguiente tipología de huesos atendiendo a su geometría:

HUESOS LARGOS

Son el tipo de hueso en el que predomina la longitud sobre sus otras dimensiones, como el húmero. Este tipo de hueso se encuentra en las extremidades superiores e inferiores. Son huesos duros y densos que brindan resistencia, estructura y movilidad.

HUESOS CORTOS

Son cuboides y se encuentran sólo en el tobillo (tarso) y la muñeca (carpo).

HUESOS PLANOS

Son el tipo de hueso donde predomina la longitud y el ancho sobre su espesor. Suelen ejercer funciones protectoras, como los huesos planos del cráneo.

HUESOS IRREGULARES

Tienen varias formas distintas de largos, cortos o planos, como los huesos de la cara.

HUESOS SESAMOIDEOS

Como la rótula, se desarrollan en ciertos tendones y se encuentran en el lugar donde los tendones cruzan los extremos de los huesos largos de los miembros. Estos huesos protegen los tendones del desgaste excesivo y a menudo cambian el ángulo desde el cual los tendones se dirigen a sus inserciones.

HUESOS HEREROTÓPICOS

A veces los huesos se forman en tejidos blandos donde normalmente no están presentes, como el caso del “hueso del jinete”.

2.2.2. Estructura de los huesos largos

La observación macroscópica, a simple vista, de los huesos largos, permite identificar los distintos componentes de los mismos.

Un hueso largo puede dividirse a su vez en tres zonas bien diferenciadas:

- **Epífisis:** son las extremidades o extremos del hueso, formadas por un núcleo central de hueso esponjoso, también llamado trabecular, rodeado de una capa delgada de hueso compacto o cortical. Esta zona suele ser la parte más ancha de los huesos largos, de manera que se facilite la articulación con otros huesos, proporcionando asimismo una superficie grande para la unión muscular.

- **Diáfisis:** es el tallo o porción principal del hueso y está formada, principalmente, por tejido compacto o cortical, el cual está engrosado en la zona media del hueso, donde el esfuerzo sobre el mismo es mayor. La resistencia mecánica de un hueso largo está asegurada además, por una ligera curvatura en esta zona.

- **Metáfisis:** es la región de un hueso maduro donde se unen la epífisis y la diáfisis; en ella se localizan columnas de hueso esponjoso. En un hueso en crecimiento, la diáfisis está separada de cada epífisis por la placa epifisaria, formada por cartílago. El hueso crece en longitud a partir de la placa epifisaria y la metáfisis. Asimismo, se puede observar en el corte longitudinal del hueso la cavidad medular, que es el espacio interior de la diáfisis que contiene la médula ósea, existiendo dos tipos de médula ósea: la médula ósea roja, la cual forma las células sanguíneas; y la médula ósea amarilla, compuesta principalmente por grasa

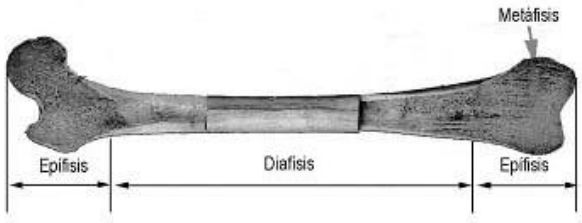


Fig. 2.1. Zonas del hueso largo (Fundamentos de anatomía con orientación clínica, 2003).

Las distintas membranas o capas que recubren el hueso en sus diferentes zonas son:

- **Cartílago articular:** es una fina capa de cartílago hialino, sumamente pulida, que recubre la epífisis en las zonas en las que el hueso forma articulación con otro hueso, de manera que se reduce la fricción y se absorben las fuerzas de choque en las articulaciones que se mueven libremente.

- **Periostio:** es un tejido conectivo denso, irregular, colagenoso y no calcificado que recubre el hueso en su superficie externa y se inserta en él mediante las llamadas "fibras de Sharpey". El periostio recubre el hueso en la zona diafisaria, excepto donde se insertan en el hueso tendones u músculos, no existiendo tampoco periostio en la zona metafisaria, ni en la superficie del hueso recubierta por cartílago articular. El periostio está formado por dos capas: la capa fibrosa externa, que ayuda a distribuir los vasos y nervios que recibe el hueso; y la capa celular interna, que posee células osteoprogenitoras y osteoblastos.

- **Endostio:** es la membrana que recubre la cavidad medular y está formada por una monocapa de células osteoprogenitoras y osteoblastos.

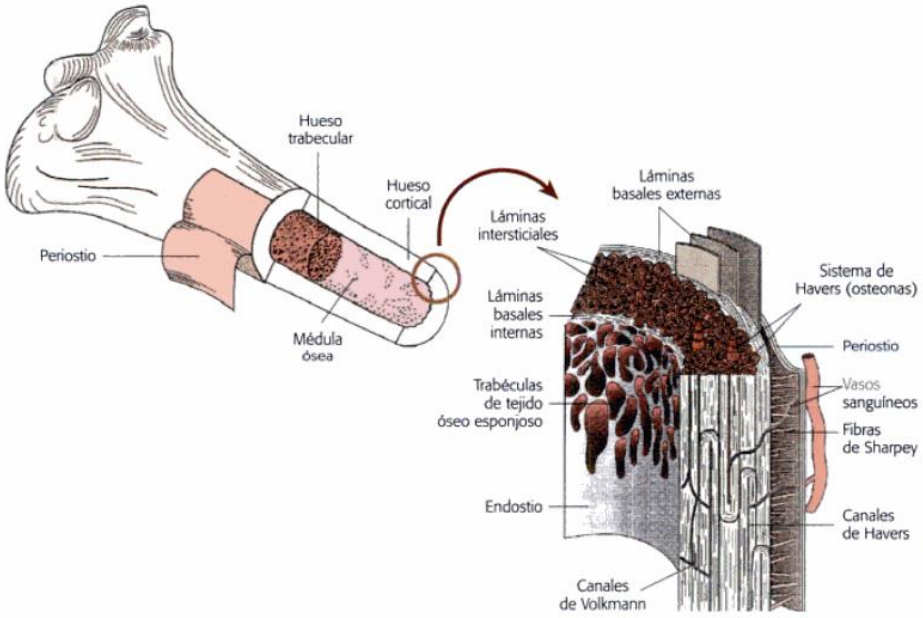


Fig. 2.2. Diagrama de la epífisis y la parte de la diáfisis de un hueso largo. Corte longitudinal para ilustrar el hueso cortical y trabecular a nivel macroscópico (Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte, 2008).

2.3. Funciones del hueso

Las funciones del esqueleto, y en concreto, de los huesos, son las siguientes:

- Función protectora de órganos y sistemas. Por ellos van a quedar protegidos el corazón, los pulmones, parte de los grandes vasos, el aparato urinario y los órganos de reproducción, la porción distal del aparato digestivo, la médula nerviosa y el encéfalo.

- Función mecánica o de sostén. La llevan a cabo los huesos de las extremidades inferiores, pelvis y columna vertebral.

- Función dinámica. Los huesos actúan como palancas de las que traccionan los elementos musculo-tendinosos.

- Función de almacén de minerales, actuando además como reguladores de la calcemia.

- Función hematopoyética, por contener en su interior la médula ósea.

- Función reguladora de la respuesta inmune.

Los huesos son verdaderos órganos que están dotados de gran vitalidad, experimentando continuos cambios titulares y un proceso de formación y de destrucción de forma constante. Es por ello objeto fundamental de estudio, ya que son numerosos los factores de los que el estudio de este tejido depende, pudiendo influir en el éxito de una intervención quirúrgica.

2.4. Composición del hueso

El tejido óseo está formado por un 80% de mineral y sólo un 20% de materia orgánica. La relación entre los componentes orgánicos e inorgánicos es extremadamente estrecha y bien organizada, tanto a nivel microscópico como ultraestructural.

FRACCIÓN ORGÁNICA

La fracción orgánica corresponde al 30% de la composición del hueso seco y en ella quedan integrados los elementos celulares (2%) y la llamada sustancia intercelular (98%).

FRACCIÓN INORGÁNICA O COMPONENTE MINERAL

Representa el 70% de la composición del hueso seco y va desarrollándose como consecuencia del proceso de mineralización que se establece sobre la matriz.

La mayor parte del componente mineral del hueso es similar al mineral natural hidroxiapatita ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$), el cual se dispone de cristales que están compuestos de un 80% de fosfato tricálcico, un 10% de carbonato cálcico y numerosas impurezas. Estos cristales se disponen ordenados en la misma dirección que las fibras colágenas. El 99% del calcio del organismo, 85% del fósforo y entre el 40 y el 60% del sodio se asocian a los cristales minerales del hueso.

La unión del colágeno con la hidroxiapatita es lo que da al hueso sus excepcionales propiedades mecánicas, resultando éste más resistente que el acero, si se tienen en cuenta sus respectivos pesos.

2.4.1. Elementos celulares del hueso

En el estudio de las células del tejido óseo, debemos plantearnos dos interrogantes: cuáles son las células y qué función cumplen:

OSTEÓGENAS U OSTEOPROGENITORAS

Derivan de células mesenquimatosas que tienen una potencialidad dependiente de la concentración de oxígeno existente en el microambiente que las rodea. Se diferencian en osteógenas, si los niveles de oxígeno son elevados o, en candrógenas, si la concentración de oxígeno en el lugar que las rodea disminuye notablemente**.**

PREOSTEOBLASTOS

Son las células precursoras de los osteoblastos, y sus características se esquematizan a continuación:

- Desde el punto de vista disposicional, y a diferencia de lo que ocurre con los osteoblastos, no se suelen disponer en hileras.
- Tienen un índice mitótico muy elevado incorporando timidina tritiada con gran avidez.
- Sintetizan fosfatasa alcalina.
- Sintetizan fibras de reticulina, aunque en poca cantidad.
- Sintetizan mucopolisacáridos.

OSTEOBLASTOS

Las células mesenquimales primitivas dan origen a las "células osteoprogenitoras", que forman una población de células madre que pueden diferenciarse a osteoblastos **[Geneser, 2000; Lian et al., 1999].**

Son células de forma ligeramente cilíndrica y con un citoplasma rico en retículo endoplasmático rugoso (basofilia citoplasmática), con núcleo ovalado localizado en el tercio central, formadores de hueso y que se encargan de secretar la matriz ósea orgánica (osteoide). Se clasifican en:

- Activos: forman hileras en la superficie de todo tejido óseo en formación. Tienen morfología cuboidea.

- Inactivos (quiescentes): su morfología es fusiforme.

Los osteoblastos presentan un retículo endoplasmático muy desarrollado y una gran riqueza en ribosomas. El contorno celular no es liso, sino que muestra unas irregularidades llamadas *filopodias*, que contactan con las prolongaciones de los osteoblastos adyacentes.

Estos procesos o prolongaciones protoplásmicos son los responsables de la supervivencia de los osteoblastos una vez que la matriz se ha calcificado. Y son las filopodias las que anclan el osteoblasto, de la misma manera que las patas de una araña, a la pared rígida del tejido calcificado, dando mayor estabilidad al sistema.

Con la garantía que le otorga esta estabilidad, el osteoblasto fabrica proteína colágena y mucopolisacáridos, "que construyen lo que podríamos llamar los cimientos de su hogar" **[Trueta, 2003].** Pero no es suficiente; se precisa que el osteoblasto se halle conectado con las células que le preceden en la cadena formada por la división celular: osteocito-osteoblasto y célula precursora. Las expansiones entran en contacto, pero no se unan unas a otras" **[Jande, 2003].**

En síntesis, los osteoblastos están estabilizados por las prolongaciones o procesos protoplásmicos que no sólo los fijan a las paredes rígidas del tejido calcificado, sino también a los osteoblastos vecinos y, muy probablemente, a las células antecesoras y posteriores de la cadena celular.

Las funciones de los osteoblastos son las siguientes:

- Fabricar el colágeno y los mucopolisacáridos del tejido óseo, que constituyen la matriz orgánica ósea calcificable, llamada osteoide **[Virchow, 1853].**

- Sintetizar la fosfata alcalina, que puede encontrarse en el citoplasma de las células viejas en el núcleo de las jóvenes.

- Las prolongaciones protoplasmáticas de los osteoblastos mantienen vivos a los osteocitos, al estar en conexión con ellos **[Trueta, 2003].** Rotas las filopodias, los osteocitos mueren.

Cuando el osteoblasto termina su actividad productora de hueso, pasa a un estado de inactividad, formando una capa que recubre la matriz osificada. En este estado, el osteoblasto recibe el nombre de "célula de recubrimiento óseo u osteocito de superficie". Además, cierto número de osteoblastos quedan atrapados dentro del hueso compacto, pasando a denominarse definitivamente "osteocitos".

OSTEOCITOS

Los osteocitos son los osteoblastos que quedan atrapados entre la matriz ósea calcificada, dentro de unas cavidades llamadas lagunas óseas. Cada laguna ósea alberga un solo osteocito. Se mantienen unidos con otros osteocitos mediante una serie de prolongaciones celulares que se proyectan en la matriz ósea a través de los canalículos óseos. Con estas características morfológicas los osteocitos se visualizan como pequeñas arañas.

La función de los osteocitos es mantener el intercambio de sustancias nutritivas entre los vasos sanguíneos del tejido óseo y la matriz ósea y depositar o extraer pequeñas cantidades de sales de calcio cuando el metabolismo del hueso así lo requiere. Su actividad está coordinada por acción hormonal.

No obstante, las evidencias apuntan a que desempeñan una función imprescindible en la transmisión de información sobre el estado interno del hueso hacia la superficie **[Lian et al., 1999]**. De esta forma, los osteocitos son capaces de percibir señales generadas por el estrés que producen las fuerzas mecánicas aplicadas sobre el hueso. Posteriormente, los osteocitos hacen llegar estas señales a los osteoblastos de la superficie. Los osteocitos se clasifican en tres grupos:

- **Osteocitos latentes (osteocitos de hueso maduro):** la producción de matriz ósea es mínima. Probablemente se activan cuando el hueso maduro requiere ser remodelado internamente.

- **Osteocitos formativos (osteocitos de hueso joven):** poseen abundante R.E.R y aparato de Golgi muy desarrollado. Secretan abundante matriz amorfa y fibrilar que después se impregna de cristales de calcio.

- **Osteocitos resortivos en hueso maduro:** funcionan especialmente en la regulación de la calcemia. Resorben cristales de hidroxiapatita para incrementar las

concentraciones de calcio en la sangre colaborando de esta manera con la actividad de los osteoclastos.

Los osteocitos en el interior de hueso joven o hueso maduro tienen un comportamiento funcional secretor de matriz ósea diferente, relacionada con la menor o mayor necesidad que requiere el hueso para mantener y modular los procesos metabólicos de este tejido. Así mismo, la regulación de la presencia de calcio en la sangre se encuentra relacionada por la actividad de los osteocitos. En ciertas condiciones de requerimiento de calcio en la sangre los osteocitos pueden modificar su comportamiento funcional y llevar a cabo funciones limitadas de resorción ósea.

OSTEOCLASTOS

Los osteoclastos derivan de precursores sanguíneos similares a los que originan monocitos, los cuales al arribar a las zonas de formación de tejido óseo se fusionan para formar los osteoclastos. La fusión se produce por factores específicos liberados por osteocitos o por osteoblastos.

Tienen por función desgastar o erosionar el hueso con la finalidad de remodelarlo o, extraer de ellos, cuando el organismo así lo requiere, las sales de calcio indispensables para el funcionamiento contráctil de los músculos, la coagulación de la sangre o la conducción de los estímulos nerviosos.

Son células que tienen receptores membranales para sus factores estimulantes secretados por los osteoblastos para la calcitonina.

Los osteoclastos ocupan excavaciones superficiales en los bordes del tejido óseo en remodelación llamadas lagunas de Howship, que señalan las zonas de reabsorción del hueso.

Durante la etapa activa de reabsorción ósea, en el osteoclasto se pueden describir cuatro zonas claramente discernibles:

- Zona basal. Localizada en la parte más alejada de la laguna de Howship.
- Borde rugoso o festoneado. Es la zona en contacto directo con el lugar de reabsorción ósea.
- Zona clara o zona de sellado. Es una porción del citoplasma que rodea al borde rugoso o festoneado.
- Zona vesicular. Se sitúa entre el borde rugoso o festoneado y la zona basal.

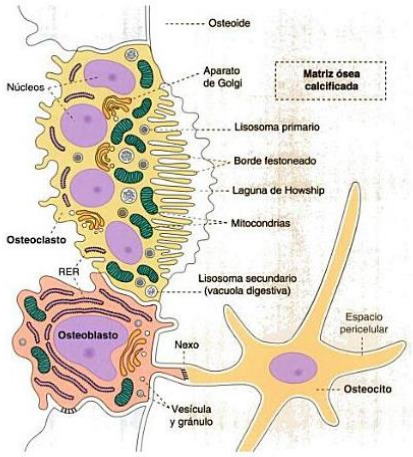


Fig. 2.3. Representación esquemática de un osteoblasto, un osteoclasto y un osteocito (Gartner et al., 2006).

2.4.2. El tejido óseo

El tejido óseo durante su proceso de formación y maduración se clasifica en dos tipos: hueso primario o inmaduro; es el que existe durante los procesos de osificación o de reparación del tejido óseo y el hueso secundario o maduro constituido por una serie de laminillas óseas de 5 a 7 micras de grosor, paralelas o concéntricas. El tejido óseo secundario o maduro se organiza de dos formas: hueso esponjoso o trabecular y hueso compacto o cortical. Las diferencias entre estos tipos de hueso dependen de la cantidad relativa de materia sólida y del tamaño de los espacios que contienen.

HUESO ESPONJOSO O TRABECULAR

Está constituido por trabéculas o espículas óseas, en ellas, las laminillas óseas forman estructuras laminares que se disponen de manera tridimensional constituyendo.

Las trabéculas se orientan de forma paralela con relación a las grandes fuerzas de presión como en el caso de los cuerpos vertebrales o a los esfuerzos que se realizan en las articulaciones que flexionan una estructura sobre otra, por ejemplo, la articulación de la cadera (cabeza del fémur) o la epífisis distal del mismo hueso en la articulación de la rodilla. La presencia de este tipo de hueso en las epífisis asegura una gran resistencia mecánica con la existencia de escaso material y con peso reducido.

En los espacios intertrabeculares se sitúa la médula ósea: hematopoyética o roja y la amarilla, conformada por células almacenadoras de lípidos, similares a las células adiposas. La disposición reticular trabecular y la gran cantidad de vasos sanguíneos que acompañan a las trabéculas o espículas garantizan un aporte de nutrimentos a las células de la médula ósea o

hematopoyética y también sirven para transportar las células sanguíneas maduras a la circulación general.

HUESO COMPACTO O CORTICAL

En este tipo de hueso las laminillas óseas se disponen de manera circular y concéntrica alrededor de un conducto denominado de Havers, ocupado por escasa cantidad de tejido conjuntivo, células osteógenas y por donde discurren pequeños vasos sanguíneos.

Las unidades morfológicas del tejido óseo maduro están constituidas por laminillas óseas que miden de 4 a 8 micras de grosor y varios centímetros de longitud. Estas se disponen de manera concéntrica alrededor de un vaso sanguíneo. En conjunto integran estructuras cilíndricas denominadas sistemas de Havers u osteonas, estructuras que miden de 30 a 120 micras de diámetro. Los vasos sanguíneos de osteonas vecinas establecen comunicación lateral entre ellos a través de unos conductos denominados de Volkman.

La unión de las laminillas óseas calcificadas genera la formación de espacios lenticulares dispersos alrededor de los osteocitos, dichos espacios se denominan lagunas óseas. En las preparaciones de hueso desgastado se visualiza que de las lagunas se proyectan a otras lagunas óseas abundantes, canalículos delgados cuyas extremidades se anastomosan entre sí. En las preparaciones de hueso descalcificado los canalículos contienen las prolongaciones de los osteocitos.

Al disponerse las laminillas óseas de manera concéntrica, alrededor del conducto de Havers, forman osteonas cilíndricas, las cuales pueden ser de menor o mayor diámetro. Suelen estar constituidas por 3 o 4 laminillas o un número mayor como de 6 a 8.

Las fibras colágenas tipo I se disponen paralelas entre sí pero de manera helicoidal en cada laminilla. En las laminillas vecinas la dirección de sus fibras colágenas con relación a las otras laminillas guardan una orientación perpendicular referente a las laminillas contiguas. Esta disposición aunada a la impregnación de las sales de calcio ofrecen a cada osteona y al tejido óseo en general una gran resistencia a la presión.

En el tejido óseo compacto existen, además de las osteonas, una serie de laminillas óseas que no integran sistemas de Havers. Estas laminillas óseas se disponen en tres tipos de organización:

- **Laminillas circunferenciales externas:** en contacto con el periostio.

- **Laminillas circunferenciales internas:** relacionadas con el endostio.

- **Laminillas intersticiales:** localizadas entre las osteonas, y separadas por una delgada capa denominada línea de cementación; esta línea forma una especie de barrera o límite entre las osteonas y las laminillas intersticiales.

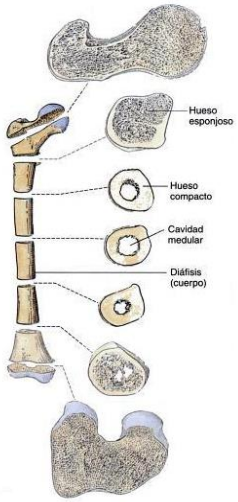


Fig. 2.4. Corte transversal de un fémur especificando los diferentes tipos de hueso (Moore et al., 2003).

2.5. Remodelado y fracturas óseas

En este apartado se conoce y se desarrolla el proceso de regeneración constante que sigue el hueso humano, incluyendo las fracturas óseas. Ambos están íntimamente ligados, ya que la regeneración ósea interviene para que se consolide la fractura.

2.5.1. Remodelado

El hueso es un tejido dinámico en constante formación y reabsorción, que permite el mantenimiento del volumen óseo, la reparación del daño tisular y la homeostasis del metabolismo fosfocálcico. Este fenómeno equilibrado denominado proceso de remodelado permite la renovación de un 5% del hueso cortical y un 20 % del trabecular al año. Aunque el hueso cortical constituye un 75% del total, la actividad metabólica es 10 veces mayor en el trabecular, ya que la relación entre superficie y volumen es mayor (la superficie del hueso trabecular representa un 60% del total). Por esto la renovación es de un 5-10% del hueso total al año.

El remodelado óseo existe toda la vida, pero sólo hasta la tercera década el balance es positivo.

Es precisamente en la treintena cuando existe la máxima masa ósea, que se mantiene con pequeñas variaciones hasta los 50 años. A partir de aquí, existe un predominio de la reabsorción y la masa ósea empieza a disminuir.

A nivel microscópico el remodelado óseo se produce en pequeñas áreas de la cortical o de la superficie trabecular, llamadas unidades básicas multicelulares o BMU (*basic multicellular units*). La reabsorción siempre precede a la formación y en el esqueleto joven las cantidades de hueso reabsorbidas son similares a las neoformadas. Por esto se dice que es un proceso balanceado, acoplado en condiciones normales, tanto en el espacio como en el tiempo **[Parfitt A.M, 1982]**. La vida media de cada unidad de remodelado en humanos es de 2 a 8 meses y la mayor parte de este período está ocupado por la formación ósea. Existen en el esqueleto humano 35 millones de unidades básicas multicelulares y cada año se activan 3-4 millones, por lo que el esqueleto se renueva totalmente cada 10 años. El remodelado óseo puede ser dividido en las siguientes fases:

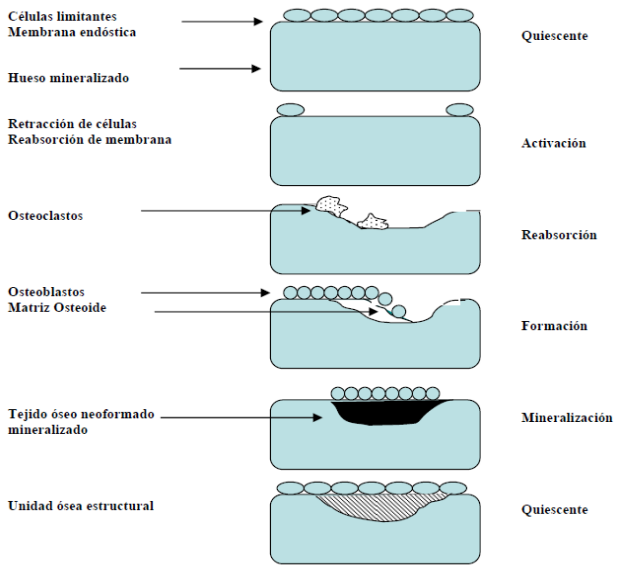


Fig 2.5. Fases del remodelado (Fernández-Tresguerres, 2005).

FASE QUIESCENTE

Se dice del hueso en condiciones de reposo. Los factores que inician el proceso de remodelado aún no son conocidos.

FASE DE ACTIVACIÓN

El primer fenómeno que tiene lugar es la activación de la superficie ósea previa a la reabsorción, mediante la retracción de las células limitantes (osteoblastos maduros

elongados existentes en la superficie endóstica) y la digestión de la membrana endóstica por la acción de las colagenasas. Al quedar expuesta la superficie mineralizada se produce la atracción de osteoclastos circulantes procedentes de los vasos próximos.

FASE DE REABSORCIÓN

Seguidamente, los osteoclastos comienzan a disolver la matriz mineral y a descomponer la matriz osteoide. Este proceso es acabado por los macrófagos y permite la liberación de los factores de crecimiento contenidos en la matriz.

FASE DE FORMACIÓN

Simultáneamente en las zonas reabsorbidas se produce el fenómeno de agrupamiento de preosteoblastos, atraídos por los factores de crecimiento que se liberaron de la matriz que actúan como quimiotácticos y además estimulan su proliferación **[Lind M, et. al, 1995].** Los preosteoblastos sintetizan una sustancia cementante sobre la que se va a adherir el nuevo tejido y expresan BMPs (proteínas morfogenéticas óseas), responsables de la diferenciación. A los pocos días, los osteoblastos ya diferenciados van a sintetizar la sustancia osteoide que rellenará las zonas horadadas.

FASE DE MINERALIZACIÓN

A los 30 días del depósito de osteoide comienza la mineralización, que finalizará a los 130 días en el hueso cortical y a 90 días en el trabecular. Y de nuevo empieza fase quiescente o de descanso.

El balance entre la reabsorción y la formación ósea está influido por una serie de factores reguladores del remodelado óseo, interrelacionados entre sí, como son factores genéticos, mecánicos, vasculares, nutricionales, hormonales y locales.

2.5.2. Fracturas óseas

Una fractura se define como la pérdida de continuidad en la sustancia de un hueso. El término abarca todas las roturas óseas, desde la situación en que se rompe en muchos fragmentos hasta una fisura e incluso una fractura microscópica. La palabra “fractura” supone una lesión más grave que una simple rotura ósea pero, en sentido médico estricto, no existen diferencias entre estos términos **[McRae and Esser, 2003].**

Existen varios tipos de fractura, que se pueden clasificar atendiendo a los siguientes factores: estado de la piel, localización de la fractura en el propio hueso, trazo de la fractura, tipo de desviación de los fragmentos y mecanismo de acción del agente traumático.

SEGÚN EL ESTADO DE LA PIEL

- **Fractura cerrada o compuesta:** son aquellas en las que la fractura no comunica con el exterior, ya que la piel no ha sido dañada.

- **Fractura abierta o simple:** son aquellas en las que se puede observar el hueso fracturado a simple vista, es decir, existe una herida que deja los fragmentos óseos al descubierto. Unas veces, el propio traumatismo lesiona la piel y los tejidos subyacentes antes de llegar al hueso; otras, el hueso fracturado actúa desde dentro, desgarrando los tejidos y la piel de modo que la fractura queda en contacto con el exterior exponiéndolo a la infección.

SEGÚN SU LOCALIZACIÓN

- **Epifisarias: s**i afectan a la superficie articular, se denominan fracturas articulares y, si aquélla no se ve afectada por el trazo de fractura, se denominan extraarticulares.

- **Diafisarias:** pueden afectar a los tercios superior, medio o inferior.

- **Metafisarias:** pueden afectar a las metáfisis superior o inferior del hueso.

SEGÚN EL TRAZO DE LA FRACTURA

- **Transversales:** la línea de fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso.

- **Oblicuas:** la línea de fractura forma un ángulo mayor o menor de 90 grados con el eje longitudinal del hueso.

- **Longitudinales:** la línea de fractura sigue el eje longitudinal del hueso.

- **En «ala de mariposa»:** existen dos líneas de fractura oblicuas, que forman ángulo entre si y delimitan un fragmento de forma triangular.

- **Conminutas:** hay múltiples líneas de fractura, con formación de numerosos fragmentos óseos.

SEGÚN LA DESVIACIÓN DE LOS FRAGMENTOS

- **Anguladas:** los dos fragmentos en que ha quedado dividido el hueso a causa de la fractura forman un ángulo.

- **Con desplazamiento lateral:** las dos superficies correspondientes a la línea de fractura no quedan confrontadas entre sí, por haberse desplazado lateralmente uno o los dos fragmentos.

- **Acabalgadas:** uno de los fragmentos queda situado sobre el otro, con lo cual se produce un acortamiento del hueso afectado.

- **Engranadas:** uno de los fragmentos ha quedado empotrado en el otro.

SEGÚN EL MECANISMO DE PRODUCCIÓN

- **Traumatismo directo**: la fractura se produce en el punto sobre el cual ha actuado el agente traumático. Por ejemplo: fractura de cúbito por un golpe fuerte en el brazo.

- **Traumatismo indirecto:** la fractura se produce a distancia del lugar donde ha actuado el agente traumático. Por ejemplo: fractura del codo por una caída sobre las palmas de las manos.

2.5.3. Principios de la clasificación de fracturas

El principio fundamental de la clasificación, es la división de todas las posibles fracturas de una determinada localización ósea en tres tipos, los cuales se dividen a su vez en tres grupos y subgrupos. Cada división y subdivisión se corresponde según un orden de gravedad creciente, en función de la complejidad morfológica del trazo de fractura, de las dificultades terapéuticas inherentes y del pronóstico.

¿Qué tipo?... ¿Qué grupo?... ¿Qué subgrupo?...Estas tres cuestiones y sus respuestas respectivas son la clave de la clasificación.

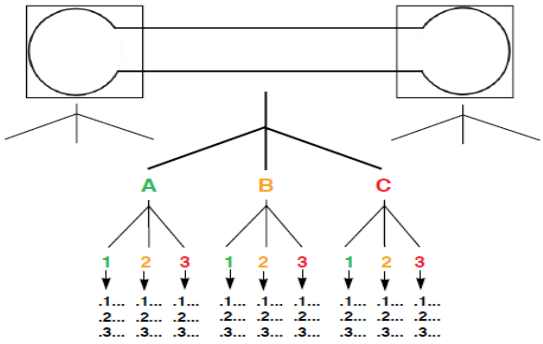


Fig. 2.6. Clasificación de las fracturas (Orozco et al., 1998).

Los tres tipos se denominan A, B, y C. Cada uno de ellos se divide en tres grupos, A1, A2, A3 – B1, B2, B3 – C1, C2, C3 respectivamente, configurando nueve grupos. Su subdivisión posterior en subgrupos .1, .2, .3, hace que se formen 27 subgrupos en cada localización segmentaria. Los subgrupos representan las tres variedades características de cada grupo. El paso de verde a amarillo y luego a rojo, siguiendo las flechas, indica el incremento de gravedad. –A1 designa las fracturas más simples y de mejor pronóstico, y –C3 las fracturas más complejas, la de mayor dificultad de tratamiento y pronóstico más sombrío. Así pues, la clasificación de una fractura determina anatómicamente su gravedad y conduce a una decisión terapéutica óptima.

2.5.4. Fractura del segmento diafisario del húmero

Existen numerosos artículos que describen la clasificación y el tratamiento de las fracturas de húmero cuando éstas se encuentran en el segmento proximal, diafisario y distal **[Bhandari et al., 2006; Brorson et al., 2012; Chapman et al., 2000; Hardeman et al., 2012; Jupiter, 1994; Königshausen et al., 2009; Mast et al., 1975; McKee et al., 2009; Neer, 2002; Ruedi T et al., 2000]**, siendo las segundas el objeto de estudio de este trabajo de fin de título. Por otro lado, las fracturas bifocales o combinadas son muy poco comunes **[Broadbent et al., 2003; Lewicky et al., 2007; O`Donnel et al., 2008]**, quedando fuera del ámbito de estudio.

Las fracturas de húmero proximal suelen ocurrir en pacientes de avanzada edad afectados por un trauma resultante por un impacto de baja energía, mientras que las fracturas diafisarias son típicas en pacientes jóvenes causados por impactos de gran energía **[An Z et al., 2009; Handoll et al., 2008; Kaewpornsawan, 2009].** Estas últimas son las más comunes y forman aproximadamente el 3% de todas las lesiones ortopédicas, resultando una carga significante para la sociedad debido a la pérdida de productividad que genera **[Epps et al., 1991; Praemer et al., 1992; Tsai et al., 2009]**.

Los tratados clásicos indican el tratamiento conservador para las fracturas de este segmento humeral y, de hecho, en la actualidad, sigue siendo una indicación válida en especial para fracturas complejas del grupo C. Son fracturas fácilmente alineables, pequeños acortamientos y rotaciones que no tienen traducción funcional significativa, la consolidación es rápida y la cirugía ofrece riesgos añadidos por la trayectoria del nervio radial.

Por otro lado, el tratamiento quirúrgico tradicional ha sido el enclavijado intramedular, cuya técnica sistematizó Hackethal, que ofrece resultados inciertos dependientes de la indicación, de la aplicación de la propia técnica y de la colaboración del paciente. En los últimos tiempos han aparecido implantes intramedulares que mejoran la estabilidad ofrecida por el enclavijado clásico, pero en condiciones óptimas de paciente, cirujano, instrumental y ambiente hospitalario, la osteosíntesis con placa ofrece los mejores y más seguros resultados.

A continuación se clasifican los tipos de fractura de la diáfisis humeral, que se corresponde con el segmento 12-. Son fracturas del segmento diafisario del húmero. En su conjunto configuran el 1,6% del total de las fracturas tratadas quirúrgicamente

FRACTURA SIMPLE ESPIROIDEA 12-A1

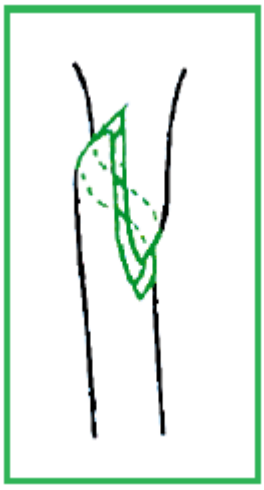


Fig. 2.7. 12-A1.1 (Orozco, 1998).

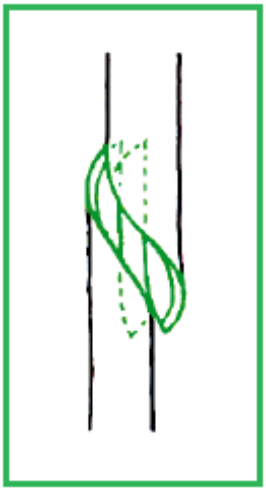


Fig. 2.8. 12-A1. (Orozco, 1998).

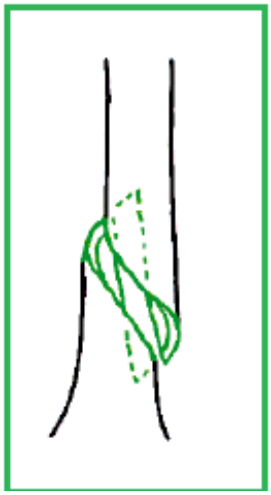


Fig. 2.9. 12-A1. (Orozco, 1998).

Son fracturas simples de la diáfisis humeral de trazo espiroideo y, por tanto, con una larga superficie de contacto una vez reducidas.

FRACTURA SIMPLE OBLÍCUA 12-A2

Fig. 2.10. 12-A2.1 (Orozco, 1998).

Fig. 2.11. 12-A2.2 (Orozco, 1998).

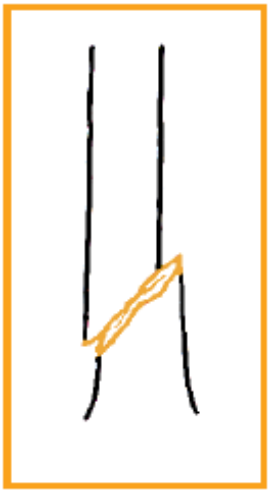


Fig. 2.12. 12-A2.3 (Orozco, 1998).

Son fracturas diafisiarias simples de trazo oblicuo, situadas en el tercio superior, medio e inferior del húmero.

FRACTURA SIMPLE TRANSVERSA 12-A3

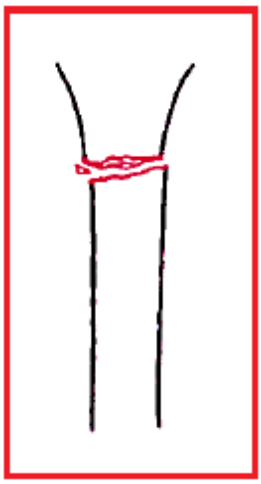


Fig. 2.13. 12-A3.1 (Orozco, 1998).

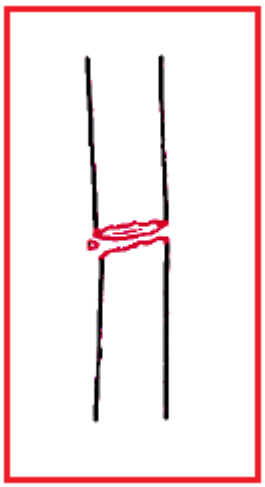


Fig. 2.14. 12-A3.2 (Orozco, 1998).

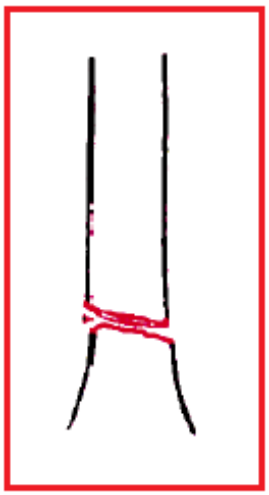


Fig. 2.15. 12-A3.3 (Orozco, 1998).

Son fracturas diafisiarias simples, de trazo transversal (<30°), situadas en el tercio medio del húmero.

FRACTURA EN CUÑA ESPIROIDEA 12-B1

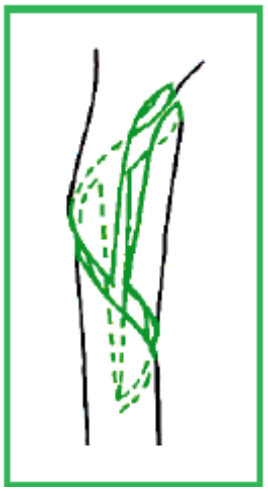


Fig. 2.16. 12-B1.1 (Orozco, 1998).

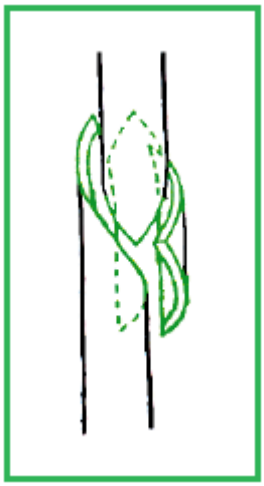


Fig. 2.17. 12-B1.2 (Orozco, 1998).

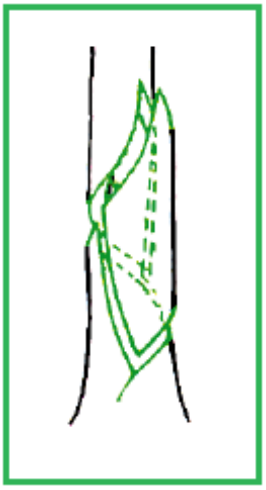


Fig. 2.18. 12-B1.3 (Orozco, 1998).

Son fracturas con un tercer fragmento en cuña de torsión situada en el tercio proximal, medio o distal de la diáfisis humeral. Una vez reducida, existe contacto entre el fragmento proximal y el distal.

FRACTURA EN CUÑA DE FLEXIÓN 12-B2

Fig. 2.19. 12-B2.1 (Orozco, 1998).

Fig. 2.20. 12-B2.2 (Orozco, 1998).

Fig. 2.21. 12-B2.3 (Orozco, 1998).

Son fracturas de húmero con un tercer fragmento en cuña de flexión, que suele ser corto y asociado a algún pequeño fragmento. Una vez reducidas, existe contacto entre el fragmento proximal y distal.

FRACTURA EN CUÑA FRAGMENTADA 12-B3

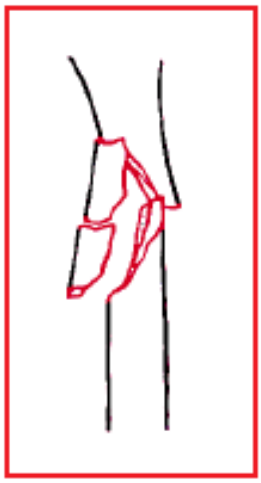


Fig. 2.22. 12-B3.1 (Orozco, 1998).

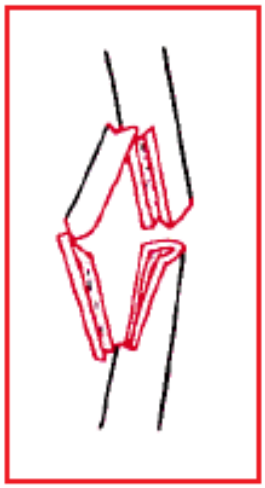


Fig. 2.23. 12-B3.2 (Orozco, 1998).

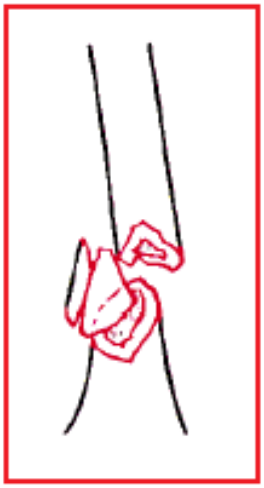


Fig. 2.24. 12-B3.3 (Orozco, 1998).

Son fracturas de húmero con un tercer fragmento a su vez fracturado, aunque, una vez reducidas, existe contacto entre el fragmento proximal y distal. Son el tipo de fracturas a tratar en este trabajo de fin de título.

FRACTURA COMPLEJA 12-C

El tipo C corresponde a fracturas multifragmentarias complejas y no son objeto de estudio en este trabajo de fin de título.

2.5.5. Reparación de fracturas óseas

Las fracturas óseas se curan mediante el proceso biológico denominado consolidación o unión ósea, con la formación entre los fragmentos óseos de un nuevo tejido denominado callo de fractura**.** Las etapas iniciales de la consolidación son comunes a la cicatrización de otros tejidos con formación de un tejido conectivo indiferenciado, pero en este caso, su diferenciación es hacia tejido óseo, devolviendo la resistencia mecánica al hueso.

Es un proceso de reparación más perfecto que en otros tejidos, porque el tejido final tiene la misma estructura que el resto del hueso. Esto no ocurre en otros tejidos: en la piel su cicatriz carece de anexos cutáneos, en el músculo la cicatriz carece de capacidad contráctil característica de este tejido. En este sentido, debe considerarse la reparación del hueso como una regeneración tisular, más que una simple cicatrización.

El proceso de consolidación sufre importantes variaciones según las condiciones de contacto óseo y, sobre todo, con el grado de inmovilización de la fractura **[Perren, 1979].** Cuando existe una inmovilización pobre, como por ejemplo con yeso o sistemas de fijación flexibles como el caso de los clavos intramedulares, se da lo que se denomina una consolidación ósea secundaria o indirecta, y con una fijación rígida, como el caso de placas de osteointegración, se produce una consolidación ósea primaria o directa. A continuación se explica el mecanismo de ambas.

2.5.5.1. Consolidación ósea secundaria

Cuando la fractura se trata con una inmovilización no rígida, como podría ser un yeso o un clavo intramedular, se produce la llamada consolidación ósea secundaria.

Como resultado de la lesión, el periostio puede presentar una rotura parcial o completa. Existe una alteración del sistema haversiano con necrosis de las células óseas adyacentes y podría existir una rotura muscular, en especial en el lado convexo de la fractura, así como una lesión de los nervios y vasos sanguíneos vecinos. La piel puede estar lesionada en las fracturas abiertas con riesgo de entrada de bacterias. A continuación se produce una hemorragia que procede de los extremos óseos, los vasos medulares y las partes blandas lesionadas, con formación de un hematoma (llamado de fractura) que se coagula.

El hematoma de fractura se vasculariza con rapidez a partir de vasos sanguíneos que proceden los tejidos vecinos y varias semanas después se produce una actividad celular intensa. El coágulo es sustituido por tejido fibrovascular y se depositan fibras de colágeno y sales minerales. Se forma hueso reticular nuevo bajo el periostio en los extremos óseos. Las células responsables derivan del periostio, que se encuentra distendido sobre estos anillos de hueso nuevo. Si el aporte sanguíneo es escaso o está alterado por una movilidad excesiva en el foco de fractura, puede formarse cartílago en su lugar y permanecer hasta que el flujo sanguíneo mejore. Seguidamente se produce la formación del callo primario. Este permanece activo sólo durante unas semanas.

Existe una formación menos intensa del callo a partir de la cavidad medular. No obstante, la capacidad de la médula para formar hueso nuevo se mantiene de forma indefinida durante todo el proceso de consolidación de la fractura.

Si la rotura del periostio es incompleta y no existe una pérdida significativa de la aposición ósea, la respuesta del callo primario puede lograr el restablecimiento de la continuidad externa de la fractura (puente por callo externo). Las células que recubren la capa perióstica externa proliferan para reparar el periostio.

Cuando la separación entre los extremos de fractura es más amplia, el tejido fibroso formado por la organización de hematoma de fractura queda atrapado por el avance de los anillos de hueso subperióstico nuevo. Este tejido fibroso puede ser estimulado para formar hueso (inducción tisular), lo que de nuevo origina puentes por el callo. Este fenómeno puede deberse a un cambio del potencial eléctrico en el foco de la fractura o una hipotética hormona relacionada con las heridas.

Si los extremos de la fractura están desplazados, el callo primario originado en la región subperióstica puede unirse con el callo medular. El resultado neto de los tres mecanismos descritos es que la fractura se hace rígida, se recupera la función de la extremidad y las condiciones son favorables para la formación de hueso endóstico y la remodelación.

Si no existe separación entre los extremos óseos, los osteoclastos pueden progresar a través de la línea de la fractura para permitir el avance de vasos sanguíneos y osteoblastos que forman nuevos sistemas haversianos. El hueso necrótico se revasculariza y puede proporcionar una estructura sólida muy útil, así como una fuente mineral local. Este proceso no tiene lugar si existe movilidad en el foco de la fractura.

La formación de hueso cortical nuevo, con restablecimiento de la continuidad entre los sistemas haversianos a cada lado de la fractura, no se produce cuando permanece tejido fibroso en el espacio entre los extremos óseos. En este caso, debe retirarse y sustituirse por hueso reticular. Esto se consigue generalmente mediante el crecimiento y la penetración del callo medular, que permanece activo durante toda la fase de consolidación.

Tras la consolidación clínica se inicia la remodelación. Con este mecanismo se forman los nuevos sistemas haversianos a lo largo de las líneas de presión. En las zonas no sometidas a presión, el hueso se elimina por la acción de los osteoclastos. Al final del proceso quedan escasos restos del puente por callo externo.

Fig. 2.25. Consolidación ósea secundaria (Website MedicinABC, 2013).

La capacidad para este tipo de remodelación ósea es elevada en la infancia, pero no tan intensa en el adulto. En el niño, la mayoría o todos los signos de desplazamiento de la

fractura (incluso la separación de los extremos de la fractura) acaban por desaparecer. También existe una cierta capacidad para corregir la angulación, aunque disminuye conforme el niño se acerca a la adolescencia. Sin embargo, lo más probable es que la rotación axial no se corrija. Los adultos prácticamente no cuentan con capacidad para corregir la angulación y la rotación axial. Por esta razón, resulta esencial corregir siempre la deformidad por rotación axial y no aceptar la angulación, sobre todo en adultos.

2.5.5.2. Consolidación ósea primaria

Con una fijación rígida mediante un sistema de fijación interno la unión ósea se consigue directamente entre los fragmentos, sin formación de callo óseo externo, denominándose consolida ósea primaria. Durante años se consideró que la unión directa cortical estaba relacionada con los mecanismos de remodelación ósea, con conos de penetración formados por una cabeza osteoclástica y un eje vascular, que, partiendo los conductos de Havers y Volkman, atravesarían la línea de fractura y dejarían tras sí hueso nuevo consiguiendo la continuidad perfecta de los fragmentos.

En la realidad esto es excepcional, solo se produce en parcelas muy pequeñas del foco de fractura, en las que hay íntimo contacto entre los fragmentos y además los extremos están perfectamente vascularizados. Por perfecta que sea una reducción de una fractura, siempre quedan espacios. Cuando el espacio es menor de 150 micras, dentro del diámetro de la osteona, se produce una verdadera aposición laminar ósea de superficie, desde el periostio y el endostio, un tejido óseo lamelar uniforme, firme y resistente. Por el contrario, cuando el espacio es mayor de 150 micras requiere la penetración vascular y la formación de osteonas, y aunque el nuevo tejido es un hueso laminar maduro, su orientación no sigue el eje normal longitudinal. Tanto en este caso como en el relleno laminar, el callo es menos resistente que el resto de cortical **[Perren, 1979].**

Al contrario que la inmovilización con flexible, la inmovilización rígida pocas veces da un callo inicial resistente y requiere de la remodelación ósea para devolver las propiedades mecánicas al hueso, solo cuando el hueso cicatricial y el hueso necrótico que invariablemente existe en los extremos de los fracturarios, sean sustituidos por un nuevo hueso, tendremos un buen callo definitivo y estaremos en condiciones de retirar la fijación rígida, generalmente a partir un año después de su implantación.

2.6. Anatomía de la extremidad superior

La extremidad superior se relaciona con la cara lateral de la porción inferior del cuello. Se una al tronco mediante músculos y una pequeña articulación esquelética situada entre la clavícula y el esternón: la articulación esternoclavicular. Atendiendo a la localización de las principales articulaciones y huesos que la componen, la extremidad superior se divide en hombro, brazo, antebrazo y mano. El hombro es la zona de la extremidad superior que se une al tronco.

El brazo es la zona de la extremidad superior situada entre el hombro y la articulación del codo; el antebrazo se encuentra entre la articulación del codo y de la muñeca; y la mano es la parte distal a la articulación de la muñeca.

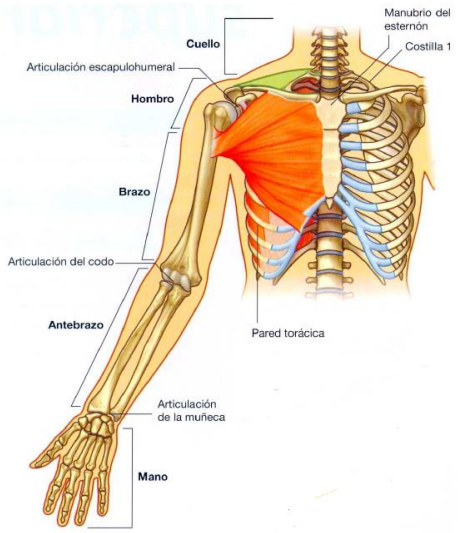


Fig. 2.26. Extremidad superior. Vista anterior de la extremidad superior (Drake, 2005).

2.6.1. Funciones

El hombro se une al tronco fundamentalmente mediante músculos, por lo que se puede mover respecto del cuerpo. El deslizamiento (antepulsión y retropulsión) y la rotación de la escápula respecto de la pared torácica cambian la posición de la articulación del hombro (articulación glenohumeral) y consiguen que la mano alcance posiciones más distantes.

La articulación glenohumeral permite que el brazo se mueva en tres ejes con una gran amplitud de movimiento. Los movimientos del brazo en esta articulación son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación medial (rotación interna), rotación lateral (rotación externa) y circunducción.

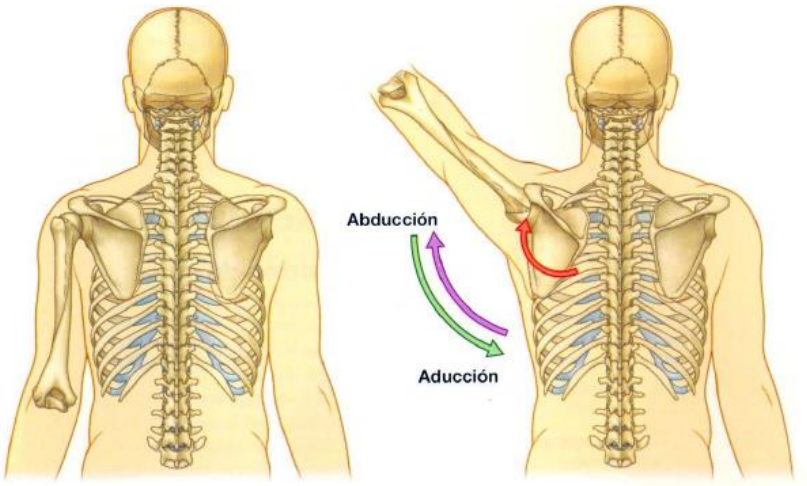


Fig. 2.27. Rotación (Drake, 2005).

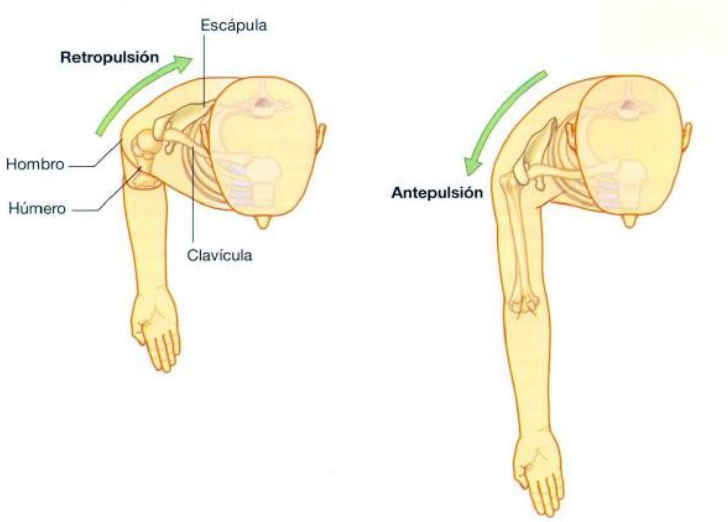


Fig. 2.28. Antepulsión y retropulsión (Drake, 2005).

Los principales movimientos de la articulación del codo son la flexión y la extensión del antebrazo. En el otro extremo del antebrazo, la parte distal del hueso lateral (el radio) se puede desplazar sobre la cabeza del hueso medial (el cúbito). Como la mano se articula con el radio, se puede mover desde una posición con la palma anterior hasta una posición situando la palma posterior, simplemente cruzando el extremo distal del radio sobre el cúbito.

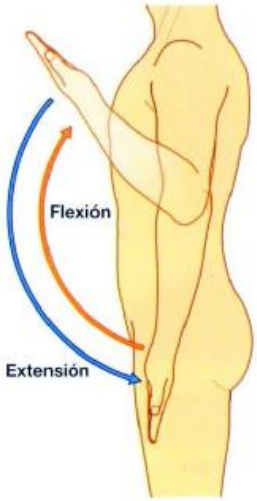


Fig. 2.29. Flexión y extensión de la articulación del codo (Drake, 2005).

2.6.2. Hombro

El hombro es la región de la extremidad superior que se une con el tronco y el cuello. El esqueleto óseo del hombro está formado por:

- La clavícula y la escápula, que forman la cintura escapular.
- El extremo proximal del húmero.

Los músculos superficiales del hombro son el trapecio y el deltoides, que juntos forman un suave contorno muscular en la zona lateral del hombro. Estos músculos conectan la escápula y la clavícula con el tronco y el brazo, respectivamente.

A continuación se pasa a describir todo lo relativo a las articulaciones, nervios y posibles influencias del hombro sobre el húmero.

2.6.3. Articulaciones

En el hombro hay tres articulaciones: esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral.

Las articulaciones esternoclavicular y acromioclavicular unen los dos huesos de la cintura escapular entre sí con el tronco. La combinación de los movimientos en estas dos articulaciones permite que la escápula se coloque en diferentes posiciones respecto de la

pared torácica, con lo que se incrementan notablemente los lugares “donde llega” la extremidad superior. La articulación glenohumeral es la existente entre el húmero y la escápula.

ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL

La articulación glenohumeral es de tipo sinovial en hueco y bola y se forma entre la cabeza del humero y la cavidad glenoidea de la escápula. Es multiaxial y dispone de un amplio rango de movimientos, que se consiguen a consta de la estabilidad de los huesos. En su lugar, la estabilidad articular se debe al manguito de los rotadores, la cabeza larga de músculo bíceps braquial y las apófisis óseas y los ligamentos extracapsulares relacionados. Los movimientos de esta articulación son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación medial, rotación lateral y circunducción.

Las superficies articulares de la articulación glenohumeral son, por un lado, la gran cabeza esférica del húmero y, por otro lado, la pequeña cavidad glenoidea de la escápula. Ambas superficies están recubiertas por cartílago hialino.

La cavidad glenoidea aumenta su profundidad y su superficie periférica gracias a un collar fibrocartilaginoso, el rodete glenoideo, que se une a su borde. Por la zona superior, este rodete continúa con el tendón de la cabeza larga del músculo bíceps braquial, que se une al tubérculo supraglenoideo y pasa por la cavidad articular superior a la cabeza del húmero.

La membrana sinovial se une a los bordes de las superficies articulares y recubre la membrana fibrosa de la cápsula articular. Esta membrana sinovial es más laxa en la zona inferior. La zona redundante de la membrana sinovial y la membrana fibrosa asociada se adaptan a los movimientos de abducción del brazo.

La membrana sinovial sobresale por unas aberturas de la membrana fibrosa para formar bolsas sinoviales, que se disponen entre los tendones de los músculos circundantes y la membrana fibrosa. La membrana sinovial también se pliega alrededor del tendón de la cabeza larga del músculo bíceps braquial en la articulación y se extiende a lo largo del tendón en su paso por el surco intertubecular. Todas estas estructuras sinoviales disminuyen la fricción entre los tendones y la cápsula articular y huesos adyacentes.

Fig. 2.30. Articulación glenohumeral. Superficies articulares de la articulación glenohumeral derecha (Drake, 2005).

Además de estas bolsas que se comunican con la cavidad articular mediante aberturas de la membrana fibrosa, otras bolsas están asociadas con la articulación, pero no se conectan con ella.

Fig. 2.31. Membrana sinovial y cápsula articular de la articulación glenohumeral derecha (Drake, 2005).

En el húmero, la inserción medial se produce en una zona inferior al cuello y se extiende sobre la diáfisis. En esta región, la membrana fibrosa también es más laxa o está plegada cuando el brazo se encuentra en posición anatómica. Esta zona redundante de la membrana fibrosa se adapta durante la abducción del brazo.

Las aberturas de la membrana fibrosa aportan continuidad de la cavidad articular con las bolsas que se sitúan entre la cápsula articular y los músculos circundantes y los situados

alrededor del tendón de la cabeza larga del músculo bíceps braquial en el surco intertubecular.

La membrana fibrosa de la cápsula articular se encuentra engrosada:

- En la zona anterosuperior en tres localizaciones para formar los ligamentos glenohumerales superior, medio e inferior, que pasan entre el borde superomedial de la cavidad glenoidea hacia el tubérculo menor y en dirección inferior se relacionan con el cuello anatómico del húmero.

- En la zona superior, entre la raíz de la apófisis coracoides y el tubérculo mayor del húmero, el ligamento coracohumeral.

- Entre los tubérculos mayor y menor del húmero (ligamento transverso del húmero): este ligamento mantiene el tendón de la cabeza larga del músculo bíceps braquial en el surco intertubecular.

La estabilidad de la articulación se consigue gracias a los tendones de los músculos circundantes y el arco óseo que se forma en la zona superior por la apófisis coracoides y el acromion y los ligamentos coracoacromiales.

Los tendones de los músculos del manguito de los rotadores (músculos supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular) se entrecruzan con la cápsula articular y forman un collar musculotendinoso que rodea las caras posterior, superior y anterior de la articulación glenohumeral. Este manguito de músculos estabiliza y mantiene la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea de la escápula, sin comprometer la flexibilidad del brazo ni su amplitud de movimientos. El tendón de la cabeza larga del músculo bíceps braquial para por la zona superior a través de la articulación y limita el movimiento ascendente de la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea.

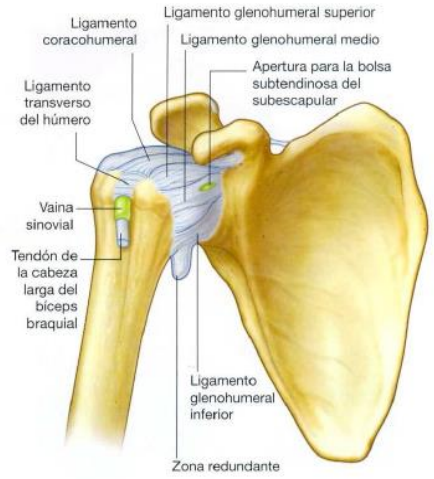


Fig. 2.32. Cápsula articular de la articulación glenohumeral derecha (Drake, 2005).

La irrigación vascular de la articulación glenohumeral proviene sobre todo de ramas de las arterias circunflejas humerales anterior y posterior y de la arteria supraescapular.

La articulación glenohumeral está inervada por ramos del fascículo posterior del plexo braquial, y por los nervios supraescapular, axilar y pectoral lateral.

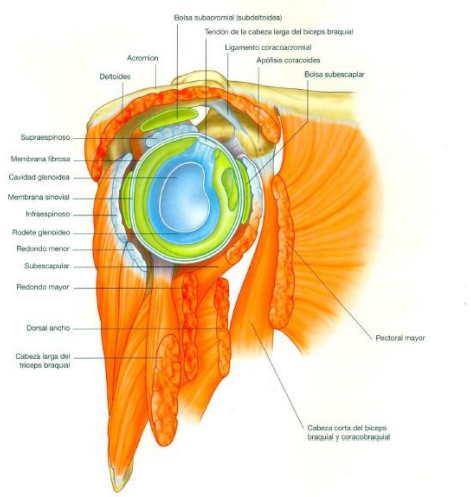


Fig. 2.33. Vista lateral de la articulación glenohumeral derecha y los músculos de alrededor, en la que se ha retirado el extremo proximal del húmero (Drake, 2005).

2.6.3.1. Músculos del hombro

Los dos músculos más superficiales del hombro son el trapecio y el deltoides. Su conjunto forma el contorno característico del hombro:

- El trapecio une la escápula y la clavícula con el tronco.
- El deltoides una la escápula y la clavícula con el húmero.

Tanto el trapecio como el deltoides se insertan a las superficies márgenes opuestos de la esquina de la escápula, el acromion y la clavícula.

En profundidad al trapecio, la escápula se une a la columna vertebral por tres músculos: el elevador de la escápula, el romboides menor y el romboides mayor. Estos tres músculos, junto con el trapecio y los mencionados anteriormente, mantienen la posición de la escápula en el tronco:

Músculo	Origen	Inserción	Función
Trapecio	Línea nucal superior, protuberancia occipital externa, borde medial del ligamento nucal, apófisis espinosas de C7 a T12 y ligamentos supraespinosos relacionados	Borde superior de la cresta de la espina de la escápula, acromion, borde posterior del tercio lateral de la clavícula	Potente elevador de la escápula; durante la abducción del húmero en el plano horizontal las fibras medias retraen la escápula, las fibras inferiores deprimen la escápula
Deltoides	Borde inferior de la cresta de la espina de la escápula, borde lateral del acromion, borde anterior del tercio lateral de la clavícula	Tuberosidad deltoidea del húmero	Principal abductor del brazo, abduce el brazo superando los primeros 15°, abducidos por el supraespinoso; las fibras claviculares colaboran en la flexión del brazo; las fibras posteriores ayudan a la extensión del brazo
Elevador de la escápula	Apófisis transversas de las vértebras C1 y C2 y tubérculos posteriores de las apófisis transversas de las vértebras C3 y C4	Superficie posterior del borde medial de la escápula, desde el ángulo superior hasta la raíz de la espina de la escápula	Eleva la escápula
Rombiodes menor	Zona inferior del ligamento nucal y apófisis espinosas de las vértebras C7 y T1	Superficie posterior del borde medial de la escápula en la raíz de la espina de la escápula	Eleva y retrae la escápula
Romboides mayor	Apófisis espinosas de las vértebras T2-T5 y segmentos intermedios del ligamento supraespinoso	Superficie posterior del borde medial de la escápula desde la raíz de la esquina de la escápula hasta el ángulo inferior	Eleva y retrae la escápula

Tabla 2.1. Músculos del hombro (Drake, 2005).

2.6.4. Región posterior de la escápula

La región posterior de la escápula ocupa la cara posterior de la misma y se localiza por debajo de los músculos trapecio y deltoides. Contiene cuatro músculos que se sitúan entre la escápula y el extremo proximal del húmero: los músculos supraespinoso, intraespinoso, redondo menor y redondo mayor.

Esta región también contiene parte de un músculo adicional, la cabeza larga del tríceps braquial, que se extiende desde la escápula hasta el extremo proximal del antebrazo. Este músculo, junto con otros músculos de la región y el húmero, forman parte de una serie de espacios por los que los nervios y los vasos entran y salen de la región.

Los músculos supraespinoso e infraespinoso son miembros del manguito de los rotadores, que estabilizan la articulación glenohumeral:

Músculo	Origen	Inserción	Función
Supraespinoso	Dos tercios mediales de la fosa infraespinosa de la escápula y la fascia profunda que cubre el músculo	Carilla superior del tubérculo superior del húmero	Músculo del manguito de los rotadores; inicia la abducción del brazo hasta los 15° en la articulación glenohumeral
Infraespinoso	Dos tercios mediales de la fosa infraespinosa de la escápula y fascia profunda que cubre el músculo	Carilla media de la superficie posterior del tubérculo mayor del húmero	Músculo del manguito de los rotadores; rotación lateral del brazo en la articulación glenohumeral
Redondo menor	Dos tercios superiores de una zona ósea aplanada en la superficie posterior de la escápula.	Carilla inferior de la superficie posterior del tubérculo mayor del húmero	Músculo del manguito de los rotadores; rotación lateral del brazo en la articulación glenohumeral
Redondo mayor	Zona alargada oval en la superficie posterior del ángulo inferior de la escápula	Cresta del tubérculo menor del surco intertubecular en la superficie anterior del húmero	Rotación medial y extensión del brazo en la articulación glenohumeral

Músculo	Origen	Inserción	Función
Cabeza larga del tríceps braquial	Tubérculo infraglenoideo de la escápula	Tendón común de inserción con las cabezas medial y lateral en el olecranon del cúbito	Extensión del antebrazo en la articulación del codo; aductor accesorio y extensor del brazo en la articulación glenohumeral

Tabla 2.2. Músculos del hombro (Drake, 2005).

2.6.5. Húmero

El esqueleto óseo del brazo es el húmero. La mayoría de los grandes músculos del brazo se insertan en los extremos proximales de los huesos del antebrazo, el radio y el cúbito, y flexionan o extienden el antebrazo en la articulación del codo. Los músculos del antebrazo destinados principalmente a mover la mano se originan en el extremo distal del húmero.

2.6.5.1. Cuerpo y extremo distal del húmero

En un corte transversal, el cuerpo del húmero tiene una forma triangular con:

- Los bordes anterior, lateral y medial.
- Las superficies anterolateral, anteromedial y posterior.

La superficie posterior del húmero está delimitada en su zona superior por una rugosidad lineal para la inserción de la cabeza lateral del músculo tríceps braquial, que comienza justo inferior al cuello quirúrgico y desciende diagonalmente por el hueso hasta la tuberosidad deltoidea.

En la zona media de la superficie posterior y la zona anterolateral adyacente se encuentra el surco radial, poco profundo, que desciende diagonalmente por el hueso, paralelo al borde posterior inclinado de la tuberosidad deltoidea. El nervio radial y la arteria braquial profunda se sitúan en este surco.

Aproximadamente en la mitad del cuerpo, el borde medial está marcado por una rugosidad alargada, delgada, para la inserción del músculo coracobraquial.

Los tabiques intermusculares, que separan el compartimento anterior del posterior, se insertan a los bordes medial y lateral del húmero.

En la zona distal, el hueso se aplana y los bordes se continúan formando la cresta supracondílea lateral y la cresta supracondílea medial. La cresta supracondílea lateral es más pronunciada que la medial y tiene una rugosidad para la inserción de los músculos situados en el compartimento posterior del antebrazo.

El extremo distal del húmero, que es aplanado en sentido anteroposterior, tiene un cóndilo, dos epicóndilos y tres fosas, como se explica a continuación.

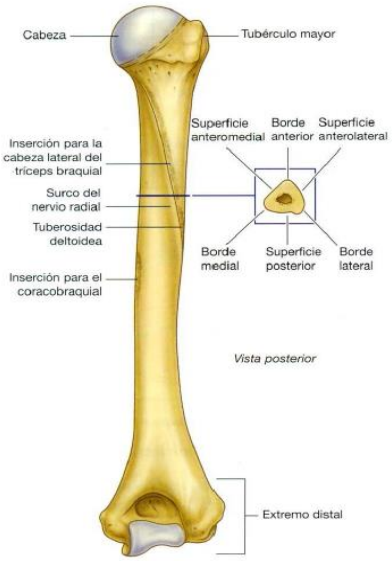


Fig. 2.34. Húmero (Drake, 2005).

2.6.5.2. Cóndilo

El cóndilo tiene dos superficies articulares, el capítulo o cabeza y la tróclea, que se articulan con los dos huesos del antebrazo.

El capítulo se articula con el radio del antebrazo. Se encuentra en posición lateral y tiene forma semiesférica. Se proyecta en dirección anterior y ligeramente inferior, y no es visible cuando el húmero se mira desde su cara posterior.

La tróclea se articula con el cúbito del antebrazo. Tiene forma de polea y se dispone medial al capítulo. Su borde medial es más profundo que el lateral y, a diferencia del capítulo, se extiende hasta la superficie posterior del hueso.

2.6.5.3. Epicóndilo

Los dos epicóndilos se sitúan adyacentes y algo superiores a la tróclea y al capítulo. El epicóndilo medial es una gran prominencia ósea y constituye la principal referencia palpable

de la superficie medial del codo. Se proyecta en sentido medial en el extremo distal del húmero. En su superficie tiene una gran zona ovalada para la inserción de los músculos de compartimento anterior del brazo.

El epicóndilo lateral es mucho menos prominente que el medial. Se sitúa lateral al capítulo y tiene una gran zona de impresión irregular grande para la inserción de los músculos del compartimento posterior del antebrazo.

2.6.6. Las tres fosas

En la zona distal del húmero, superior al capítulo y la tróclea, se encuentran tres fosas. La fosa radial es la menos evidente, y se sitúa inmediatamente superior al capítulo en la superficie anterior a la tróclea. La fosa coronoidea es la adyacente a la fosa radial y superior a la tróclea. La mayor de las fosas, la fosa del olecranon, es inmediatamente superior a la tróclea en la superficie posterior del extremo distal del húmero. Estas tres fosas acogen las prominencias de los huesos del antebrazo durante los movimientos de la articulación del codo.

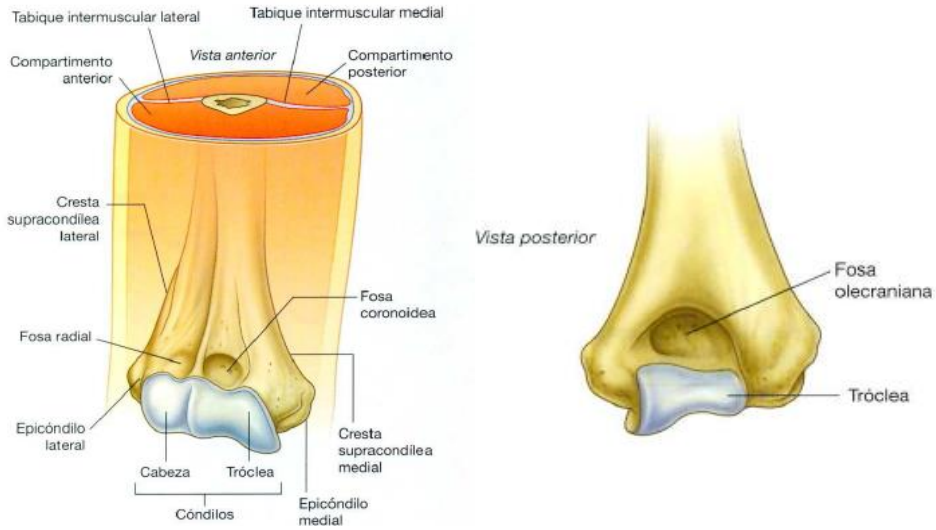


Fig. 2.35. Extremo distal del húmero (Drake, 2005).

2.6.7. Músculos

El compartimento anterior del brazo contiene tres músculos: coracobraquial, braquial y bíceps braquial, que están inervados fundamentalmente por el nervio musculocutáneo.

El compartimento posterior contiene un músculo, el tríceps braquial, que está inervado por el nervio radial. Está formado por tres cabezas.

Músculo	Origen	Inserción	Función
Coracobraquial	Vértice de la apófisis coracoides	Rugosidad lineal en la parte media del cuerpo del húmero, en la zona medial	Flexor del brazo en la articulación glenohumeral
Bíceps braquial	Cabeza larga: tubérculo supraglenoideo de la escápula; cabeza corta: vértice de la apófisis coracoides	Tuberosidad del radio	Potente flexor del antebrazo en la articulación del codo y supinador del antebrazo; flexor accesorio del brazo en la articulación glenohumeral
Braquial	Cara anterior del húmero y tabiques intermusculares adyacentes	Tuberosidad del cúbito	Potente flexor del antebrazo en la articulación del codo
Tríceps braquial	Cabeza larga: tubérculo infraglenoideo de la escápula; cabeza medial y distal: superficie posterior del húmero	Olécranon	Extensor del antebrazo en la articulación del codo. La cabeza larga también extiende y aproxima el brazo en la articulación del hombro

Tabla 2.3. Músculos del compartimento anterior y posterior del brazo (Drake, 2005).

2.6.8. Inserción muscular en el húmero

Se exponen a continuación las inserciones de los músculos en el húmero:

Músculo	Inserción/ Alojamiento
Supraspinatus	Zona superior de la tuberosidad superior
Infraspinatus	Zona media de la tuberosidad superior
Teres Minor	Zona inferior de la tuberosidad superior Borde lateral: parte baja

Músculo	Inserción/ Alojamiento
Subscapularis	Por encima y en frente de la tuberosidad inferior: tendón
Bíceps Brachii	Muesca intertubercular: tendón largo
Latissimus Dorsi	Membrana sinovial: tendón Superficie antero-medial: inserción del tendón
Pectoralis Major	Borde anterior: tendón
Tríceps Brachii	Borde lateral: cabeza lateral Rugosidad supracondilar lateral: labio posterior Rugosidad supracondilar medial: labio posterior de la cabeza medial Superficie posterior
Brachioradialis	Rugosidad supracondilar lateral: labio anterior
Extensor Carpi Radialis Longus	Rugosidad supracondilar lateral
Teres Major	Cresta del tubérculo inferior: tendón
Coracobrachialis	Cresta del tubérculo inferior
Brachialis	Rugosidad supracondilar medial: labio anterior Superficie antero-lateral Superficie antero medial: origen
Pronator Teres	Rugosidad supracondilar medial: labio anterior Epicóndilo medial
Deltoide	Tuberosidad deltoidea
Coracobrachialis	Superficie antero-medial: tendón

Músculo	Inserción/ Alojamiento
Supinator	Epicóndilo lateral: tendón
Extensor Carpi Radialis Brevis	Epicóndilo lateral: tendón
Extensor Digitorum Communis	Epicóndilo lateral: tendón
Extensor Digiti Quinti Prop.	Epicóndilo lateral: tendón
Extensor Carpi Ulnaris	Epicóndilo lateral: tendón
Flexor Carpi Radialis	Epicóndilo medial: tendón
Palmaris Longus	Epicóndilo medial: tendón
Flexor Digitorum Sublimis	Epicóndilo medial: tendón
Flexor Carpi Ulnaris	Epicóndilo medial: tendón

Tabla 2.4. Inserción de los músculos del húmero (Gray, 1918).

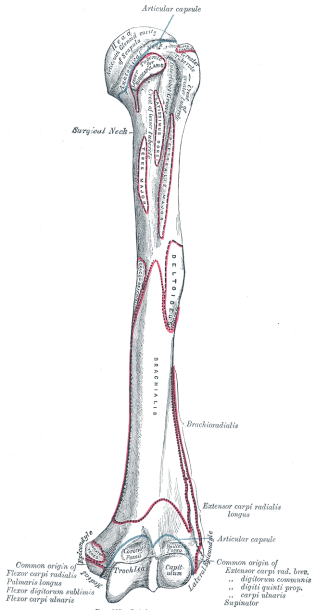


Fig. 2.36. Vista anterior del húmero izquierdo (Gray, 1918).

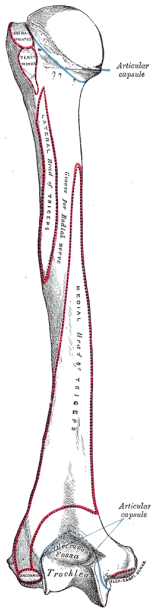


Fig. 2.37. Vista posterior del húmero izquierdo (Gray, 1918).

2.6.9. Articulación del codo

La articulación del codo presenta una estructura compleja, formada por tres articulaciones separadas que comparten una cavidad sinovial común:

- Las articulaciones entre la escotadura troclear del cúbito y la tróclea del húmero, y entre la cabeza del radio y el capítulo del húmero, están implicadas sobre todo en los movimientos de flexión y extensión del antebrazo sobre el brazo a modo de bisagra y, en conjunto, forman la principal articulación del codo.

- La articulación entre la cabeza del radio y la escotadura radial del cúbito (articulación radiocubital proximal) participa en la pronación y supinación del antebrazo.

Las superficies articulares de los huesos están cubiertas de cartílago hialino. La membrana sinovial se origina en los bordes del cartílago y recubre la fosa radial, la fosa coronoidea, la fosa olecraniana y la superficie profunda de la cápsula articular, así como la superficie medial de la tróclea.

La membrana sinovial está separada de la membrana fibrosa de la cápsula articular por almohadillas grasas en las regiones suprayacentes a la fosa coronoidea, la fosa olecraniana y la fosa radial. Estas almohadillas grasas acogen las apófisis de los huesos correspondientes durante los movimientos de extensión y flexión del codo. Las inserciones de los músculos braquial y tríceps braquial a la cápsula articular situada sobre estas regiones desplazan las almohadillas para que no se interpongan cuando las apófisis de los huesos se dirigen a las fosas.

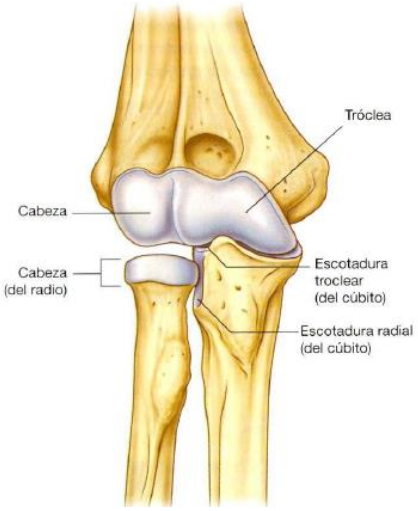


Fig. 2.38. Huesos y superficies articulares del codo (Drake, 2005).

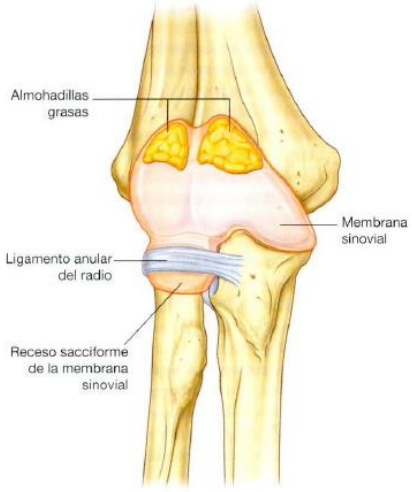


Fig. 2.39. Membrana sinovial de la articulación del codo (Drake, 2005).

La membrana fibrosa de la cápsula articular envuelve la membrana sinovial, rodea la articulación y se inserta en el epicóndilo medial y en los bordes de las fosas olecraniana, coronoidea y radial del húmero. También se inserta en la apófisis coronoides y en el olécranon del cúbito. En la cara lateral, el borde libre interior de la cápsula articular rodea el cuello del radio desde una inserción anterior en la apófisis coronoides del cúbito, hasta una inserción posterior en la base del olecranon.

La membrana fibrosa de la cápsula articular se engruesa en la zona medial y lateral para formar los ligamentos colaterales, que ayudan en los movimientos de flexión y extensión de la articulación del codo.

Además, la superficie externa de la cápsula articular se refuerza en la zona lateral, donde rodea la cabeza del radio formando un fuerte ligamento anular del radio. Aunque este ligamento se fusiona con la membrana fibrosa de la cápsula articular en la mayoría de las zonas, en la parte posterior se encuentran separados. El ligamento anular del radio también se fusiona con el ligamento colateral radial.

El ligamento anular del radio y la cápsula articular relacionada permiten que la cabeza del radio se deslice por la escotadura radial del cúbito y gire sobre el capítulo del húmero durante la pronación y supinación del antebrazo.

La superficie profunda de la membrana fibrosa de la cápsula articular y el ligamento anular del radio que se articula con las caras de la cabeza del radio están recubiertos por cartílago. Una bolsa de membrana sinovial (el receso sacciforme) sobresale del borde inferior libre de la cápsula articular y facilita la rotación de la cabeza del radio durante la pronación y la supinación.

Fig. 2.40. Cápsula articular y ligamentos de la articulación del codo derecho (Drake, 2005).

2.6.10. Anatomía relevante y consideraciones biomecánicas de la diáfisis del húmero

La diáfisis humeral es la extensión comprendida entre la inserción proximal del pectoralis major y el ensanchamiento de la metáfisis del húmero distal. La diáfisis es de forma cilíndrica y por naturaleza proporciona solidez y resistencia a la flexión y a la torsión. A medida que se alcanza la parte posterior de la base, la sección del hueso pasa a tener geometría triangular, mientras que la sección de la región supracondilar es de sección reducida. Entre las diversas marcas óseas de la diáfisis humeral se incluyen la tuberosidad deltoidea, situada en la zona media-anterolateral, que sirve de inserción para el músculo deltoides y la ranura espiral posterior**,** que aloja la arteria brachii profunda y el nervio radial a medida que atraviesan la diáfisis desde la zona proximal hasta la distal en dirección posterolateral.

La diáfisis humeral sirve de inserción y origen de diversos e importantes músculos de la extremidad superior. Estos juegan un papel importante en las diversas consecuencias biomecánicas de las diferentes fracturas. Entre los diversos músculos cuya inserción se ubica en la diáfisis humeral podemos encontrar el deltoides, pectoralis major, teres major, latissimus dorsi y el coracobrachialis; aquellos cuyo origen es la diáfisis humeral incluyen el brachialis, brachioradialis y las cabezas mediales y laterales del tríceps brachii.

En las fracturas sucedidas entre la zona más proximal de la inserción del pectoralis y la zona más distal de la inserción del deltoides, el fragmento proximal es abducido debido a la tracción del pectoralis y la fuerza del deltoides empuja el fragmento distal hacia arriba y lateralmente. Sin embargo, y a diferencia de esta, las fracturas sucedidas desde la zona distal hacia ambas inserciones causan abducción en el fragmento proximal debido al deltoides, mientras que el fragmento distal se contrae proximalmente debido a la tracción ejercida por el bíceps brachii, coracobrachialis y tríceps **[Browner et al., 1998; Hoppenfeld et al., 2003]**.

La alimentación vascular es suministrada predominantemente por la arteria nutriente, una ramificación de la arteria brachial que penetra en el tercio proximal del húmero en el lado medial del hueso. El periostio y el alojamiento de los músculos circundantes también suministran en menor grado. Una vez explicada la función más importante que juega la alimentación vascular en la nutrición de la diáfisis humeral, conviene explicar que la interrupción o perturbación del suministro ya sea traumática o iatrogénica, puede ser perjudicial para la recuperación de la fractura. Debe ser protegida y preservada durante la intervención quirúrgica **[Browner et al., 1998; Carroll et al., 1963; Epps et al., 1991; Meyer et al., 2005]**.

En cuanto a las estructuras neurológicas importantes, la mediana, cubital, y los nervios radiales se encuentran en estrecha proximidad con respecto a la diáfisis humeral. El nervio mediano va junto al músculo coracobraquial, directamente a la zona medial del húmero y la arteria braquial, y no proporciona inervación de los músculos proximales al codo **[Browner et al., 1998; Carroll et al., 1963; Hoppenfeld et al., 2003]**. Es fácilmente localizable en la zona distal del brazo, donde se encuentra con la cara anterior del músculo brachialis. En la zona proximal del brazo, el nervio radial describe una trayectoria similar a la del nervio mediano, pero se encuentra con la zona posterior de la arteria braquial. Al igual que el nervio mediano, el nervio radial no proporciona inervación a los músculos proximales del codo codo **[Browner et al., 1998; Hoppenfeld et al., 2003]**. Finalmente, el nervio radial, que está íntimamente relacionado con el húmero, es de especial interés a la hora de tratar fracturas diafisarias del húmero. El nervio comienza su descenso por el brazo como una ramificación de la zona posterior del plexo brachial y luego entra en la ranura en espiral justo en la parte posterior de la tuberosidad deltoidea. A continuación, se dirige posterolateralmente adyacente al hueso, proporcionando la inervación motora de la musculatura del tríceps. Finalmente sale por la ranura espiral por la cara lateral del húmero aproximadamente a 10 – 15 cm de distancia del acromion lateral; es ahí donde el nervio está fuertemente unido por el tabique intermuscular lateral y, por lo tanto, es altamente susceptible a la lesión por tracción **[Browner et al., 1998; Carroll et al., 1963; Guse et al., 1995; Holstein et al., 1963]**.

2.7. Sistemas de reparación de fracturas de diáfisis del húmero

Existen distintos tipos de tratamiento de las fracturas de la diáfisis humeral del adulto, y se han descrito buenos resultados terapéuticos tanto con cirugía como con tratamientos no quirúrgicos. En general, la elección del tipo de intervención depende del carácter de la fractura y de las características del paciente.

La diáfisis del húmero se extiende desde el punto de inserción del músculo pectoral mayor en la parte superior hasta la cresta epicondílea en la porción distal. La complicación neurológica más frecuente de la fractura de la diáfisis humeral es la lesión del nervio radial, pero la sección completa del nervio es infrecuente. El tratamiento de esta complicación es objeto de controversia. Las lesiones vasculares son muy poco frecuentes, pero ante la sospecha de una lesión de la arteria humeral se impone la realización de una arteriografía para localizar la lesión.

Gran parte de las fracturas de la diáfisis humeral puede tratarse sin necesidad de recurrir a la cirugía, con un porcentaje de consolidación del 90-95%. La inmovilización con yeso es la técnica clásica utilizada en las fracturas aisladas de la diáfisis humeral. Las indicaciones quirúrgicas

(reducción a cielo abierto y fijación interna con placa, prótesis medular flexible, fijación externa) se utilizan cuando no se logra mantener o controlar la reducción con una técnica cerrada, existe una fractura articular acompañante, existen lesiones neurovasculares, hay una fractura asociada del codo homolateral, en los casos de politraumatismos con varias fracturas de las extremidades o en las fracturas patológicas.

En las fracturas de la diáfisis humeral, el callo vicioso es un problema poco frecuente y la falta de consolidación sólo se observa en las fracturas tratadas con cirugía o en las fracturas abiertas.

2.7.1. Tratamientos ortopédicos

Consiste en reducir el posible desplazamiento, con o sin anestesia, y contenerlo hasta que el foco de fractura consolide, lo que sucede en 8-10 semanas. Un porcentaje de consolidación cercano al 95%, una escasa proporción de complicaciones y la recuperación del arco de movimientos del hombro y el codo a pesar de la existencia de un callo vicioso radiológico han permitido la recuperación del tratamiento no quirúrgico de las fracturas del húmero. El yeso colgante y el vendaje tipo Dujarier siguen siendo los métodos ortopédicos de referencia para el tratamiento de una fractura cerrada en un paciente monotraumatizado.

2.7.2. Tratamientos quirúrgicos

El objetivo del tratamiento quirúrgico es la reducción anatómica y una estabilidad primaria que permita una movilización precoz de las articulaciones proximales y distales a la fractura. Existen tres grande subgrupos de tratamiento: el tratamiento a cielo abierto, el tratamiento con foco cerrado y la fijación externa. Todos ellos están expuestos, en grados variables a la infección y a la parálisis radial postoperatoria; además, no siempre evitan la formación de una seudoartrosis:

OSTEOSÍNTESIS A CIELO ABIERTO

La osteosíntesis con placa atornillada es el método más utilizado, en alrededor del 20-30% de los tratamientos quirúrgicos de las fracturas diafisarias del húmero.

OSTEOSÍNTESIS CON UN SOLO TORNILLO

No garantizan la solidez suficiente para evitar la inmovilización postoperatoria.

OSTEOSÍNTESIS CON PLACA E INJERTO ÓSEO O CEMENTO

Se reservan para algunos casos especiales como pérdida de sustancia ósea o tratamiento de las fracturas en focos metastáticos.

OSTEOSÍNTESIS CON FOCO CERRADO

Tanto si se trata de haces de agujas como de clavos ("intramedullary nailing", IMN), estos métodos deben lograr un enclavamiento estático y un contacto óseo máximo.

FIJACIÓN EXTERNA

Se reserva para fracturas importantes, abiertas o complicadas con una lesión vascular. El tiempo medio necesario para la consolidación es de 14 semanas. Este tipo de osteosíntesis se reserva actualmente para las lesiones más graves, en las que el porcentaje de malos resultados en cuanto a la consolidación es importante. Sin embargo, algunos autores proponen la fijación externa como tratamiento de elección para las fracturas de la diáfisis humeral.

Los tratamientos ortopédicos permiten garantizar, en la inmensa mayoría de los casos, la consolidación de las fracturas cerradas de diáfisis humeral a costa de una movilización molesta y complicaciones secundarias mínimas. Sin embargo, las técnicas quirúrgicas siguen estando indicadas, sobre todo en algunos casos particulares, como politraumatismos, fracturas patológicas, o fracturas sobre una prótesis. En estos casos, es necesaria una técnica perfecta y una vigilancia estrecha que, son embargo, no impiden el desarrollo de algunas complicaciones, las más frecuentes de las cuales son las lesiones del nervio radial y las seudoartrosis.

2.7.3. Sistemas de fijación interna en fracturas diafisarias de húmero

En este apartado se presentan los sistemas de fijación interna para reparación de fracturas óseas empleados a lo largo de este estudio. Los principales puntos a desarrollar son: tornillo y placas.

2.7.3.1. Tornillos

Un tornillo es una potente herramienta mecánica capaz de transformar el movimiento de rotación en movimiento lineal. Muchos de los tornillos usados para la reparación de fracturas comparten las siguientes características:

- Un núcleo central que le da rigidez.
- La rosca, que permite el agarre entre el tornillo y el hueso; también convierte la rotación en desplazamiento lineal.
- La punta, que puede ser con o sin filo.
- La cabeza, que permite el agarre con la placa o el hueso.
- Una muesca, para enlazar con el destornillador.

Los tornillos son de diferente forma y tamaño, y sus nombres pueden ser muy confusos. Básicamente, pueden ser designados acorde a diseño, dimensiones, características, área de aplicación, función y mecanismo:

Nombre	Mecanismo
Tornillo de placa *[Plate screw*]	Se aplica una precarga y fricción para crear una fuerza entre la placa y el hueso
Tornillo tirafondo [*Lag screw*]	Un agujero más ancho, permite la compresión entre los fragmentos
Tornillo de alineación [*Position screw*]	Sujeta partes anatómicas en una correcta relación con otra sin compresión
Tornillo de bloqueo [*Locking head screw*]	De uso exclusivo con LCP/ LISS; la rosca en la cabeza del tornillo permite el acoplamiento mecánico con la rosca de la placa y proporciona estabilidad angular
Tornillo de fijación interna *[Interlocking screw*]	Engancha un clavo intramedular al hueso para mantener la longitud, el alineamiento y la rotación
Tornillo de anclaje [*Anchor scr*ew]	Un punto de fijación es usado para anclar cable o una fuerte estructura
Tornillo de tracción-compresión *[Push-pull screw]*	Un punto temporal de fijación es usado para reducir la fractura con compresión

Nombre	Mecanismo
Tornillo convencional [*Reduction screw*]	Los tornillos convencionales son usados a lo largo de la placa para atraer los fragmentos hacia la placa; el tornillo debe ser removido una vez se haya alineado el fragmento
Tornillo de respaldo *[Poller screw]*	El tornillo es usado de respaldo para reorientar un clavo intramedular

Tabla 2.5. Funciones de los tornillos. Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas, 2002.

Las dimensiones más usadas tanto de tornillos corticales como esponjosos son las siguientes:

Tipo de tornillo	Diámetro exterior de la rosca del tornillo	
	Fragmentos fracturados largos	Fragmentos fracturados cortos
Tornillo cortical	4,5 mm	3,5 mm
Tornillo esponjoso	6,5 mm	4,0 mm

Tabla 2.6. Tipología de tornillos. (Ruedi, 2002).

APRIETE DEL TORNILLO Y PAR DEL DESTORNILLADOR

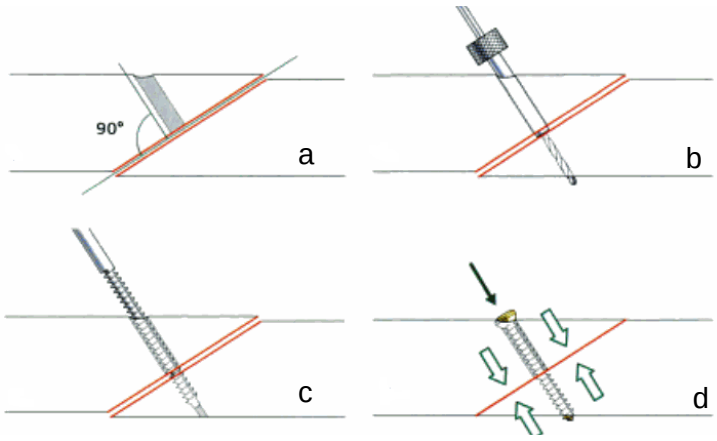


Fig. 2.41. Compresión interfragmentaria mediante tornillo cortical tirafondo de 4,5 mm. (Ruedi, 2002).

a) Reducción anatómica de la fractura. El taladro es un poco más ancho que el diámetro de la rosca del tornillo. Es taladrado a 90 (grados) del plano de la fractura.

b) Se introduce la guía para realizar el taladro en la parte complementaria. Este tendrá el diámetro del núcleo del tornillo. Se realiza el agujero piloto o de sujeción.

c) Se crea la rosca en el agujero piloto. Esto crea un agujero perfectamente adaptado a la rosca del tornillo. Este paso se omite si se trata de un tornillo autorroscante.

d) A medida que el tornillo se inserta, la cabeza enlaza cerca de la cortical y se origina una precarga. Finalmente, el tornillo crea la compresión en la zona de la fractura (compresión interfragmentaria).

El problema del apriete surge cuando el cirujano aprieta el tornillo hasta el punto que considera oportuno y este llega a un límite próximo al límite de deformación de la rosca. Debido a que el tornillo produce una fuerte fuerza axial, no tiene sentido apretar el tornillo lo máximo posible. Además, cuando la fuerza de sujeción del tornillo se logra completamente por precarga, existe una pequeña fuerza adicional para aportar la carga funcional.

Actualmente, el cirujano es formado para aplicar 2/3 del máximo par posible en tornillos tirafondo. Este principio de aplicación debería servir de guía para el cirujano para aplicar la fuerza de compresión adecuada; esto no se logra aplicando la máxima fuerza axial posible.

Con respecto a los tornillos roscados en la cabeza y el apriete en placas LCP y LISS, un destornillador con limitador de par debe ser usado para prevenir que se atasque porque las propiedades mecánicas del tornillo y de la placa son constantes. Sin embargo, esta herramienta no es usada cuando se trata de tornillos convencionales debido a que las características óseas varían según el paciente.

2.7.3.2. Placas

La osteosíntesis con placas, que proporciona una fijación rígida, sigue teniendo todavía un lugar importante en el tratamiento de fracturas. Las fracturas que afectan a las articulaciones se estabilizan mucho mejor mediante una fijación rígida interna, que se realiza habitualmente con placas. En estas fracturas, la reducción anatómica es esencial y no deseable la formación de un callo abundante.

PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA (DCP)

El diseño de los agujeros permite la compresión axial mediante la inserción de un tornillo excéntrico. La placa funciona de diferentes formas: compresión, neutralización, como tirante o como sostén.

La placa DCP dispone de tres tamaños para huesos grandes y pequeños:

- La DCP ancha de 4,5 para fracturas de fémur y, excepcionalmente, del húmero. Se usa con tornillos para cortical de 4,5 mm, tornillos de vástago liso de 4,5 mm y tornillos de esponjosa de 6,5mm.

- La DCP estrecha de 3,5 para fracturas de tibia y húmero. Se usa con tornillos para cortical de 3,5 mm, tornillos de vástago liso de 3,5 mm y tornillos de esponjosa de 4 mm.

- La DCP de 3,5 para fracturas de antebrazo, peroné, pelvis y clavícula.

Hay dos guías de perforación para la DCP, una con un agujero excéntrico (compresión) con collar dorado, y otra con un agujero concéntrico (neutro) con collar verde para cada tamaño de placa y tornillo.

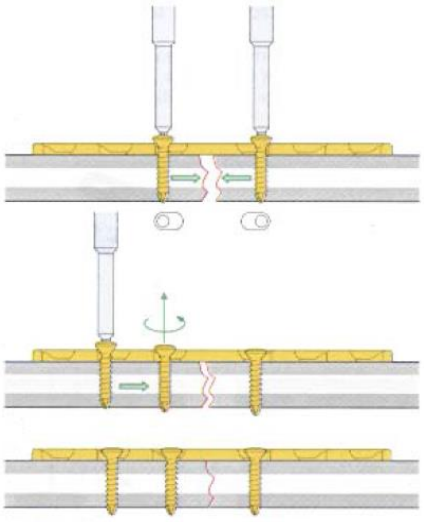


Fig. 2.42. Compresión dinámica. (Ruedi, 2002).

PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA DE CONTACTO LIMITADO (LC-DCP)

Representa un nuevo avance de la DCP. Se han cambiado varios elementos del diseño, y la placa se fabrica tanto en acero inoxidable como en titanio puro. La zona de contacto placa-hueso se reduce enormemente debido al diseño. Dicho diseño facilita el moldeado evitando la tendencia a doblarse por la zona de los agujeros.

Los agujeros de la placa tienen forma simétrica, por lo que el principio de la autocompresión es posible en las dos direcciones. Esto permite la compresión en varios niveles. Los tornillos están regularmente distribuidos a lo largo de toda la placa, lo que añade versatilidad a su aplicación. A diferencia de la DCP, la LC-DCP tiene una rigidez más uniforme a lo largo de la placa, sin el riesgo de doblarse por los agujeros de los tornillos.

Por otro lado, la LC-DCP posee una estructurada superficie interior para limitar el contacto entre la placa y el hueso y la uniforme distribución de los agujeros de toda la placa.

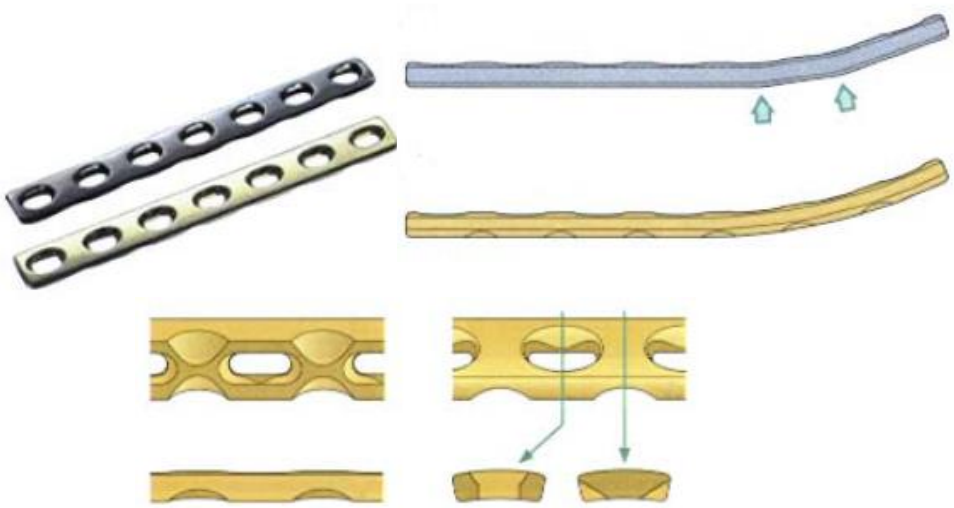


Fig. 2.43. Diferencias entre DCP y LC-DCP. (Ruedi, 2002).

Como en el caso de la DCP, los tornillos pueden ser colocados en diferentes posiciones: de compresión, neutra y de soporte. Para facilitar su inserción, hay dos guías de perforación para la LC-DCP diseñadas para cada una de las placas de 3,5 y 4,5, además de la guía de perforación universal de la LC-DCP. Esta guía LC-DCP, con muelle de perforación, permite la colocación de la broca en posición neutra o excéntrica en el agujero de la placa.

LOCKING COMPRESSION PLATE (LCP)

La placa LCP mezcla la tecnología del tornillo de bloqueo con las técnicas convencionales de placas proporcionando estabilidad angular y compresión. En caso de fracturas metafisarias, fracturas conminutas o hueso osteoporótico, los resultados clínicos pueden ser mejorados debido a la estabilidad angular que es proporcionada por la conexión tornillo-placa.

Dispone de orificios con forma de 8, formados en realidad por dos agujeros cuyos centros no son coincidentes. Uno de los agujeros tiene la geometría apropiada para la inserción de un

tornillo cortical estándar, mientras que el otro es de geometría cónica con rosca para permitir la inserción de un tornillo de bloqueo.

Se puede elegir entre compresión y estabilidad angular fija con tornillos convencionales o tornillos de bloqueo, aportando al sistema:

- Compresión interfragmentaria o compresión dinámica axial.
- Estabilidad angular entre la placa y el tornillo con una sujeción favorable en huesos osteoporóticos y fracturas con múltiples fragmentos.
- El periostio no sufre.
- La estabilidad placa-tornillo hace que el riesgo de pérdida de reducción primaria y secundaria sea menor, incluso cuando se soportan grandes cargas dinámicas.
- Los fragmentos son fijados en una posición reducida a la misma vez que se fija el tornillo.

Fig. 2.44. Locking Compression Plate (LCP). (AO Foundation Website, 2014).

2.7.3.3. Elemento para bloqueo de tornillos

Tal y como se menciona en el Capítulo 1, se realizará la adición de una serie de elementos para la fijación de tornillos llamados SLE (*Screw Locking Element*) para la mejora de la rigidez del sistema.

Los SLEs son piezas diseñadas en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria y están especialmente concebidas para proporcionar un agarre de calidad a los tornillos estándar sobre huesos osteoporóticos **[Yánez, 2009].**

Actualmente, los SLEs se fabrican en dos materiales biocompatibles: el polímero *polyether ether ketone*, más conocido como PEEK y acero quirúrgico AISI 316L.

Los SLEs actúan a modo de tuerca sobre los tornillos estándar. Así, se sitúan tras la segunda cortical ósea, de manera que el tornillo, una vez ha atravesado el hueso por completo, hace rosca en ellos. Esto permite ejercer un mayor par de apriete en los tornillos permitiendo

distribución de tensiones en la segunda cortical sobre un área más amplia, lo que limita la aparición de concentradores de tensión.

En caso de fallo de la rosca del tornillo sobre el hueso, los SLEs siguen impidiendo el movimiento del tornillo por hacer presión contra el hueso y por tener un área que evita la penetración de los elementos de bloqueo en el hueso.

Mediante el uso de los SLEs, se puede aumentar la estabilidad y resistencia a *pull-out* del sistema compuesto por la placa de osteointegración DCP y los tornillos corticales AO/ASIF **[Yánez et al., 2011].** Sin embargo, en este Trabajo de Fin de Grado, se combinará el SLE con el sistema de placas LCP y sin tornillos de bloqueo (*Locking Head Screw)*, simulando así el comportamiento de una placa DCP.

Para asegurar la colocación de los SLEs, sin tener que realizar otra incisión en la zona opuesta a la de la placa durante la intervención quirúrgica, se ha desarrollado un instrumento específico para tal fin **[Yánez et al., 2011].**

Fig. 2.45. SLE (*Screw Locking Element*). (DIM, 2014).

CAPÍTULO

3

Materiales y métodos

3.1. Introducción

En este capítulo se procede a explicar el proceso llevado a cabo para realizar las simulaciones. Se comenzará por el modelado a ordenador de todos los componentes necesarios para definir cada caso a simular.

A continuación, se importarán dichos modelos al programa de cálculo por el Método de Elementos Finitos (*Finite Elements Method*, *FEM*), donde se procederá con el preprocesador.

Finalmente, una vez establecidas las condiciones de cada escenario, se procederá con la ejecución del cálculo de cada modelo, fase también definida como procesador.

3.2. Ordenador

Para llevar a cabo las tareas de modelado del sólido, preproceso, y postproceso, el equipo utilizado tiene las siguientes características:

- Procesador: Intel® Core ™ i7-3520M de doble núcleo a 2,9 GHz con 4MB de caché L3 (hasta 3,6 GHz con Turbo Boost).
- Memoria RAM: 8,00 GB de memoria SDRAM DDR3 a 1600 MHz.
- Disco duro: 750 GB a 5400 rpm.
- Tarjeta gráfica: Intel® HD Graphics 4000 con 1024 MB de memoria compartida.
- Sistema operativo: Microsoft ® Windows 8.1

Para la fase intermedia, el procesador, se han utilizado dos equipos cuyas características son:

Equipo 1:

- Procesador: Intel® Core ™ i7-3520M de doble núcleo a 2,9 GHz con 4MB de caché L3 (hasta 3,6 GHz con Turbo Boost).
- Memoria RAM: 8,00 GB de memoria SDRAM DDR3 a 1600 MHz.
- Disco duro: 750 GB a 5400 rpm.
- Tarjeta gráfica: Intel® HD Graphics 4000 con 1024 MB de memoria compartida.
- Sistema operativo: Microsoft ® Windows 8.1

Equipo 2:

- Procesador: Intel® Xeon ™ X5550 de doble núcleo a 2,67 GHz con 8MB de caché L3.
- Memoria RAM: 60,00 GB de memoria DIMM a 1333 MHz.
- Disco duro 1: 465 GB SSD (*Solid State Drive*).
- Disco duro 2: 931 GB a 7200 rpm.
- Disco duro 3: 931 GB a 7200 rpm.
- Tarjeta gráfica: Nvidia ® Quadro FX 1800 con 768 MB GDDR3.
- Sistema operativo: Microsoft ® Windows 8.1

3.3. Fuerzas asociadas al húmero durante la abducción

Se procede a estudiar la información sobre los músculos que actúan en el húmero durante el movimiento de abducción hasta los 90°, obtenida mediante el programa AnyBody®, especificando las coordenadas y radios de acción de cada uno de los vectores que actúan en dicho movimiento.

AnyBody® permite realizar un análisis dinámico inverso, pudiendo exportar dichos datos a modelos computacionales. La fuerza de reacción (*Ground Reaction Force*), el centro de presión del cuerpo humano (*Centre of Pressure*) y los datos cinemáticos son medidos con sensores y luego importados al modelo. Finalmente, es posible hallar las fuerzas de los músculos gracias a dicho método **[Cao et al., 2013]**

Dispone de un complemento llamado *AnyToFeConverter*, que permite exportar a programas de cálculo la inserción de los músculos del sistema elegido, la magnitud de sus fuerzas según el movimiento deseado y el radio de acción de las mismas, además de otros múltiples factores.

Diversos autores utilizan este programa para realizar sus investigaciones basándose en el sistema del hombro desarrollado por Van Der Helm et al. **[Lemieux et al., 2012; Sins et al., 2012; Van**

Der Helm et al., 1992; Van Der Helm et al., 1994; Van Der Helm et al., 1995; Van Der Helm et al., 1996; Damsgaard et al., 2006; Ritter, 2006].

Para ello, el Comité de Estandarización y Terminología de la Sociedad Internacional de Biomecánicos (*Standardization and Terminology Committee (STC) of the International Society of Biomechanics*) propuso la definición de un sistema de coordenadas para, el codo, la muñeca y la mano. Para cada una de las partes se generó un sistema local de coordenadas **[Wu et al., 2005]**.

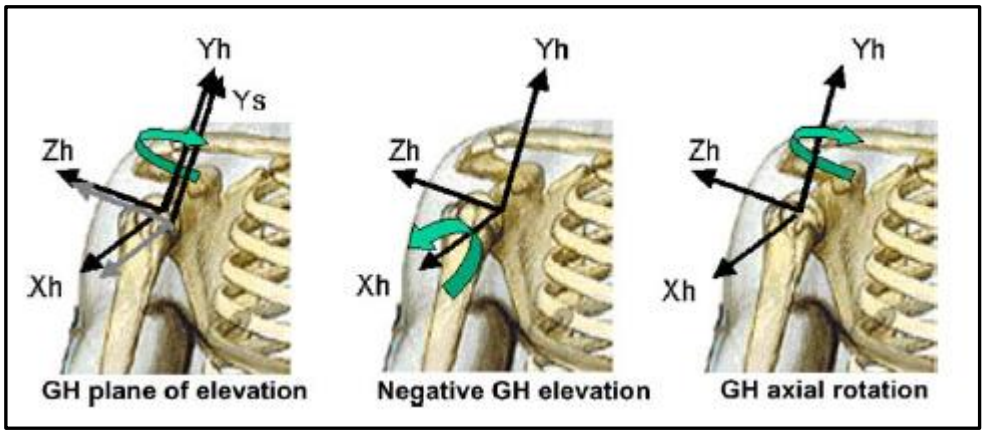


Fig 3.1. Sistema de coordenadas del húmero y definición de los movimientos glenohumerales (GH) (Wu et al., 2005).

Dicho sistema de coordenadas locales se ha utilizado durante todo este Trabajo de Fin de Título. Está situado en la zona glenohumeral, en la cápsula articular del húmero proximal.

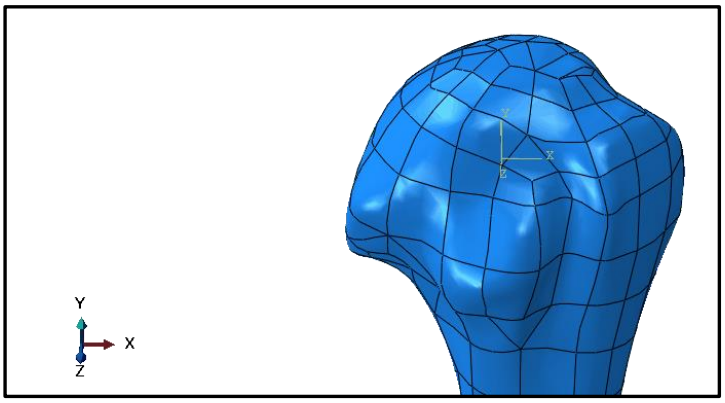


Fig 3.2. Sistema de coordenadas locales del húmero estandarizado y exportado al programa de cálculo.

La posición más desfavorable durante la abducción es cuando se alcanzan los 90°, activándose los siguientes músculos **[Van der Helm, 1991]**:

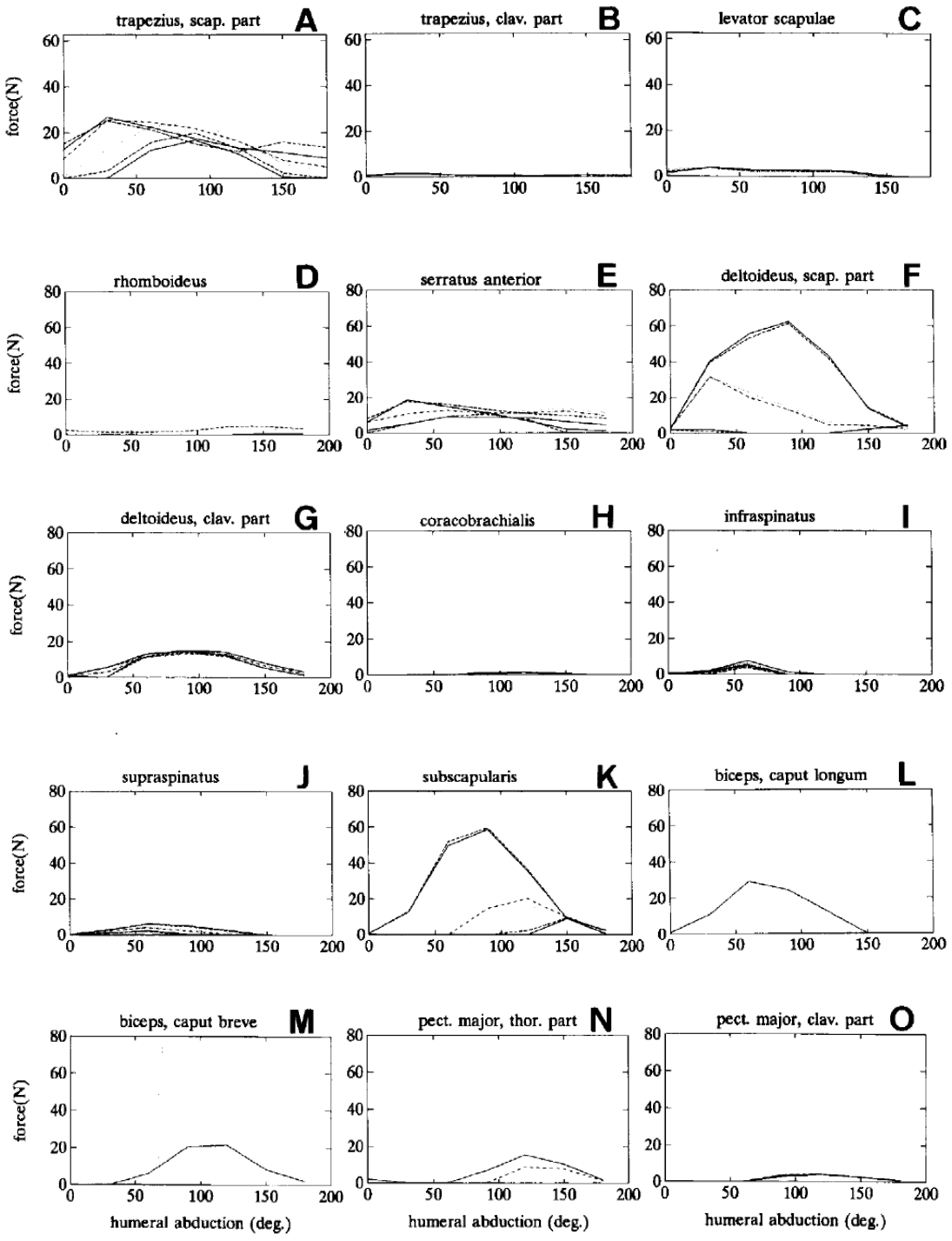


Fig 3.3. Fuerza de los músculos durante el movimiento de abducción de hasta los 180 grados.

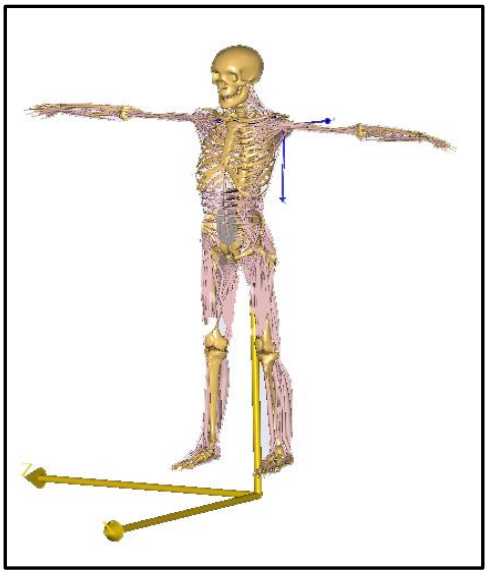


Fig 3.4. Detalle de la postura ensayada en el AnyBody®. Se puede observar tanto el sistema de coordenadas locales, como el global.

Una vez realizado el análisis, se agruparon en conjuntos musculares aquellos músculos que poseían las mismas coordenadas de inserción y mismo radio de acción:

Conjuntos musculares	Designación	Coordenadas (x, y, z) (m)	Radio (m)
Conector de la articulación del músculo deltoide	C1	26.521E-03,-122.691E-03,-5.18E-03	0,010811
Reacción de la conexión del músculo deltoide			
Deltoideo Escapular			
Reacción de la articulación glenohumeral	RG	-31.608E-03,4.761E-03,-20.92E-03	0,015
Reacción de la articulación del codo	C2	-3.673E-03,-354.134E-03,11.444E-03	0,010278
Reacción de la articulación distal del húmero			
Bíceps Brachii	BB	12.877E-03,-5.56E-03,19.198E-03	0,011231
Infraspinatus	I	36.64E-03,12.562E-03,-1.906E-03	0,015
Subscapularis	SS	13.715E-03,-12.22E-03,-39.043E-03	0,011231
Supraspinatus	SP	-2.197E-03,-11.336E-03,26.936E-03	0,015

Conjuntos musculares	Designación	Coordenadas (x, y, z) (m)	Radio (m)
Carpi Radialis Brevis	C4	12.706E-03,-334.393E-03,-18.621E-03	0,011322
Carpi Ulnaris			
Carpi Radialis	C5	-42.923E-03,-325.12E-03,-3.912E-03	0,015777
Digitorum Superficialis Digiti			
Palmaris Longus			
Anconeus	A	12.503E-03,-312.54E-03,-21.476E-03	0,018402
Brachioradialis	B	22.628E-03,-275.384E-03,-9.201E-03	0,015
Coracobrachialis_1	CB1	-16.151E-03,-146.105E-03,-757.E-06	0,010787
Coracobrachialis_2	CB2	-16.151E-03,-151.105E-03,-757.E-06	0,010248
Coracobrachialis_3	CB3	-16.151E-03,-156.105E-03,-757.E-06	0,011753
Coracobrachialis_4	CB4	-16.151E-03,-161.105E-03,-757.E-06	0,010535
Coracobrachialis_5	CB5	-16.151E-03,-166.105E-03,-757.E-06	0,011323
Coracobrachialis_6	CB6	-16.151E-03,-171.105E-03,-757.E-06	0,010798
Carpi Radialis Longus	CRL	29.947E-03,-302.938E-03,-18.46E-03	0,013
Digiti Minimi	DM	20.855E-03,-326.936E-03,-19.583E-03	0,010075
Teres Pronator_1	TP1	19.807E-03,-320.929E-03,-20.923E-03	0,010719
Teres Pronator_2	TP2	19.807E-03,-315.929E-03,-20.923E-03	0,010947
Tríceps Lateral_1	TL1	6.981E-03,-50.535E-03,-26.724E-03	0,01517
Tríceps Lateral_2	TL2	6.981E-03,-55.535E-03,-26.724E-03	0,01706
Tríceps Medial_1	TM1	-9.764E-03,-106.908E-03,11.29E-03	0,012846
Tríceps Medial_2	TM2	-9.764E-03,-111.908E-03,11.29E-03	0,011904

Tabla 3.1. Coordenadas de inserción de los músculos exportadas del programa *AnyBody*®.

3.4. Obtención del modelo computacional del húmero

En este apartado se explica el proceso llevado a cabo para crear el modelo virtual del húmero a partir de un modelo realizado en materiales de propiedades similares a las óseas, respetando la geometría y las partes del elemento. Dicho modelo se ha comprado a la empresa *Sawbones* ® y es objeto de estudio de este Trabajo de Fin de Título.

3.4.1. Huesos de composite

El comportamiento biomecánico del hueso resulta extremadamente complejo debido a su carácter heterogéneo, anisótropo y viscoelástico. Es por ello por lo que se usa el composite.

Los materiales formados por composite son sólidos que contienen dos o más constituyentes materiales o fases en una escala mayor que la atómica. También ofrecen una amplia variedad de ventajas con respecto a los materiales homogéneos. Es por ello por lo que se usan en numerosas aplicaciones en la biomecánica. **[Lake et al., 2000].**

Empresas como *Sawbones* ® han conseguido elaborar un composite de propiedades similares a la del hueso humano, siendo éstas usadas en el Trabajo de Fin de Título**.**

Fig 3.5. Modelo adquirido de *Sawbones*®.

3.4.2. Modelo digital

Para la obtención de una réplica exacta del modelo a ensayar, se partieron de tomografías computerizadas (CT) realizadas por la sección de radiología del Hospital Perpetuo Socorro (Las Palmas de Gran Canaria), en formato *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)*. A continuación se expone el proceso según el programa utilizado y el orden seguido. Dicho proceso se realizó tanto para la cortical, como la trabecular:

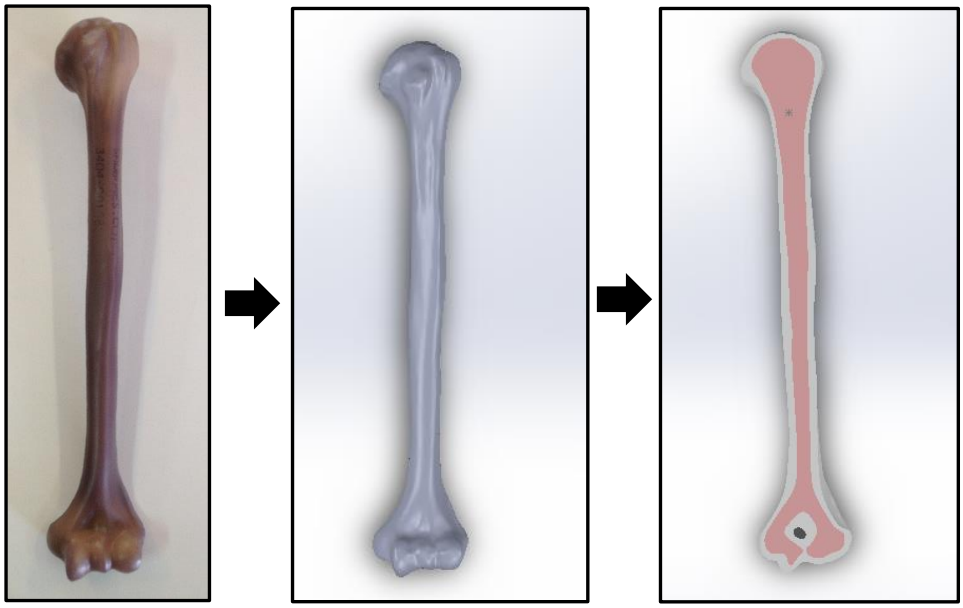


Fig 3.6. Resumen del proceso seguido para la obtención del modelo CAD.

DOCTOR-3D

Donde se volcaron todas las series en formato *DICOM* y aplicando la técnica de segmentación automática, se obtuvo una corteza en 3D en formato *STL (STereoLitography)*.

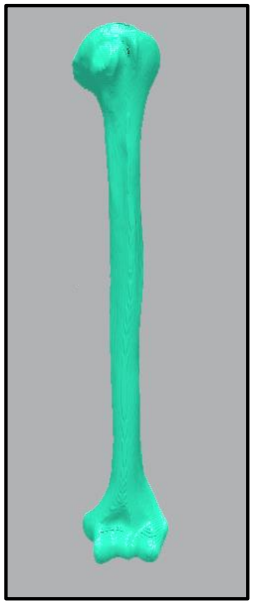


Fig 3.7. Corteza obtenida a partir del *DICOM* guardada en formato *STL*.

GEOMAGIC STUDIO

En este programa se llevó a cabo la reparación de la corteza y el refinado de la misma, exportando el archivo en formato *OBJ (Wavefront)* para que fuera compatible con el *SolidWorks*®.

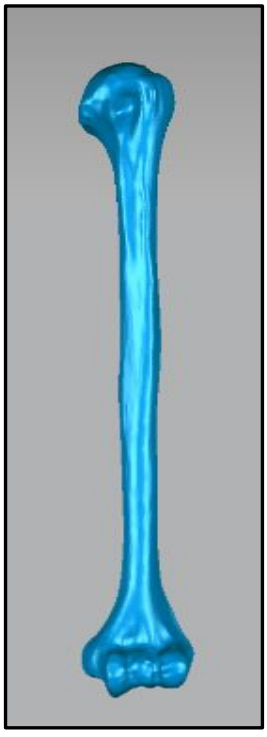


Fig 3.8. Corteza reparada y suavizada en Geomagic Studio®.

SOLIDWORKS

Una vez importada, la corteza debe convertirse en un sólido. Con el asistente de importación de este programa se consiguió el modelo en 3D. Finalmente, con operaciones booleanas, se consiguió crear la corteza de espesor variable que conforma el hueso cortical.

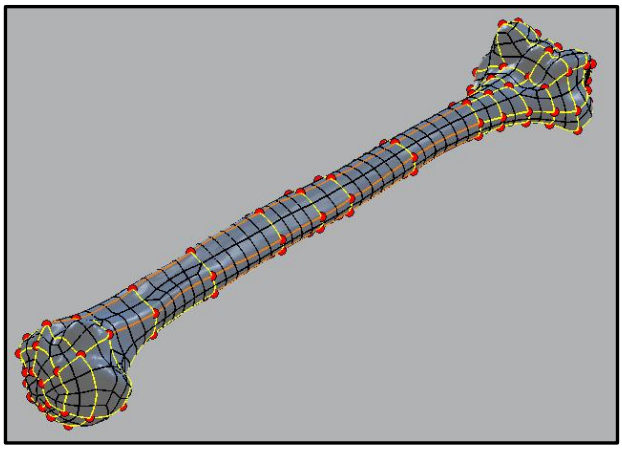


Fig 3.9. Conversión de corteza a sólido del húmero en *SolidWorks*®.

Para introducir la cortical y la trabecular, realizar la fractura del hueso y el acoplamiento de la placa, los tornillos y los SLEs, se creó un ensamblaje que se guardó en formato *Parasolid (x_t)*, formato sencillo de importar en el programa *Abaqus® CAE***.**

ABAQUS CAE

Finalmente, en este programa se estableció todo lo referente al pre-procesado, procesado y post-procesado.

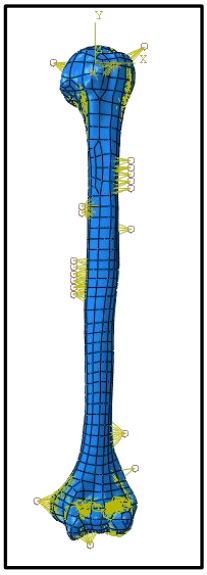


Fig 3.10. Modelo de hueso sano listo para ensayar en *Abaqus*®.

3.5. Modelado mediante software CAD (Computer-aided design)

Cada una de las piezas ha sido modelada mediante software de diseño asistido por ordenador (*SolidWorks*® 2014) a excepción del modelado del húmero, cuya forma tuvo que ser extraída previamente de las tomografías. Por último, se creó un ensamblaje para cada caso, ensamblaje que se exportó al programa de cálculo mediante FEM (*Abaqus*® CAE 6.13).

3.5.1. Tornillos

Se modelaron dos tipos de tornillo: un tornillo de bloqueo y un tornillo de cortical. Ambos se han modelado como cilindros sin rosca, con un diámetro de 4,5 mm.

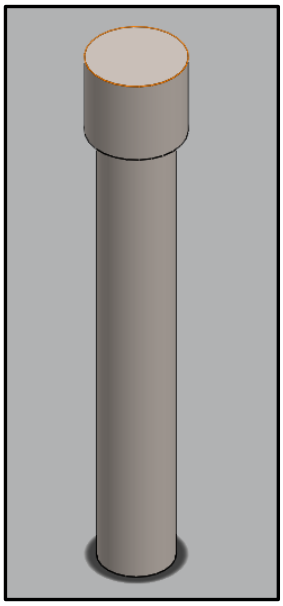


Fig 3.11. Modelo 3D del tornillo de bloqueo de 4,5mm (liso) para LCP.

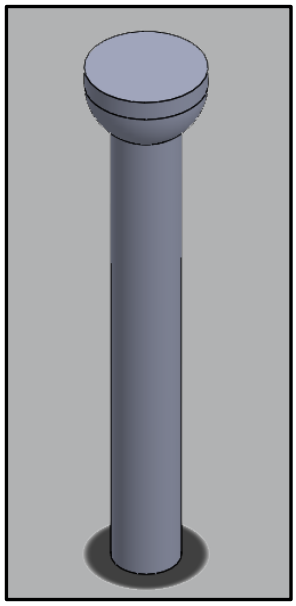


Fig 3.12. Modelo 3D del tornillo cortical de 4,5mm (liso) para LCP.

3.5.2. Placas

En ambos casos, se ha escogido la geometría de una placa LCP de 8 agujeros realizada a partir de un modelo real. La diferencia estriba en que, para la simulación del comportamiento de una placa DCP, el alojamiento del tornillo de la placa LCP se ha modificado.

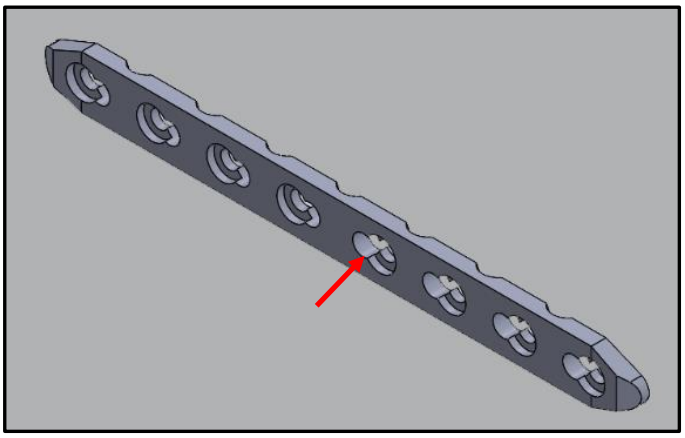


Fig 3.13. Modelo de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de bloqueo.

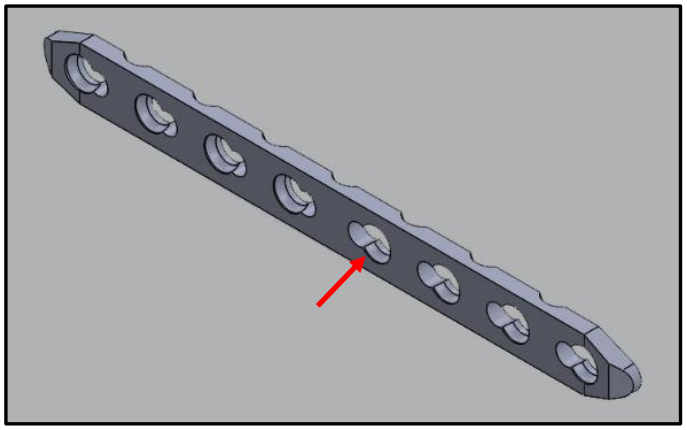


Fig 3.14. Modelo de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de cortical.

3.5.3. Hueso

Se reprodujo la geometría equivalente del hueso comprado en *Sawbones®, Suecia, Europa*, para su simulación posterior con el programa de cálculo. Dicho hueso está fabricado de un composite que simula las propiedades del hueso sano humano. Se pueden apreciar dos secciones al realizar un corte transversal al modelo sintético: una que simula el hueso cortical y otra, el hueso trabecular. **[Imagen de la sección hecha en SW del hueso sano]**

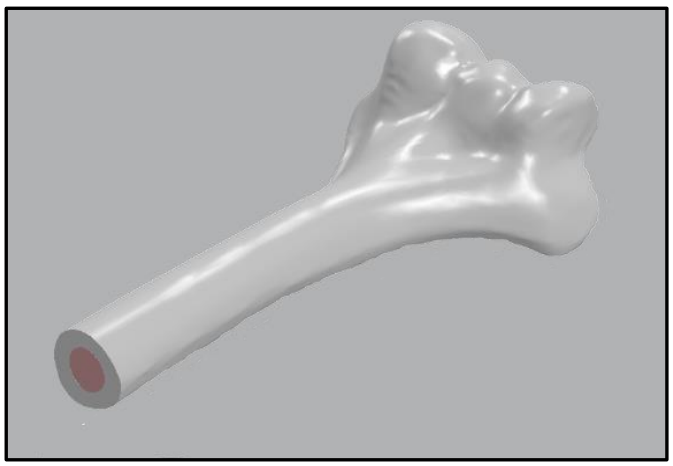


Fig 3.15. Modelo 3D del hueso *Sawbones*® (cortical en blanco y trabecular en rosa).

3.5.4. SLE

Los elementos de bloqueo de los tornillos que se representaron, tienen un tamaño de 11x11x4,5mm.

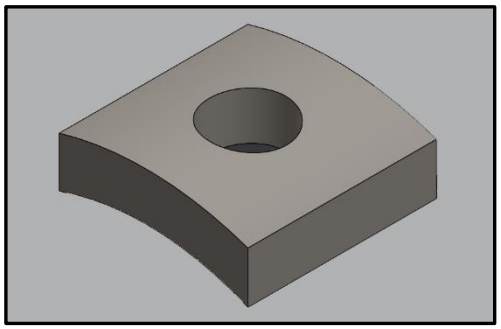


Fig 3.16. Modelo 3D del SLE de 11x11x4,5mm simplificado para cálculos.

3.5.5. Ensamblaje

Cada uno de los elementos se colocaron en su posición en un ensamblaje mediante el programa *SolidWorks*®, realizando las operaciones necesarias para crear cada uno de los casos a resolver.

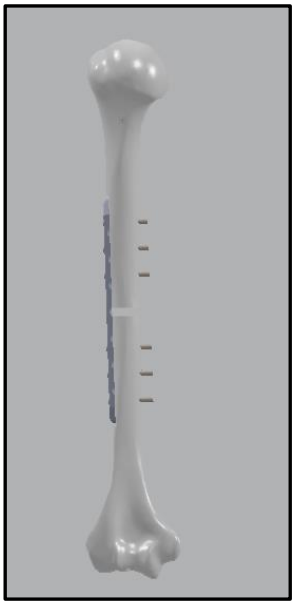


Fig 3.17. LCP

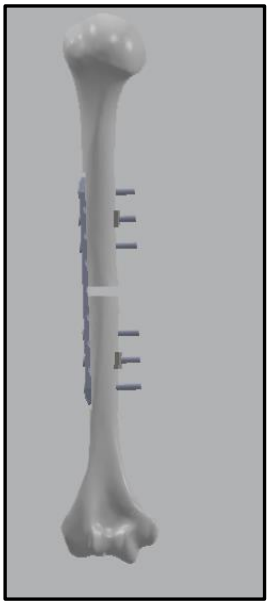


Fig 3.18. DCP + 2SLEs

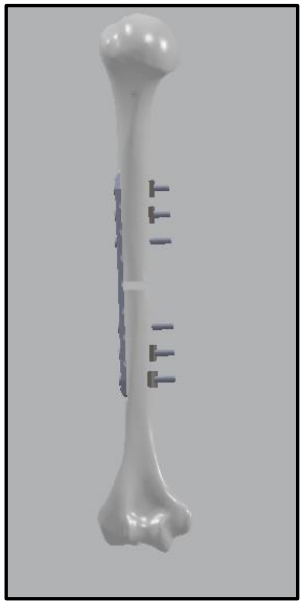


Fig 3.19. DCP + 4SLEs

3.6. Método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos es el más utilizado para la resolución del problema tenso-deformacional. Este método comenzó a emplearse en la década de los 60, en problemas de ingeniería civil y aeroespacial, con estructuras que presentaban geometrías extrañas, modos de carga complejos y estaban compuestas de varios materiales. Sin embargo, ha sido en los últimos años en los que el uso del método se ha generalizado, gracias al proceso de mejora de las características de los ordenadores, que permiten manejar enormes cantidades de datos y realizar miles de operaciones en cortos períodos de tiempo.

La resolución del problema mediante este método parte de una división del modelo en un conjunto de elementos. El conjunto organizado de dichos elementos se denomina malla de elementos finitos. En función del modelo utilizado, los elementos pueden ser bi o tridimensionales. Los elementos de la malla se encuentran conexionados entre sí a través de unos puntos característicos denominados nodos.

Para determinar de forma unívoca la geometría de los elementos a partir de sus nodos se utilizan funciones, generalmente polinómicas, que se denominan funciones de forma y que mejoran la precisión de las soluciones a medida que aumenta el orden del polinomio, aunque aumenta también la complejidad del problema matemático. Posteriormente se expresan las deformaciones del elemento en función de los desplazamientos de los nodos, que definen dicho elemento mediante las ecuaciones que se denominan de compatibilidad. A continuación, se relacionan las tensiones en los elementos con las deformaciones, mediante las ecuaciones de comportamiento del material y, por último, imponiendo al sistema las condiciones de equilibrio mecánico estático se llega a un sistema de ecuaciones con los desplazamientos de los nodos como incógnitas. De la resolución de dicho

sistema de ecuaciones se obtienen los desplazamientos en los nodos y, por sustitución, las deformaciones y las tensiones en los elementos.

A continuación se explican las bases del método de elementos finitos desarrollando como ejemplo el caso de tensión plana. Con el fin de clarificar la notación, en lo sucesivo, los vectores se representarán así { } y las matrices así [ ]:

Para comenzar, se divide el modelo plano en una malla de elementos finitos bidimensionales.

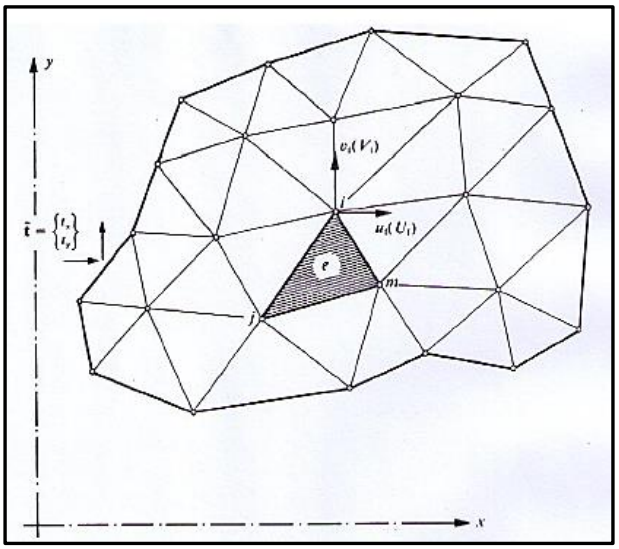


Fig 3.20. Malla de elementos finitos en tensión plana.

La idea clave del Método de los Elementos Finitos, consiste en suponer que el vector $\{u\}$ puede escribirse a partir del vector $\{a^e\}$; es decir, que los desplazamientos de cualquier punto del interior del elemento dependen, sólo y exclusivamente, de los desplazamientos de los nodos de dicho elemento:

$$\{u\} = \Big[[N_i\ (x,y)], \big[N_j\ (x,y)\big], [N_k\ (x,y)]\Big]\{a^e\}$$

Este conjunto de matrices $\Big[[N_i\ (x,y)], \big[N_j\ (x,y)\big], [N_k\ (x,y)]\Big]$, son las funciones de interpolación para determinar el campo de desplazamientos en el interior del elemento, y se conocen como funciones de forma del elemento.

Los elementos cuyas funciones de forma son del mismo tipo que las funciones que definen su contorno, se denominan isoparamétricos y son muy utilizados, por sus ventajas, en la convergencia en la resolución de las ecuaciones matemáticas.

Las funciones de forma $\{N_i, N_j, N_m\}$, han de escogerse de forma que al sustituir las coordenadas de los nodos en la ecuación del desplazamiento general de cualquier punto del elemento, se obtengan los correspondientes desplazamientos nodales, es decir:

$$[N_k(x_k, y_k)] = [I]\ para\ k = i, j, k$$

$$[N_k(x_n, y_n)] = [0] \; si \; n \neq k$$

Una vez tenemos los desplazamientos en cualquier punto referenciados a los desplazamientos en los nodos, el paso siguiente es expresar las deformaciones en cualquier punto del elemento en función de los desplazamientos. De forma matricial esta relación se puede escribir:

$$\{\varepsilon\} = [L] \cdot \{u\}$$

En el caso de tensión plana, la teoría de la elasticidad nos da la matriz [L], pues los desplazamientos están relacionados con las deformaciones a través de la expresión:

$$\varepsilon^e = \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dfrac{\partial u}{\partial x} \\ \dfrac{\partial v}{\partial y} \\ \dfrac{\partial u}{\partial x} + \dfrac{\partial v}{\partial y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dfrac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \dfrac{\partial}{\partial y} \\ \dfrac{\partial}{\partial x} & \dfrac{\partial}{\partial y} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}$$

Si sustituimos los desplazamientos de cualquier punto del elemento en función de los nodales en la ecuación tendremos:

$$\{\varepsilon\} = [L]\{u\} = [L][N]\{a^e\} = [B]\{a^e\}$$

Es interesante comentar que si se eligen las funciones de forma lineales, es decir, que los desplazamientos de cualquier punto se relacionan con los desplazamientos en los nodos siguiendo una ley lineal, las deformaciones serán constantes en todo el elemento, pues los elementos de la matriz $[L]$ son derivadas de primer orden y, por tanto, los elementos de la matriz $[B]$ son constantes en todo el elemento.

Las expresiones anteriores implican las condiciones de compatibilidad de desplazamientos para el elemento. El paso siguiente es expresar las tensiones en cualquier punto del elemento $\sigma = \{\sigma_x, \sigma_y, \tau_{xy}\}$ en función de las deformaciones, mediante las denominadas ecuaciones de comportamiento del material. Dicha relación en forma matricial se puede escribir:

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\} = [D][B]\{a^e\}$$

Siendo [D] una matriz de elasticidad que contiene la información del comportamiento del material.

Si el material es isótropo, la ley de Hooke generalizada en el caso de tensión plana nos proporciona la matriz [D], ya que:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} = \frac{E}{1-\nu^2} \cdot \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \dfrac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix}$$

Por último, se plantean las condiciones de equilibrio estático en el elemento. Un elemento "e" estará en equilibrio estático cuando se cumpla la relación matricial:

$$\{F^e\} = [K^e]\{a^e\}$$

Donde $\{F^e\}$ representa el vector de las fuerzas nodales que actúan sobre el elemento y $[K^e]$ representa la matriz de rigidez del elemento.

Del sistema de ecuaciones anterior se conocen las fuerzas externas aplicadas sobre el modelo, que constituyen las llamadas condiciones de contorno de cargas, y las restricciones de desplazamientos de algunos nodos (entre ellos los apoyos) que constituyen las condiciones de contorno de desplazamientos. Por tanto, las únicas incógnitas del sistema de ecuaciones son los desplazamientos de los nodos.

De la resolución del sistema de ecuaciones se obtienen los desplazamientos nodales y, a partir de estos, por sustitución inversa, las deformaciones y las tensiones en los elementos del modelo.

3.7. Preprocesador: software de cálculo por elementos finitos

Se ha empleado el Abaqus® CAE como software de elementos finitos para llevar a cabo las simulaciones de los diversos casos.

3.7.1. Propiedades de los materiales

Para llevar a cabo los ensayos, se han utilizado los siguientes valores a compresión: para el hueso cortical y hueso trabecular, se utilizaron las propiedades mecánicas establecidas por los fabricantes. Por otro lado, para las placas y los tornillos se utilizó el mismo material, AISI 316L.

	Hueso cortical	**Hueso trabecular**	**AISI 316L**
Módulo de Young, E [GPa]	17	0,155	189,6
Módulo de Poisson, υ	0,3	0,3	0,28
Densidad, ρ [g/cm^3]	1,64	0,320	-

Tabla 3.2. Propiedades del hueso de composite por *Sawbones*®.

Para llevar a cabo la comparación en los ensayos, se apuntaron los límites de rotura de los siguientes materiales:

	Hueso cortical	Hueso Trabecular	AISI 316L
Límite de rotura, σ_R[MPa]	160	-	540

Tabla 3.3. Límite último de los materiales utilizados (Davis, 2003)

Se compararon los valores del modelo sintético con los valores de resistencia máxima y módulo elástico del hueso cortical humano para los distintos tipos de ensayos mecánicos del hueso cortical. **[Caerio et al., 2013; Reilly et al., 1974; Burnstein et al., 1976; Cezayirlioglu et al., 1985; Keller et al., 1990; Cuppone et al., 2000].**

Ensayos de compresión	Resistencia [MPa]	167 – 213
	Módulo de Young, E [GPa]	14,7 – 34,3
Ensayos de tracción	Resistencia [MPa]	107 – 170
	Módulo de Young, E [GPa]	11,4 – 29,2
Ensayos de flexión	Resistencia [MPa]	103 238
	Módulo de Young, E [GPa]	9,8 – 15,7
Ensayos de torsión	Resistencia [MPa]	65 – 71
	Módulo de Young, E [GPa]	3,1 – 3,7

Tabla 3.4. Tabla comparativa con los datos de las propiedades materiales del hueso cortical en diversos ensayos experimentales.

3.7.2. Malla

El tipo de elemento en todos los ensayos es el C3D10, un tetraedro lineal de 10 nodos. Dicho elemento se aplicó de forma global a cada una de las partes del ensamblaje.

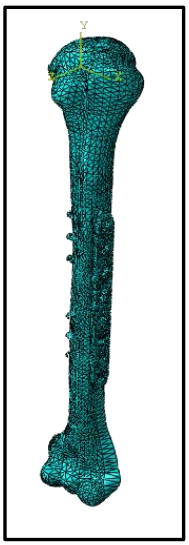


Fig 3.21. Detalle del mallado del conjunto formado por el huso fracturado y la placa LCD con elementos C3D10.

Para comprobar que la diferencia entre resultados no era superior al 5%, se realizó un estudio de convergencia sobre el hueso sano, aumentando el tamaño de la malla un total de 5 veces. Los resultados para el hueso cortical son:

Ensayo	Tamaño del elemento (m)	Nº Elementos	D (z) [m]	Diferencia (%)
1	0,006	23627	0,00014079	-
2	0,005	35055	0,00014186	0,75
3	0,004	42680	0,000141273	0,42
4	0,003	72994	0,000139488	1,28
5	0,002	168353	0,000140403	0,65
6	0,001	476829	0,000142503	1,47

Tabla 3.5. Resultados del estudio de convergencia en el modelo de hueso cortical.

Con respecto a la placa y a los tornillos, el tamaño global del elemento empleado fue de 0,002 m, para mayor exactitud, y así evitar problemas con otras superficies.

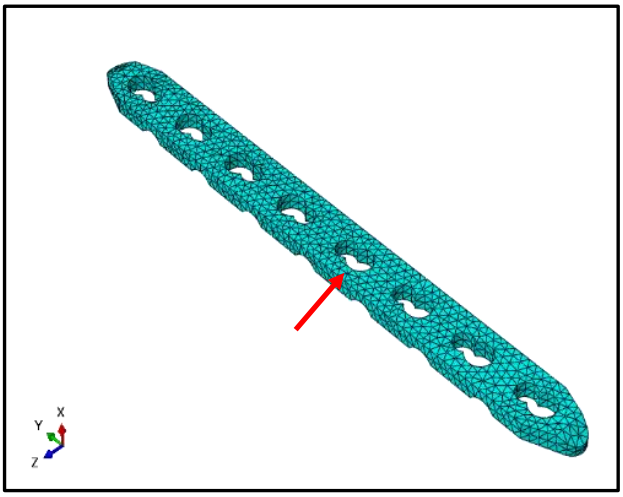


Fig 3.22. Mallado de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de bloqueo.

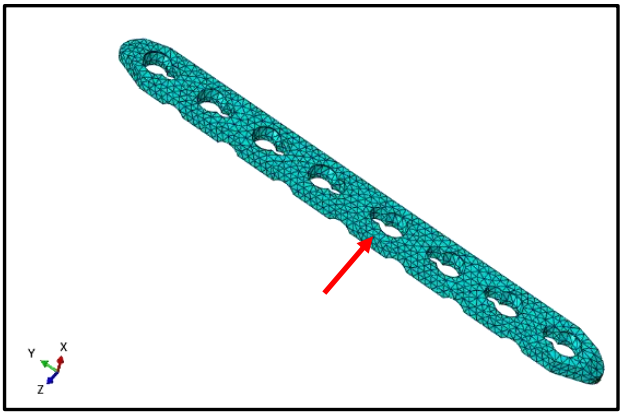


Fig 3.23. Mallado de la placa LCP con taladros adaptados al tornillo de cortical.

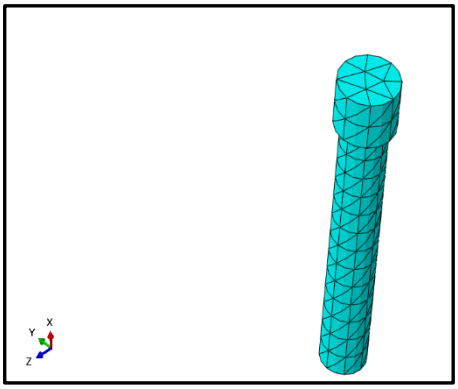


Fig 3.24. Mallado del tornillo de bloqueo de 4,5mm (liso) para LCP.

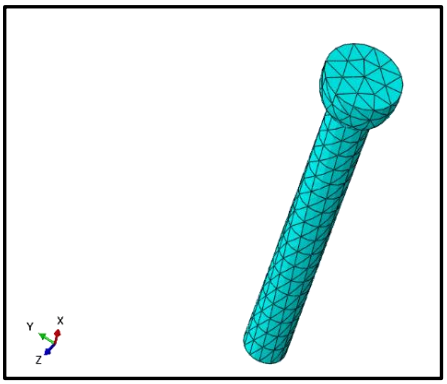


Fig 3.25. Mallado del tornillo de cortical de 4,5mm (liso) para LCP.

Sin embargo, para los SLEs, el tamaño del elemento ha sido de 0,001 m, ya que representan los elementos que se añaden para mejorar la distribución de tensiones del sistema y por tanto, se pretende observar la distribución de tensiones en los mismos.

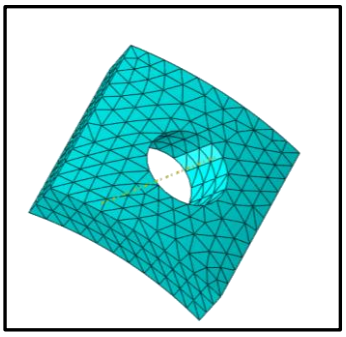


Fig 3.26. Detalle del mallado del SLE.

En el hueso cortical se tuvo que refinar aquellas zonas cercanas a los taladros y superficies que pudiesen estar en contacto con la placa DCP.

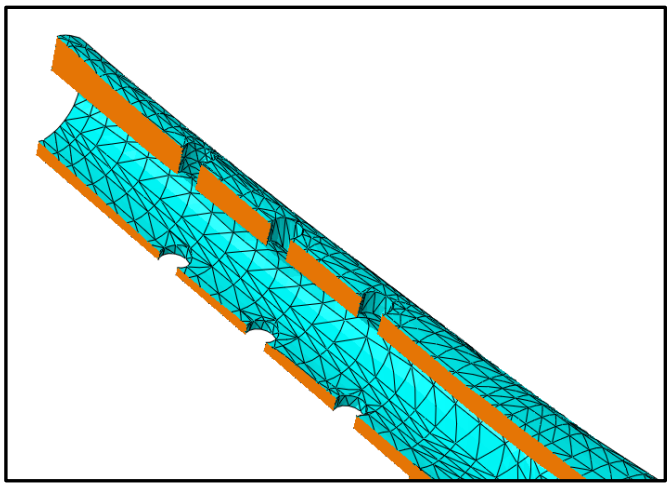


Fig 3.27. Detalle del mallado del hueso cortical.

El número total de elementos que conforma la malla en cada ensayo queda reflejado en la tabla siguiente:

Ensayo	Nº de elementos
Modelo sano en abducción 90°	24405
Modelo sano en abducción 110°	24405
LCP + 6 tornillos de bloqueo	39704
LCP + 6 tornillos corticales	41463
LCP+ 6 tornillos corticales+2 SLEs	47127
LCP+6 tornillos corticales+4 SLEs	51868

Tabla 3.6 Tabla de comparación del número de elementos en cada malla según el caso.

Para optimizar la malla, aclarar que no se pudo aplicar ningún tipo de simetría debido a que el modelo es totalmente asimétrico. Se refinó la malla en algunas zonas, como las zonas cercanas a los taladros de la cortical, debido al contacto que se produce, pero siempre con el objetivo de optimizar y acelerar los cálculos. Sí se pudo eliminar la trabecular del conjunto, ya que se demostró que su influencia en el ensayo es prácticamente nula.

3.7.3. Condiciones de contorno

La única condición de contorno fijada fue un empotramiento en la zona superior del húmero proximal, en la cápsula articular, ocupando parcialmente dicha zona.

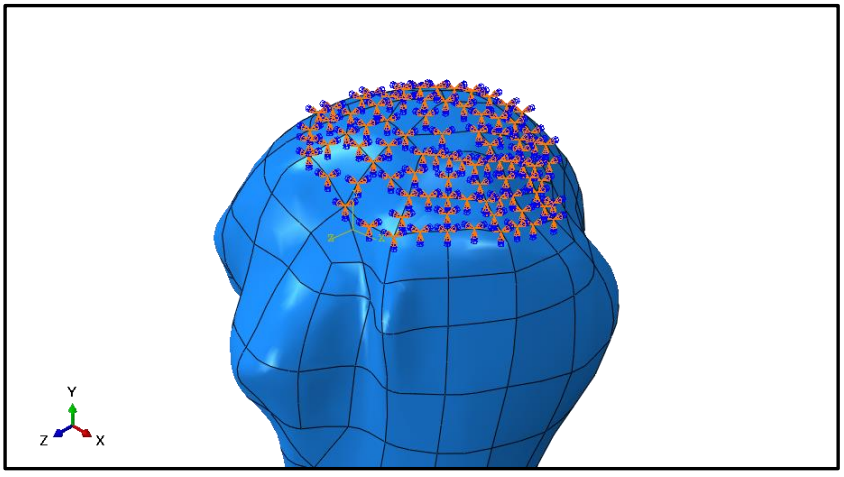


Fig 3.28. Detalle de la condición de empotramiento aplicada.

Por otro lado, se ensayó la precarga de las cabezas de los tornillos para simular el par de apriete que estos llevan. Para ello, se empotraron las cabezas de todos los tornillos.

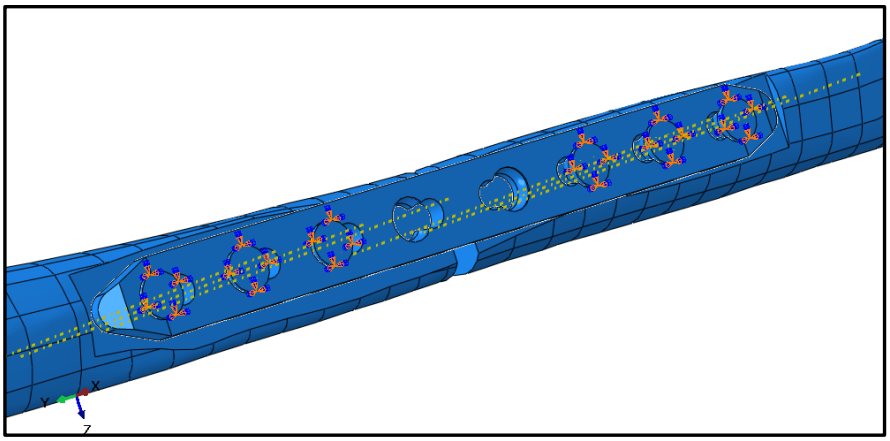


Fig 3.29. Condición de empotramiento en las cabezas de los tornillos precargados.

3.7.4. Interacciones

En este apartado se definen las interacciones definidas entre los elementos de cada modelo según el ensayo realizado:

MODELO SANO

Se estableció una única interacción entre cortical y trabecular de tipo nodo-superficie, haciendo que trabecular y cortical se comporten como una unidad. Una vez demostrado que la influencia de la trabecular es nula en los ensayos, para simplificar, se eliminó del resto de ensayos.

MODELO FRACTURADO: LCP

Para este caso, la interacción entre la cortical del hueso y el vástago del tornillo es de carácter rígido, al igual que la interacción entre la cabeza del tornillo y el agujero de la placa.

Por último, se estableció un coeficiente de rozamiento de 0,25 entre la placa y el hueso cortical **[Cuadrado, 2013]**.

MODELO FRACTURADO: DCP

Para simular este modelo, se tuvo que establecer un coeficiente de rozamiento entre la cabeza del tornillo y la placa de 0,25, al igual que la interacción entre la placa y el hueso cortical. **[Cuadrado, 2013]**.

La interacción entre la cortical del hueso y el vástago del tornillo fue de carácter rígido, al igual que el caso anterior.

MODELO FRACTURADO: DCP + SLEs

En este caso, se aplicó el coeficiente de fricción de 0,25 entre el vástago del tornillo y el SLE, entre la cabeza del tornillo y el agujero de la placa. Por último, se aplicó el mismo coeficiente entre la placa y el hueso cortical.

Finalmente, la interacción entre la cortical del hueso y el vástago del tornillo fue de carácter rígido.

De forma resumida se puede observar en la tabla de a continuación:

	Interacciones				
Modelo	**Vástago del T.- 1ª Cortical**	**Vástago del T.- 2ª Cortical**	**Cabeza del T. - Placa**	**Placa - cortical**	**Vástago del T.-SLE**
LCP	Rígido	Rígido	Rígido	0,25	-
DCP	0,25	Rígido	0,25	0,25	-
DCP + 2SLEs	0,25	Rígido	0,25	0,25	Rígido
DCP + 4SLES	0,25	Rígido	0,25	0,25	Rígido

Tabla 3.7. Tabla resumen de las interacciones entre elementos en los diversos casos ensayados.

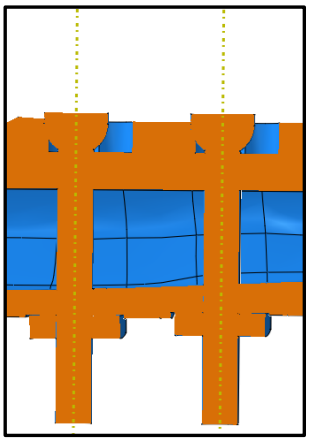


Fig 3.30. Detalle de las interacciones entre elementos.

3.7.5. Cargas

Las cargas aplicadas en el modelo fueron las obtenidas durante el estudio de inversión dinámica en el programa *AnyBody*®. Se agruparon en conjuntos musculares diversos músculos cuyas coordenadas de actuación eran las mismas. Por otro lado, comentar que se aplicaron las mismas cargas en todos los ensayos.

Además, se contrastaron dos posiciones durante la abducción, a 90° y a 110°, para evaluar el estado de tensional y poder elegir el más desfavorable.

Tal y como se mencionó anteriormente, las mayores tensiones durante la abducción, se producen cuando se alcanzan los 90° **[Van Der Helm, 1991]**, siendo los músculos que se activan y el módulo de la fuerza de actuación, los siguientes:

Conjuntos musculares	Designación	F_X (N)	F_Y (N)	F_Z (N)
Conector de la articulación del músculo deltoide	C1	-175,30861	257,65614	118,148979
Reacción de la conexión del músculo deltoide				
Deltoideo Escapular				
Reacción de la articulación glenohumeral	RG	26,074677	-646,672783	-308,03954
Reacción de la articulación del codo	C2	4,957433	114,86399	-33,088082
Reacción de la articulación distal del húmero				
Bíceps Brachii	BB	5,74284	16,092089	29,093004
Infraspinatus	I	36,691911	87,898755	54,850258
Subscapularis	SS	85,163271	128,142332	119,882225
Supraspinatus	SP	-0,280592	53,410189	33,396337
Carpi Radialis Brevis	C4	3,695155	-10,631792	1,018354
Carpi Ulnaris				

Conjuntos musculares	Designación	F_X (N)	F_Y (N)	F_Z (N)
Carpi Radialis	C5	-1,064903	-12,739915	-1,668771
Digitorum Superficialis Digiti				
Palmaris Longus				
Anconeus	A	0,275394	-0,34976	0,162373
Brachioradialis	B	0,131751	-2,6073693	-0,336413
Coracobrachialis_1	CB1	-1,639026	11,067074	-3,068029
Coracobrachialis_2	CB2	-1,734224	13,191193	-3,481612
Coracobrachialis_3	CB3	-1,443782	9,074866	-2,512956
Coracobrachialis_4	CB4	-1,67539	12,165036	-3,163856
Coracobrachialis_5	CB5	-1,572704	10,791776	-2,779781
Coracobrachialis_6	CB6	-1,662688	12,48862	-3,094351
Carpi Radialis Longus	CRL	0,462436	-6,065061	-0,414074
Digiti Minimi	DM	0,077455	-0,973309	-0,02742
Teres Pronator_1	TP1	-0,519639	-2,21559	-0,330144
Teres Pronator_2	TP2	-0,785905	-2,453632	-0,462766
Tríceps Lateral_1	TL1	0,258062	-4,735652	0,193129
Tríceps Lateral_2	TL2	1,112589	-4,543193	0,183433
Tríceps Medial_1	TM1	0,062491	-12,480891	1,588117
Tríceps Medial_2	TM2	0,086955	-12,414866	3,684477

Tabla 3.8. Estado de carga correspondiente a la abducción hasta los 90° *AnyBody*®.

Cada una de las fuerzas obtenidas representa una componente del vector, que define cada músculo **[Van Der Helm, et al., 1991; Ritter, 2006; Maldonado et al., 2003]**.

Cada uno de los vectores fue representado a una distancia determinada de la superficie del hueso, demostrando que el músculo no está literalmente "pegado" al hueso. Tal y como se menciona en este capítulo, dicho vector tiene un radio de influencia sobre la superficie del modelo.

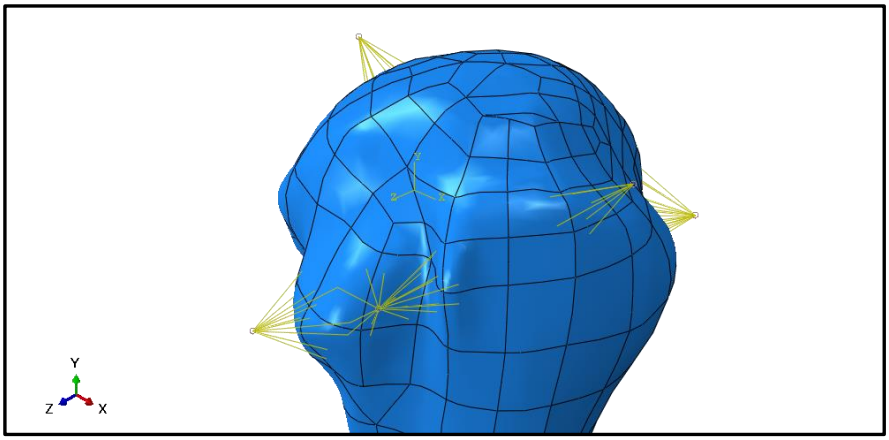


Fig 3.31. Detalle de la influencia de los vectores sobre la superficie del modelo.

Para los casos de precarga se aplicó una carga de 880 N en aquellas cabezas de tornillo cortical cuyos vástagos estaban fijados por el sistema SLE y una carga de 620 N a aquellos tornillos que no lo estaban.

Finalmente, el estado de carga correspondiente a la abducción a 110° que se usó para comparar cuál de los dos estados es más perjudicial para el húmero es el siguiente:

Conjuntos musculares	**Designación**	**F_X (N)**	**F_Y (N)**	**F_Z (N)**
Conector de la articulación del músculo deltoide	C1	-142,007346	124,446466	78,493779
Reacción de la conexión del músculo deltoide				
Deltoideo Escapular				
Reacción de la articulación glenohumeral	RG	120,356894	-421,565195	-101,127686

Conjuntos musculares	Designación	F_X (N)	F_Y (N)	F_Z (N)
Reacción de la articulación del codo	C2	3,41102	113,276552	-30,839479
Reacción de la articulación distal del húmero				
Bíceps Brachii	BB	5,336906	15,017394	26,916136
Infraspinatus	I	15,317443	95,792417	54,100239
Subscapularis	SS	1,363006	4,122762	3,303503
Supraspinatus	SP	-1,847257	4,629562	3,692187
Carpi Radialis Brevis	C4	3,385886	0,16624	0,886222
Carpi Ulnaris				
Carpi Radialis	C5	-0,953877	-11,404562	-1,49946
Digitorum Superficialis Digiti				
Palmaris Longus				
Anconeus	A	0,26093	-0,33139	0,153845
Brachioradialis	B	0,118962	-2,359572	-0,304357
Coracobrachialis_1	CB1	-3,271393	14,591062	-4,227091
Coracobrachialis_2	CB2	-3,151517	15,347231	-4,22949
Coracobrachialis_3	CB3	-3,294254	14,123971	-4,08158
Coracobrachialis_4	CB4	-3,159389	15,107942	-4,096251
Coracobrachialis_5	CB5	-3,176293	14,784433	-3,964152
Coracobrachialis_6	CB6	-3,081956	15,35522	-3,958088
Carpi Radialis Longus	CRL	0,449687	-5,897846	-0,402658
Digiti Minimi	DM	0,072167	-0,906855	-0,025548

Conjuntos musculares	Designación	F_X (N)	F_Y (N)	F_Z (N)
Teres Pronator_1	TP1	-0,477665	-2,036624	-0,303476
Teres Pronator_2	TP2	-0,72317	-2,25777	-0,425826
Tríceps Lateral_1	TL1	0,244508	-4,486918	0,182985
Tríceps Lateral_2	TL2	1,054152	-4,304568	0,173798
Tríceps Medial_1	TM1	-0,059208	-11,825349	1,504798
Tríceps Medial_2	TM2	0,082388	-11,762792	3,490955
Pectoralis major clavicular_1	PC1	-0,809049	5,567506	-1,599345
Pectoralis major clavicular_2	PC2	-0,614645	4,248432	-1,210371
Pectoralis major clavicular_3	PC3	-0,618349	4,249554	-1,239153
Pectoralis major clavicular_4	PC4	-1,007987	6,764833	-2,116045
Pectoralis major clavicular_5	PC5	-1,400022	8,937528	-3,266822

Tabla 3.9. Estado de carga correspondiente a la abducción hasta los 110° *AnyBody*®.

CAPÍTULO

4

Resultados

4.1. Introducción

En este capítulo se presentan los resultados correspondientes al análisis mecánico comparativo entre los diferentes sistemas de fijación que se presentaron en el capítulo 3 (placa LCP con tornillos de bloqueo, placa LCP con tornillos de cortical, placa LCP con tornillos de cortical y dos SLEs y placa LCP con tornillos de cortical y cuatro SLEs), así como distinto estados de carga. En un total se ha realizado el estudio estático correspondiente a ocho modelos.

4.2. Interpretación de resultados. Criterio de Von Mises

Una vez resueltas las simulaciones por el programa de cálculo, se ha de realizar un chequeo e interpretación de los mismos. El programa se puede configurar de diferentes formas para la obtención de resultados, pudiéndose obtener desplazamientos, deformaciones y tensiones. En este Trabajo de Fin de Título, sólo se analizarán los datos de tensiones en el material y desplazamientos en el gap al simular la fractura conminuta.

Se ha demostrado que la rigidez de ambos dispositivos es bastante elevada, por lo que no se ha considerado oportuno realizar estudios de deformaciones. Sin embargo, en todos los modelos analizados con el programa de elementos finitos, se ha representado la deformada a escala 10:1 para apreciar mejor los desplazamientos.

Para predecir cuándo un material va a fallar es necesario adoptar un criterio de fallo. En casos de solicitaciones simples, es decir, en un estado monoaxial de tensiones, como por ejemplo, una

barra sometida a tracción, se estudia de manera que su tensión a tracción, σ, no supere un valor determinado que vendrá relacionado con los valores conocidos del material que son el límite elástico y el límite de rotura. Evidentemente, en muchos casos nos encontramos ante un estado tensional complejo, estado tridimensional de tensiones, como en el caso de este Trabajo de Fin de Título.

Lo ideal es establecer algún criterio que nos permita encontrar un estado de tensión monoaxial equivalente al estado triple que se considere, haciendo posible la comparación de esta tensión equivalente con el límite elástico del material en algunos casos, o límite de rotura en otros.

Para materiales dúctiles son comunmente empleados los siguientes dos criterios:

CRITERIO DE ESFUERZO CORTANTE MÁXIMO

Este criterio establece que el fallo de una pieza sometida a tensión combinada se produce cuando la tensión cortante en un punto del mismo sobrepasa el valor de tensión cortante máximo que se produce en una probeta del mismo material, en un ensayo de tracción, cuando se ha alcanzado el límite elástico.

En el en el ensayo de tracción, el cortante máximo, $\tau_{máx}$, en un plano a 45° con las tensiones en el eje x, σ_x, es:

$$\tau_{máx} = \frac{\sigma_e}{2}$$

$\sigma_e = límite\ elástico$

Por tanto, la tensión equivalente, σ_{equiv}, es:

$$\sigma_{equiv} = \sigma_e = 2 \cdot \tau_{máx}$$

CRITERIO DE LA ENERGÍA DE DISTORSIÓN DE VON MISES

Este criterio establece que sólo la energía de deformación debida al cambio de forma, determina la aparición de deformaciones plásticas. Se establece como tensión equivalente, σ_{equiv}., la siguiente:

$$\sigma_{equiv} = \sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[[\sigma_1 - \sigma_2]^2 + [\sigma_2 - \sigma_3]^2 + [\sigma_3 - \sigma_1]^2]}$$

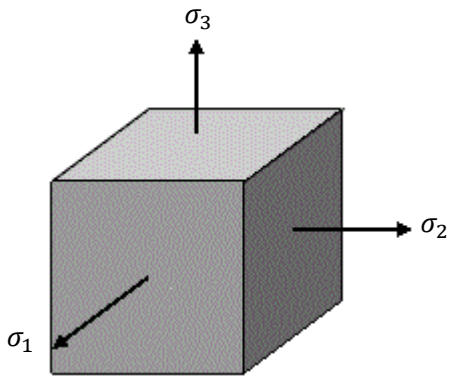


Fig 4.1. Elemento de estado triaxial de tensiones.

El criterio que se seguirá en todos los casos será el de Von Mises.

4.3. Estudio estático

4.3.1. Modelo I: Húmero sano con estados de carga correspondientes a la abducción a 90° y 110°

Este modelo es el húmero sin practicarle ningún tipo de fractura. Dicho ensayo sirvió para determinar la posición más desfavorable durante la abducción y también para comprobar la influencia del hueso trabecular en los ensayos.

Se puede apreciar en las figuras [4.1] y [4.2] que, en general, las tensiones son mayores cuando se trata de un movimiento de abducción hasta 90°, que cuando el movimiento se realiza hasta 110°. Se ha limitado la escala de tensiones a la máxima obtenida entre ambos modelos, de **76,39 MPa.**

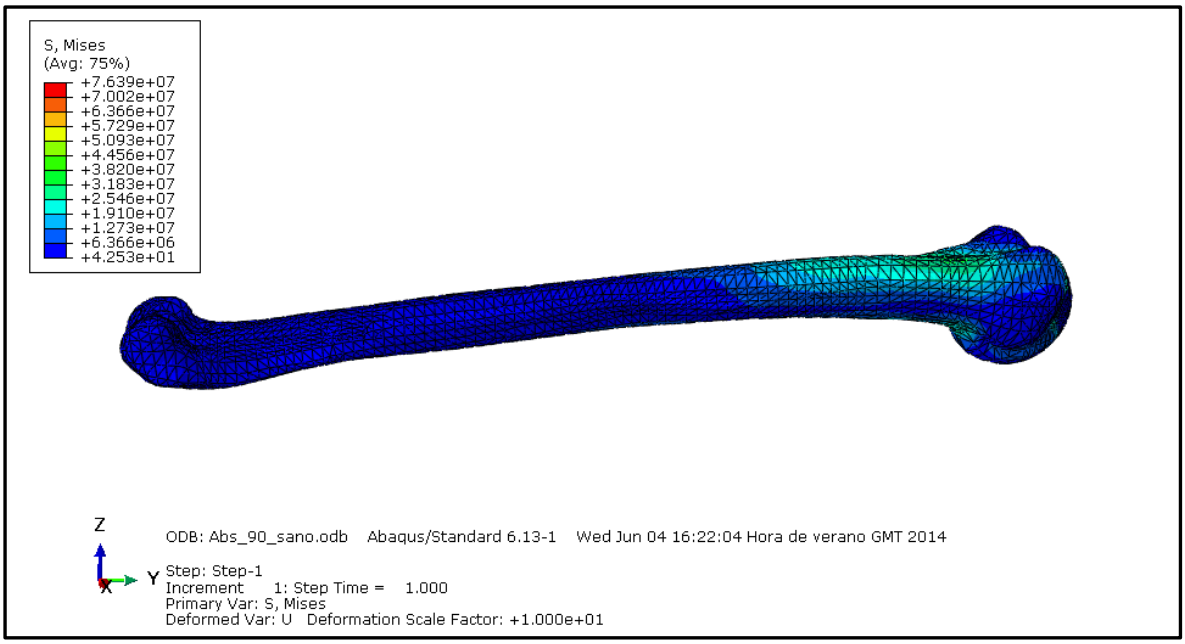


Fig 4.2. Tensiones durante el movimiento de abducción a 90°.

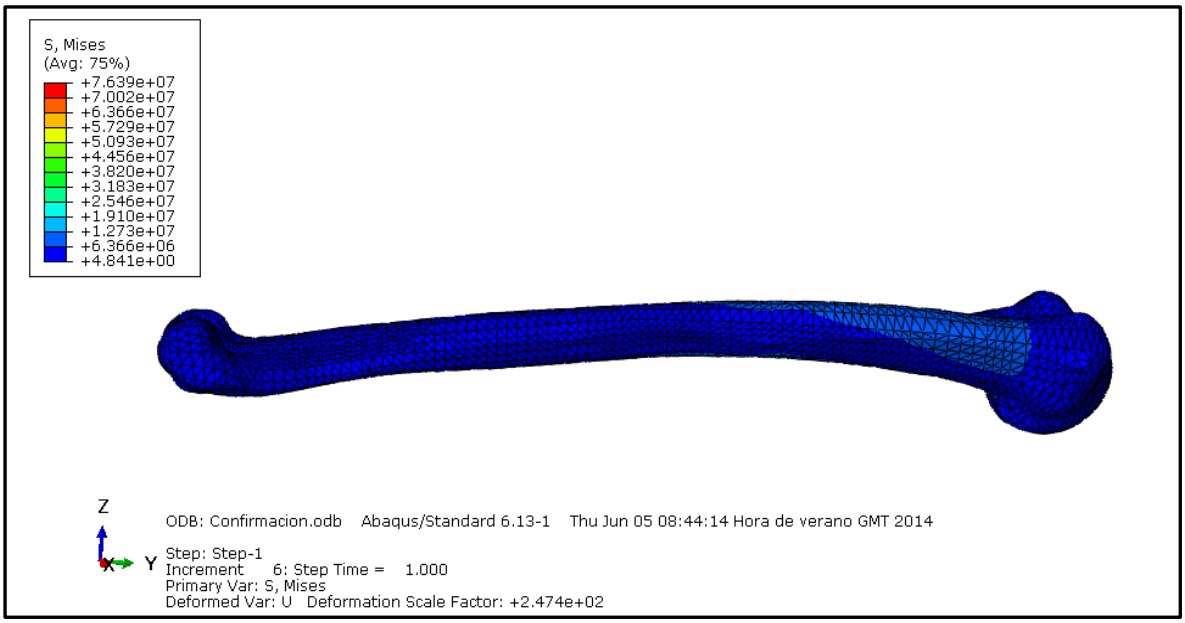


Fig 4.3. Tensiones durante el movimiento de abducción a 110°.

La máxima tensión se alcanza en los puntos más cercanos al empotramiento como era de esperar, careciendo de validez dicha magnitud. Por tanto, para evaluar cuál es el estado de carga más desfavorable, se evaluó el desplazamiento provocado por cada estado de carga, concluyendo que el **desplazamiento más desfavorable** en módulo, se produjo en el estado de **abducción a 90°** siendo de **4,04 mm**. La figura representada en color gris representa el modelo sin deformar.

Coordenadas	Ensayo	x (m)	y (m)	z (m)	Módulo (m)
Originales	Ab. 90°	-9,93E-03	-3,48E-01	1,02E-02	-
	Ab. 110°	-9,93E-03	-3,48E-01	1,02E-02	-
Deformadas	Ab. 90°	-1,17E-02	-3,48E-01	6,59E-03	-
	Ab. 110°	-1,01E-02	-3,48E-01	1,01E-02	-
Desplazamiento	Ab. 90°	-1,77E-03	-8,39E-05	-3,63E-03	4,04E-03
	Ab. 110°	-1,24E-04	1,15E-06	-1,45E-04	1,91E-04

Tabla 4.1. Tabla de los desplazamientos utilizados para comparar ambos casos.

Dichos desplazamientos pueden ser observados a continuación con un factor de escala de 10:1.

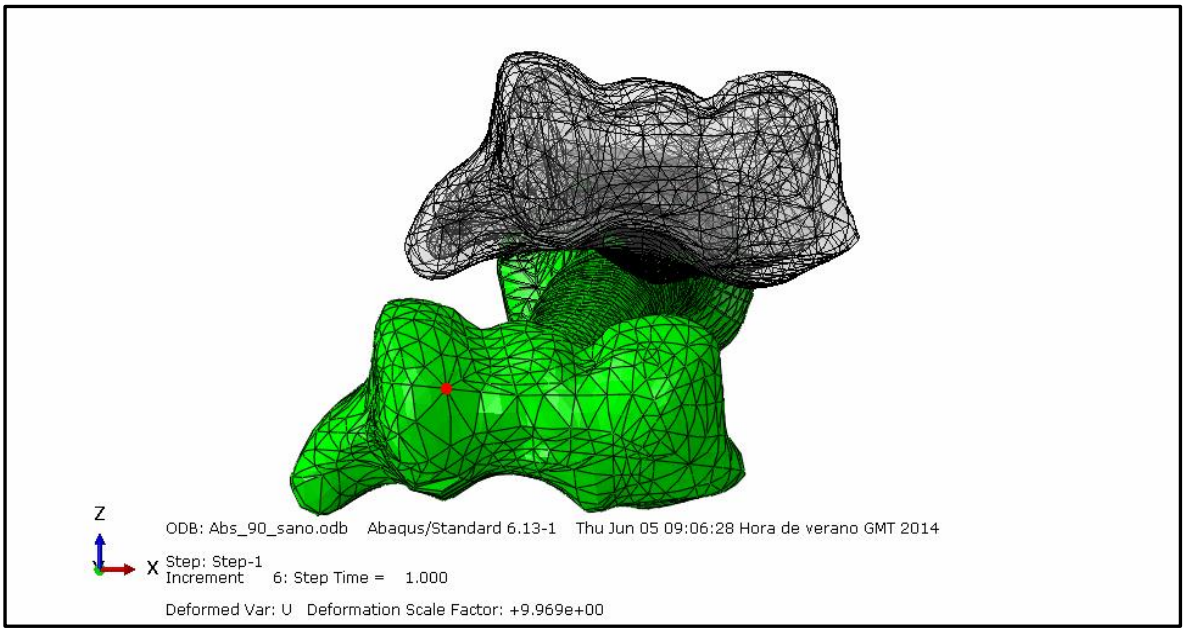


Fig 4.4. Desplazamiento durante el movimiento de abducción a 90°.

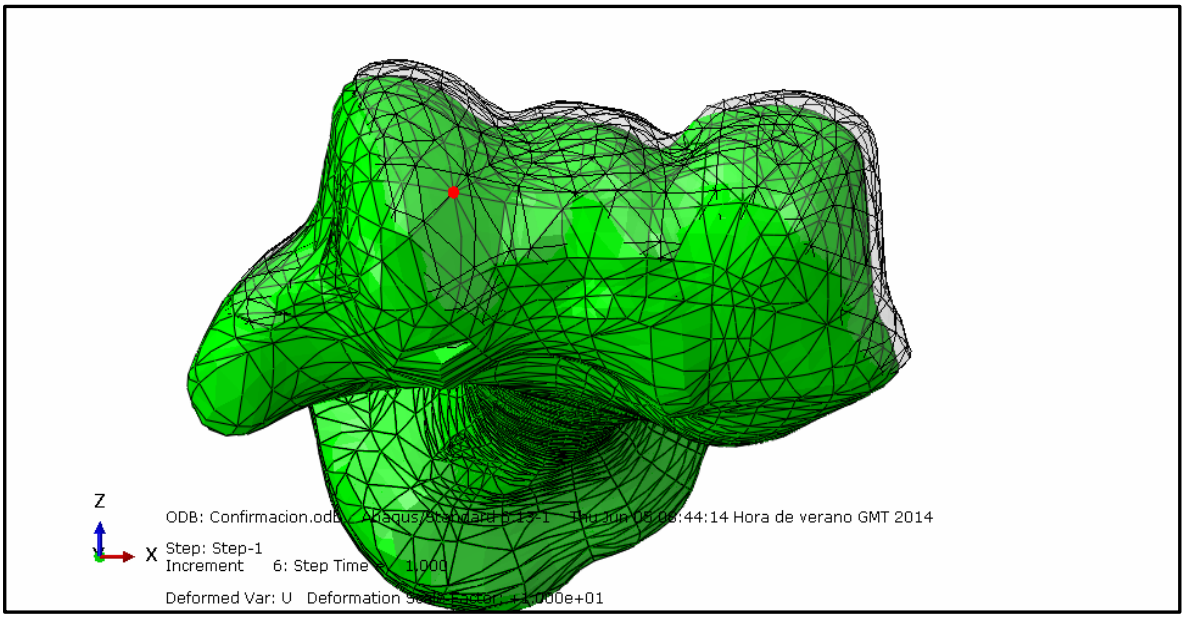


Fig 4.5. Desplazamiento durante el movimiento de abducción a 110°.

Finalmente, se demostró que la influencia del hueso trabecular en el análisis es mínima. Su módulo de Young es mucho menor que el del hueso cortical y por tanto, no sufre de la misma manera. Se eliminó del modelo para futuros ensayos, debido al ahorro de coste computacional que esto supone.

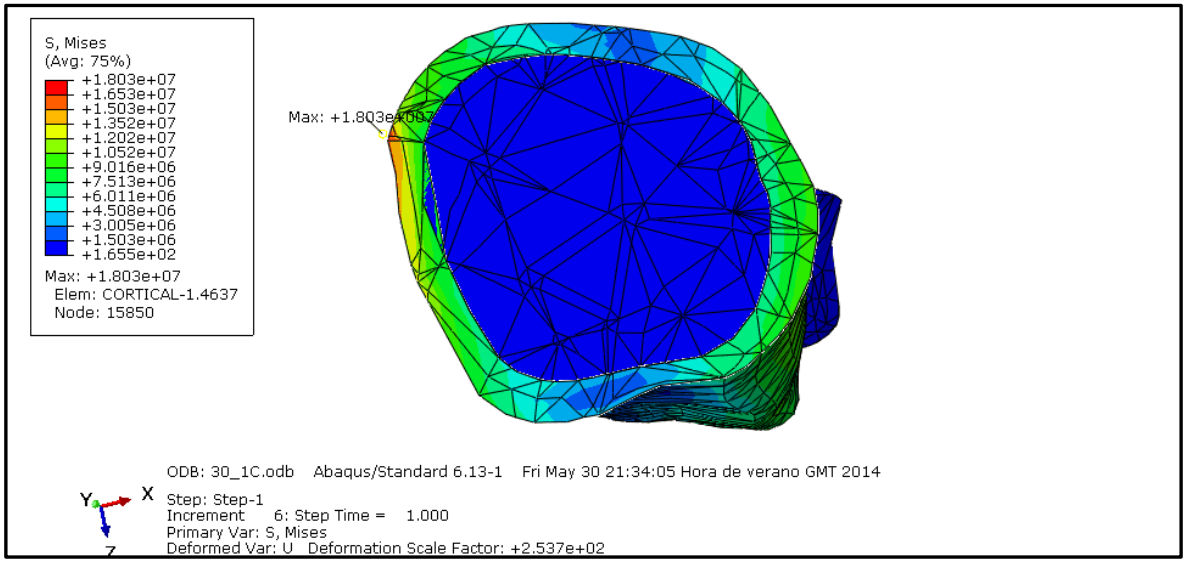


Fig 4.6. Prueba concluyente para verificar que se puede simplificar el modelo.

4.3.2. Modelo II: Húmero con placa LCP y 6 tornillos de bloqueo y estado de carga correspondiente a la abducción a 90°

En este modelo se ha generado una incisión transversal con un gap de 5 mm simulando una fractura conminuta ya explicada en el capítulo 2. También se ha montado una placa LCP con 6 tornillos de bloqueo.

El estado de carga es el correspondiente al movimiento de abducción a 90°.

Se observa que las tensiones existentes no superan el límite de rotura del hueso, que es el menor límite de rotura del sistema, **160 MPa**:

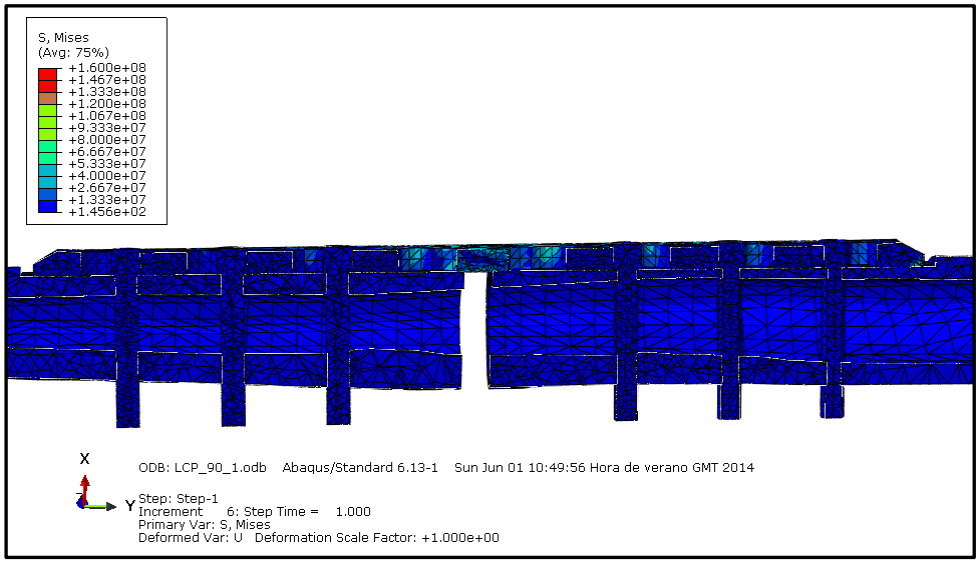


Fig 4.7. Diagrama de tensiones en el modelo II.

CORTICAL

Resultó que en toda la cortical, la máxima tensión fue de **19.88 MPa**.

Para medir el desplazamiento del gap, se han tomado medidas de los desplazamientos en la mitad de la sección de cada cortical. Se llamará “Cortical 1, (C_1)” a la mitad de la sección de la cortical que se encuentra más cercana a la placa. Por otro lado, se llamará “Cortical 2 (C_2)” a la mitad de la sección de la cortical opuesta a la “Cortical 1”.

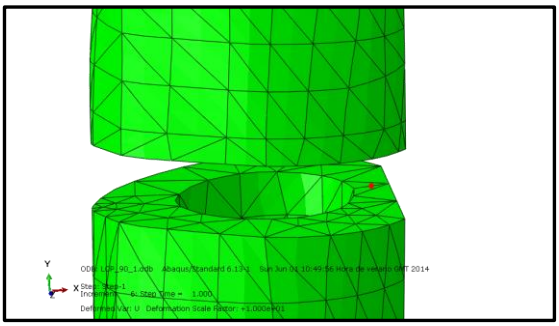


Fig 4.8. Detalle de "Cortical 1".

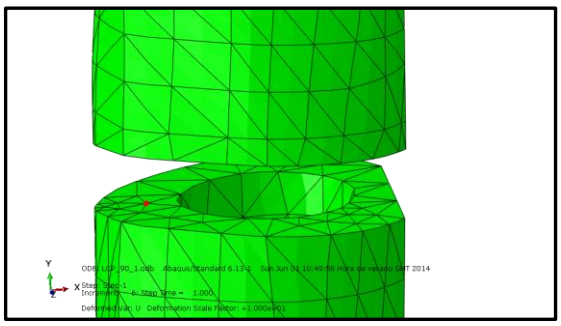


Fig 4.9. Detalle de "Cortical 2".

El módulo del desplazamiento total para **C_1 es de 0,64 mm** y para **C_2 es de 0,67 mm**.

Coordenadas	Punto	x (m)	y (m)	z (m)	Módulo (m)
Originales	C_1	1,16E-02	-1,73E-01	-1,70E-03	-
	C_2	-4,04E-03	-1,73E-01	-1,22E-03	-
Deformadas	C_1	1,18E-02	-1,73E-01	-2,30E-03	-
	C_2	-3,82E-03	-1,73E-01	-1,85E-03	-
Desplazamiento	C_1	2,23E-04	4,59E-06	-6,05E-04	6,45E-04
	C_2	2,25E-04	9,49E-06	-6,29E-04	6,68E-04

Tabla 4.2. Tabla de desplazamientos para el modelo II.

La deformada del sistema representada a escala 10:1 es:

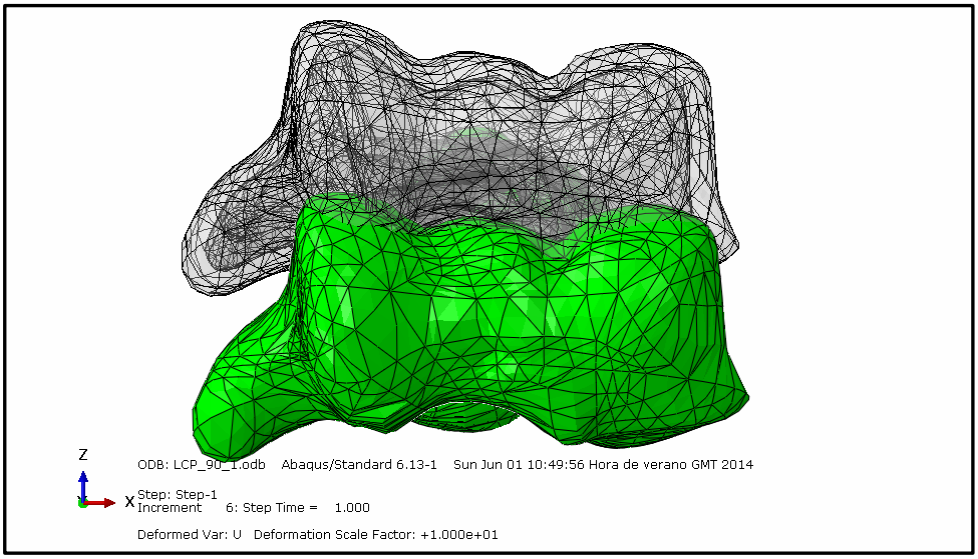


Fig 4.10. Diagrama de desplazamientos del modelo II.

También observar que no se supera el límite de rotura del hueso cortical en los agujeros de los tornillos:

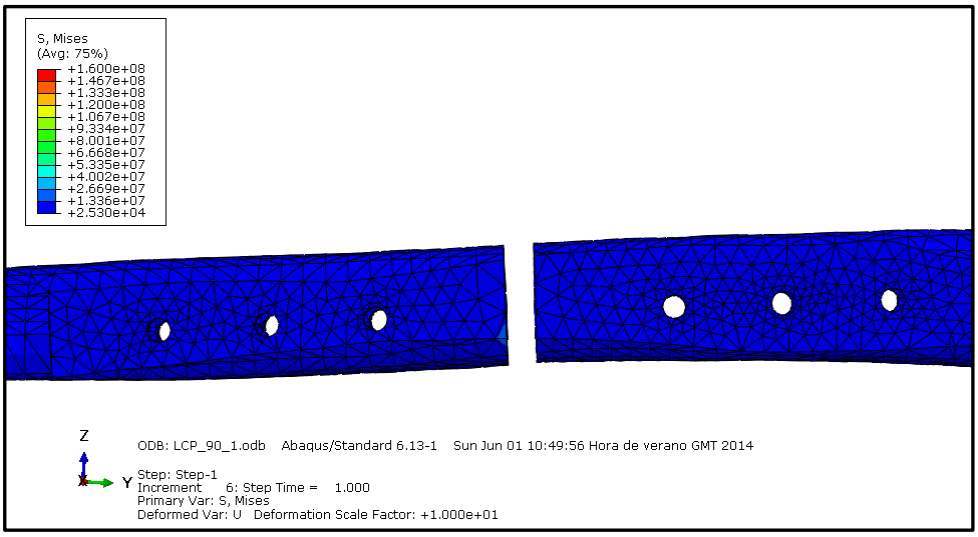


Fig 4.11. Tensiones en los tornillos del modelo II.

PLACA Y TORNILLOS

Con respecto a la placa LCP y los tornillos, se puede apreciar en la figura [4.11] que no se supera el límite de rotura del material, **540 MPa**:

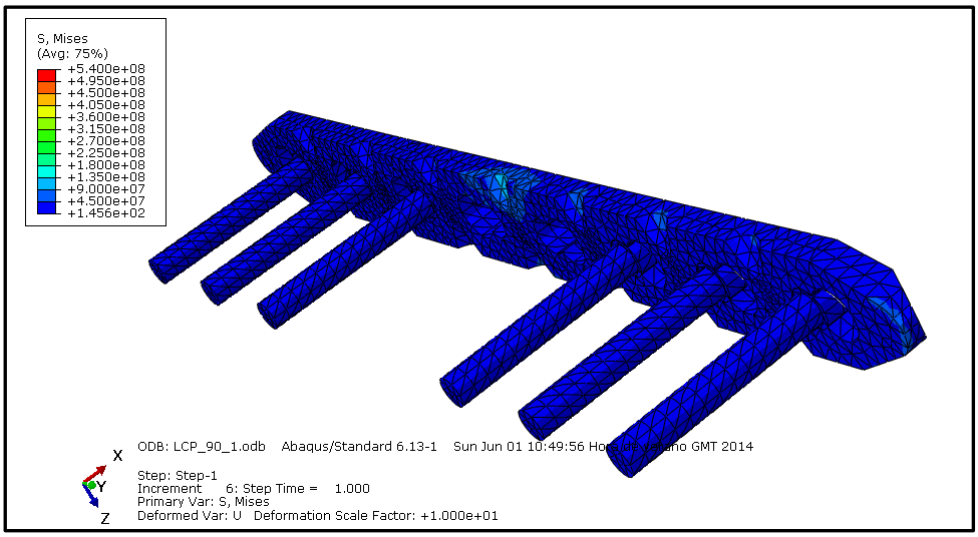


Fig 4.12. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo II.

4.3.3. Modelo III: Húmero con placa LCP y 6 tornillos corticales

En este modelo también se ha simulando una fractura conminuta mediante un gap de 5 mm. Por otro lado, se ha montado una placa LCP con 6 tornillos corticales para simular el comportamiento de una placa DCP.

El estado de carga es el correspondiente al movimiento de abducción a 90°. Se añadió una precarga de 620 N a todos los tornillos para simular el par de apriete de **[Cuadrado et al., 2012]** de los tornillos.

Se observa que las tensiones existentes superan el límite de rotura del hueso provocando la rotura del mismo en las zonas de los tornillos, siendo la máxima tensión de **1957 MPa**:

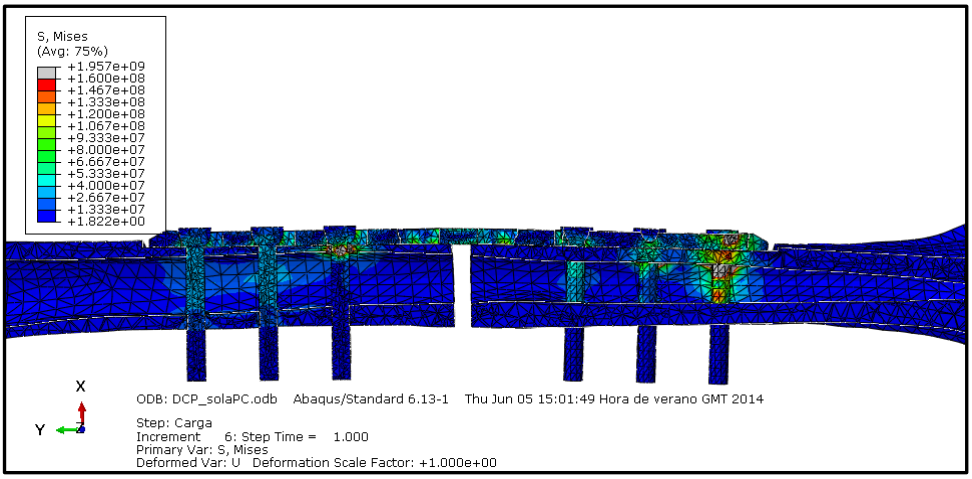


Fig 4.13. Diagrama de tensiones en el modelo III.

CORTICAL

Se observa que en toda la cortical, la máxima tensión es de **1957 MPa**.

El módulo del desplazamiento total para **C_1 es de 0,95 mm** y para **C_2 es de 1,59 mm**.

Coordenadas	Punto	x (m)	y (m)	z (m)	Módulo (m)
Originales	C_1	1,15E-02	-1,73E-01	1,34E-03	-
	C_2	-3,11E-03	-1,73E-01	-2,28E-03	-
Deformadas	C_1	1,13E-02	-1,73E-01	4,11E-04	-
	C_2	-3,14E-03	-1,72E-01	-3,72E-03	-
Desplazamiento	C_1	-1,80E-04	7,51E-06	-9,32E-04	9,49E-04
	C_2	-2,81E-05	6,75E-04	-1,44E-03	1,59E-03

Tabla 4.3. Tabla de desplazamientos para el modelo III.

La deformada del sistema representada a escala 10:1 es:

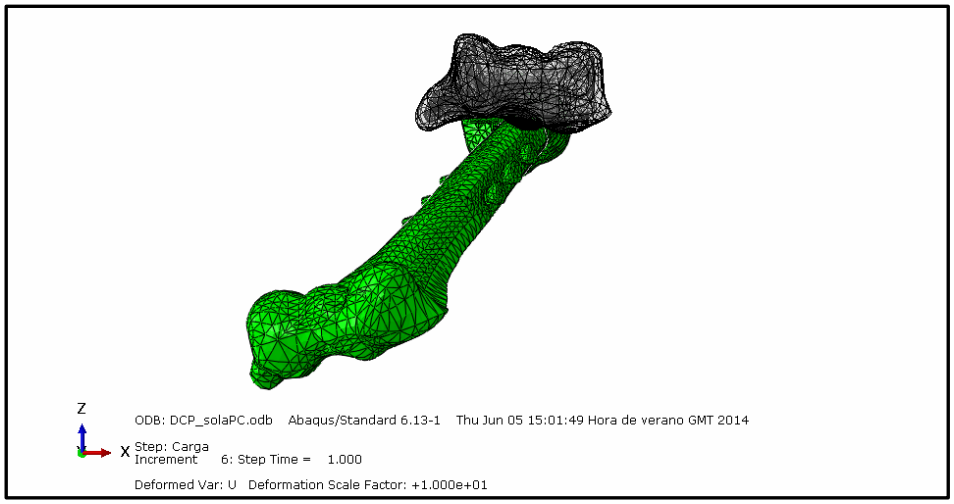


Fig 4.14. Diagrama de desplazamientos del modelo III.

También observar que se supera el límite de rotura del hueso cortical en los agujeros de los tornillos, provocando la rotura de este:

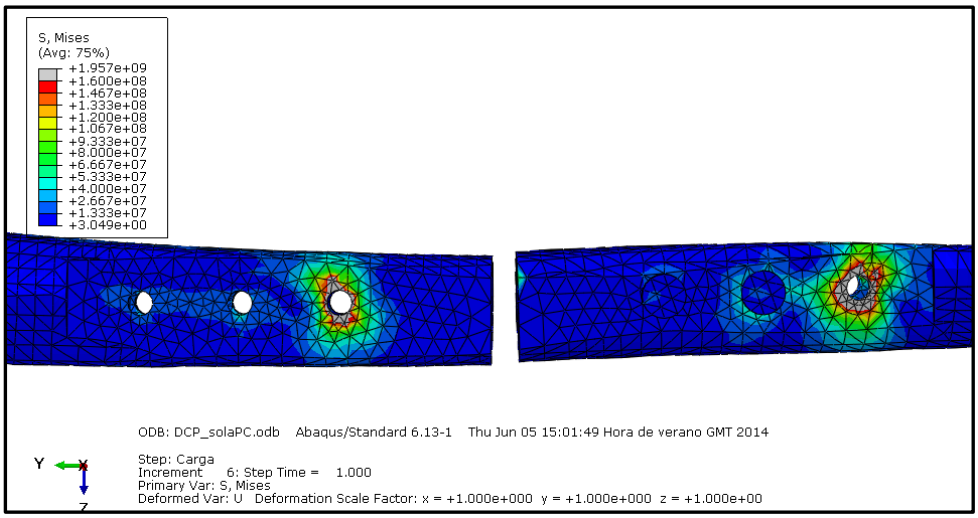


Fig 4.15. Tensiones en los tornillos del modelo III.

PLACA Y TORNILLOS

Con respecto a la placa LCP y los tornillos, se puede apreciar en la figura [4.15], que algunos tornillos superan el límite de rotura del material, siendo la máxima tensión de **1335 MPa**. Se producen deformaciones plásticas en la placa y rotura en los tornillos de cortical. No obstante, nada de esto ocurriría en la realidad, ya que al superarse la tensión de rotura en el hueso cortical, los tornillos perderían agarre y se produciría el efecto de pull-out que aflojaría la placa y con ello el sistema colapsaría.

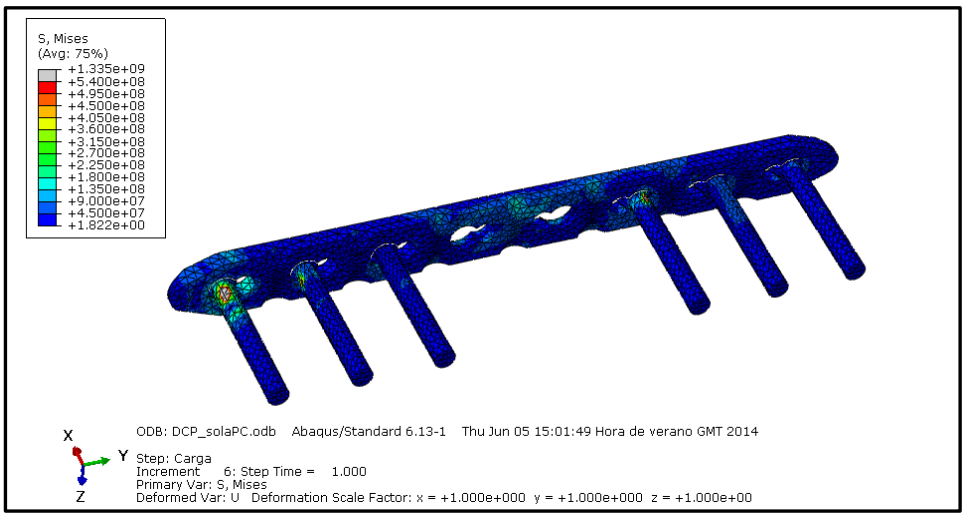


Fig 4.16. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo III.

4.3.4. Modelo IV: Húmero con placa LCP, 6 tornillos corticales y 2 SLEs

En este modelo también se utilizado un gap de 5 mm simulando una fractura conminuta. Por otro lado, se ha montado una placa LCP con 6 tornillos corticales y 2 SLEs colocados en los tornillos intermedios **[Cuadrado et al., 2012].**

El estado de carga es el correspondiente al movimiento de abducción a 90°. Se añadió una precarga de 620 N en aquellos tornillos que no incorporaban SLE y de 880 N en los restantes. Todo ello para repartir más homogéneamente las tensiones en la placa y que el hueso cortical sufra menos.

Se observa que las tensiones existentes no superan el límite de rotura del hueso, siendo la máxima tensión del conjunto, de **80 MPa.**

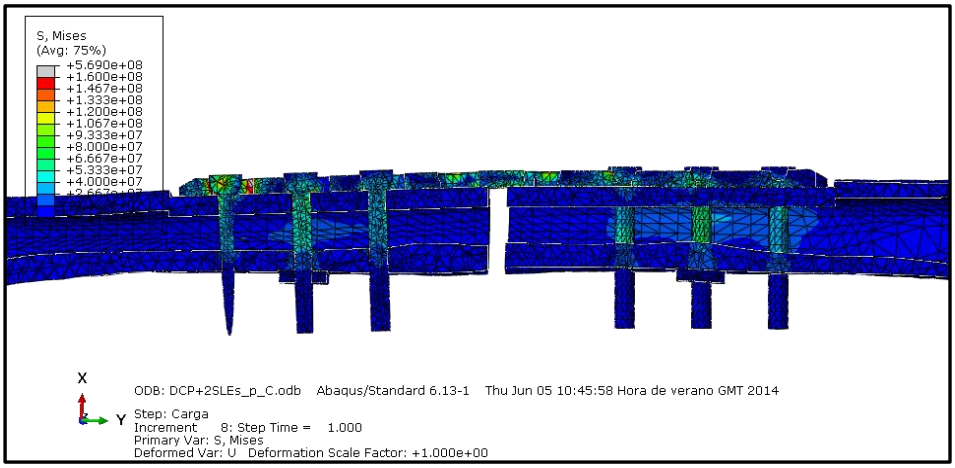


Fig 4.17. Diagrama de tensiones en el modelo IV.

CORTICAL

La máxima tensión en el hueso cortical es de **133 MPa**, sin superar el límite de rotura del material.

El módulo del desplazamiento total para **C_1 es de 1,01 mm** y para **C_2 es de 1,59 mm**.

Coordenadas	Punto	x (m)	y (m)	z (m)	Módulo (m)
Originales	C_1	1,06E-02	-1,73E-01	-1,41E-03	-
	C_2	-3,07E-03	-1,73E-01	-2,25E-03	-
Deformadas	C_1	1,05E-02	-1,73E-01	-2,41E-03	-
	C_2	-3,08E-03	-1,72E-01	-3,71E-03	-
Desplazamiento	C_1	-6,39E-05	1,39E-04	-9,97E-04	1,01E-03
	C_2	-1,69E-05	6,16E-04	-1,46E-03	1,59E-03

Tabla 4.4. Tabla de desplazamientos para el modelo IV.

La deformada del sistema representada a escala 10:1 es:

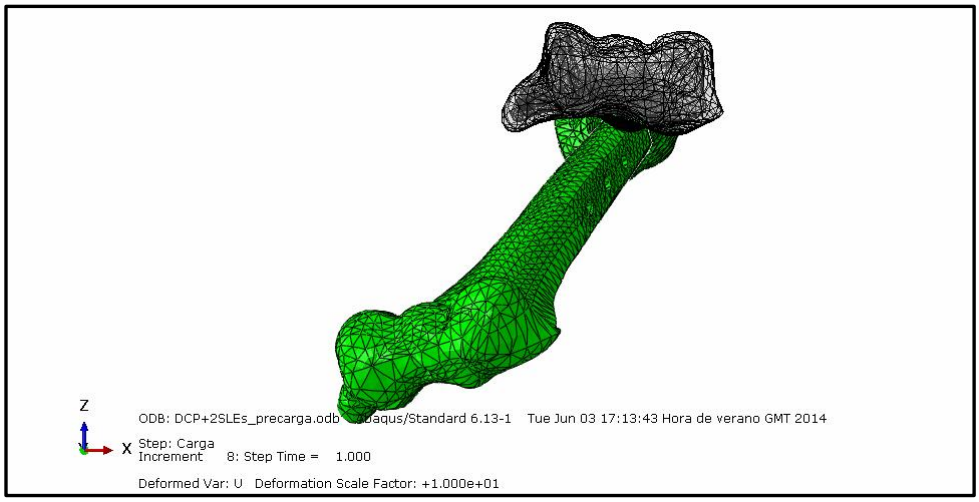


Fig 4.18. Diagrama de desplazamientos del modelo IV.

También observar que no se supera el límite de rotura del hueso cortical en los agujeros de los tornillos:

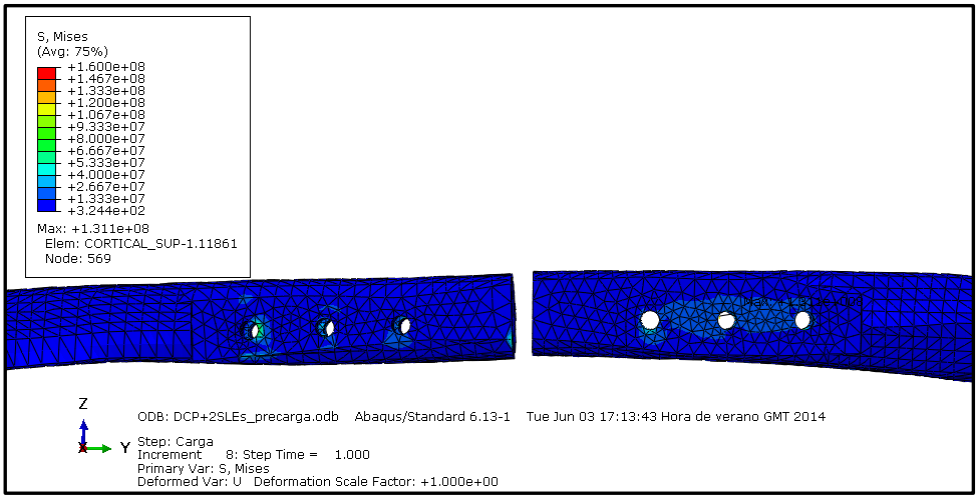


Fig 4.19. Tensiones en los tornillos del modelo IV.

PLACA Y TORNILLOS

Con respecto a la placa LCP, los tornillos y los SLEs, se puede apreciar en la figura [4.19], que ninguno de los elementos supera el límite de rotura, siendo la máxima tensión de **315 MPa.**

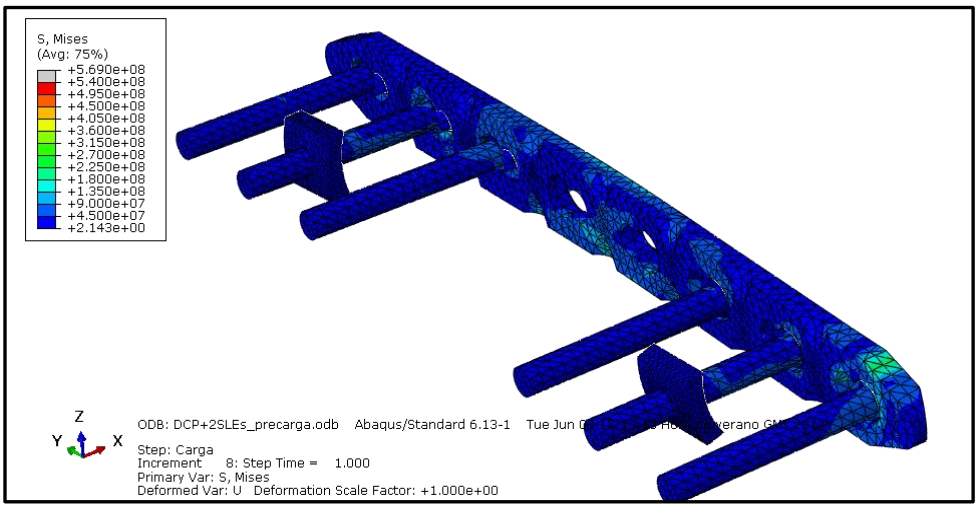


Fig 4.20. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo IV.

4.3.5. Modelo V: Húmero con placa LCP, 6 tornillos corticales y 4 SLEs

En este modelo también se ha empleado un gap de 5 mm simulando una fractura conminuta. Por otro lado, se ha montado una placa LCP con 6 tornillos corticales y 4 SLEs colocados en los tornillos más cercanos al gap **[Cuadrado et al., 2013].**

El estado de carga es el correspondiente al movimiento de abducción a 90°. Se añadió una precarga de 620 N en aquellos tornillos que no incorporaban SLE y de 880 N en los restantes. Todo ello para repartir más homogéneamente las tensiones en la placa y que el hueso cortical sufra menos.

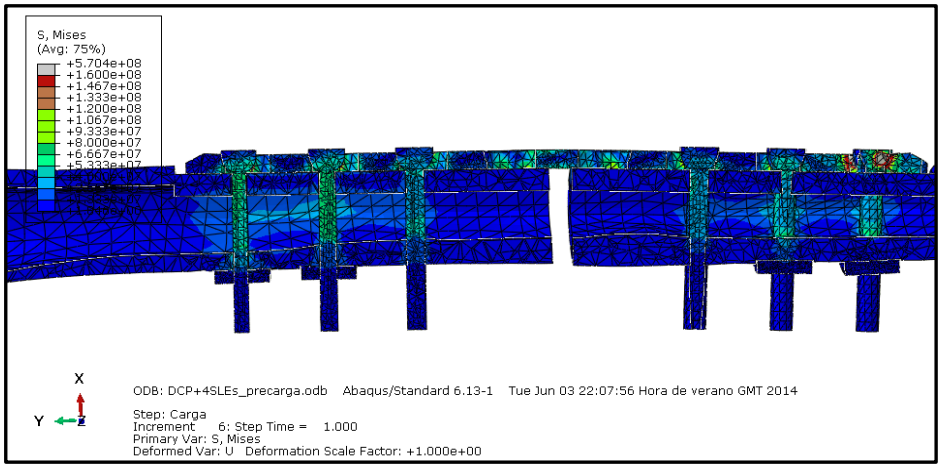


Fig 4.21. Diagrama de tensiones en el modelo V.

CORTICAL

La máxima tensión en el hueso cortical es de **106,7 MPa**, sin superar el límite de rotura del material.

El módulo del desplazamiento total para **C_1 es de 1,01 mm** y para **C_2 es de 1,59 mm**.

Coordenadas	Punto	x (m)	y (m)	z (m)	Módulo (m)
Originales	C_1	1,06E-02	-1,73E-01	-1,41E-03	-
	C_2	-3,07E-03	-1,73E-01	-2,25E-03	-
Deformadas	C_1	1,05E-02	-1,73E-01	-2,41E-03	-
	C_2	-3,08E-03	-1,72E-01	-3,71E-03	-
Desplazamiento	C_1	-6,24E-05	1,40E-04	-9,97E-04	1,01E-03
	C_2	-1,52E-05	6,14E-04	-1,46E-03	1,59E-03

Tabla 4.5. Tabla de desplazamientos para el modelo V.

La deformada del sistema representada a escala 10:1 es:

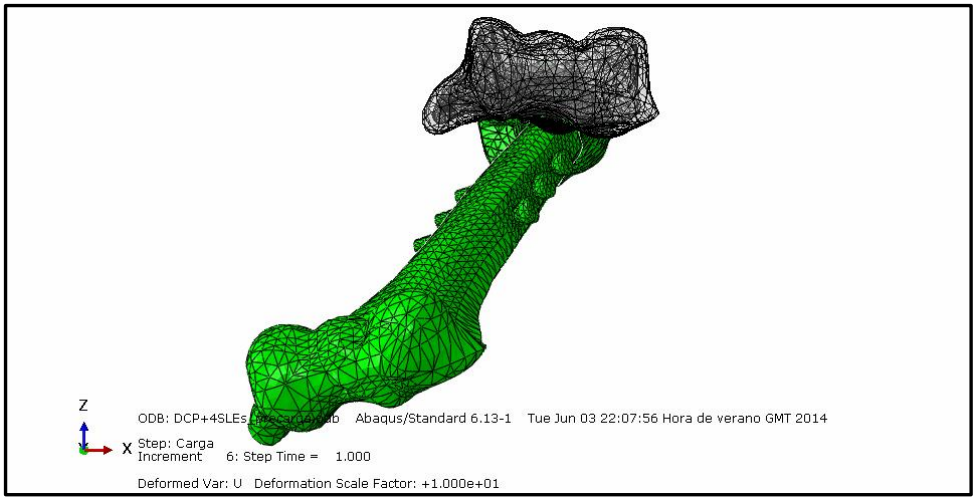


Fig 4.22. Diagrama de desplazamientos del modelo V.

También observar que no se supera el límite de rotura del hueso cortical en los agujeros de los tornillos:

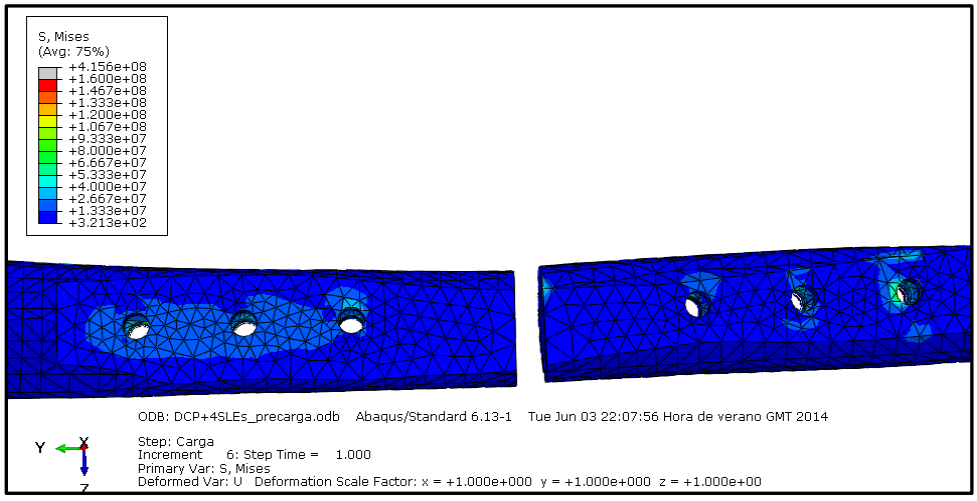


Fig 4.23. Tensiones en los tornillos del modelo IV.

PLACA Y TORNILLOS

Con respecto a la placa LCP, los tornillos y los SLEs, se puede apreciar en la figura [4.23], que ninguno de los elementos supera el límite de rotura, siendo la máxima tensión de **360 MPa.**

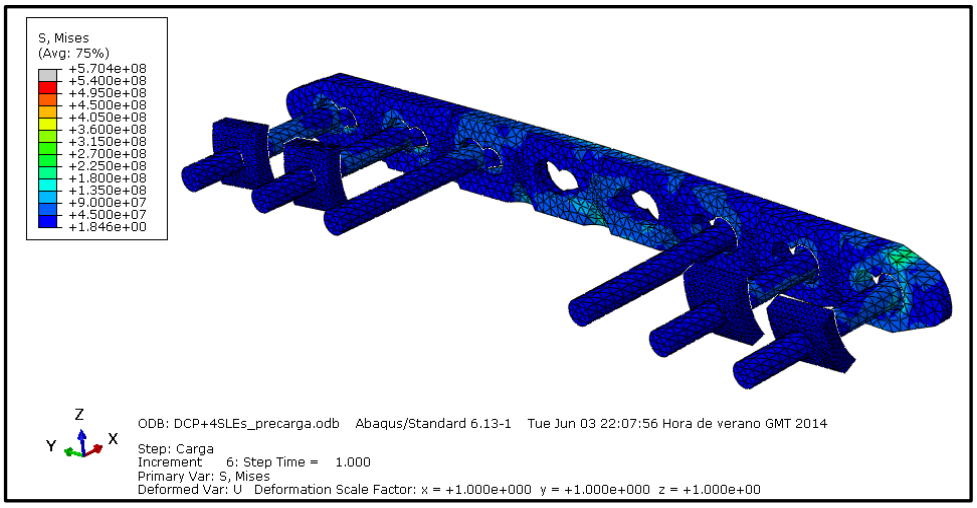


Fig 4.24. Tensiones del conjunto placa-tornillos del modelo V.

CAPÍTULO

5

Discusión y conclusiones

5.1. Discusión

En este Trabajo de Fin de Título se describe el proceso llevado a cabo para crear el modelo computacional de una fractura conminuta en la diáfisis del húmero. Posteriormente, se sometió el modelo a diferentes ensayos computacionales, con el propósito de encontrar un sistema de fijación más flexible y estable que los usados convencionalmente.

Las fracturas de la diáfisis del húmero han resultado ser un problema para la **s**ociedad **[Tsai et al., 2009]**. El tratamiento quirúrgico es generalmente aceptado para fracturas abiertas, pacientes con politraumatismos, fracturas de la diáfisis del húmero y del antebrazo y casos en los que existe la probabilidad de fallo para mantener el alineamiento en un estado funcional **[Sarmiento et al., 1977]**. Avances recientes en la fijación interna han mejorado los beneficios de la cirugía **[Champman et al., 2000; Singisetti et al., 2004; Bhandari et al., 2010; Martinez et al., 2004]**. Sin embargo, las técnicas actuales presentan problemas en la rigidez del sistema.

La osteosíntesis mediante fijación rígida (LCP) ha demostrado un alto grado de complicaciones incluyendo retraso, o no unión, infección, fallo del sistema de fijación y una nueva fractura una vez removido el sistema **[Bostman et al., 1983; Claes et al., 1999; Finsen et al., 1986; Hidaka et al., 1984; Kenwright et al., 1989: Kessler et al., 1992; Mulier et al., 1997; Riemer et al., 1992; Stoffel K et al., 2003].**

Las placas de compresión dinámica (DCP) y los clavos intramedulares (INM) son alternativas en el tratamiento de pacientes con fracturas diafisarias del húmero, produciendo un alto grado de unión **[Foster et al., 1985; Sarmiento et al., 2002].** El problema de estos

sistemas es que se generan grandes desplazamientos y poca resistencia, siendo inviables en algunos casos.

En cuanto a los tornillos empleados en estos sistemas, Gardner et. al realizó un estudio biomecánica sobre un modelo de fractura, concluyendo que los tornillos convencionales proporcionan una disminución significativa de la estabilidad del sistema comparado con los tornillos de bloqueo. **[Gardner et al., 2006].**

Por tanto, se ha procedido a crear un sistema híbrido que incorpore las placas LCP con tornillos de cortical y la adición de un nuevo sistema para mejorar la fijación de los tornillos al hueso (SLE) **[Yánez et al., 2011].**

Para demostrar la validez del sistema, se han creado diversos modelos computacionales. Son muchos los autores que desarrollan modelos computacionales que pretendan simular el comportamiento de diferentes sistemas de osteosíntesis en diferentes supuestos de fracturas.

Uno de los aspectos claves de estos modelos es cómo tratar la interfaz tornillo-hueso **[Ahmad est al,. 2007; Park et al., 2000]**. Algunos incluyen el roscado de los tornillos en el modelo, de forma que la geometría sea lo más realista posible **[Battula, 2007; Chatzistergos et al., 2010; Feerick and McGarry, 2012; Gefen, 2002; Hou et al., 2004; Karunratanakul et al., 2010]**, con el inconveniente del coste computacional demandado por dichos modelos debido a la densidad de las mallas y el elevado número de tornillos empleados **[Moazen et al., 2013].**

Otros autores eliminan la rosca de los tornillos, con lo que queda un modelo cilíndrico sobre el cual algunos implican unión rígida entre tornillo y hueso **[Baggi et al., 2008; Chen et al., 2010; Dubov et al., 2011; Ferguson et al., 1996; Genna et al., 2003; Koca et al., 2005; Krishna et al., 2008; Shah et al., 2011; Stoffel et al., 2003; Veziroglu et al., 2008; Wirth et al., 2010]**, y otros incorporan fricción entre las superficies de contacto **[Alonso-Vazquez et al., 2004; Fouad, 2010; Izaham and Kadir, 2010; Mathurin et al., 2009]**. También se pueden encontrar trabajos que comparen los resultados obtenidos con diferentes estrategias para un mismo supuesto **[MacLeod et al., 2012].**

Para este estudio se ha simplificado la geometría del modelo, eliminando la rosca de los tornillos y las aristas redondeadas de las placas, ya que el coste computacional debido al uso de la configuración completa de la placa LCP, seis tornillos corticales y cuatro SLEs y el hueso cortical lo hacían inviable.

Respecto a las propiedades mecánicas del hueso trabecular y cortical, y al material de los tornillos, SLEs y placas, se adoptaron características mecánicas del material de linealidad e isotropía.

Se ensayaron diversos modelos para demostrar la validez del sistema híbrido (modelo I, modelo II, modelo III, modelo IV y modelo V) comparando tanto las tensiones como los desplazamientos entre todos los modelos. Como era de esperar, la flexibilidad del modelo híbrido es superior al planteado por placas LCP y tornillos de bloqueo. Dicha flexibilidad hace que las tensiones que soporten la placa y los tornillos sean mayores que las estudiadas en el modelo con placa LCP, de tal manera que el hueso no sufre.

Es importante resaltar las limitaciones que tiene este estudio. Por un lado, se está suponiendo que el paciente recién operado realizará un movimiento de abducción hasta los 90°. Se ha intentado reflejar la geometría del modelo óseo lo más precisa posible, pero no se han considerado la rosca de los tornillos ni los redondeos de las placas. Por otro lado, se ha suprimido el hueso trabecular a efectos de simplificar el cálculo. Así como que se ha idealizado el comportamiento de los materiales (isotrópico y lineal).

5.2. Conclusiones del estudio computacional

Se ha determinado computacionalmente el estado de carga más desfavorable durante el movimiento de abducción del brazo: la abducción 90º.

Se ha demostrado también que la influencia del hueso trabecular en el análisis es mínima. Su módulo de Young es mucho menor que el del hueso cortical y por tanto, no sufre de la misma manera. Por lo tanto, se ha eliminado de los modelos debido al ahorro de coste computacional que esto supone.

El modelo II que emplea el sistema de bloqueo presenta un comportamiento adecuado frente a las solicitaciones y condiciones de contorno presentes en este estudio. Por lo tanto es una configuración válida desde el punto de vista de la estabilidad y la resistencia. No obstante, presenta desplazamientos en la zona del gap bastante menores que los obtenidos en el resto de los modelos, lo cual podría perjudicar el proceso de remodelación ósea secundaria.

El modelo III, con 6 tornillos corticales, presentó tensiones en el hueso cortical que superan su límite de rotura. Por esta razón, el sistema colapsaría debido al efecto de pull-out en los tornillos y el correspondiente aflojamiento de la placa. Luego esta configuración no es válida para estas condiciones de estudio.

En el caso de los modelos IV y V, que añaden 2 y 4 SLEs respectivamente, estos presentan, al igual que el modelo II, un comportamiento adecuado frente a las solicitaciones y condiciones de contorno presentes en este estudio. Por lo tanto son configuraciones válidas desde el punto de vista de la estabilidad y la resistencia. Sin embargo, los desplazamientos observados en el gap de la fractura para estos dos modelos son superiores a los obtenidos

para el sistema de bloqueo, con lo cual se logra aumentar la flexibilidad del sistema, abaratando costes y favoreciendo la consolidación ósea secundaria.

Finalmente, se hace mención a la consecución de los siguientes objetivos tratados en el capítulo 1 de este Trabajo de Fin de Título:

- Se creó el modelo tridimensional del hueso a estudiar a partir de imágenes médicas.

- Se analizó dicho modelo mediante el método de los elementos finitos en el programa de cálculo *Abaqus® CAE*, simulando el estado de carga más desfavorable, previamente estudiado.

- Se simuló la fractura ósea de la diáfisis del húmero y se ensayó computacionalmente con los sistemas de fijación explicados.

- Se demostró el éxito de la combinación de la placa LCP con los tornillos corticales y los SLEs, constituyendo un sistema que aporta mayor flexibilidad y estabilidad al conjunto.

5.3. Líneas futuras de investigación

Se proponen a continuación los posibles futuros trabajos que podrían desarrollar a continuación de este Trabajo de Fin de Título:

- Valoración del comportamiento in-vitro del sistema de fijación LCP+TORNILLOS CORTICALES+SLEs, en fracturas diafisarias del húmero.

- Selección y valoración del comportamiento in-vitro de los sistemas de fijación interna basados en placas y tornillos, en fracturas diafisarias de húmero.

- Planteamiento de nuevos estudios computacionales que den respuesta a diferentes tipologías de fracturas, configuraciones y calidades de hueso.

- Mejora y validación de los modelos computacionales sobre el comportamiento de fracturas de húmero, tratadas mediante placas y tornillos, a partir del estudio de la evolución de casos reales.

Bibliografía

[1] AHMAD, M., et al. Biomechanical Testing of the Locking Compression Plate: When does the Distance between Bone and Implant significantly Reduce Construct Stability?. *Injury*, 2007, vol. 38, no. 3 [cited 6 June 2014]. pp. 358-364.

[2] ALONSO-VÁZQUEZ, A., et al. The Effect of Bone Quality on the Stability of Ankle Arthrodesis. A Finite Element Study. *Foot and Ankle International*, 2004, vol. 25, no. 11 [cited 6 June 2014]. pp. 840-850.

[3] AN, Z.; HE, X.and ZENG, B. A Comparative Study on Open Reduction and Plating Osteosynthesis and Minimal Invasive Plating Osteosynthesis in Treating Mid-Distal Humeral Shaft Fractures. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi = Zhongguo Xiufu Chongjian Waike Zazhi = Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery*, 2009, vol. 23, no. 1 [cited 8 June 2014]. pp. 41-44.

[4] BAGGI, L., et al. The Influence of Implant Diameter and Length on Stress Distribution of Osseointegrated Implants Related to Crestal Bone Geometry: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, vol. 100, no. 6 [cited 6 June 2014]. pp. 422-431. Available from

[5] BATULLA, S. *Experimental and Numerical Evaluation of the Pullout Strength of Selftapping Bone Screw in Normal and Osteoporotic Bone.* University of Akron Press, Akron, OH, 2007.

[6] BHANDARI, M., et al. Compression Plating Versus Intramedullary Nailing of Humeral Shaft Fractures - A Meta-Analysis. *Acta Orthopaedica*, 2006, vol. 77, no. 2 [cited 8 June 2014]. pp. 279-284.

[7] BOSTMAN, O. M. Rotational Refracture of the Shaft of the Adult Tibia. *Injury*, 1983, vol. 15, no. 2 [cited 6 June 2014]. pp. 93-98.

[8] BOTTLANG, M., et al. Effects of Construct Stiffness on Healing of Fractures Stabilized with Locking Plates. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 2010, vol. 92, no. SUPPL. 2 [cited 6 June 2014]. pp. 12-22.

[9] BOTTLANG, M., et al. Far Cortical Locking can Improve Healing of Fractures Stabilized with Locking Plates. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 2010, vol. 92, no. 7 [cited 6 June 2014]. pp. 1652-1660.

[10] BROADBENT, M. R., et al. The Epidemiology of Multifocal Upper Limb Fractures. *Scandinavian Journal of Surgery*, 2003, vol. 92, no. 3 [cited 8 June 2014]. pp. 220-223.

[11] BRORSON, S., et al. Benefits and Harms of Locking Plate Osteosynthesis in Intraarticular (OTA Type C) Fractures of the Proximal Humerus: A Systematic Review. *Injury*, 2012, vol. 43, no. 7 [cited 8 June 2014]. pp. 999-1005.

[12] BROWNER, B. D., et al. *Skeletal Trauma*. . American Academy of Orthopaedic Surgeons ed., Philadelphia: Saunders., 1998.

[13] BÜCHLER, P.; and FARRON, A. Benefits of an Anatomical Reconstruction of the Humeral Head during Shoulder Arthroplasty: A Finite Element Analysis. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, no. 1 [cited 6 June 2014]. pp. 16-23.

[14] CAEIRO, J.R, González, P., Guede, D. Biomecánica Del Hueso (y II): Ensayos En Los Distintos Niveles Jerárquicos Del Hueso y Técnicas Alternativas Para La Determinación De La Resistencia Ósea. *2013*.

[15] CARROLL, S. E. A Study of the Nutrient Foramina of the Humeral Diaphysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery.British Volume*, 1963, vol. 45 B [cited 8 June 2014]. pp. 176-181.

[16] CHAPMAN, J. R., et al. Randomized Prospective Study of Humeral Shaft Fracture Fixation: Intramedullary Nails Versus Plates. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2000, vol. 14, no. 3 [cited 6 June 2014]. pp. 162-166.

[17] CHAPMAN, J. R., et al. Randomized Prospective Study of Humeral Shaft Fracture Fixation: Intramedullary Nails Versus Plates. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2000, vol. 14, no. 3 [cited 8 June 2014]. pp. 162-166.

[18] CHATZISTERGOS, P. E.; MAGNISSALIS, E. A.and KOURKOULIS, S. K. A Parametric Study of Cylindrical Pedicle Screw Design Implications on the Pullout Performance using an Experimentally Validated Finite-Element Model. *Medical Engineering and Physics*, 2010, vol. 32, no. 2 [cited 6 June 2014]. pp. 145-154.

[19] CHEN, G., et al. Computational Investigations of Mechanical Failures of Internal Plate Fixation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2010, vol. 224, no. 1 [cited 6 June 2014]. pp. 119-126.

[20] CLAES, L., et al. Fixation Technique Influences Osteogenesis of Comminuted Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1999, no. 365 [cited 6 June 2014]. pp. 221-229.

[21] CLEMENCIA, O. Generalidades De Las Fracturas, 2004.

[22] CUADRADO, A. *Análisis Mediante Ensayos in Vitro, in Vivo y Modelos Computacionales, De Sistemas De Fijación Interna Basados En Placas y Tornillos Para La Reparación De Fracturas Osteoporóticas.* Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, 2013.

[23] DAMSGAARD, M., et al. Analysis of Musculoskeletal Systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 2006, vol. 14, no. 8 [cited 6 June 2014]. pp. 1100-1111.

[24] DUBOV, A., et al. The Biomechanics of Plate Repair of Periprosthetic Femur Fractures Near the Tip of a Total Hip Implant: The Effect of Cable-Screw Position. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2011, vol. 225, no. 9 [cited 6 June 2014]. pp. 857-865.

[25] ELMARAGHY, A. W., et al. Influence of the Number of Cortices on the Stiffness of Plate Fixation of Diaphyseal Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2001, vol. 15, no. 3 [cited 6 June 2014]. pp. 186-191.

[26] ENGUO, Cao, Yoshio Inoue, Tao Liu Kyoko Shibata. An Inverse Dynamic Approach for Quantitative Muscle Force Estimation during Human Standing-Up Process, 2013.

[27] EPPS, C. H.; and GRANT, R. E. Fractures of the Shaft of the Humerus.

[28] FAVRE, P., et al. An Integrated Model of Active Glenohumeral Stability. *Journal of Biomechanics*, 2012, vol. 45, no. 13 [cited 6 June 2014]. pp. 2248-2255.

[29] FEERICK, E. M.; and MCGARRY, J. P. Cortical Bone Failure Mechanisms during Screw Pullout. *Journal of Biomechanics*, 2012, vol. 45, no. 9 [cited 6 June 2014]. pp. 1666-1672.

[30] FERGUSON, S. J.; WYSS, U. P.and PICHORA, D. R. Finite Element Stress Analysis of a Hybrid Fracture Fixation Plate. *Medical Engineering and Physics*, 1996, vol. 18, no. 3 [cited 6 June 2014]. pp. 241-250.

[31] FERNANDEZ-TRESGUERRES HERNANDEZ-GIL, I., et al. Physiological Bases of Bone Regeneration II. The Remodeling Process. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 2006, vol. 11, no. 2 [cited 8 June 2014]. pp. 92-98.

[32] FINSEN, V.; and BENUM, P. Refracture of the Hip Rare After Removal of Fixation Device. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1986, vol. 57, no. 5 [cited 6 June 2014]. pp. 434-435.

[33] FORRIOL, F. *Manual De Cirugía Ortopédica y Traumatología. Tomo I.SECOT Sociedad Española De Cirugía Ortopedia y Traumatología.* , 2010.

[34] FOSTER, R. J., et al. Internal Fixation of Fractures and Non-Unions of the Humeral Shaft. Indications and Results in a Multi-Center Study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 1985, vol. 67, no. 6 [cited 6 June 2014]. pp. 857-864.

[35] FOUAD, H. Effects of the Bone-Plate Material and the Presence of a Gap between the Fractured Bone and Plate on the Predicted Stresses at the Fractured Bone. *Medical Engineering and Physics*, 2010, vol. 32, no. 7 [cited 6 June 2014]. pp. 783-789.

[36] FRANS, C.T. van der Helm. *The Shoulder Mechanism.* , 1991.

[37] GARDNER, M. J., et al. The Mechanical Behavior of Locking Compression Plates Compared with Dynamic Compression Plates in a Cadaver Radius Model. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2005, vol. 19, no. 9 [cited 6 June 2014]. pp. 597-603.

[38] GARDNER, M. J., et al. Hybrid Locked Plating of Osteoporotic Fractures of the Humerus. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 2006, vol. 88, no. 9 [cited 6 June 2014]. pp. 1962-1967.

[39] GARDNER, M. J., et al. Stiffness Modulation of Locking Plate Constructs using Near Cortical Slotted Holes: A Preliminary Study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2009, vol. 23, no. 4 [cited 6 June 2014]. pp. 281-287.

[40] GARTNER, L. P.; and HIATT, J. L. Histología, 2008.

[41] GEFEN, A. Optimizing the Biomechanical Compatibility of Orthopedic Screws for Bone Fracture Fixation. *Medical Engineering and Physics*, 2002, vol. 24, no. 5 [cited 6 June 2014]. pp. 337-347.

[42] GENESER, F. *Histología.* , 2000.

[43] GENNA, F., et al. Mechanical Response of Bone Under Short-Term Loading of a Dental Implant with an Internal Layer Simulating the Nonlinear Behaviour of the Periodontal Ligament. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2003, vol. 6, no. 5-6 [cited 6 June 2014]. pp. 305-318.

[44] GIBSON, J. N.; HANDOLL, H. H.and MADHOK, R. Interventions for Treating Proximal Humeral Fractures in Adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews (Online)*, 2001, no. 1 [cited 8 June 2014].

[45] GUSE, T. R.; and OSTRUM, R. F. The Surgical Anatomy of the Radial Nerve Around the Humerus. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995, no. 320 [cited 8 June 2014]. pp. 149-153.

[46] HAIDUKEWYCH, G. J.; and RICCI, W. Locked Plating in Orthopaedic Trauma: A Clinical Update. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2008, vol. 16, no. 6 [cited 6 June 2014]. pp. 347-355.

[47] HARDEMAN, F., et al. Predictive Factors for Functional Outcome and Failure in Angular Stable Osteosynthesis of the Proximal Humerus. *Injury*, 2012, vol. 43, no. 2 [cited 8 June 2014]. pp. 153-158.

[48] HIDAKA, S.; and GUSTILO, R. B. Refracture of Bones of the Forearm After Plate Removal. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 1984, vol. 66, no. 8 [cited 6 June 2014]. pp. 1241-1243.

[49] HOLSTEIN, A.; and LEWIS, G. M. Fractures of the Humerus with Radial-Nerve Paralysis. *J. Bone Joint Surg. Am. 45:1382-8*, 1963.

[50] HOPPENFELD, S.; and DEBOER, P. Surgical Exposures in Orthopaedics: The Anatomic Approach, 2003.

[51] HOU, S. -M, et al. Mechanical Tests and Finite Element Models for Bone Holding Power of Tibial Locking Screws. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, no. 7 [cited 6 June 2014]. pp. 738-745.

[52] IZAHAM, R. M. A. R.; ABDUL KADIR, M. R.and AL-JEFRI MUSLIM, D. *Screws Placement Effect on Locking Compression Plate (LCP) for Tibial Oblique Fracture Fixation.* , 2010 [cited 6 June 2014].

[53] IZQUIERDO, M. *Biomecánica y Bases Neuromusculares De La Actividad Física y El Deporte.*, 2008.

[54] JUNQUEIRA, L. C.; and CARNEIRO, J. *Basic Histology.* , 2005.

[55] JUPITER, J. B. Managing Fractures of the Humeral Shaft and Distal Humerus. *J Musculoskelet Med 1994;11:35–44*, 1944.

[56] KAEWPORNSAWAN, K. Comparison between Closed Reduction with Percutaneous Pinning and Open Reduction with Pinning in Children with Closed Totally Displaced Supracondylar Humeral Fractures: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, 2001, vol. 10, no. 2 [cited 8 June 2014]. pp. 131-137.

[57] KAPTEIN, B. L.; and VAN DER HELM, F. C. T. Estimating Muscle Attachment Contours by Transforming Geometrical Bone Models. *Journal of Biomechanics*, 2004, vol. 37, no. 3 [cited 6 June 2014]. pp. 263-273.

[58] KARUNRATANAKUL, K.; SCHROOTEN, J.and VAN OOSTERWYCK, H. Finite Element Modelling of a Unilateral Fixator for Bone Reconstruction: Importance of Contact Settings. *Medical Engineering and Physics*, 2010, vol. 32, no. 5 [cited 6 June 2014]. pp. 461-467.

[59] KENWRIGHT, J.; and GOODSHIP, A. E. Controlled Mechanical Stimulation in the Treatment of Tibial Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1989, no. 241 [cited 6 June 2014]. pp. 36-47.

[60] KESSLER, S. B., et al. Refractures: A Consequence of Impaired Local Bone Viability. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 1992, vol. 111, no. 2 [cited 6 June 2014]. pp. 96-101.

[61] KOCA, O. L.; ESKITASCIOGLU, G.and USUMEZ, A. Three-Dimensional Finite-Element Analysis of Functional Stresses in Different Bone Locations Produced by Implants Placed in the Maxillary Posterior Region of the Sinus Floor. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, vol. 93, no. 1 [cited 6 June 2014]. pp. 38-44.

[62] KÖNIGSHAUSEN, M., et al. Clinical Outcome and Complications using a Polyaxial Locking Plate in the Treatment of Displaced Proximal Humerus Fractures. A Reliable System?. *Injury*, 2012, vol. 43, no. 2 [cited 8 June 2014]. pp. 223-231.

[63] KOSMOPOULOS, V.; and NANA, A. D. Dual Plating of Humeral Shaft Fractures: Orthogonal Plates Biomechanically Outperform Side-by-Side Plates. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2014, vol. 472, no. 4 [cited 6 June 2014]. pp. 1310-1317.

[64] KOWALSKI, M. J., et al. A Comparative Biomechanical Evaluation of a Noncontacting Plate and Currently used Devices for Tibial Fixation. *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care*, 1996, vol. 40, no. 1 [cited 6 June 2014]. pp. 5-9.

[65] KRISHNA, K. R.; SRIDHAR, I.and GHISTA, D. N. Analysis of the Helical Plate for Bone Fracture Fixation. *Injury*, 2008, vol. 39, no. 12 [cited 6 June 2014]. pp. 1421-1436.

[66] LEMIEUX, P. -O, et al. Mechanical Analysis of Cuff Tear Arthropathy during Multiplanar Elevation with the AnyBody Shoulder Model. *Clinical Biomechanics*, 2012, vol. 27, no. 8 [cited 6 June 2014]. pp. 801-806.

[67] LEWICKY, Y. M.; SHEPPARD, J. E.and RUTH, J. T. The Combined Olecranon Osteotomy, Lateral Paratricipital Sparing, Deltoid Insertion Splitting Approach for Concomitant Distal Intra-Articular and Humeral Shaft Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2007, vol. 21, no. 2 [cited 8 June 2014]. pp. 133-139.

[68] MA, J., et al. Intramedullary Nail Versus Dynamic Compression Plate Fixation in Treating Humeral Shaft Fractures: Grading the Evidence through a Meta-Analysis. *Plos One*, 2013, vol. 8, no. 12 [cited 6 June 2014].

[69] MACLEOD, A. R.; PANKAJ, P.and SIMPSON, A. H. R. W. Does Screw-Bone Interface Modelling Matter in Finite Element Analyses?. *Journal of Biomechanics*, 2012, vol. 45, no. 9 [cited 6 June 2014]. pp. 1712-1716.

[70] MALDONADO, Z. M., et al. Straining of the Intact and Fractured Proximal Humerus Under Physiological-Like Loading. *Journal of Biomechanics*, 2003, vol. 36, no. 12 [cited 6 June 2014]. pp. 1865-1873.

[71] MARESCA, A., et al. Multifocal Humeral Fractures. *Injury*, 2014, vol. 45, no. 2 [cited 8 June 2014]. pp. 444-447.

[72] MARTÍNEZ, Á. A.; CUENCA, J.and HERRERA, A. Treatment of Humeral Shaft Nonunions: Nailing Versus Plating. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2004, vol. 124, no. 2 [cited 6 June 2014]. pp. 92-95.

[73] MAST, J. W., et al. Fractures of the Humeral Shaft. A Retrospective Study of 240 Adult Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1975, vol. no.112 [cited 8 June 2014]. pp. 254-262.

[74] MATHURIN, F., et al. 3D Finite Element Modeling of an Assembly Process with Thread Forming Screw. *Journal of Manufacturing Science and Engineering, Transactions of the ASME*, 2009, vol. 131, no. 4 [cited 6 June 2014]. pp. 0410151-04101518.

[75] MCKEE, M. D., et al. A Multicenter, Prospective, Randomized, Controlled Trial of Open Reductioninternal Fixation Verus Total Elbow Arthroplasty for Displaced Intra-Articular Distal Humeral Fractures in Elderly Patients. *J Shoulder Elbow Surg 2009;18(1):3–12*, 2008.

[76] MEYER, C., et al. The Arteries of the Humerus and their Relevance in Fracture Treatment. *Zentralblatt Fur Chirurgie*, 2005, vol. 130, no. 6 [cited 8 June 2014]. pp. 562-567.

[77] MILLER, D. L.; and GOSWAMI, T. A Review of Locking Compression Plate Biomechanics and their Advantages as Internal Fixators in Fracture Healing. *Clinical Biomechanics*, 2007, vol. 22, no. 10 [cited 6 June 2014]. pp. 1049-1062.

[78] MOAZEN, M., et al. Evaluation of a New Approach for Modelling the Screw-Bone Interface in a Locking Plate Fixation: A Corroboration Study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2013, vol. 227, no. 7 [cited 6 June 2014]. pp. 746-756.

[79] MOORE, K.; and AGUR, A. *Fundamentos De Anatomía Con Orientación Clínica.* , 2003.

[80] MULIER, T., et al. Operative Treatment of Humeral Shaft Fractures. *Acta Orthopaedica Belgica*, 1997, vol. 63, no. 3 [cited 6 June 2014]. pp. 170-177.

[81] NEER 2ND., C. S. Displaced Proximal Humeral Fractures. I. Classification and Evaluation. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 1970, vol. 52, no. 6 [cited 8 June 2014]. pp. 1077-1089.

[82] NEER II, C. S. Four-Segment Classification of Proximal Humeral Fractures: Purpose and Reliable use. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2002, vol. 11, no. 4 [cited 8 June 2014]. pp. 389-400.

[83] O'DONNELL, T. M. P., et al. Concomitant Injuries to the Ipsilateral Shoulder in Patients with a Fracture of the Diaphysis of the Humerus. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 2008, vol. 90, no. 1 [cited 8 June 2014]. pp. 61-65.

[84] PANKAJ, P. Patient-Specific Modelling of Bone and Bone-Implant Systems: The Challenges. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2013, vol. 29, no. 2 [cited 6 June 2014]. pp. 233-249.

[85] PERREN, S. M. Physical and Biological Aspects of Fracture Healing with Special Reference to Internal Fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1979, vol. NO. 138 [cited 8 June 2014]. pp. 175-196.

[86] RAMOTOWSKI, W.; and GRANOWSKI, R. Zespol: An Original Method of Stable Osteosynthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1991, no. 272 [cited 6 June 2014]. pp. 67-75.

[87] ROITT, I.; BROSTOFF, J.and MALE, D. *Immunology.* , 1993.

[88] SARMIENTO, A.; WADDELL, J. P.and LATTA, L. L. Diaphyseal Humeral Fractures: Treatment Options. *Instructional Course Lectures*, 2002, vol. 51 [cited 6 June 2014]. pp. 257-269.

[89] SHAH, S., et al. The Biomechanics of Plate Fixation of Periprosthetic Femoral Fractures Near the Tip of a Total Hip Implant: Cables, Screws, Or both?. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2011, vol. 225, no. 9 [cited 6 June 2014]. pp. 845-856.

[90] SINGH, A. K., et al. Plate Osteosynthesis of Fractures of the Shaft of the Humerus: Comparison of Limited Contact Dynamic Compression Plates and Locking Compression Plates. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 2014 [cited 6 June 2014].

[91] SINGISETTI, K.; and AMBEDKAR, M. Nailing Versus Plating in Humerus Shaft Fractures: A Prospective Comparative Study. *International Orthopaedics*, 2010, vol. 34, no. 4 [cited 6 June 2014]. pp. 571-576.

[92] SINS, L., et al. Effect of Glenoid Implant Design on Glenohumeral Stability: An Experimental Study. *Clinical Biomechanics*, 2012, vol. 27, no. 8 [cited 6 June 2014]. pp. 782-788.

[93] STOFFEL, K., et al. Biomechanical Testing of the LCP - how can Stability in Locked Internal Fixators be Controlled?. *Injury*, 2003, vol. 34, no. SUPPL. 2 [cited 6 June 2014]. pp. SB11-SB19+SB79-SB80+SB83-SB84+SB87-SB88.

[94] TAN, S. L. E.; and BALOGH, Z. J. Indications and Limitations of Locked Plating. *Injury*, 2009, vol. 40, no. 7 [cited 6 June 2014]. pp. 683-691.

[95] TSAI, C. -H, et al. The Epidemiology of Traumatic Humeral Shaft Fractures in Taiwan. *International Orthopaedics*, 2009, vol. 33, no. 2 [cited 6 June 2014]. pp. 463-467.

[96] VEZIROGLU, F., et al. Stability of Zygomatic Plate-Screw Orthodontic Anchorage System: A Finite Element Analysis. *Angle Orthodontist*, 2008, vol. 78, no. 5 [cited 6 June 2014]. pp. 902-907.

[97] WALKER, M., et al. Humeral Shaft Fractures: A Review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2011, vol. 20, no. 5 [cited 8 June 2014]. pp. 833-844.

[98] WELSCH, U. Histología. *2008*.

[99] WIRTH, A. J.; MÜLLER, R.and VAN LENTHE, G. H. Computational Analyses of Small Endosseous Implants in Osteoporotic Bone. *European Cells and Materials*, 2010, vol. 20 [cited 6 June 2014]. pp. 58-71.

[100] YÁNEZ, A.; CARTA, J. A.and GARCÉS, G. Biomechanical Evaluation of a New System to Improve Screw Fixation in Osteoporotic Bones. *Medical Engineering and Physics*, 2010, vol. 32, no. 5 [cited 8 June 2014]. pp. 532-541.

[101] YÁNEZ, A., et al. A New System to Improve Screw Fixation to Bones. *Journal of Medical Devices, Transactions of the ASME*, 2011, vol. 5, no. 4 [cited 6 June 2014].

[102] YUSHKEVICH, P. A., et al. User-Guided 3D Active Contour Segmentation of Anatomical Structures: Significantly Improved Efficiency and Reliability. *Neuroimage*, 2006, vol. 31, no. 3 [cited 6 June 2014]. pp. 1116-1128.