

Trabajo de Fin de Grado

Ingeniería de las Tecnologías Industriales

Adaptabilidad de la fibra de basalto a fijadores óseos

Autor: James Fernando Gibbon López

Tutores: Jesús Justo Estebaranz y Federico París Carballo

Dpto. Mecánica de Medios Continuos
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2022



Proyecto Fin de Carrera
Ingeniería de las Tecnologías Industriales

Adaptabilidad de la fibra de basalto a fijadores óseos

Autor:

James Fernando Gibbon López

Tutores:

Jesús Justo Estebanz

Federico París Carballo

Dpto. de Mecánica de Medios Continuos
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2022

Proyecto Fin de Carrera: Adaptabilidad de la fibra de basalto a fijadores óseos

Autor: James Fernando Gibbon López

Tutores: Jesús Justo Estebaranz y Federico
París Carballo

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2022

El Secretario del Tribunal

A mi abuelo Fernando

Agradecimientos

El primer agradecimiento de este trabajo va dirigido a mi abuelo Fernando, sin el cual no me habría atrevido a adentrarme en esta temática tan fascinante, y por ser el ejemplo de trabajador en el que me quiero convertir.

A mis padres, por habérmelo dado todo.

A mi abuela, por ser siempre la primera en preguntar e interesarse.

To my grandparents Lorna and Leslie, who would be very excited about this project.

A mis hermanos, a mi madrina.

A Inma, por estar siempre ahí.

A mis tíos Fernando y María, por haberme guiado en mi carrera y abrirme un mundo nuevo.

A Miguel Muñoz, sin el cual buena parte de este trabajo no sería posible.

A Antonio Cañas, José Ramón, Serafín Sánchez, Pablo Dugo y todas las personas con las que he coincidido en el laboratorio que han dedicado parte su tiempo a ayudarme con el trabajo y formarme.

A mis tutores Federico París y Jesús Justo, por haberme dado la oportunidad de realizar este trabajo tan apasionante y por sus consejos.

James Fernando Gibbon López

Sevilla, 2022

Resumen

El cuerpo humano tiene la sorprendente capacidad de regenerar el tejido dañado de un hueso fracturado. A esta cualidad hay que añadirle el hecho de que los huesos evolucionan adaptándose a las sollicitaciones mecánicas a las que se encuentran sometidos. Esta virtud, consecuencia de la evolución de la naturaleza hacia estructuras optimizadas, deriva en el deseo de emular e imitar estas estructuras por parte de la ciencia e ingeniería. Es el caso de los materiales de los fijadores óseos utilizados para el tratamiento de fracturas, y en los que predominan actualmente los metales como el acero inoxidable o el titanio.

En el caso de los materiales compuestos, cuyo comportamiento mecánico se asemeja al hueso mucho más que los materiales metálicos, puede residir la próxima generación de fijadores más flexibles. La fibra de carbono ya se emplea con éxito para el tratamiento de muchos tipos de fracturas, pero materiales como los compuestos de fibra de basalto suponen un salto más allá al tener unas propiedades mecánicas más afines al hueso, especialmente por su módulo de Young en la dirección de la fibra.

En este trabajo, se desarrollan en primer lugar los conceptos necesarios para comprender la preferencia por materiales de los fijadores cuyas propiedades mecánicas se asemejen a las del hueso. Para ello es necesario estudiar la biomecánica ósea, los procesos biológicos que tienen lugar durante la reparación ósea, los fundamentos de los fijadores óseos y las propiedades de los biomateriales. Una vez desarrollados estos conceptos, se fabricarán una serie de laminados de fibra de basalto-epoxy para realizar una caracterización mecánica y evaluar sus propiedades. El análisis de los resultados obtenidos en los ensayos permitirá establecer un principio de valoración de la viabilidad del material para su aplicación en fijadores óseos.

Abstract

The human body has the extraordinary capacity of regenerating the damaged tissue of a fractured bone. To this virtue it must be added the fact that bone's mechanical properties evolve adapting themselves to the loads to which they are submitted. This circumstance, consequence of the evolution of nature towards optimized structures, derives on science and engineering's desire of emulating and imitating these forms. It is the case of the materials used in bone internal fixation, nowadays dominated by metals like stainless steel or titanium alloys.

In the case of composite materials, whose mechanical behaviour is much closer to that of bones than metals, can be found the next generation of flexible plates for bone fixation. Carbon fiber has already been used successfully as a bone implant material, but other fibers such as basalt may be a better alternative as their mechanical properties are far more similar to those of bone, especially for their Young's modulus in the fiber direction.

In this work, all concepts necessary to comprehend the preference for mechanically bone-like fixator materials are developed. For this purpose, it is necessary to study the biomechanics of bone, the biological processes related to bone healing, the fundamentals of bone fixation and the definition of biomaterial's properties. Once all this has been clarified, a basalt fiber-epoxy laminate will be fabricated to make a mechanical characterization and evaluate its properties. The analysis of the results will allow us to establish a primary assessment of the viability of basalt fibers for their use in bone internal fixation.

Índice

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xiv
Índice de Tablas	xvi
Índice de Figuras	xvii
1 Introducción	1
1.1 <i>Objetivos</i>	2
1.2 <i>Estructura del proyecto</i>	2
2 Biología del Hueso	5
2.1 <i>El hueso</i>	5
2.2 <i>La escala de los componentes elementales</i>	6
2.2.1 <i>Remodelación ósea</i>	8
2.2.2 <i>Crecimiento y modelación ósea</i>	9
2.2.3 <i>Osteoformación en fracturas: osteogénesis</i>	10
2.3 <i>Nivel micromesoscópico</i>	12
2.4 <i>Nivel macroscópico</i>	13
3 Biomecánica del Hueso	17
3.1 <i>Caracterización mecánica del hueso</i>	17
3.1.1 <i>Propiedades mecánicas de los componentes elementales</i>	18
3.1.2 <i>Propiedades mecánicas de los componentes microscópicos</i>	19
3.1.3 <i>Propiedades mecánicas macroscópicas</i>	21
3.2 <i>Elasticidad y Resistencia de Materiales en el hueso</i>	23
3.2.1 <i>El hueso como material compuesto</i>	24
3.2.2 <i>Contribución del hueso cortical y del hueso trabecular</i>	26
3.2.3 <i>El MEF aplicado al análisis de estructuras óseas</i>	28
3.3 <i>Biomecánica de la Fractura</i>	31
3.3.1 <i>Enfoque de la Mecánica de la Fractura</i>	32

3.3.2	Enfoque de la traumatología	37
4	Fijación Ósea	41
4.1	<i>Fijación ósea en la Historia</i>	41
4.1.1	Origen histórico del tratamiento mediante fijadores internos	42
4.2	<i>Fijadores internos: placas</i>	43
4.2.1	Fijador convencional	45
4.2.2	<i>Locked plating</i> o placas de tornillos bloqueados	47
4.2.3	Sistemas híbridos y otros	50
4.3	<i>Consideraciones biomecánicas</i>	51
4.3.1	Localización óptima del fijador convencional	51
4.3.2	Extracción de las placas	51
4.3.3	Elección del tipo de tornillo	52
4.3.4	Influencia del número de tornillos y su configuración	52
4.3.5	Factores de la rigidez de la fijación	52
5	Materiales	53
5.1	<i>Consideraciones de los materiales en los implantes</i>	53
5.1.1	Aspectos microscópicos de los materiales	54
5.1.2	Efectos fisiológicos sobre los materiales	56
5.1.3	Propiedades mecánicas	57
5.1.4	Biomateriales	58
5.2	<i>Evolución de los materiales en placas</i>	59
5.2.1	Acero inoxidable	60
5.2.2	Aleaciones de titanio	60
5.2.3	Cerámicos, polímeros y otros	61
5.3	<i>Materiales compuestos</i>	61
5.3.1	La fibra de carbono	62
5.3.2	Fibra de basalto	63
6	Caracterización del material compuesto de Fibra de Basalto (I): Fabricación	66
6.1	<i>Descripción del material y normas utilizadas</i>	66
6.2	<i>Fabricación de paneles de prueba</i>	68
6.3	<i>Corte y apilado de láminas</i>	70
6.4	<i>Preparación de la bolsa de vacío y curado</i>	72
6.5	<i>Preparación de las probetas</i>	74
6.6	<i>Colocación de galgas extensométricas</i>	81
7	Caracterización del material compuesto de Fibra de Basalto (II): Ensayos Mecánicos	85
7.1	<i>Definiciones previas</i>	85
7.2	<i>Ensayo de tracción a 0º (P1)</i>	88
7.3	<i>Ensayo de compresión a 0º (P2)</i>	90
7.4	<i>Ensayo de tracción a 90º (P3)</i>	93
7.5	<i>Ensayo de compresión a 90º (P4)</i>	95
7.6	<i>Ensayo de cizalladura (P5)</i>	97
7.7	<i>Otros ensayos de caracterización</i>	100
7.7.1	Ensayo de fatiga	100
7.7.2	Contenido en fibra del material compuesto	103
8	Conclusiones y desarrollos futuros	105
8.1	<i>Conclusiones</i>	105
8.2	<i>Desarrollos futuros</i>	107
	Apéndice A: Encapsulado y empastillado de muestras	109
	Apéndice B: Medición del volumen de fibra	112
	Referencias	115

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1–1. Módulo de Young de diferentes materiales de uso en osteosíntesis	2
Tabla 3–1. Rigidez de los componentes elementales del hueso	19
Tabla 3–2. Propiedades mecánicas de osteonas de tipo I	19
Tabla 3–3. Rigidez del hueso cortical	21
Tabla 3–4. Comparación de rigidez y resistencia entre fémur y radio	23
Tabla 3–5. K_{Ic} y G_c en fracturas de tibia y fémur	34
Tabla 5–1. Composición principal de la fibra de basalto [191]	64
Tabla 6–1. Normativa seguida para la caracterización	67
Tabla 6–2. Dimensiones de los tacones y las probetas	67
Tabla 6–3. Láminas necesarias para las probetas	70
Tabla 6–4. Dimensiones de las probetas	81
Tabla 7–1. Resultados del ensayo de tracción a 0°	90
Tabla 7–2. Resultados del ensayo de compresión a 0°	93
Tabla 7–3. Resultados del ensayo de tracción a 90°	94
Tabla 7–4. Resultados del ensayo de compresión a 90°	96
Tabla 7–5. Resultados del ensayo de cizalladura	99
Tabla A–1. Etapas del lijado	110
Tabla A–2. Etapas del pulido	110

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Esquema con los contenidos del proyecto	3
Figura 2-1. Composición del hueso	6
Figura 2-2. Recubrimientos de hidroxiapatita en prótesis articulares de cadera (izda) y rodilla (dcha)	7
Figura 2-3. Esquema del proceso cíclico de remodelación ósea [4]	9
Figura 2-4. Evolución del callo de fractura [21]	11
Figura 2-5. Hueso laminar y trenzado [7]	12
Figura 2-6. Partes del hueso diafisario, diferenciando hueso cortical/trabecular [18]	13
Figura 2-7. Cortes transversales de tibia y fémur <i>in vivo</i>	14
Figura 3-1. Configuraciones de las laminillas en torno a las osteonas [42]	20
Figura 3-2. Curva de tensión-deformación del hueso cortical y del trabecular [69]	26
Figura 3-3. Corte transversal de la cortical de un hueso diafisario [71]	27
Figura 3-4. Procesamiento de modelos de huesos mediante μ TC [73]	29
Figura 3-5. Analogía entre densidades y propiedades mecánicas [73]	30
Figura 3-6. Curvas de tensión-deformación de un hueso humano a tracción, compresión y cizalladura [80]	31
Figura 3-7. Posibles modos de fractura [86]	33
Figura 3-8. <i>Crack deflection</i> en la matriz ósea [98]	35
Figura 3-9. <i>Crack bridging</i> en una grieta de un hueso [100]	35
Figura 3-10. Curvas R en un hueso de un equino [101]	36
Figura 3-11. Otros mecanismos extrínsecos de resistencia al daño óseo [70]	37
Figura 3-12. Morfología de microgrietas en función del modo de carga [104]	38
Figura 3-13. Fracturas de huesos diafisarios bajo diferentes configuraciones de carga [108]	40
Figura 4-1. El funcionamiento de la placa de Hansmann [115]	43
Figura 4-2. Funcionamiento de una placa de compresión (editado de [24])	45
Figura 4-3. Pérdida de estabilidad en placa de compresión por la acción de cargas de flexión [24]	47
Figura 4-4. Placa LISS para intervenciones menos invasivas [133]	48
Figura 4-5. Funcionamiento de una placa de tornillos bloqueados [24]	49
Figura 5-1. Placa de fibra de carbono-PEEK en una fractura distal de peroné [188]	63
Figura 6-1. Rollo del material que se va a caracterizar con la película protectora	66

Figura 6-2. Información técnica sobre la resina del material preimpregnado	68
Figura 6-3. Uno de los paneles de prueba antes y después de su curado	69
Figura 6-4. Micrografías del laminado fabricado sin (A-B) y con presión (C-D)	69
Figura 6-5. Proceso de corte del <i>prepreg</i> y condiciones higrotérmicas de la sala limpia	70
Figura 6-6. Láminas antes de ser apiladas	71
Figura 6-7. Proceso de apilado	72
Figura 6-8. Componentes de la bolsa de vacío	73
Figura 6-9. Bolsa de vacío antes del curado en autoclave	73
Figura 6-10. Evolución de la temperatura del ciclo de curado de los paneles de basalto	74
Figura 6-11. Bolsa de vacío después del curado en autoclave	74
Figura 6-12. Resanamiento con la máquina de disco con punta de diamante	75
Figura 6-13. Lijado de tacones de fibra de vidrio y paneles de fibra de basalto	75
Figura 6-14. Colocación del adhesivo para pegar los tacones a los paneles	76
Figura 6-15. Preparación de bolsa de vacío y curado del adhesivo	77
Figura 6-16. Evolución de la temperatura para el curado del adhesivo	77
Figura 6-17. Adhesivo restante en las probetas de compresión	78
Figura 6-18. Resanamiento del centro de los paneles de compresión con la fresadora para retirar el adhesivo	78
Figura 6-19. Paneles de compresión tras resanar el adhesivo sobrante	79
Figura 6-20. Corte de los paneles	79
Figura 6-21. Aspecto final de todas las probetas cortadas	80
Figura 6-22. Medición del ancho y espesor de las probetas	80
Figura 6-23. Preparación de la superficie de la probeta para pegar las bandas	82
Figura 6-24. Marcado del centro de la probeta	82
Figura 6-25. Primer pegado de la banda en el centro con cinta adhesiva	83
Figura 6-26. Pegado de bandas con el adhesivo Z70	83
Figura 6-27. Instrumental para la adecuación de cables para la conexión con los terminales de las bandas	84
Figura 6-28. Resultado final de la banda extensométrica en una de las probetas	84
Figura 7-1. Máquina de tracción universal INSTRON 4482 y software para el seguimiento y control de los ensayos	85
Figura 7-2. Extensómetro de 50 milímetros	86
Figura 7-3. Gráfica típica de tensión-deformación, con las variables de interés	86
Figura 7-4. Probetas de tracción a 0°	88
Figura 7-5. Ensayos de tracción a 0° con bandas extensométricas	89
Figura 7-6. Ensayos de tracción a 0° con extensómetro	89
Figura 7-7. Modo de fallo en las probetas de tracción a 0°	90
Figura 7-8. Útil para el ensayo de compresión	91
Figura 7-9. Preparación del ensayo de compresión poniendo en contacto el pistón de carga con el útil	91
Figura 7-10. Probetas del ensayo de compresión a 0°	92

Figura 7-11. Ensayos de compresión a 0°	92
Figura 7-12. Modo de fallo de las probetas de compresión a 0°	93
Figura 7-13. Probetas de tracción a 90°	93
Figura 7-14. Ensayos de tracción a 90°	94
Figura 7-15. Modos de rotura de las probetas de tracción a 90°	95
Figura 7-16. Probetas de compresión a 90°	95
Figura 7-17. Ensayos de compresión a 90°	96
Figura 7-18. Modo de fallo de las probetas de compresión a 90°	96
Figura 7-19. Modo de fallo de las probetas de compresión a 90° visto con lupa	97
Figura 7-20. Probetas de $\pm 45^\circ$ para el ensayo de cizalladura	98
Figura 7-21. Curvas de tensión-deformación de cizalladura	98
Figura 7-22. Curvas de carga-desplazamiento	99
Figura 7-23. Modos de rotura de las probetas de cizalladura	100
Figura 7-24. Agujeros en las probetas de ensayo a fatiga (izda carbono, dcha basalto)	101
Figura 7-25. Ensayo a fatiga	101
Figura 7-26. Desplazamientos de los ensayos de fatiga	102
Figura 7-27. Equipo de ultrasonidos utilizado para examinar las probetas	103
Figura 7-28. Ausencia de daño en la probeta de fibra de basalto	103
Figura 8-1. Módulos de Young de materiales utilizados en osteosíntesis internas	106
Figura 8-2. Resumen de las conclusiones y perspectivas del proyecto	108
Figura A-3. Material para el empastillado de muestras	109
Figura A-4. Elementos de la fase de lijado	110
Figura A-5. Proceso de pulido	111
Figura A-6. Micrografías de las muestras pulidas (0° y 90°)	111
Figura A-7. Balanza utilizada para las mediciones	112
Figura A-8. Ensayos de digestión (A diclorometano, B isopropanol)	112
Figura A-9. Fibra con restos de epoxy (A isopropanol, B butanona, C diclorometano, D ácido nítrico)	113
Figura A-10. Peso del material antes de la calcinación	113
Figura A-11. Ensayo de calcinación	114
Figura A-12. Material después de la calcinación	114

1 INTRODUCCIÓN

Desde hace ya milenios, el ser humano ha ideado una gran variedad de utensilios como sistemas de fijación ósea para acelerar el proceso de curación de fracturas, así como para prevenir un posible empeoramiento de éstas. Paralelamente a los avances científicos, sobre todo desde finales del siglo XIX, y especialmente por el florecimiento de numerosos nuevos materiales con múltiples aplicaciones, la medicina ha conseguido desarrollar sistemas muy sofisticados para mejorar la calidad de vida y la salud de las personas.

En este sentido entran las osteosíntesis internas, entre cuyos objetivos principales está el de la preservación de las tensiones en el hueso para optimizar el tiempo de curación de una fractura sin dejar de asegurar una inmovilización y estabilidad correcta [1]. Tras este planteamiento inicial, quedan en el aire una serie de cuestiones:

- ¿Es mejor seguir una tendencia inmovilista que asegure la estabilidad en el foco de una fractura y controle en mayor medida la posibilidad de males mayores durante la curación?,
- ¿O es mejor seguir una vía funcional que, con una cierta permisividad de movimiento, permita un mayor fortalecimiento del callo de fractura en dicha curación?,
- ¿Qué tipo de propiedades se demandan para cumplir estas exigencias?,
- ¿En qué tipo de materiales se traducen estas tendencias?

Estas y muchas otras cuestiones de interés se responderán en el transcurso de este trabajo, destinadas a forjar una base teórica que fundamente los objetivos finales de este proyecto. Como se indicó anteriormente, del mismo modo que la medicina ha avanzado inmensamente durante el último siglo y medio, la ciencia de los materiales y el entendimiento de su comportamiento también ha avanzado, confluyendo ambos en la utilización de nuevos materiales en prótesis, fijadores, todo tipo de implantes, equipamiento quirúrgico, etc. Aquí entran en escena los materiales compuestos, desarrollados en buena parte desde la segunda mitad del siglo XX y que han jugado un papel prometedor en la ingeniería dadas sus interesantes propiedades:

- Alto módulo elástico en la dirección de la fibra,
- Alta resistencia,
- Baja densidad,
- Resistencia a la corrosión,
- Larga vida a fatiga.

Y muchas otras que serán de interés en aplicaciones médicas (y concretamente en el ámbito de estudio de la traumatología), como por ejemplo la variedad de las propiedades mecánicas en función de la dirección espacial. Dentro de los refuerzos en materiales compuestos, la fibra de carbono se ha erigido como la más usada dadas sus excelentes propiedades mecánicas y físicas para aplicaciones aeroespaciales, entre muchísimas otras. Con el paso de los años, se han desarrollado otros tipos de fibra como las de vidrio, poliméricas, etc. Menos utilizada, la fibra de basalto es considerada como una posible alternativa al carbono en algunas utilidades de menor demanda en términos de rigidez. El basalto es una roca volcánica que, en forma de fibra, goza de excelentes propiedades mecánicas y que en aplicaciones como las que atañen a este trabajo, lo hacen un posible candidato a sustituir a la fibra de carbono, incluso mejorando sus prestaciones.

Como se expuso anteriormente, en los próximos capítulos de este trabajo se hablará también de los materiales compuestos y la fibra de basalto, dotando de una base teórica la justificación que posibilita que el basalto pueda ser un potencial sustituto de la fibra de carbono en el caso de los fijadores óseos. En la Tabla 1 se hace referencia a los módulos de Young de diferentes materiales que se utilizan en dichas aplicaciones, junto con la fibra de basalto en dirección de la fibra y un hueso diafisario humano en la dirección del eje óseo.

Tabla 1–1. Módulo de Young de diferentes materiales de uso en osteosíntesis

Material	Módulo de Young (GPa)
Acero inoxidable 316L	210 [1]
Aleación de titanio Ti-6Al-4V	110 [2]
Fibra de carbono-epoxy (E_{11})	83 [3]
Fibra de basalto-epoxy (E_{11})	23.8 ¹
Hueso (dirección longitudinal)	15 ²

Además de aparecer en orden decreciente de valor de módulo de Young, se puede decir que estos materiales aparecen en orden cronológico en cuanto a su inclusión dentro del mundo de las osteosíntesis para la reparación de fracturas óseas. Esto sugiere que los materiales utilizados en las osteosíntesis para el tratamiento de fracturas han evolucionado y evolucionan para asemejarse mecánicamente al hueso. La Tabla 1 refleja que la fibra de basalto supone un salto adicional más allá de la fibra de carbono en la búsqueda de tratamientos de fracturas óseas más funcionales.

No obstante, la preferencia por buscar fijadores más afines al hueso no tiene que darse siempre. Existen factores relacionados con la biología del hueso, la biomecánica, el propio individuo y otros inherentes a la naturaleza de la fractura que determinarán no solo el nivel de inmovilización que requiere el montaje, también los requisitos mecánicos idóneos que debe poseer el material fijador. Es por eso por lo que se va a hacer hincapié en exponer todos estos factores desde el punto de vista teórico antes de pasar a la constatación experimental de la idoneidad o no de la fibra de basalto como alternativa a la fibra de carbono.

1.1 Objetivos

El objetivo de este Proyecto reside en el planteamiento de una base sobre la que se pueda proponer a la fibra de basalto como candidata para ser utilizada en los fijadores óseos. Para ello, se expondrán una serie de fundamentos teóricos que lo justifiquen, empezando desde una descripción cualitativa de los huesos y su comportamiento mecánico, pasando por la variedad de sistemas de fijación que existen y sus materiales. Todo ello sin perder de vista la perspectiva que aporta la Elasticidad y Resistencia de Materiales, necesaria para entender la toma de decisiones en la elección de un material para cada aplicación. Una vez entendidas y razonadas las motivaciones del Proyecto, se procederá a la fabricación y posterior caracterización mecánica de una serie de laminados de un compuesto de fibra de basalto-epoxy. Los resultados de los ensayos mecánicos permitirán establecer comparaciones tanto con las propiedades del hueso como con las de materiales ya empleados en osteosíntesis, y concluir qué potencialidad tiene el material bajo estudio para dichas aplicaciones desde el punto de vista mecánico.

1.2 Estructura del proyecto

Puesto que al inicio del proyecto se desconoce el campo de estudio de la biomecánica de los huesos, los tratamientos de fijación interna y su relación con los materiales empleados, se realiza un exhaustivo barrido de la bibliografía relacionada para contar con las bases teóricas necesarias sobre las que asentar la justificación de los objetivos del proyecto. Por ello, los capítulos entre el 2 y el 5 son fundamentalmente estudios bibliográficos, buscando desgranar ordenadamente los aspectos importantes que ha sido necesarios estudiar para comprender el potencial que tiene la fibra de basalto como material para los fijadores óseos.

En primer lugar, se estudia la biología del hueso, lo que incluye por un lado una descripción de sus diferentes niveles de escala y por otro los procesos biológicos que intervienen en la reparación de fracturas.

¹ Dato experimental obtenido durante los ensayos de caracterización (tracción en la dirección de la fibra), Capítulo 7.

² Dato aproximado a partir de los que aparecen referenciados en el capítulo de Biomecánica del Hueso. Como se verá, no existe un valor único y absoluto ya que depende de múltiples factores.

Posteriormente se realizará un estudio biomecánico del hueso para comprender su comportamiento, lo cual es de interés puesto que los materiales de los fijadores han evolucionado buscando parecerse cada vez más al hueso. Se mencionarán métodos teóricos para predecir su comportamiento, y se indicará la importancia de las simulaciones con elementos finitos, fundamentales a la hora de plantear tratamientos que impliquen materiales y configuraciones novedosas. La perspectiva que aporta la Elasticidad, que es capital para relacionar el comportamiento de los huesos con el de los materiales compuestos, queda plasmada en el tercer capítulo.

En el cuarto capítulo se describen los principios de la fijación, relacionando los tipos de fijadores internos con las formas de reparaciones óseas que existen, especificando qué características se buscan para optimizar los tratamientos de fracturas. Además del funcionamiento de los fijadores, se especificarán qué aspectos deben ser tenidos en cuenta para asegurar fijaciones correctas y algunos tipos de fijadores internos más novedosos.

En el quinto capítulo se hacen las definiciones relativas a los materiales utilizados en la fijación de fracturas, desarrollando el concepto de biomaterial y los requisitos que se deben cumplir para que un material pueda considerarse como tal. Al final de este capítulo se introducirán los materiales compuestos y su utilización en estas aplicaciones, finalizando con la definición de los compuestos de fibra de basalto, y haciendo referencia a las contadas ocasiones en las que se ha ensayado su biocompatibilidad.

En los capítulos 6 y 7 se desarrolla todo el trabajo realizado en el laboratorio, abarcando desde la fabricación de los laminados de fibra de basalto hasta los resultados de la caracterización mecánica, añadiendo al final un par de ensayos complementarios que aportan más información del material con el que se ha trabajado, y su adaptabilidad para estas aplicaciones.

En la Figura 1-1 se muestra un mapa conceptual que sintetiza todos los contenidos desarrollados en el proyecto. Los cuadros amarillos se corresponden con los capítulos bibliográficos y los verdes con el trabajo experimental realizado. En azul quedan los demás, destinados a vertebrar el trabajo y enumerar sus conclusiones.

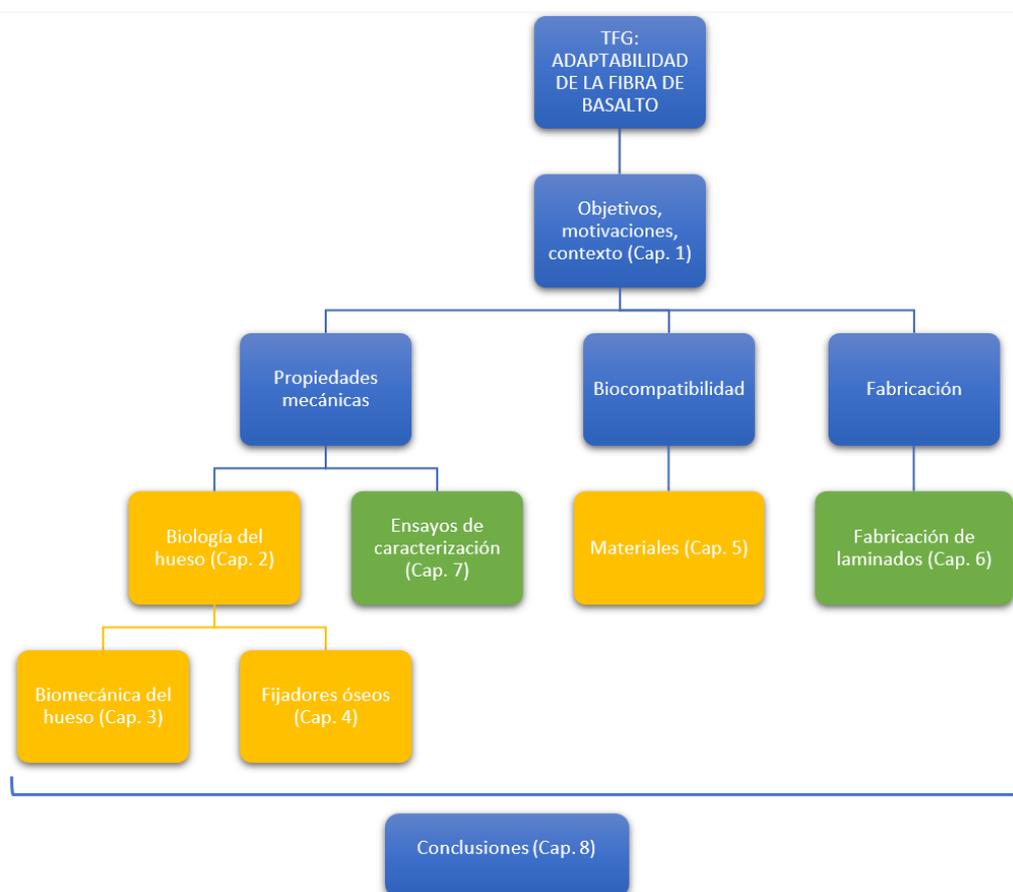


Figura 1-1. Esquema con los contenidos del proyecto

El grueso del trabajo se sustenta sobre tres pilares que son las propiedades mecánicas, la biocompatibilidad y la

fabricación. De estos pilares emanan los capítulos enumerados anteriormente, en base a los cuales se establecerán las conclusiones del proyecto.

2 BIOLOGÍA DEL HUESO

El hueso como tejido biológico ha evolucionado durante muchísimo tiempo para adaptarse óptimamente a aquellas cargas a las que suele estar sometido. Esta característica tan fascinante está presente en toda la naturaleza, y resulta en todas las estructuras que se pueden encontrar en ella. En este capítulo se va a describir el hueso humano desde el punto de vista biológico, cómo se forma, sus funciones y algunas de sus interacciones desde el punto de vista biológico, especialmente durante el proceso de recuperación de una fractura. Conocer con profundidad todas estas cuestiones ha ayudado a los médicos e ingenieros a identificar qué tipos de requisitos deben cumplir los dispositivos de fijación ósea para optimizar su diseño y mejorar los tratamientos de las fracturas óseas. Este proceso de mejora y replanteamiento de soluciones es continuo y posible gracias a la conjugación de ambas ramas de conocimiento.

Para ello, se realizarán una serie de definiciones relativas al hueso, analizándolo en sus distintos niveles de escala para entender correctamente su composición y cómo se conforma. Una vez conocida la composición y tras una noción básica sobre los entes celulares predominantes en la actividad ósea, se describirán los procesos biológicos propios del hueso, especialmente la osteogénesis, que es el proceso por el que se forma el hueso cuando por ejemplo se produce la reparación de una fractura.

2.1 El hueso

El hueso, en su definición más relacionada con este trabajo, es un tejido biológico complejo cuyas características evolucionan en función de las sollicitaciones mecánicas a las que se encuentra sometido [4]. Sus funciones principales consisten en el soporte de los demás tejidos que constituyen el cuerpo humano, y la protección de muchos de ellos como puede ser el caso del cráneo (con el cerebro) o la caja torácica.

Asimismo, se pueden diferenciar dos fases en el hueso: una parte celular, e intrínsecamente relacionada con las interacciones biológicas; y otra extracelular (con una parte mineral y otra orgánica), que puede entenderse desde el punto de vista de la ciencia de los materiales. En la Figura 2-1 se pueden observar las fracciones volumétricas y másicas aproximadas de los tipos de componentes de un hueso normal adulto. Cabe destacar la disminución relativa de la composición del agua (25%) con respecto al resto del cuerpo humano, que sigue siendo muy importante ya que las propiedades mecánicas de un hueso deshidratado se degradan notablemente respecto a las del hueso en condiciones normales [4].

Además, la comunión del hueso con los músculos a través de los tendones constituye la base fundamental del movimiento del ser humano. Existen algunas funciones biológicas relacionadas con la fabricación y regeneración de las células sanguíneas (médula ósea) que contribuyen a que tenga la composición que tiene. Por ejemplo, puede actuar como reservorio de minerales (de calcio y fósforo fundamentalmente) que son necesarios en actividades como la contracción muscular, y que son liberados a la sangre para ser distribuidos por donde se necesite [5]. Su formación se produce mediante un complejo proceso biológico denominado osteogénesis. El estudio del tejido óseo aplicado a las interacciones mecánicas propias de los seres vivos ha propiciado la conjugación de medicina e ingeniería para la búsqueda de materiales que sean capaces de modelar con la mayor similitud posible a los huesos.



Figura 2-1. Composición del hueso

Ahora, una cuestión interesante que cabe plantearse -y para nada trivial-, es cómo abordar el estudio de la composición del hueso y su influencia sobre las propiedades mecánicas del hueso. Esto se antoja harto complicado puesto que, al tener una parte celular relacionada con la biología, esto no se puede entender desde la Ciencia de los Materiales (y menos aún desde la Teoría de la Elasticidad). Muchos autores [6] establecen una clasificación en diferentes niveles (nanoscópico, microscópico y macroscópico), diferenciando entre componentes elementales, micromesoestructura y macroestructura.

Estos conceptos se van a desarrollar ordenadamente en los subapartados posteriores, estudiando la arquitectura interna del hueso en sus diferentes niveles, los aspectos asociados a cada uno y su implicación en las propiedades mecánicas del hueso.

2.2 La escala de los componentes elementales

Por componentes elementales del hueso se pueden entender a las unidades elementales mínimas que pueden tener un cierto grado de importancia para la formación, desarrollo y rendimiento del hueso, es decir, las células. Como se indicó al principio del capítulo, a este nivel se diferencia una fase celular de otra no celular (a su vez, con una parte orgánica e inorgánica), y ambas fases juegan un papel en los distintos eslabones dentro del proceso de formación de los huesos.

A nivel celular, y responsables de los procesos de osteoformación, están las células principales del hueso: osteoblastos, osteocitos y osteoclastos, que se describen brevemente a continuación:

1. Los **osteoblastos** son más comunes en las superficies de neoformación ósea, es decir, que se encargan de la formación y crecimiento de la matriz ósea. Se encuentran en el frente de crecimiento y/o formación mediando en la mineralización. Tienen un diámetro de $10\ \mu\text{m}$ y sus *predecesores* en el proceso de osteoformación son los preosteoblastos [7].
2. Los **osteocitos** se pueden considerar como la continuación de los anteriores, es decir, como los osteoblastos maduros incorporados a la matriz ósea espacios denominados lagunas. Son las células más abundantes del hueso, y se disponen interconectados mediante unas prolongaciones citoplasmáticas y unas uniones comunicantes denominadas uniones GAP, a través unos túneles conocidos como canículas. Se encargan de mantener en orden la actividad celular, distribuyendo nutrientes y eliminando desechos celulares y minerales, regulando las concentraciones de calcio y fosfatos en el hueso [8]. Pero la función que tiene una mayor implicación en el rendimiento mecánico del hueso es que estas células son las responsables de la mecanotransducción. Esto consiste en la detección de esfuerzos mecánicos en el hueso para convertirlos en actividad biológica.
3. Por último, los **osteoclastos** tienen una función “destruictiva” con respecto al caso de los osteoblastos y osteocitos: se encargan de la destrucción de la matriz ósea mediante un proceso llamado

reabsorción, jugando un papel fundamental en la remodelación ósea. Tienen un diámetro de 20-100 μm [7] y sus predecesores en el proceso de reabsorción ósea son los preosteoclastos.

Como se ha visto, todas estas células desempeñan un papel ejecutor en la formación y regeneración de la matriz ósea. Por otro lado, se encuentra la parte no celular, formada a su vez por una parte orgánica y otra inorgánica.

La matriz ósea en su parte orgánica se compone por colágeno tipo I (que supone un 90 % de la parte orgánica) y una serie de proteínas no colágenas (fosfatasa alcalina y osteocalcina) [7]. Esta parte orgánica de la matriz ósea es importante, ya que la formación del colágeno y su disposición en el hueso durante la osteogénesis influirá sobre el estado del hueso tras la reparación de una fractura ósea. De hecho, enfermedades como la osteogénesis imperfecta (una patología relacionada con la formación de huesos), se debe a alteraciones en la síntesis del colágeno. A niveles nanoscópicos, la unidad mínima significativa del hueso se compone por los monómeros de colágeno, formando finísimas fibras de 1 nm de diámetro en torno a las cuales mineraliza la hidroxiapatita, en forma de cristales de 2-4 nm de espesor cada una. Todas estas cadenas se entrelazan formando un haz de microfibrillas para dar lugar a las conocidas fibras de colágeno que tienen un diámetro de entre 150-250 nm [9].

Por otro lado, se encuentra la parte mineral (o inorgánica) de la fase no celular. La parte mineral está conformada prácticamente en su totalidad por hidroxiapatita, que representa el 99% del calcio corporal, siendo el 1% restante perteneciente al líquido extracelular. El calcio es uno de los elementos más importantes presentes en el cuerpo humano. La presencia de hidroxiapatita en forma de cristales en el seno de la matriz mineralizada confiere al hueso unas propiedades biomecánicas imprescindibles en función del grado de empaquetamiento, ordenación alrededor de las fibras de colágeno y otros factores biomoleculares. Por tanto, la mineralización del tejido óseo mediante la hidroxiapatita (HAP a partir de ahora) se antoja fundamental para entender el comportamiento mecánico del hueso; no obstante, su origen es incierto, aunque existen algunas hipótesis al respecto [10].

Además, la HAP es ampliamente utilizada como biomaterial en el caso de sustitutos óseos [11] y otros implantes gracias a propiedades como su biocompatibilidad, biodegradabilidad y bioactividad [12]. Es el caso de las prótesis articulares de cadera y rodilla (Figura 2-2). Al ser un material biocerámico, y por tanto con una relativa fragilidad (los materiales cerámicos se caracterizan por su fragilidad con respecto a, por ejemplo, los metales y polímeros), no parece el candidato ideal para soportar una función estructural o de soporte rígido como es el caso de las prótesis. No obstante, en forma de recubrimiento sobre metales como el titanio o el acero inoxidable puede ser realmente útil. En este caso, la HAP actúa como barrera impidiendo que se liberen iones metálicos al exterior de la prótesis, confiriendo además una bioactividad que la prótesis metálica no tiene por sí sola. Esto se debe a la capacidad que tiene la HAP para integrarse en la matriz ósea, que, como material bioactivo, enriquece el proceso de formación y regeneración de los huesos. La aplicación de esta capa y parámetros como su espesor son bastante complejos, dependiendo del tipo de implante, pero habiéndose demostrado el método de *spray plasma* como el más eficaz [13].



Figura 2-2. Recubrimientos de hidroxiapatita en prótesis articulares de cadera (izda) y rodilla (dcha)

Vistos los componentes y la morfología del hueso en su nivel más elemental, es preciso hacer una reseña sobre las interacciones que existen entre estos componentes, especialmente enfocado al caso de la osteoformación ya que es el que atañe a la puesta en práctica de fijadores óseos durante la curación de fracturas.

Para ello, es importante establecer las diferencias entre los distintos procesos biológicos que se llevan a cabo en relación con la regeneración ósea, ya que el contexto en el que se lleven a cabo determinará qué tipo de marcadores bioquímicos se activarán y de qué forma. No es la misma la regeneración que se da durante la remodelación ósea (que ocurre durante toda la vida del ser humano), que la neoformación que tiene lugar en la reparación de una fractura ósea o durante la formación y crecimiento de hueso de un feto.

Además, la descripción de estos procesos no está clara del todo dado que, a nivel fisiológico, sólo se han podido observar *in vivo* gracias a experimentos con animales en laboratorios, por lo que cabe concretar que los modelos descritos reproducen fielmente, pero no al 100% el comportamiento real en humanos [14]. Todos estos procesos no tienen porqué ser excluyentes, pero es importante diferenciarlos porque pueden darse en distintas situaciones, contextos y provocar diversas reacciones del cuerpo humano. En los próximos subapartados se describirán los aspectos asociados a cada uno de estos procesos, partiendo siempre del nivel de escala más elemental.

2.2.1 Remodelación ósea

A pesar de aparentar un carácter estático, el hueso -y el esqueleto en su conjunto- se encuentra en constante regeneración. La remodelación ósea se lleva a cabo durante toda la vida de un ser humano, hasta el punto de que el recambio de calcio producido a diario puede llegar a 1 gramo [15]. Por tanto, se puede definir a este proceso como la combinación de una serie de efectos mecánicos, biológicos y químicos que, en una serie de fases (Figura), consiguen la remodelación continua del hueso. A grandes rasgos, la remodelación consta de una fase inicial de varias semanas de reabsorción (asociada a la actividad osteoclástica), y unos 3-4 meses de formación en el hueso adulto [8]:

1. Al ser un proceso cíclico natural del cuerpo humano, como con muchos procesos bioquímicos, se puede considerar en primer lugar una fase de activación. Histológicamente, las células óseas interactúan entre sí para contribuir a la regeneración ósea. La *mecanotransducción*, mediante la cual los osteocitos pueden detectar las tensiones mecánicas en el hueso (procedentes del cizallamiento producido por el flujo de líquido extracelular y de la degradación de la matriz ósea), puede ser la responsable del reclutamiento de osteoclastos que inicien la reabsorción [15].
2. A continuación, los osteoclastos reabsorben la matriz (fase de reabsorción) dando lugar a la laguna de Howship. Pero ¿qué ocurre en esta superficie del hueso para que pueda ser reabsorbido? Los osteoclastos, cuando se depositan sobre la superficie que van a reabsorber, emiten iones de hidrógeno gracias a la anhidrasa carbónica (unas enzimas que catalizan la producción de bicarbonato y protones a partir de dióxido de carbono y agua). Esto disminuye el pH, acidificando la zona y permitiendo disolver los cristales de hidroxapatita. Cuando el mineral ha sido reabsorbido, la parte orgánica se disuelve mediante otro proceso (proteólisis) [16].
3. Se deposita en el fondo de las lagunas de Howship una línea cementante que separa el hueso viejo del reabsorbido (fase de inversión).
4. Los osteoblastos entran en escena para depositar el nuevo tejido (denominado osteoide) en la fase de formación. La velocidad de depositación en las lagunas depende del tipo de tejido óseo y de muchos otros factores mecánicos, biológicos, químicos, hormonales, etc.

Durante la formación del hueso, el colágeno se coloca en primer lugar formando unas laminillas, estando las fibras colágenas distribuidas al azar en las superficies perióstica y endóstica, y mineralizando, llamándose hueso *plexiforme* en este punto. Tras esto, se entra en una fase fundamental que es el reposicionamiento de las fibras en función de las líneas de estrés (la dirección preferente de cargas), contribuyendo a la resistencia estructural útil del hueso. Tras esto, el osteoide mineraliza y se llama hueso *laminar*. Las laminillas formadas tienen un espesor de 10 μm , y el tiempo que tarda dicho osteoide en mineralizar es de unos 12-15 días desde su formación. El espesor del ribete osteoide no mineralizado (de hasta 15 μm) es importante para la formación correcta del hueso normal [7].

- Finalmente, en la fase de quiescencia se produce una mineralización secundaria, mediante la cual la hidroxiapatita ocupa los espacios anteriormente ocupados por los osteoblastos, y donde las propiedades mecánicas del hueso se ven aumentadas. Aunque no se han esclarecido los marcadores que hacen que el hueso oriente su remodelación en los lugares en la forma en que lo hace, todas las evidencias apuntan al cumplimiento de la ley de Wolff.

Julius Wolff, al que se debe el nombre de esta ley, fue un anatomista y cirujano alemán del siglo XIX que observó que el crecimiento del hueso se producía según una ley matemática, de modo que en muchos animales mamíferos (excluyendo los más pequeños o los voladores, en los que la locomoción terrestre es limitada), existe una relación entre desarrollo óseo y estimulación mecánica. Es evidente que Wolff no era consciente de la influencia de los componentes elementales en este aspecto (y hoy día sigue sin esclarecerse del todo esta influencia), pero sí se ha teorizado y demostrado mucho para explicar los mecanismos de transducción de señales mecánicas en biológicas a partir del último cuarto de siglo XX.

No existe ninguna duda de que las señales eléctricas influyen en la actividad de las células óseas, pero no termina de establecerse una relación entre señales mecánicas externas y eléctricas que activen los biomarcadores que desarrollan la formación de hueso [17].

De todos modos, y pesar de que influyen muchos otros factores bioquímicos en el cumplimiento de esta ley, esta goza de múltiples evidencias a su favor y cuenta con una amplia aceptación científica e histórica. Es esta ley uno de los pilares de la biomecánica clásica y se ha demostrado su utilidad a la hora de diseñar implantes que van a contribuir a una correcta reparación de un hueso que sufre de alguna patología o que ha sido fracturado [18].

La remodelación se ha descrito exhaustivamente ya que, como se indicó anteriormente, forma parte de parte de otros procesos como la formación de hueso o la reparación de fracturas. De esta manera, gran parte o todas estas interacciones formarán parte del tratamiento de las fracturas y es importante conocerlas.

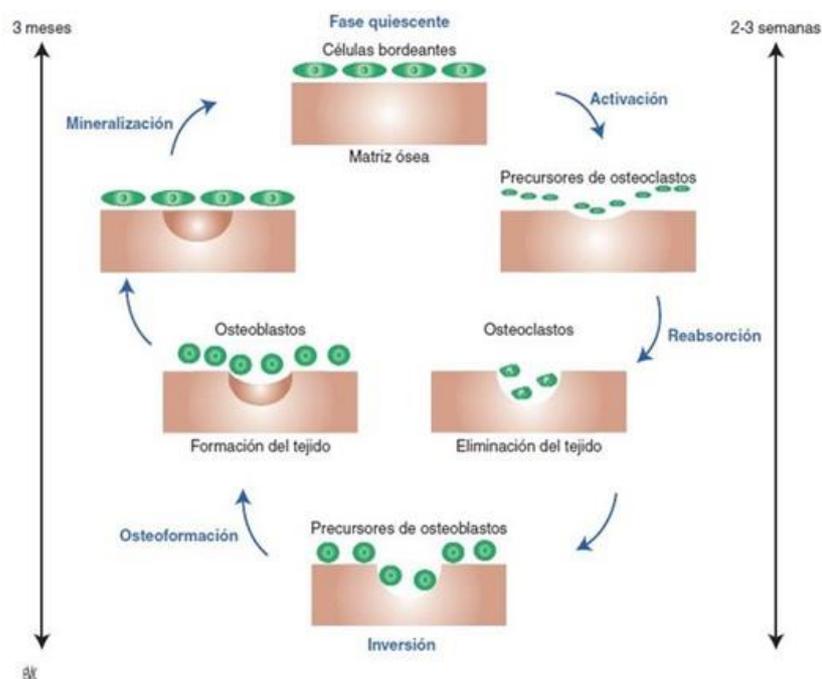


Figura 2-3. Esquema del proceso cíclico de remodelación ósea [4]

2.2.2 Crecimiento y modelación ósea

A diferencia de la remodelación ósea, que tiene lugar de manera continua durante el tiempo de vida de un individuo adulto sano, el crecimiento y modelación suelen darse en dos situaciones concretas: la formación de

un feto (y posterior crecimiento hasta edad adulta) y la reparación de una fractura.

Existen dos tipos de nucleación y desarrollo de hueso: intramembranosa y endocondral. La intramembranosa es propia de los huesos planos que comprimen al cráneo, los de la clavícula, etc. La endocondral se produce en los huesos largos que dan lugar a las extremidades, músculos faciales, vértebras, etc.

Por otro lado, el modelado óseo se da simultáneamente con el crecimiento del hueso, y está destinado a allanar el camino del crecimiento óseo en el espacio circundante al hueso en cuestión. Esto es, que cada vez que esté teniendo lugar la osteogénesis en el hueso, éste no solo crecerá acumulando tejido indefinida y aleatoriamente, sino que lo hará siguiendo un criterio que establece el proceso de modelación ósea. Gracias a esto, el cuerpo humano es capaz de formar huesos que resistirán satisfactoriamente la demanda mecánica en función de los estímulos externos asociados al crecimiento óseo.

Aunque no es el objetivo de este trabajo analizar exhaustivamente los procesos bioquímicos que hacen posible este proceso, sí es reseñable que, a este nivel, los osteoblastos (células osteoconstructivas) y los osteoclastos (células osteodestructivas) serán las que lleven a cabo este proceso. Ambos tipos de células se encargarán durante la modelación de reabsorber y depositar el hueso recién formado para alterar su geometría, tamaño y forma independientemente entre sí. Por tanto, una superficie quiescente podrá sufrir tanto reabsorciones como neoformaciones activadas como consecuencia de la modelación ósea. Esto es importante conocerlo puesto que, la forma en la que se coloque un fijador, y las propias características que tenga pueden influir sobre la formación y crecimiento del hueso, ya sea para bien o para mal.

Como se puede comprobar, aunque la remodelación y el modelado sean diferentes, habrá mecanismos celulares y bioquímicos que ocurren en ambos procesos. Prueba de ello es la activación, reabsorción y formación, donde los osteoclastos, osteoblastos y osteocitos juegan papeles análogos en ambos fenómenos. No obstante, puesto que la reabsorción y deposición de hueso en el modelado óseo ocurren de manera independiente en función de la demanda mecánica (y otros factores hormonales, genéticos, biológicos, etc.), por lo que la activación del modelado puede dar lugar o bien a la reabsorción del hueso, o a formación de nuevas áreas, con esa finalidad de modelar la geometría del hueso.

Por último, existen medios por los que activar este proceso en adultos gracias a métodos artificiales (administración de la hormona paratiroidea PTH) [19].

2.2.3 Osteoformación en fracturas: osteogénesis

A pesar de que la osteogénesis tiene lugar en diferentes situaciones de la vida del ser humano, a efectos de este trabajo merece ser distinguida la osteogénesis entendida como la creación del hueso durante la formación y crecimiento de un feto, de la reparación ósea. Como se sabe, la osteogénesis hace posible la recuperación de fracturas y otras lesiones óseas que implican desunión en un solo hueso.

La osteogénesis es un proceso biológico en el que intervienen factores genéticos, celulares, bioquímicos, mecánicos, etc. mediante el cual se produce la formación del hueso durante la gestación del feto o en la reparación de una fractura [20]. En el caso del hueso fracturado, no es sencillo determinar los factores de inducir la osteogénesis. Depende, por un lado, de la mecánica (como ya se ha visto, la Ley de Wolff es una referencia que da una idea de ello), pero también del tratamiento que se le da a la fractura.

Las fracturas, como se verá más adelante, pueden ocurrir de diversas formas y la forma *óptima* de su reparación ocurre aproximando lo máximo posible los extremos de la fractura (para fracturas abiertas) y con una estabilidad mecánica lo mayor posible, lo cual no implica un grado de fijación muy alto (en caso de tratar una fractura con fijadores). Del mismo modo, la reparación de las fracturas puede ocurrir mediante dos formas distintas:

1. **Una consolidación por unión directa:** puede ocurrir bajo ciertas condiciones, favorecidas por la aplicación de tratamientos como por ejemplo la fijación rígida del foco de fractura. Cuando los extremos de la fractura están muy cercanos y no hay mucha movilidad, la unión directa puede ser posible. En caso de haber contacto entre los extremos o de grietas en el hueso que no llegan a separar al hueso en diferentes partes, la reparación ósea no dista demasiado de los procesos de remodelación: los osteoclastos reabsorben en la zona de la fractura para que posteriormente los osteoblastos ocupen el espacio dejado por la superficie de fractura ya reabsorbida. En algunos casos en los que existe la misma estabilidad mecánica, pero hay una distancia ligeramente mayor entre los fragmentos de hueso,

el hueco resultante se llena por deposición directa con hueso trenzado intramembranoso, el cual se restablece, del mismo modo, el sistema Haversiano por medio de la remodelación [21].

2. **Una consolidación por la formación de callo:** es el caso de la mayoría de las fracturas, y también se tratan con diversos dispositivos de fijación desarrollados por los expertos en ortopedia. A nivel fisiológico y biológico, que es el que es de interés en este apartado, la curación por callo consta de distintas fases [7], [20], [22], [23]:
 - a. **Inflamación:** abarca desde el hematoma inicial como consecuencia de la rotura de los vasos sanguíneos del hueso, hasta la formación del callo. La ventaja que tiene el hematoma inicial (y la consecuente inflamación aguda) reside en que actúa como laguna inductora de los enzimas, células y demás precursores que serán los que activarán el proceso de formación del callo y la curación de la fractura. Este estado embrionario en el que se da la reacción precoz da una idea de la importancia de la preservación del hematoma inicial en fracturas abiertas [24].
 - b. **Formación de callo:** una vez reclutadas las células responsables de eliminar las zonas que han quedado necróticas o que necesitan ser sustituidas (osteoclastos, neutrófilos y otros macrófagos), puede comenzar la formación del tejido de granulación. Este tejido, que también aparece en las uniones por consolidación directa, es el precursor del callo. El primer callo formado se denomina callo perióstico externo “encapsulante”, y se forma por distintos tejidos en función del tipo de sollicitación, con el objetivo de aportar un mínimo de estabilidad mecánica lo más rápido posible. El callo externo se forma mediante un puente alrededor de los extremos de los fragmentos de la fractura. Tras esto, se forma el callo endóstico interno, mediante el cual se unen las cavidades medulares de los fragmentos y se puede decir que la fractura se encuentra clínicamente curada. Gracias al callo se forma el hueso en el seno de la masa del callo perióstico (y endóstico), siendo este nuevo callo capaz de soportar cargas casi normales.
 - c. **Remodelación:** es el eslabón final de la curación de fracturas, y se conoce también como la inversión del callo. Clínicamente se denomina la curación anatómica de la fractura y consiste en la reconstrucción interna del hueso para retirar el callo previo. Y es que el callo anterior contenía hueso trenzado (no orientado en función de las líneas de estrés cuando la movilidad de la fractura es mínima) y cartilaginoso, por lo que la remodelación ósea es necesaria para devolver al hueso un aspecto sano y capaz de soportar cargas normales por parte del individuo, dando lugar a la mineralización final que confiere al hueso de sus propiedades mecánicas características.

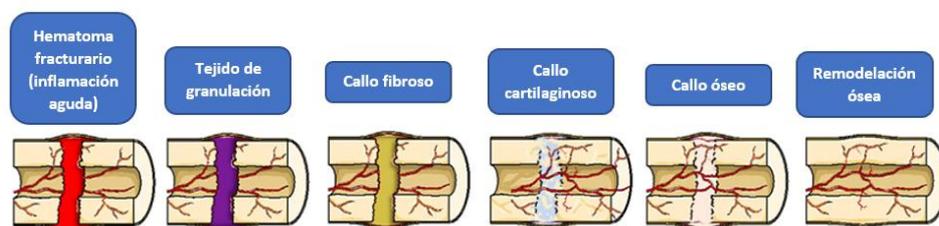


Figura 2-4. Evolución del callo de fractura [21]

Como se puede apreciar, la gran diferencia entre la consolidación directa y por callo reside en la formación del callo perióstico, hecho que puede ralentizar relativamente la reparación de una fractura. Si se dan ciertas condiciones mecánicas en la morfología de la fractura y el tratamiento, es posible evitar que se produzca el callo en favor de una consolidación por unión directa.

Este proceso se detallará posteriormente desde el punto de vista mecánico, ya que es importante conocerlo para comprender el porqué de los fijadores óseos y sus propiedades mecánicas a la par que las de los elementos formadores durante la remodelación de fracturas óseas. Además, son múltiples las formas mediante

las que un hueso se puede fracturar, dependiendo también la reparación de las fracturas de la edad, tipo de daño, factores genéticos, el tratamiento, etc.

2.3 Nivel micromesoscópico

En el apartado anterior se trató el nivel de escala de componentes elementales para entender correctamente la morfología del hueso, explicando su composición tanto desde el punto de vista de la ciencia de los materiales como desde la biología. Conocido esto, no sólo cobrarán sentido las propiedades mecánicas que tenga el hueso finalmente (por ejemplo, la presencia de cristales minerales en el seno de la matriz orgánica explica la rigidez del hueso); también se puede explicar correctamente el proceso de curación de una fractura. Sin ello, no sería posible explicar, por ejemplo, porqué es importante preservar el hematoma en una fractura abierta, o porqué las técnicas de inmovilización (bien aplicadas bajo ciertas condiciones) pueden contribuir a la curación óptima de una fractura.

En este apartado se verán brevemente, a un nivel de escala mayor, las estructuras microscópicas existentes en los huesos y su razón de ser, necesarias para evaluar y entender las propiedades mecánicas del hueso. Como ya se sabe, las fibras de colágeno en la matriz inorgánica del hueso se trenzan entre sí formando laminillas de hasta 10 µm de espesor, y entre las cuales se alojan los cristales de mineral de hidroxapatita. De esta manera, cuando se observa bajo un microscopio (incluso a simple vista) el corte transversal de un hueso se observarán dos arquitecturas en función de la disposición de las mencionadas laminillas:

1. **Hueso laminar:** se caracteriza por la disposición organizada de las fibras de colágeno en láminas que recuerdan en apariencia a un contrachapado. Esta estructura laminar aporta rigidez al hueso, formando osteonas. Las osteonas son la disposición concéntrica de las láminas alrededor de los conductos de Havers (conductos sanguíneos), conformando en su conjunto el sistema Haversiano.
2. **Hueso trenzado:** en el hueso trenzado, las fibras de colágeno están dispuestas irregularmente formando una red enmarañada de fibras que hacen que se pierda rigidez respecto al hueso laminar, pero que gane flexibilidad. El hueso trenzado no es propio de un adulto salvo patologías varias, y se verá en fetos y en los primeros años de desarrollo del ser humano. Esta flexibilidad es imprescindible para la supervivencia de un feto durante su nacimiento en su paso por el canal de parto para evitar lesiones graves. Además, la mayor presencia de esta microestructura en niños explica la expresión del argot popular “los niños son de goma” gracias a la mayor flexibilidad del hueso trenzado.

Pero, la situación de mayor interés en la que se contempla el hueso trenzado tiene lugar en la formación del callo de fracturas. El hueso trenzado es el que se forma en las fases primigenias de la reparación de fracturas, siendo mineralizado gradualmente reabsorbido y reemplazado por hueso laminar [25]. Esto puede resultar favorable para la misma curación puesto que aporta una mayor flexibilidad al foco de fractura, previniéndolo de cualquier daño en caso de que no haya ninguna fijación.

En la Figura 2-5 se diferencia perfectamente la apariencia del hueso laminar (izquierda) con el sistema haversiano alineado con la configuración notablemente más homogénea del hueso trenzado (derecha).

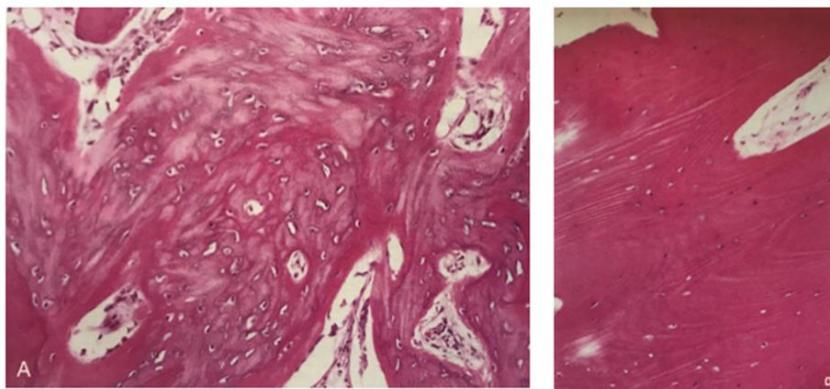


Figura 2-5. Hueso laminar y trenzado [7]

2.4 Nivel macroscópico

En el apartado anterior se vio que las estructuras microscópicas del hueso estaban conformadas por osteonas que se disponían formando o bien hueso trenzado, o bien hueso laminar, siendo este último el predominante y más común. Las osteonas, pasando a un nivel de escala menos ampliado (a nivel macroscópico), se pueden agrupar de forma más o menos compacta, dando lugar a dos configuraciones posibles que se encuentran los huesos de todo el esqueleto:

1. **Hueso cortical:** constituye el 80% de la masa de las mesoestructuras óseas. Las características principales físicas del hueso cortical que lo diferencia del trabecular es su alta densidad y baja porosidad³ (los poros ocupan aproximadamente el 10% del volumen de hueso cortical) [18]. La existencia de esa porosidad se justifica gracias a que hace posible la distribución de nutrientes, así como la contribución al riego vascular y nervioso. Está constituido por las osteonas gracias a una denominada red intersticial, que minimiza la porosidad del hueso cortical.

En las osteonas, los conductos alrededor de los cuales se disponen las capas o laminillas pueden alojar en su interior **canales de Havers** (en la dirección del hueso, contienen conductos sanguíneos), pero éstos no justifican toda la porosidad que tiene el hueso cortical. También están los **canales de Volkmann** (transversales al eje del hueso, sirven para comunicar canales de Havers y con el periostio, la capa exterior del hueso) y las **cavidades de reabsorción** (se forman durante la etapa de reabsorción para que los osteoclastos puedan desempeñar su función). Por último, y aunque represente una fracción ínfima de esta porosidad, habría que nombrar a las **canículas**, que sirven para conectar los osteocitos presentes en la matriz ósea.

De este modo, el empaquetamiento de las osteonas en el hueso cortical hace que tenga una gran resistencia a compresión, lo que contribuye notablemente al rendimiento mecánico global del hueso.

En un hueso largo se pueden distinguir por lo general tres regiones fácilmente diferenciables: la diáfisis (la parte cilíndrica), la epífisis (los extremos del hueso) y la metáfisis (la parte intermedia que comunica la diáfisis con las epífisis). El hueso cortical está presente mayormente en la diáfisis formando un cilindro hueco distribuyendo el mineral más concentrado en la zona más alejada del eje longitudinal del hueso, lo que mecánicamente se traduce en un aumento de la resistencia a flexión. Esta capa cortical se adelgaza conforme el hueso avanza hasta la epífisis, donde el espesor juega un papel clínico importante en la prevención de patologías óseas como las fracturas osteoporóticas (producida por problemas en la formación y desarrollo de los osteoclastos, afectando a la reabsorción ósea).

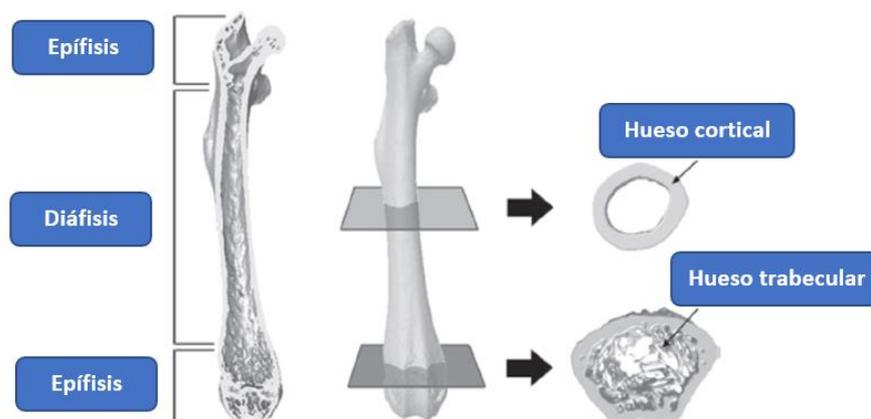


Figura 2-6. Partes del hueso diafisario, diferenciando hueso cortical/trabecular [18]

³ En Ciencia de Materiales, la porosidad es una propiedad física de los materiales que mide la fracción de espacios vacíos en un sólido [214].

Aunque bien es cierto que la porosidad es mínima en el hueso cortical, dependerá de muchos factores como la edad, condiciones mecánicas y de las patologías que pueda tener el individuo. Por tanto, es importante tener en cuenta la evolución de la porosidad en el hueso cortical ya que un aumento puede hacer que el hueso disminuya sus propiedades mecánicas y sea más propenso a sufrir fracturas.

2. **Hueso trabecular:** al contrario del hueso cortical, el hueso esponjoso tiene una porosidad bastante más alta, pudiendo llegar al 50-90%. El hueso trabecular, al ser tan poroso, se puede entender como una estructura reticular compuesta irregularmente por microelementos de tipo placa y varilla intercaladas denominadas trabéculas, dándole una apariencia de esponja. La mayor porosidad del hueso trabecular le permite alojar en su seno la médula ósea roja, los conductos sanguíneos y haciendo posible que se pueda llevar a cabo toda la actividad celular derivada de la hematopoyesis.

La alta porosidad se traduce en una disminución de la densidad, a lo que sumando su disposición microscópica amorfa hace que el hueso trabecular tenga todas las papeletas para experimentar una reducción de su resistencia a la compresión respecto al hueso cortical. De todos modos, el hecho de que el hueso trabecular tenga una mayor superficie para con los elementos externos al hueso facilita la distribución celular y la mineralización en las funciones biológicas del hueso. Además, a pesar de esa pérdida de propiedades mecánicas, las trabéculas aportan una cierta estabilidad interna que contribuyen favorablemente al rendimiento mecánico del hueso, proporcionando una mayor facilidad para distribuir las cargas y absorber la energía necesaria para satisfacer la demanda mecánica del hueso, especialmente en las proximidades de las articulaciones donde la presencia del hueso trabecular es más prominente.

Como se sabe, el ser humano tiende a experimentar pérdida de masa ósea con la edad, siendo el hueso trabecular el primer damnificado de este efecto. Perder antes hueso trabecular que cortical, y en mayor medida hace que haya una mayor tendencia a sufrir osteoporosis en algunos puntos concretos como las cabezas femorales. Se ha demostrado que el agravante de todo esto es (más que la pérdida de masa ósea) la distribución e interconexión de las trabéculas, por lo que este es un factor importante a tener en cuenta. De hecho, en estos casos se puede observar que el hueso tiende a crecer más, buscando una mayor superficie de contacto para resistir mejor las tensiones a las que está sometido, como consecuencia de la pérdida de calidad de las trabéculas [26].

En la Figura 2-7 se puede observar un corte de una cabeza femoral (parte superior) y de una tibia (parte inferior) en una operación (artoplastia de rodilla) en la que ha ocurrido un fenómeno de dicha naturaleza. Se pueden diferenciar nítidamente los tipos de estructuras óseas: el hueso cortical en la parte exterior y el hueso trabecular con la médula ósea roja en su interior (se aprecia más en la tibia y el peroné).



Figura 2-7. Cortes transversales de tibia y fémur *in vivo*

En cuanto a la superficie externa del hueso; está compuesta por una capa denominada **periostio**. El periostio es la interficie que separa al hueso cortical del tejido blando circundante y de la musculatura. Está compuesto por dos delgadas capas. La más interna tiene un carácter más celular, y gracias a las células madre mesenquimatosas tiene capacidad para diferenciar a osteocitos y condrocitos (células del cartílago) de las osteoprogenitoras, fibroblastos, nervios simpáticos, etc. Por otro lado, la capa más externa es fibrosa y está compuesta fundamentalmente por fibroblastos, colágeno y elastina [27]–[31]. La sensibilidad que tiene el periostio por su composición y por ser el medio físico que separa al hueso de su alrededor hace que deba ser tenido en cuenta al tratar el hueso con implantes que están en contacto con él, como ocurre en el caso de los fijadores. De hecho, como se verá al introducir las placas, tratamientos muy inmovilistas de osteosíntesis suelen perjudicar la actividad celular del periostio, produciendo en algunos casos la aparición de zonas necróticas cuando el fijador está atornillado y en contacto con el hueso con un par de apriete propio de las placas convencionales.

Se ha hecho en este capítulo una descripción del hueso a distintos niveles de escala, haciendo referencia a sus componentes principales. También se han resumido los procesos que se llevan a cabo cuando un hueso forma, por ejemplo, durante la reparación de una fractura ósea. Conocer todos estos elementos y las interacciones biológicas es necesario para, por un lado, entender mejor el comportamiento mecánico del hueso, y por otro, para comprender qué tipo de reacciones y comportamientos hay desde el punto de vista biológico en el hueso a efectos de diseñar de manera óptima tratamientos de fractura con osteosíntesis.

3 BIOMECÁNICA DEL HUESO

En el capítulo 2 se detalló la composición interna del hueso en sus distintos niveles de escala, describiendo cualitativamente todos sus elementos y las funciones que desempeñan, detallando los procesos biológicos que tienen lugar en la formación y reparación del hueso. Pero ¿qué implicaciones va a tener todo esto a nivel de comportamiento mecánico y rendimiento del hueso? ¿Cómo se traducen las propiedades de sus componentes elementales a nivel global y estructural del hueso?

Dicho esto, no es baladí acuñar el término de **biomecánica**. La biomecánica, aunque nació como la aplicación de la mecánica a la biología, ha evolucionado conceptualmente ya que, como se ha visto en el caso de los huesos, la biología interactúa con la mecánica en función de las condiciones impuestas por esta, adaptándose. El estudio del tejido óseo ha sido fundamental para afirmar esto, ya que el hueso se comporta física y fisiológicamente dependiendo de estas interacciones mecánicas. Esto implica que las propiedades mecánicas, la composición, la masa, estructura ósea, etc. van a evolucionar en función del ambiente mecánico existente sobre el sistema a considerar (el hueso) [4], [20], [32], [33].

Estas son conclusiones que se podían intuir del capítulo anterior, y que se desarrollarán ampliamente en el transcurso de este. Se comenzará caracterizando mecánicamente al propio hueso, partiendo igual que se hizo antes, de los niveles de escala más pequeños, para obtener una mejor comprensión de sus propiedades. Se nombrarán algunos modelos utilizados y que cuentan con cierta aceptación para simular el comportamiento del hueso, lo que aporta una base necesaria para entender muchas de las decisiones que se han ido tomando al diseñar y fabricar los materiales de las osteosíntesis. Por último, se introducirán las fracturas óseas desde los puntos de vista de la Mecánica de la Fractura y Traumatología.

3.1 Caracterización mecánica del hueso

En el capítulo de la Biología del Hueso se desgranaron todos los elementos que componen al hueso y cómo se organizan formando la arquitectura interna que lo caracteriza. Del mismo modo, se hará algo parecido aquí con las propiedades mecánicas, agrupando en primer lugar los componentes elementales, luego los microscópicos, y finalmente pasar a un nivel más global (macroscópico) para caracterizarlo. Esta forma de abordar el análisis estructural del hueso tiene la finalidad de aportar una mayor comprensión de sus propiedades mecánicas.

Antes de comenzar, es preciso formular una serie de definiciones necesarias para comprender la caracterización mecánica de cualquier material. En este capítulo se caracterizará al hueso gracias a la gran bibliografía existente con respecto a este tema, y más adelante, en la parte experimental del proyecto, se caracterizará a la fibra de basalto por lo que, en todo caso, es necesario partir de la definición de las propiedades mecánicas de mayor interés.

Como con cualquier material, las propiedades mecánicas de los huesos se pueden determinar experimentalmente para diferentes direcciones con respecto al eje óseo mediante una serie de pruebas o ensayos con unas máquinas especializadas para estas labores, y de las que se pueden obtener resistencias, rigideces, constantes del material, etc. Concretamente, y a efectos del diseño de modelos computacionales óseos, las propiedades mecánicas de interés para conocer el material suelen ser:

- Resistencia a tracción
- Resistencia a compresión
- Resistencia a flexión
- Resistencia a torsión
- Módulo de Young
- Módulo de cizalladura
- Límite de fatiga

- Tenacidad a la fractura
- Límite de elástico

Todas estas son propiedades de las que se hablará de una forma u otra durante el transcurso de este trabajo. Además, es conveniente indicar que estas propiedades se caracterizarán para diferentes direcciones espaciales con respecto al eje del hueso (longitudinales, transversales y radiales mayoritariamente), ya que, como se detallará más adelante, el hueso no es un material isótropo. Los ensayos mecánicos permiten obtener alguna o varias de estas propiedades para conocer con más profundidad, en este caso, los aspectos mecánicos del hueso. Existen máquinas de tracción y compresión, otras de cizalladura, otras de flexión, también existen sistemas microelectromecánicos para componentes microscópicos, etc. Puede incluso abordarse mediante otros métodos como los ultrasonidos, que han servido para obtener muchas propiedades físicas de los materiales. Cada método experimental para evaluar las propiedades mecánicas del hueso estará suspenso a distintos factores [20], [34]:

- **Factores individuales:** dependen del individuo del que procede el espécimen (edad, sexo, patologías previas, etc).
- **Factores óseos:** afectan exclusivamente al hueso, qué tipo de hueso es, patologías exclusivamente óseas, tiempo transcurrido de la muerte del sujeto, etc.
- **Factores de conservación y preparación:** el tratamiento que se le da al espécimen, tipo de conformado para obtener la probeta, condiciones ambientales, etc.
- **Otros factores** como la composición química de la probeta, la densidad, sus dimensiones y forma... También el tipo de ensayo utilizado, así como las máquinas utilizadas para determinar los datos experimentales.

3.1.1 Propiedades mecánicas de los componentes elementales

En el capítulo anterior se describió que las unidades elementales mínimas de los huesos son las fibras de colágeno y los cristales de hidroxiapatita, que conforman respectivamente las partes orgánica y mineral del hueso. Aunque para evaluar las propiedades del hueso entero las resistencias de estos materiales no aportan mucha información (puesto que no están esclarecidas las relaciones entre micromecánica y mecánica ósea [4]), viene bien partir de una idea aproximada de qué propiedades tienen estas unidades elementales mínimas. Además, el creciente interés en crear modelos computacionales a partir de nanoescalas demandan el conocimiento de estas propiedades.

Las fibras de colágeno (formadas por el entrelazamiento de microfibrillas de colágeno más pequeñas, a su vez formadas por monómeros de colágeno entrelazados entre sí) conforman la matriz orgánica del hueso y tienen un diámetro extremadamente delgado (150-250 nm). En ellas se fijan los cristales de hidroxiapatita, cuyo eje mayor sigue la dirección de las fibras. Esto sugiere ya desde estas dimensiones la **anisotropía**⁴ que tendrá el hueso globalmente.

Epel et al. [35] aprovecharon el reciente desarrollo de sistemas microelectromecánicos para obtener una medida de la resistencia a tracción y resistencia a fatiga de fibras de colágeno, obteniendo una curva tensión-deformación de una fibra de colágeno aislada, de la que se puede extraer también la rigidez. Lo que sí queda claro de analizar la rigidez de una fibra de colágeno, es su influencia sobre el resto de los elementos minerales. Aporta al hueso su flexibilidad, habiéndose medido una rigidez de aproximadamente 1 GPa [36].

Por otro lado, la parte mineral se caracteriza por una mayor fragilidad (de esperar en los cristales de hidroxiapatita) y actúa como refuerzo de la matriz orgánica, teniendo una influencia significativa sobre su rigidez y las deformaciones de rotura del hueso. De hecho, un hueso no mineralizado admite unas deformaciones exageradas y que en caso de producirse ponen en serio peligro a los demás tejidos.

Hay algunos autores que han intentado medir la rigidez de la parte inorgánica mediante técnicas de nanoindentación. Saber-Samandaru et al. han determinado la rigidez de la hidroxiapatita en torno a 150 GPa

⁴ La anisotropía viene a referirse a la desigualdad de las propiedades mecánicas de un material en diferentes direcciones. Esto no ocurre, por ejemplo, con los materiales metálicos, generalmente caracterizados como materiales continuos, homogéneos e isótropos.

[37].

De esta manera, la gran diferencia de rigideces de los componentes elementales del hueso hace que el hueso actúe como un **material compuesto natural** (matriz de colágeno reforzada con cristales de hidroxiapatita). En la Tabla 3-1 se sintetizan las rigideces comentadas en los párrafos anteriores:

Tabla 3–1. Rigidez de los componentes elementales del hueso

Material del componente	Rigidez (GPa)
Fibras de colágeno	~1 GPa
Cristales de HAP	~150 GPa

3.1.2 Propiedades mecánicas de los componentes microscópicos

En la Elasticidad, y especialmente en su especialización en los materiales compuestos, cobra gran importancia la **micromecánica**. Dado que gran parte de los materiales compuestos objeto de estudio consisten en una matriz polimérica reforzada con una serie de fibras, el estudio analítico de cada uno de estos elementos por separado puede ayudar a comprender el comportamiento anisótropo global de este tipo de materiales. La micromecánica no es más que la síntesis de todo eso: evaluar los componentes de los materiales heterogéneos para estudiarlos analíticamente y estimar las propiedades que tendrá el material en su conjunto. Como se verá a continuación, sucede algo parecido con los huesos. El estudio analítico se verá en el próximo apartado del capítulo y la caracterización de los componentes a nivel de escala microscópica se verá a continuación.

Subiendo un nivel de escala respecto al nanoscópico, se sabe que las fibras se agrupan formando laminillas apiladas denominadas osteonas, que microscópicamente pueden ser observadas en sus dos morfologías: hueso trenzado o hueso laminar. Las osteonas tienden a estar alineadas con la dirección longitudinal de los huesos en caso de que respondan a la estructura diáfisis-epífisis (huesos largos). Cada osteona está constituida por 8-10 laminillas concéntricas, de modo que en un corte transversal se contemplará una elipse. Su diámetro varía entre 200-300 μ m y tienen longitudes del orden de 2 mm [4].

Lo verdaderamente interesante desde el punto de vista de la mecánica de los materiales compuestos es que dentro de cada laminilla de las osteonas, las fibras de colágeno tienen la misma dirección, pero las laminillas no tienen porqué estar orientadas en la misma dirección. De hecho, existe disparidad de opiniones en cuanto la variedad de orientaciones de las laminillas que componen las osteonas.

Para Ascenzi y Bonucci [38], las laminillas tienen tres orientaciones posibles con respecto al eje la osteona: transversal, longitudinal y formando 45° con su eje. Ya a finales de los años 60 consiguieron estudiar las propiedades mecánicas de las osteonas, identificando la resistencia a tracción, la resistencia a compresión, la resistencia a torsión y la resistencia a flexión. La rigidez también se determinó en cada ensayo, y al ser una constante característica del material, difiere del tipo de osteona, pero para estos efectos se considerará la osteona de tipo I (aquella conformada por colágeno de tipo I). En la Tabla 3-2 aparecen los datos recogidos en sus estudios por Ascenzi y Bonucci:

Tabla 3–2. Propiedades mecánicas de osteonas de tipo I

Tipo de ensayo	Rigidez (GPa)	Tensión de rotura (MPa)
Tracción [39]	5.5-12	102-120
Compresión [38]	6-7	110-130
Flexión [40]	2-3	350-390
Torsión [41]	16-20	160-200

El análisis de estos datos puede permitir extraer algunas conclusiones de gran importancia desde la perspectiva

de la mecánica. La resistencia a tracción de láminas longitudinales es mayor y la deformación de rotura menor que las de osteonas con láminas en las que predominan fibras a 90° . Estos resultados están en concordancia con lo que dice la Teoría de la Elasticidad aplicada a los materiales compuestos (dirección de fibra longitudinal implica mayor resistencia en la dirección longitudinal, mayor rigidez y por tanto deformaciones de rotura menores).

Por otro lado, en la dirección osteonal, los datos que se muestran una resistencia a compresión muy parecida a la de tracción. En este caso, el valor medio de la resistencia a compresión es un poco superior a la de tracción, lo cual se puede atribuir a la acción de los cristales de hidroxapatita, que al ser de naturaleza cerámica (los materiales cerámicos se caracterizan por su alta resistencia a compresión), hacen que resistan un poco más a compresión que a tracción. En este caso, la resistencia a compresión y la rigidez son óptimas en laminillas a 90° , donde predomina la acción de la hidroxapatita y no del colágeno, más flexible.

Puesto que la mayoría de las cargas a las que el esqueleto estará sometido en su actividad normal son cargas a flexión (el mero hecho de la sustentación y mantenerse erguido lo somete a cargas de flexión), éste ha evolucionado para que sea más resistente a flexión que a torsión. Esto ofrece una explicación a la compactación del hueso en el exterior de la diáfisis de los huesos largos: para aumentar la resistencia a flexión. Y es que se ha visto que las osteonas con orientaciones alternadas tienen mejor capacidad para soportar cargas a flexión que las que son exclusivamente longitudinales [40], [42]. Esto explica también la alta concentración de láminas transversales en huesos que sufren patologías que hacen que estén doblados.

La resistencia a torsión es quizá menos intuitiva de determinar teóricamente desde el punto de vista de la mecánica de materiales compuestos. No obstante, sí es lógico pensar que ésta será menor cuando las laminillas están alternadas siguiendo una geometría con dirección de fibra helicoidal. Las fuerzas de cizalladura serán transversales a la dirección de fibra y la resistencia será menor. Por esto se puede apreciar que en la realidad la resistencia a torsión es sensiblemente menor a las de flexión, tracción y compresión.

Por otro lado, Giraud-Guille [43], gracias a la observación de las osteonas mediante microscopía electrónica de transmisión, sugiere dos formas de concebir la orientación de fibras: una mediante la cual las fibras se alternan transversalmente, ($0^\circ/90^\circ$), y otra alternando las laminillas dando una apariencia de espiral. En la Figura 3-1 se pueden diferenciar las dos configuraciones posibles de manera esquemática.

El hecho de que predomine una configuración u otra dependerá de las sollicitaciones mecánicas a las que esté sometida cada zona del hueso, por lo que no serían excluyentes ni mucho menos en el conjunto del esqueleto. Por ejemplo, la configuración en espiral será más típica cuando el hueso o la zona del hueso está sometido a cargas en más de una dirección [44].

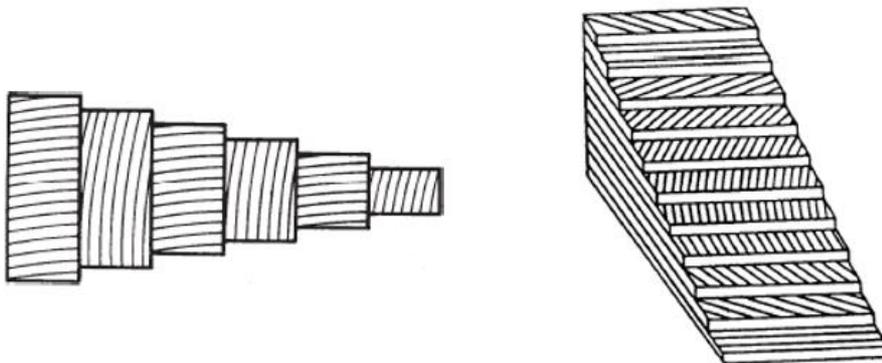


Figura 3-1. Configuraciones de las laminillas en torno a las osteonas [42]

Todo lo expuesto anteriormente es aplicable al hueso laminar, en el que las osteonas se organizaban apilándose

en láminas que hemos visto que pueden orientarse de diversas maneras. Pero ¿qué ocurriría en el caso en que el hueso sea trenzado? El hueso trenzado se daba en algunos casos puntuales, y para lo que nos concierne, cuando se produce la osteogénesis, concretamente durante la reparación de una fractura. Por ello, es de interés conocer qué propiedades mecánicas tendrá el hueso trenzado, ya que puede ayudar a comprender el diseño de osteosíntesis y de otros sistemas de tratamiento de fracturas óseas.

El callo de fractura primigenio mineralizado tiene estructura trenzada, mediante la que las osteonas se trenzan formando una red enmarañada difícil de modelar de alguna forma. De esta manera, el hueso trenzado pierde propiedades mecánicas con respecto al laminar. Como consecuencia de esa falta de rigidez, el hueso trenzado sufre una sobrem mineralización para compensarla. Como se ha visto antes, el hueso laminar es claramente anisótropo, pero en el hueso trenzado, la estructura de las osteonas trenzadas aleatoriamente sugiere que sus propiedades sean prácticamente isotrópicas. De hecho, se han realizado estimaciones con modelos micromecánicos para determinar el tensor de rigidez del hueso trenzado (resultando cuasi-isotrópico), obteniendo un módulo de Young de 1.9 GPa, valor similar a los datos experimentales de rigideces de callos de fractura de otras especies animales [45]. Como se puede ver, es una rigidez sensiblemente menor a la del hueso laminar, lo que justifica la aplicación de técnicas como la fijación que evitan grandes desplazamientos que puedan poner en peligro el foco de fractura.

3.1.3 Propiedades mecánicas macroscópicas

En la misma medida en que en el apartado anterior se compararon las propiedades del hueso laminar con las del hueso trenzado, es nuevamente de interés realizar la distinción a un nivel de escala macroscópico el hueso cortical y el hueso trabecular. A diferencia de los huesos hueso trenzado y laminar, los tipos cortical y trabecular están presentes simultáneamente en el esqueleto humano, y no es posible concebir un hueso sano sin una correcta distribución de dichos tipos de hueso. Examinarlos y entenderlos no sólo pueden ayudar a diseñar mejores tratamientos de reparación de fracturas; también pueden permitir construir modelos de predicción para prevenir males mayores.

Macroscópicamente, la principal diferencia entre el hueso cortical y el trabecular es su porosidad. En el hueso cortical, la densidad aparente es de 1.85 g/cm³ mientras que en el hueso trabecular es de 0.3 g/cm³ (como valor medio, ya que en el caso del hueso trabecular puede haber desviaciones importantes) [18]. Las propiedades variarán también en función del hueso, del historial clínico del individuo, de su edad, etc.

Conocer estas propiedades físicas del material, además del contenido en mineral puede ser de utilidad puesto que se pueden permitir establecer relaciones entre dichas propiedades físicas y la rigidez [46].

3.1.3.1 Hueso cortical

El hueso cortical, dependiendo de la especie y del tipo de hueso, tiene una rigidez de alrededor 17 GPa en la dirección de las osteonas. Desde el punto de vista mecánico, el hueso cortical se suele considerar como transversalmente isotropo (anisótropo con propiedades iguales en la dirección de las osteonas y distintas a las direcciones perpendiculares a su eje, respecto al cual son todas iguales). La relación de la rigidez entre las direcciones longitudinales y transversales ronda aproximadamente en una razón de 1.5, dependiendo de la forma en que se haya medido la rigidez y la técnica utilizada (se pueden utilizar tanto ensayos mecánicos como de ultrasonidos [47]). En la la Tabla 3-3 aparecen recogidos los módulos de Young del hueso cortical según diferentes autores. Se puede apreciar cómo se cumple la relación mencionada, que ha aportado fundamento para afirmar ese carácter transversalmente isotropo.

Tabla 3–3. Rigidez del hueso cortical

Propiedad	Reilly y Burnstein (1975) [48]	Ashman et al (1984) [47]
Rigidez longitudinal (GPa)	17.1	20
Rigidez transversal (GPa)	11.5	12.7 ⁵

⁵ En el estudio se incluyen dos direcciones radiales, entre las cuales se ha hecho la media aritmética.

La rigidez longitudinal se refiere a que lleva la dirección del eje de las osteonas, y la transversal se corresponde con la dirección radial a cualquier corte transversal de la osteona.

Una propiedad importante del hueso cortical es su viscoelasticidad. La viscoelasticidad es una propiedad típica de los materiales poliméricos que hace que las deformaciones sean sensibles al tiempo de aplicación de las cargas [49]. De esta manera, velocidades altas de deformación (como ocurre en el caso de impactos) van a hacer que aumente la rigidez del hueso con el coste de la disminución del comportamineto dúctil (admitirá menos deformaciones antes de romperse). Y, por otro lado, velocidades lentas de deformación pueden dar lugar al fenómeno conocido como creep (típico de algunos materiales poliméricos), mediante el que se producen grandes deformaciones antes de romper.

3.1.3.2 Hueso trabecular

Las propiedades mecánicas del hueso trabecular pueden variar notablemente dependiendo del hueso, su densidad y de la edad, entre otros factores. Antes se describió al hueso trabecular como una estructura más o menos reticulada en la que se interconectan placas y varillas entre las que se encuentran los poros. Concretamente, estas varillas y placas se interconectan en diferentes configuraciones que dan lugar a las denominadas trabéculas de variados espesores (en función de la presencia de varillas o placas). Esto le da una apariencia de esponja característica, y ha servido de inspiración para el diseño de muchos materiales en ingeniería.

La orientación de las trabéculas tiene una influencia importante sobre las propiedades mecánicas del hueso trabecular [16]. La arquitectura trabecular depende, como se ha dicho anteriormente, del espesor, espaciado y la forma en la que se distribuyan las trabéculas, y sin embargo tendiendo a comportarse de una forma bastante más isotrópica que el hueso cortical.

La mayor disparidad de densidades en el hueso trabecular (la porosidad varía notablemente en función del tipo de hueso y de la edad del individuo, entre otros factores) influye sobre sus demás propiedades. La edad como factor de disminución de la densidad del hueso trabecular ha supuesto un aumento considerable de patologías asociadas como la osteoporosis, ya que el aumento de la población mundial y los avances en medicina han permitido que así fuera [50]. No obstante, existe consenso sobre la existencia de relaciones entre la densidad aparente del hueso trabecular y algunas de sus propiedades mecánicas como la rigidez. Rice et al. [51] observaron una relación entre el módulo de Young y el cuadrado de la densidad aparente en el hueso trabecular (3-1). Esta conclusión sirvió para refutar las tesis de Wolff, que diferenciaba al hueso cortical del trabecular exclusivamente por su diferencia de densidades, y no porque fuera también una cuestión de propiedades mecánicas [52]:

$$E = a + b\rho^2 \quad (3-1)$$

donde a y b son constantes que dependen de la disposición interna de las trabéculas. Muchos otros autores han determinado experimentalmente [53], e incluso con análisis de elementos finitos [54], que en efecto sí hay diferencias importantes entre las propiedades mecánicas del hueso trabecular y del cortical. No obstante, sí hay analogías que se pueden hacer, como es el caso de la resistencia a compresión, que también es mayor que la resistencia a tracción en el hueso trabecular. La resistencia a fuerzas de cizalladura es también sensiblemente menor respecto a tracción y compresión.

La resistencia a fuerzas de cizalladura es especialmente importante en el hueso ya que puede influir sobre las propiedades del hueso cuando está en contacto con algún implante, prótesis, clavos intramedulares, etc. Se han realizado estudios al respecto, y los ensayos mecánicos muestran que el fallo cuando se somete a cizalladura a huesos trabeculares se produce por la separación de algunas trabéculas oblicuas (que se encontrarían a tracción en el ensayo). Se podría concluir que la resistencia a cizalladura en huesos trabeculares sigue dependiendo de la densidad aparente, y también que es significativamente menor que la resistencia a compresión, aunque tengan que entrar en juego factores como la microarquitectura interna y la disposición de las trabéculas [55].

En definitiva, el hueso trabecular ha dado lugar a mayor variedad de estudios e investigaciones que el hueso cortical gracias a la multitud de morfologías en las que puede manifestarse en función de distintos parámetros, por lo que queda preguntarse, ¿cómo se comportará el hueso en su conjunto -cortical y trabecular-

especialmente en el caso de huesos susceptibles de ser tratados con osteosíntesis cuando se fracturen?

3.1.3.3 Propiedades mecánicas del hueso entero

Antes se estudiaron con mayor detenimiento las propiedades mecánicas del hueso cortical y del trabecular, indicando que ambos elementos se distribuyen en función del tipo de hueso. Según las solicitaciones mecánicas más frecuentes, el hueso trabecular será más predominante y adoptará mayor densidad en una parte u otra del esqueleto. Del mismo modo ocurre con el hueso cortical, el cual puede orientar sus osteonas en función de las líneas de estrés (la dirección preferente de cargas) [7].

Por ejemplo, es un hecho que la presencia de hueso trabecular más denso en algunas zonas como la cabeza femoral puede incrementar la resistencia del hueso entero [56].

Siguiendo en esta línea, otra observación importante y que puede ayudar a ilustrar la razón por la que la fracción volumétrica ósea varía en función de la localización en el esqueleto es la diferencia entre el hueso trabecular en un húmero y en un fémur. Puesto que las solicitaciones en un fémur son mayoritariamente de compresión, el hueso trabecular será más denso que el del húmero, en el que las cargas más típicas son las de tracción y de flexión. Esto se debe en parte a la poroelasticidad que aumenta la resistencia a compresión de los huesos de las extremidades inferiores [57].

Diferentes autores han llevado a cabo estudios para establecer las diferencias entre propiedades de huesos de extremidades superiores e inferiores. Para ello, se determinan experimentalmente las rigideces y resistencias de un fémur y un radio en las direcciones longitudinales al hueso realizando ensayos de distinta naturaleza, quedando constatadas en la siguiente tabla algunas recogidas en la literatura:

Tabla 3–4. Comparación de rigidez y resistencia entre fémur y radio

Hueso	Tipo de ensayo	Resistencia (MPa)	Módulo de Young (GPa)
Fémur	Compresión [48]	203 - 211	14.7 - 19.7
	Flexión [58]	142 - 172	9.1 – 14.4
Radio	Compresión	114.7 [59]	10.4 – 18.7 [60]
	Flexión [61]	206.9 ± 3.2	15.88

Lo importante de todo esto no es quedarse con los datos experimentales exactos sino con la tendencia que muestran los huesos de las extremidades superiores a ser más resistentes a flexión, mientras que los de las extremidades inferiores lo son a compresión. Esto viene a demostrar la capacidad que tiene el hueso humano para adaptarse a las cargas fisiológicas que actúan sobre él. Por otro lado, las rigideces no suelen variar mucho ya que el módulo de Young es una propiedad del material, y a pesar de que la disposición interna microscópica de los componentes puede variar de un hueso a otro, no afecta tanto a la rigidez.

Por tanto, el hueso se distribuye no solo por factores genéticos, sino también por la adaptación del hueso a las cargas a las que lo somete el individuo, que mediante la remodelación ósea consigue un rendimiento mecánico óptimo reconfigurando continuamente su arquitectura interna.

Por último, es preciso recordar la gran cantidad de análisis mediante elementos finitos que se han realizado para simular computacionalmente sólidos lo más parecido posible al hueso, consiguiendo predecir con más o menos éxito el comportamiento mecánico del hueso. Esto ha ayudado a diseñar mejores tratamientos para las patologías óseas, y ha sido posible gracias al conocimiento de todas las propiedades y comportamiento mecánico del tejido óseo.

3.2 Elasticidad y Resistencia de Materiales en el hueso

Se ha visto cómo está caracterizado mecánicamente el hueso gracias a los diversos ensayos mecánicos que existen en la ingeniería empezando por algunos más sofisticados (hasta el punto de medir la resistencia de una fibra de colágeno), a algunos más clásicos (ensayos de tracción, flexión, torsión, etc.).

Esto, como se sabe, son datos experimentales que se corresponden con los que se puede encontrar en la

naturaleza, siendo aplicable no sólo a huesos humanos; la ingeniería de materiales ha aplicado estos métodos de medición para obtener propiedades de todo tipo de materiales: desde metales que se utilizarán en estructuras de edificios, componentes de todo tipo de máquinas, plásticos, etc.

Por otro lado, la Elasticidad y Resistencia de Materiales es una disciplina de la Física que se ha desarrollado en su mayor parte durante los últimos dos siglos, buscando traducir al lenguaje matemático el comportamiento de los materiales (al principio materiales continuos, homogéneos e isótropos como los metales), y adaptándose en gran parte a las necesidades que demandaban los retos ingenieriles, dando lugar a la Mecánica de la Fractura o desarrollando la Mecánica de los Materiales Compuestos. Cuando Cauchy sienta las bases de la Elasticidad hace cerca de dos siglos, esta se desarrolla desde un punto de vista ingenieril con la Resistencia de Materiales, que se basa en la aplicación de diversas hipótesis simplificadoras que han facilitado el diseño de muchos elementos estructurales, así como el cálculo de cargas y efectos sobre cualquier sistema. Esto supone la columna vertebral de la Teoría de Estructuras, necesaria para diseñar desde edificios hasta coches, aviones...

Por tanto, la Elasticidad y la Resistencia de Materiales han sido y son fundamentales para el ser humano, y ha encontrado un punto de confluencia con la biología humana al querer entender matemática y físicamente el comportamiento de, por ejemplo, los huesos, dando lugar a modelos de los que se sirven los ingenieros para diseñar prótesis, osteosíntesis y demás aparatos ortopédicos que han contribuido a mejorar la vida de las personas.

En este apartado del capítulo se verán brevemente algunos modelos simplificados que se han utilizado para simular matemáticamente lo mejor posible a los huesos. Estos modelos son de interés desde el punto de vista de la ingeniería mecánica y del diseño de prótesis, osteosíntesis y demás sustitutos óseos. Finalmente, se presentará una idea de la importancia del análisis mediante elementos finitos para mejorar el entendimiento del comportamiento mecánico del tejido óseo.

3.2.1 El hueso como material compuesto

La mecánica de los materiales compuestos estudia mediante modelos teóricos sus propiedades físicas para predecir el comportamiento mecánico que tendrán estos materiales. Los materiales compuestos son materiales no homogéneos que generalmente están formados por una matriz continua y un refuerzo, que puede ser en forma de fibra o de partículas. Por ejemplo, los materiales compuestos de fibra de carbono están formados por una matriz polimérica y un refuerzo de fibras de carbono. Las fibras se orientan en distintas direcciones en función de las especificaciones que se demanden en el diseño, hecho que se consigue mediante el apilamiento de las láminas orientadas según convenga (existen diferentes métodos para conseguir la coalescencia de la matriz entre diferentes láminas).

En la Elasticidad, los materiales continuos, homogéneos e isótropos como los metales tienen las mismas propiedades mecánicas independientemente de la dirección. En el caso del hueso, las propiedades varían en función del ángulo con el que se aplica la carga, la dirección, etc., lo que hace que sea considerado como anisótropo. La anisotropía es característica en los materiales compuestos, y en función de las orientaciones de las fibras de un laminado se puede “jugar” con las propiedades mecánicas para conseguir simular de forma global el comportamiento de un hueso. De esta manera, se pueden seguir dos filosofías para caracterizar el carácter anisótropo del hueso: teniendo en cuenta la composición interna mediante modelos micromecánicos, o considerando al hueso como una entidad homogénea pero anisótropa [3].

3.2.1.1 Micromecánica del hueso

Como es de esperar, las propiedades en las escalas microscópicas y macroscópicas no coinciden. El comportamiento de todo material compuesto anisótropo como el hueso está afectado por su arquitectura interna. En el caso de los huesos cortical y trabecular (aunque se hayan clasificado dentro de la escala macroscópica, siguen perteneciendo a un nivel inferior de la entidad íntegra del hueso), se han desarrollado una serie de modelos micromecánicos para analizar las contribuciones mecánicas de los componentes a una escala menor.

Estos modelos se pueden fabricar siguiendo dos filosofías diferentes [62]:

- El colágeno actúa como matriz orgánica mientras que los cristales de hidroxiapatita actúan como el refuerzo.

- La matriz es de naturaleza cerámica, de hidroxiapatita, mientras que las fibras de colágeno actúan como refuerzo.
- Otras aproximaciones como la de Currey (1969) suponen al mineral como fibra que refuerza a la matriz colágena, ya que durante la mineralización se endurece el hueso gracias a la disposición en una especie de agujas de los cristales de hidroxiapatita [63]. Este modelo es el primero en tener en cuenta la anisotropía del tejido óseo debida a la acción de las fibras que refuerzan a la matriz colágena. Esto permite estimar en función del ángulo el comportamiento del tejido óseo, lo cual aporta una versatilidad que no tienen otros modelos no basados en la micromecánica que son válidos en direcciones longitudinales a la aplicación de las cargas.

Los modelos microestructurales calculan las propiedades del hueso asumiendo que los canales Harvesianos están embebidos en una matriz isótropa extracelular o bien que las osteonas secundarias están inmiscuidas en la red intersticial del hueso. De esta manera, las pautas para comprender correctamente las relaciones entre la estructura y propiedades óseas residen en la determinación de las propiedades mecánicas de sus componentes microestructurales y en un uso correcto de los modelos micromecánicos.

La gran mayoría de los modelos micromecánicos propuestos han sido considerados exclusivamente para cargas de tracción y de cizalladura en un material compuesto reforzado con fibra. No obstante, y como se sabe por la dirección de los componentes microscópicos (láminas/osteonas) en la parte biológica del hueso, esto no es así exactamente. De hecho, antes se vio por ejemplo que los componentes microscópicos son ligeramente más resistentes a compresión que a tracción. Esto podría explicarse en parte porque la forma más aproximada de asumir el hueso es planteando a la hidroxiapatita como matriz cerámica y no al revés [64].

Los primeros modelos que se hicieron para predecir el comportamiento óseo no tuvieron en cuenta la influencia de las interacciones entre los componentes microscópicos del hueso. A continuación, se enumeran algunos que, como se verá, han sido susceptibles de ser complementados entre sí en pos de la construcción de mejores modelos:

1. **Modelo de igual deformación:** lo propuso en primer lugar Currey (1967) [65] y planteaba que las fases (orgánica y mineral) se disponen paralelamente a las direcciones de carga, experimentando la misma deformación. Esto permite escribir la ley de comportamiento del hueso y el valor de su rigidez (longitudinal a la dirección de carga) en función de las fracciones volumétricas de cada fase:

$$\sigma_i = E \varepsilon_i \quad (3-2)$$

$$F = \sigma \cdot A = E \varepsilon \cdot A = \varepsilon \cdot (E_{colágeno} \cdot A_{colágeno} + E_{HAP} \cdot A_{HAP}) \quad (3-3)$$

$$E = E_{colágeno} \cdot v_{colágeno} + E_{HAP} \cdot v_{HAP} \quad (3-4)$$

Donde las v_i se corresponden con las fracciones volumétricas del colágeno y de la hidroxiapatita. Al ser iguales las deformaciones, se pueden combinar las ecuaciones 3-2 y 3-3 para expresar la rigidez del hueso en función de las rigideces de cada componente y sus fracciones volumétricas en el hueso (Ecuación 3-4).

2. **Modelo de igual tensión:** Piekarski [66] propuso en 1973 este modelo análogo al de mismas deformaciones. En este caso, se suponen que las fases del hueso están dispuestas de tal forma que están a la misma tensión todo el tiempo. Este modelo está basado en el de Hashin-Shtrikman, que es un método para analizar materiales compuestos sin tener en cuenta su microestructura, expresando sus propiedades en función de inclusiones que pudiera haber en el material. De esta manera, las ecuaciones de la ley de comportamiento longitudinal a la dirección de cargas quedan así:

$$\sigma_i = E \varepsilon_i \quad (3-5)$$

$$F = \sigma \cdot A = E \varepsilon \cdot A = E \cdot (\varepsilon_{colágeno} \cdot A_{colágeno} + \varepsilon_{HAP} \cdot A_{HAP}) \quad (3-6)$$

$$\frac{1}{E} = \frac{v_{colágeno}}{E_{colágeno}} + \frac{v_{HAP}}{E_{HAP}} \quad (3-7)$$

3. **Modelo de Hirsch:** Hirsch planteó el problema combinando los dos modelos mencionados anteriormente. El modelo de misma deformación refleja que las tensiones en el hueso son absorbidas en su mayor parte por la fase mineral, puesto que su rigidez (Ecuación 3-4), como se vio en la caracterización mecánica de los componentes elementales, es hasta dos órdenes de magnitud superior a la del colágeno.

Por otro lado, el modelo de misma tensión refleja que la rigidez del hueso depende de manera crítica del módulo elástico del colágeno y de su fracción volumétrica, lo cual es contraproducente teniendo en cuenta que la hidroxiapatita actúa como refuerzo para aumentar la rigidez del hueso.

Con la idea de plantear una mejor distribución tanto de las tensiones como de la influencia sobre el comportamiento mecánico global de ambos componentes, Hirsch propuso combinar los dos modelos anteriores introduciendo un parámetro x que Piekarski estimó en 0.925, parámetro que da una medida del comportamiento del hueso siguiendo el modelo de mismas deformaciones [67]:

$$\frac{1}{E} = \frac{x}{\nu_{\text{colágeno}} \cdot E_{\text{colágeno}}} + \frac{1-x}{\nu_{\text{HAP}} \cdot E_{\text{HAP}}} \quad (3-8)$$

Estos modelos, basados estrictamente en las propiedades y en el comportamiento elástico de los materiales compuestos, no explican otros fenómenos de naturaleza mecánica como la viscoelasticidad, poroelasticidad o la rotura, por no hablar de todos los factores biológicos. Aunque son sencillos y en algunas aplicaciones pueden ser prácticos, hay que tener en cuenta que estos modelos se evalúan unidireccionalmente, es decir, en la dirección de la aplicación de las cargas. Por ello, se ha hecho hincapié en la creación de otros modelos teniendo en cuenta las interacciones entre la parte orgánica y la mineral.

Para ello, se han realizado multitud de estudios que buscan investigar estos aspectos del hueso a nivel elemental y microscópico con la idea de comprender mejor las relaciones entre componentes elementales y su influencia sobre el comportamiento global del hueso. La limitación tecnológica para conocer, entre otras cosas, las geometrías, formas y tamaños de los cristales de hidroxiapatita puede dificultar la estimación del cálculo de propiedades mecánicas en huesos, especialmente de geometría más compleja [68].

No obstante, sí se conoce que, en zonas de huesos con geometrías más sencillas como la diáfisis de huesos tubulares, y particularmente en el hueso cortical, el hueso puede mostrar un comportamiento ortótropo. La ortotropía en los materiales hace que estos tengan las mismas propiedades en direcciones perpendiculares entre sí (en el hueso tubular sería la dirección longitudinal al eje, y las radiales que emanan de dicho eje). La microestructura osteonal favorece este comportamiento más “familiar” desde el punto de vista de la Elasticidad de los Materiales Compuestos, y es uno de los apoyos principales para diseñar nuevos modelos simplificados y de análisis mediante elementos finitos del hueso entero.

3.2.2 Contribución del hueso cortical y del hueso trabecular

Se han analizado en los subapartados anteriores cómo actúan por separado las dos morfologías existentes del hueso a nivel macroscópico. En la Figura 3-2 se aprecia la curva de tensión-deformación de un ensayo de compresión en la que se diferencia perfectamente cómo el hueso cortical o compacto es más rígido y resistente que el trabecular, que permite deformaciones de rotura mucho mayores gracias a su poroelasticidad en la compresión. Queda, por tanto, preguntarse cómo actuará el hueso en su conjunto cuando se combinan hueso cortical y trabecular.

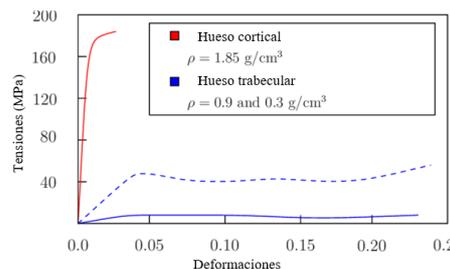


Figura 3-2. Curva de tensión-deformación del hueso cortical y del trabecular [69]

Cabe destacar en primer lugar que las propiedades de un hueso entero dependerán, aparte de todos los factores que afectan al individuo (edad, patologías, factores hormonales, genéticos, etc.), del tipo de hueso, ya que la distribución de hueso trabecular y cortical variará en función del lugar del esqueleto que ocupe el hueso en cuestión. Por otro lado, las características geométricas, el espesor de la capa cortical, la sección transversal, el tamaño y la forma son además factores que afectan exclusivamente al hueso y que influirán sobre su rendimiento mecánico.

A pesar de que la caracterización mecánica del hueso entero resulta más complicada a nivel de ensayo experimental al depender de la gran variedad de geometrías y de la distribución de sus componentes internos, sí es cierto que es más útil para estudiar la biomecánica de la fractura con la idea de entender qué tipos de fractura hay, cómo se producen e idear mejores tratamientos para tratar las fracturas. Ensayar mecánicamente huesos enteros constituye la mejor manera de simular la fractura de un hueso desde un punto de vista clínico.

Por otro lado, el estudio de las propiedades del hueso completo *in vivo* presenta un reto científico importante, y es que se ha conseguido medir variables mecánicas en humanos gracias a sensores e implantes colocados directamente en personas. Esto ha permitido, por ejemplo, estimar el peso que soporta una cabeza femoral humana cuando camina (un 238% del peso del individuo) [70]. Esto ha llevado a realizar mediciones tanto en individuos sanos como en pacientes que necesitan de prótesis con la idea de adecuar las propiedades del material del implante a la zona que sustituye.

3.2.2.1 Influencia de la geometría

La Resistencia de Materiales enuncia que la resistencia a tracción y compresión de una barra similar a la estructura ósea de hueso largo (diáfisis-metáfisis-epífisis) es proporcional a la sección transversal mientras que la resistencia a flexión y a torsión depende de cómo el material está distribuido a lo largo del hueso. Estas últimas vienen determinadas gracias a lo que se conoce en la Mecánica como el momento de inercia de un sólido (areal para el flector, polar para el torsor). Sea la sección transversal de un hueso diafisario como el de la Figura 3-3, los momentos de inercia se calcularían mediante las siguientes fórmulas:

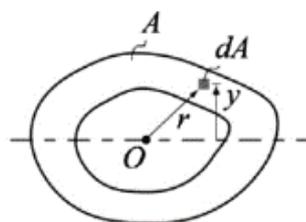


Figura 3-3. Corte transversal de la cortical de un hueso diafisario [71]

$$I = \int_A y^2 dA \quad (3-9)$$

$$I_p = \int_A r^2 dA \quad (3-10)$$

Hilando con lo que se comentó en el capítulo de Biología del Hueso al introducir el hueso cortical, es de esperar un incremento de la resistencia a flexión y torsión de un hueso cuando su capa cortical se encuentra en su parte más externa, o lo que es lo mismo, a mayor distancia de su eje.

Por otro lado, se pueden estimar las propiedades mecánicas (resistencia y rigidez) de un hueso cuando tiene una composición lo más uniforme posible, forma prismática, sección transversal constante y el hueso es recto. Lo mismo ocurre con huesos sanos y huesos fracturados, entre los que se han hallado diferencias geométricas.

En fracturas de fémur proximal (frecuente en sujetos de mayor edad) se han observado diferencias en el diámetro del cuello [72].

Estos principios se siguen también para el diseño de osteosíntesis de placas, lo que hace que su aplicación al hueso sea interesante para este trabajo.

3.2.3 El MEF aplicado al análisis de estructuras óseas

El Método de los Elementos Finitos (MEF) permite calcular las variables mecánicas en sólidos modelados computacionalmente gracias a las ecuaciones que la Elasticidad proporciona. Se ha utilizado en la ingeniería masivamente desde que la tecnología lo permitió y ha servido para multitud de aplicaciones como el diseño de componentes, simulaciones, etc.

El MEF se empezó a utilizar en la traumatología y ortopedia a partir de los años 70 para hacer estudios biomecánicos de dispositivos ortopédicos. De todos modos, no se empezó a ver un claro beneficio desde el punto de vista clínico hasta que se empezó a conocer con más exactitud la escala microscópica del hueso, impulsada por avances en la tecnología. En los años 90 se empezó a utilizar la tomografía computarizada para realizar modelos más exactos de las estructuras microscópicas óseas. Esto, junto con la mejor comprensión del comportamiento mecánico del hueso, permitió diseñar modelos específicos de huesos enteros bastante más precisos [73]. Más aún, al añadir los avances relativos al conocimiento de los mecanismos de daño del hueso, su plasticidad, etc. Los modelos por elementos finitos están continuamente en revisión ya que dependerán de múltiples factores asociados al paciente, los avances tecnológicos, etc.

De hecho, Zysset et al [74] analizaron las propiedades de tres huesos distintos ensayándolos mecánicamente y compararon los resultados con los de un modelo de elementos finitos, mostrándose este método numérico como el más fiable a la hora de predecir el comportamiento de los huesos y obtener la resistencias de los mismos en sus roturas más comunes (por compresión en el radio, en las vértebras y cizalladura en el fémur proximal), comparando predicciones con resultados experimentales.

3.2.3.1 Tecnología aplicada a la construcción de modelos de elementos finitos

Como se indicó anteriormente, los avances en las tecnologías de naturaleza óptica permitieron realizar modelos de elementos finitos que reproducen con bastante fidelidad las microestructuras óseas. La microtomografía computarizada permite conocer con un alto grado de detalle la microestructura ósea de un hueso, y la llegada de la resonancia magnética a la medicina permite también obtener detalles del interior de los huesos. En función de la tecnología utilizada, se pueden realizar modelos geométricos de elementos finitos siguiendo distintos planteamientos:

- La **tomografía computarizada (TC)** no es una tecnología utilizada con asiduidad en un paciente concreto ya que supone una cantidad de radiación considerable, pero puede ser muy eficaz porque permite construir modelos tridimensionales del hueso, así como la distribución heterogénea de las propiedades físicas y mecánicas del hueso. En caso de usar TC, se debe hacer hincapié en la aplicación de un protocolo correcto al realizar la prueba, ya que corrientes o voltajes inapropiados pueden dar lugar a ruido en las imágenes a partir de las que se construyan modelos más imprecisos [75]. Después de la TC, las imágenes requieren de un postproceso mediante el que se omiten elementos externos al hueso y se cierra la geometría del hueso, modelado como elemento sólido. Del mismo modo, hay que resaltar que la TC no ofrece una representación nítida de la microestructura del hueso, espesor de trabéculas, etc., para lo que se demandarán TCs con mayor grado de detalle.
- Las imágenes generadas mediante **microtomografía computarizada (μ TC)** tienen una alta resolución, lo que facilita acotar las superficies del tejido óseo en el modelo de elementos finitos. La técnica utilizada para la generación del modelo puede estar basada en voxels (unidades tridimensionales mínimas que pueden ser procesadas) formados directamente a partir de las imágenes de la μ TC, pero también puede basarse en un método más manual por el que se trazan los contornos de la microestructura gracias a la binarización de la imagen de la μ TC. La imagen, en una escala de grises, permite construir el modelo fijando un valor en esa escala de grises a partir del cual se puede considerar el tejido óseo.

Ambos métodos son utilizados ampliamente y tienen sus ventajas y desventajas. El primero supone un

ahorro de tiempo, pero puede dar lugar a más imprecisiones, mientras que el segundo, más manual, puede ejecutar una representación más fiel mediante la imposición de las condiciones de contorno. Un ejemplo de procesamiento por μ TC se puede apreciar en la Figura

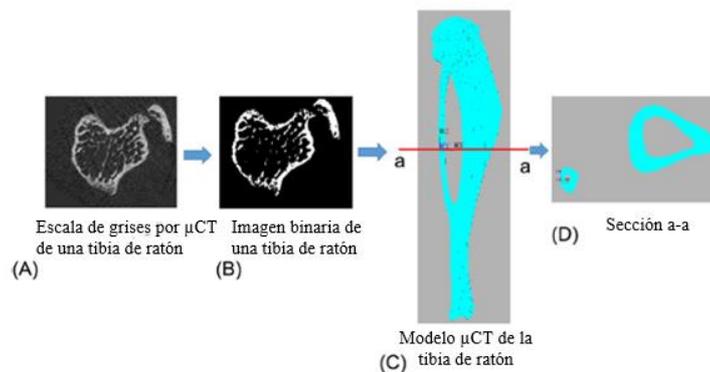


Figura 3-4. Procesamiento de modelos de huesos mediante μ TC [73]

- Las imágenes ofrecidas por la **resonancia magnética** permiten reconstruir solamente los contornos externos del hueso, lo que los hace útiles para aplicaciones en las que se necesita exclusivamente conocer la superficie de los huesos. A efectos del modelo de Elementos Finitos, la utilización del elemento *shell* suele utilizarse cuando se ha basado en una imagen por resonancia magnética, lo cual permite reducir el tiempo de computación.

En definitiva, modelos de elementos finitos basados en el procesamiento de imágenes generadas mediante TC o resonancia magnética dan lugar a modelos homogéneos en los que el mallado alcanza a los espacios vacíos de los poros. Mientras tanto, los modelos basados en μ TC son mucho más precisos a nivel de resolución y fidelidad al hueso real, y el mallado no alcanza los poros, en los que para cargas *in vitro* no hay información mecánica de interés. En el siguiente subapartado se responderán las cuestiones en referencia a las implicaciones que pueden tener diferentes tipos de modelos sobre las consideraciones e hipótesis mecánicas a tener en cuenta.

3.2.3.2 Modelos de predicción de las propiedades del hueso

El uso del MEF para crear modelos que simulen con fidelidad el comportamiento mecánico del hueso se puede abordar desde dos perspectivas ampliamente utilizadas:

1. **Mediante un modelo más simplificado**, que se fundamenta en el comportamiento elástico-lineal del tejido óseo. Como ya se ha visto, la curva de tensión-deformación permite establecer la hipótesis mediante la cual el hueso tiene un comportamiento casi elástico-lineal durante una primera fase. En este modelo no habría zona plástica, justificada por la fragilidad que aporta la fracción mineral. La carga crítica se suele tomar de la literatura, que estima el fallo cuando el 5% del tejido ha excedido el umbral de las deformaciones admitidas por el hueso [75].

El potencial de estos modelos reside en los resultados, que están en concordancia con los datos experimentales a pesar de asumir el comportamiento elástico-lineal como hipótesis fundamental sin tener en cuenta otros aspectos mecánicos del hueso como su plasticidad, anisotropía, etc. De hecho, la precisión del modelo elástico-lineal para predecir el fallo en huesos es parecida a la de modelos más sofisticados, en los que se tienen en cuenta los aspectos mencionados anteriormente cuando el hueso no se encuentra en condiciones posteriores al fallo.

Si se utiliza un modelo procedente de imágenes con μ TC, que son mucho más precisos en cuanto a la fidelidad de la reproducción de la microestructura ósea, éste admitirá que se impongan las propiedades mecánicas elásticas del hueso.

Para modelos realizados a partir de imágenes por TC, en los que no se tiene en cuenta la porosidad y son homogéneos, se deben utilizar las propiedades isotrópicas del modelo. Estas propiedades asumen al modelo como un sólido homogéneo con un gradiente de densidades, y se obtienen numéricamente a

partir de la escala de grises proporcionada por la imagen de TC, en la que se puede hacer una analogía entre las densidades y las propiedades mecánicas del hueso. En la Figura 3-5 se puede apreciar dicha analogía, que permite la escala de grises de la CT con el módulo de Young (homogéneo).

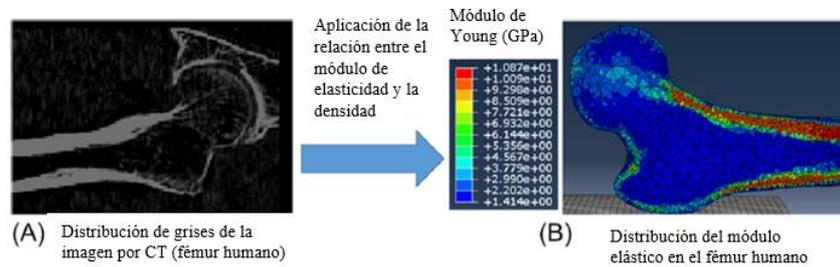


Figura 3-5. Analogía entre densidades y propiedades mecánicas [73]

2. **Mediante modelos más complejos** que tienen en cuenta muchos más aspectos de naturaleza mecánica, como el comportamiento plástico, la anisotropía, mecanismos de daño, etc. Aunque el modelo elástico-lineal es bastante eficiente para simular el comportamiento mecánico del tejido óseo, no es aplicable al comportamiento en condiciones post-fallo. El análisis de estos aspectos, así como el de la propagación de grietas, patrones de fractura típicos, etc., puede dar lugar a modelos mucho más sofisticados, que demandan una cantidad de datos de entrada considerablemente mayores que en el diseño de otros modelos. Esto exige un análisis más exhaustivo para minimizar esa mayor posibilidad de errores que supone el aumento de inputs. No obstante, estos modelos bien aplicados pueden ser de verdadera ayuda en aplicaciones concretas. Los retos de estos modelos, que buscan ese nexo entre juicio clínico y resultados de las simulaciones, residen en la caracterización del comportamiento en el post-fallo y comportamiento anisótropo en la fase de deformaciones elásticas [76].

3.2.3.3 Cargas *in vivo* vs cargas *in vitro*

Una vez trazado el modelo y tras su mallado, es fundamental determinar unas cargas y condiciones de contorno que se encuentren en consonancia con el comportamiento real del tejido óseo. A grandes rasgos, cargas *in vivo* son aquellas que se producen dentro de un individuo vivo y las cargas *in vitro* son las que se realizan en un laboratorio con un hueso aislado. La naturaleza de las cargas, además de influir sobre las condiciones de contorno, también influye sobre el modelo. La médula ósea es un componente fundamental que se encuentra inmersa en el seno del hueso trabecular y que ejerce una presión determinada sobre las paredes de las trabéculas. De esta manera, al hacer estudios *in vitro*, si lo que se desea es aproximarse lo máximo posible al tejido óseo vivo, es importante tener en cuenta los efectos adicionales que se podrían añadir de manera que el comportamiento fuese lo más fiel posible a la realidad.

Las cargas *in vitro*, al hacerse en un laboratorio bajo una serie de condiciones perfectamente bien controladas, son bastante más fáciles de reproducir en los modelos de elementos finitos. No obstante, al ser estudios que no reproducen las cargas a las que se somete un hueso real, la relevancia clínica que tienen es bastante relativa y su utilidad no suele ir más allá que la del interés académico. Y si se deseara realizar alguna interpretación clínica, el estudio de los modelos sometidos a cargas *in vitro* demandan de un entendimiento exhaustivo del modelo.

Por otro lado, las condiciones de contorno para hacer simulaciones con cargas *in vivo* necesitan de un análisis mucho más profundo, y deberán tener en cuenta no solamente aspectos inherentes al individuo, sino también al sistema musculoesquelético [77]. Es un área que se encuentra en constante revisión debido a su actualidad, pero es bastante prometedor por las implicaciones que puede tener para la prevención de lesiones óseas y para la ortopedia.

En definitiva, el desarrollo de modelos de elementos finitos es crucial para el entendimiento de enfermedades como la osteoporosis, el estudio de nuevos sustitutos óseos y especialmente para comprender cada vez mejor los mecanismos que existen en el hueso cuando hay daño y/o se acaba produciendo el fallo. Especialmente

aquellos modelos que representan la microestructura del hueso, que han demostrado estar en el camino para encontrar modelos cada vez mejores [73].

3.3 Biomecánica de la Fractura

La teoría de la Mecánica de la Fractura se ha desarrollado principalmente durante el siglo XX y su utilidad es capital tanto para la ingeniería forense como para el entendimiento del comportamiento de los materiales cuando se va a producir un fallo en ellos. La Mecánica de la Fractura es el área de la Mecánica que se centra en estudiar el comportamiento y la resistencia de los sólidos que están sometidos a una serie de cargas en presencia de grietas (o en su defecto, imperfecciones del material que pueden considerarse como grietas).

Para estudiar los tipos de fractura y con el objetivo de perfeccionar los modelos de simulación de huesos, es preciso retomar algunos aspectos sobre el comportamiento mecánico del hueso antes de que se produzca el fallo. La curva de tensión-deformación es uno de los mejores indicadores del comportamiento mecánico de los huesos, y las conclusiones que se pueden sacar a partir de una sola gráfica pueden ser bastante esclarecedoras previamente a la introducción de la mecánica del fallo de los huesos. Generalmente, los materiales suelen mostrar los siguientes tipos de comportamiento antes de que se produzca su rotura [78]:

- **Comportamiento dúctil:** el material es capaz de deformarse irreversiblemente (sufre deformaciones plásticas) antes de romperse. Esto significa que, una vez alcanzado el límite elástico (a partir del cual no hay deformaciones reversibles), el material es capaz de absorber bastante energía de deformación. Es una característica típica de los materiales metálicos y es bastante útil en la ingeniería de estructuras al ser este comportamiento un indicador visual de que el material se encuentra cercano a romperse.
- **Comportamiento frágil:** al contrario del comportamiento dúctil, el comportamiento frágil se caracteriza por la poca energía que son capaces de absorber desde que alcanzan el límite elástico hasta que se produce la rotura, teniendo muy poca deformación plástica. Es el caso de, por ejemplo, los materiales cerámicos.

Debido a la anisotropía del hueso, la curva de tensión-deformación va a depender del tipo de ensayo (tracción, compresión, torsión, etc.), la dirección de las cargas y del tipo de hueso (cada hueso tiene unas determinadas distribuciones de hueso cortical y trabecular. Como ya se sabe de antes, el hueso cortical es mucho más compacto que el trabecular y su microestructura, formada por la red harvesiana normalmente alineada en las direcciones típicas de tensiones, hace que la capa cortical de los huesos soporte una fracción importante de las cargas fisiológicas (*in vivo*), lo que hace que su contribución mecánica al hueso entero sea la más importante y de interés para el estudio biomecánico de la fractura [79].

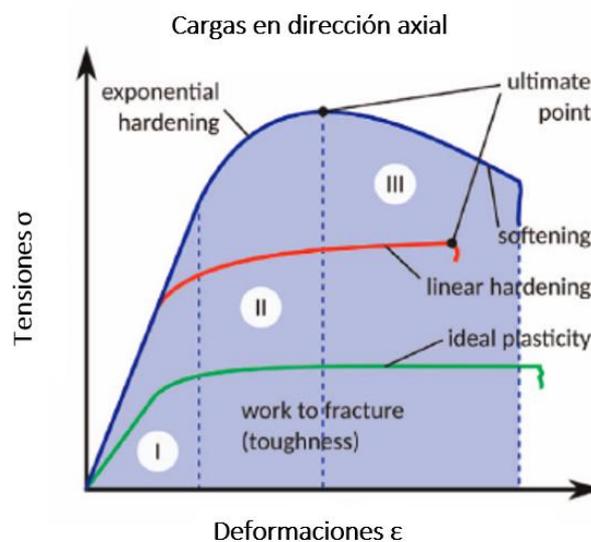


Figura 3-6. Curvas de tensión-deformación de un hueso humano a tracción, compresión y cizalladura [80]

Para ilustrar estos conceptos aplicados al hueso, en la Figura 3-6 se muestran en una misma gráfica las curvas de tensión-deformación de un hueso que se ha ensayado de tres formas: compresión (azul), tracción (rojo), y cizalladura (verde). La curva verde (hueso a cizalladura) se podría corresponder con la de un material menos rígido que a tracción/compresión (su pendiente, es decir, módulo de Young, es menor), y aunque su límite elástico es bastante bajo, tiene la capacidad de sufrir grandes deformaciones irreversibles antes de producirse la rotura. Las curvas roja y azul, que se corresponden con ensayos de tracción y compresión respectivamente, muestran que el hueso tiene mayor límite elástico cuando se encuentra sometido a compresión que a tracción. Además, es capaz de asimilar una mayor energía de deformación plástica previamente a la rotura (es más tenaz) a compresión. Pero ¿qué explica que el hueso tenga esta plasticidad añadida con respecto a las cargas a tracción?

La explicación reside en la morfología trabecular del hueso, que tiene una alta porosidad. Se puede considerar que el hueso trabecular muestra una primera fase casi elástico-lineal. Llega un punto en el que las trabéculas empiezan a fallar, deteniéndose el comportamiento elástico-lineal para dar paso a un aumento de las deformaciones que es mucho mayor en la compresión que en el ensayo de tracción. Esto se debe a que, en la compresión, las partículas resultantes de las trabéculas que ya han fallado ocupan los poros contribuyendo a una especie de comportamiento dúctil que no sería posible en la tracción. Este comportamiento, ventajoso ya que contribuye al retraso de la rotura del hueso, es típico de algunos materiales como la madera [81].

No obstante, es importante resaltar que el hueso trabecular actúa *in vivo* aglutinando en su seno materia orgánica (la médula ósea roja), y una serie de fluidos que sirven para distribuir nutrientes por el hueso, por lo que su comportamiento mecánico no es exactamente igual que el observado en los ensayos *in vitro*, en los que disminuye el contenido en agua y los poros están libres de líquido. El fluido en un hueso funcional ejerce una cierta presión sobre las paredes de las trabéculas, lo cual afecta a las propiedades y constantes del material con respecto a la configuración *in vitro*, afectando a su ductilidad y comportamiento anisótropo [82], [83].

Esta información se corresponde para ensayos distintos en una dirección, por lo que si se ensaya el mismo hueso transversalmente las curvas obtenidas tendrán un aspecto diferente debido a la anisotropía del hueso [48].

3.3.1 Enfoque de la Mecánica de la Fractura

La Mecánica de Medios Continuos estudia los mecanismos de propagación de grietas mediante la Mecánica de la Fractura. El hueso, como se ha visto, se caracteriza como un material anisótropo y heterogéneo, por lo que las hipótesis de la MFEL (Mecánica de la Fractura Elástico-Lineal) no serán del todo aplicables en este caso, en principio. No obstante, en la literatura relativa a la Biomecánica de la Fractura se ha usado la MFEL para estudiar algunas variables mecánicas considerando el comportamiento elástico en el hueso salvo en las proximidades de la punta de la grieta, en la que se supone que existen deformaciones plásticas [84]. De esta manera es posible extraer conclusiones relevantes con un correcto conocimiento de las propiedades asociadas a la fractura de los materiales.

3.3.1.1 Conceptos previos

Como se verá a continuación, la estructura jerárquica del hueso juega un papel fundamental en los mecanismos de fractura del tejido óseo. Una forma de entenderlos y de estimar la resistencia que ofrece el hueso a la propagación de grietas es mediante el estudio de las variables asociadas a los principios establecidos por la Mecánica de la Fractura. Las variables más importantes son [78]:

- **Factor de intensidad de tensiones (K):** es una variable utilizada para caracterizar los campos de tensiones y desplazamientos en la proximidad de la punta de una grieta. El aumento de este factor hasta alcanzar un valor crítico supone la propagación inestable de la grieta. El factor de intensidad de tensiones es una función del tipo de cargas y de la geometría del espécimen.
- **Tenacidad de fractura (K_c):** es el valor crítico del factor de intensidad de tensiones a partir del cual tiene lugar la propagación de la grieta. La tenacidad de la fractura es una propiedad del material, pero depende del estado tensional, lo que a su vez depende del espesor y las dimensiones del espécimen

Estas variables están definidas para los tres modos de fractura posibles, que se pueden observar en la figura, siendo el modo I correspondiente a cargas de tracción, el modo II a cargas de cizalladura y el modo III a cargas

paralelas a los planos de los labios de la grieta. El efecto combinado de los modos está siempre presente, pero estudios diferentes sugieren que la tenacidad de fractura es mayor para los modos II y III, lo que hace que la rotura en modo I sea el escenario más probable, y la que más atención ha recibido al respecto [85].

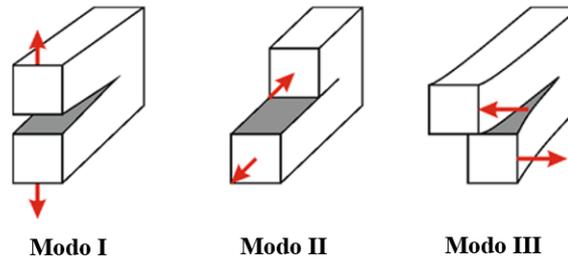


Figura 3-7. Posibles modos de fractura [86]

La Mecánica de la Fractura ofrece además un enfoque energético, desde el que se entiende la propagación inestable de grieta como el valor crítico alcanzado por una tasa de liberación de energía elástica G_c . G se caracteriza como el cambio de la energía potencial en un sólido por unidad de crecimiento de grieta en el área de fractura. Además, se pueden identificar G y el factor de intensidad de tensiones mediante la siguiente relación, en la que E es el módulo elástico y μ el coeficiente de Poisson [84]:

$$G = \frac{K_I^2}{E'} + \frac{K_{II}^2}{E'} + \frac{K_{III}^2}{2\mu'} \quad (3-11)$$

3.3.1.2 Fracturas en modo I

Se han realizado diversos experimentos para determinar los valores de la tenacidad de fractura y de G_c . Para medir valores consistentes e independientes de la geometría, se deben suponer condiciones elástico-lineales en el espécimen óseo (salvo en la proximidad de la punta de la grieta, en la que se admite plastificación local) y también condiciones de deformación plana, si se quiere obtener una propiedad del material no dependiente del estado tensional. La deformación plana ocurre cuando la muestra tiene un espesor significativamente más grande que la zona de plastificación local de la punta de la grieta.

Generalmente, el efecto de la orientación de la propagación de grietas respecto a la dirección osteonal influye en la tenacidad a fractura, tendiendo a ser menor cuando la grieta se propaga longitudinalmente a las osteonas. Influye del mismo modo el tipo de hueso puesto que la configuración microestructural varía de un hueso a otro, por lo que es de esperar que aquellas zonas del hueso más compactas tengan mayores tenacidades de fractura [87].

Resulta llamativo que el hueso cortical tiene una tenacidad de fractura parecida a la de algunos materiales cerámicos ampliamente utilizados en ingeniería como el carburo de silicio [88]; no obstante, la G_c es entre 1 y 2 órdenes de magnitud mayor en el hueso cortical, hecho atribuido a su menor rigidez en vista de la Ecuación 3-11. En la Tabla 3-5 aparecen las K_{Ic} y G_c del hueso cortical comparadas con las de ciertos materiales, entre los que destacan el titanio o la fibra de carbono (de uso en fijadores), así como de la fibra de basalto, cuya idoneidad se pretende demostrar en este trabajo.

Tabla 3–5. K_{Ic} y G_c en fracturas de tibia y fémur

Hueso	Módulo de Young (GPa)	K_{Ic} (MPa m ^{1/2})	G_c (J/m ²)
Hueso cortical	17 [48]	5.09 ± 0.98 [89]	520 ± 190 [87]
Carburo de silicio	412 [90]	6.4 ± 0.5 [90]	16 – 25
Aleación Ti-6Al-4V [84]	110	65-100	40.000-90.000
Fibra de carbono [91]	52	9	1515.6
Fibra de basalto [92]	21.8 ± 6	6.5 ± 0.8	-

3.3.1.3 Resistencia al daño y efecto de la microestructura

La fatiga aparentemente no debería suponer un gran problema puesto que la remodelación ósea es llevada a cabo constantemente durante toda la vida del ser humano, reparando cualquier microgrieta que pueda surgir en la matriz ósea como consecuencia de cargas de fatiga. No obstante, hay ciertas actividades físicas (tanto en el ámbito laboral como en el deporte) que pueden suponer un estrés importante en forma de fatiga pudiendo llegar al punto de afectar estructuralmente al hueso.

En los materiales compuestos, los mecanismos de daño se caracterizan por la propagación de muchas microgrietas en el seno del material, lo que permite absorber energía ya que las grietas se propagan por la matriz hasta alcanzar la superficie de contacto con la fibra, lo que ralentiza la rotura. De hecho, y dependiendo de la orientación de la fibra, la rotura de un material compuesto no tiene porqué terminar en la separación en dos piezas del material como ocurre en los metales. El material se va degradando (y en muchos casos se puede escuchar la crepitación conforme se van separando las fibras de la matriz) hasta que el conjunto no puede asimilar la cantidad de microgrietas que se han propagado

En el hueso cortical, el mecanismo de daño por fatiga consta de tres fases [93]:

1. La fase primaria en la que se nuclea una grieta que parte de un concentrador de tensiones, que en el hueso cortical se puede encontrar en los canales haversianos, canículas o lagunas de osteocitos.
2. La fase secundaria consiste en la propagación de la grieta inicial, que hace que se vea alterada la rigidez del hueso cortical. En esta fase, distintas grietas nucleadas durante la fase anterior pueden confluir, lo cual aumenta el daño.
3. La fase terciaria supone la pérdida repentina de la capacidad del hueso para soportar las cargas. Las grietas que se han propagado más en la fase anterior buscan propagarse para seguir liberando energía, llegando a las líneas cementantes que hay entre las distintas osteonas, pudiendo producir la separación de las osteonas. En algunos casos, estas líneas cementantes y otras imperfecciones de la matriz ósea pueden desviar la trayectoria de la grieta desde la dirección transversal a la aplicación de las cargas longitudinales, lo que puede también aminorar su propagación.

La fractura de un hueso cortical por fatiga se puede producir por la coalescencia de diferentes grietas cuando la grieta resultante es suficientemente grande como para que el hueso cortical se rompa. También se puede producir cuando una grieta es capaz de cruzar al hueso cortical de un lado al otro.

La microestructura del hueso es responsable de la variabilidad de la tolerancia al daño que tienen los huesos. Cuando se dice que las propiedades mecánicas del hueso dependen de la edad, de patologías óseas y de otros factores, esto se debe a cambios en su microestructura. El hecho de que las osteonas sean de menor tamaño y por tanto haya más compactación, hace que la tenacidad a la fractura del hueso *in vitro* sea mayor [94]. Por tanto, la disposición interna de los componentes elementales y microestructurales son potenciales mecanismos para posponer la propagación de grietas. Entre estos mecanismos característicos del hueso y que contribuyen al aumento de su tenacidad de fractura se encuentra el *crack deflection*.

El *crack deflection* es uno de los mecanismos más comunes y consiste en el desvío de la grieta gracias a la acción de las líneas cementantes (el límite existente entre las osteonas secundarias y la matriz laminar del hueso cortical). Este desvío de la propagación de las grietas controlado por la trayectoria de las líneas cementantes hace que la grieta busque el camino más idóneo para debilitar su propagación sin que se penetre

las osteonas en ningún instante. En la Figura 3-8, se puede observar cómo este mecanismo asegura que la grieta siga el camino más “débil” para su propagación, esquivando las osteonas sin llegar a afectarlas [95].

A nivel elemental, la plastificación local en las cercanías de la punta de la grieta se produce por la plastificación de las fibras de colágeno mineralizadas alrededor de defectos propensos a generar más daño, lo que posibilita disipar la energía sin afectar al hueso completo [96]. Además, las fibras de colágeno mineralizadas son capaces de desarrollar microgrietas de varios micrómetros de longitud sin que llegue a afectar a una escala mayor [97].

Estos que se han visto son mecanismos conocidos como intrínsecos, y se caracterizan por actuar por delante de la punta de la grieta, ya sea desviando su trayectoria o disipando mayor energía. Aunque algunos estudios más recientes sugieren que las deformaciones son las que controlan el proceso de propagación de las grietas [88], sí es cierto que el entendimiento de los mecanismos intrínsecos reside en conocer las líneas cementantes y las interacciones que tienen lugar en las proximidades de la punta de una grieta cuando se va a propagar.

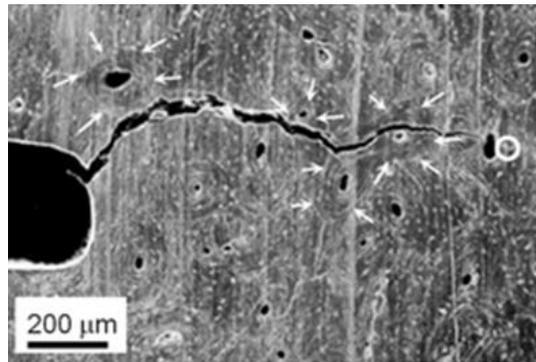


Figura 3-8. *Crack deflection* en la matriz ósea [98]

3.3.1.4 Efecto R en el hueso

Si los mecanismos intrínsecos actuaban por delante del frente de propagación de la grieta en un hueso cortical, los mecanismos extrínsecos actúan en el entorno de los labios de la grieta y lo que hacen es frenar o ralentizar su propagación.

Uno de los mecanismos extrínsecos principales es el *crack bridging*. El *crack bridging* es típico de los materiales compuestos también, cuando amortiguan la separación de una grieta en la matriz por la acción de fibras intactas. En el hueso, son las fibras de colágeno las que actúan disipando una parte de la carga que, de no haber *crack bridging*, se destinaría a seguir propagando la grieta. Como su propio nombre indica, en el *crack bridging*, filamentos de tejido óseo (colágeno mineralizado) hacen de puente entre los labios de la grieta [99], como se puede observar en la Figura 3-9 (flechas 1 y 2).

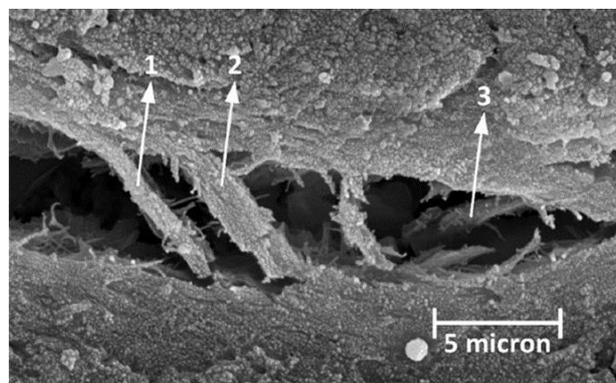


Figura 3-9. *Crack bridging* en una grieta de un hueso [100]

Otro importante mecanismo extrínseco es el desvío de grietas por la propia presencia de las osteonas, que son unidades estructurales microscópicas más compactas que la matriz en la que están insertas. Esto, que se comentó anteriormente al estudiar la caracterización mecánica del hueso cortical, hace que las grietas se desvíen de la dirección principal de las tensiones, lo que disminuye ostensiblemente la propagación de la grieta [88].

Como se comentó anteriormente, la gran ventaja que tienen los mecanismos extrínsecos reside en que son los responsables del aumento de la tenacidad a fractura con la propagación de la grieta. Esta característica que tienen algunos materiales se conoce desde la perspectiva de la Mecánica de la Fractura como el efecto R.

El efecto R representa la resistencia que ofrece el material al crecimiento de una grieta por un aumento de [78]:

- La energía requerida para crear nuevas superficies libres
- La energía consumida durante la deformación plástica.

Esta propiedad se puede ilustrar de manera gráfica mediante las llamadas curvas R (véase la Figura 3-10), en las que se pueden representar la variación de la relación entre la tenacidad a la fractura y el tamaño de la grieta conforme esta se va propagando. De esta manera, se puede observar perfectamente cómo las curvas tienen mayor pendiente (y aumenta la tenacidad a fractura) conforme va aumentando la carga aplicada y el tamaño de grieta.

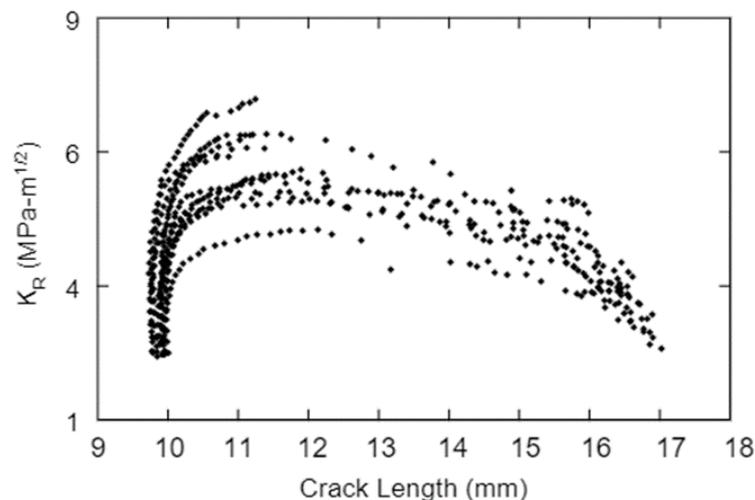


Figura 3-10. Curvas R en un hueso de un equino [101]

Cuando existe *crack bridging*, y para una curva determinada, el factor de intensidad de tensiones en la punta de la grieta (K_{punta}) se calcula teniendo en cuenta las cargas aplicadas ($K_{aplicada}$), pero también el efecto del propio *crack bridging* (K_{br}), que actúa contrarrestando a las cargas (3-12).

$$K_{punta} = K_{aplicada} - K_{br} \quad (3-12)$$

El aumento de la tenacidad de fractura que ocurre entre una curva y otra en el efecto R se representa mediante el aumento de la K_{br} conforme se va propagando la grieta, ya que al propagarse la grieta se generan nuevos puentes entre los labios de la grieta.

Por último, otros mecanismos que no son tan importantes pero que no dejan de contribuir a la resistencia a la fractura del hueso son (véase la Figura 3-11):

- **Nucleación de nuevas grietas** (izda): este mecanismo hace que dos grietas que van a coalescer no lo hagan, dejando una región de material sin romper que puede absorber una parte de las cargas.
- **Microgrietas** (dcha): la formación de muchas microgrietas en el entorno de la grieta dilata el material circundante. Esto puede producir un efecto compresivo sobre la grieta principal, lo que contrarresta las

tensiones en las direcciones principales de tensión [96].

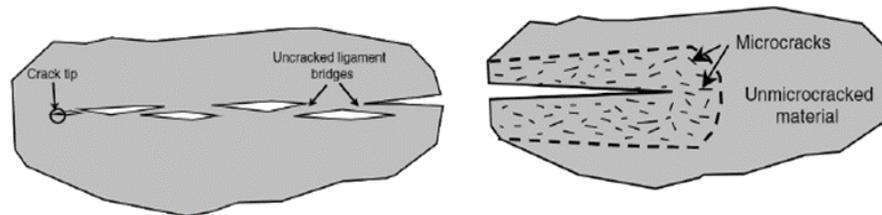


Figura 3-11. Otros mecanismos extrínsecos de resistencia al daño óseo [70]

Algunos estudios sugieren que la tenacidad de fractura del hueso cortical puede aumentar con la propagación de grietas de longitud de aproximadamente 2 mm [93]. No obstante, es importante la necesidad de remarcar que estos valores ni mucho menos son universales. Todas las magnitudes del hueso, de manera especial aquellas asociadas a su fractura están sujetas a continuos análisis puesto que dependen del efecto que ejercen la densidad, los espesores de los especímenes, el tipo de ensayo que se hace, y sobre todo la edad del individuo. Es sabido que edades mayores suponen una pérdida significativa de todas estas propiedades en individuos sanos [102]. De hecho, gran parte de los estudios con relación a las fracturas óseas introducen a la edad como factor determinante de muchas variables asociadas a la fractura.

3.3.1.5 Resistencia a fatiga

Cuando un hueso está sometido a una carga continuada y constante en el tiempo, puede ocurrir la formación de grietas que lleven a su rotura a pesar de que las cargas aplicadas sean subcríticas (esto es, que las tensiones no hayan alcanzado su valor crítico). Estas roturas se pueden producir por el crecimiento lento de grietas formadas durante la aplicación de esas cargas, y pueden ocurrir:

- De manera **estática**: las cargas están aplicadas durante un período continuado de tiempo. Aunque carecen de importancia clínica puesto que las cargas subcríticas susceptibles de producir crecimiento de grietas no suelen ser estáticas, sí existen mecanismos para frenar la propagación. Si la grieta se propaga suficientemente lento, puede ocurrir *crack arrest* incluso sin la presencia de los procesos de remodelación ósea [95].
- De manera **cíclica**: el estudio de las cargas cíclicas sobre el hueso puede realizarse desde la perspectiva de las curvas S-N o la tolerancia al daño. Las curvas S-N dan una idea de la vida a fatiga buscando determinar si su dependencia es del número de ciclos o de la frecuencia con la que se aplican las cargas, o sea, el tiempo. Muchos estudios se han realizado al respecto para responder a esta cuestión sin llegar a una conclusión clara debido a la dificultad para interpretar los datos experimentales [84]. Por otro lado, el enfoque de la tolerancia al daño estudia la relación entre la variación de la propagación de la grieta (da/dN) con el factor de intensidad de tensiones promedio (entre las cargas máximas y mínimas).

En definitiva, la dificultad de estudiar la resistencia a fatiga no es fácil debido a que los fallos del hueso por cargas subcríticas, ya sean cíclicas o estáticas, están sujetos a muchos otros factores ambientales, como ocurre con algunos materiales estructurales. Además, influirán otros factores fisiológicos que dependan del individuo, así como su edad, sexo, etc.

3.3.2 Enfoque de la traumatología

En el subapartado anterior se estudió con detenimiento la fractura del hueso desde el punto de vista del material y de la Mecánica de la Fractura. Se habló de la estructura jerárquica ósea, de cómo los componentes microscópicos del hueso contribuyen a la resistencia del hueso y de las variables de interés que tienen que ver con las fracturas óseas desde la propagación de grietas y el foco de fractura. Una vez conocidos

los mecanismos por los que el hueso tiene una determinada resistencia a ser fracturado, cabe preguntarse qué tipos de fracturas óseas se dan en la naturaleza y qué efectos tienen sobre el hueso todas aquellas cargas que son capaces de producir grietas en el tejido óseo.

La generación de microgrietas en presencia de grietas mayores contribuye a aumentar la tenacidad a la fractura del hueso gracias al efecto compresivo que ejercen sobre los labios de la grieta principal [103]. En otros casos, estas microgrietas pueden coalescer y dar lugar a grietas mayores que acaben produciendo el daño catastrófico al hueso. El hueso, que como ya se sabe, es anisótropo, sufre efectos diferentes en función de los modos de carga. Las tensiones que estén ejerciéndose sobre el hueso van a influir sobre la morfología de las microgrietas, que en función de que sean de tracción, compresión o de cizalladura tendrán el aspecto de las de la Figura 3-12. Las grietas en tracción son más pequeñas y difusas que las de compresión, de apariencia cruzada, o que las de torsión.

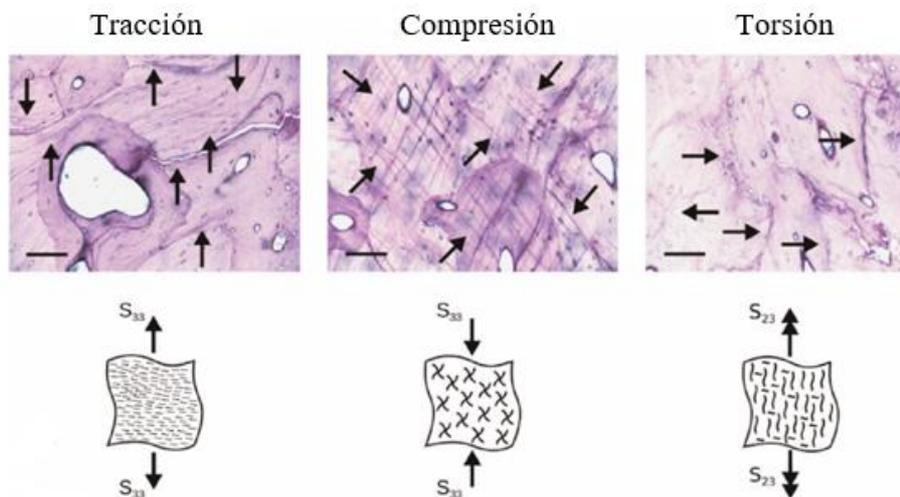


Figura 3-12. Morfología de microgrietas en función del modo de carga [104]

3.3.2.1 Clasificación de fracturas

Las fracturas óseas pueden clasificarse siguiendo distintos criterios. Puesto que el hueso es considerado anisótropo, atenerse a un criterio único para predecir qué aspecto tendrá una fractura no es posible por la complejidad del problema, de modo que en base a la experiencia y a la forma en que se aplican las cargas se pueden conocer cómo serán las fracturas y qué tratamiento puede ser más apropiado. En función del estado previo del tejido óseo, se pueden clasificar como [24]:

- **Fracturas por fragilización:** estas fracturas suelen estar influenciadas por factores que afectan a la calidad del tejido óseo. Podría bien ser la edad del sujeto o si sufre alguna patología. También un hueso que ya ha sufrido daño y está siendo tratado es susceptible de sufrir fracturas al estar el tejido ya dañado.
- **Fracturas por fatiga:** el ejercicio de actividades deportivas repetitivas puede conducir a fracturas por fatiga, en las que el hueso fractura por cargas que se encuentran por debajo de la crítica. El hueso actúa contra estas cargas remodelándose y adaptándose al ambiente mecánico cuando este implica cargas altas y repetitivas. Sin embargo, si se detiene la actividad durante un tiempo, la reabsorción y posterior remodelación devuelve al hueso a su estado original, por lo que, si se vuelven a ejercer cargas de fatiga durante este período, el hueso se remodelará dando lugar a zonas del tejido óseo propensas a desarrollar grietas como consecuencia de la actividad celular *osteorremodeladora*.
- **Fracturas traumáticas:** se producen como consecuencia de un traumatismo que causa un estado de tensiones y deformaciones por encima del admisible, provocando la fractura.

Del mismo modo que a niveles microscópicos distintos modos tensionales generaban distintas grietas, las fracturas traumáticas pueden clasificarse en función de **la tipología de cargas** a las que está sometido el hueso [34]:

- **Fracturas directas:** se producen por la acción de cargas justo en el foco de fractura. La magnitud de la gravedad se mide en base a la fuerza y el área sobre la que se aplica, de manera que dependerá de la energía cinética y por tanto del cuadrado de la velocidad. Las de cinética baja se suelen producir por caídas, las de cinética alta por choque con objetos rápidos/atropellamientos y las de cinética muy alta por accidentes de naturaleza balística. Perkins [105] las clasificó a su vez en los siguientes tipos:
 - **Fracturas por *tapping*:** la fractura se produce transversalmente al hueso, dividiendo al hueso en dos y generalmente de forma limpia, sin afectar a otros tejidos blandos.
 - **Fracturas por aplastamiento:** producida por arrollamientos o caídas, puede producirse transversalmente o conminuta, afectando a buena parte del tejido blando.
 - **Fracturas penetrantes:** son fracturas abiertas de cinética alta, produciéndose por la penetración de proyectiles que en algunos casos se quedan embebidos en la matriz ósea.
 - **Fracturas penetrantes-explosivas:** son de cinética muy alta y pueden ser provocados por balas, metralla, etc., dañando seriamente al tejido circundante.
- **Fracturas indirectas:** las fracturas indirectas están causadas por cargas que no están aplicadas en el foco de fractura. Suelen ser fruto de actividades físicas concretas que sobrecargan al hueso superando la energía asimilable por este. Estas actividades físicas se materializan en tensiones y deformaciones a lo largo del hueso que acaban provocando la fractura:
 - **Fracturas por tracción:** por el tipo de actividad fisiológica que lleva el ser humano son bastante poco comunes en los huesos diafisarios, y se producen transversalmente al eje del hueso, de manera similar a las fracturas por *tapping*.
 - **Fracturas por compresión axial:** cuando un hueso es cargado a compresión axialmente, el fallo que produce a la fractura no se produce por tensiones de compresión sino por las tensiones tangenciales. El hueso diafisario, al tener geometría irregular y tener anisotropía, provoca tensiones tangenciales, y puesto que la resistencia a cizalladura es menor que la de compresión en el hueso. De esta manera, el foco de fractura en un hueso diafisario será oblicuo, en algunos casos con forma de V, con respecto al eje longitudinal del hueso [106].
 - **Fracturas por flexión:** cuando un hueso está sometido a flexión, existirán tensiones de tracción en el lado exterior y tensiones de compresión en el lado interior del hueso. Como el hueso tiene mayor resistencia a compresión que a tracción, la fractura suele producirse por las tensiones de tracción en la cara exterior. Sin embargo, durante la propagación de la fractura, las tensiones de compresión pueden aumentar produciendo una fractura típica de la compresión por la otra cara del foco de fractura, teniendo forma de Y.
 - **Fracturas por torsión:** al aplicar un par torsional a un hueso diafisario, las tensiones que provocan la fractura se encuentran en un plano oblicuo que forma 45° con el plano de tensiones tangenciales máximas. De esta manera, el aspecto que tiene la fractura por torsión es de una espiral sin que llegue a producirse la fragmentación del hueso.
 - **Fracturas por cargas combinadas:** es el caso más común, ya que resulta muy complicado encontrar estados de tracción, compresión o flexión pura en una estructura ósea dada la complejidad de su geometría y sus propiedades mecánicas. Aunque necesita de un análisis exhaustivo y un entendimiento de los mecanismos de fractura y los efectos que producen los distintos modos de cargas en los materiales, sí es posible hacerse una idea del aspecto que puede tener un foco de fractura cuando está sometido a una combinación de cargas de distinta naturaleza.

Por ejemplo, la combinación de flexión y rotación da lugar a cargas que resultan en focos de fractura oblicuos [107] (parecidas a las de compresión) porque se pueden considerar como una flexión sobre un eje oblicuo.

En la siguiente Figura 3-13 se sintetizan los trazos de fractura y principales cargas recibidas por el hueso,

siendo respectivamente tracción, compresión, torsión, flexión y combinación de flexión con compresión:

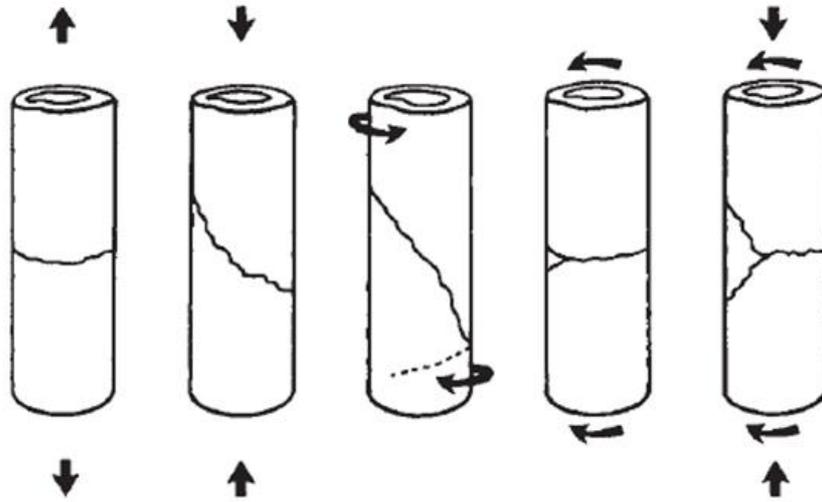


Figura 3-13. Fracturas de huesos diafisarios bajo diferentes configuraciones de carga [108]

Una vez conocido el hueso desde el punto de vista mecánico y sus posibles modos de fallo, se puede pasar a analizar los tratamientos de fracturas que existen, especialmente los relacionados con osteosíntesis internas para entender los requisitos necesarios que deben cumplir los materiales para ser usados en estas aplicaciones.

4 FIJACIÓN ÓSEA

El tratamiento de fracturas ha variado durante la historia a la par del conocimiento anatómico del hueso y de la comprensión de su comportamiento mecánico, así como de los mecanismos de consolidación que tienen lugar durante la reparación ósea.

En el capítulo anterior, además de caracterizar al hueso desde el punto de vista mecánico, se hizo un análisis sobre la fractura y los procesos que se llevan a cabo para que esta se produzca. Por tanto, un buen conocimiento de todos estos factores va a permitir el diseño de tratamientos que optimicen la curación y prevengan de que ocurran males mayores durante dicho proceso. Puesto que, como se sabe, existen diversos tipos de fracturas, existirán distintos tipos de tratamientos. De esta manera, fracturas que sean estables podrán ser tratadas en muchos casos con vendajes blandos o con yesos, y fracturas que sean abiertas (y en función del tipo de gravedad), pueden acarrear incluso la amputación del miembro. Entre estos extremos, se verá que están las osteosíntesis, que encajan dentro de los métodos quirúrgicos para el tratamiento de fracturas cuando se den una serie de condiciones. Las osteosíntesis internas, entre las que se incluyen las placas, los clavos intramedulares y los clavos, constituyen un objeto de interés para este trabajo al ser dispositivos ortopédicos susceptibles de estar conformados por materiales compuestos.

En este capítulo se comenzará con una breve reseña histórica sobre la evolución del tratamiento de fracturas, abordando posteriormente las definiciones pertinentes para entender los principios de la fijación interna, y se analizarán los aspectos mecánicos y clínicos de la fijación interna con placas.

4.1 Fijación ósea en la Historia

La aplicación de los principios de la Biomecánica al tratamiento de fracturas es un hecho que depende de la confluencia de distintas áreas de la ciencia. El conocimiento y la posibilidad de profundizar en mejores tratamientos de fractura actuales dependen de la conjugación de la mecánica, ingeniería, ciencia de materiales, matemáticas, informática, biología, bioquímica y medicina. De esta manera, el progreso está sujeto a avances en todas estas disciplinas. Pero ¿desde cuándo el ser humano ha comenzado a utilizar dispositivos ortopédicos con la motivación de tratar fracturas óseas?

La primera constancia que se tiene de la inmovilización como técnica para el tratamiento de fracturas viene del Antiguo Egipto, gracias a la aparición de momias en las que aparecen fracturas envueltas en vendas y palos de madera para sujetar e inmovilizar el foco de fractura [109]. Posteriormente en la Antigua Grecia, Hipócrates, célebre por el juramento hipocrático que ha trascendido a la actualidad para el ejercicio de la profesión de médico, también dedicó parte de su vida al tratamiento de fracturas óseas, heredando los métodos aplicados por los egipcios. En la Antigua Roma, Galeno destacó por su exhaustivo estudio de la anatomía y del esqueleto humano, atribuyéndosele numerosos trabajos que fueron la base de la medicina hasta prácticamente el Renacimiento. Fue nombrado por el emperador de la época, Marco Aurelio, como médico de los gladiadores, lo que le llevó a aplicar tratamientos como el de la tracción para optimizar la reparación ósea [110].

De esta manera, ya desde la Antigüedad quedaba claro que la inmovilización del foco de la fractura es el tratamiento idóneo para mejorar su reparación. Por tanto, los avances más demandados para mejorar estos sistemas debían proceder del campo de la biomecánica (que no apareció hasta muchos siglos después) y de la ciencia de los materiales, entre otras. El Renacimiento fue un período aperturista en términos científicos, y supuso la eclosión de muchísimos científicos que marcaron un antes y un después en la historia. Leonardo Da Vinci hizo grandes estudios anatómicos (1452-1519) y Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), que estudió en la universidad medicina, física y matemáticas, aplicó la Física al estudio del movimiento del cuerpo humano, lo que le permitió escribir su obra magna *De Motu Animalium*, en la que se presentaba un atisbo de lo que luego sería conocido como biomecánica [111].

La Revolución Industrial supuso de nuevo un gran paso adelante en la ciencia, y de hecho es en los siglos XIX y XX donde se concentran la mayoría de los avances científicos en este sentido. A finales del siglo XIX

aparecen figuras como las de **Wilhelm Roux** (1850-1924) y **Julius Wolff** (1836-1902), que a pesar de no contar con una tecnología que les ayudara a comprobar sus tesis, fueron unos adelantados a su tiempo en cuanto al entendimiento de la biomecánica ósea y de la osteogénesis. Roux, por ejemplo, utilizó la fotoelasticidad para comprobar si había alguna relación entre la mineralización del hueso y las tensiones existentes. De esta manera, consiguió demostrar mediante su teoría de la diferenciación de tejidos que el tejido óseo, lejos de ser continuo y homogéneo, se diferencia en su morfología interna adaptándose al ambiente mecánico existente. Esto supone uno de los baluartes sobre los que se sustenta el entendimiento de la reparación y remodelación ósea [32].

Una buena parte de la actividad a principios del siglo XX se centraba en la creación de sustitutos óseos como prótesis articulares, que en un principio fallaban como consecuencia de la degradación de dichas prótesis tanto por imprecisiones en su biocompatibilidad como por su inadecuado comportamiento mecánico. En los años 60 se indagó especialmente en la modelación teórica del hueso, y a partir de los años 80, cuando se dejó definitivamente de lado la consideración del hueso como sólido homogéneo, elástico e isótropo, se impulsó la creación de modelos óseos mucho más exactos que facilitarían el diseño de osteosíntesis y demás dispositivos ortopédicos.

Por último, y como se vio antes, la comprensión del comportamiento mecánico del hueso, así como el gran avance hasta los años 90 de las técnicas de visualización del hueso *in vivo* (tomografía microcomputarizada, resonancias magnéticas, etc.), propició el *boom* de los modelos computacionales, que recrean con exactitud el hueso tanto a nivel microscópico como macroscópico, contrastando tesis como las que casi un siglo anterior hacía Roux en su teoría de la diferenciación de tejidos [32]. Del mismo modo que con todas las demás disciplinas, como se verá en el próximo capítulo, el desarrollo de la ciencia de materiales en el último siglo ha permitido diseñar materiales cada vez mejores para el tratamiento de fracturas.

4.1.1 Origen histórico del tratamiento mediante fijadores internos

Los métodos quirúrgicos para el tratamiento de fracturas óseas no fueron posibles hasta el momento en el que se introdujeron procedimientos antisépticos. La antisepsia consiste en el empleo de fármacos y otras sustancias que erradican la presencia de microorganismos y demás gérmenes que tienen el peligro de producir infecciones, necrosis, putrefacciones, etc. Una vez desinfectados los utensilios quirúrgicos y el material relativos a la fijación, la opción de introducir objetos rígidos solidarios al hueso para inmovilizarlo comenzó a ser viable en el tratamiento de fracturas [112].

Joseph Lister fue un cirujano británico que empleó por primera vez un *spray* con ácido carbólico durante una cirugía como desinfectante para tratar una fractura abierta de fémur. En 1877, en una cirugía histórica, fue el primero en emplear una osteosíntesis en una fractura de rótula con un alambre de plata [113]. Posteriormente, la llegada de los rayos X a la medicina permitió el desarrollo de métodos más invasivos al ofrecer una visión del interior del foco de fractura sin necesidad de palparlo.

Carl Hansmann (1853-1917), cirujano alemán, fue el pionero en la utilización de osteosíntesis de placas. Utilizaba placas de acero con un recubrimiento de níquel para tratar fracturas sobre todo diafisarias. Las placas que fabricaba Hansmann eran subcutáneas, es decir, iban por debajo de la piel, y las retiraba al cabo de varias semanas cuando se llevaba a cabo la consolidación ósea (véase Figura 4-1). Esto sentaba un precedente respecto a cómo se desarrollarían a partir de entonces las osteosíntesis internas.

Más tarde, William Lane (1856-1943) promovió en mayor medida las osteosíntesis de placas utilizando tornillos con cabezales cónicos y alambres para asegurar la compresión interfragmentaria y para mantener la reducción de la fractura en distintos huesos. Observó que, al dejar la placa colocada durante dos años, se producía una degradación notoria de la placa por corrosión [114], lo que abría nuevas perspectivas para investigar con relación a los materiales utilizados en las osteosíntesis.

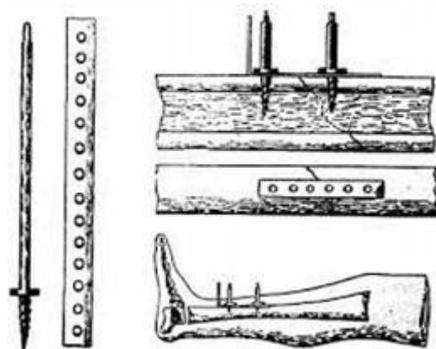


Figura 4-1. El funcionamiento de la placa de Hansmann [115]

El belga **Albin Lambotte** (1866-1956) diversificó el uso de placas, introduciendo al aluminio como nuevo material y las aplicó no solo en fracturas diafisarias de fémur; también en tibia, húmero, mandíbula, fémur proximal, etc. Más tarde se convirtió en el padre de la fijación externa, otro tipo de fijación no tan invasiva como la de placas y tornillos [116]. A estas alturas se produjo un estancamiento como consecuencia de la limitación que suponía la incorrecta elección del material. La corrosión era un problema que había que resolver para que no hubiera problemas en las interacciones mecanobiológicas entre osteosíntesis-hueso huésped.

Las guerras mundiales supusieron un gran avance en el conocimiento de los materiales. Robert Danis (1880-1962) fue el creador de la placa por compresión, que no sólo aseguraba la inmovilización del foco de fractura, también la compresión axial de los extremos de la fractura. Esto conducía a la consolidación por unión directa (en la que no se forma callo), a lo que Danis denominó curación primaria. Müller, discípulo de Danis, reunió en el año 58 en Suiza a una serie de personalidades relacionadas con el mundo de la medicina y la ingeniería en un encuentro en el que se sentaron las bases de la fijación interna por placas. Fruto de este encuentro se llegaron a cuatro grandes conclusiones [117]:

1. **Reducción anatómica:** la compresión de los fragmentos en el foco de fractura asegura el alineamiento anatómico del hueso en su estado original. Por otro lado, la precompresión de los fragmentos reduce las deformaciones interfragmentarias que motivan la formación del callo de fractura.
2. **Fijación estable:** la estabilidad proporcionada por el fijador puede ser total o parcial, y dependerá del sistema de fijación interna empleado, así como del tipo de fractura.
3. **Conservación del riego sanguíneo:** la vascularización del tejido óseo y los tejidos blandos alrededor del hueso deben preservarse para evitar retrasos en la reparación y la degradación de dichos tejidos debido a la acción de los sistemas de fijación.
4. **Movilización precoz y activa:** importante desde el punto de vista de la rehabilitación, varía en función del tipo de lesión y del paciente.

Como contraposición a las placas convencionales surgieron las placas de compresión y las dinámicas, con el objetivo de suplir las carencias que presentan los modelos primigenios. Los principios actuales de las osteosíntesis, que no han variado desde la AO, se desarrollarán en el siguiente apartado, así como las peculiaridades asociadas a las osteosíntesis actuales, en las que la elección del material puede marcar el factor diferencial.

4.2 Fijadores internos: placas

Los fijadores internos de placas se utilizan de forma más convencional desde la década de los 50 tras la formación de la AO cuando se introdujo el concepto de la placa de compresión. La compresión proporcionada

por este método de abordar la fijación interna disminuía la carga sobre la placa y mejoraba la estabilización del foco de la fractura. Esto ha ido evolucionando para adaptarse a los avances en los conocimientos de la biomecánica de la fractura, su biología y el desarrollo de nuevos materiales. A continuación, se verán algunos tipos de placas que se utilizan en la actualidad. La existencia de distintos tipos de placas surge con la intención de combatir las carencias que tienen otros tipos de fijación interna, y aunque no existe el fijador perfecto, todos los utilizados son resultado de la evolución en base a la experiencia anterior.

Ante todo, el objetivo de todo fijador debe de ser la asistencia a la reparación de la fractura, mediante la que se pretende la recuperación de la integridad mecánica y biológica al estado prefracturado. El efecto que tendrán los implantes sobre la respuesta del hueso fracturado durante su recuperación dependerá de la estabilidad mecánica que aporten los fijadores al foco de la fractura.

La estabilidad es un factor determinante para diferenciar los distintos tipos de fijación interna que existen en la actualidad. El concepto de la estabilidad es fundamental en la cirugía cuando se tratan las fracturas, y es la estabilidad la que determinará el grado de deformaciones que habrá en el foco de fractura [118]. Las deformaciones en el foco de fractura determinarán a su vez el tipo de recuperación que se dará (unión directa o formación de callo), acotándolas Perren en 1979 [119]:

- Si son $\leq 2\%$: se puede dar la reparación de la fractura por unión directa.
- Si son **entre 2-10%**: la fractura se consolidará por formación de callo.
- Si son $>10\%$: no se puede formar tejido nuevo para estos niveles de deformaciones.

Además, no todas las recuperaciones están sujetas a las mismas condiciones, puesto que hay factores clínicos que pueden influir sobre el proceso de curación. Aunque todos los fijadores funcionen bajo unas pautas generales, la reparación y consolidación ósea dependen de la gravedad de la fractura, la cantidad de tejido blando dañado y los posibles efectos que pueda tener la cirugía (esto es el daño que puedan hacer al foco de fractura el hecho de reducirla y colocar el fijador) [120].

Existen dos escuelas de pensamiento en torno a la permisividad de movimiento que pueden ofrecer los fijadores para una reparación óptima de las fracturas [20]:

1. Una tendencia más **inmovilista**: la fijación que produce estabilidad total más el contacto entre los fragmentos de la fractura puede propiciar la consolidación por unión directa sin necesidad de callo. Aunque en términos radiológicos es más vistoso, la estabilidad absoluta se consigue mediante un implante rígido que no permite desplazamientos en el foco de fractura y que, a causa de la reducción y fijación, en casos extremos puede producir erosión y daño sobre la superficie ósea [121]. El contacto fijador-hueso puede afectar al riego sanguíneo del periostio, pudiendo causar necrosis. Puesto que el hueso dañado en estado necrótico no es capaz de curarse, pueden presentarse complicaciones tales como infecciones, falta de unión, retraso en la unión, etc. como consecuencia del procedimiento empleado en la intervención quirúrgica [122].

Por otro lado, hay que destacar que para que la unión directa, bautizada por Danis como *soldadura autógena*, sea posible, los fragmentos no tienen porqué estar en contacto en el foco de fractura. Hay casos en los que con una distancia interfragmentaria de medio milímetro es posible la creación de una especie de puentes de hueso trenzado entre los fragmentos sin que se forme callo [123].

2. Una tendencia más **funcional**: los fijadores tienen una cierta permisividad en el desplazamiento de los fragmentos del foco de fractura cuando se aplican una serie de cargas externas. La fijación será estable cuando las deformaciones sobre el implante sean elásticas, y si llega el caso en el que se deforma plásticamente, la fijación será inestable. Al contrario que con la corriente inmovilista, una fijación flexible conduce a la formación de callo de fractura.

De todos modos, la elección del fijador y su modo de empleo dependerán de las condiciones de la fractura, si es conminuta, etc. y en base a las experiencias anteriores. Una de las grandes complejidades, por ejemplo, es qué filosofía seguir en el caso de fracturas conminutas en las que hay varios fragmentos de hueso.

El intento de demostrar que la posible formación de callo está controlada tanto por la movilidad del foco de fractura como por el espacio interfragmentario lleva a varias conclusiones. Cuando se utilizan configuraciones rígidas y estables, el movimiento interfragmentario es tan pequeño que no hay formación de callo durante la curación. Por otro lado, si se aumenta ese hueco entre los fragmentos, sí se podría conseguir esa formación del callo. Por tanto, en función de los todos los parámetros descritos anteriormente, así como los derivados de la

cirugía y el estado en el que se encuentren los tejidos circundantes, los cirujanos elegirán distintas configuraciones para optimizar la estabilidad y la curación de las fracturas.

A continuación, se aplicarán estos conceptos a los tipos de placas que principales que principalmente se han desarrollado desde 1958 con la AO, y su razón de ser desde el punto de vista mecánico.

4.2.1 Fijador convencional

Los fijadores convencionales fueron los primeros cuyo uso se generalizó a raíz de las pautas surgidas de la AO en Suiza en los años 50. Su finalidad es la de la reparación de la fractura por unión directa mediante la reducción, fijación y estabilidad absoluta. Se corresponde con el caso comentado anteriormente en el que los fragmentos de la fractura están si no en contacto, prácticamente en contacto para promover la creación de hueso trenzado entre los extremos.

Las placas convencionales o *clásicas* [24] se colocan realizando un preorificio en el hueso en el que van los tornillos. Estos tornillos mantienen a la placa en contacto con el hueso, creando una fuerza de fricción hueso-placa que es responsable de la estabilidad de este sistema de fijación. Por otro lado, están las fuerzas externas propias de la actividad física del paciente durante la curación de la fractura. Estas cargas suelen ser tanto de compresión como de flexión, y son debidas al peso del propio paciente y a aquellas tensiones producidas como consecuencia de la acción del sistema musculoesquelético. Estas cargas axiales al hueso se transmiten de un fragmento a otro a través del fijador, y la compresión placa-hueso está regulada por el par de apriete de los tornillos. La fuerza de fricción que puede soportar el fijador depende del coeficiente de rozamiento entre el hueso y la placa. El volumen de cargas que se puede transmitir del hueso a la placa está controlado por dos factores [123]:

- **El par de apriete del tornillo:** a mayor apriete, mayor fuerza de fricción actúa sobre el sistema y por tanto mayor compresión se puede ejercer. No obstante, apretar excesivamente los tornillos puede conducir a la separación de la cabeza y la caña al suponer el cuello un concentrador de tensiones. Además, sobrecargar el hueso en áreas excesivamente pequeñas impide que se lleve a cabo la actividad fisiológica con normalidad en el tejido óseo.
- **La superficie de contacto entre el hueso y la placa:** haciendo que la placa se adapte mejor a la geometría del hueso se puede conseguir una mayor estabilidad. Esto es porque al aumentarse el área de contacto entre la placa y el hueso, aumenta la carga que se puede transferir de un fragmento de hueso al otro a través de la placa.

El sistema mantendrá su integridad mientras que el conjunto de cargas ejercidas sobre el foco de fractura no supere a la fuerza de fricción. Si llega a superarse, se producirá un deslizamiento entre la placa y el hueso, afectando a la estabilidad de la fijación y pudiendo producir un serio daño en los tornillos. En la Figura 4-2 se puede contemplar el sistema de fuerzas descrito propio de las placas convencionales.

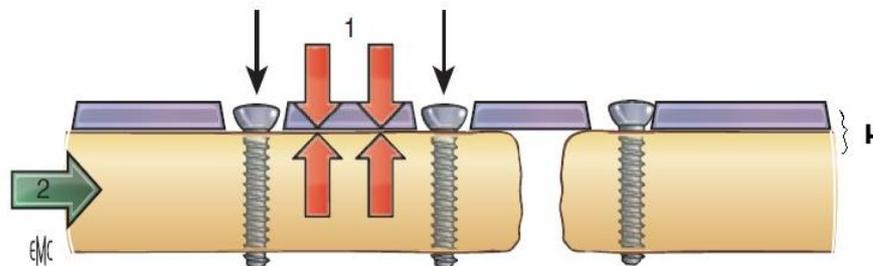


Figura 4-2. Funcionamiento de una placa de compresión (editado de [24])

Por otro lado, la reducción de la fractura, como ya se sabe, es uno de los principios fundamentales para una correcta fijación. Si se utilizan placas clásicas, el hecho de dejar espacio interfragmentario, por pequeño que sea, impide la transmisión de cargas por el foco de la fractura, distribuyéndose la carga entera a través del

fijador. Esto disminuye la estabilidad del montaje y además puede producir *stress protection*, un fenómeno por el que el foco de fractura no sufre tensiones durante la reparación ósea, lo cual afecta a la integridad estructural del tejido óseo una vez que ha sido curado. Existen tres formas de ejercer esta precompresión interfragmentaria [123]:

- **Preflexión de la placa:** en fracturas diafisarias de huesos largos, se optimiza la localización de la placa, adaptándola a la geometría del hueso de manera que haya compresiones en el lado de la placa, y en el otro lado del foco de fractura haya compresiones siempre que se ejerzan cargas axiales.
- **Prediseñando agujeros de la placa:** se pueden diseñar los agujeros de la placa para que los tornillos ejerzan la compresión interfragmentaria al apretarlos.
- **Compresión ejercida externamente** por otros dispositivos: esta configuración cayó en desuso al ser un método excesivamente invasivo.

La reducción de las fracturas para asegurar el alineamiento anatómico inicial del hueso es más importante aún teniendo en cuenta que para espacios interfragmentarios muy pequeños, cualquier desplazamiento que haya en el foco de fractura puede provocar grandes deformaciones [124], poniendo en peligro la razón de ser de la placa convencional, que es la de curar la fractura por unión directa mediante la estabilidad absoluta y la formación de hueso sano.

4.2.1.1 Desventajas de las placas convencionales

Los principios por los que se rige el funcionamiento de las placas clásicas pueden llevar a que la reparación de la fractura acabe dañando al hueso en algunos tipos de fracturas. Las desventajas que tienen las placas clásicas pueden provenir tanto de problemas derivados del rendimiento mecánico del fijador como del efecto que el fijador tiene sobre el foco de la fractura.

Uno de los puntos débiles de los fijadores clásicos reside en el daño que pueden sufrir los tornillos. Cuando el sistema de fijación funciona adecuadamente, los tornillos se encuentran sometidos a unas tensiones que permiten un agarre correcto al hueso y una unión aceptable entre la placa y el hueso sin que se produzcan problemas. Si se llega al caso en el que hay deslizamiento entre la placa y el hueso porque las cargas sobre el hueso superan a la fuerza de rozamiento placa-hueso, aparece un momento flexor en el tornillo que puede afectar seriamente a sus concentradores de tensión (en la unión entre la cabeza del tornillo y el cuello) [118]. Esto puede llevar a la desunión entre la placa y el hueso y por tanto a la pérdida de la estabilidad de la fijación.

Para paliar los efectos de las sobretensiones sobre los tornillos existe la posibilidad de colocar los tornillos con diferentes ángulos con respecto al eje normal a la placa. No obstante, colocar los tornillos oblicuos para aliviar a los tornillos tiene la desventaja de disminuir la fricción entre el hueso y la placa, hecho que se ve empeorado con las reabsorciones llevadas a cabo en el hueso durante la reparación ósea [125].

Por otro lado, las placas clásicas tienen sus inconvenientes en cuanto a cómo su presencia puede afectar al hueso. Aunque el fijador aporte la estabilidad necesaria para asegurar la consolidación ósea por unión directa, las placas abarcan una amplia superficie ósea pudiendo producir un interrumpimiento en el riego sanguíneo del periostio, así como de los tejidos blandos circundantes. Esto no sólo ralentiza la reparación de la fractura, sino que también puede producir necrosis en aquellas zonas del hueso cortical donde haya compresiones fruto del contacto entre la placa y el hueso fracturado, aumentando el riesgo de fractura una vez retirado el fijador [126].

Finalmente, y como se mencionó anteriormente, hay que destacar uno de los principales males de los fijadores que siguen filosofías más inmovilistas: el *stress protection*. Aunque la estabilidad total promueva la consolidación directa evitando la formación de callo, la estimulación mecánica del callo de fractura es mínima gracias a que la colocación del fijador hace que este se lleve todas las cargas del hueso. Esto, como es natural, producirá la remodelación de un hueso mucho más débil que en el estado prefracturado [127].

Los defectos mecánicos que tienen estos fijadores, unidos a los inconvenientes que su colocación produce sobre la superficie ósea y la calidad del hueso una vez reparado, ha motivado el diseño de nuevos fijadores como los dinámicos, los de contacto mínimo, etc., que buscan prevenir estas desventajas que se ven aumentadas en el caso del hueso osteoporótico. De esta manera, las placas clásicas, aunque en un principio fueron predominantes, han quedado relegadas al uso en los fragmentos articulares de algunas fracturas, y en fracturas diafisarias de huesos menos cargados como los del antebrazo [118].

4.2.2 *Locked plating* o placas de tornillos bloqueados

Las *locked plates* o placas de tornillos bloqueados surgen como resultado de la búsqueda de una reparación de la fractura más biológica. Las placas convencionales se desarrollaron para buscar la consolidación por unión directa mediante montajes que buscan la estabilidad total en el foco de fractura. Se fundamentaban en la preservación de las tensiones del hueso a través de los fijadores mediante montajes más rígidos que en algunos casos produce el *stress protection*. Como se vio antes, cuando esto no ocurre, se forma un callo de fractura, que se inicia mediante la formación de un hematoma en el foco de fractura que desencadena una cascada biológica que acabará formando el callo. Los primeros intentos de dar una alternativa fueron mediante placas convencionales con particulares geometrías (*bridging plates*) que bordeaban al foco de fractura para aportar la estabilidad relativa que da lugar a esa reparación más biológica (para eliminar posibles limitaciones al hematoma y posterior callo) [128].

Por otro lado, las fracturas conminutas presentan limitaciones cuando se intentan estabilizar con montajes de compresión. De hecho, placas más anatómicas en fracturas conminutas con tornillos de compresión no impiden la consolidación secundaria, contemplándose el hematoma y posteriormente el callo [129]. La compresión interfragmentaria no tiene lugar al pasar las cargas axiales del hueso porque se las lleva el fijador. Esta dificultad ha motivado por tanto la búsqueda de fijadores que pretendan promover la formación de callo particularmente en este tipo de fracturas.

Como su propio nombre indica, las placas de tornillos bloqueados se basan en ensartar la cabeza del tornillo de manera que sea solidario a la placa. La unidad mecánica formada entre la placa el hueso tendrá sus ventajas desde el punto de vista de la biomecánica de la fractura. Por ejemplo, cuando se aplica un momento flector al hueso debido al peso del paciente, una placa convencional con tornillos de compresión actúa para preservar las compresiones en la intercara entre la placa y la superficie del hueso, lo que puede acabar aumentando el espacio interfragmentario y por tanto poniendo en peligro la estabilidad de la fijación (véase Figura 4-3).

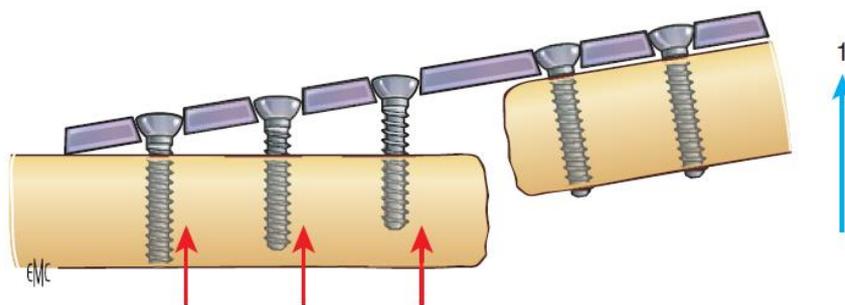


Figura 4-3. Pérdida de estabilidad en placa de compresión por la acción de cargas de flexión [24]

Este peligro, que es propio de las placas convencionales, no estará presente en las placas con tornillos bloqueados. Puesto que actúan como una entidad mecánica, la fijación del tornillo a la intercara placa-hueso disminuirá la fricción placa-hueso. De hecho, los problemas de vascularización en el periostio y demás tejidos blandos que se podían dar con las convencionales no ocurren con los tornillos bloqueados. Por tanto, las placas anatómicas que buscaban una mejor adaptación a la geometría del hueso no serán fundamentales cuando hay tornillos bloqueados al no presentar ningún problema las sobrecargas en la intercara del hueso con la placa.

Otro factor capital es el espacio interfragmentario. Mientras que en las placas convencionales se acotaba a un límite máximo de medio milímetro, la movilidad necesaria para la reparación biológica, acompañada de una menor rigidez del montaje, hace que espacios de hasta 2 milímetros puedan funcionar bajo este sistema de fijación [130], [131].

El desarrollo de esta filosofía ha propiciado que se diseñen métodos que son mínimamente invasivos a efectos de la intervención quirúrgica, de los que nacen el MIPO (osteosíntesis percutánea mínimamente invasiva) o el

LISS (sistema de estabilización de invasión mínima), desarrollado para las fracturas distales del fémur [132]. En la Figura 4-4, obtenida del manual del LISS desarrollado por Depuy Synthes, se puede observar un concepto artístico de este sistema menos invasivo, que utiliza una placa paralela externa como guía para fijar los tornillos a la placa interna de titanio.



Figura 4-4. Placa LISS para intervenciones menos invasivas [133]

Las placas de tornillos bloqueados, unido al desarrollo de técnicas menos invasivas han hecho que estos sistemas de fijación sean comúnmente considerados como “fijadores externos internos” [24]. No obstante, las placas convencionales y los tornillos bloqueados no tienen porqué ser excluyentes. De hecho, la combinación de placas anatómicas con tornillos bloqueados puede ser beneficiosa en algunos tipos de fracturas. Esto se verá más adelante al comentar los sistemas híbridos de fijación interna.

4.2.2.1 Cargas en las placas de tornillos bloqueados

Las placas de tornillos bloqueados no provocan fricción como sí hacían las convencionales con sus tornillos de compresión. La transmisión de la carga entre el hueso y la placa se hace en este caso a través de los tornillos, mediante momentos flectores y fuerzas tangenciales en el cuello [134]. Mientras que en las placas convencionales los tornillos se encontraban fundamentalmente oponiéndose a que se venciera el par de apriete mediante fuerzas axiales al eje del tornillo, en los tornillos bloqueados habrá fundamentalmente flexión al estar la cabeza ensartada en la placa, y la resistencia de la fijación será igual a la suma de las contribuciones de todos los tornillos [135]. Por eso es también importante que los tornillos bloqueados tengan un diámetro mayor que el de los tornillos de compresión propios de las placas convencionales. De hecho, el modo de fallo principal de los tornillos bloqueados suele darse por fatiga en el cuello del tornillo y por la separación del tornillo del hueso, que puede ocurrir por procesos fisiológicos propios del hueso como reabsorciones [123].

En la Figura 4-5 se puede contemplar el sistema descrito por el que se rige el funcionamiento de la placa de tornillos bloqueados. La permisividad que este sistema tiene para admitir una flexibilidad mayor en el foco de fractura y por tanto la reparación principalmente biológica de la fractura tiene una serie de problemas que son intrínsecos de estos sistemas mecánicos [125]:

- La fijación de la cabeza del tornillo a la placa hace que el ángulo del tornillo deba estar preestablecido, sin posibilidad de cambiarlo a uno más favorable durante la cirugía.
- Puesto que el apriete se hace independientemente de cómo sea la fractura, no hay forma de cerciorarse de cómo de fuerte se encuentra el tornillo inserto en el hueso, pudiendo dar una falsa sensación de seguridad en muchos casos.

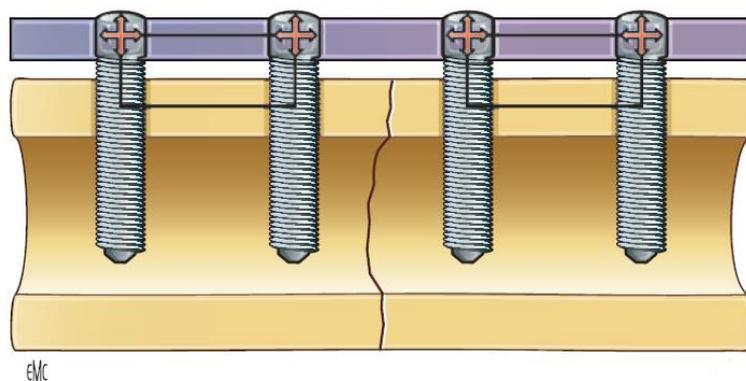


Figura 4-5. Funcionamiento de una placa de tornillos bloqueados [24]

Por último, una de las grandes ventajas de las *locked plates* llega en el post operatorio. El mayor grado de movilidad de esta fijación, además de promover la reparación biológica, contribuye a aumentar las tensiones en el foco de fractura lo suficiente como para que el hueso nuevo formado remodelado primariamente sea bastante más resistente, además de hacerlo de una manera más rápida, facilitando la rehabilitación [123], [136]. Esta es la diferencia más importante entre las placas convencionales y las de tornillos bloqueados que ha hecho que su uso se haya extendido bastante más desde los años 80.

4.2.2.2 Factores asociados al buen funcionamiento de placas de tornillos bloqueados

Las *locked plates* son probablemente las que cuyo uso está más extendido en la traumatología y ortopedia, por lo que el vasto uso de estas osteosíntesis ha permitido perfeccionar su rendimiento haciendo énfasis en algunos aspectos que en algunas experiencias ha llevado a que el implante falle:

- **Aspectos quirúrgicos y clínicos:** muchos fallos de placas de tornillos bloqueados se producen por algún error durante la cirugía, como una fijación o estabilización insuficiente por la incorrecta colocación de tornillos, que deben estar rígidamente unidos al hueso. Por eso es tan importante realizar una correcta reducción de la fractura previamente a la intervención [117].
- **Dimensiones de la placa y configuración de los tornillos:** el infradimensionamiento de la longitud de la placa puede hacer que falle en fracturas conminutas especialmente grandes. Otro problema viene provocado por una reducción excesiva de la distancia de trabajo en la placa (la distancia entre los tornillos más cercanos al foco de fractura). Cuanto menor sea esta distancia, más rígido es el montaje, pudiendo causar concentradores de tensión en la placa que conduzcan al fallo. Se recomienda por tanto dejar un espacio de dos a cuatro agujeros con respecto al foco de fractura para que se plasme ese concepto de estabilidad relativa propio de las *locked plates* [137]. Del mismo modo, el número de tornillos es importante a efectos de la estabilidad global del montaje. El ratio de agujeros ocupados (*densidad de tornillos*) para asegurar una estabilidad óptima debe de estar entre 0.4 y 0.5 [138]. Por otro lado, es más favorable el uso de tornillos bicorticales (que atraviesan toda la capa trabecular), que aportan una mayor resistencia torsional al montaje, frente a tornillos monocorticales cortos que han demostrado ser una fuente de problemas debido a la dificultad de extraerlos al retirar la placa [139].
- **Tornillos en la línea de fractura:** la colocación de tornillos en torno a la línea de fractura, asegurando la compresión del espacio interfragmentario, se carga el principio de movilidad de las placas de tornillos bloqueados [140]. No obstante, en algunas fracturas se requieren de estos tornillos para, en complemento con las placas de tornillos bloqueados, supongan una reducción y estabilidad necesaria que la placa no tendría por sí sola.
- **La distancia entre la placa y el hueso:** una reducción de la distancia entre las superficies de la placa y el hueso hasta 2 mm puede aumentar considerablemente la resistencia torsional y axial del montaje [141].

Por último, un aspecto crítico del diseño de placas de tornillos bloqueados es la elección del material de la

placa. El uso de materiales metálicos (fundamentalmente acero inoxidable y titanio) es el más generalizado, pero los avances exponenciales en la ciencia de los materiales abren paso a materiales compuestos, biocerámicos, polímeros etc.

4.2.3 Sistemas híbridos y otros

Las dos grandes corrientes que han marcado el camino en el diseño de fijadores -la inmovilista y la flexible- no tienen porqué ser excluyentes. De hecho, las placas se encuentran continuamente en revisión con la búsqueda de nuevos fijadores que se adapten a lo que demande cada caso clínico. El mayor ejemplo de confluencia de ambas filosofías es el de las LCP (*Locking Compression Plates*), es decir, las placas de compresión de tornillos bloqueados.

Las LCP combinan el uso de tornillos bloqueados y de compresión buscando el efecto beneficioso que pueden tener las dos filosofías posibles. De esta manera, los agujeros de las LCP van a poder alojar ambos tipos de tornillos. Se puede configurar la placa para que actúe como una convencional instalando solamente tornillos de compresión, y como una *locked plate* instalando tornillos bloqueados. En medio quedarán todas las combinaciones híbridas que, al ser tan numerosas, deben ser analizadas en cada caso para entender las implicaciones biomecánicas que tienen para la reparación de la fractura [142].

De todos modos, las LCP pueden quedar encasilladas junto a las placas de tornillos bloqueados porque sus configuraciones híbridas buscarán la curación de la fractura mediante formación de callo [142]. Esto ocurre gracias a la movilidad que permite que las deformaciones interfragmentarias necesarias para que se desencadene la cascada biológica que deriva en la formación de callo en el foco de fractura.

Algunos parámetros extrapolables de las placas de tornillos bloqueados a las LCP son la densidad de tornillos y el ratio longitud de la placa/espacio interfragmentario. La densidad de tornillos, al igual que anteriormente, no debe ser mayor que 0.5 y el cociente entre la longitud de la placa y el espacio interfragmentario alcanza su valor óptimo entre 2 y 3 en fracturas conminutas y entre 8 y 10 en fracturas simples [138].

Por último, el espacio dejado en la intercara entre la placa y el hueso en las configuraciones híbridas ha demostrado una tendencia similar al de las *locked plates*. De esta manera, espacios menores entre la placa y el hueso mejoran la estabilidad del montaje, el proceso de reparación e incluso el tratamiento post operatorio. Distancias de aproximadamente 2 milímetros optimizan el proceso de reparación [143].

Además de las LCPs, también existen las placas dinámicas. Las placas dinámicas se han desarrollado tanto en el caso de placas convencionales como en el de las *locked plates*. Las primeras han tenido un mayor uso y las segundas se encuentran actualmente en estado de revisión:

- La **DCP** (*Dynamic Compression Plate*), o placa de autocompresión es la versión dinámica de las placas de contacto o de compresión. En estas placas, el par de apriete de los tornillos crea una serie de fuerzas tangenciales en la intercara hueso-placa que hace que se comprima más el espacio interfragmentario. El problema que presentan es la sobrecarga que ejercen sobre la superficie del hueso (ya de por sí sobrecargada en las placas de compresión), lo que aumenta aún más el riesgo de padecer necrosis perióstica al restringir la microvascularización del tejido óseo y blando. Esto, unido al *stress shielding*, propició la creación de las LC-DCP (placas dinámicas de contacto limitado) [122], que fallaron igualmente al intentar resolver un problema creando otro. Es decir, disminuir la superficie de contacto disminuyendo la fuerza de fricción entre la placa y el hueso, lo que disminuye la estabilidad y no termina de resolver el problema de la necrosis por contacto del fijador con el hueso [144].
- Los **DLS** (*Dynamic Locking Screw*) y **FCL** (*Far Cortical Locking*) son las versiones dinámicas de las *locked plates* que se han propuesto en los últimos años. Surgen como respuesta a las carencias de las placas de tornillos bloqueados en fracturas de baja movilidad. Las fracturas de baja movilidad son aquellas en las que la colocación de las *locked plates* no asegura la movilidad suficiente para la formación de callo, poniendo en peligro la unión durante la reparación de la fractura. Es el caso de las fracturas distales del fémur, que demandan un tamaño de placa considerable para absorber todas las cargas fisiológicas y del peso del paciente para no poner en cuestión la estabilidad del montaje [145]. Las DLS fracasaron [130] y las FCL han demostrado cierto éxito gracias a la colocación de algunos de los tornillos en el lado opuesto a la placa, lo que aumenta la movilidad en el espacio interfragmentario sin poner en peligro la estabilidad del montaje [146]. El *active plating*, aunque no se

ha puesto en práctica en humanos, ha demostrado ser prometedor al permitir un cierto deslizamiento relativo entre la placa y la cabeza del tornillo mediante la inserción de una banda hecha de algún material deslizante (elastómero), añadiendo movilidad al conjunto sin perder estabilidad [147].

En referencia a lo comentado anteriormente sobre la dinamización de placas de tornillos bloqueados, es preciso recordar que una de las ventajas que tienen estas placas es el desarrollo de métodos mínimamente invasivos como el LISS o el MIPO, que han demostrado ser instrumentos para asistir al perfeccionamiento del rendimiento de las placas de tornillos bloqueados. Especialmente en el caso de las fracturas distales del fémur, el LISS permite perfeccionar la colocación de la placa sin recurrir a métodos para dinamizar el conjunto y con métodos mínimamente invasivos.

4.3 Consideraciones biomecánicas

Por último, es conveniente hacer referencia a una serie de consideraciones biomecánicas de interés que deben ser tenidas en cuenta durante el tratamiento de una fractura ósea con fijadores internos. Estas pautas son especialmente importantes durante la colocación de los implantes, aunque es importante tener una idea preconcebida de cómo diferentes factores relativos al sistema de fijación pueden afectar notablemente al proceso de reparación de una fractura. De esta manera, previamente a la adopción de un determinado tratamiento de una fractura, sea cual sea, se deben conocer algunos de estos factores fruto de un análisis biomecánico exhaustivo, pero teniendo en cuenta fundamentalmente experiencias anteriores. Estas consideraciones atañen a todos los elementos de la fijación, y se hacen también para indagar un poco más algunos aspectos en los que no se entró en detalle en los apartados anteriores.

4.3.1 Localización óptima del fijador convencional

Probablemente la primera cuestión a resolver previamente a una intervención quirúrgica en la que se vaya a tratar una fractura es, una vez escogida la placa, dónde colocarla. En el caso de fracturas simples diafisarias que se traten con placas convencionales, la respuesta se rige fundamentalmente por conceptos mecánicos. Puesto que los huesos largos tienen geometrías irregulares, presentando un pequeño grado de curvatura, la línea de fractura tendrá un lado cóncavo y otro oblicuo.

Gracias a esta geometría, y una vez realizada la reducción para asegurar el alineamiento anatómico del hueso, las compresiones interfragmentarias no serán constantes a lo largo de la línea de fractura. De hecho, si se supone una fractura de estas características con un sistema de fijación virtual, las cargas fisiológicas y debidas al peso del paciente crearán en la proyección axial al hueso las siguientes tensiones sobre la línea de fractura:

- Tensiones de tracción en el lado convexo de la línea de fractura.
- Tensiones de compresión en el lado cóncavo de la línea de fractura.

De esta manera, puesto que las placas convencionales se basan en crear compresión interfragmentaria a base del contacto entre la placa y el hueso, lo lógico será colocar una placa anatómica (que se adapte a la geometría del hueso) por el lado convexo para disminuir las tensiones de tracción en la línea de fractura. Esto asegurará la estabilidad absoluta del montaje consiguiendo el propósito de la razón de ser de los fijadores convencionales, que es la consolidación por unión directa mediante compresión interfragmentaria y rigidez de la fijación [24].

4.3.2 Extracción de las placas

La influencia que ejerce el espesor de la placa sobre la extracción de la misma es importante puesto que placas menos flexibles aumentan la fuerza necesaria para extraerlas. Así, a igualdad de rigidez, una placa más fina va a ser más flexible a efectos del montaje y cuando sea retirada, las cargas para extraer los tornillos son menores, disminuyendo el riesgo de que la operación de extracción produzca daño en los tejidos del hueso curado.

Por otro lado, la longitud de la placa ya se ha visto que es importante para que la extracción no acabe produciendo daño en el hueso curado. Longitudes mayores de placa permiten mejores distribuciones de las tensiones, y sobre todo mejores formas de distribuir los tornillos, alejándolos del foco de fractura para aportar la estabilidad que sea óptima en cada caso, y también la movilidad interfragmentaria.

4.3.3 Elección del tipo de tornillo

El tipo de tornillo utilizado dependerá del sistema de fijación utilizado y del criterio del cirujano. A grandes rasgos, los tornillos que atraviesan al diámetro del hueso de una capa cortical a otra son bicorticales, y los unicorticales sólo abarcan la primera capa. Asimismo, existen tornillos especializados para el hueso cortical y el trabecular.

Los tornillos unicorticales, al ser más cortos, interactúan menos con el hueso y funcionan mejor en huesos sanos y con una cortical resistente. De esta manera, serán una buena elección en fracturas diafisarias, características por tener una cortical relativamente gruesa. [148]. En el caso de fracturas diafisarias habrá que prestar especial atención a que los tornillos monocorticales no alcancen la otra capa cortical, lo que puede aflojar al tornillo en cuestión [136].

Los tornillos bicorticales son más largos al tener una mayor distancia de trabajo de tornillo (espacio en contacto con el hueso), y tienen una resistencia torsional mayor. Suelen ser más utilizados en el hueso osteoporótico (la adherencia de los unicorticales disminuye notablemente con la pérdida de calidad ósea). No obstante, habría que tener cuidado al extraerlos puesto que cuanto más largos sean los tornillos, más riesgo habrá de dañar tejidos durante la operación de extracción [138].

4.3.4 Influencia del número de tornillos y su configuración

La cantidad de tornillos que se vayan a emplear no es de ninguna de las maneras fija, pues depende tanto de la calidad ósea como del tipo de fractura. Por ejemplo, en casos muy excepcionales en los que la fractura es simple y la calidad ósea muy buena, se podrá emplear un mínimo de dos tornillos -uno a cada lado de la línea de fractura- [138]. Por otro lado, no es conveniente un uso desmedido de los tornillos puesto que un exceso de estos no tiene porqué asegurar rigidez o estabilidad en el montaje. De esta manera, la virtud se encontrará generalmente en el término medio en tanto en cuanto se consiga un equilibrio entre estabilidad (absoluta o relativa) en el montaje y distancia de trabajo [149].

La distancia de trabajo, como se vio antes, es la distancia que existe entre los tornillos más cercanos al foco de fractura. En configuraciones más flexibles, distancias más pequeñas de trabajo estabilizan notablemente el montaje, aportándole una rigidez que disminuye la movilidad del foco de fractura. Además, la distancia interfragmentaria es importante porque si es demasiado grande, aumentar la distancia interfragmentaria disminuirá la resistencia a fatiga del implante. Por otro lado, las tensiones de Von Mises (las tensiones que hacen que se alcance el límite elástico y el material plastifique) en el tornillo serán mayores para espacios interfragmentarios mayores cuando eso sí, el espacio de trabajo aumenta [149].

4.3.5 Factores de la rigidez de la fijación

La rigidez de una fijación interna depende de:

- El material de los elementos que la conforman (placas y tornillos).
- Las dimensiones de sus elementos, y cómo están dispuestos (su geometría).

La rigidez de la fijación es un factor fundamental que se va a estudiar más a fondo en el próximo capítulo sobre los materiales de los fijadores. El material desempeñará por tanto un papel determinante para el sistema de fijación, y los conceptos para entender sus propiedades mecánicas se han desarrollado a lo largo de este trabajo para poder finalmente caracterizar mecánicamente a la fibra de basalto y obtener conclusiones de manera razonada.

En este capítulo se han desgranado los tipos de fijadores, su funcionamiento y los factores que pueden determinar su buen uso. Todo esto contribuye a comprender mejor una buena parte de los requisitos que deben cumplir los materiales para poder ser empleados en osteosíntesis internas.

5 MATERIALES

Los materiales suponen un factor de diseño de las placas y tornillos que apenas ha sido considerado en profundidad hasta ahora. Se ha realizado un estudio biomecánico del hueso, entendiendo la razón de ser de sus propiedades aportando un punto de vista biológico. Se han descrito sus mecanismos de fallo, los tipos de fractura y finalmente qué tipo de tratamientos de fijación ósea interna pueden llevarse a cabo para repararlas. Dentro de los tratamientos de fractura más extendidos están las osteosíntesis internas de placas, que se llevan utilizando algo más de un siglo y que han dado lugar al desarrollo e investigación de nuevos tipos de placas, analizando exhaustivamente sus carencias y adaptándolas a la teoría desarrollada en torno a la optimización del ambiente biomecánico del foco de fractura.

Los fijadores internos son dispositivos que se colocan en contacto con el hueso para, una vez reducida la fractura, aportar un determinado grado de estabilidad en las proximidades del foco de fractura. Gracias a los fijadores internos, y particularmente las placas, se pretende estabilizar y mejorar la reparación de una fractura haciendo que ocurra de manera más acelerada y asegurando una calidad ósea alta una vez que no sean necesarias y/o que tengan que ser retiradas. Por tanto, y como se vio en el capítulo anterior, comprender la estabilidad del montaje es fundamental para poder diseñar con una mejor visión analítica las placas para tratar las fracturas. La elección de un material con unas propiedades mecánicas determinadas, y, sobre todo, su rigidez, será especialmente importante para controlar la estabilidad de un montaje, y, por tanto, el funcionamiento correcto de un sistema de fijación.

A lo largo de la historia se han empleado multitud de materiales para las osteosíntesis de placas. Los materiales han evolucionado gracias al progreso en la ciencia de los materiales, pero también por la mejor comprensión de los conceptos biomecánicos necesarios para diseñar correctamente las placas. Además, la confluencia entre medicina y ciencia de los materiales se traduce en la creación de los denominados biomateriales, cuyo punto álgido en cuanto a desarrollo e investigación se vive en la actualidad y de los que se esperan prometedores resultados en el futuro. Los materiales metálicos han sido y siguen siendo, desde que nacieron las osteosíntesis, los materiales más comunes en estas aplicaciones ortopédicas. No obstante, durante los últimos años no han cesado de surgir nuevos materiales para aplicaciones médicas como los biocerámicos, polímeros, materiales compuestos, biodegradables, etc. que hacen que el futuro de los materiales en la medicina deje de depender tanto de los metales.

En este capítulo se abordarán las cuestiones necesarias que debe cumplir un material para que pueda ser considerado como candidato a ser utilizado en instrumental de naturaleza médica, se hará una breve reseña sobre la evolución de los materiales en las placas hasta la actualidad y se presentarán de manera más extendida los materiales compuestos. Finalmente, se introducirá la fibra de basalto, que, aunque no ha sido utilizada en la medicina hasta ahora, sí ha despertado el interés por sus posibilidades como biomaterial.

5.1 Consideraciones de los materiales en los implantes

Las placas de fijación ósea han de cumplir con una serie de exigencias en el diseño y en sus propiedades mecánicas. La elección del material conforme al dispositivo de la osteosíntesis es muy importante, y debe atenderse a todos los aspectos mecánicos y biológicos abordados en el transcurso de este trabajo. Los intereses desde el punto de vista clínico y de los investigadores debe confluir en pos de una mejora del implante y por tanto del tratamiento para con el paciente [150]. Una propiedad altamente deseable en los materiales de los fijadores internos es, por tanto, su radiotransparencia. Esta propiedad, como se verá más adelante, está presente en los compuestos de fibra de carbono y de basalto. Un implante radiotransparente permite hacer un seguimiento óptimo de la evolución de una fractura que en ningún caso podrá hacerse con fijadores internos metálicos, que son radiopacos. De esta manera, el material debe asegurar al mismo tiempo los siguientes aspectos:

- Que no ocurran infecciones como consecuencia del material del implante.
- Que ofrezca una fijación correcta (aportando la estabilidad demandada en función del tipo de fijación).
- Que los costes del sistema no hagan inviable su implementación.

Para que un material pueda ser considerado como un biomaterial, es importante centrarse en conocer la interacción del implante con el hueso, así como su integración en el caso de que el implante pase a formar parte de la estructura ósea. Así, lo primero que hay que pensar al escoger un material para un implante no es lo excelente que sea su rendimiento mecánico, sino si en primer lugar las interacciones que el hueso tenga con el material vayan a ser beneficiosas o no para el tejido humano. Conocer la microestructura del material permitirá entender mejor cómo interactuará con la fisiología del tejido óseo, y es el punto de partida antes de escoger cualquier material, ya que por muy ideal que pueda resultar por su resistencia o rigidez, puede conducir a fallos catastróficos si no se cubren unos mínimos requisitos en términos de biocompatibilidad.

Para dominar estos aspectos, como punto de partida se debe de tener en cuenta lo siguiente [151]:

- Cómo manipular las propiedades de un material desde su microestructura, composición química y fabricación.
- Las técnicas que permiten caracterizar las propiedades de interés del material.
- Un conocimiento transversal de las propiedades y niveles de escala del material.

Como se puede ver, se han tenido en cuenta todos estos aspectos durante el tercer capítulo de este trabajo, en el que se ha caracterizado al hueso como material en todos sus niveles jerárquicos de estructura. Todos estos aspectos se definirán a continuación, haciendo referencia a las grandes familias de materiales que se emplean en la fabricación de aparatos ortopédicos: metales, cerámicos y compuestos.

5.1.1 Aspectos microscópicos de los materiales

Uno de los pilares sobre los que se sustenta la elección de los materiales para las osteosíntesis reside en la susceptibilidad que tendrá el cuerpo humano por el material. Para entenderlo, es importante conocer al material en su nivel de escala microscópico, para desde su composición saber qué reacciones pueden darse al entrar en contacto con los componentes biológicos del cuerpo humano y a partir de ahí, entrar en cuestiones relativas al comportamiento mecánico que es la función final a la que están destinados.

5.1.1.1 Composición y microestructura

La arquitectura microscópica de los materiales, así como su composición química y cómo se configuran sus componentes elementales, permite determinar muchas propiedades intrínsecas de los materiales. La identificación de las fases presentes en el material, la distribución y orientación de sus entidades cristalográficas se puede hacer mediante diversos métodos de visualización. Tecnologías ópticas como la microscopía electrónica de transmisión, y otras como la difracción de rayos X, espectroscopía infrarroja, etc. pueden ser usadas para identificar la escala elemental de los materiales y los enlaces existentes [152]. Particularmente, la IR permite conocer información sobre los tipos de enlaces presentes y las cantidades relativas de los componentes, especialmente en aquellos materiales no cristalinos como muchos polímeros (uno de los principales materiales utilizados como matriz en los compuestos) [153].

La forma en que se distribuyen y orientan los conjuntos de átomos puede dar lugar a estructuras granulares, como en los metales, en los que los granos son perfectamente identificables mediante microscopios ópticos. Los granos son propios de materiales cristalinos, y surgen de la agrupación de muchos cristales. Lo verdaderamente interesante a efectos del diseño de implantes es evaluar cómo el hecho de hacer crecer o menguar los granos influye sobre las propiedades mecánicas del metal del que están hechos. Granos más pequeños tienen asociadas una tenacidad de fractura y rigidez mayores en metales y cerámicos [154]. Del mismo modo, granos más pequeños disminuyen la resistencia a la corrosión de estos materiales cuando entran en contacto con materia biológica, especialmente los biocerámicos [155]. Sin duda, la manipulación y equilibrio de estas variables permite escoger una combinación idónea para moldear materiales mejores para la aplicación en ortopedia y tratamiento de fracturas.

El hueso, por su parte, no está compuesto por granos en un nivel de escala microscópico. Las fibras de

colágeno, junto con los cristales de hidroxapatita conforman las osteonas que dan una apariencia en todo caso de material compuesto, lo que ha hecho atractivos a los polímeros reforzados de fibra como materiales ideales para emular mecánicamente a los huesos. No obstante, el nivel de conocimiento de las propiedades de los cerámicos, polímeros y sobre todo metálicos ha hecho que a día de hoy sean los materiales más empleados en implantes óseos.

5.1.1.2 Porosidad

La porosidad es una propiedad del material muy interesante especialmente desde el punto de vista de la osteointegración. No obstante, se debe tener en cuenta que la porosidad contribuye a la disminución de las propiedades mecánicas de los materiales debido a los concentradores de tensión existentes por la mera presencia de los poros. No obstante, la porosidad tiene dos grandes aspectos interrelacionados que la hacen una propiedad a ser tenida en cuenta en los materiales utilizados en implantes óseos:

- Como se vio en el capítulo sobre Biomecánica del Hueso, el hueso trabecular es poroso para alojar en su interior, entre otras cosas, la médula ósea y una gran actividad celular. Muchos biomateriales buscan imitar las estructuras a pequeña escala del cuerpo humano, por lo que conocer a fondo la porosidad del hueso trabecular ayudará a sintetizar materiales que se le parezcan.
- La porosidad es una propiedad característica de los materiales utilizados en sustitutos óseos. Los *scaffolds* son implantes porosos utilizados para contribuir a que se produzca la unión fragmentaria en algunas fracturas en las que existe riesgo de que dicha unión no tenga lugar.

Por otro lado, la permeabilidad es otra propiedad sin la cual la porosidad de los materiales de los implantes no puede entenderse. La permeabilidad es la habilidad que tienen los fluidos para fluir a través de un cuerpo; es una propiedad que refleja una medida de la porosidad. La permeabilidad en los materiales de los implantes permitirá que los fluidos corporales se alojen en los poros, a través de los que se puede llevar la actividad celular necesaria y se produzca una correcta interacción entre el hueso y el implante. De esta manera, jugar con la morfología, tamaño y cantidad de poros es importante en el desarrollo y diseño del material. Así, implantes porosos cerámicos o de titanio buscan un equilibrio entre tamaño e interconexión de poros más pequeños de unos 50 μm de diámetro (mejor osteointegración, pero degradación más acelerada por el incremento en la cantidad de áreas libres) y los de 100 μm , que promueven la actividad celular en su seno, pero en una menor medida [156].

En la fijación interna de fracturas, la porosidad es por tanto una propiedad que interesará en el caso de que se desee que el implante se integre al hueso. Esto evita que se realice una segunda operación para retirar el implante, y será susceptible de ser utilizado en el tratamiento de fracturas de huesos en los que predomina un riesgo de que no se produzca la unión de los fragmentos de la fractura. Para ello, se ha conseguido desarrollar placas porosas de tantalio que han demostrado ser una alternativa viable a los clavos intramedulares [157]. Por otro lado, es posible la síntesis de implantes de materiales compuestos porosos, generalmente biodegradables, que se incorporan a la matriz ósea para contribuir a la unión de los fragmentos fracturarios. Aunque se trate de composites particulados, ya hay constancia de que se desarrollan y tienen un gran potencial [158].

No obstante, a efectos de este trabajo, el interés que suscita definir la porosidad del material del implante en su aplicación osteointegradora es para probar la biocompatibilidad de la fibra de basalto. Como se verá más adelante, el modesto e incipiente papel de la fibra de basalto como biomaterial reside precisamente en la síntesis de *scaffolds*, esas estructuras porosas diseñadas para incorporarse a la matriz ósea alterándola lo mínimo posible.

5.1.1.3 Escala microscópica en polímeros

Los materiales poliméricos son muy utilizados en implantes de todo tipo, pero es importante hacer referencia a algunos aspectos de su composición y morfología a nivel microscópico por la aplicación que tienen al ser reforzados con fibras. Los polímeros se sintetizan mediante la polimerización (la unión concatenada de muchos meros). El grado de polimerización caracteriza el número de meros incorporados a una cadena polimérica, y el peso molecular representa la masa molar de una cadena polimérica. El polietileno de peso molecular ultra-alto es uno de los más empleados en dispositivos ortopédicos. La manera en que las moléculas poliméricas estén dispuestas puede determinar su grado de cristalinidad, su comportamiento térmico, el tipo de polímero, sus propiedades mecánicas, etc.

Existen multitud de métodos para medir estas variables, y la manipulación de estos parámetros puede ayudar a diseñar mejores materiales. Generalmente, un aumento en el peso molecular y el grado de cristalinidad suelen favorecer al comportamiento de los polímeros como implantes.

Los polímeros pueden ser sintéticos o naturales. De hecho, el colágeno [159] sintetizado por el cuerpo humano y que es uno de los componentes elementales de los huesos, es una proteína estructural cuya formación y disposición en el tejido óseo están reguladas por procesos exclusivamente biológicos. Además, los materiales compuestos como la fibra de carbono o de basalto consisten en el refuerzo con fibras de una matriz polimérica, que, como se verá más adelante, es susceptible de ser utilizada en implantes.

5.1.2 Efectos fisiológicos sobre los materiales

Los efectos fisiológicos sobre los materiales son aquellos que, debido a la interacción del cuerpo humano con el material de un implante, pueden dar lugar a su degradación irreversible. Estas interacciones pueden conducir a la formación de compuestos químicos perjudiciales para los tejidos, aumentando el riesgo de infecciones, necrosis, etc. De esta manera, los efectos fisiológicos están estrechamente relacionados con la biocompatibilidad del material y variarán en función del tipo de material.

El principal mal de los materiales metálicos por su interacción con cualquier ambiente es la corrosión. La corrosión se produce por la degradación de un metal al entrar en contacto con una sustancia menos pasiva, lo que favorece la descomposición del metal. El ambiente fisiológico en el que se encuentra el hueso, además de contener materia orgánica e iones capaces de corroer al metal, puede degradarlo hasta el punto de poner en peligro la integridad estructural del implante.

Puesto que muchos cerámicos son intrínsecamente biocompatibles (la hidroxiapatita es uno de los componentes elementales del hueso), muchos implantes metálicos tienden a ser recubiertos con algunos compuestos cerámicos. La circona, alúmina [151] y sobre todo la HAP se utilizan como recubrimientos de muchas prótesis articulares que, al colocarse, y como consecuencia de la acción fisiológica, se disuelven y pasan a incorporarse a los tejidos y a la matriz ósea. Por tanto, la disolución de cerámicos es un efecto deseado en muchos implantes por sus efectos beneficiosos y por su bioactividad.

5.1.2.1 Efectos fisiológicos en polímeros

La degradación polimérica es el equivalente en polímeros de la corrosión en metales y la disolución en cerámicos. El interés que suscita este mecanismo de daño en los polímeros para con este trabajo viene de su aplicación cuando son reforzados con fibras de carbono y basalto.

La degradación de los polímeros se produce en el seno del tejido humano por la acción de la hidrólisis [160]. La inserción acuosa de los implantes poliméricos puede conducir a la rotura de grupos funcionales, lo cual puede acabar medrando sus propiedades mecánicas. La presencia de biomoléculas producto de la actividad biológica en el seno de la estructura del implante puede llegar a influir sobre la temperatura de transición vítrea, que puede llegar a niveles similares a los de la temperatura corporal (37 °C), afectando notablemente a su comportamiento mecánico, debilitándolo e inutilizándolo [161].

Además de todo lo mencionado, los subproductos de la degradación pueden producir alteraciones locales del pH en torno al hueso e implante. Alteraciones del pH pueden provocar la activación de procesos fisiológicos indeseados desde el punto de vista celular, pudiendo acelerar la degradación tanto del material del implante como de los tejidos [160]. Por eso es importante la elección de materiales poliméricos en los fijadores, de igual modo lo será cuando se encuentren reforzados con fibras.

5.1.2.2 Efectos sobre la superficie

Estudiar la interacción entre actividad fisiológica y la superficie del implante es fundamental puesto que es la parte del implante que estará en contacto directo con los tejidos y con las células. Prestar atención a la superficie del implante ha conducido al desarrollo de todo tipo de recubrimientos. Antes se mencionó el caso de los cerámicos, que son utilizados en implantes metálicos por los efectos beneficiosos que pueden tener sobre la reparación ósea al disolverse en torno al foco de fractura para incorporarse a la matriz ósea en formación.

Además de estos recubrimientos inorgánicos, existen también algunos pensados para interactuar directamente

con los componentes biológicos intervinientes en la reparación ósea. Es el caso de las integrinas, particularmente la RGD (ácido arginilglicilaspártico) [162], que es un péptido que actúa adhesionándose a las células del tejido y favorece que se desencadene actividad celular necesaria para la reparación ósea en beneficio del tratamiento de la fractura. Se ha probado además la posibilidad de cargar eléctricamente la superficie de los implantes. La diferencia de potenciales de la superficie del implante puede favorecer al desarrollo de actividad osteoblástica en las paredes del implante [163].

Por último, el desarrollo de materiales compuestos particulados con hidroxiapatita ha demostrado aumentar la biomineralización del foco de fractura durante la reparación ósea, así como las propiedades mecánicas del hueso [164], lo cual hace a la hidroxiapatita como prometedor biomaterial para ser introducido en el seno de materiales compuestos.

5.1.3 Propiedades mecánicas

Una vez que se conoce al material internamente, y cuando en base a ello se tiene una idea de las interacciones entre el material y el ambiente biológico al que puede estar sometido, será posible fijarse en sus propiedades mecánicas. La función de los fijadores internos, y concretamente de las placas, es la de una vez reducida la fractura, asegurar la estabilidad en el espacio interfragmentario para que se repare el hueso. Como se sabe de capítulos anteriores, en función de la movilidad existente en el foco de la fractura se producirá la unión por consolidación directa o la unión secundaria con formación de callo.

En los tratamientos de fijación interna es imprescindible que los materiales tengan una rigidez suficiente como para que se asegure la consolidación (directa o por callo) en el foco de fractura sin poner en peligro la unión, pero no tanta como para que el efecto del *stress protection*, consecuencia de inmobilizaciones exageradas, pueda dar lugar a un hueso excesivamente debilitado, retraso en la unión o directamente falta de unión.

Sin embargo, el problema de emular las propiedades del hueso en el material de la placa no es en absoluto trivial. La reparación ósea conlleva una diferenciación de tejidos secuencial en el tiempo y en el espacio (en el entorno del foco de la fractura), especialmente cuando hay callo de fractura. La presencia de placas que están hechas de materiales metálicos, que son homogéneos e isótropos, hace que independientemente del método de fijación empleado, se pueda observar algo de *stress shielding*. De esta manera, la forma de disminuir notablemente que la placa absorba gran parte de estas cargas fisiológicas es mediante la utilización de materiales compuestos anisótropos, que tienen la cualidad de ser más flexibles que los metales (permitiendo una mayor movilidad y estimulación mecánica en el foco de fractura) [165].

De esta manera, la rigidez en las placas es posiblemente la propiedad mecánica más importante en la fijación interna. El módulo de Young de un material es fácilmente determinable mediante el ensayo de tracción/compresión (junto con muchas otras propiedades). Es importante diferenciar módulo de Young, que es una propiedad del material (y en materiales anisótropos como los compuestos, depende de la dirección espacial), de la rigidez global, que no sólo depende del material, sino de las características geométricas del montaje, de la placa y los tornillos. El espesor de la placa también influirá significativamente sobre su rigidez global (a mayor espesor de placa, mayor rigidez).

5.1.3.1 Dependencia de las propiedades del montaje y la geometría de la placa

El material deberá asegurar la resistencia necesaria para que el material sea capaz de soportar las cargas fisiológicas a las que estará sometido. No obstante, la resistencia de los materiales tiene en este sentido nombres y apellidos, de manera que habrá que especificar a qué tipo de resistencia se refiere uno al caracterizarla. El hueso diafisario, como se vio en el capítulo de Biomecánica, en la mayoría de los casos puede estar sometido a fuerzas axiales al eje del hueso (tracción y compresión), a flexión o a torsión.

- La resistencia a flexión de un material se mide mediante un ensayo de flexión. En los huesos fracturados, las cargas de flexión dan lugar a tensiones de tracción y compresión en las capas corticales, que son las zonas de contacto con las placas y tornillos. Por otro lado, la rigidez a flexión de la placa es dependiente de la geometría de la placa, siendo proporcional al cubo del espesor [165].
- La resistencia a torsión no es tan importante como la flexión y compresión puesto que son cargas a las que el hueso no está sometido con gran volumen y frecuencia. En el montaje de placas, es posible añadir algo de rigidez torsional añadiendo algún tornillo a la placa, lo que podría suplir carencias en

este sentido [166].

El par de apriete de los tornillos cobra especial importancia en las placas convencionales, y concretamente en sus tornillos. Las placas convencionales se basan en la fuerza de fricción entre la placa y el hueso para comprimir e inmovilizar el espacio interfragmentario, y esa fuerza de fricción se regula con el par de apriete de los tornillos de compresión.

Las diferentes propiedades mecánicas de los materiales se pueden obtener gracias a los ensayos mecánicos que se describieron brevemente en el capítulo de Biomecánica. El módulo de Young y la resistencia a fatiga son quizás las propiedades características del material que más influyan actualmente desde el punto de vista mecánico, en primer lugar, por las facilidades que tienen para ofrecer un ambiente mecánico óptimo en el foco de fractura, y después por la durabilidad en aplicaciones de larga duración. En cuanto a las demás propiedades mecánicas, es importante hacer referencia, como se ha hecho, a la importancia del montaje, la densidad ósea, el tipo de fractura, etc. que harán que el material escogido funcione correctamente en concordancia con aquello para lo que ha sido diseñado.

5.1.4 Biomateriales

Todos los aspectos desarrollados en los subapartados anteriores son fundamentales para definir los materiales de uso médico y sus propiedades de interés, especialmente en la fijación interna por placas. Por eso, también es importante hacer algunas definiciones relativas a los biomateriales antes de pasar a hacer referencia a los materiales propiamente utilizados para la fijación interna.

La definición más generalizada en la literatura hasta hace unos quince años [167], [168] describe a los biomateriales como “materiales inertes utilizados en dispositivos médicos destinados a interactuar con sistemas biológicos”. Sin embargo, es este un concepto que se encuentra en permanente revisión gracias a la cantidad de avances que se están realizando en la actualidad. De hecho, el término “inerte” no es aplicable a muchos biomateriales actuales y otros que se encuentran en desarrollo ya que existen implantes artificiales que están empezando a contener células vivas, estando diseñados para desempeñar un papel aun más activo en las interacciones con el tejido vivo.

Esta evolución del término de biomaterial ha venido sucediendo mediante tres generaciones de biomateriales [169]. La primera generación es la de los materiales bioinertes: se buscaban materiales que fueran frecuentes en la industria, de fácil obtención y que fueran lo más inertes posibles ante cualquier tipo de ambiente biológico. La segunda generación, que es la de los materiales bioactivos y biodegradables (capaces de convivir en el ambiente biológico hasta el punto de descomponerse en los tejidos sin dañarlos), se solapan con los de tercera generación, en cuyo auge nos encontramos hoy día y la cual busca estimular una respuesta fisiológica concreta en el ambiente biológico gracias a un exhaustivo estudio biomolecular.

La Sociedad Europea de Biomateriales define a los biomateriales como “aquellos materiales utilizados para evaluar, curar, corregir o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo humano” [170]. Para una correcta elección del biomaterial para los implantes se requiere por tanto un profundo conocimiento de las propiedades de los materiales en cuanto a su comportamiento mecánico, microestructura, síntesis, etc. Un amplio campo de estudio dentro de los biomateriales es su biocompatibilidad. La biocompatibilidad es la habilidad de un material para actuar con una adecuada respuesta del sistema biológico que lo acoge [168].

Muchos de los materiales mencionados durante el transcurso de este trabajo pueden ser considerados como biomateriales por su uso exitoso en las osteosíntesis. Muchos otros, en base a la experiencia han demostrado que, por la respuesta del tejido vivo al material, han tenido que ser desechados en su uso como materiales para las placas. A continuación, se sintetizan las tres grandes consideraciones que hay que tener en cuenta para con los biomateriales en los dispositivos ortopédicos:

1. **Propiedades mecánicas:** ya se ha tratado de forma extensa durante este trabajo el importante papel que debe desempeñar el comportamiento mecánico del material de los dispositivos ortopédicos, y particularmente de las placas. La elasticidad del material es posiblemente la más importante ya que es la que asegura que la estabilidad del sistema de fijación pueda provocar los efectos deseados en la curación de fracturas, acelerándolas. La búsqueda de propiedades mecánicas similares al hueso será fundamental al considerar el biomaterial. De esta manera, particularidades mecánicas del hueso como su anisotropía, viscoelasticidad, etc. deben ser tenidas en cuenta también. Por último, la resistencia a fatiga y la tenacidad de fractura de los biomateriales son importantes por la durabilidad que requieren

muchos sistemas de fijación. La mayor parte de todo esto apunta a los materiales compuestos como mejores candidatos para estas aplicaciones.

2. **Biocompatibilidad:** el requisito principal al empezar a diseñar un dispositivo ortopédico es la elección de un material biocompatible sin el cual no sería posible ejecutar en este caso una fijación que no sea dañina. Los puntos débiles de los materiales en cuanto a su biocompatibilidad dependen de la clase de material, pues su naturaleza determinará qué mecanismo de degradación estará presente en el ambiente biológico propio de la reparación ósea. Los metales con la corrosión, los cerámicos con la disolución o los polímeros con la degradación deben de ser tenidos en cuenta y aprovechados cuando se requiera. Por ejemplo, habrá que considerar si la fricción que tiene lugar en placas convencionales es capaz de desencadenar algunos de estos mecanismos de daño. Tres puntos de vistas para evaluar la biocompatibilidad [171]:
 - **Reacción en los tejidos:** tanto óseo como tejidos blandos circundantes.
 - **Cambios en las propiedades de los materiales:** si la acción biológica puede alterar las propiedades físicas, químicas o mecánicas del material del implante
 - **Degradación** que puede conducir a fallos catastróficos del implante y a respuestas dañinas por parte del cuerpo humano.
3. **Fabricación:** el material del implante no sólo debe de cumplir con una serie de requerimientos dependientes de su biocompatibilidad y comportamiento mecánico; su manufactura debe permitir que sea sintetizado de manera óptima y sin afectar a los aspectos anteriores. En este sentido, la esterilización y limpieza durante el proceso es fundamental durante la fabricación de implantes que irán introducidos en contacto con componentes biológicos del cuerpo humano. En los materiales de las placas, la esterilización está orientada a eliminar toda presencia de virus, bacterias y demás gérmenes que de estar en el implante pueden causar daño al organismo. Los métodos más empleados para la esterilización son [171]:
 - Esterilización gaseosa con óxido de etileno.
 - Esterilización con vapor.
 - Esterilización por radiación gamma.

La elección de un método u otro dependerá del material del implante y sus propiedades. Por otro lado, la limpieza difiere de la esterilización porque mientras que la esterilización retira el material biológico potencialmente peligroso del implante, la limpieza lo hará con el material no biológico. Este puede proceder de residuos durante la fabricación del implante, o simplemente del ambiente. Aunque ambos términos sean parecidos, son independientes y antes deben ser tenidos en cuenta antes de la implantación de cualquier dispositivo ortopédico.

Por tanto, una vez estudiadas todas las pautas generales que deben cumplir los materiales de las osteosíntesis de placas, se puede proceder a hacer una descripción de los materiales utilizados desde que se tiene constancia del uso de placas, para compararlos y ponerlos en la balanza con respecto a las prometedoras perspectivas que entrañan los materiales compuestos.

5.2 Evolución de los materiales en placas

En este apartado se hará una breve referencia a los tipos de materiales utilizados hasta la actualidad para ser empleados en osteosíntesis de placas. La primera utilización de una placa para inmovilizar una fractura consta de finales del siglo XIX. Por otro lado, gran parte de los materiales conocidos actualmente y utilizados en la ortopedia provienen del siglo XX, de manera que los avances en ambos campos han venido de la mano.

Los metales fueron los primeros materiales en utilizarse para la fijación y actualmente siguen siendo los más utilizados dadas sus buenas prestaciones mecánicas y también por su biocompatibilidad. Teniendo en cuenta todos los aspectos considerados en el apartado anterior, los materiales metálicos cumplen con todos los requisitos para ser utilizados como biomaterial en los dispositivos ortopédicos de fijación. Al ser los que se utilizan desde hace más tiempo, el volumen de experiencia clínica ha hecho que se perfeccionen las técnicas de

fijación que utilizan esos materiales. Además, el análisis mecánico de los materiales metálicos es teóricamente más sencillo dada su homogeneidad y sus propiedades isotrópicas. Los más populares actualmente son el acero inoxidable y las aleaciones de titanio.

5.2.1 Acero inoxidable

Los aceros utilizados inicialmente como materiales de placas a finales del siglo XIX eran aceros al vanadio, que una vez introducidos en el ambiente biológico de la fractura sufrían de corrosión, con todos los daños que conlleva ello para el fijador y, sobre todo, para los tejidos [172]. Aunque el acero inoxidable se inventó entre 1912 y 1916 [173], el uso del acero inoxidable en aplicaciones ortopédicas comenzó durante los años 30 [174].

A grandes rasgos, los aceros inoxidables son aleaciones férricas con alto contenido de elementos de aleación como níquel y cromo. Los porcentajes de estos elementos de aleación, junto con los tratamientos térmicos que se le da al material al conformarlo, permiten clasificar a los aceros inoxidables en martensíticos, ferríticos, austeníticos y dúplex. Dentro de estos, es el 316L la aleación de acero inoxidable que más se utiliza en aplicaciones biomédicas [169].

El 316L es un acero inoxidable austenítico que tiene buenas propiedades mecánicas, resistencia a fatiga, ductilidad, maleabilidad, además de tener la particularidad dentro de los aceros inoxidables de no ser magnético. Además, el 316L (la L de Low sugiere un menor contenido en carbono) es una versión mejorada del 316 puesto que alivia sensiblemente uno de los grandes problemas de los aceros austeníticos, que es la corrosión bajo tensiones.

Los dos grandes problemas del acero inoxidable como material de placa se corresponden con sus carencias en los aspectos relativos a su biocompatibilidad y a sus propiedades mecánicas:

- Aunque sea uno de los materiales quirúrgicos más utilizados, la presencia del acero inoxidable es alterada por el hueso y el ambiente biológico circundante por los iones de cloro y las proteínas presentes, que atacan al metal, cuya película de óxido protectora se genera más lentamente por la disminución de la presión parcial del oxígeno con respecto a la atmosférica [175]. Además, el peligro de elementos de aleación cancerígenos como el níquel pueden suponer un riesgo cuando hay corrosión, lo que ha llevado a fabricar aceros austeníticos sin níquel mediante el uso de otros elementos gammágenos como el nitrógeno, surgiendo el HNNFSS (High Nitrogen Nickel-Free Stainless Steel), el cual ha demostrado ser mejor para estas aplicaciones.
- El módulo de Young del acero inoxidable es aproximadamente un orden de magnitud mayor que el del hueso cortical, lo que hace que las placas ejerzan un efecto de *stress shield* que a largo plazo puede debilitar al hueso una vez reparado y remodelado [165]. El uso de aceros HNNFSS en placas con un espesor reducido un 18% respecto a la placa original ha demostrado mejorar su resistencia a compresión y flexión [176].

Cronológicamente, las placas de acero inoxidable fueron las primeras de relevancia en aparecer, y su uso actual demuestra su buen comportamiento a pesar de sus inconvenientes. No obstante, la aparición de las aleaciones de titanio y el futuro desarrollo de otros materiales mejores lo relegará a un papel más secundario.

5.2.2 Aleaciones de titanio

El titanio se comenzó a utilizar para aplicaciones biomédicas en los años 60 [174]. Del mismo modo que con los aceros, la susceptibilidad de una aleación de titanio concreta para estas aplicaciones depende en buen grado de su microestructura. Las aleaciones más utilizadas son las $\alpha+\beta$ o las β metastables, cuyas propiedades pueden mejorarse con soluciones sólidas y variando el tratamiento [2]. Particularmente, la aleación Ti-6Al-4V, también célebre por su uso en la industria aeroespacial, es la más utilizada en aplicaciones ortopédicas.

La biocompatibilidad es mejor en el titanio, generándose rápidamente una capa protectora de óxido de titanio, incluso cada vez que se produce algún daño superficial. Además, el titanio es bionerte (de la primera generación de biomateriales), de manera que la actividad fisiológica del hueso no llega a interactuar con el material, lo cual juega a favor de su durabilidad y dificultad para degradarlo químicamente [177]. Por otro lado, esto no impide la liberación de iones de aluminio y vanadio a los tejidos, lo que puede causar estragos en la salud del paciente a largo plazo lo que ha llevado a sustituir estos elementos de aleación por otros con mejor biocompatibilidad como el niobio, circonio, molibdeno y tantalio [178].

Las aleaciones de titanio actuales tienen mejor comportamiento mecánico que las de acero inoxidable al ser su módulo de Young más parecido al del hueso cortical (aunque sigue siendo unas 5 veces mayor), lo cual mejora parcialmente el efecto del *stress shield* sobre el hueso. De todos modos, las placas de titanio son menos resistentes a tensiones de cizalladura, pudiendo entrañar un riesgo mayor para la integridad de la placa en el caso de incidentes [179].

5.2.3 Cerámicos, polímeros y otros

Los materiales cerámicos tienen en común con los metálicos algunas propiedades como su excelente resistencia a la corrosión, biocompatibilidad y en casos como el de la hidroxiapatita, su bioactividad. No obstante, la cosa cambia cuando se tratan sus propiedades mecánicas. Aunque los cerámicos puedan tener muy buena resistencia a compresión, se caracterizan por ser muy frágiles y poco dúctiles, lo que complica enormemente su aplicación como materiales para los fijadores internos. De esta manera, dentro de los dispositivos de reparación ósea, los cerámicos han encontrado su sitio especialmente en las prótesis articulares, aplicaciones en las que se puede sacar provecho de la excelente resistencia a la abrasión característica de los cerámicos. Además de la hidroxiapatita, que tiene múltiples aplicaciones como material bioactivo, otros materiales cerámicos ampliamente utilizados son la circonita y la alúmina [171].

Igual que los materiales cerámicos quedan fuera como candidatos a materiales de osteosíntesis de placas por sus propiedades mecánicas inadecuadas, también lo hacen los poliméricos por sus pobres propiedades mecánicas. Los polímeros tienen la ventaja de la facilidad que ofrecen en su conformabilidad, su baja densidad y biocompatibilidad en muchos casos. Además, la posibilidad de utilizar no sintéticos biodegradables como el ácido poliláctico (PLA) evita la necesidad de realizar una segunda operación. Sin embargo, el módulo de Young de los polímeros es ligeramente inferior al del hueso cortical, lo cual es una limitación respecto a los metales puesto que puede suponer una disminución considerable en la estabilidad del sistema de fijación [1]. De esta manera, sí es admisible la utilización de osteosíntesis internas poliméricas en aplicaciones en las que haya una demanda mecánica leve. Es el caso de los huesos del área maxilofacial, en los que la flexibilidad y resistencia de los polímeros ha permitido su uso con éxito [180].

Cada familia de materiales vista hasta ahora tiene sus ventajas y sus desventajas, pero ninguna ha conseguido llegar al punto de equilibrio perfecto entre biocompatibilidad y propiedades mecánicas. Por un lado, los materiales metálicos han conseguido adaptarse a las demandas que surgían en términos de biocompatibilidad, pero sus propiedades mecánicas hacen que las placas sigan siendo excesivamente rígidas, provocando *stress shield* en muchos casos. Por otro lado, los polímeros gozan de muchas ventajas por su conformabilidad y biocompatibilidad, pero necesitan de un refuerzo que les haga adaptarse mejor al comportamiento mecánico del hueso. Y es aquí donde entran en escena los materiales compuestos.

5.3 Materiales compuestos

Los materiales compuestos aparecieron a mediados del siglo XX y conceptualmente, consisten en la combinación de una matriz (siendo la más típica la polimérica, ya sea termoplástica o termoestable) con algún tipo de refuerzo (en forma de fibra o particulado). El caso más prominente es el de los polímeros reforzados con fibra de carbono y vidrio, aunque la inclusión de nuevos tipos de fibra como el basalto es cada día más frecuente. Los materiales compuestos han encontrado su mayor aplicación en la aeronáutica, donde se han utilizado para aligerar el peso de los aviones, permitiendo aumentar su carga útil.

Dentro de la medicina y los biomateriales, los materiales compuestos cuentan con la ventaja de poder alcanzar un comportamiento determinado combinando las propiedades más favorables de materiales diferentes, comportamiento que otros materiales no pueden conseguir por sí solos. Por ejemplo, y en la aplicación de este trabajo, los fijadores óseos de polímeros cuentan con una extraordinaria biocompatibilidad, pero un comportamiento mecánico muy deficiente en relación con lo demandado para estas aplicaciones, quedando relegado a fracturas y otras patologías del área maxilofacial o del miembro superior en todo caso. En cambio, si se refuerza un polímero biocompatible con algún tipo de fibra, las propiedades mecánicas se ven mejoradas enormemente con respecto a las del polímero, pudiendo actuar el fijador en una amplia gama de fracturas asegurando un correcto funcionamiento.

Otra de las grandes bazas a favor de los materiales compuestos es su comportamiento mecánico con relación al

hueso. Se ha visto a lo largo del trabajo como, históricamente, los materiales utilizados en fijadores óseos han evolucionado hacia rigideces menores, asimilándose cada vez más al hueso. Esto permite, junto con una reducción correcta de la fractura, que esta se repare óptimamente evitando el *stress shield* típico de los materiales metálicos.

Por otro lado, al estudiar las propiedades biomecánicas del hueso, se vio que el hueso evoluciona en función de las tensiones a las que se encuentra sometido, siendo además de heterogéneo, anisótropo. De esta manera, materiales con propiedades parecidas a las del hueso van a admitir un nivel de deformaciones determinado en el foco de fractura que pueden asegurar una calidad ósea mayor del callo formado.

Los polímeros utilizados se pueden clasificar de la siguiente forma:

- **Polímeros no biodegradables:** dentro de estos se encuentran los termoestables (epoxy) y los termoplásticos (PMMA, PEEK, PP...), habiéndose utilizado ambos tipos en los composites para aplicaciones ortopédicas. Aquellos implantes que estén formado por este tipo de polímeros deben de ser retirados al cabo de cierto tiempo.
- **Polímeros degradables:** es el caso del PLA, PLLA o el PLGA. Este tipo de polímeros se disuelve gradualmente al entrar en contacto con los fluidos corporales. Su aplicación es interesante ya que, al disolverse, la carga aplicada sobre el hueso aumenta gradualmente, lo cual es favorable en el tratamiento de muchas fracturas. Si el refuerzo es biodegradable también, no se necesita de una segunda operación para retirar el implante, lo cual abarata el tratamiento [181].

A continuación, se describirá el papel desempeñado por los materiales compuestos en las osteosíntesis internas y se introducirá a la fibra de basalto, comentando la idoneidad que puede tener en esta aplicación.

5.3.1 La fibra de carbono

La fibra de carbono es el material compuesto más popular. Se utiliza en todo tipo de aplicaciones, desde la automoción a la aeronáutica, pasando por el deporte y cada vez más, en la medicina. Los materiales compuestos de fibra de carbono, aparte de ofrecer una rigidez bastante menor que las del acero inoxidable y del titanio, tienen una gran resistencia. También tienen una resistencia a fatiga superior a la de los metálicos, lo cual ha llamado mucho la atención, y por eso ha ocupado el lugar que antes ocupaban los materiales metálicos en numerosas aplicaciones.

Los primeros intentos de utilizar placas de fibra de carbono fueron en los años 80. En este caso, se investigó sobre el efecto que las placas de fibra de carbono-epoxy tendrían sobre la formación del callo de fractura y su curación. El primer intento se realizó concretamente en animales, para fracturas de tibia [182]. Los buenos resultados de estos estudios permitieron el primer salto al uso de pacas de materiales compuestos en humanos.

Estos primeros intentos demostraron un alto ratio de curación (18 de 19 pacientes mostraron una evolución favorable) [183], lo que ya en aquella época comenzó a mostrar una incipiente preferencia por usar placas más flexibles en el tratamiento de ciertas fracturas. No obstante, en estudios posteriores se variaron ciertos parámetros en el diseño de la placa para vislumbrar su influencia sobre los tratamientos, llegando a encontrarse algunas limitaciones [184].

Como se vio en el capítulo sobre los tipos de fijadores, en los años 80 florecieron también las placas de tornillos bloqueados, lo que supuso un cambio de paradigma en el tratamiento con fijadores internos. A pesar de que las *locked plates* favorecían la inclusión de materiales más flexibles, los fijadores de fibra de carbono se vieron relegados a un segundo plano por los siguientes motivos:

- Limitaciones en cuanto a la fabricabilidad de las placas utilizando estos materiales. Las placas más anatómicas son más difíciles de fabricar al tener geometrías más complejas, y en aquella época la dificultad para fabricar distintas variedades de placas de fibra de carbono era mayor que las de acero inoxidable [185].
- La gran diferencia con el precio de las placas de acero inoxidable, muchísimo más baratas que las primeras de fibra de carbono.
- El riesgo de infección que se detectó en algunos estudios más tardíos (llegando a producirse la curación completa a pesar de la infección) [183]. El epoxy suele contener monómeros libres que al entrar en contacto con los fluidos corporales puede dar lugar a reacciones indeseadas [186].

Aunque se perdió algo de interés por el desarrollo de placas de materiales compuestos, no fue hasta un poco más tarde en los años 90 cuando se empezaron a fabricar placas de fibra de carbono-PEEK. En este caso, la matriz es termoplástica y sigue poseyendo unas excelentes propiedades biomecánicas. Además, también está la ventaja de que la matriz termoplástica permite adaptar mejor la placa a la geometría de la fractura durante la intervención. Otra ventaja con respecto a los materiales metálicos es la radiotransparencia del material del implante, lo que permite seguir mejor la evolución de la fractura desde el punto de vista radiográfico, e incluso de las resonancias [187]. En la Figura 5-1 se puede observar lo comentado. El implante contiene un hilo metálico que representa el contorno de la placa. Esta propiedad está también presente en la fibra de basalto.



Figura 5-1. Placa de fibra de carbono-PEEK en una fractura distal de peroné [188]

Algunos estudios posteriores ya plasman el verdadero potencial que tienen estas placas para el tratamiento de fracturas con complicaciones en pacientes de avanzada edad. En 2004, se demostró en un estudio la idoneidad de estas placas para el tratamiento de fracturas de fémur. Estas placas contaban con un módulo elástico del orden de la mitad del hueso y una rigidez a flexión bastante similar [189]. Estos estudios, y otros que se han realizado especialmente desde comienzos de este siglo, demuestran cómo el uso de materiales compuestos con rigideces incluso menores que las del hueso, han demostrado ser una alternativa viable y deseable a los materiales metálicos desde el punto de vista de sus propiedades mecánicas.

5.3.2 Fibra de basalto

La fibra de basalto representa el caso de interés para este trabajo. Puesto que no consta en la literatura ningún intento de emplear este material para la fijación interna o externa de fracturas, se ha de comenzar por definir este material y cómo puede ser interesante para su aplicación en el tratamiento de fracturas. Por otro lado, se mencionarán algunos casos experimentales que pueden servir para demostrar su biocompatibilidad, y se sentarán las bases previas para pasar a la parte experimental del trabajo.

La fibra de basalto se extrae de la roca basáltica, que es una roca volcánica cuya composición, como buena parte de los materiales cerámicos, es rica en SiO_2 , Al_2O_3 , Fe_2O_3 , CaO ... En la Tabla 5-1 se muestran los componentes químicos principales del basalto. Estas composiciones varían en función de la localización geográfica, lo cual puede influir sobre las propiedades del material. De todos modos, su procedencia natural (la lava de los volcanes) hace que sea un material extremadamente común en el planeta, hasta el punto de que países como Rusia cuenten con reservas ilimitadas de este material [190].

Tabla 5–1. Composición principal de la fibra de basalto [191]

Componente	Porcentaje por unidad de masa (%)
SiO ₂	52.8
Al ₂ O ₃	17.5
Fe ₂ O ₃	10.3
CaO	8.59
MgO	4.63
NaO	3.34
Otros	2.84

La fibra de basalto ha demostrado ser útil como alternativa a los metales como material para reforzar el cemento, encontrando una importante aplicación dentro de la ingeniería estructural. Además, sus propiedades mecánicas, térmicas y químicas han hecho que puedan emplearse en multitud de aplicaciones como la automoción, la aeronáutica, e incluso como material ignífugo [190].

La fibra de basalto tiene la cualidad de ser bastante estable químicamente, lo que le permite mantener sus propiedades a pesar de encontrarse en ambientes desfavorables [192] que pueden ser críticos para los metales. Esto es fundamental para poder utilizarlo como biomaterial. Dentro de la medicina, no se han llegado a comercializar productos que contengan basalto, aunque sí constan en la literatura algunos casos en los que se ha estudiado su biocompatibilidad como materiales en ingeniería de tejidos duros. Concretamente, en 2011 se estudió la biocompatibilidad de la fibra de basalto para vertebroplastias percutáneas. Estas operaciones consisten, a grandes rasgos, en la inyección de una especie de cemento para aliviar el roce entre diferentes vertebrae que se han degradado por la pérdida de masa ósea y cartilaginosa [193]. En este caso se utilizaron fibras cortas y los estudios de citotoxicidad realizados demostraron un buen comportamiento del material. Una de las ventajas del basalto es que, al ser un material natural, es más susceptible de ser biocompatible. Además, al obtenerse de las rocas volcánicas, su procesamiento es más barato que la fibra de carbono o de vidrio, tanto por su obtención, como por las temperaturas alcanzadas durante la fabricación.

Por otro lado, en el campo de la ingeniería de tejidos duros se estudió la biocompatibilidad de un compuesto de fibra de basalto-PLA para los *scaffolds* ya en 2010 [194]. Los *scaffolds* son unas estructuras que buscan simular las estructuras porosas del hueso trabecular. Se utilizan como sustituto óseo en la reparación de muchas fracturas, y se busca que se integren al hueso. El ácido poliláctico es un polímero natural, biocompatible y biodegradable, por lo que, pasado un tiempo, es la fibra de basalto la que permanece integrada a las estructuras óseas. Las propiedades mecánicas de la fibra de basalto, mucho más parecidas al hueso que las de la fibra de carbono, la hacen una buena candidata para estas aplicaciones.

Como se lleva indicando durante todo el trabajo, el empleo de materiales de osteosíntesis más flexibles promueve reparaciones de fracturas más biológicas. Como se vio en la introducción de este trabajo, los materiales de los fijadores han ido evolucionando para parecerse cada vez más a las propiedades del hueso. Por tanto, el próximo paso lógico debe ir dirigido hacia materiales cuyo módulo de rigidez sea ligeramente superior al del hueso. Así, se podrán fabricar sistemas de fijación que provean al foco de fractura de una estabilidad adecuada y al mismo tiempo, permitan que se registren en el hueso estados tensionales similares a los de las cargas fisiológicas. Así se ha considerado también en la bibliografía, donde numerosos estudios se centran en idear sistemas de fijación internas haciendo uso de materiales compuestos [165], [195], [196].

En los próximos capítulos se explicará cómo se lleva a cabo la fabricación y caracterización de un laminado de fibra de basalto para que, una vez determinado su módulo de Young, poder visualizar si sus propiedades cumplen los requisitos enumerados durante el transcurso del trabajo. A pesar de que el material empleado es

fibra de basalto-epoxy y el epoxy no es un material muy biocompatible por la presencia de monómeros libres tóxicos cuando está parcialmente curado [197], sí se han realizado estudios con relación al uso de compuestos de carbono-epoxy en fijadores óseos [185], [198], [199], lo que hace que no pueda descartarse por completo.

6 CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL COMPUESTO DE FIBRA DE BASALTO (I): FABRICACIÓN

Uno de los aspectos principales que se debe esclarecer para determinar la viabilidad de la fibra de basalto como material para las osteosíntesis internas es el conocimiento de sus propiedades mecánicas. Para ello, se ha de realizar la caracterización mecánica del material en cuestión, enmarcada en los objetivos de este proyecto. Como se ha comentado a lo largo del trabajo, el interés por materiales con una rigidez que se asimile a la del hueso ha crecido ya que esto promueve una consolidación ósea de mejor calidad en la reparación de muchas fracturas. Los efectos del *stress shield*, típico de los materiales metálicos (acero inoxidable y titanio fundamentalmente), provocan que en muchos casos la densidad ósea disminuya, aumentando el riesgo de refractura después de retirar el fijador. La fibra de carbono, aunque suponga un paso importante en la búsqueda de materiales más parecidos al hueso (un módulo de Young más parecido y el comportamiento anisótropo, así como algunas similitudes en cuanto a los mecanismos de fallo), tiene la desventaja de seguir siendo excesivamente rígida y significativamente más cara que la fibra de basalto.

En este primer capítulo sobre la caracterización de la fibra de basalto se abordará la fabricación de los laminados de un compuesto de fibra de basalto, detallando todo el procedimiento seguido para sintetizarlo y su puesta a punto para los ensayos mecánicos, de los cuales se obtendrán las propiedades del material.

Para caracterizar la fibra de basalto, se deben fabricar las probetas del material para realizar una serie de ensayos mecánicos siguiendo unas pautas generales dictadas por las normas. Puesto que, como se ha indicado a lo largo del proyecto, los compuestos de fibra son materiales anisótropos, será necesario realizar diferentes tipos de ensayo para evaluar las propiedades del material en diversas direcciones.

Para ello, se dispondrá del material preimpregnado, cortándolo en láminas que se apilan una encima de la otra para formar laminados. Una vez apilados, se pondrán estos paneles en una bolsa de vacío para curarlos en autoclave. Sobre el material curado se colocan los tacones necesarios para las probetas de ensayo, cortándolas finalmente conforme a los procedimientos establecidos por las normas, todo ello realizado en el LERM.

6.1 Descripción del material y normas utilizadas

El material con el que se va a trabajar en este Proyecto es fibra de basalto BSB 3.7 unidireccional de FILAVA™, fabricada en prepeg, 100 g/m² y con una película protectora de epoxy. El fabricante del material es la empresa belga ISOMATEX, y el proveedor de la resina para el preimpregnado, la francesa TISSTECH. El aspecto del material cuando se saca del rollo por primera vez en el laboratorio es el de la Figura 6-1.



Figura 6-1. Rollo del material que se va a caracterizar con la película protectora

Para caracterizar el material, se deben realizar una serie de ensayos mecánicos los cuales se seguirán conforme a las las normas de la Tabla 6-1:

Tabla 6–1. Normativa seguida para la caracterización

Tipo de ensayo	Orientación de la fibra	Nº probetas	Propiedades caracterizadas	Norma
Tracción	0°	5	E_{11}, X_t, v_{12}	ASTM D3039 [200]
Compresión	0°	5	$X_c,$	EN 2850 B1 [201]
Tracción	90°	5	E_{22}, Y_t	ASTM D3039
Compresión	90°	5	Y_c	EN 2850 B1
Tracción	±45°	5	τ_{12}, G_{12}	UNE-EN-ISO 14129 [202]

Por otro lado, las probetas que se ensayarán deben contar con las dimensiones recogidas en la Tabla 6-2. Además del propio material, también se debe tener en cuenta que las probetas llevan pegadas en sus extremos unos tacones para evitar que se sobrecargue la probeta en los extremos y esta se rompa en las proximidades de las mordazas, contaminando e invalidando los resultados del ensayo. Los tacones son de fibra de vidrio en todas las probetas salvo en las de compresión, donde han de ser del mismo material que el de ensayo. El ancho de los tacones debe de ser el mismo que el de cada probeta, y sus dimensiones también se recogen en la Tabla 6-2.

Tabla 6–2. Dimensiones de los tacones y las probetas

Tipo de ensayo	Orientación de la fibra	Largo (mm)	Ancho (mm)	Espesor (mm)	Largo de los tacones (mm)
Tracción	0°	250	15	1	56
Compresión	0°	80	12.5	2	37.5 ⁶
Tracción	90°	175	25	2	25 ⁷
Compresión	90°	80	12.5	2	37.5
Tracción	±45°	250	25	2	50

La información que ofrece el proveedor sobre la resina y el preimpregnado es bastante limitada, de manera que antes de comenzar a fabricar los paneles de los que se extraerán las probetas de ensayo, se decide fabricar dos paneles de prueba para esclarecer los siguientes datos:

- El efecto del número de láminas sobre el espesor global del laminado una vez curado. El proveedor indica un espesor medio del *prepreg* de 0.36 mm, hecho contrastado posteriormente en el laboratorio. Sin embargo, para saber cuantas láminas son necesarias cortar para obtener un espesor del laminado determinado, se seguirá una ley proporcional con el espesor de los paneles de prueba fabricados previamente.
- La necesidad de aplicar o no presión durante el curado en autoclave. El proveedor de la resina ofrece información sobre los tiempos y temperaturas de curado (Figura 6-2), pero no se conoce si el curado debe realizarse sin presión o con presión. Para verificarlo, se fabrican dos paneles diferentes, uno sin presión y otro con presión y se obtienen muestras del material para observarlas al microscopio. La presencia de poros o la diferencia en la distribución de la resina y la fibra pueden ser indicadores de que el material pueda necesitar presión durante el curado.

⁶ Más tarde, por precaución, se fabricarán unos 10 mm más largas las probetas de compresión, pero conservando la indicación más importante de la norma, que es la de dejar un espacio libre de 5 mm en el centro de la probeta.

⁷ Longitud recomendada indicada por la norma. No obstante, la norma es laxa en este sentido y permite aumentar la longitud de los tacones hasta cuanto sea necesario. Por indicación del personal del laboratorio, se decide finalmente fabricar estos tacones a 50 mm.

En el apartado siguiente se describe brevemente el procedimiento seguido para la fabricación de estos paneles de prueba, y las conclusiones obtenidas.

6.2 Fabricación de paneles de prueba

Como se indicó anteriormente, se decide fabricar en el laboratorio dos paneles de prueba para observar el material al microscopio y medir su espesor. Los pasos seguidos para ello (corte del material, apilado de las láminas, preparación de la bolsa de vacío y curado en autoclave) se detallarán extensivamente en los próximos subapartados. Los paneles de prueba se fabrican con unas dimensiones de 10cmx10cm, y constan de 5 láminas cada uno, con la fibra unidireccional. En la Figura 6-3 se observa uno de los paneles preparado en la bolsa de vacío para ser curado en el autoclave, y el aspecto que tiene inmediatamente después de haber sido curado. De esta manera, el primer panel ha sido fabricado sin presión y el segundo con una presión de 1 bar.

La prueba de espesores utilizando un micrómetro de dos caras planas muestra una pequeña diferencia entre el espesor de ambos paneles. El espesor del panel fabricado sin presión tiene un espesor de 0.85 mm y el panel del material fabricado con presión tiene un espesor de 0.8 mm. Estos resultados distan de la superposición de lo que mide cada capa por separado cuando el material está preimpregnado sin curar (0.36 mm).

Por otra parte, para observar el material al microscopio, se fabrican dos muestras por panel (una con la fibra a 0°, y otra a 90°) siguiendo el procedimiento de encapsulado y lijado de muestras detallado en el Anexo I.



RESINE EPOXY P/3

RESINE EPX polymérisée pure (sans le tissu)

Tensile		
Modulus of elasticity	N/mm2	3700
Maximum resistance	N/mm2	65
Resistance at break	N/mm2	65
Elongation at max. resistance	%	2
Elongation at break	%	2
Flexion		
Modulus of elasticity	N/mm2	3700
Maximum resistance	N/mm2	152
Elongation at max. load	%	5.8
Elongation at break	%	6.5
Compression		
Compressive yield strength	N/mm2	
Offset compressive yield	%	
Charpy impact strength	KJ/m2	14
Resilience		
Water absorption 48 h/70°C	%	
Glass Transition / DSC		
Tg 1	°C	104
Tg 1 max		112

Cycle de polymérisation recommandé :

- 12H à 30 °C
- 4H à 60 °C
- 2H à 120 °C

Post cuisson possible à partir de 80 °C et jusqu'à 150 °C
Conserver les pré-impregnés à l'abri de l'humidité

Figura 6-2. Información técnica sobre la resina del material preimpregnado

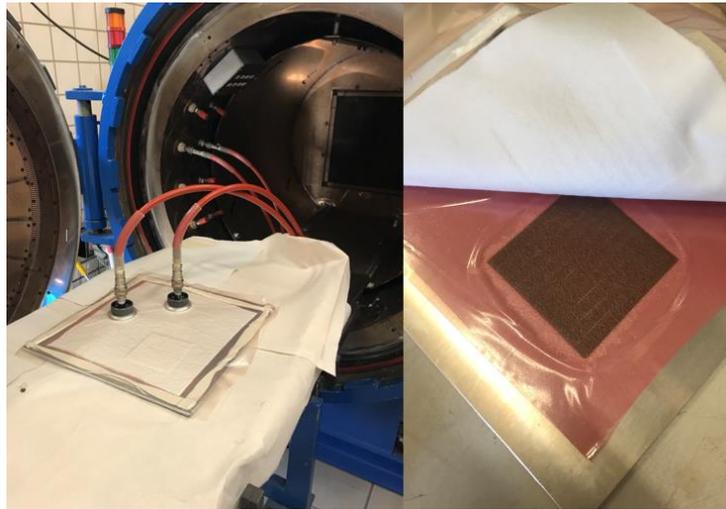


Figura 6-3. Uno de los paneles de prueba antes y después de su curado

En la Figura 6-4 se pueden observar las diferencias entre el material curado sin presión y con presión cuando ha sido lijado y se observa al microscopio del laboratorio a 50 aumentos. En la Figura 6-4A y 6-4B, se observa el material curado sin presión en las direcciones longitudinales y transversales de fibra, respectivamente. Análogamente, se representa lo mismo para el material curado con presión de 1 bar en la Figura 6-4C y 6-4D. Como se puede observar, no se contempla porosidad en ningún caso, pero sí diferencias notorias en cuanto a la distribución de la resina con respecto a la fibra, siendo esta distribución mucho más homogénea en el caso del material curado con presión de 1 bar. De hecho, en la Figura 6-4B se puede apreciar cómo se queda gran parte de la resina en la zona superior como consecuencia de la no aplicación de presión durante el curado.

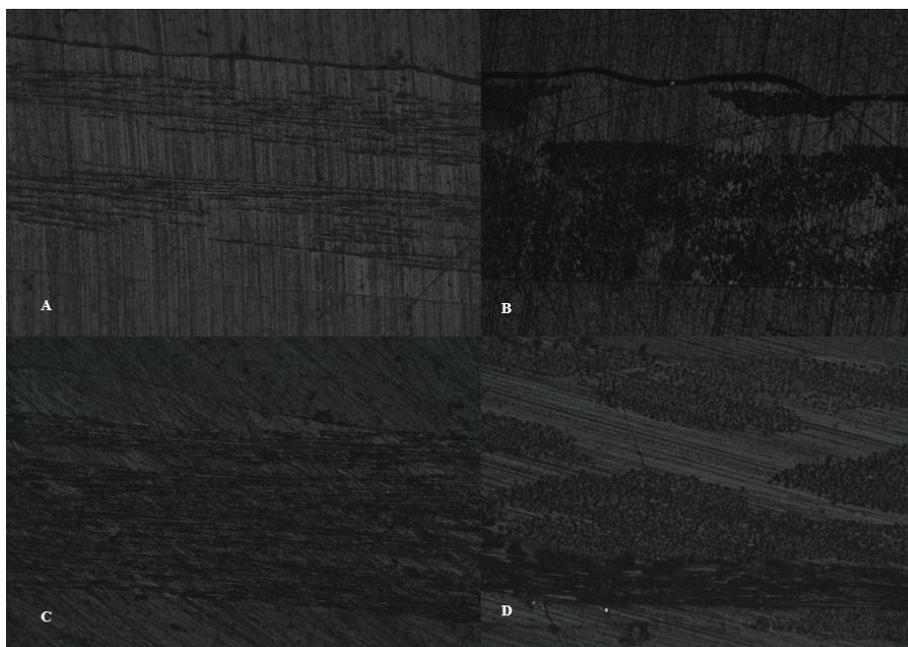


Figura 6-4. Micrografías del laminado fabricado sin (A-B) y con presión (C-D)

Por tanto, una vez observadas las micrografías, se decide fabricar el resto de los paneles con una presión de 1 bar, teniendo en cuenta que el número de láminas necesarias para cada laminado será el recogido en la Tabla 6-3:

Tabla 6-3. Láminas necesarias para las probetas

Tipo de ensayo	Orientación de la fibra	Espesor (mm)	Número de láminas	Panel
Tracción	0°	1	7	1
Compresión	0°	2	14	2
Tracción	90°	2	14	3
Compresión	90°	2	14	4
Tracción	±45°	2	14	5
Compresión (tacones)	0°	2	14	TC1
Compresión (tacones)	90°	2	14	TC2

A los cinco paneles descritos en la Tabla 6-2, se han de añadir dos paneles adicionales para los tacones de las probetas de compresión, ya que ambos (probetas y tacones) deben estar hechos del mismo material en el caso de los ensayos de compresión. Del mismo modo, aunque cada panel es perfectamente reconocible por sus dimensiones y orientaciones de fibra, se les identificará como se muestra en la Tabla 6-3.

6.3 Corte y apilado de láminas

Una vez determinados todos los parámetros necesarios para la síntesis óptima del material, se procede a la fabricación de todos los paneles. Serán necesarios en total siete paneles, uno para cada tipo de ensayo, y dos paneles adicionales para los tacones de los ensayos de compresión. Para ello, con ayuda de reglas, escuadra, cartabón y un bolígrafo se realizan las marcas necesarias en el material para plantear los cortes (Figura 6-5A). Los cortes del material se realizan con un cúter teniendo en cuenta que esté siempre bien afilado ya que los cortes suelen degradar las cuchillas, especialmente aquellos cortes transversales a la fibra. Los cortes de las láminas se realizan intentando aprovechar al máximo el material disponible y desechar el mínimo posible. Todas estas operaciones se realizan en la sala limpia del LERM, espacio específico habilitado para este tipo de tareas, con un ambiente controlado en cuanto a humedad y temperatura y una ligera sobrepresión para evitar la inclusión de partículas indeseadas durante el proceso de fabricación de los paneles (Figura 6-5B).



Figura 6-5. Proceso de corte del *prepreg* y condiciones higrótérmicas de la sala limpia

Para diseñar las dimensiones de los paneles se tiene en cuenta el tamaño de las probetas de la Tabla 6-2 y el número de probetas necesarias, añadiendo algunos centímetros de sobra en el ancho y largo de cada panel para ir con cierta seguridad y por tanto no se necesiten fabricar más paneles. En la Figura 6-6 se muestran todas las láminas cortadas, señalando los paneles a los que pertenece cada una conforme a la identificación indicada en

la Tabla 6-3.

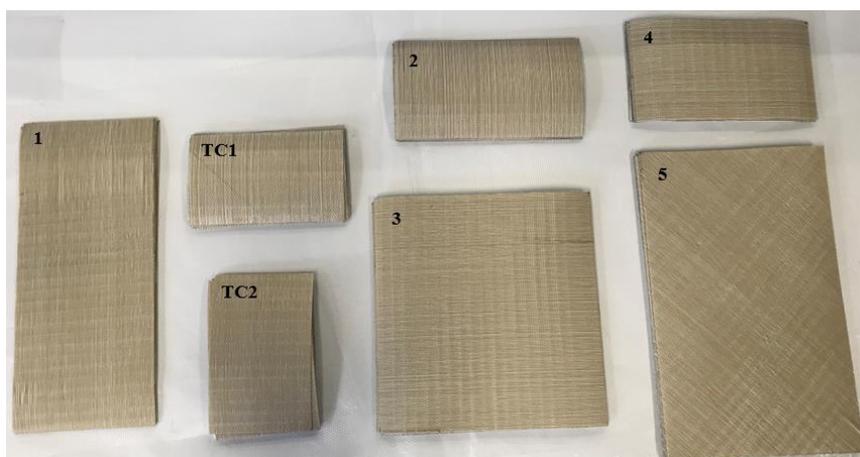


Figura 6-6. Láminas antes de ser apiladas

Una vez cortadas todas las láminas, se procede a su apilado. Con cuidado, y haciendo uso de una escuadra de aluminio cuando sea necesario (Figura 6-7A), se deposita una lámina encima de la otra retirando las películas protectoras de epoxy. Las láminas se apilan una encima de la otra usando una espátula para evacuar el aire que se pueda quedar entre las láminas al pegarlas (Figura 6-7B), sujetándolas por los bordes en todo momento para no tocar las caras que van a estar en contacto. La dirección de apriete de la espátula debe llevar la orientación de la fibra, y esta presión se debe de aplicar desde el centro del laminado hasta sus bordes y no al revés. Esta tarea es sencilla ya que las secuencias de apilado son siempre las mismas (los laminados son unidireccionales, salvo el Panel 5). Para minimizar el aire que pueda quedar dentro del laminado, cada cuatro láminas consecutivamente apiladas, se hace vacío durante unos 10 minutos en el laminado (Figura 6-7C).

Una vez fabricados los laminados en fresco, están listos para ser curados. Cabe destacar que, siempre que no se terminen de ejecutar estas tareas de trabajo con los *prepregs*, estos deben ser guardados en una bolsa termosellada debidamente etiquetada y depositada en el congelador del laboratorio a unos -19°C , para evitar que la resina quede expuesta a la humedad y temperatura ambiental y se estropee.



Figura 6-7. Proceso de apilado

6.4 Preparación de la bolsa de vacío y curado

El curado de la resina del material compuesto es el paso final de la fabricación de un material compuesto de estas características. El material se sintetiza fundamentalmente por el curado, que hace que la resina polimerice. Para ello, se introduce el material en el autoclave durante un tiempo y temperatura determinados (Figura 6-2) y bajo unas ciertas condiciones de presión, en este caso de 1 bar.

Para el curado, el material se introduce en una bolsa de vacío que se deposita sobre una plancha de aluminio en este caso, estando dicha bolsa compuesta por los siguientes elementos:

1. Bolsa de vacío
2. *Airweave* (para que se haga el vacío en la cara superior de los paneles de manera homogénea)
3. Dos tomas de vacío
4. Dos láminas desmoldeantes de teflón entre las que se colocan los paneles que se van a curar
5. Un marco de cromato para sellar la bolsa y evitar que haya pérdidas en el vacío

En la Figura 6-8 aparecen todos estos elementos enumerados conforme a la lista anterior. La bolsa debe ser lo suficientemente grande como para albergar a los paneles y se haga vacío de manera correcta. La bolsa de vacío

es fundamental para que los paneles estén bien compactados y se evite la pérdida de volátiles durante el curado.

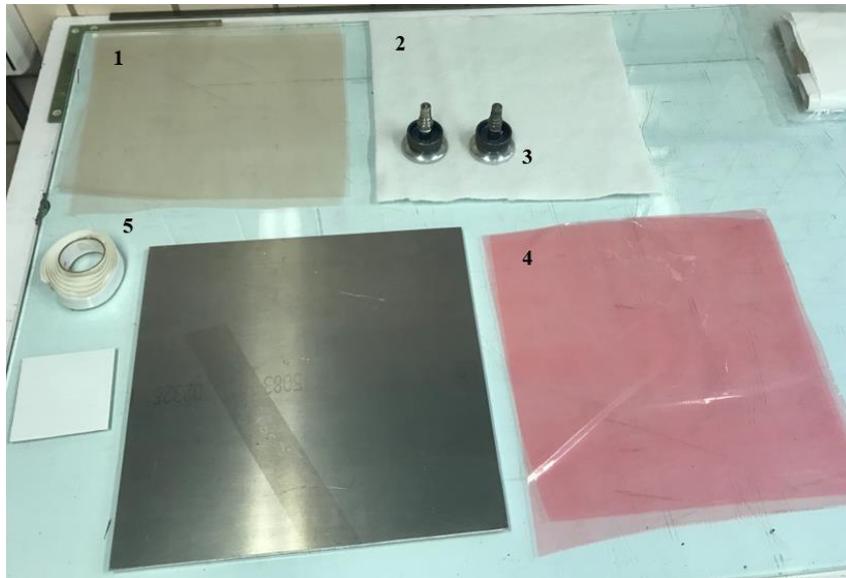


Figura 6-8. Componentes de la bolsa de vacío

El *airweave* y las láminas de desmoldeante se cortan de un tamaño ligeramente menor al que tendrá el marco de cromato, sin que entren en contacto y evitando posibles futuras pérdidas en el vacío. La bolsa de vacío, en cambio, se corta de un tamaño mayor ya que va pegada a los bordes de cromato y es la responsable de que se haga el vacío en el conjunto. Al pegar la bolsa al marco de cromato, se debe poner especial atención a las esquinas ya que es un sitio sensible a las pérdidas en el vacío, por lo que se aplica presión con una espátula.

Para evitar que la resina fluya de un panel a otro durante el curado, se separan los paneles con cintas de corcho, y se coloca todo el conjunto a una distancia prudencial de los bordes de la bolsa y las tomas de vacío. Los paneles quedan configurados conforme a la Figura 6-9A. En la Figura 6-9B está la bolsa con el vacío hecho ya metida en el autoclave.

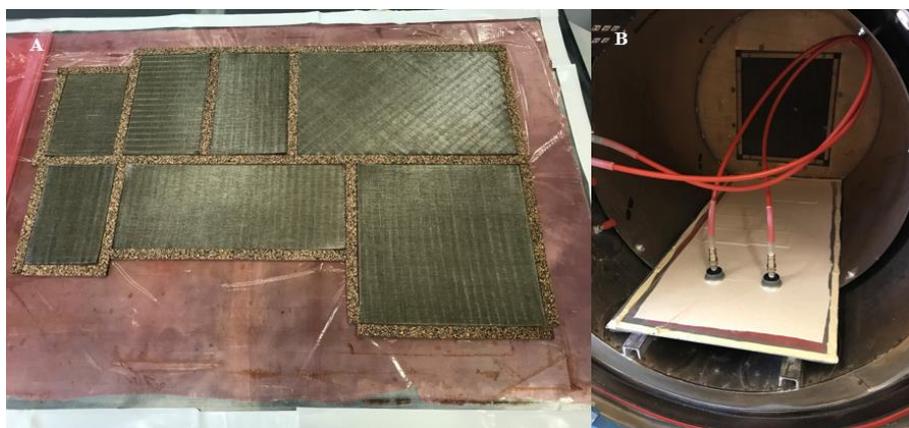


Figura 6-9. Bolsa de vacío antes del curado en autoclave

En la Figura 6-10 se aprecia la evolución de la temperatura asociada al ciclo de curado, siguiendo las especificaciones del proveedor.

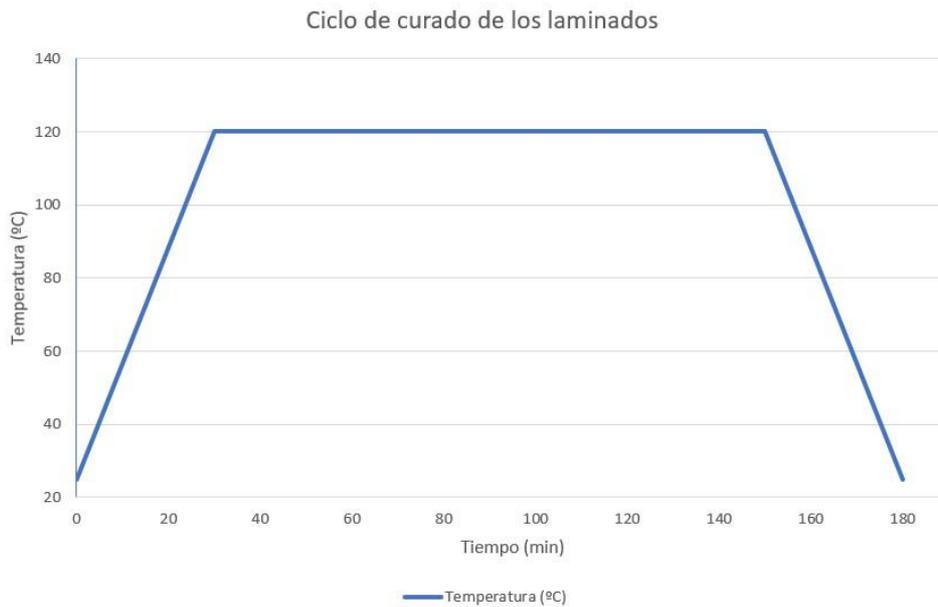


Figura 6-10. Evolución de la temperatura del ciclo de curado de los paneles de basalto

Debido al demandado uso del autoclave, se escoge el ciclo más corto (el de 2 horas a 120 °C). Tras unas 3 horas (se introducen rampas de subida y bajada de media hora al principio y al final del ciclo para que los paneles no sufran cambios de temperatura bruscos), el material ya está curado, y una vez extraído del autoclave y abierta la bolsa, tiene el aspecto de la Figura 6-11. A partir de estos paneles se obtendrán las probetas de ensayo.



Figura 6-11. Bolsa de vacío después del curado en autoclave

6.5 Preparación de las probetas

Una vez fabricados los paneles en el autoclave, el material está listo para la preparación de las probetas. Para optimizar el proceso de fabricación, las probetas se extraerán de los paneles una vez pegados los tacones, y no al revés. Antes de pegar los tacones, se resanan los bordes de los paneles para retirar restos de resina que haya fluido dejando los extremos irregulares. Para que los cortes sean precisos, estos se ejecutan lentamente con una

máquina de corte de disco con punta de diamante disponible en el taller del laboratorio (Figura 6-12). Los cortes se hacen añadiendo agua simultáneamente para refrigerar la zona de corte, evitando alteraciones en el material como consecuencia de las altas temperaturas generadas por la fricción.



Figura 6-12. Resanamiento con la máquina de disco con punta de diamante

Los tacones se utilizan para que las mordazas no afecten a los extremos de las probetas, ya que los estados tensionales causados por las mordazas pueden ocasionar la invalidez de los resultados de los ensayos en caso de que, por ejemplo, las probetas se rompieran por las zonas de agarre.

Antes de pegar los tacones, se lija la superficie tanto de los tacones como de los paneles por las zonas en las que se van a pegar los tacones. El objetivo de este lijado es el de favorecer un acabado superficial correcto para el pegado de los tacones. El lijado se realiza nuevamente en el taller del laboratorio con una taladradora a la que se le ha adosado una lija de 240 mm, y con la ayuda de una prensilla se fijan los paneles para que el proceso sea más sencillo. En la Figura 6-13A-B se puede contemplar el lijado tanto de los paneles de fibra de vidrio (de los que se extraen los tacones de los ensayos de tracción) como los de fibra de basalto.



Figura 6-13. Lijado de tacones de fibra de vidrio y paneles de fibra de basalto

Posteriormente, se cortan los tacones adaptando los tacones a la geometría de los paneles haciendo uso de la máquina de corte del taller. Para el dimensionamiento de los tacones, se tiene en cuenta el ancho de los paneles, y para el largo, los datos de la Tabla 6-2. Una vez listos los tacones y los paneles, se puede proceder al pegado de los tacones.

Para pegar los tacones a los paneles, se opta por utilizar el adhesivo AF-163-2-K.06. Este adhesivo consiste en un *film* que se corta siguiendo el contorno de los tacones, y una vez retirada la capa protectora, se coloca entre el tacón y los paneles, manteniéndolos juntos en primer lugar con una pinza y posteriormente con cinta de alta temperatura (Figura 6-14). Esta cinta, además de actuar como estabilizador al fijar la posición del tacón con respecto a los paneles, también se utiliza para proteger al propio panel de que la resina fluya durante su curado, alterando al material.



Figura 6-14. Colocación del adhesivo para pegar los tacones a los paneles

El curado del adhesivo se realiza nuevamente en autoclave. El ciclo de curado de este adhesivo se realiza a una temperatura superior a la temperatura a la que se ha curado la fibra de basalto (125°C el adhesivo, 120°C el basalto). Sin embargo, el fabricante del *prepreg* indica que se puede permitir un post-curado de hasta 150 °C (Figura 6-2). De esta manera, se fabrica una bolsa de vacío y se cura el adhesivo (Figura 6-15A-B), evolucionando la temperatura del autoclave conforme a la mostrada en la gráfica de la Figura 6-16. La presión de curado aplicada durante el curado es de 0.9 bar, conforme a las especificaciones del fabricante del adhesivo.

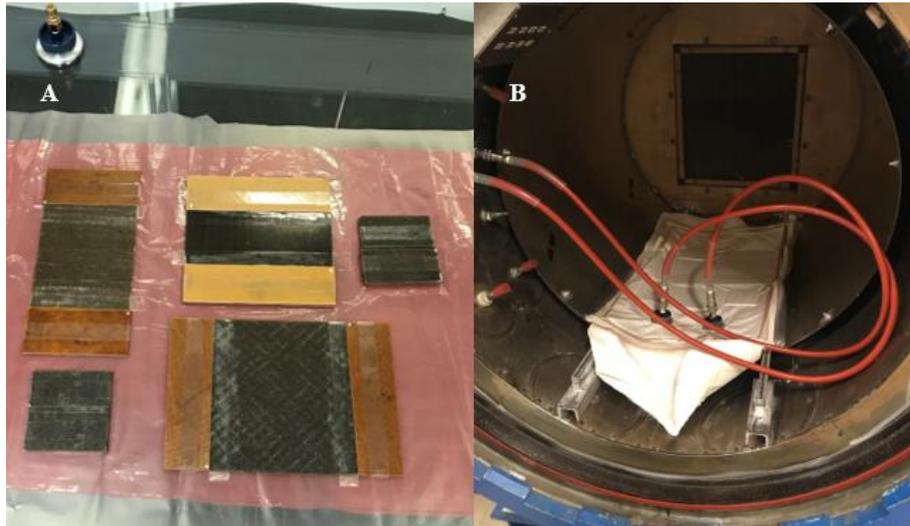


Figura 6-15. Preparación de bolsa de vacío y curado del adhesivo

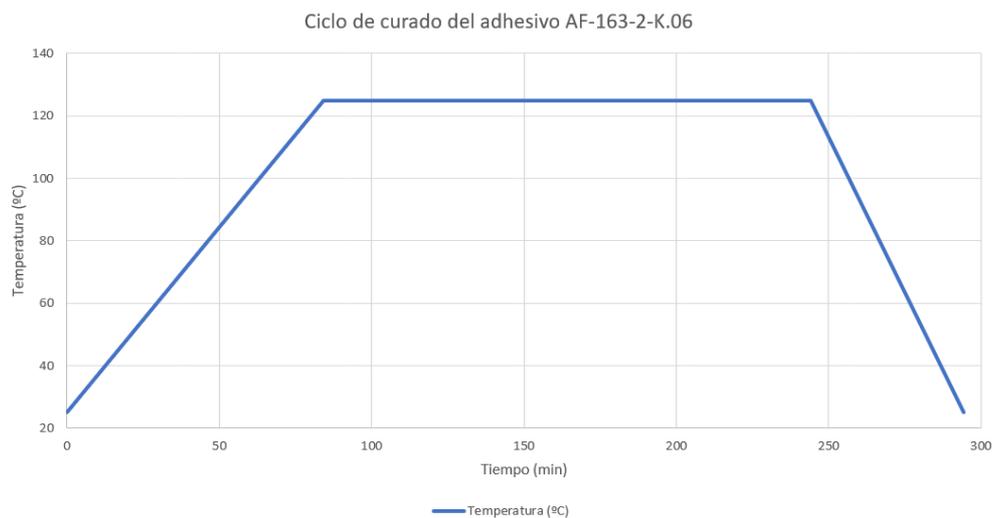


Figura 6-16. Evolución de la temperatura para el curado del adhesivo

Una vez curado el adhesivo, se retira la cinta de alta temperatura y los restos de adhesivo que hayan podido fluir por fuera de la intercara tacones-paneles. Esta tarea se antoja harto difícil en el caso de los tacones de compresión, ya que el espacio libre entre tacones es de 5 milímetros y el adhesivo curado se ha acumulado en este hueco (Figura 6-17). Para retirarlo, se recurre al uso de la fresadora del taller, y con la ayuda del jefe del laboratorio, se retira el adhesivo restante. El taladro utilizado es de 4.5 milímetros de diámetro nominal para respetar los 5 milímetros de espacio libre reglamentarios (Figura 6-18).

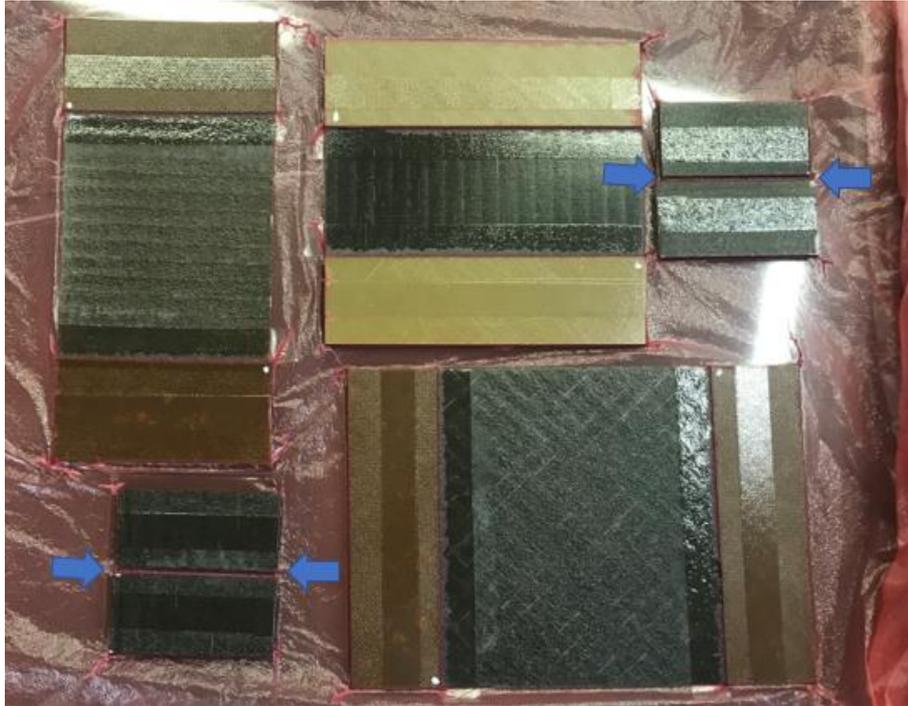


Figura 6-17. Adhesivo restante en las probetas de compresión



Figura 6-18. Resanamiento del centro de los paneles de compresión con la fresadora para retirar el adhesivo

Además de con la fresadora, si queda algún resto de adhesivo en el espacio libre de la probeta, se puede retirar rascando con cuidado con un destornillador para obtener un mejor acabado de las probetas. El aspecto de las probetas de compresión una vez que se ha retirado el adhesivo es el de la Figura 6-19.

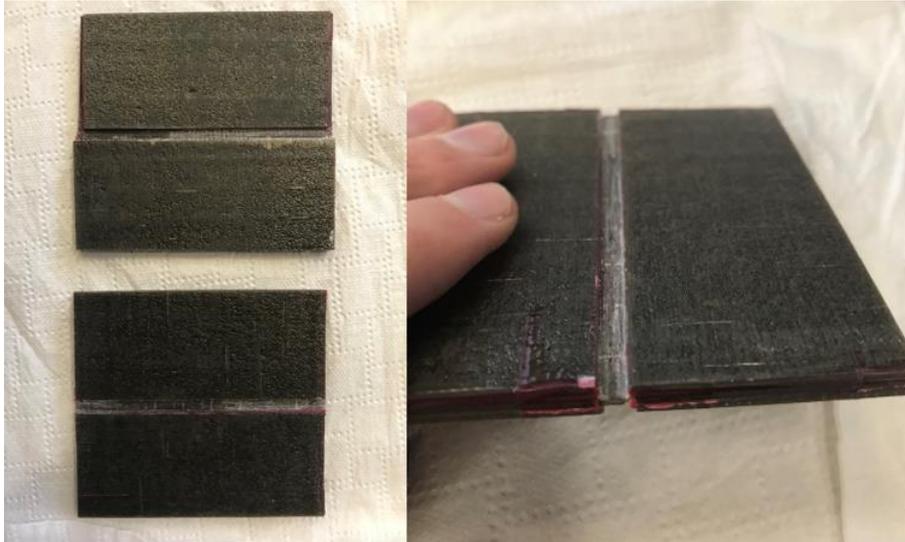


Figura 6-19. Paneles de compresión tras resanar el adhesivo sobrante

Por último, se cortan los paneles con la máquina de corte (Figura 6-20) con cuidado y teniendo en cuenta las dimensiones de probeta de la Tabla 6-2 usando un pie de rey. El aspecto final de todos los paneles se muestra en la Figura 6-21.



Figura 6-20. Corte de los paneles



Figura 6-21. Aspecto final de todas las probetas cortadas

Para medir las probetas, se hacen varias medidas de los espesores y los anchos de cada probeta, usando respectivamente un calibre de dos caras planas y uno de pie de rey (Figuras 6-22A y B), y posteriormente se hace la media. Las dimensiones de las probetas que se van a utilizar para el cálculo de área de las secciones quedan reflejadas en la Tabla 6-4.

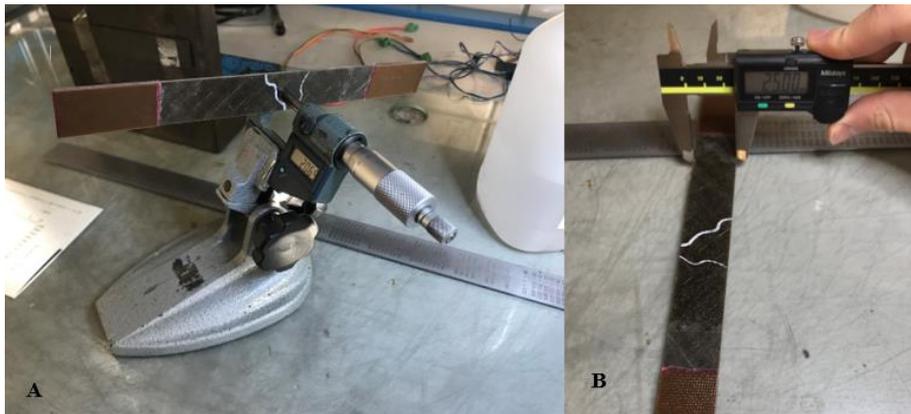


Figura 6-22. Medición del ancho y espesor de las probetas

Tabla 6-4. Dimensiones de las probetas

Panel	Largo (mm)	Probeta	Ancho (mm)	Espesor (mm)	Área (mm ²)
1 (tracción 0°)	250	1	15.42	1.06	16.35
		2	15.25	1.07	16.32
		3	15.30	1.06	16.22
		4	15.32	1.08	17.63
		5	15.13	1.10	16.64
2 (compresión 0°)	80	1	11.98	1.67	20.01
		2	12.87	1.80	23.17
		3	12.47	1.94	24.19
		4	12.54	1.84	23.07
		5	12.38	1.81	22.41
3 (tracción 90°)	175	1	24.87	2.02	50.24
		2	24.88	2.00	49.76
		3	24.87	2.02	50.24
		4	24.75	2.03	50.24
		5	24.91	2.03	50.57
		Extra	24.92	2.00	49.84
4 (compresión 90°)	80	1	12.34	1.81	22.34
		2	12.41	1.84	22.83
		3	12.44	1.85	23.01
		4	12.25	1.80	22.05
		5	12.49	1.74	21.73
5 (tracción ±45°)	250	1	24.11	2.03	48.94
		2	24.94	2.04	50.88
		3	24.82	2.08	51.63
		4	24.95	2.09	52.15
		5	24.93	2.10	52.35
		Extra	24.96	2.01	50.17

Para los ensayos, se van a colocar galgas extensométricas en tres probetas de tracción a 0° y del ensayo de cizalladura. Las galgas extensométricas permiten registrar con mayor precisión las deformaciones de los ensayos. En el próximo subapartado se mostrará el proceso de colocación de las galgas.

6.6 Colocación de galgas extensométricas

Como se comentó anteriormente, se van a colocar galgas extensométricas biaxiales en tres probetas del Panel 1 y del Panel 5. Estas se necesitan para el cálculo del coeficiente de Poisson ν y la rigidez a cortadura G_{12} , ya que ofrecen información sobre las deformaciones transversales a la dirección del eje de la probeta. Las bandas extensométricas que se van a colocar son de 120 ohmios de la marca HBM, tipificadas como 3/120 XYXY31.

Para ello, es necesario preparar la superficie de las probetas lijándolas por la parte central con una lija de 240 mm (Figura 6-23A). A continuación, se retiran los restos de polvo del material con isopropanol (Figura 6-23B).



Figura 6-23. Preparación de la superficie de la probeta para pegar las bandas

Las galgas se colocan justo en el centro, para lo cual se hace una marca en el centro usando un calibre de altura y uno de pie de rey (Figura 6-24A-B).



Figura 6-24. Marcado del centro de la probeta

Una vez hecha la marca, se pega la galga al centro de la probeta. Para ello, se manipula la galga con unas pinzas evitando tocar las zonas sensibles de esta, y, dejando la galga sobre una superficie previamente limpiada, se pega sobre la probeta con la ayuda de cinta adhesiva. La cara más brillante es la que debe quedar expuesta (Figura 6-25).

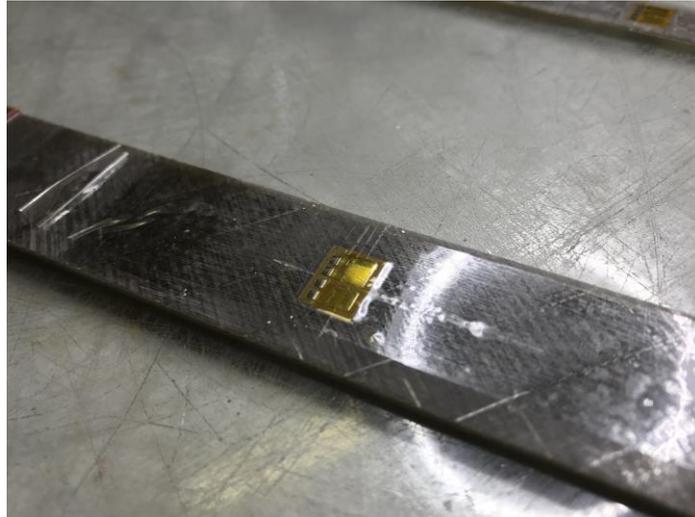


Figura 6-25. Primer pegado de la banda en el centro con cinta adhesiva

Ahora, para que la banda se pegue de forma permanente, se utiliza el adhesivo rápido Z70, que se aplica levantando la cinta con la galga, extendiendo en primer lugar un catalizador (de color azul, en la Figura 6-26) sobre la superficie de la probeta y la galga, y posteriormente el adhesivo sobre la probeta en la parte que se pegará la banda. La galga se pega con cuidado con la ayuda de una cinta de teflón, y una vez colocada, se aplica presión durante unos 20 segundos aproximadamente hasta que la banda ha quedado pegada. Todos los materiales que se han descrito para pegar las banda extensométricas a las probetas aparecen en la Figura 6-26.



Figura 6-26. Pegado de bandas con el adhesivo Z70

Cuando las bandas ya están pegadas, se procede a conectar los cables a los terminales de las bandas. Para ello, se adecúan los cables que se van a utilizar estañándolos, para lo que se aplica un poco de decapante universal sobre la punta de los cables y aportando estaño utilizando un soldador. A continuación, para conectar los cables a los terminales, se deben raspar los terminales con un rotulador de fibra de vidrio para que se pueda hacer contacto. Luego, se sueldan unas pequeñas bolitas de estaño sobre dichos terminales para facilitar la

unión entre terminales y cables. Los materiales descritos para esta fase de las bandas aparecen en la Figura 6-27, y el resultado final de las bandas pegadas a la probeta, en la Figura 6-28.



Figura 6-27. Instrumental para la adecuación de cables para la conexión con los terminales de las bandas

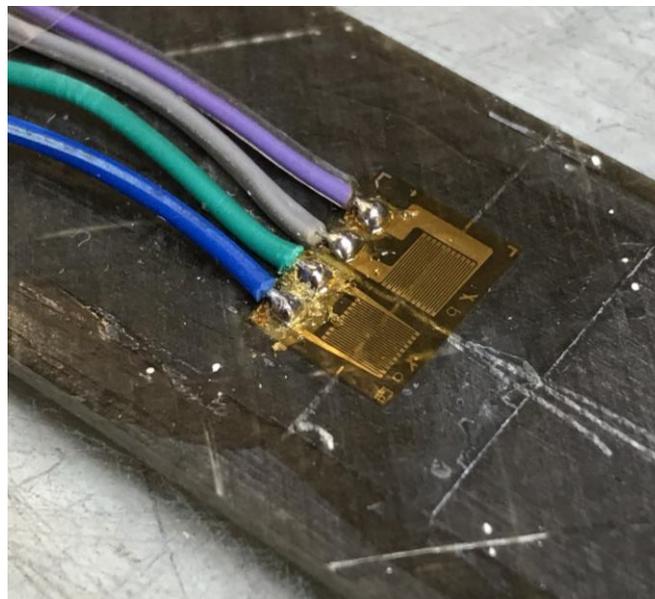


Figura 6-28. Resultado final de la banda extensométrica en una de las probetas

Una vez pegada la banda extensométrica, se pegan los cables a la probeta con cinta adhesiva para evitar pérdidas de contacto cada vez que se manipulen las probetas, estando ya listas para ser ensayadas.

7 CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL COMPUESTO DE FIBRA DE BASALTO (II): ENSAYOS MECÁNICOS

La caracterización mecánica de un material compuesto de fibra se puede realizar mediante una serie de ensayos normalizados que determinan, bajo ciertas condiciones y requisitos, algunas de las constantes del material, así como los valores de sus resistencias.

La máquina con la que se han realizado los ensayos es una INSTRON 4482. Esta es una máquina de ensayos universal (Figura 7-1A), conectada al software *LABVIEW™ 5.1* (Figura 7-1B) que ofrece a tiempo real las variables del ensayo (carga aplicada y desplazamiento de la cruceta). Además, se pueden ver las deformaciones en caso de utilizar bandas extensométricas y la apertura del extensómetro cuando se utiliza un extensómetro.

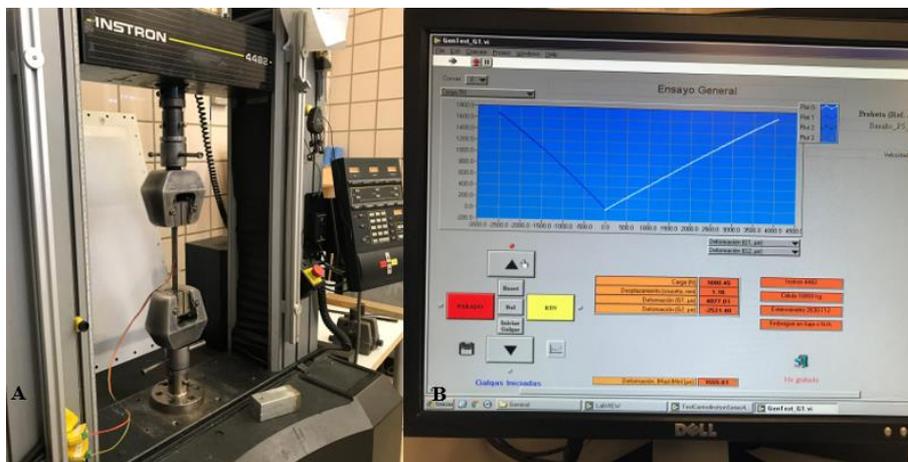


Figura 7-1. Máquina de tracción universal INSTRON 4482 y software para el seguimiento y control de los ensayos

Para este trabajo, se han realizado los ensayos para obtener las propiedades que se indican en la Tabla 6-1. Cada norma especifica cómo debe ser el seguimiento de todos los parámetros del ensayo, y también el cálculo de las variables de interés. De esta manera, se hacen a continuación una serie de definiciones generales y particulares a todos los ensayos y que se presentan de manera previa para facilitar el análisis e interpretación de los resultados.

7.1 Definiciones previas

Aunque son nociones básicas de la Elasticidad tratadas durante el transcurso del trabajo, los ensayos se realizan aplicando cargas de tracción o compresión (según qué ensayo) a las probetas. De esta manera, las variables elásticas de interés son las tensiones (Ecuación 7-1) y las deformaciones (Ecuación 7-2).

$$\sigma = F/A \quad (7-1)$$

$$\varepsilon = \Delta L/L \quad (7-2)$$

Donde las tensiones (en megapascuales, MPa) se calculan fácilmente dividiendo la carga aplicada (en newtons) por el área de la sección de la probeta (las áreas de las secciones de cada probeta se calculan con los datos de la

Tabla 6-4 en mm²). Las deformaciones se obtienen directamente de los resultados cuando se utilizan bandas extensométricas (aquí se ofrece el valor en microdeformaciones, $\mu\epsilon$), pero cuando se utiliza el extensómetro, las deformaciones se calculan dividiendo la apertura del extensómetro por la longitud del extensómetro (de 50 milímetros, Figura 7-2.). En todo caso, las deformaciones se expresarán en porcentaje. Calculadas las tensiones y deformaciones, se puede obtener la gráfica de σ - ϵ (Figura 7-3).



Figura 7-2. Extensómetro de 50 milímetros

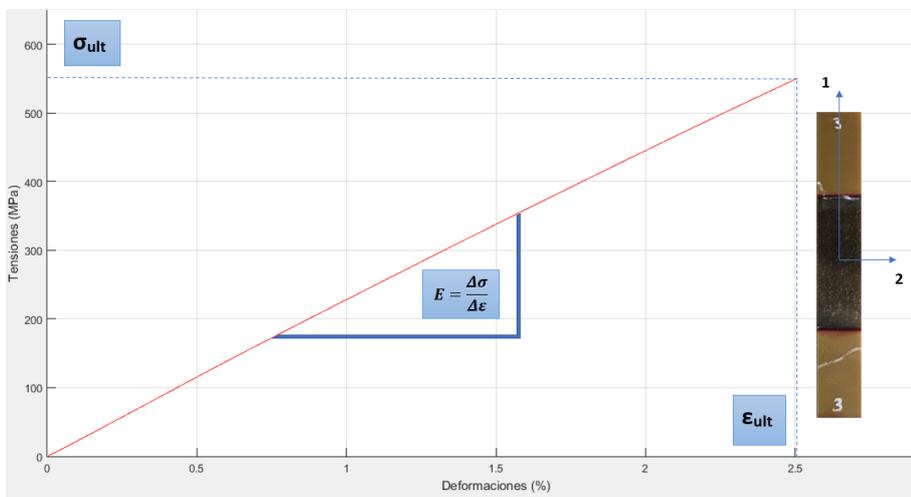


Figura 7-3. Gráfica típica de tensión-deformación, con las variables de interés

En caso de no poder obtener las deformaciones (como es el caso de los ensayos de compresión, en los que se han obtenido solamente las resistencias), se mostrará la curva de carga-desplazamientos.

Por otro lado, las **resistencias** se obtendrán del valor de las tensiones más alto que se ha alcanzado durante el ensayo (en su valor absoluto, ya que en las compresiones estas serán negativas):

$$\sigma_{ult} = F_{ult}/A \tag{7-3}$$

En cuanto a las **constantes del material**, se calcularán 4 en total⁸:

1. **E_{11}** : el módulo de elasticidad en la dirección de la fibra se determina mediante el ensayo de tracción a 0°, y se corresponde con la pendiente de la curva de tensión-deformación. Siguiendo la norma, el rango de deformaciones a efectos del cálculo de la E_{11} es de entre 1000 y 3000 $\mu\epsilon$ ⁹, o lo que es lo mismo:

$$E_{11}[\text{GPa}] = \frac{\sigma(\epsilon \approx 3000\mu\epsilon) - \sigma(\epsilon \approx 1000\mu\epsilon)}{3000 \cdot 10^{-6} - 1000 \cdot 10^{-6}} \cdot 10^{-3} \quad (7-4)$$

donde las tensiones (denominador) están en MPa, y las deformaciones (numerador) en tantos por uno.

2. **ν_{12}** : el coeficiente de Poisson se calcula mediante el ensayo de tracción a 0° como el cociente entre las deformaciones transversales (ϵ_{22}) y longitudinales (ϵ_{11}) cuando las longitudinales varían entre 1000 y 3000 $\mu\epsilon$, o sea:

$$\nu_{12} = \frac{\epsilon_{22}(\epsilon_{11} \approx 3000\mu\epsilon) - \epsilon_{22}(\epsilon_{11} \approx 1000\mu\epsilon)}{2000} \quad (7-5)$$

3. **E_{22}** : el módulo de elasticidad en la dirección perpendicular a la fibra se calcula mediante el ensayo de tracción a 90° de manera similar a la E_{11} :

$$E_{22}[\text{GPa}] = \frac{\sigma(\epsilon \approx 3000\mu\epsilon) - \sigma(\epsilon \approx 1000\mu\epsilon)}{3000 \cdot 10^{-6} - 1000 \cdot 10^{-6}} \cdot 10^{-3} \quad (7-6)$$

4. **G_{12}** : el módulo de cizalladura tiene un significado análogo a E_{11} y E_{22} , pero con las deformaciones de cizalla γ_{12} , en las que se tienen en cuenta los efectos de las deformaciones longitudinales y transversales del ensayo de tracción a $\pm 45^\circ$:

$$\gamma_{12} = \epsilon_{11}(\text{longitudinales}) - \epsilon_{22}(\text{transversales}) \quad (7-7)$$

En este caso, para el cálculo de G_{12} , la norma indica que se utilicen los valores correspondientes al rango existente entre 1000 y 5000 $\mu\epsilon$, calculándose del siguiente modo:

$$G_{12}[\text{GPa}] = \frac{\sigma(\gamma_{12} \approx 5000\mu\epsilon) - \sigma(\gamma_{12} \approx 1000\mu\epsilon)}{5000 \cdot 10^{-6} - 1000 \cdot 10^{-6}} \cdot 10^{-3} \quad (7-8)$$

Además, para asegurar la validez de los ensayos, es preciso realizar un número determinado de tests (5 probetas de cada tipo) para que la muestra sea mínimamente significativa, y además que las roturas se produzcan en unos modos determinados que se detallan en las normas. Todos estos aspectos se evaluarán para cada ensayo por separado.

Para dar una idea de la dispersión o el nivel de repetitividad de los resultados, también para cada ensayo se expresarán los resultados en términos de la media (Ecuación 7-9), desviación típica (Ecuación 7-10) y coeficiente de variación (Ecuación 7-11).

$$\bar{x} = \sum_{i=1}^n x_i / n \quad (7-9)$$

⁸ En caso de no especificarse la dirección de las tensiones y deformaciones con subíndice, las variables están referidas al eje longitudinal de la probeta. Por otro lado, salvo que se indique lo contrario, las deformaciones están expresadas en tantos por millón (microdeformaciones).

⁹ Como en los ensayos es muy difícil obtener los valores exactos de 1000 y 3000 microdeformaciones, se buscan los valores más parecidos. Lo mismo ocurrirá para el cálculo del coeficiente de Poisson, para E_{22} y G_{12} .

$$s_{n-1} = \sqrt{\left(\sum_{i=1}^n x_i^2 - n\bar{x}^2\right)/(n-1)} \quad (7-10)$$

$$CV(\%) = 100 \times s_{n-1}/\bar{x} \quad (7-11)$$

Todos los cálculos necesarios para la obtención de las variables, resistencias, propiedades, gráficas, etc. se hacen utilizando el software de cálculo Matlab. En cada uno de los siguientes subapartados se especificarán los resultados obtenidos para cada ensayo, haciendo referencia a los aspectos asociados a cada uno de ellos y analizando los modos de rotura para verificar su validez.

7.2 Ensayo de tracción a 0° (P1)

Para realizar los ensayos mecánicos, la célula de carga utilizada debe de ser de 150kN y, en el caso de los ensayos de tracción, las mordazas de caras planas y de 0-6 mm. Para asegurar que las cargas sean perfectamente axiales a su eje, las probetas deben ser colocadas en posición vertical, para lo cual se puede utilizar una escuadra, y finalmente apretando las mordazas fuertemente para que no ocurran deslizamientos entre las mordazas y la probeta durante el ensayo que afecten al desplazamiento de la cruceta.

Como se indicó al final del capítulo de Fabricación, en tres de las cinco probetas del P1 se han colocado bandas extensométricas biaxiales para el cálculo del coeficiente de Poisson. En la Figura 7-4 se muestran las probetas de tracción a 0° antes del ensayo.

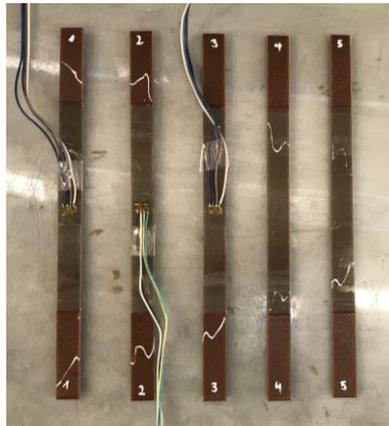


Figura 7-4. Probetas de tracción a 0°

Los ensayos se realizan a una velocidad de 2 milímetros por minuto, y en el caso de las probetas que llevan extensómetro, el ensayo debe de pararse antes de que la probeta rompa. Por este motivo, se muestran por separado las gráficas de tensión-deformación de las probetas del P1 (Figuras 7-5 y 7-6).

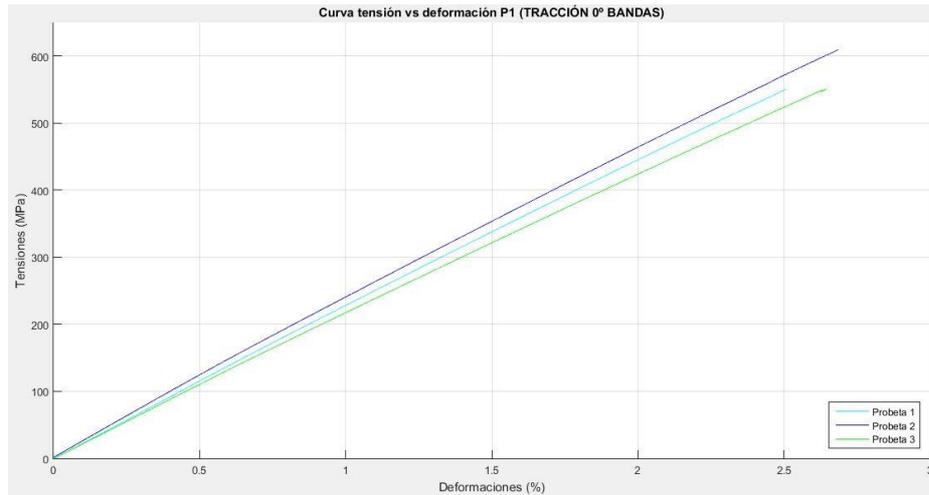


Figura 7-5. Ensayos de tracción a 0° con bandas extensométricas

En ambos casos se puede observar el comportamiento lineal esperable de los laminados unidireccionales, así como una pequeña dispersión de los resultados, tanto para resistencias como para las pendientes, que es de donde se obtiene E_{11} .

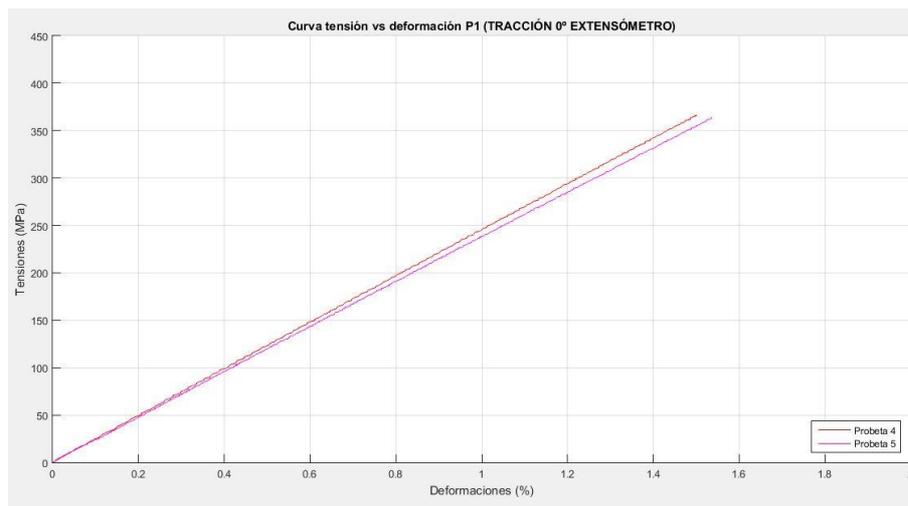


Figura 7-6. Ensayos de tracción a 0° con extensómetro

Los resultados y el cálculo de las variables descritas inicialmente se reflejan en la Tabla 7-1:

Tabla 7-1. Resultados del ensayo de tracción a 0°

Propiedad	Probeta	Resultado	Media	Desviación típica	Coefficiente de variación (%)
X_t (MPa)	1	551.20	561.74 MPa	(±) 29.32 MPa	5.22%
	2	609.61			
	3	550.81			
	4	565.40			
	5	531.67			
E_{11} (GPa)	1	23.22	23.83 GPa	(±) 1.167 GPa	4.90%
	2	24.70			
	3	22.08			
	4	24.83			
	5	24.33			
ν_{12}	1	0.24	0.261	(±) 0.022	8.30%
	2	0.28			
	3	0.26			

El modo de fallo observado en todas las probetas se puede observar en la Figura 7-7, y de acuerdo con la norma, se clasifica dentro de las SGM (*long-Splitting, Gage, Middle*), es decir, a través de la sección y a lo largo de la probeta.



Figura 7-7. Modo de fallo en las probetas de tracción a 0°

7.3 Ensayo de compresión a 0° (P2)

Los ensayos de compresión se realizan con la ayuda de un útil (Figura 7-8), necesario para fijar la probeta en un espacio adaptado a su contorno sin introducirle cargas adicionales. De esta manera, nos aseguramos de que el fallo se produzca en el espacio libre del centro de las probetas, evitando la aparición de fenómenos como el pandeo que puedan invalidar el ensayo.

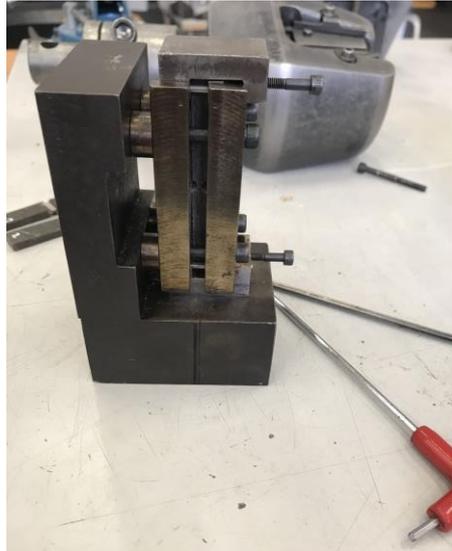


Figura 7-8. Útil para el ensayo de compresión

Además, es importante prestar atención al comenzar el ensayo ya que el pistón de carga debe estar en contacto con la cara superior del útil sin que se sobrecargue a la probeta (Figura 7-9). Una vez que se ha calibrado, se puede realizar el ensayo poniendo todas las variables del ensayo a cero y con una velocidad de 1 milímetro por minuto.

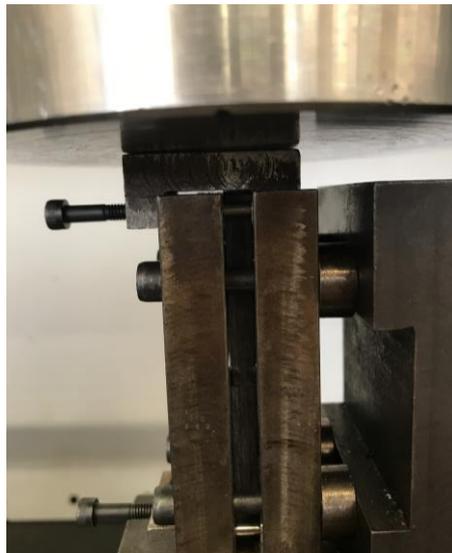


Figura 7-9. Preparación del ensayo de compresión poniendo en contacto el pistón de carga con el útil

Las probetas del ensayo de compresión a 0° se pueden visualizar en la siguiente Figura 7-10.

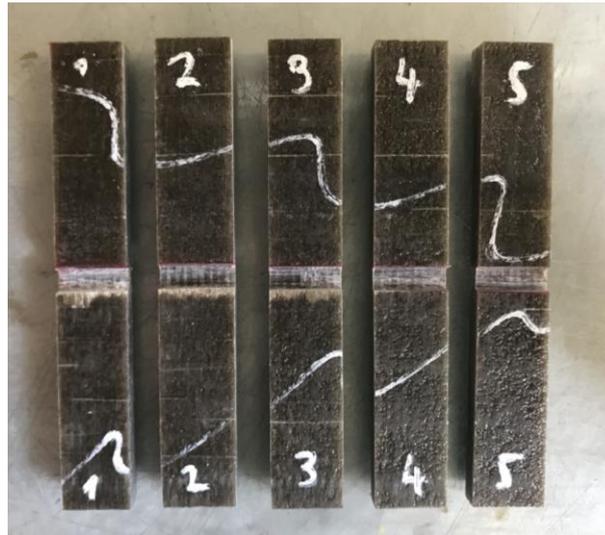


Figura 7-10. Probetas del ensayo de compresión a 0°

Los ensayos de compresión se han realizado para calcular la resistencia del material, por lo que no ha sido necesario colocar galgas o extensómetro (lo cual ya era complicado por el tamaño tan pequeño de las probetas y el uso del útil). Por tanto, se muestran a continuación las curvas de carga-desplazamiento de los ensayos en la Figura 7-11, y las resistencias obtenidas en la Tabla 7-2.

El hecho de que la probeta 1 tenga desplazamientos considerablemente mayores que los de las demás probetas puede indicar que se ajustó el pistón con una ligera sobrecarga con respecto a las demás. Esto no ha supuesto variaciones significativas comparado con la resistencia de las otras probetas, siendo baja la dispersión de resultados. Por otro lado, al no haber colocado bandas o extensómetro, los desplazamientos son los de la cruceta, por lo que no puede considerarse que sean los de material. Sin embargo, pueden dar una idea de la tendencia que tendrá el material a compresión. En efecto, las todas las curvas muestran pendientes similares, lo cual puede ser indicativo de baja dispersión en las E_{11} a compresión.

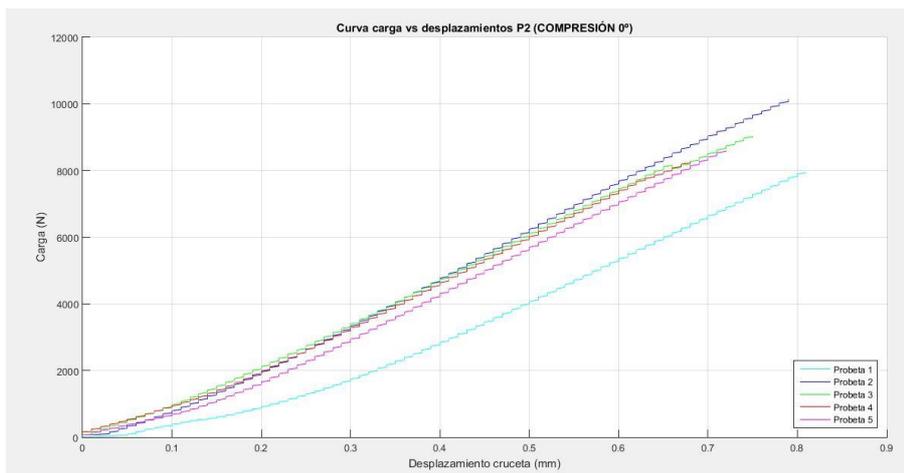


Figura 7-11. Ensayos de compresión a 0°

Tabla 7-2. Resultados del ensayo de compresión a 0°

Propiedad	Probeta	Resultado	Media	Desviación típica	Coefficiente de variación (%)
X_c (MPa)	1	396.49	390.20 MPa	$(\pm) 30.40$ MPa	7.79%
	2	438.29			
	3	373.72			
	4	357.94			
	5	384.56			

El fallo de las probetas de compresión a 0° se ha producido por cizallamiento a través del plano, siguiendo la notación indicada en la norma UNE-EN-14126 [203] (Figura 7-12).

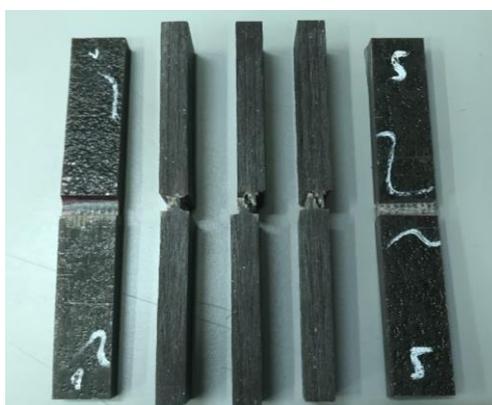


Figura 7-12. Modo de fallo de las probetas de compresión a 0°

7.4 Ensayo de tracción a 90° (P3)

El caso del ensayo de tracción a 90° es similar al de 0°, variando la dirección de la fibra. Puesto que en el P1 se calculó el coeficiente de Poisson, no es necesario colocar bandas extensométricas en las probetas de tracción a 90°, haciendo uso solamente del extensómetro para medir las deformaciones en la dirección del eje de la probeta y obtener la E_{22} . En la Figura 7-13 se muestran las probetas de tracción a 90°.

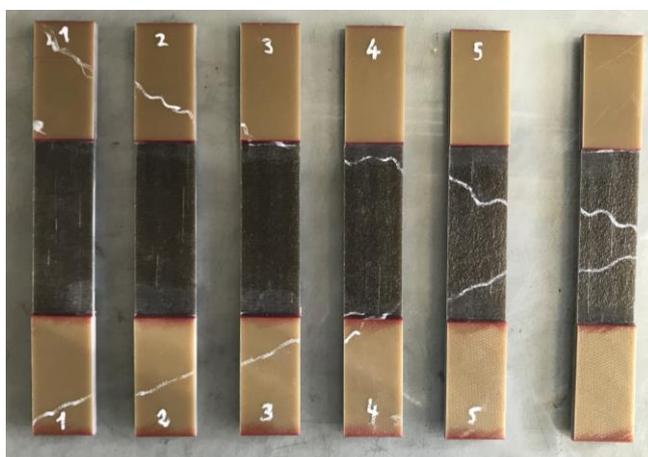


Figura 7-13. Probetas de tracción a 90°

En este caso, la probeta 1 se ensayó directamente sin extensómetro para obtener una idea aproximada de la resistencia, y las demás se hicieron con extensómetro retirándolo antes de que se produjera la rotura. Para obtener un valor adicional de las deformaciones, se decide ensayar también con extensómetro una probeta extra (a la derecha del todo en la Figura 7-13, e identificada como probeta “E”). Sin embargo, el extensómetro no se colocó correctamente, por lo que se invalidaron las deformaciones obtenidas para esta probeta y se obtuvo un valor de 40.21 MPa de resistencia, que sí se puede dar por válida. En la Figura 7-14 se observan las curvas de tensión-deformación de los ensayos realizados.

Para el resto de las probetas vuelve a observarse una dispersión de resultados bastante pequeña, nuevamente con un comportamiento lineal en la dirección transversal a la fibra. Las roturas se produjeron a cargas bastante parecidas, estando la resistencia en torno a los 37.66 MPa de media. Los valores de E_{22} son también bastante parecidos entre sí (el coeficiente de variación es del 3.45%), lo que aporta mayor credibilidad a estos resultados.

Es destacable la diferencia entre las curvas de las probetas ensayadas con bandas extensométricas (como es el caso de las tres primeras probetas de tracción a 0°) y estas en las que se ha utilizado extensómetro. Las curvas son mucho más suaves en el caso de las bandas extensométricas, fruto de la mayor precisión que tiene este método para medir las deformaciones.

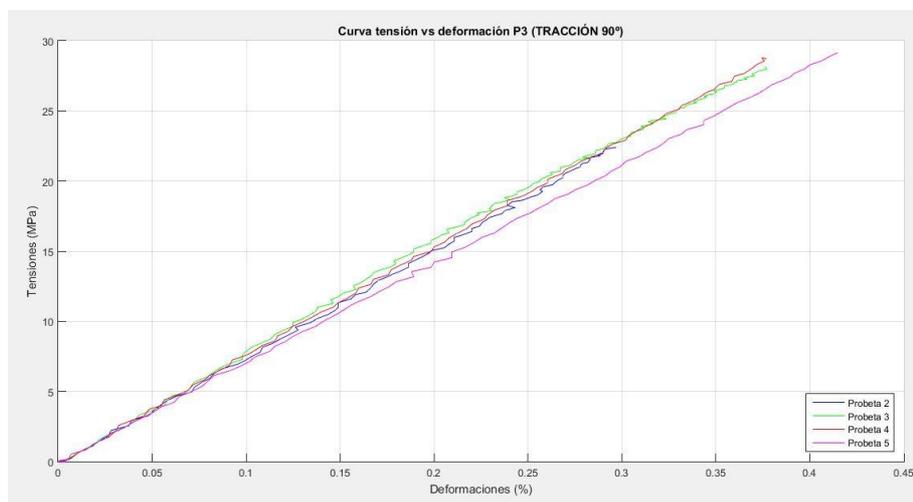


Figura 7-14. Ensayos de tracción a 90°

Por otro lado, los valores obtenidos de la resistencia transversal a la fibra y E_{22} se recogen en la Tabla 7-3:

Tabla 7-3. Resultados del ensayo de tracción a 90°

Propiedad	Probeta	Resultado	Media	Desviación típica	Coefficiente de variación (%)
Y_t (MPa)	1	35.62	37.66 MPa	(±) 2.59 MPa	6.87%
	2	34.40			
	3	39.58			
	4	40.05			
	5	36.41			
	E	40.21			
E_{22} (GPa)	1	-	7.51 GPa	(±) 0.26 GPa	3.45%
	2	7.73			
	3	7.57			
	4	7.60			
	5	7.13			

Los modos de fallo observados en las probetas de tracción a 90° se pueden apreciar en la Figura 7-15A y son, de acuerdo con la ASTM D 3039-D:

- LAT (*Lateral, At grip/tab, Top*) en el caso de las probetas 1, 2, 3 (LAB con B de *bottom*), 5 y E.
- LGM (*Lateral, Gage, Middle*) para la probeta 4 (Figura 7-15B).

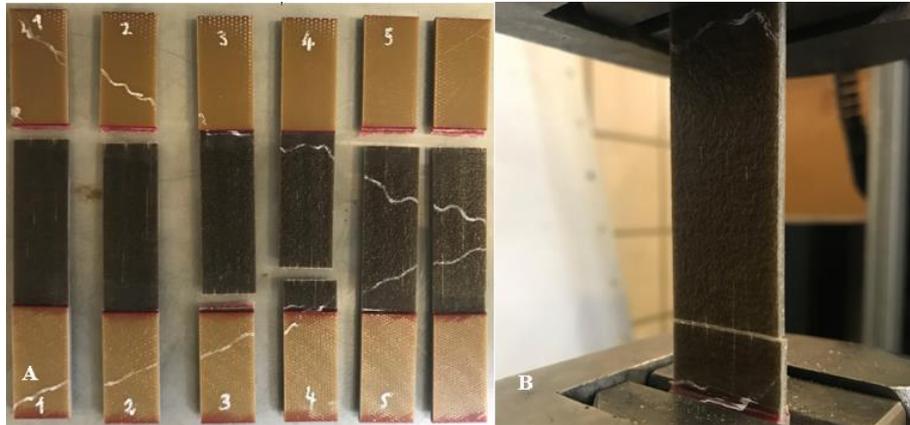


Figura 7-15. Modos de rotura de las probetas de tracción a 90°

7.5 Ensayo de compresión a 90° (P4)

El ensayo de compresión a 90° grados se hace exactamente igual que el de 0°, utilizando el mismo útil, velocidad y demás metodología de ensayo. En la Figura 7-16 se muestran las probetas de compresión a 90°.

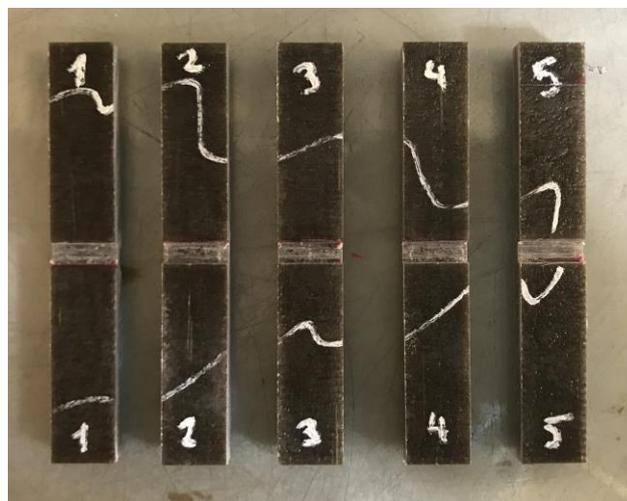


Figura 7-16. Probetas de compresión a 90°

Del mismo modo que se hizo anteriormente con el P2, se realizaron los ensayos a resistencia obteniendo las curvas de carga-desplazamiento de la Figura 7-17 y las resistencias de la Tabla 7-4. Del mismo modo que con el ensayo de compresión a 0°, la dispersión en cuanto a la resistencia es bastante pequeña (con un coeficiente de variación del 4.94%), pudiendo atribuirse las diferencias en los desplazamientos a pequeñas desviaciones al inicio del ensayo, al poner en contacto el pistón de carga con la parte superior del útil. Esto no afecta a la pendiente de las curvas, que es bastante similar para todas, una vez que se estabilizan.

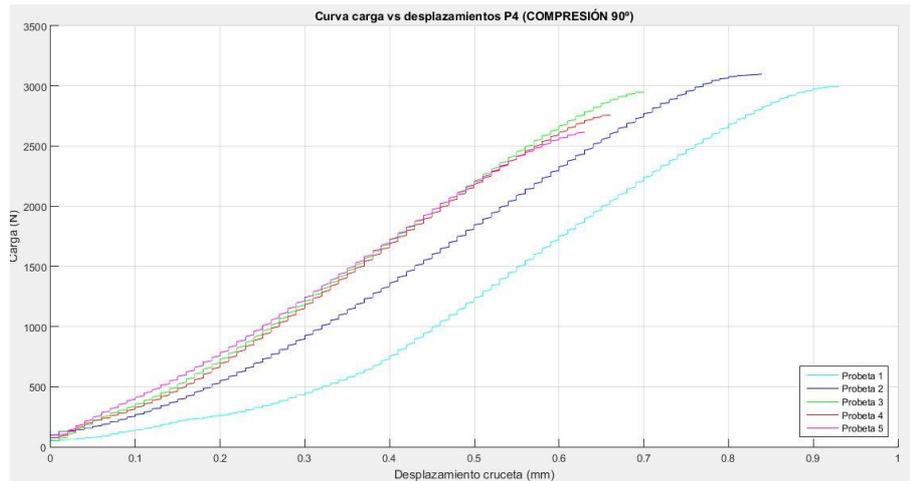


Figura 7-17. Ensayos de compresión a 90°

Tabla 7-4. Resultados del ensayo de compresión a 90°

Propiedad	Probeta	Resultado	Media	Desviación típica	Coefficiente de variación (%)
Y_c (MPa)	1	134.18	128.80 MPa	(±) 6.36 MPa	4.94%
	2	135.76			
	3	128.52			
	4	125.19			
	5	120.34			

Por último, el modo de fallo detectado en estos ensayos ha sido el mismo que en el de compresión a 0°. En la Figura 7-18 se puede observar la grieta característica del cizallamiento a través del espesor que se ha formado durante la rotura. En este caso, se ha observado de cerca con una lupa a 20 aumentos y se ha conseguido medir un ángulo de alrededor de aproximadamente 50° de media con respecto a la dirección transversal de la probeta (Figura 7-19, en azul).

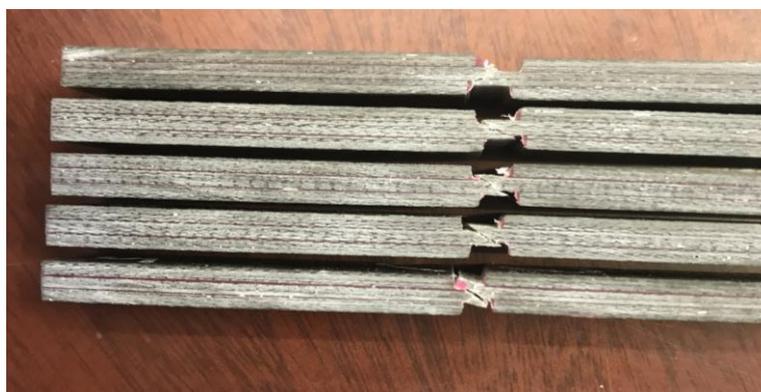


Figura 7-18. Modo de fallo de las probetas de compresión a 90°

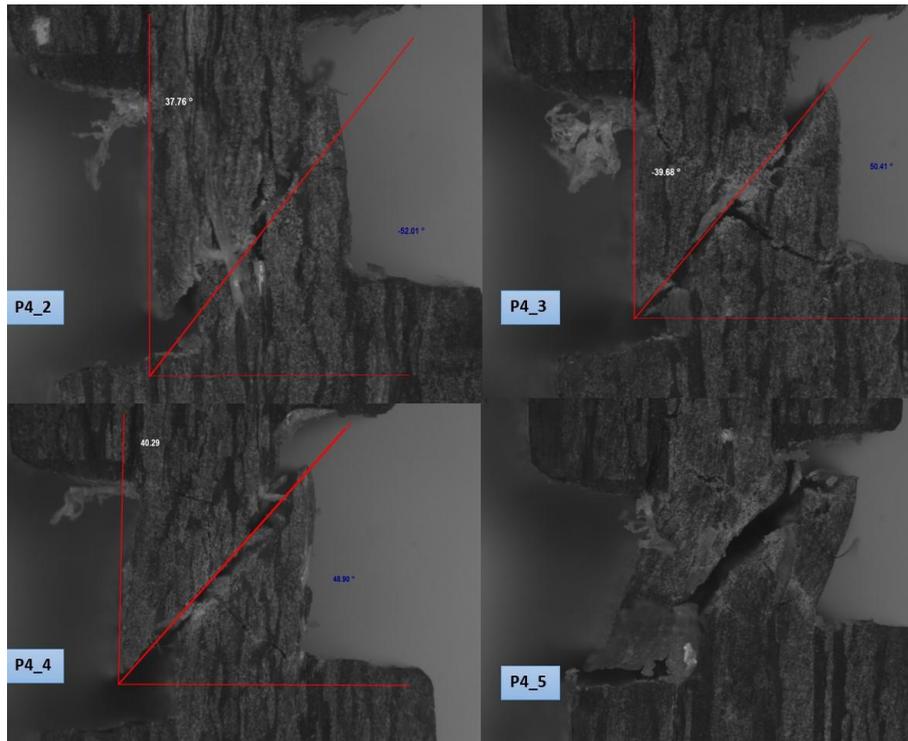


Figura 7-19. Modo de fallo de las probetas de compresión a 90° visto con lupa

7.6 Ensayo de cizalladura (P5)

El ensayo de cizalladura permite obtener el módulo de cizalladura G_{12} y la resistencia a cizalladura S , dando una idea del comportamiento del material cuando se le somete a tensiones tangenciales. Como se vio anteriormente en las definiciones previas, el módulo de cizalladura depende tanto de las tensiones longitudinales como transversales al eje de la probeta, lo cual justifica que se hayan pegado bandas extensométricas a todas las probetas que se han ensayado. En la Figura 7-20 se observan las probetas fabricadas para el ensayo de cizalladura. Cabe destacar que en un principio se ensayó la primera probeta (P5_1) con éxito, pero se perdieron los datos del ensayo por lo que ha sido necesario ensayar otra más (que se ha identificado como probeta “E”, a la derecha del todo en la Figura 7-20). Asimismo, la norma indica que este ensayo debe darse por terminado para una deformación de cizalla de $\gamma_{12}=5\%$ en caso de que no se haya producido la rotura.

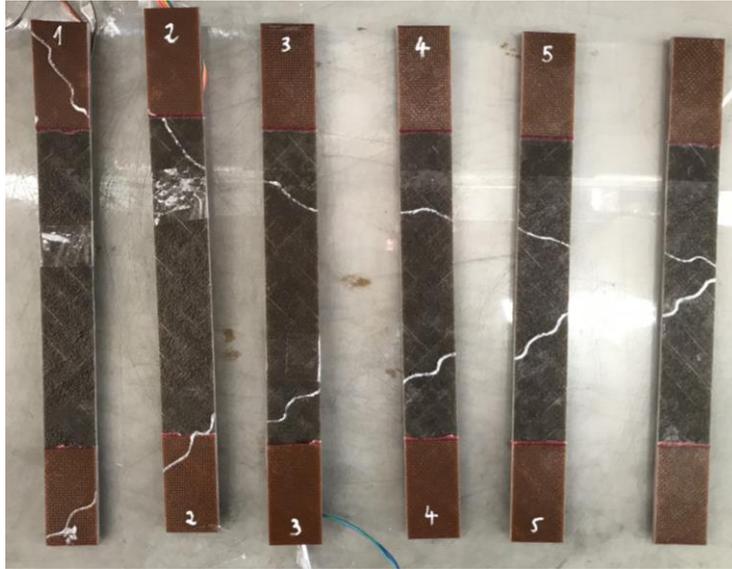


Figura 7-20. Probetas de $\pm 45^\circ$ para el ensayo de cizalladura

Para las gráficas, se van a poner en primer lugar las de tensión-deformación de cortadura (Figura 7-21) y posteriormente las de carga-desplazamiento (Figura 7-22). Esto es porque las deformaciones en este ensayo alcanzan unos valores que sobrepasan aquellos para los que las bandas extensométricas han sido diseñadas. De todos modos, y a efectos del cálculo del módulo de cizalladura y resistencia, los valores obtenidos son más que suficientes ateniéndonos a la norma, como se comentó anteriormente. Los valores de la resistencia y la G_{12} se muestran en la Tabla 7-5.

Además, las dispersiones tanto para las resistencias a cizalladura como para el módulo de cizalladura G_{12} son bajas. En la Figura 7-21 se ve una primera fase lineal de la que se obtienen las tensiones y deformaciones para el cálculo de G_{12} . Posteriormente, se observa una disminución en esta pendiente característica de los laminados de $\pm 45^\circ$, y fruto del alineamiento de las fibras con la dirección de carga.

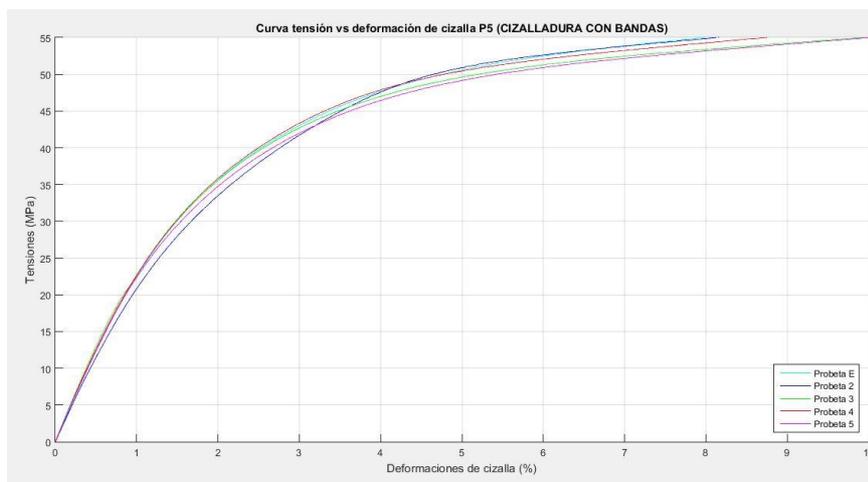


Figura 7-21. Curvas de tensión-deformación de cizalladura

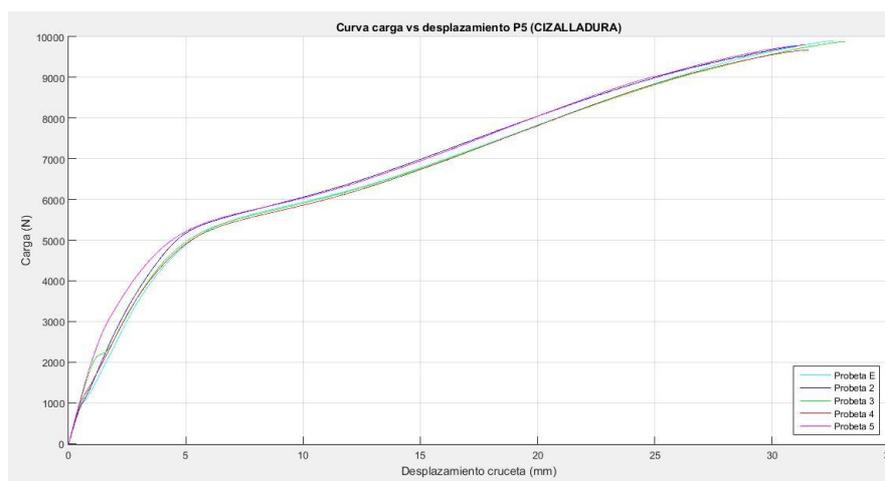


Figura 7-22. Curvas de carga-desplazamiento

Tabla 7-5. Resultados del ensayo de cizalladura

Propiedad	Probeta	Resultado	Media	Desviación típica	Coefficiente de variación (%)
S (MPa)	1 ¹⁰	-	50.15 MPa	(±) 0.72 MPa	1.44%
	2	50.91			
	3	49.63			
	4	50.43			
	5	49.17			
	E	50.60			
G₁₂ (GPa)	1	-	2.53 GPa	(±) 0.27 GPa	10.84%
	2	2.26			
	3	2.99			
	4	2.49			
	5	2.42			
	E	2.49			

Los modos de rotura observados son los de la Figura 7-23. Aunque el ensayo se da por terminado para valores de deformaciones de cizalla del 5%, se continuó hasta la rotura para observar cómo para un aumento de carga muy lento, las deformaciones aumentan bastante hasta producirse el fallo en el centro y límites con los tacones de la probeta.

¹⁰ Se perdieron los datos de este ensayo. No obstante, se muestra en la Figura 7-23 el modo de rotura, similar al de las demás probetas, sin haberse observado ninguna anomalía durante el ensayo.



Figura 7-23. Modos de rotura de las probetas de cizalladura

Todos los cálculos que se han realizado durante los subapartados anteriores se han hecho utilizando el software de cálculo *MatLab*, así como para el ploteado de todas las gráficas de los ensayos.

7.7 Otros ensayos de caracterización

Para concluir la fase de ensayos del proyecto, se realizan otros dos tipos de ensayos más: uno de fatiga y otro para obtener el contenido en fibra del material. Con el de fatiga se pretende obtener la vida a fatiga que va a tener el material bajo condiciones *in vitro* aproximadas a las cargas fisiológicas, lo que da una idea del rendimiento del material cuando va a estar fijado al hueso durante la evolución de una fractura.

7.7.1 Ensayo de fatiga

En los ensayos de fatiga se van a comparar los comportamientos de la fibra de basalto-epoxy caracterizada anteriormente y un material compuesto de fibra de carbono. Para ello, se aprovechan una de las probetas sobrantes de los ensayos anteriores y otra similar de fibra de carbono que estaba disponible en el laboratorio. A ambas probetas se les hace un agujero en el centro de diámetro de 5 mm. Esto se hace con la idea de simular las condiciones reales de una placa interna de fijación, que tiene varios taladros en los que se ensartan los tornillos. El ensayo se hace a fatiga porque durante la fase final de la consolidación ósea, el paciente puede caminar con normalidad con el fijador colocado, siendo esta la situación en la que las cargas sobre la placa van a ser mayores. En la Figura 7-24 se muestra la fresadora con la que se han realizado los taladros a las probetas, y el aspecto final de las probetas con los agujeros hechos (tras haber repasado los bordes con papel de lija).

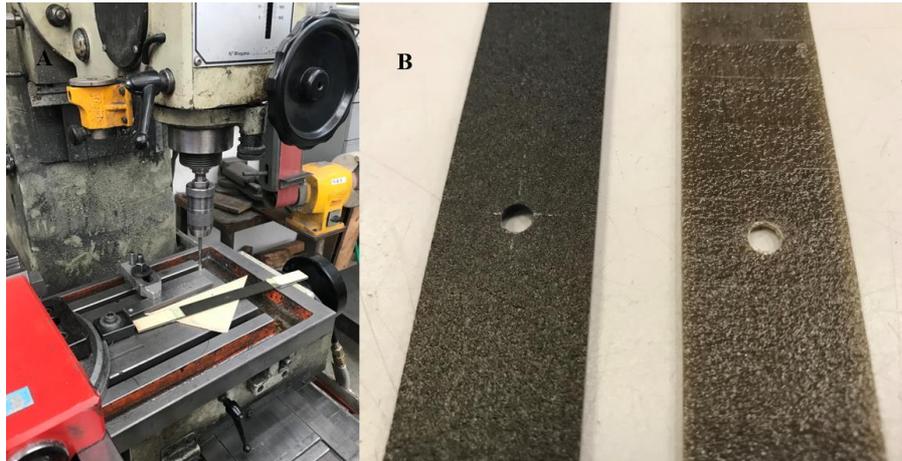


Figura 7-24. Agujeros en las probetas de ensayo a fatiga (izda carbono, dcha basalto)

Para hacerles el agujero, se marca el centro de la probeta haciendo uso de un calibre de altura y uno de pie de rey (igual que en la colocación de las galgas extensométricas). El ensayo se va a realizar con la máquina INSTRON 8801 (Figura 7-25), y las cargas a las que se van a aplicar son de 1000 N (máxima) a tracción y un 10% de mínima (también a tracción). Esto equivaldría a que la probeta soporte un peso de unos 100 kg, que es superior a la media de las cargas que soporta normalmente un ser humano en una de sus extremidades inferiores. La frecuencia es de 1 Hz para aproximarla a la cadencia de un paso ligero, nuevamente para intentar simular con la mayor precisión posible las condiciones reales de una placa de fijación. Para la puesta a punto de la máquina de ensayos, han de ensayarse en primer lugar las probetas durante unos pocos minutos a una carga muy baja, lo que permitirá ajustar óptimamente los parámetros del PID, que para la probeta de carbono son 19.750 dB, 0.1 s y 0.37 ms respectivamente.

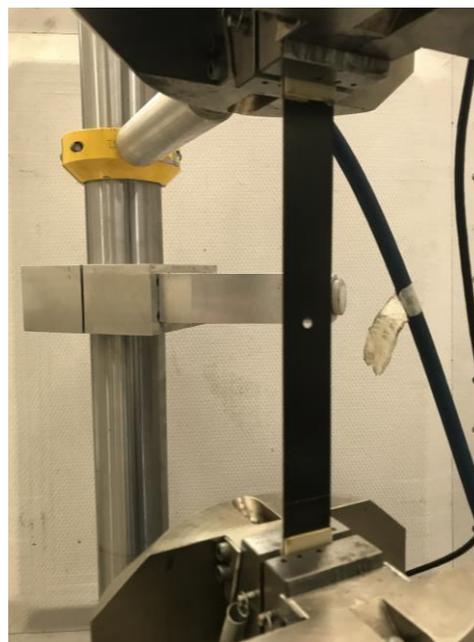


Figura 7-25. Ensayo a fatiga

Para la probeta de fibra de basalto el equipo utilizado no pudo calibrarse correctamente, por lo que se optó por utilizar los mismos parámetros que los de la fibra de carbono. Esto puede deberse a que las cargas utilizadas para la calibración eran excesivamente pequeñas como para que el equipo utilizado pudiera completar el proceso. El ensayo se realiza a cargas bajas (aproximadamente un 15% de la carga de rotura de la fibra de basalto), y la calibración también debe realizarse a cargas bajas (165 N de carga media, 135 N de amplitud). El hecho de que los desplazamientos sean sensiblemente mayores en el compuesto de fibra de basalto puede haber influido también a la hora de ajustar los parámetros del PID. Se realiza el ensayo a un número de ciclos igual a 10^5 , considerando que la placa trabaja aproximadamente a unos 3000 pasos/día durante un mes.

Puesto que el objetivo de estos ensayos es contemplar los estados de los materiales después de aplicar las sollicitaciones descritas anteriormente, no se colocaron bandas en las probetas, por lo que los datos de los que se disponen son los desplazamientos (y las cargas, que no son de gran interés a efectos de la expresión de los resultados ya que el ensayo es con control en cargas). Los desplazamientos máximos y mínimos se muestran en las Figuras 7-26A (fibra de carbono) y 7-26B (fibra de basalto). Estos desplazamientos no son del material (son los de la mordaza), pero sirven para obtener una idea de las tendencias que tendrá el material. La diferencia de frecuencias se debe a que, como la excitación es una onda senoidal, la respuesta también lo será, y como la frecuencia natural del sistema depende de la raíz de la rigidez, la fibra de carbono tendrá una frecuencia mayor que la fibra de basalto.

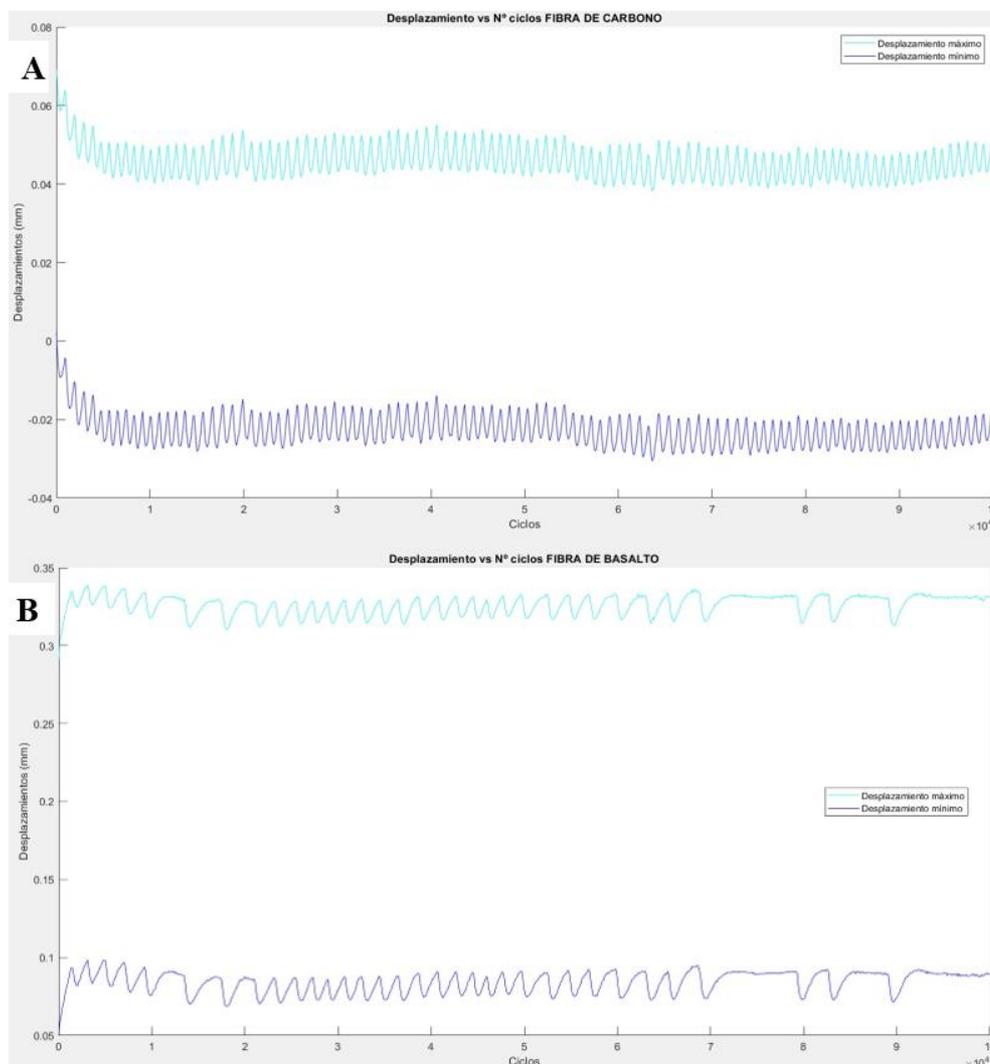


Figura 7-26. Desplazamientos de los ensayos de fatiga

El objetivo es comparar los estados de las probetas antes y después del ensayo. Para ello, se examinan las probetas con ultrasonidos en las proximidades de los agujeros antes y después de los ensayos. El equipo

utilizado es el mostrado en la Figura 7-27. Antes del ensayo no se observa ninguna delaminación producida por el hecho de taladrar el material, lo cual es un indicador favorable con respecto a la fabricabilidad de las placas de fibra de basalto. Tampoco se detectan otros defectos o imperfecciones que puedan perjudicar al funcionamiento de la placa durante la aplicación de las cargas.



Figura 7-27. Equipo de ultrasonidos utilizado para examinar las probetas

El estado final de las probetas observado con ultrasonidos tampoco revela daños en las proximidades de los agujeros para ninguno de los materiales, especialmente en la fibra de basalto (Figura 7-28), lo cual puede indicar que el compuesto de fibra de basalto-epoxy caracterizado puede resistir sin problemas a niveles de cargas a fatiga similares a aquellas que tienen lugar un mes durante la remodelación de una fractura ósea.

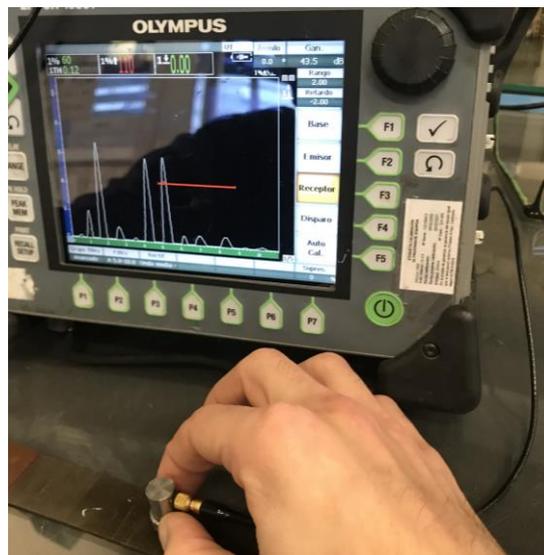


Figura 7-28. Ausencia de daño en la probeta de fibra de basalto

7.7.2 Contenido en fibra del material compuesto

Un aspecto importante que tiene influencia sobre las propiedades mecánicas de los materiales compuestos es el contenido en fibra que tiene. Puesto que el proveedor del material tampoco especifica esto, se decide realizar en el laboratorio determinar el contenido en fibra del material mediante dos métodos:

- **Digestión:** se realiza sobre el material preimpregnado, que se introduce en unos recipientes y sumergiéndolo en un reactivo que disuelve la resina. Una vez que la fibra se ha separado completamente de la resina, que se ha disuelto en la disolución o volatilizado, se comparan los pesos de la fibra y de la muestra original, pudiendo calcular el porcentaje másico de fibra en el material.

- **Calcinación:** se realiza sobre el material ya curado, introduciéndolo en un horno a una temperatura y tiempo determinados para que la resina volatilice. Igual que antes, comparando los pesos del material antes y después del ensayo se puede determinar la fracción másica de fibra en el material.

Realizados los ensayos, se calcula la fracción másica de fibra, obteniéndose un valor medio del 48.39%. El proceso seguido se detalla en el Anexo B del trabajo, en el que se comentan también las dificultades surgidas en los ensayos de digestión y las descripciones de los métodos utilizados.

8 CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS

En este capítulo final se presentarán las conclusiones del proyecto, y posteriormente se plantearán posibles desarrollos futuros para completar y mejorar el trabajo realizado.

8.1 Conclusiones

En el transcurso del presente trabajo se ha realizado en primer lugar un estudio del hueso desde los puntos de vista biológico y biomecánico, lo que permite conocer con profundidad los procesos que intervienen durante la reparación de una fractura y en qué propiedades mecánicas se traducen la finalización de estos procesos. La caracterización del hueso como un material anisótropo compuesto por dos fases diferenciadas (mineral y orgánica), combinado con la evidencia que se tiene sobre la preferencia por tratamientos de fracturas más funcionales, suscita un interés especial por los materiales compuestos, que cuentan con características similares a las mencionadas en el hueso. Estos tratamientos más funcionales, que se pueden sintetizar mediante las placas de tornillos bloqueados, buscan que durante la reparación y remodelación ósea de una fractura exista un estado tensional lo más parecido posible al de un hueso sano. Esto promueve una curación óptima de las fracturas, disminuyendo el riesgo de refracturas, faltas de unión y el *stress shield* propio de placas de compresión y de materiales más rígidos utilizados tradicionalmente en estas aplicaciones, como el acero inoxidable y las aleaciones de titanio.

De esta manera, fijar las fracturas con placas de materiales compuestos más flexibles parece una buena solución a estos problemas. Es el caso de la fibra de carbono, que se ha conseguido utilizar con éxito llegando a comercializarse placas para la fijación de muchos tipos de fracturas. Esto viene favorecido, además de por sus propiedades mecánicas, por otros factores como su biocompatibilidad o radiotransparencia [204], [205] (muy importante desde el punto de vista clínico). Por otro lado, los compuestos de fibra de basalto tienen un gran atractivo para estas aplicaciones por diversos factores:

- Son más flexibles que los de fibra de carbono, pero algo más rígidos que los de otras fibras como las de vidrio, siendo uno de los materiales con el módulo de Young más parecido al del hueso.
- El origen natural de la fibra de basalto (proviene de la roca volcánica, siendo el tercer material más abundante del planeta). Esto, como también se ha visto, juega a favor de su biocompatibilidad y la preferencia frente a otros materiales sintéticos o artificiales.
- El precio de fabricación de este material es sensiblemente menor al de la fibra de carbono.

Por tanto, para realizar un estudio inicial de la adaptabilidad de la fibra de basalto a los fijadores óseos, se han fabricado diferentes laminados de dicho material para caracterizarlo mecánicamente y estudiar en primer lugar si sus propiedades mecánicas se encuadran dentro de las condiciones indicadas durante el desarrollo teórico del trabajo. Se han indicado todos los aspectos de interés relativos a la fabricación de los laminados, así como la resolución de los problemas que han ido surgiendo. Cabe destacar que la matriz polimérica es de epoxy, que ha sido utilizada con éxito ya en fijadores con fibra de carbono a pesar de no ser un polímero especialmente biocompatible.

La propiedad más importante caracterizada es el módulo de Young en la dirección de la fibra (E_{11} en el laminado a 0°). La rigidez longitudinal del hueso (esta es la rigidez del hueso cortical diafisario en la dirección axial) es de unos 15-18 GPa, siendo la fibra de basalto-epoxy caracterizada el material más parecido con respecto a otros empleados para las osteosíntesis internas (Figura 8-1).

Además de la caracterización mecánica de los laminados (además de tracción a 0° , se han realizado ensayos de compresión a 0° y 90° , tracción a 90° y cizalladura), se ha estimado el contenido en fibra mediante el método de calcinación sin que la fracción másica de fibra llegue al 50%. También se trató de calcular el contenido en fibra mediante métodos de digestión probando con diferentes disolventes, aunque no se llegó a poder

determinar al no terminar de disolverse el epoxy. El contenido en fibra es importante ya que puede influir notablemente sobre las propiedades mecánicas de los laminados, por lo cual es un factor que debe ser tenido en cuenta al caracterizarlos. El hecho de que el material caracterizado tenga algo menos de un 50% de fibra puede indicar que sus rigideces y resistencias puedan aumentarse como consecuencia de un incremento en la fracción de fibra.

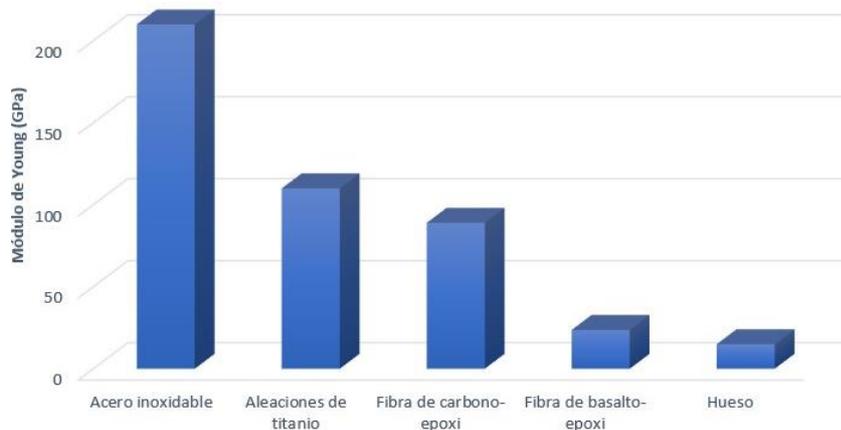


Figura 8-1. Módulos de Young de materiales utilizados en osteosíntesis internas

Por último, para complementar los resultados obtenidos durante la caracterización mecánica, se ensayó a fatiga una probeta de tracción a 0° para comparar su comportamiento con el de una probeta similar de fibra de carbono. Para hacer más realista el ensayo, las cargas aplicadas eran similares a las fisiológicas (las acciones del peso de una persona al caminar) y se practicó en el centro de las probetas un agujero, buscando simular estados tensionales parecidos a los vistos en las osteosíntesis de placas atornilladas al hueso. En la probeta de fibra de basalto-epoxy no se observó ningún daño visible por ultrasonidos después de realizar el taladro, lo cual juega a favor de la fabricabilidad de las placas utilizando este material. Tampoco se observaron daños después de aplicar 10^5 ciclos, lo que indica que el material puede resistir perfectamente las cargas *in vitro* reproducidas en el laboratorio.

No obstante, es preciso remarcar que los 10^5 ciclos a los que se realizó el ensayo se estimaron suponiendo una media de 3000 pasos al día durante un único mes, lo cual conforma una muestra simbólica de la actividad que puede tener un paciente recuperándose de una fractura durante la fase de remodelación. Las placas pueden colocarse y no retirarse durante meses, incluso llegando al año [187], por lo que estudios más profundos se requieren en este sentido para determinar con mayor certeza este aspecto.

De esta manera, y, en resumen, el estudio realizado permite concluir, analizando los tres pilares sobre los que se sustenta este proyecto, que:

- **Desde el punto de vista mecánico**, el compuesto de fibra de basalto-epoxy puede emplearse en osteosíntesis de placas con rigideces muy parecidas a las del hueso. Además, un sistema sencillo aproximado sometido a cargas de fatiga *in vitro* revela una buena respuesta del material a bajo número de ciclos.
- **Desde el punto de vista de su biocompatibilidad**, la literatura indica que la fibra de basalto es biocompatible y puede mostrar una gran afinidad con las propiedades del hueso. La matriz polimérica de epoxy, no obstante, requiere de un estudio de mayor profundidad en términos de biocompatibilidad para determinar si este material en concreto cuenta con una citotoxicidad tolerable.
- **Desde el punto de vista de la fabricación**, los laminados y probetas fabricados a partir del *prepreg* emulan el mismo tipo de estructura que el de las placas, y pueden ser taladrados sin dañar la integridad estructural del material (importante al tener las placas óseas agujeros para los tornillos).

Por tanto, el trabajo realizado ha permitido arrojar luz sobre los argumentos favorables al uso de los

compuestos de fibra de basalto en fijadores óseos realizando estudios tanto teóricos como experimentales. Además de sus argumentos a favor, también se han visto limitaciones y otro tipo de cuestiones importantes que han de ser tenidas en cuenta para posibles desarrollos futuros.

8.2 Desarrollos futuros

Del mismo modo que se ha hecho con las conclusiones, cada uno de los aspectos analizados anteriormente es susceptible de ser revisado y ampliado para obtener una visión más global, exacta y completa del problema planteado:

- **Desde el punto de vista mecánico**, un estudio más amplio del comportamiento mecánico del material, especialmente a compresión, flexión y fatiga (aquí se ensayó solamente una probeta). En cuanto al volumen de fibra, pueden evaluarse las propiedades del material caracterizado para diferentes volúmenes de fibra, estableciendo comparaciones. Por otro lado, puede ser de interés la adaptabilidad que tiene el material a configuraciones flexibles novedosas. En esta dirección destacan algunas simulaciones e investigaciones para nuevos tratamientos que combinan placas flexibles con *scaffolds* en el foco de fractura. Estas configuraciones se han propuesto utilizando materiales compuestos de fibra de vidrio, entre otros, y cabe plantearse si la fibra de basalto puede ser una sustituta de la fibra de vidrio más que de la fibra de carbono [206]. Aquí es fundamental el papel del método de los elementos finitos (se utilizan en la investigación de nuevos tratamientos [207]–[209]) y, por ende, de las relaciones matemáticas que rigen el comportamiento del tejido óseo. También puede ser importante, por su afinidad con las propiedades del hueso, las aplicaciones de la fibra de basalto como material osteointegrador.
- **Desde el punto de vista de su biocompatibilidad**, se debe hacer hincapié en las posibilidades que tiene el epoxy y clarificar si en este caso la presencia de monómeros libres, porque la resina esté parcialmente curada, es suficientemente perjudicial como para descartar el material estudiado. Existen otros polímeros cuya biocompatibilidad es mucho más popular (PEEK, PE) cuya compatibilidad con la fibra de basalto no ha sido estudiada para estas aplicaciones. Por otro lado, polímeros biodegradables como el PLA pueden constituir, con fibras de basalto embebidas en su seno, biomateriales de segunda generación con un gran potencial osteointegrador [194]. El uso de refuerzos o recubrimientos de HAP puede añadir una bioactividad muy deseable en estos materiales.

Por otro lado, y relacionándolo con la parte mecánica, se puede evaluar el comportamiento mecánico de laminados de fibra de basalto en condiciones de humedad similares a las de los fijadores internos. Para ello, se pueden realizar ensayos de fatiga en ambiente poco favorables para el implante (en inserciones acuosas, con alta humedad, etc.) y observar si aparecen efectos como la hidrólisis que pueden poner en peligro el implante, comparándolo con la fibra de carbono.

- **Desde el punto de vista de la fabricación**, pueden pasarse a fabricar directamente placas de fibra de basalto con geometrías anatómicas, reproduciendo a otras placas comerciales cuyo uso esté extendido, y comprobando su rendimiento. En este sentido, tiene mucho que decir la impresión en 3D de los materiales compuestos, de la cual no consta bibliografía para la fabricación de placas óseas de materiales compuestos y puede ser una gran baza a favor de la reducción de costes cuanto se quieran fabricar placas de materiales compuestos de fibra de basalto.

Finalmente, todas estas conclusiones (azul) y perspectivas (verde) se sintetizan en el esquema de la Figura 8-2.

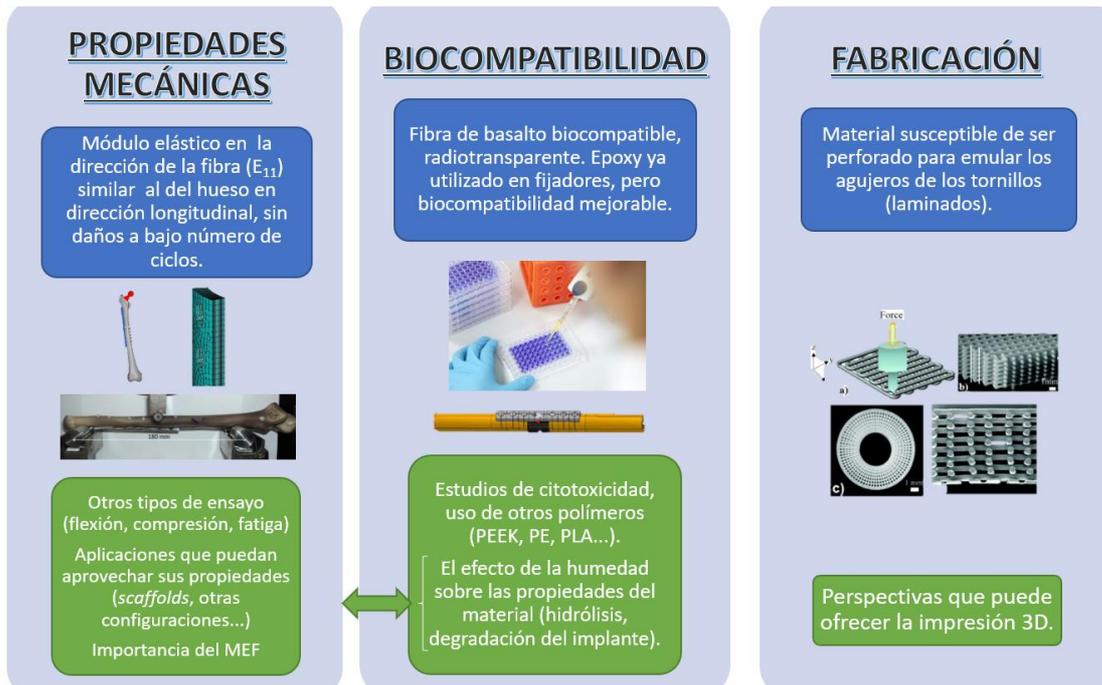


Figura 8-2. Resumen de las conclusiones y perspectivas del proyecto

Apéndice A: Encapsulado y empastillado de muestras

Para poder visualizar el material al microscopio, es preciso en primer lugar encapsular las muestras y prepararlas correctamente. La encapsulación de la muestra se hace introduciendo un pequeño trozo de material en un molde cilíndrico. Para sujetar el material de manera que su sección sea perpendicular al eje del cilindro se utilizan unos pequeños pines circulares. Esto permite además que la muestra permanezca en contacto con el fondo del molde sin que se mueva al rellenarlo con el líquido. Se realizan en total dos muestras por panel, una en la que se observe la fibra a 0° y otra a 90°. El objetivo de ello es comprobar que no aparezca porosidad en el material curado y la influencia de la presión durante el curado sobre la distribución de la resina con respecto a la fibra.

Para encapsular las muestras en metacrilato, en primer lugar, se mezclan en un vaso una cucharada de *VersoCit-2 Powder* y dos de *VersoCit-2 Liquid* (Figura A-3). A continuación, se remueve la mezcla con un palillo de madera durante unos 20 segundos para que los componentes se mezclen y comience la reacción de polimerización. Pasado ese tiempo y asegurándonos de que la mezcla es líquida, se vierte sobre los dos moldes con las muestras. Una vez cubiertas las muestras de líquido, se deja al aire para que la resina polimerice. Estas operaciones se realizan en el mismo LERM, utilizando guantes, mascarilla y bata en todo momento.



Figura A-3. Material para el empastillado de muestras

Una vez que se han empastillado las muestras (se dejan en los moldes hasta el día siguiente), se extraen del molde y se preparan para ser visualizadas al microscopio. Para ello, se han de lijar y posteriormente pulir. Para el lijado y pulido se ha utilizado la máquina de *Struers LaboPol-5* para preparaciones metalográficas. Para el lijado se utiliza una base a la que se le pegan una serie de discos de carburo de silicio para lijar. El lijado se

realiza según el tipo de disco (con su tamaño de grano), tiempos y velocidad de rotación de la Tabla A-1. Además, durante todo el proceso se lubrican las probetas con agua. En la Figura A-4. aparecen todos los elementos descritos para la fase de lijado.

Tabla A-1. Etapas del lijado

Etapa	Tiempo (min)	Disco	Tamaño de grano (μm)	Velocidad (rpm)
1	5	320	46	300
2	3	500	30.5	300
3	3	800	22	300
4	5	1200	15	300



Figura A-4. Elementos de la fase de lijado

En cuanto al proceso de pulido, se siguieron los pasos detallados en la Tabla A-2. y la Figura A-5. El objetivo del pulido es el de aportar un acabado superficial a la muestra que lo haga perfectamente visualizable al microscopio. En este caso no se lubrica con agua, existiendo un líquido diferente para cada etapa del pulido.

Tabla A-2. Etapas del pulido

Etapa	Tiempo (min)	Disco	Velocidad (rpm)	Líquido
1	6	MD-Largo	150	DiaPro Allegro/Largo
2	5	MD-Dac	150	DiaProDac
3	5	MD-Nap	150	DiaProNap



Figura A-5. Proceso de pulido

Una vez que se completó el proceso de pulido, se visualizaron las muestras al microscopio óptico en el LERM. A 100 aumentos, la fibra era prácticamente inapreciable mientras que el metacrilato se observaba perfectamente, por lo que se decide realizar otro ciclo de pulido a las muestras, esta vez observándolas al microscopio entre el lijado y el pulido, para tener una idea del aspecto del material. Una vez terminado el proceso, se observa que las muestras se ven exactamente igual que antes (Figura A-6), por lo que se decide finalizar la preparación tras el lijado.

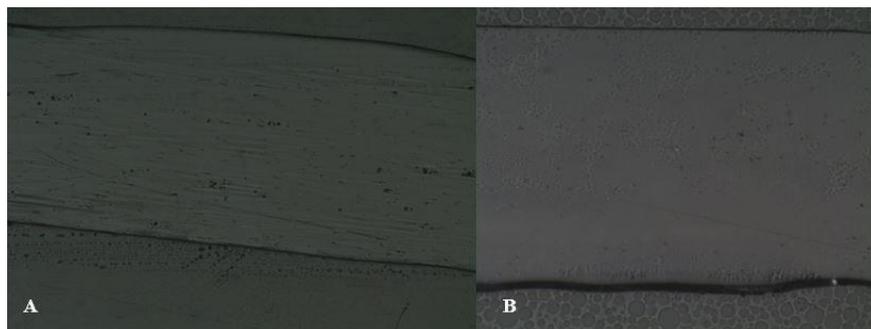


Figura A-6. Micrografías de las muestras pulidas (0° y 90°)

Finalmente, las muestras lijadas (Figura 6-4) al microscopio permiten distinguir las distribuciones de la fibra y la resina. En ningún caso se aprecia porosidad, aunque se opta por fabricar los paneles con presión al observarse una mayor homogeneidad del material con respecto al caso sin presión.

Apéndice B: Medición del volumen de fibra

Como se indicó al final del Capítulo 7, se ha determinado la fracción de fibra del material mediante los métodos de digestión y calcinación. Para determinar el porcentaje de fibra que tiene un material compuesto como el que se ha caracterizado, se ha de pesar el material al completo (matriz y fibra), posteriormente la fibra, y se dividen para obtener la fracción de uno con respecto de otro. La fibra se puede pesar una vez que se ha separado de la matriz empleando alguno de los métodos mencionados anteriormente. Para ello, en primer lugar, se pesa el recipiente previamente secado en el que se van a colocar las muestras del material. Todas las mediciones de los pesos se realizan con una balanza analítica de precisión ($\pm 0.1\text{mg}$) en el LERM (Figura A-7).



Figura A-7. Balanza utilizada para las mediciones

Al peso del recipiente se le asigna un valor P_0 . Posteriormente, se pesan el material y la fibra (cuando ya se ha eliminado la resina), asignándoseles las variables P_1 y P_2 . El porcentaje másico de fibra se calcula según la siguiente ecuación:

$$X(\%) = \frac{P_2 - P_0}{P_1 - P_0} \cdot 100 \quad (\text{A-1})$$

Para la **digestión**, se ha empleado el método especificado por las normas [210]–[212]. En primer lugar, se pesan los preimpregnados en el recipiente en el que se va a realizar el ensayo (Figura A-8).



Figura A-8. Ensayos de digestión (A diclorometano, B isopropanol)

Después, se vierte sobre el recipiente con las muestras (en este caso de material preimpregnado) un disolvente y se deja que actúe disolviendo la resina, después de haber removido la mezcla con un palillo de madera. Los tiempos empleados vienen en la norma, vertiendo el disolvente tres veces en el recipiente y dejando que actúe hasta que la resina quede consumida por completo. Sin embargo, ninguno de los disolventes utilizados ha servido para disolver la resina (incluso probando durante más tiempo), quedándose la muestra con un aspecto pegajoso, señal de que se no se ha disuelto por completo. Los disolventes que se han empleado son los siguientes:

- Acetona
- Isopropanol
- Diclorometano
- Butanona
- Ácido nítrico (se dejó 1h30 a 105°C después de realizar los tres vertidos).

El aspecto pegajoso que quedaba en las probetas queda ilustrado en la Figura A-9, pudiendo apreciarse como la resina en ningún caso ha conseguido ser disuelta empleando este método.



Figura A-9. Fibra con restos de epoxy (A isopropanol, B butanona, C diclorometano, D ácido nítrico)

Para la **calcinación**, se han seguido también los procedimientos establecidos por las normas [213]. Igual que en los ensayos de disolución, se pesa en primer lugar el cuenco en el que se va a realizar el ensayo, sin y con el material (Figura A-10).



Figura A-10. Peso del material antes de la calcinación

Una vez tomada nota de los pesos, se procede a volatilizar la resina, para lo que se introduce el material en un horno durante 1 hora y 30 minutos a 600°C (Figura A-11). Para conseguir que la resina se volatilizara por completo, fue necesario hacer varios intentos previos en los que se probó con temperaturas desde los 250° hasta los 600°C necesarios para llevar a cabo el ensayo con éxito.



Figura A-11. Ensayo de calcinación

El material se manipula con tenazas en todo momento, especialmente cuando ha sido necesario monitorizar el ensayo con más atención para alcanzar la temperatura de ensayo adecuada. El horno utilizado cuenta con una campana extractora que debe permanecer encendida para evitar que los volátiles se acumulen en el laboratorio. Una vez que termina el ensayo, la fibra queda con el aspecto que se muestra en la Figura A-12.



Figura A-12. Material después de la calcinación

Se pesa el cuenco con la fibra, y con los pesos obtenidos se sustituye en la fórmula anterior, calculándose el contenido en fibra. Las normas permiten utilizar probetas de entre 1 y 20 gramos, estando los pesos ligeramente por debajo de los 20 gramos. El ensayo se realiza dos veces y se obtienen unos valores de contenido en fibra del **48.36%** y el **48.42%**.

REFERENCIAS

- [1] J. Lia, L. Qinbc, K. Yangd, Z. Maa, Y. Wanga, L. Chenga and D. Zhao, “Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review,” *Journal of Materials Science & Technology*, vol. 36, pp. 190–208, Jan. 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.07.024>.
- [2] M. Long and H. J. Rack, “Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective,” *Biomaterials*, vol. 19, no. 18, pp. 1621–1639, Sep. 1998, doi: [10.1016/S0142-9612\(97\)00146-4](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00146-4).
- [3] F. París, J. Cañas, J. C. Marín, and A. Barroso, *Introducción al Análisis y Diseño con Materiales Compuestos*. Sevilla: Sección de Publicaciones, Escuela Técnica Superior de Ingenieros, Universidad de Sevilla, 2016.
- [4] P. Chabrand, “Biomecánica del tejido óseo,” *EMC - Aparato Locomotor*, vol. 51, no. 3, pp. 1–8, Jun. 2018, doi: [10.1016/S1286-935X\(18\)92752-8](https://doi.org/10.1016/S1286-935X(18)92752-8).
- [5] “SISTEMA ÓSEO: ESTRUCTURA Y FUNCION,” https://www.iqb.es/cbasicas/fisio/cap06/cap6_1.htm#intro.
- [6] J. R. Caeiro, P. González, and D. Guede, “Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea,” *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 5, no. 2, pp. 99–108, Jun. 2013, doi: [10.4321/S1889-836X2013000200007](https://doi.org/10.4321/S1889-836X2013000200007).
- [7] R. S. Cotran, V. Kumar, and S. L. Robbins, *Patología Estructural y Funcional Vol. II*, 4th ed. McGraw-Hill - Interamericana de España. S.A., 1990.
- [8] R. Levasseur, “Fisiología del tejido óseo,” *EMC - Podología*, vol. 21, no. 3, pp. 1–25, Aug. 2019, doi: [10.1016/s1762-827x\(19\)42712-0](https://doi.org/10.1016/s1762-827x(19)42712-0).
- [9] J. Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos, “Mechanical properties and the hierarchical structure of bone,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 20, no. 2, pp. 92–102, Mar. 1998, doi: [10.1016/S1350-4533\(98\)00007-1](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(98)00007-1).
- [10] J. González, D.M. Escobar, and C.P.O. Orozco, “Métodos de fabricación de cuerpos porosos de hidroxapatita, revisión del estado del arte,” *Revista ION*, vol. 27, no. 2, 2015.
- [11] D. Mainard, “Sustitutos óseos,” *EMC - Aparato Locomotor*, vol. 47, no. 2, pp. 1–11, Jun. 2014, doi: [10.1016/s1286-935x\(14\)67558-4](https://doi.org/10.1016/s1286-935x(14)67558-4).
- [12] M. V. García-Garduño and J. Reyes-Gasga, “LA HIDROXIAPATITA, SU IMPORTANCIA EN LOS TEJIDOS MINERALIZADOS Y SU APLICACIÓN BIOMÉDICA,” *Tip Revista Especializada en Ciencias Químico-Biológicas*, vol. 9, no. 2, pp. 90–95, 2006, [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=43211937005>
- [13] M. Gaona Latorre, “Recubrimientos biocompatibles obtenidos por Proyección Térmica y estudio in vitro de la función osteoblástica,” *TDX (Tesis Doctorals en Xarxa)*, Jun. 2007, Accessed: Dec. 11, 2020. [Online]. Available: <http://www.tdx.cat/handle/10803/1077>
- [14] A. Schindeler, R. J. Mills, J. D. Bobyn, and D. G. Little, “Preclinical Models for Orthopedic Research and Bone Tissue Engineering”, doi: [10.1002/jor.23824](https://doi.org/10.1002/jor.23824).
- [15] M. G. Mullender, D. D. van der Meer, R. Huiskes, and P. Lips, “Osteocyte density changes in aging and osteoporosis,” *Bone*, vol. 18, no. 2, pp. 109–113, Feb. 1996, doi: [10.1016/8756-3282\(95\)00444-0](https://doi.org/10.1016/8756-3282(95)00444-0).

- [16] D. Lacroix, "Biomechanical aspects of bone repair," in *Bone Repair Biomaterials*, Elsevier Inc., pp. 106–118, 2009, doi: 10.1533/9781845696610.1.106.
- [17] B. K. Hall, "Long Bone Growth," in *Bones and Cartilage*, Elsevier, 2015, pp. 503–511. doi: 10.1016/b978-0-12-416678-3.00032-x.
- [18] R. K. Fuchs, W. R. Thompson, and S. J. Warden, "Bone biology," in *Bone Repair Biomaterials*, Elsevier, 2019. doi: 10.1016/B978-0-08-102451-5.00002-0.
- [19] A. G. Robling, A. B. Castillo, and C. H. Turner, "Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 8, 2006. doi: 10.1146/annurev.bioeng.8.061505.095721.
- [20] J. M. Lazo Taracena, "Correlación entre osteosíntesis por placas y fijadores externos y la capacidad de elastodeformación del hueso bajo sollicitaciones mecánicas fisiológicas: su influencia en la osteogénesis reparadora. Estudio experimental," Sep. 1990, Accessed: Sep. 17, 2021. [Online]. Available: <https://idus.us.es/handle/11441/110957#.YURyIO-LjK0.mendeley>
- [21] F. Loi, L. A. Córdova, J. Pajarinen, T. hua Lin, Z. Yao, and S. B. Goodman, "Inflammation, fracture and bone repair," *Bone*, vol. 86, 2016. doi: 10.1016/j.bone.2016.02.020.
- [22] V. Kumar, A. Abbas, and J. Aster, "Huesos, articulaciones y tumores de tejidos blandos," in *Robbins. Patología humana*, 10th ed., Vinay Kumar, Abul Abbas, and Jon.C. Aster, Eds. Elsevier, pp. 797–848, 2018.
- [23] A. W. Ham and D. H. Cormack, *Ham's Histology*. 2002.
- [24] N. Reina and J. M. Laffosse, "Biomecánica del hueso: aplicación al tratamiento y a la consolidación de las fracturas," *EMC - Aparato Locomotor*, vol. 47, no. 3, 2014, doi: 10.1016/s1286-935x(14)68513-0.
- [25] B. A. Uthgenannt, M. H. Kramer, J. A. Hwu, B. Wopenka, and M. J. Silva, "Skeletal Self-Repair: Stress Fracture Healing by Rapid Formation and Densification of Woven Bone," *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 22, no. 10, Jun. 2007, doi: 10.1359/jbmr.0070614.
- [26] L. D. Hordon, M. Raisi, J. E. Aaron, S. K. Paxton, M. Beneton, and J. A. Kanis, "Trabecular architecture in women and men of similar bone mass with and without vertebral fracture: I. two-dimensional histology," *Bone*, vol. 27, no. 2, Aug. 2000, doi: 10.1016/S8756-3282(00)00329-X.
- [27] M. R. Allen, J. M. Hock, and D. B. Burr, "Periosteum: biology, regulation, and response to osteoporosis therapies," *Bone*, vol. 35, no. 5, Nov. 2004, doi: 10.1016/j.bone.2004.07.014.
- [28] H. Nakahara *et al.*, "Bone and cartilage formation in diffusion chambers by subcultured cells derived from the periosteum," *Bone*, vol. 11, no. 3, Jan. 1990, doi: 10.1016/8756-3282(90)90212-H.
- [29] Y. Ito, J. S. Fitzsimmons, A. Sanyal, M. A. Mello, N. Mukherjee, and S. W. O'Driscoll, "Localization of chondrocyte precursors in periosteum," *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 9, no. 3, Apr. 2001, doi: 10.1053/joca.2000.0378.
- [30] E. Hohmann, R. Elde, J. Rysavy, S. Einzig, and R. Gebhard, "Innervation of periosteum and bone by sympathetic vasoactive intestinal peptide-containing nerve fibers," *Science*, vol. 232, no. 4752, May 1986, doi: 10.1126/science.3518059.
- [31] J. Taylor, *The periosteum and bone growth*, vol. Bone Growth VI. Boca Raton: CRC Press, 1992.
- [32] V. C. Mow and R. Huiskes, "A brief history of science and orthopaedic biomechanics," in *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology*, Wolters Kluwer Health, 2004.
- [33] V. C. Mow and Rik. Huiskes, *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*, Third edition. Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [34] J. L. Peris, "Estudio biomecánico de la fractura," in *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*, Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia, pp. 159–212, 1999.
- [35] S. J. Eppell, B. N. Smith, H. Kahn, and R. Ballarini, "Nano measurements with micro-devices: mechanical properties of hydrated collagen fibrils," *Journal of The Royal Society Interface*, vol. 3, no. 6, pp. 117–121, Feb. 2006, doi: 10.1098/rsif.2005.0100.

- [36] P. Fratzl, H. S. Gupta, E. P. Paschalis, and P. Roschger, "Structure and mechanical quality of the collagen–mineral nano-composite in bone," *J. Mater. Chem.*, vol. 14, no. 14, 2004, doi: 10.1039/B402005G.
- [37] A. K. Nair, A. Gautieri, S.-W. Chang, and M. J. Buehler, "ARTICLE Molecular mechanics of mineralized collagen fibrils in bone," *Nature Communications*, 2013, doi: 10.1038/ncomms2720.
- [38] A. Ascenzi and E. Bonucci, "The compressive properties of single osteons," *The Anatomical Record*, vol. 161, no. 3, Jul. 1968, doi: 10.1002/ar.1091610309.
- [39] A. Ascenzi and E. Bonucci, "THE ULTIMATE TENSILE STRENGTH OF SINGLE OSTEONS," *Cells Tissues Organs*, vol. 58, no. 1–2, 1964, doi: 10.1159/000142580.
- [40] A. Ascenzi, P. Baschieri, and A. Benvenuti, "The bending properties of single osteons," *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 8, Jan. 1990, doi: 10.1016/0021-9290(90)90023-V.
- [41] A. Ascenzi, P. Baschieri, and A. Benvenuti, "The torsional properties of single selected osteons," *Journal of Biomechanics*, vol. 27, no. 7, Jul. 1994, doi: 10.1016/0021-9290(94)90260-7.
- [42] R. B. Martin, V. A. Gibson, S. M. Stover, J. C. Gibeling, and L. V. Griffins, "Osteonal structure in the equine third metacarpus," *Bone*, vol. 19, no. 2, Aug. 1996, doi: 10.1016/8756-3282(96)00167-6.
- [43] M. M. Giraud-Guille, "Twisted plywood architecture of collagen fibrils in human compact bone osteons," *Calcified Tissue International*, vol. 42, no. 3, May 1988, doi: 10.1007/BF02556330.
- [44] Raspanti M, Guizzardi S, Strocchi R, and Ruggeri A., "Different fibrillar architectures coexisting in Haversian bone.," *Different fibrillar architectures coexisting in Haversian bone.*, pp. 103–112, 1995.
- [45] J. García-Rodríguez and · J Martínez-Reina, "Elastic properties of woven bone: effect of mineral content and collagen fibrils orientation," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 16, pp. 159–172, 2017, doi: 10.1007/s10237-016-0808-z.
- [46] M. B. Schaffler and D. B. Burr, "Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density," *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 1, Jan. 1988, doi: 10.1016/0021-9290(88)90186-8.
- [47] J. Y. Rho, R. B. Ashman, and C. H. Turner, "Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements," *Journal of Biomechanics*, vol. 26, no. 2, Feb. 1993, doi: 10.1016/0021-9290(93)90042-D.
- [48] Reilly DT and Burstein AH, "The mechanical properties of cortical bone," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 56, no. 5, pp. 1001–1022, Jul. 1974.
- [49] D. Carter and W. Hayes, "Bone compressive strength: the influence of density and strain rate," *Science*, vol. 194, no. 4270, Dec. 1976, doi: 10.1126/science.996549.
- [50] H. Chen, X. Zhou, H. Fujita, M. Onozuka, and K.-Y. Kubo, "Age-Related Changes in Trabecular and Cortical Bone Microstructure," *International Journal of Endocrinology*, vol. 2013, 2013, doi: 10.1155/2013/213234.
- [51] J. C. Rice, S. C. Cowin, and J. A. Bowman, "On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density," *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 2, Jan. 1988, doi: 10.1016/0021-9290(88)90008-5.
- [52] J. Wolff, *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald, 1892.
- [53] J.C. Runkle and J. Pugh, "The micro-mechanics of cancellous bone. II. Determination of the elastic modulus of individual trabeculae by a buckling analysis," *Bull Hosp Joint Dis*, vol. 36, no. 1, pp. 2–10, Apr. 1975.
- [54] J. L. Williams and J. L. Lewis, "Properties and an Anisotropic Model of Cancellous Bone From the Proximal Tibial Epiphysis," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 104, no. 1, Feb. 1982, doi: 10.1115/1.3138303.
- [55] A. Sanyal, A. Gupta, H. H. Bayraktar, R. Y. Kwon, and T. M. Keaveny, "Shear strength behavior of human trabecular bone," *Journal of Biomechanics*, vol. 45, no. 15, pp. 2513–2519, Oct. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.07.023.

- [56] J. C. Lotz, T. N. Gerhart, and W. C. Hayes, "Mechanical Properties of Trabecular Bone from the Proximal Femur," *Journal of Computer Assisted Tomography*, vol. 14, no. 1, Jan. 1990, doi: 10.1097/00004728-199001000-00020.
- [57] L. J. Doershuk *et al.*, "Complex variation of trabecular bone structure in the proximal humerus and femur of five modern human populations," 2018, doi: 10.1002/ajpa.23725.
- [58] Currey JD, "What determines the bending strength of compact bone?," *The Journal of Experimental Biology*, vol. 202, p. undefined, Sep. 1999.
- [59] O. Lindahl and Å. G. H. Lindgren, "Cortical Bone in Man: III. *Variation of Compressive Strength with Age and Sex*," *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 39, no. 1–3, Jan. 1968, doi: 10.3109/17453676808989447.
- [60] M. R. Bosisio, M. Talmant, W. Skalli, P. Laugier, and D. Mitton, "Apparent Young's modulus of human radius using inverse finite-element method," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 9, Jan. 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.018.
- [61] Motoshima T., "Studies on the strength of bending of human long extremity bones," *J Kyoto Pref Med Univ*, vol. 68, pp. 1377–1397, 1960.
- [62] J. Lawrence Katz, "Anisotropy of Young's modulus of bone."
- [63] J. D. Currey, "The relationship between the stiffness and the mineral content of bone," *Journal of Biomechanics*, vol. 2, no. 4, Oct. 1969, doi: 10.1016/0021-9290(69)90023-2.
- [64] R. M. V. Pidaparti, A. Chandran, Y. Takano, and C. H. Turner, "Bone mineral lies mainly outside collagen fibrils: Predictions of a composite model for osternal bone," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 7, Jul. 1996, doi: 10.1016/0021-9290(95)00147-6.
- [65] J. D. Currey, "Three analogies to explain the mechanical properties of bone," *Biorheology*, vol. 2, no. 1, Jul. 1964, doi: 10.3233/BIR-1964-2101.
- [66] K. Piekarski, "Analysis of bone as a composite material," *International Journal of Engineering Science*, vol. 11, no. 6, pp. 557–565, Jun. 1973, doi: 10.1016/0020-7225(73)90018-9.
- [67] C. Hirsch and O. da Silva, "The Effect of Orientation on Some Mechanical Properties of Femoral Cortical Specimens," *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 38, no. 1–4, Jan. 1967, doi: 10.3109/17453676708989618.
- [68] U. Akiva, H. D. Wagner, and S. Weiner, "Modelling the three-dimensional elastic constants of parallel-fibred and lamellar bone," 1998.
- [69] C. I. U. of S. Institute of Mechanics, "Modelling of the inhomogeneities within the human intervertebral disc. Report No. 04-II-10 - Scientific Figure on ResearchGate," Dec. 2004.
- [70] R. O. Ritchie, J. H. Kinney, J. J. Kruzic, and R. K. Nalla, "Invited Article A fracture mechanics and mechanistic approach to the failure of cortical bone", doi: 10.1111/j.1460-2695.2005.00878.x.
- [71] E. F. Morgan, G. L. Barnes, and T. A. Einhorn, "The Bone Organ System: Form and Function," *Osteoporosis: Fourth Edition*, pp. 3–20, Jan. 2013, doi: 10.1016/B978-0-12-415853-5.00001-7.
- [72] S. Kaptoge, T.J. Beck, J. Reeve, K.L. Stone, T.A. Hillier, J.A. Cauley and S.R. Cummings, "Prediction of Incident Hip Fracture Risk by Femur Geometry Variables Measured by Hip Structural Analysis in the Study of Osteoporotic Fractures," *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 23, no. 12, Dec. 2008, doi: 10.1359/jbmr.080802.
- [73] Y. Lu, "Computational modelling of bone microstructure," 2021, doi: 10.1016/B978-0-12-819531-4.00011-0.
- [74] P. K. Zysset, E. Dall'ara, P. Varga, and D. H. Pahr, "Finite element analysis for prediction of bone strength," *BoneKEY Reports*, vol. 2, p. 386, 2013, doi: 10.1038/bonekey.2013.120.
- [75] Y. L. Id, J. He, H. Zhu, and Y. Wang, "Effect of parathyroid hormone on the structural, densitometric and failure behaviors of mouse tibia in the spatiotemporal space," 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0219575.

- [76] B. Werner, M. Ovesy, P. K. Zysset, and C. K. Philippe Zysset, “An explicit micro-FE approach to investigate the post-yield behaviour of trabecular bone under large deformations,” 2019, doi: 10.1002/cnm.3188.
- [77] A. Geier, M. Keibach, E. Soodmand, C. Woernle, D. Kluess, and R. Bader, “Neuro-musculoskeletal flexible multibody simulation yields a framework for efficient bone failure risk assessment”, doi: 10.1038/s41598-019-43028-6.
- [78] F. París and V. Mantič, “Mecánica de la Fractura.” Sevilla, 2019.
- [79] G. M. Treece, A. H. Gee, P. M. Mayhew, and K. E. S. Poole, “High resolution cortical bone thickness measurement from clinical CT data,” *Medical Image Analysis*, vol. 14, no. 3, pp. 276–290, Jun. 2010, doi: 10.1016/j.media.2010.01.003.
- [80] U. Wolfram and J. Schwiedrzik, “Post-yield and failure properties of cortical bone,” *BoneKEy Reports*, vol. 5, Aug. 2016, doi: 10.1038/bonekey.2016.60.
- [81] F. Linde, I. Hvid, and B. Pongsoipetch, “Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 7, no. 3, May 1989, doi: 10.1002/jor.1100070316.
- [82] J. S. Nyman, A. Roy, X. Shen, R. L. Acuna, J. H. Tyler, and X. Wang, “The influence of water removal on the strength and toughness of cortical bone,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 5, Jan. 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.01.012.
- [83] M. Perez-Viloria, J. C. Villa-Camacho, A. Vaziri, and A. Nazarian, “Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review,” 2015, doi: 10.1115/1.4029176.
- [84] R. O. Ritchie, J. H. Kinney, J. J. Kruzic, and R. K. Nalla, “Invited Article A fracture mechanics and mechanistic approach to the failure of cortical bone”, doi: 10.1111/j.1460-2695.2005.00878.x.
- [85] Z. Feng, J. Rho, S. Han, and I. Ziv, “Orientation and loading condition dependence of fracture toughness in cortical bone,” *Materials Science and Engineering C*, vol. 11, no. 1, pp. 41–46, Jun. 2000, doi: 10.1016/S0928-4931(00)00142-9.
- [86] E. Preiß, “Fracture Toughness of Freestanding Metallic Thin Films Studied by Bulge Testing,” 2018.
- [87] C. U. Brown, Y. N. Yeni, and T. L. Norman, “Fracture toughness is dependent on bone location? A study of the femoral neck, femoral shaft, and the tibial shaft,” *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 49, no. 3, Mar. 2000, doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(20000305)49:3<380::AID-JBM11>3.0.CO;2-W.
- [88] R. K. Nalla, J. H. Kinney, and R. O. Ritchie, “Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone,” *Nature Materials*, vol. 2, no. 3, Mar. 2003, doi: 10.1038/nmat832.
- [89] X. Wang, X. Shen, X. Li, and C. Mauli Agrawal, “Age-related changes in the collagen network and toughness of bone,” *Bone*, vol. 31, no. 1, Jul. 2002, doi: 10.1016/S8756-3282(01)00697-4.
- [90] S. Kaur, R. A. Cutler, and D. K. Shetty, “Short-Crack Fracture Toughness of Silicon Carbide,” *Journal of the American Ceramic Society*, vol. 92, no. 1, Jan. 2009, doi: 10.1111/j.1551-2916.2008.02829.x.
- [91] M. E. Toygar, M. Toparli, and B. Uyulgan, “An Investigation of Fracture Toughness of Carbon/Epoxy Composites,” *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, vol. 25, no. 18, Dec. 2006, doi: 10.1177/0731684406069916.
- [92] T. Czigány, J. Vad, and K. Pölöskei, “Basalt fiber as a reinforcement of polymer composites,” *Periodica Polytechnica, Mechanical Engineering*, vol. 49, pp. 3–14, Jan. 2005.
- [93] D. Vashishth, J. C. Behiri, and W. Bonfield, “Crack growth resistance in cortical bone: Concept of microcrack toughening,” *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 8, pp. 763–769, Aug. 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(97)00029-8.
- [94] Y. N. Yeni, C. U. Brown, Z. Wang, and T. L. Norman, “The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia,” *Bone*, vol. 21, no. 5, pp. 453–459, Nov. 1997, doi: 10.1016/S8756-3282(97)00173-7.

- [95] R. K. Nalla, J. J. Kruzic, J. H. Kinney, and R. O. Ritchie, "Mechanistic aspects of fracture and R-curve behavior in human cortical bone," *Biomaterials*, vol. 26, no. 2, Jan. 2005, doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.02.017.
- [96] R. O. Ritchie, M. J. Buehler, and P. Hansma, "Plasticity and toughness in bone," *Physics Today*, vol. 62, no. 6, Jun. 2009, doi: 10.1063/1.3156332.
- [97] M. J. Buehler, "Molecular nanomechanics of nascent bone: fibrillar toughening by mineralization Related content," *Nanotechnology*, vol. 18, no. 29, pp. 295102, Jul. 2007, doi: 10.1088/0957-4484/18/29/295102.
- [98] T. Osada, A. Watabe, J. Yamamoto, J.C. Brouwer, C. Kwakernaak, S. Ozaki, S. van der Zwaag, W.G. Sloof, "Full strength and toughness recovery after repeated cracking and healing in bone-like high temperature ceramics," *Scientific Reports*, vol. 10, Nov. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-75552-1.
- [99] R. O. Ritchie, "Mechanisms of fatigue-crack propagation in ductile and brittle solids," *International Journal of Fracture*, vol. 100, pp. 55–83, Nov. 1999, <https://doi.org/10.1023/A:1018655917051>
- [100] X. Wang, D. Li, and R. Hao, "Toughening Mechanism of the Bone — Enlightenment from the Microstructure of Goat Tibia," *Science and Engineering of Composite Materials*, vol. 27, no. 1, Mar. 2020, doi: 10.1515/secm-2020-0006.
- [101] C. L. Malik, S. M. Stover, R. B. Martin, and J. C. Gibeling, "Equine cortical bone exhibits rising R-curve fracture mechanics," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, no. 2, Feb. 2003, doi: 10.1016/S0021-9290(02)00362-7.
- [102] J. C. Behiri and W. Bonfield, "Fracture mechanics of bone-The effects of density, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture," *Journal of Biomechanics*, vol. 17, no. 1, pp. 25–34, Jan. 1984, doi: 10.1016/0021-9290(84)90076-9.
- [103] F. J. O'Brien, D. Taylor, and T. C. Lee, "The effect of bone microstructure on the initiation and growth of microcracks," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 23, no. 2, pp. 475-480, Mar. 2005, DOI: 10.1016/j.orthres.2004.08.005.
- [104] M. J. Mirzaali, A. Bürki, J. Schwiedrzik, P. K. Zysset, and U. Wolfram, "Continuum damage interactions between tension and compression in osteonal bone," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 49, pp. 355–369, Sep. 2015, doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.05.007.
- [105] G. Perkins, *The ruminations of an orthopaedic surgeon*. Londres: Butterworth, 1970.
- [106] Currey J. D., "The mechanical properties of bone," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 73, pp. 209–231, 1970.
- [107] R. L. Allum and M. A. S. Mowbray, "A retrospective review of the healing of fractures of the shaft of the tibia with special reference to the mechanism of injury," *Injury*, vol. 11, no. 4, May 1980, doi: 10.1016/0020-1383(80)90102-3.
- [108] E. F. Morgan and M. L. Bouxsein, "Biomechanics of Bone and Age-Related Fractures," in *Principles of Bone Biology*, Elsevier, 2008. doi: 10.1016/B978-0-12-373884-4.00024-0.
- [109] S. Muminagic, "History of Bone Fracture: Treatment and Immobilization," *Materia Socio Medica*, vol. 23, no. 2, 2011, doi: 10.5455/msm.2011.23.111-116.
- [110] H. Ellis and S. Abdalla, "Surgery in Ancient Greece and Rome," in *A History of Surgery*, Third edition. | Boca Raton, Florida: CRC Press, [2019] |: CRC Press, 2018. doi: 10.1201/9780429461743.
- [111] M. H. Pope, "Giovanni Alfonso Borelli??The Father of Biomechanics," *Spine*, vol. 30, no. 20, Oct. 2005, doi: 10.1097/01.brs.0000182314.49515.d8.
- [112] P. Hernigou, "History of external fixation for treatment of fractures", doi: 10.1007/s00264-016-3324-y.
- [113] B. Joseph Lister and Si. Joseph Fayrer, "ON THE TREATMENT OF FRACTURE OF TE PATELLA.", Delie at the FYt Meeting of the S&eion of the Medical Society of London.
- [114] T. Biliti, "TREATMENT OF FRACTURES."
- [115] C. Hansmann, "Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei complicierten Frakturen," *Verh.*

Deutsche Gesellschaft für Chirurgie, 1886.

- [116] A. Lambotte, “Chirurgie opératoire des fractures,” *Masson*, 1913.
- [117] M. E. Müller, M. Allgöwer, R. Schneider, and H. Willenegger, *Manual of INTERNAL FIXATION*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1991. doi: 10.1007/978-3-662-02695-3.
- [118] K. A. Egol, E. N. Kubiak, E. Fulkerson, F. J. Kummer, and K. J. Koval, “Biomechanics of Locked Plates and Screws,” *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 18, no. 8, Sep. 2004, doi: 10.1097/00005131-200409000-00003.
- [119] S. M. Perren, “Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation,” *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 138, pp. 175–196, 1979.
- [120] F. Baumgaertel, M. Buhl, and B. A. Rahn, “Fracture healing in biological plate osteosynthesis,” *Injury*, vol. 29, Dec. 1998, doi: 10.1016/S0020-1383(98)95002-1.
- [121] R. Schenk and H. Willenegger, “Zum histologischen Bild der sogenannten Primärheilung der Knochenkompakta nach experimentellen Osteotomien am Hund,” *Experientia*, vol. 19, no. 11, Nov. 1963, doi: 10.1007/BF02151009.
- [122] S. M. Perren, K. Mane, O. Pohler, M. Predieri, S. Steinemann, and E. Gautier, “The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP),” *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 109, no. 6, 1990, doi: 10.1007/BF00636166.
- [123] P. Augat and C. von Rüden, “Evolution of fracture treatment with bone plates,” *Injury*, vol. 49, Jun. 2018, doi: 10.1016/S0020-1383(18)30294-8.
- [124] L. Claes, N. Meyers, J. Schü, S. Reitmaier, S. Klose, and A. Ignatius, “The mode of interfragmentary movement affects bone formation and revascularization after callus distraction,” 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0202702.
- [125] E. Gautier and R. P. Jacob, “Biomechanics of Osteosynthesis by Screwed Plates,” in *Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics*, London: Springer London, 2004. doi: 10.1007/978-1-4471-3774-0_34.
- [126] S. Perren, “Fracture healing: fracture healing understood as the result of a fascinating cascade of physical and biological interactions. Part II,” *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.*, vol. 82, pp. 13–21, 2015.
- [127] M. Gardner, D. Helfet, and D. Lorich, “Has locked plating completely replaced conventional plating?,” *American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, vol. 33, pp. 439–446, Oct. 2004.
- [128] P. Henle, K. Ortlieb, K. Kuminack, C. A. Mueller, and N. P. Suedkamp, “Problems of bridging plate fixation for the treatment of forearm shaft fractures with the locking compression plate,” *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 131, no. 1, Jan. 2011, doi: 10.1007/s00402-010-1119-y.
- [129] B. Beale, “Orthopedic clinical techniques femur fracture repair,” *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, vol. 19, no. 3, Aug. 2004, doi: 10.1053/j.ctsap.2004.09.006.
- [130] S. Miramini, L. Zhang, M. Richardson, P. Mendis, A. Oloyede, and P. Ebeling, “The relationship between interfragmentary movement and cell differentiation in early fracture healing under locking plate fixation,” *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, vol. 39, no. 1, pp. 123–133, Mar. 2016, doi: 10.1007/s13246-015-0407-9.
- [131] P. Augat, K. Margevicius, J. Simon, S. Wolf, G. Suger, and L. Claes, “Local tissue properties in bone healing: Influence of size and stability of the osteotomy gap,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 16, no. 4, Jul. 1998, doi: 10.1002/jor.1100160413.
- [132] G. Piétu and M. Ehlinger, “Minimally invasive internal fixation of distal femur fractures,” *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, vol. 103, no. 1. Elsevier Masson SAS, pp. S161–S169, Feb. 01, 2017. doi: 10.1016/j.otsr.2016.06.025.
- [133] “Sistema de estabilización menos invasivo (LISS) para placas LISS y LCP PLT.” DePuy Synthes, Oberdorf, 2017.

- [134] S. Tepic and S. M. Perren, "The biomechanics of the PC-Fix internal fixator," *Injury*, vol. 26, no. SUPPL. 2, p. B5, Jan. 1995, doi: 10.1016/0020-1383(95)96892-8.
- [135] J. Cordey, M. Borgeaud, and S. M. Perren, "Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone," *Injury*, vol. 31, Sep. 2000, doi: 10.1016/S0020-1383(00)80028-5.
- [136] S. M. Perren, "Evolution and rationale of locked internal fixator technology," *Injury*, vol. 32, Sep. 2001, doi: 10.1016/S0020-1383(01)00120-6.
- [137] S. Perren, "Biological internal fixation interface between biology and biomechanics," *European Cells and Materials*, vol. 5, Jul. 2003.
- [138] E. Gautier and C. Sommer, "Guidelines for the clinical application of the LCP," *Injury*, vol. 34, Nov. 2003, doi: 10.1016/j.injury.2003.09.026.
- [139] D. M. Beingsner, S. E. Nork, J. Agel, and D. Viskontas, "A Fragment-Specific Approach to Type IID Monteggia Elbow Fracture–Dislocations," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 25, no. 7, Jul. 2011, doi: 10.1097/BOT.0b013e3181fc6255.
- [140] C. Sommer, R. Babst, M. Müller, and B. Hanson, "Locking Compression Plate Loosening and Plate Breakage," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 18, no. 8, Sep. 2004, doi: 10.1097/00005131-200409000-00016.
- [141] M. Ahmad, R. Nanda, A. S. Bajwa, J. Candal-Couto, S. Green, and A. C. Hui, "Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability?," *Injury*, vol. 38, no. 3, Mar. 2007, doi: 10.1016/j.injury.2006.08.058.
- [142] D. L. Miller and T. Goswami, "A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing," *Clinical Biomechanics*, vol. 22, no. 10, Dec. 2007, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.004.
- [143] K. Klaue, I. Fengels, and S. M. Perren, "Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates," *Injury*, vol. 31, May 2000, doi: 10.1016/S0020-1383(00)80043-1.
- [144] R. Jain, N. Podworny, T. M. Hupel, J. Weinberg, and E. H. Schemitsch, "Influence of Plate Design on Cortical Bone Perfusion and Fracture Healing in Canine Segmental Tibial Fractures," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 13, no. 3, Mar. 1999, doi: 10.1097/00005131-199903000-00005.
- [145] S. Döbele *et al.*, "The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness," *Langenbeck's Archives of Surgery*, vol. 395, no. 4, Apr. 2010, doi: 10.1007/s00423-010-0636-z.
- [146] J. D. Adams, S. L. Tanner, and K. J. Jeray, "Far Cortical Locking Screws in Distal Femur Fractures," *Orthopedics*, vol. 38, no. 3, Mar. 2015, doi: 10.3928/01477447-20150305-50.
- [147] M. Bottlang, S. Tsai, E. K. Bliven, B. Rechenberg, K. Klein, P. Augat, J. Henschel, D. C. Fitzpatrick and S. M. Madey, "Dynamic Stabilization with Active Locking Plates Delivers Faster, Stronger, and More Symmetric Fracture-Healing," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 98, no. 6, pp. 466–474, Mar. 2016, doi: 10.2106/JBJS.O.00705.
- [148] S. M. Perren, "Backgrounds of the technology of internal fixators," *Injury*, vol. 34, Nov. 2003, doi: 10.1016/j.injury.2003.09.018.
- [149] K. Stoffel, U. Dieter, G. Stachowiak, A. Gächter, and M. S. Kuster, "Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled?," *Injury*, vol. 34, Nov. 2003, doi: 10.1016/j.injury.2003.09.021.
- [150] K. M. Pawelec, "Introduction to the challenges of bone repair," in *Bone Repair Biomaterials*, Elsevier, pp. 1–13., 2019, doi: 10.1016/b978-0-08-102451-5.00001-9.
- [151] K. M. Pawelec, A. A. White, and S. M. Best, "Properties and characterization of bone repair materials," in *Bone Repair Biomaterials*, Elsevier, pp. 65–102., 2019, doi: 10.1016/b978-0-08-102451-5.00004-4.
- [152] *Powder Diffraction*. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2006. doi: 10.1007/3-540-27986-5.

- [153] B. H. Stuart, *Infrared Spectroscopy: Fundamentals and Applications*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2004. doi: 10.1002/0470011149.
- [154] S. Takaki, K. Kawasaki, and Y. Kimura, "Mechanical properties of ultra fine grained steels," in *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 117, no. 3, pp. 359–363., Nov. 2001, doi: 10.1016/S0924-0136(01)00797-X.
- [155] H. E. Placko, S. A. Brown, and J. H. Payer, "Effects of microstructure on the corrosion behavior of CoCr porous coatings on orthopedic implants," *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 39, no. 2, Feb. 1998, doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(199802)39:2<292::AID-JBM17>3.0.CO;2-F.
- [156] B. Otsuki, M. Takemoto, S. Fujibayashi, M. Neo, T. Kokubo, and T. Nakamura, "Pore throat size and connectivity determine bone and tissue ingrowth into porous implants: Three-dimensional micro-CT based structural analyses of porous bioactive titanium implants," *Biomaterials*, vol. 27, no. 35, pp. 5892–5900, Dec. 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.08.013.
- [157] D. Zhao, Z. Ma, T. Wang, and B. Liu, "Biocompatible Porous Tantalum Metal Plates in the Treatment of Tibial Fracture," *Orthopaedic Surgery*, vol. 11, no. 2, Apr. 2019, doi: 10.1111/os.12432.
- [158] T. Dutta Roy, J. L. Simon, J. L. Ricci, E. Dianne Rekow, V. P. Thompson, and J. Russell Parsons, "Performance of degradable composite bone repair products made via three-dimensional fabrication techniques," 2003.
- [159] K. M. Pawelec, S. M. Best, and R. E. Cameron, "Collagen: a network for regenerative medicine," *Journal of Materials Chemistry B*, vol. 4, no. 40, 2016, doi: 10.1039/C6TB00807K.
- [160] A. Ghaffar, P. J. Schoenmakers, and S. van der Wal, "Methods for the Chemical Analysis of Degradable Synthetic Polymeric Biomaterials," *Critical Reviews in Analytical Chemistry*, vol. 44, no. 1, pp. 23–40, 2014, doi: 10.1080/10408347.2013.831729.
- [161] J. K. Steehler, "Chemical Analysis: Modern Instrumentation Methods and Techniques, 2nd Edition (Francis Rouessac and Annick Rouessac)," *Journal of Chemical Education*, vol. 85, no. 3, Mar. 2008, doi: 10.1021/ed085p373.
- [162] M. Barczyk, S. Carracedo, and D. Gullberg, "Integrins," *Cell and Tissue Research*, vol. 339, no. 1, Jan. 2010, doi: 10.1007/s00441-009-0834-6.
- [163] J. M. Lawton *et al.*, "The effect of cationically-modified phosphorylcholine polymers on human osteoblasts in vitro and their effect on bone formation in vivo," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 28, no. 9, Sep. 2017, doi: 10.1007/s10856-017-5958-8.
- [164] G. Mattei, C. Ferretti, A. Tirella, A. Ahluwalia, and M. Mattioli-Belmonte, "Decoupling the role of stiffness from other hydroxyapatite signalling cues in periosteal derived stem cell differentiation OPEN," *Nature Publishing Group*, 2015, doi: 10.1038/srep10778.
- [165] V. Ganesh, K. Ramakrishna, and D. N. Ghista, "Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 4, no. 1, Dec. 2005, doi: 10.1186/1475-925X-4-46.
- [166] M. Kfuri, F. Fogagnolo, and R. E. Pires, "Biomechanics of Plate and Screw Constructs for Fracture Fixation," in *Essential Biomechanics for Orthopedic Trauma*, Cham: Springer International Publishing, 2020. doi: 10.1007/978-3-030-36990-3_12.
- [167] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, and J. E. Lemons, "Biomaterials Science: An Evolving, Multidisciplinary Endeavor," in *Biomaterials Science*, Elsevier, 2013. doi: 10.1016/B978-0-08-087780-8.00153-4.
- [168] D. F. Williams, "Definitions in biomaterials: Proceedings of a consensus conference of the European Society for Biomaterials, Chester, England, March 3-5, 1986," 1987.
- [169] M. Navarro, A. Michiardi, O. Castaño, and J. A. Planell, "Biomaterials in orthopaedics", doi: 10.1098/rsif.2008.0151.
- [170] T. Tateishi, "BIomaterial-Tissue Interfaces," *Advances in Biomaterials*, vol. 10, p. 89, 1992, Accessed: Jun. 04, 2021. [Online]. Available: <http://ci.nii.ac.jp/naid/10003804436/en/>

- [171] J. O. Hollinger, Ed., *An Introduction to Biomaterials*. CRC Press, 2011. doi: 10.1201/b11561.
- [172] W. A. Lane, "Some Remarks on the Treatment of Fractures," *BMJ*, vol. 1, no. 1790, Apr. 1895, doi: 10.1136/bmj.1.1790.861.
- [173] M. Newman, "A SHORT HISTORY ON THE ORIGIN AND DEVELOPMENT OF STAINLESS STEEL," <https://www.materials.sandvik/es-es/materials-center/expert-columns/archive/2020/01/a-short-history-on-the-origin-and-development-of-stainless-steel/>, Jan. 24, 2020.
- [174] M. Niinomi, "Recent metallic materials for biomedical applications," *Metallurgical and Materials Transactions A*, vol. 33, no. 3, Mar. 2002, doi: 10.1007/s11661-002-0109-2.
- [175] U. Kamachi Mudali, T.M. Sridhar, N. Eliaz, and B. Raj, "Failures of Stainless Steel Orthopedic Devices - Causes and Remedies," *Corrosion Reviews*, vol. 21, no. 2–3, Jun. 2003, doi: 10.1515/CORREVE.2003.21.2-3.231.
- [176] Y. Ren, H. Zhao, K. Yang, and Y. Zhang, "Biomechanical compatibility of high strength nickel free stainless steel bone plate under lightweight design," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 101, Aug. 2019, doi: 10.1016/j.msec.2019.03.082.
- [177] M. A. Khan, R. L. Williams, and D. F. Williams, "The corrosion behaviour of Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb and Ti-13Nb-13Zr in protein solutions," *Biomaterials*, vol. 20, no. 7, pp. 631–637, Apr. 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(98)00217-8.
- [178] M. Niinomi, "Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods," *Science and Technology of Advanced Materials*, vol. 4, no. 5. No longer published by Elsevier, pp. 445–454, Sep. 01, 2003. doi: 10.1016/j.stam.2003.09.002.
- [179] Q. Chen and G. A. Thouas, "Metallic implant biomaterials," *Materials Science and Engineering R: Reports*, vol. 87. Elsevier Ltd, pp. 1–57, Jan. 01, 2015. doi: 10.1016/j.mser.2014.10.001.
- [180] B. Szaraniec, M. Dworak, and J. Chłopek, "Resorbable polymer plates in maxillofacial surgery," *Engineering of Biomaterials*, vol. 88, Dec. 2009.
- [181] H. Mehboob and S.-H. Chang, "Application of composites to orthopedic prostheses for effective bone healing: A review," *Composite Structures*, vol. 118, pp. 328–341, Dec. 2014, doi: 10.1016/j.compstruct.2014.07.052.
- [182] GW Bradley, GB McKenna, HK Dunn, AU Daniels, and WO Statton, "Effects of flexural rigidity of plates on bone healing," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 61, no. 6A, pp. 866–872, Sep. 1979.
- [183] K. Tayton, C. Johnson-Nurse, B. McKibbin, J. Bradley, and G. Hastings, "The use of semi-rigid carbon-fibre-reinforced plastic plates for fixation of human fractures. Results of preliminary trials," *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 64-B, no. 1, pp. 105–111, Feb. 1982, doi: 10.1302/0301-620X.64B1.7040407.
- [184] D. Pemberton, B. McKibbin, R. Savage, K. Tayton, and D. Stuart, "Carbon-fibre reinforced plates for problem fractures," *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 74-B, no. 1, pp. 88–92, Jan. 1992, doi: 10.1302/0301-620X.74B1.1732273.
- [185] D. J. Hak, C. Mauffrey, D. Seligson, and B. Lindeque, "Use of Carbon-Fiber-Reinforced Composite Implants in Orthopedic Surgery," *Orthopedics*, vol. 37, no. 12, pp. 825–830, Dec. 2014, doi: 10.3928/01477447-20141124-05.
- [186] M. R. Hillock and B. S. Howard, "Utility of Carbon Fiber Implants in Orthopedic Surgery: Literature Review," *Reconstructive Review*, vol. 4, no. 1, pp. 23–32, May 2014, doi: 10.15438/rr.v4i1.55.
- [187] D. J. Hak, R. Banegas, K. Ipaktchi, and C. Mauffrey, "Evolution of plate design and material composition," *Injury*, vol. 49, pp. S8–S11, Jun. 2018, doi: 10.1016/S0020-1383(18)30295-X.
- [188] "<https://www.carbo-fix.com/technology>."
- [189] D. Baker, S. S. Kadambande, and P. M. Alderman, "Carbon fibre plates in the treatment of femoral periprosthetic fractures," *Injury*, vol. 35, no. 6, pp. 596–598, Jun. 2004, doi: 10.1016/J.INJURY.2003.10.014.
- [190] K. Singha, "Short Review on Basalt Fiber," *International Journal of Textile Science*, vol. 1, no. 4, pp.

- 19–28, 2012.
- [191] V. Dhand, G. Mittal, K. Y. Rhee, S. J. Park, and D. Hui, “A short review on basalt fiber reinforced polymer composites,” *Composites Part B: Engineering*, vol. 73, pp. 166–180, May 2015, doi: 10.1016/J.COMPOSITESB.2014.12.011.
- [192] E. Monaldo, F. Nerilli, and G. Vairo, “Basalt-based fiber-reinforced materials and structural applications in civil engineering,” *Composite Structures*, vol. 214, pp. 246–263, Apr. 2019, doi: 10.1016/j.compstruct.2019.02.002.
- [193] X. Chen, N. Gu, H. L. Yang, W. Zhang, and Z. P. Luo, “Biocompatibility of basalt fibers – a new CPC-enhancing biomaterial for kyphoplasty,” 2011.
- [194] X. Chen, Y. Li, and N. Gu, “A novel basalt fiber-reinforced polylactic acid composite for hard tissue repair,” *Biomedical Materials*, vol. 5, no. 4, p. 044104, Aug. 2010, doi: 10.1088/1748-6041/5/4/044104.
- [195] Z. Huang, “Stiffness and strength design of composite bone plates,” *Composites Science and Technology*, vol. 65, no. 1, pp. 73–85, Jan. 2005, doi: 10.1016/j.compscitech.2004.06.006.
- [196] A. Mehboob and S.-H. Chang, “Effect of composite bone plates on callus generation and healing of fractured tibia with different screw configurations,” *Composites Science and Technology*, vol. 167, pp. 96–105, Oct. 2018, doi: 10.1016/j.compscitech.2018.07.039.
- [197] S. Bobby and M. A. Samad, “Epoxy composites in biomedical engineering,” in *Materials for Biomedical Engineering*, Elsevier, pp. 145–174., 2019, doi: 10.1016/B978-0-12-816874-5.00005-0.
- [198] G. V. B. Cochran, V. R. Palmieri, and R. E. Zickel, “Aramid-epoxy composite internal fixation plates: a pilot study,” *Clinical Biomechanics*, vol. 9, no. 5, pp. 315–322, Sep. 1994, doi: 10.1016/0268-0033(94)90045-0.
- [199] Z. S. Bagheri, I. el Sawi, E. H. Schemitsch, R. Zdero, and H. Bougherara, “Biomechanical properties of an advanced new carbon/flax/epoxy composite material for bone plate applications,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 20, pp. 398–406, Apr. 2013, doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.12.013.
- [200] “ASTM D3039 / D3039M - 17 Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials.” <https://www.astm.org/Standards/D3039> (accessed Oct. 21, 2021).
- [201] “AECMA prEN 2850,"Carbon fibre thermosetting resin unidirectional laminates, Compression test parallel to fibre direction"." 1997.
- [202] “UNE EN ISO 141129 - Materiales compuestos plásticos reforzados con fibras. Determinación de la respuesta de esfuerzo de cizalla/deformación de cizalla plana, que incluye el módulo y resistencia de cizalla plana, por el método de ensayo de tracción a +45°,” 1999.
- [203] “UNE-EN ISO 14126 - Materiales compuestos plásticos reforzados con fibra. Determinación de las propiedades de compresión en dirección paralela al plano de laminación,” 2001.
- [204] “Composite basalt fiber for 3D printing,” <https://basalt.today/2019/06/20459/>, 2019.
- [205] A. A. Dalinkevich, K. Z. Gumargalieva, S. S. Marakhovsky, and A. v. Soukhanov, “Modern Basalt Fibrous Materials and Basalt Fiber-Based Polymeric Composites,” *Journal of Natural Fibers*, vol. 6, no. 3, pp. 248–271, Aug. 2009, doi: 10.1080/15440470903123173.
- [206] H. Mehboob and S. H. Chang, “Effect of structural stiffness of composite bone plate–scaffold assembly on tibial fracture with large fracture gap,” *Composite Structures*, vol. 124, pp. 327–336, Jun. 2015, doi: 10.1016/J.COMPSTRUCT.2015.01.011.
- [207] K. Ramakrishna, I. Sridhar, S. Sivashanker, K. S. Khong, and D. N. Ghista, “Design of Fracture Fixation Plate for Necessary and Sufficient Bone Stress Shielding,” *JSME International Journal Series C*, vol. 47, no. 4, 2004, doi: 10.1299/jsmec.47.1086.
- [208] R. Dhason, S. Roy, and S. Datta, “A biomechanical study on the laminate stacking sequence in composite bone plates for vancouver femur B1 fracture fixation,” *Computer Methods and Programs in*

Biomedicine, vol. 196, p. 105680, Nov. 2020, doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105680.

- [209] N. D. Chakladar, L. T. Harper, and A. J. Parsons, “Optimisation of composite bone plates for ulnar transverse fractures,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 57, pp. 334–346, Apr. 2016, doi: 10.1016/J.JMBBM.2016.01.029.
- [210] “Norma I+D-E-243 - Ensayo de Digestión con ácido nítrico sobre laminados de fibra de carbono.” 2004.
- [211] “UNE-EN 2559:1997 - Material aeroespacial. Preimpregnados de fibra de carbono. Determinación de los contenidos de resina y fibra y de la masa de fibra por unidad de superficie.” 1997.
- [212] “UNE-EN ISO 11667 - Plásticos reforzados con fibra. Compuestos y preimpregnados para moldeo. Determinación del contenido en resina, fibra de refuerzo y carga mineral. Métodos de disolución,” 2000.
- [213] “UNE-EN ISO 1172:1999 Plásticos reforzados con vidrio textil. Preimpregnados, compuestos de moldeo y laminados. Determinación del contenido en vidrio textil y en carga mineral. Métodos de calcinación.” 1999.
- [214] M. J. Kirkby, “The fractal geometry of nature.”, Benoit B. Mandelbrot. W. H. Freeman and co., San Francisco, 1982., *Earth Surface Processes and Landforms*, vol. 8, no. 4, Jul. 1983, doi: 10.1002/esp.3290080415.

