



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Análisis del efecto de la forma geométrica y la técnica de
implantación del componente glenoideo en prótesis
anatómicas de hombro

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Martín Molina, Javier

Tutor/a: Rupérez Moreno, María José

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023

Agradecimientos

A mi tutora, María José Rupérez Moreno por su dedicación, paciencia y sabiduría a lo largo de este proyecto. Sin sus valiosos conocimientos y sugerencias siempre constructivas no estaría aquí hoy. Le estoy enormemente agradecido por dedicarme su tiempo y compromiso para ayudarme a alcanzar mis metas académicas.

A mis amigos, no tengo palabras suficientes para expresar cuánto valoro vuestras palabras de aliento, vuestras ideas y vuestra disposición para escucharme en momentos de duda han sido un verdadero salvavidas emocional. Gracias por estar ahí hasta el final.

Y finalmente, a mis padres, mi gratitud es eterna. Vuestra confianza inquebrantable en mí, vuestro amor incondicional y vuestro apoyo constante son los pilares que han sostenido mi espíritu a lo largo de los años. Vuestras palabras de aliento, vuestros abrazos cálidos y vuestra presencia en cada logro y desafío son mi mayor fuente de fortaleza.

Resumen

El hombro es una de las articulaciones con mayor prevalencia de desórdenes musculoesqueléticos en el cuerpo humano y, en casos severos, tiende a recurrir a la artroplastia de hombro. Esto no sólo repercute seriamente en la vida de las personas que padecen las afecciones, sino que supone una importante carga para el sistema sanitario. En el actual trabajo se ha estudiado el comportamiento biomecánico de varios modelos comunes de componentes glenoideos empleados en este ámbito con el fin de analizar la seguridad de estos.

Para ello se examinó a fondo el estado del arte referente a las geometrías y técnicas o trayectorias de implantación y se construyeron sobre la escápula los respectivos modelos con programas CAD. Para un mayor realismo, la geometría y propiedades de la escápula se obtuvieron a través de softwares específicos de segmentación y mapeado densitométricos. Tras el modelado, se incorporaron a un programa CAE las geometrías, las propiedades de los distintos materiales, las condiciones de contorno y las fuerzas según el ángulo de elevación del humero. Tras llevar a cabo un análisis por el método de los elementos finitos (MEF), los resultados de la simulación mostraron la distribución de tensiones y deformaciones en los distintos componentes.

Los resultados obtenidos indican, en general, un uso seguro de los tres modelos de implantes y de las dos colocaciones; con preferencia por la geometría incrustada (*inlay*), seguida del tipo clavija (*pegs*) y con relativamente baja influencia de la colocación empleada. En algunos casos, el efecto de concentración de tensiones genera tensiones puntuales que podrían afectar a medio – largo plazo al hueso trabecular. Sin embargo, la estabilidad del resto de estructuras, especialmente el hueso cortical, se encuentra más que garantizada.

De este trabajo se puede concluir que ciertas combinaciones de geometría y trayectoria de colocación favorecen la seguridad de los componentes articulares sobre otras y, tal como se ha comprobado, los resultados respetan la jerarquía presente en la literatura científica hasta la fecha.

Palabras clave: prótesis anatómicas; clavijas; quilla; incrustado; colocación alternativa; colocación estándar; articulación glenohumeral; CAD; elementos finitos; rango de tensión; factor de seguridad.

Resum

L'espatlla és una de les articulacions amb més prevalença de desordres musculoesquelètics al cos humà i, en casos severos, tendeix a recórrer a l'artroplàstia d'espatlla. Això no només repercuteix seriosament a la vida de les persones que pateixen les afeccions, sinó que suposa una important càrrega per al sistema sanitari. A l'actual treball s'ha estudiat el comportament biomecànic de diversos models comuns de components glenoideus emprats en aquest àmbit per tal d'analitzar-ne la seguretat.

Per això es va examinar a fons l'estat de l'art referent a les geometries i tècniques o trajectòries d'implantació i es van construir sobre l'escàpula els models respectius amb programes CAD. Per a un realisme més gran, la geometria i propietats de l'escàpula es van obtenir a través de programaris específics de segmentació i mapejat densitomètrics. Després del modelatge, es van incorporar a un programa CAE les geometries, les propietats dels diferents materials, les condicions de contorn i les forces segons l'angle d'elevació de l'humer. Després de dur a terme una anàlisi pel mètode dels elements finits (MEF), els resultats de la simulació van mostrar la distribució de tensions i deformacions als diferents components.

Els resultats obtinguts indiquen, en general, un ús segur dels tres models d'implants i de les dues col·locacions; amb preferència per la geometria incrustada (inlay), seguida del tipus clavilla (pegs) i amb relativament baixa influència de la col·locació emprada. En alguns casos, l'efecte de concentració de tensions genera tensions puntuals que podrien afectar a mitjà – llarg termini l'os trabecular. Tot i això, l'estabilitat de la resta d'estructures, especialment l'os cortical, es troba més que garantida.

D'aquest treball es pot concloure que certes combinacions de geometria i trajectòria de col·locació afavoreixen la seguretat dels components articulars sobre altres i, tal com s'ha comprovat, els resultats respecten la jerarquia present a la literatura científica fins ara.

Paraules clau: pròtesis anatómiques; clavilles; quilla; incrustat; col·locació alternativa; col·locació estàndard; articulació glenohumeral; CAD; elements finits; rang de tensió; factor de seguretat.

Summary

The shoulder is one of the joints with the highest prevalence of musculoskeletal disorders in the human body and, in severe cases, tends to resort to shoulder arthroplasty. This not only seriously impacts the lives of people with the conditions, but places a significant burden on the healthcare system. In the current work, the biomechanical behavior of several common models of glenoid components used in this field has been studied in order to analyze their safety.

For this, the state of the art regarding the geometries and techniques or implantation trajectories was thoroughly examined and the respective models were built on the scapula with CAD programs. For greater realism, the geometry and properties of the scapula were obtained through specific densitometric mapping and segmentation software. After the modeling, the geometries, the properties of the different materials, the boundary conditions and the forces according to the elevation angle of the flue were incorporated into a CAE program. After carrying out an analysis by the finite element method (FEM), the simulation results showed the distribution of stresses and deformations in the different components.

The results obtained indicate, in general, a safe use of the three models of implants and of the two placements; with preference for the embedded geometry (inlay), followed by the peg type (pegs) and with relatively little influence of the placement used. In some cases, the stress concentration effect generates specific stresses that could affect trabecular bone in the medium to long term. However, the stability of the rest of the structures, especially the cortical bone, is more than guaranteed.

From this work it can be concluded that certain combinations of geometry and placement trajectory favor the safety of joint components over others and, as has been verified, the results respect the hierarchy present in the scientific literature to date.

Key words: anatomical prostheses; pegs; keel; inlay; alternative placement; standard placement; glenohumeral joint; CAD; finite elements; stress range; security factor.

ÍNDICE DE MEMORIA

DOCUMENTO I: MEMORIA

1.	INTRODUCCIÓN	18
1.1.	CONTEXTO Y JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO	18
1.2.	HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	19
1.3.	ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL	20
1.3.1.	Anatomía	20
1.3.1.1.	Tejido óseo	20
1.3.1.2.	Tejido conectivo	20
1.3.1.3.	Tejido muscular	21
1.3.2.	Biomecánica	21
1.3.3.	Patologías e Indicaciones	22
1.4.	ESTADO DEL ARTE	23
1.4.1.	Materiales	23
1.4.1.1.	Aleaciones metálicas	23
1.4.1.2.	Polímeros	24
1.4.1.3.	Cerámicas y materiales alternativos	25
1.4.2.	Diseños	25
1.4.2.1.	Geometría	25
1.4.2.2.	Topología del contacto	26
1.4.2.3.	Congruencia articular	26
1.4.2.4.	Método de fijación	26
1.4.3.	Técnica Quirúrgica	28
1.4.4.	Aspectos Funcionales	29
1.4.5.	Modos de Fallo	29
2.	METODOLOGÍA	30
2.1.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	30
2.2.	MATERIALES UTILIZADOS	30
2.3.	SEGMENTACIÓN DE LAS IMÁGENES DICOM	30
2.3.1.	Generación de la ROI	31
2.3.2.	Umbralización	31
2.3.3.	Islas	31
2.3.4.	Segmentación Manual	31
2.3.5.	Suavizado	32
2.3.6.	Exportación de la Segmentación	32
2.4.	DISEÑO DE LOS COMPONENTES GLENOIDEOS CON CAD	32
2.4.1.	Modelo Pegs	33
2.4.2.	Modelo Keel	33
2.4.3.	Modelo Inlay	34
2.5.	IMPLANTACIÓN DEL DISEÑO	34
2.5.1.	Conversión de STL a DWG	34
2.5.2.	Creación de los Puntos y Ejes de Referencia	34
2.5.3.	Creación de Elementos Complementarios	36
2.5.4.	Colocación del Implante Cementado	36
2.5.5.	Exportación del Diseño	37
2.6.	MALLADO DEL MODELO	37
2.6.1.	Preparación de la Geometría	37
2.6.2.	Generación de la Malla Inicial	38
2.6.3.	Conversión de la Malla al Formato Final	39
2.7.	COMPUTACIÓN DE LAS PROPIEDADES MATERIALES	40
2.8.	ANÁLISIS POR EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	42

2.8.1.	Método de los Elementos Finitos	42
2.8.2.	Esquema del Proyecto	43
2.8.3.	Contextualización del Análisis del Submodelo	44
2.8.4.	Contextualización del Análisis del Modelo Global	46
2.8.5.	Modelado de Otros Ángulos	47
2.9.	CÁLCULO DEL FACTOR DE SEGURIDAD	47
2.9.1.	Fallo por Fluencia	48
2.9.2.	Fallo por Fractura	49
2.9.3.	Factor de Seguridad	50
2.9.4.	Parámetros Utilizados	51
2.10.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO (ANOVA)	52
3.	RESULTADOS	53
3.1.	TENSIONES EN LOS MODELOS	53
3.1.1.	Colocación Estándar	53
3.1.1.1.	Implante de clavijas (<i>pegs</i>)	53
3.1.1.2.	Implante en quilla (<i>keel</i>)	54
3.1.1.3.	Implante incrustado (<i>inlay</i>)	55
3.1.2.	Colocación Alternativa	55
3.1.2.1.	Implante en quilla (<i>keel</i>)	55
3.1.2.2.	Implante incrustado (<i>inlay</i>)	56
3.2.	CRITERIO DE FALLO	57
3.2.1.	Factores de Seguridad para el Implante <i>Pegs</i> con SCL	57
3.2.2.	Factores de Seguridad para el Implante <i>Keel</i> con SCL	58
3.2.3.	Factores de Seguridad para el Implante <i>Inlay</i> con SCL	60
3.2.4.	Factores de Seguridad para el Implante <i>Keel</i> con ACL	61
3.2.5.	Factores de Seguridad para el Implante <i>Inlay</i> con ACL	62
3.3.	SIGNIFICACIÓN ESTADÍSTICA DE LOS RESULTADOS	64
3.3.1.	ANOVA para el Implante	64
3.3.2.	ANOVA para el Cemento	65
3.3.3.	ANOVA para el Hueso Trabecular	66
3.3.4.	ANOVA para el Hueso Cortical	67
4.	DISCUSIÓN	68
4.1.	ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	68
4.2.	COMPARACIÓN CON LA LITERATURA EXISTENTE	69
4.3.	IMPLICACIONES CLÍNICAS	69
4.4.	LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS	70
4.5.	CONCLUSIONES	71
5.	BIBLIOGRAFÍA	72

DOCUMENTO II: PRESUPUESTOS

6.	DIAGRAMA DE GANTT	79
7.	PRESUPUESTO	80
7.1.	CUADRO DE PRECIOS DE MANO DE OBRA	80
7.2.	CUADRO DE PRECIOS MATERIALES	80
7.3.	CUADRO DE PRECIOS DE MAQUINARIA	80
7.4.	CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS	81
7.5.	CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS	82
7.6.	CUADRO DE MEDICIONES	84
7.7.	PRESUPUESTOS PARCIALES	85
7.8.	HOJA RESUMEN DEL PRESUPUESTO	86

DOCUMENTO III: PLANOS

DOCUMENTO IV: ANNEXOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Principales modalidades de artroplastia de hombro: total, parcial y reversa	18
Figura 2. Huesos, tendones y ligamentos del complejo del hombro	20
Figura 3. Músculos y tendones del complejo del hombro	21
Figura 4. Rango de movimiento en las actividades de la vida diaria (naranja) y completo	22
Figura 5. Curvas tensión – deformación de UHMWPE, HXLPE y VEPE	25
Figura 6. Forma de pera (a) y elíptica (b) del componente glenoideo	25
Figura 7. Comparación de resistencia al desplazamiento por balanceo dinámico entre diferentes características	26
Figura 8. Comparación entre glenoides <i>inlay</i> y <i>onlay</i> en glenoides cadavéricos y componente glenoideo insertado	27
Figura 9. Glenoide universal con respaldo de metal de Arthrex y glenoide con respaldo de metal blando	27
Figura 10. Diseños cementados: con tacos, con tacos con taco central extrarrosado, con quilla y con quilla descentrada	28
Figura 11. Diferencias entre un componente glenoideo estándar y aumentos en cuña posterior, escalonado y en cuña completa	28
Figura 12. Fenómeno del caballo balancín (<i>rocking horse</i>)	29
Figura 13. Vista inicial de la interfaz tras la carga de las imágenes DICOM	31
Figura 14. Resultado de la segmentación con 3dSlicer	32
Figura 15. Archivo STL de la segmentación de la escápula	32
Figura 16. Alzado y sección de la base común de los implantes y base común de los implantes para cabeza humeral de 30 mm de radio con una incongruencia radial de 3.5 mm	33
Figura 17. Base común con pseudo-pilar central e implante de clavijas acabado	33
Figura 18. Sección del elemento de fijación y el implante en quilla acabado	33
Figura 19. Colocación centrada del elemento de fijación y el implante <i>inlay</i> acabado	34
Figura 20. Proceso para la conversión de formato STL a DWG: Importación inicial, geometría simplificada y malla generada y pestaña de exportación	34
Figura 21. Esquema de los criterios del método del mejor ajuste: inclinación, versión, desfase y contacto	35
Figura 22. Plano normal de la superficie del glenoide, ejes definidos sobre el CG y localización del CG y <i>trigonum scapulae</i> (líneas amarillas) junto a las trayectorias SCL (línea rosa seleccionada) y ACL (línea verde)	35
Figura 23. Implante (blanco) insertado en cemento (naranja)	36
Figura 24. Fresa para la preparación del glenoide (azul) con cemento del implante en quilla sobresaliendo (naranja)	36
Figura 25. Resultado de la implantación del implante y cemento en la escápula	37
Figura 26. Revisión de las superficies que han logrado compartir topologías (verde) y de las que se mantienen independientes entre sí (rojo)	38
Figura 27. Malla inicial generada con controles del refinamiento, el tamaño y la forma de los elementos	39
Figura 28. Interfaz de <i>gms</i>h y malla 2D de la modelo cargada. Se aprecian colores distintos para cada componente indicando que se identifican como volúmenes independientes	39
Figura 29. Remallado con <i>Gms</i>h de escápula, cemento e implante	40
Figura 30. Alineación de los componentes con la escápula de referencia (rojo)	41
Figura 31. Visualización de las propiedades materiales otorgadas a la malla. Colores más cálidos indican mayor módulo elástico	41
Figura 32. Esquema del proyecto basado en Submodelado	44
Figura 33. Propiedades mecánicas del PMMA del cemento y el UHMWPE del implante	44
Figura 34. Sistema de coordenadas local con el que se definirán las fuerzas aplicadas. Caras de apoyo y caras de fuerza	45
Figura 35. Resultado óptimo del tratamiento de los contactos	45
Figura 36. Importación de la carga de restricción sobre los límites de corte y soporte fijo	47
Figura 37. Representación con círculos de Mohr de la teoría de Coulomb – Mohr	49
Figura 38. Envoltentes de tensiones de los criterios de máxima Energía de Distorsión y Máximo Estrés Cortante; envoltentes de tensiones de los criterios de Máxima Tensión Principal, Coulomb – Mohr y Coulomb – Mohr modificado	50
Figura 39. Tensiones máximas en los componentes del modelo de <i>pegs</i> con colocación en SCL	54
Figura 40. Tensiones máximas en los componentes del modelo de <i>keel</i> con colocación en SCL	54
Figura 41. Tensiones máximas en los componentes del modelo de <i>inlay</i> con colocación en SCL	55
Figura 42. Tensiones máximas en los componentes del modelo de <i>keel</i> con colocación en ACL	56

Figura 43. Tensiones máximas en los componentes del modelo de <i>inlay</i> con colocación en ACL.....	56
Figura 44. MFS del modelo de <i>pegs</i> en colocación SCL para implante, cemento, hueso trabecular y hueso cortical.....	58
Figura 45. MFS del modelo de <i>keel</i> con colocación SCL para implante, cemento, hueso trabecular y hueso cortical.....	59
Figura 46. MFS en el modelo <i>inlay</i> con colocación SCL para implante, cemento, hueso trabecular y hueso cortical.....	61
Figura 47. MFS en el modelo <i>keel</i> con colocación ACL para implante, cemento, hueso trabecular y hueso cortical.....	62
Figura 48. MFS en el modelo <i>inlay</i> con colocación ACL para implante, cemento, hueso trabecular y hueso cortical.....	63
Figura 49. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb – Mohr en el implante según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	64
Figura 50. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el cemento según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	65
Figura 51. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el hueso cortical según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	66
Figura 52. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el hueso trabecular según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	67
Figura 53. Diagrama de Gantt del Trabajo Fin de Grado realizado.....	79
Figura 54. MFS en función del ángulo de elevación para los criterios y componente de fallo dúctil.....	97
Figura 55. Factores de seguridad en función del ángulo de elevación para los criterios y componente de fallo frágil.....	98
Figura 56. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Tresca en el implante según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	100
Figura 57. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Von Mises en el implante según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	102
Figura 58. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb – Mohr en el implante según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	104
Figura 59. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Tresca en el hueso trabecular según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	106
Figura 60. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Von Mises en el hueso trabecular según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	108
Figura 61. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb – Mohr en el implante según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	110
Figura 62. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Rankine en el cemento según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	112
Figura 63. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb – Mohr en el implante según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	114
Figura 64. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Rankine en el hueso cortical según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	116
Figura 65. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el hueso cortical según la interacción colocación – implante, las colocaciones, las geometrías y los ángulos de elevación.....	118

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. Indicaciones para los tipos de artroplastia recomendadas según la patología.....	22
TABLA 2. Propiedades de los materiales metálicos utilizados en ATH.....	24
TABLA 3. Recuento de nodos y elementos para cada componente en cada paso.....	42
TABLA 4. Fuerza resultante sobre la AGH según el ángulo de elevación del húmero con sus respectivas componentes.....	46
TABLA 5. Presión total sobre la AGH según el ángulo de elevación del húmero con sus respectivas componentes para los implantes de clavijas y en quilla.....	46
TABLA 6. Presión total sobre la AGH según el ángulo de elevación del húmero con sus respectivas componentes para el implante incrustado.....	46
TABLA 7. Propiedades materiales empleadas en los materiales del modelo.....	51
TABLA 8. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de <i>pegs</i> con SCL.....	57
TABLA 9. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante <i>keel</i> con SCL.....	59

TABLA 10. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante <i>inlay</i> con SCL	60
TABLA 11. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante <i>keel</i> con ACL	62
TABLA 12. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante <i>inlay</i> con ACL	63
TABLA 13. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el implante	64
TABLA 14. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el cemento	65
TABLA 15. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en h. trabecular	66
TABLA 16. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en el h. cortical	67
TABLA 17. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de <i>pegs</i> con colocación SCL	92
TABLA 18. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de <i>keel</i> con colocación SCL	93
TABLA 19. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de <i>inlay</i> con colocación SCL	94
TABLA 20. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de <i>keel</i> con colocación ACL	95
TABLA 21. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de <i>inlay</i> con colocación ACL	96
TABLA 22. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Tresca en el implante	99
TABLA 23. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Von Mises en el implante	101
TABLA 24. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el implante	103
TABLA 25. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Tresca en el hueso trabecular	105
TABLA 26. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Von Mises en el hueso trabecular	107
TABLA 27. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en el hueso trabecular	109
TABLA 28. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Rankine en el cemento	111
TABLA 29. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el cemento	113
TABLA 30. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Rankine en el hueso cortical	115
TABLA 31. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en el implante	117

DOCUMENTO MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN

1.1. CONTEXTO Y JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Las patologías de hombro son consideradas la tercera causa más común de aparición de desórdenes musculoesqueléticos en atención, suponiendo un sustancial reto médico y socioeconómico. La variabilidad de los síntomas es amplia, desde pequeñas molestias hasta severos dolores de hombros, y suelen interferir en las actividades diarias de quienes los padecen, reduciendo, así, su calidad de vida (Bilberg, R. et al., 2014). Para muchos pacientes, las molestias no son limitantes a corto – medio plazo y esto puede acabar empeorando o cronificando el problema.

A lo largo de la vida de una persona, se estima que 6.7 – 66.7% de la población padecerá algún tipo de afección musculoesquelética en el hombro. La prevalencia de estas patologías en atención primaria se encuentra en 1.01 – 4.84 (Urwin M. et al., 1998) y, por normal general, es mayor en mujeres que en hombres (Natvig et al., 1994) y mayor cuanto más sea el desarrollo de un país (Lucas, J. et al., 2022). En España, las cifras de prevalencia se sitúan en torno al 7.8% (Vicente-Herrero, M. T. et al., 2009).

Más allá de las consecuencias personales, varios estudios de coste – utilidad han reconocido que las patologías del hombro suponen un gran coste para la sociedad. En 2004, el 30% de la población de Estados Unidos padecía una afección relacionada con el hombro requiriendo atención médica y el coste anual estimado para la ésta fue de 510 billones de dólares entre 2002 y 2004. McKenna, C. et al. (2009) y Virta, L. et al. (2012). analizaron este mismo problema en Reino Unido y Suecia y reportaron costes directos para el sistema sanitario de 120 – 320 euros en promedio por paciente. En promedio, los costes indirectos por paciente, principalmente derivados de la abstención laboral, variaron entre un 28 y un 84% de los costes totales según la duración del periodo de baja, haciendo que los costes totales llegaran a alcanzar los 1000 – 2000 euros.

La artroplastia hombro es uno de los procedimientos estrella y uno de los últimos recursos para poner solución a estados complejos o avanzados de las patologías de hombro. En las últimas décadas se ha producido un incremento lineal en la implementación de la artroplastia total de hombro. Los datos recogidos por Lübbeke, A. et al. (2017) mostraron que, ya en 2012, las cifras triplicaban las registradas en el año 2000, alcanzando 20 cirugías por cada 100 000 habitantes en promedio. Sin embargo, la variabilidad entre países es muy considerable, alcanzando las 34 cirugías por cada 100 000 habitantes en Alemania y apenas superando las 6 en Reino Unido. En este tiempo, la artroplastia total de hombro (ATH) pasó de rara vez utilizarse entre 2000 y 2006 a alcanzar registros de un 24 – 52% de los casos de las artroplastias de hombro. Por su parte, la artroplastia reversa de hombro (ARH) también ha incrementado su uso un 10 – 52% según el país. Por otro lado, la hemiarthroplastia (prótesis parcial de hombro) ha decaído en su uso desde un 30 a un 10% entre 2008 y 2014 (Lübbeke, A. et al., 2017).

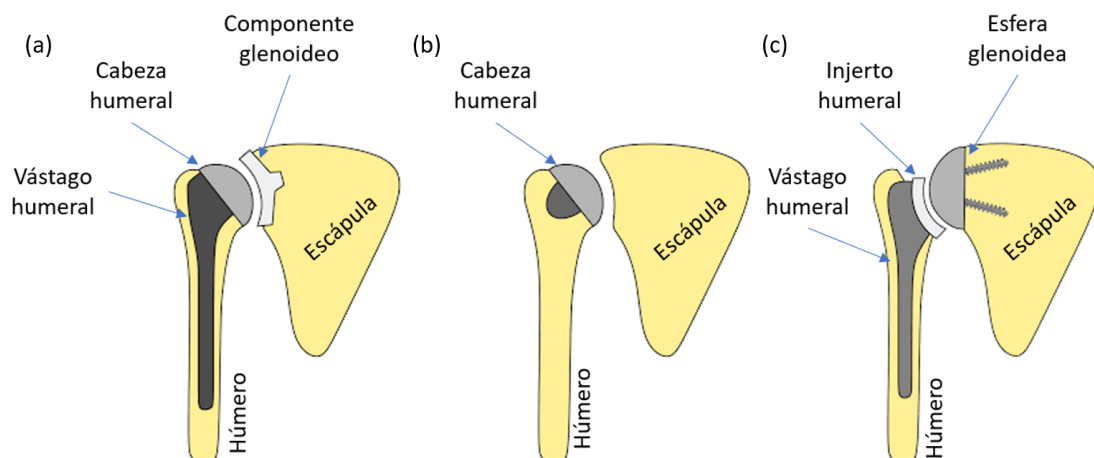


Figura 1. Principales modalidades de artroplastia de hombro: total (a), parcial (b) y reversa (c) (adaptado de Miguel P.R., 2018).

Independientemente del tipo de artroplastia utilizada, lo cual dependerá de cada caso, es evidente que es una estrategia efectiva, especialmente, en el tratamiento de enfermedades de hombro de origen degenerativo. En los últimos años, se han realizado numerosos estudios para optimizar el diseño de los implantes o la técnica empleada y, de esta forma, ayudar a devolver en la máxima medida posible, la calidad de vida perdida a los pacientes que sufren enfermedades degenerativas como la osteoartritis.

1.2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El presente Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo principal estudiar el comportamiento biomecánico de componentes glenoideos empleados en ATH con el propósito último de analizar la seguridad del implante. Se tomará como hipótesis que el método de los elementos finitos (MEF) constituye una opción viable para el cálculo de un criterio de fallo lo suficientemente riguroso para extraer conclusiones razonables al permitir extraer las variables necesarias en cada caso (i.e. tensión de Von – Mises, tensión cortante máxima y tensiones principales). Además, hay que tener en cuenta que las propiedades mecánicas del tejido óseo no son homogéneas, sino que se determinarán a partir de las imágenes de tomografía computarizada (TC).

El estudio se realizará sobre la escápula de un único paciente, se incluirán un total de 3 diseños genéricos de implante glenoideo y se tratará de colocar cada uno de estos implantes siguiendo 2 trayectorias de uso habitual. Asimismo, al tratarse de implantes cementados, en todos los casos se modelará también un cierto espesor de cemento óseo al que se le asignarán las propiedades pertinentes.

Los objetivos secundarios de este trabajo serán los detallados en los siguientes puntos:

- 1- Estudio del estado del arte para situar mejor el trabajo y obtener una visión general del contexto en que este se pretende englobar.
- 2- Recopilación de imágenes médicas, que contengan la escápula, adquiridas mediante TC.
- 3- Segmentación de las imágenes TC obtenidas a fin de aislar la región de interés.
- 4- Buscar las propiedades mecánicas de los materiales empleados en el implante y el cemento e investigar los factores de seguridad comúnmente empleados en estos casos.
- 5- Creación de una malla de elementos finitos de cada modelo manteniendo la independencia de los componentes y atendiendo al compromiso entre precisión de los resultados y coste computacional.
- 6- Simular por medio del MEF las fuerzas/presiones sobre el implante, el cemento y el glenoideo, aplicando unas condiciones de contorno aptas para la resolución adecuada del problema y basadas en la literatura al respecto.
- 7- Cálculo y análisis estadístico del criterio de fallo apropiado en cada caso.
- 8- Extraer las debidas conclusiones y esclarecer si hay relación entre las variables analizadas y el riesgo de fallo y, en caso afirmativo, indicar la condición operativa óptima.

En este TFG se contribuye al ODS 3: Salud y Bienestar, a través de su Meta 3.4: Reducción de las enfermedades no transmisibles y salud mental, ya que el objetivo del proyecto es examinar los efectos de la forma geométrica y la técnica de implantación del componente glenoideo en artroplastia total de hombro tal que se aspira a reavivar el progreso en este campo que permite renovar la vitalidad de aquellas personas afectadas por patologías articulares y/o óseas del hombro.

Además, se contribuye al ODS 9: Industria, innovación e infraestructura, a través de su Meta 9.5: Aumento de la investigación científica, capacidad tecnológica, mediante el uso de los softwares ANSYS Workbench o Stagraphics CENTURION XVIII, los cuales se usan específicamente en investigación.

1.3. ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL

1.3.1. Anatomía

1.3.1.1. Tejido óseo La articulación glenohumeral (AGH) es la articulación más relevante del hombro y está formada por la unión de la cabeza humeral y la fosa glenoidea escapular, la cual se encuentra situada en el ángulo lateral de la escápula. Se trata de una enartrosis, por lo que puede albergar movimiento en cualquier dirección del espacio, y, a su vez, una diartrosis, ya que entre ambos componentes óseos existe una cavidad articular delimitada por la cápsula articular y la membrana sinovial y que contiene líquido sinovial, evitando, así, el excesivo rozamiento y consecuente desgaste de las superficies articulares (*figura 2*).

En posición de reposo, el plano de la escápula y el del glenoide son aproximadamente perpendiculares ([Culham, E. et al., 1993](#)). Además, se ha comprobado experimentalmente que la fosa glenoidea se encuentra inclinada en sentido descendente y en retroversión (aprox. 7° respecto al plano escapular) ([Hess, S. A., 2000](#)). Por otro lado, la cabeza del húmero se encuentra desviada entre 25 y 35° respecto al eje anatómico del hueso en sentido ascendente, posterior y medial ([Yeşilyaprak, S. S., 2020](#)). Desde el punto de vista de la morfología ósea, el área de la cavidad glenoidea equivale a un 25-30% del área de la cabeza humeral por lo que serán esenciales otros elementos para acrecentar el área de contacto y preservar la estabilidad de la articulación ([Culham, E. et al., 1993](#), [Yeşilyaprak, S. S., 2020](#)). Se distinguen dos tipos de estabilidad: la estática, definida por los ligamentos principalmente; y la dinámica, definida por los músculos del manguito rotador principalmente ([Hess, S. A., 2000](#)).

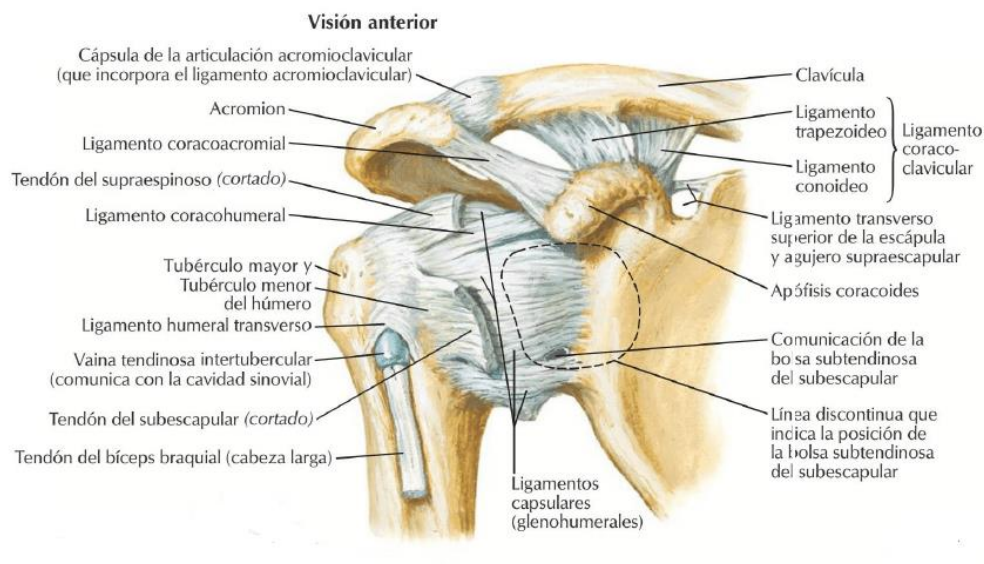


Figura 2. Huesos, tendones y ligamentos del complejo del hombro (fuente: netterimages.com).

1.3.1.2. Tejido conectivo Los ligamentos coracohumeral (CHL) y glenohumeral superior (SGHL) contrarrestan la traslación anterior en posición de rotación externa del húmero entre 0 y 60° de elevación y la traslación inferior en cualquier posición. El ligamento glenohumeral medio (MGHL) estabiliza la traslación anterior entre 0 y 90° de elevación, mientras que el ligamento glenohumeral inferior (IGHL) estabiliza la traslación anterior con la banda anterior (AB-IGHL) a partir de los 90° de elevación; la traslación posterior con la banda posterior (PB-IGHL), especialmente a los 90° de elevación; y la traslación inferior a partir de los 45° de elevación ([Culham, E. et al., 1993](#); [Hess, S. A., 2000](#), [Veeger, H. E. J. et al., 2007](#); [Burkart, A. C. et al., 2002](#); [Debski, R. E. et al., 1999](#)). Asimismo, existen otras estructuras que afectan a la estabilidad estática.

La retroversión de la fosa glenoidea evita la dislocación posterior de la articulación, la presión intraarticular negativa contribuye a evitar la traslación al realizar una aducción del húmero y la cápsula articular evita la dislocación posterior e inferior con un margen de 2 cm de traslación ([Culham, E. et al., 1993](#); [Veeger, H. E. J. et al., 2007](#); [Kumar, V. et al., 1985](#)).

La AGH está rodeada de otras estructuras conectivas como las bursas subacromial, subdeltoidea, subcoracoide y subescapular que minimizan los rozamientos entre las estructuras; la vaina sinovial del tendón largo del bíceps y el rodete (o labrum) glenoideo. Este último se presenta como una continuación del periostio que da lugar a un collar fibrocartilaginoso alrededor del borde de la cavidad glenoidea y permite un aumento considerable del área de contacto. Se ha visto que el labrum glenoideo contribuye a cerca del 50% de la profundidad del glenoide, aumentando la congruencia y, en definitiva, la estabilidad (Hess, S. A., 2000). Sin embargo, estas estructuras pasivas son insuficientes y añadir más ligamentos sólo rigidizaría la articulación, por lo que será necesario otro tipo de estructura activa que aporte a la estabilidad dinámicamente.

1.3.1.3. Tejido muscular Dada la gran libertad de movimiento de la articulación, son necesarios un gran número de músculos coordinados precisamente para llevar a cabo las acciones y estabilizar la articulación en consonancia con los ligamentos. (figura 3) El manguito de los rotadores se constituye de cuatro músculos también llamados ligamentos dinámicos por algunos autores (Inman, V. T. et al., 1944). El músculo subescapular estabiliza la articulación frente a la traslación anterior entre 0 y 60° de abducción y frente a la traslación posterior en cualquier posición (Culham, E. et al., 1993; Turkel, S. J. et al., 1981). El músculo supraespinoso es el encargado de evitar la traslación inferior con el húmero en rotación externa y entre 0 y 60° de elevación (Ihashi, K. et al., 1998). El músculo infraespinoso y redondo menor se encargan de evitar desplazamientos en la dirección anterior con el húmero en abducción y externamente rotado, así como desplazamientos en la dirección posterior en cualquier posición del húmero (Hess, S. A., 2000). A parte de los mencionados, cabe mencionar los músculos que afectan a la articulación al generar movimiento activamente en el húmero. El músculo deltoides es el elevador principal del húmero, especialmente superados los 90° de elevación, contribuyendo un 50% al torque total de la elevación. Las fibras anteriores y medias presentan su mayor acción en el plano escapular, mientras que las posteriores sólo actúan en este plano de forma leve al superar los 90° (Hess, S. A., 2000). El músculo del bíceps posee dos cabezas cuyo origen se encuentra en el hombro. En concreto, la cabeza larga del bíceps se origina desde el tubérculo supraglenoideo y el labrum glenoideo posterosuperior, comprimiendo la cabeza humeral contra el glenoide, limitando la rotación externa y aumentando potencialmente la estabilidad anterior de la AGH (Hess, S. A., 2000; Burkart, A. C. et al., 2002).

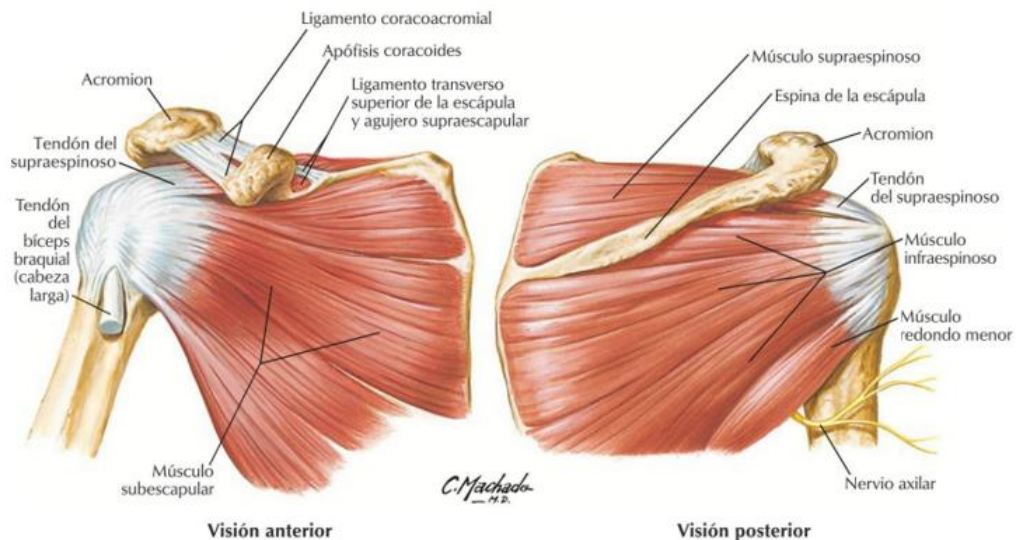


Figura 3. Músculos y tendones del complejo del hombro (fuente: netterimages.com)

1.3.2. Biomecánica

El ser humano posee extremidades superiores con 3 grados de libertad (GDL) interrelacionados entre sí en mayor o menor medida y un rango de movimiento (ROM) en el glenoide que cubre prácticamente el 65% de una esfera. La geometría del contacto glenohumeral permite rotaciones del húmero respecto al glenoide en un amplio rango de ángulos (Haering, D. et al., 2014; Engin, A. E. et al., 1986). En concreto, los límites en la población sana partiendo del brazo en posición neutra (figura 4) se hallan en 180° de flexión, 50° de extensión, 95° de rotación interna, 50° de rotación externa, 135-180° de abducción y 30-45° de aducción (Namdari, S. et al., 2012). Estos dos últimos se presentan en forma de rango ya que dependerán de la alineación con el plano escapular, dándose la máxima elevación a 23° respecto al plano escapular en el sentido anterior y 35° de

rotación externa. Por otro lado, viendo que la máxima excursión media por cada 30° de elevación es de 1.5 mm en sujetos normales, el movimiento de la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea se puede considerar puramente rotacional (Itoi, E. et al., 1996). La elevación del brazo en todo el ROM descrito no es posible sólo con la rotación en la AGH, sino que es necesario complementar el movimiento con el deslizamiento escapulotorácico (movimiento de “campaneo”). Este concepto recibe el nombre de ritmo escapulohumeral. La contribución de la AGH frente a la articulación escapulotorácica varía según el ángulo de elevación, siendo de una ratio de 2:1 a favor de la AGH entre 0-90° de abducción y aproximadamente de 1:1 para ángulos mayores de 90°.

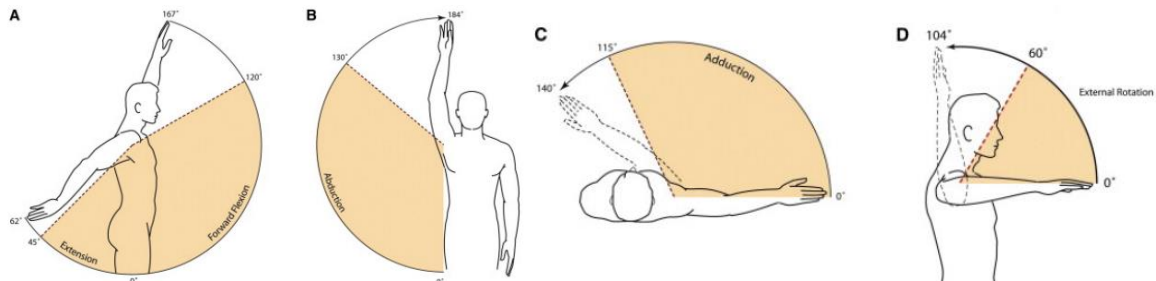


Figura 4. Rango de movimiento en las actividades de la vida diaria (naranja) y completo (Namdari, S. et al., 2012).

1.3.3. Patologías e Indicaciones

Las patologías del hombro pueden afectar todas las dimensiones estructurales de la cavidad glenoidea, por lo que, al planificar la artroplastia total de hombro (ATH), es importante evaluar el soporte óseo del componente, ya que un soporte inadecuado puede aumentar el riesgo de aflojamiento. La inestabilidad glenohumeral puede causar pérdida ósea anterior y una forma de pera invertida, con disminución del ancho glenoideo inferiormente. Aunque la evidencia del implante de un componente glenoideo frente a la hemiartróplastia (o reemplazo parcial) sigue siendo controvertida, la literatura más reciente aclara que las principales indicaciones de la ATH son la artritis reumatoide, la artrosis primaria, la osteonecrosis de la cabeza humeral y el desgarro del manguito rotador. La TABLA 1 recoge las indicaciones de cada tipo de artroplastia de hombro según la patología. En los casos de patologías degenerativas se trata principalmente de decidir entre ATH o parcial según las estructuras de soporte estén o no afectadas. En el caso de patologías como el desgarro del manguito rotador, las cuales afectan a la dinámica fisiológica de la AGH, se debe recurrir, según el estado de los estabilizadores dinámicos como el deltoides, a la artroplastia parcial o a la ARH que permite relocalizar el centro de rotación articular al centro del glenoide y restaurar la función.

TABLA 1. Indicaciones para los tipos de artroplastia recomendadas según la patología.

Patología	Artroplastia de Hombro Recomendada	Indicación	Referencias
Artritis Reumatoide	Total (preferencia <i>pegs</i>)	Manguito rotador afectado	Barlow, J. D. et al. (2014) Trail, I. A. et al. (2002)
	Parcial	Manguito rotador intacto	
Osteonecrosis de la cabeza humeral	Total (preferencia <i>keel</i>)	Cartílago glenoideo afectado	Schoch, B.S. et al. (2016) Schoch, B.S. et al. (2016)
	Parcial	Cartílago glenoideo intacto	
Lesión de Hill – Sachs	Total	Pacientes jóvenes y activos	Cole, B. J. et al. (2007)
	Parcial	Pacientes mayores o menos activos con defectos extensos o artritis significativa	
Desgarro del manguito rotador	Reversa	Desgarro masivo (>5 cm) con deltoides funcional	Drake, G. N. et al. (2010)
	Parcial (mejora funcional limitada)	Desgarro masivo con deltoides afectado y buen ROM	

1.4. ESTADO DEL ARTE

Las patologías articulares degenerativas son inherentes al envejecimiento del ser humano y pueden agravarse por comorbilidades o excesivo uso de la articulación en cuestión. La ortopedia lleva evolucionando desde los tiempos de Sappho e Hipócrates hasta el presente, buscando soluciones prácticas a problemas complejos ([Di Matteo, B. et al., 2016](#)). La primera artroplastia protésica realizada se llevó a cabo en 1892 y fue una artroplastia de hombro reversa ([Ablove, R. H., 2016](#)). Más adelante, en 1974, Neer introdujo la que sería la primera generación de la ATH actual presentando un diseño que incluía un vástago humeral de un solo bloque y una prótesis de glenoide en quilla (*keel* en inglés) cementada y fabricada completamente de polietileno (PE) ([Neer C. S., 1974](#)). Casi una década más tarde, [Neer, C. S. et al., 1982](#) demostraron mejoras significativas en la función y el ROM articular. El desarrollo posterior de nuevos componentes y estrategias para adaptar la técnica a un mayor abanico de patologías de la articulación del hombro ha dado lugar a la inmensa variedad presente hoy en día en este campo y, por ende, a una mayor necesidad de investigar las prestaciones de las múltiples combinaciones del diseño y técnica ([Day, J. S. et al., 2010](#)).

1.4.1. Materiales

1.4.1.1. Aleaciones metálicas Los materiales utilizados en cualquier tipo de implante ortopédico constituyen la base del diseño ya que son determinantes en las características de la prótesis. Elegir correcta y cuidadosamente el material en ATH es fundamental para maximizar la función, longevidad y desenlace clínico y minimizar complicaciones. Es fundamental garantizar como mínimo la biocompatibilidad de los materiales de modo que se evite el fenómeno de reacción a cuerpo extraño, el fallo del implante y cierto grado de resistencia a la corrosión.

Tradicionalmente, las superficies articulares en ATH están compuestas de una cabeza humeral metálica y un glenoide de PE fijado anatómicamente con clavijas cementadas con polimetilmetacrilato o sin cemento con un respaldo metálico. Dentro de los metales, las aleaciones más comúnmente utilizadas en ATH son las de titanio, i.e. Ti6Al4V, y las de cobalto-cromo, i.e. CoCrMo ([Mehta, N. et al., 2020](#)).

Las aleaciones de titanio, en general, presentan un módulo elástico más bajo que las CoCrMo (TABLA 2), generando menor apantallamiento de tensiones y mejorando la osteointegración. Asimismo, ésta se puede mejorar mediante recubrimientos porosos de 100 – 400 µm de tamaño de poro con una porosidad mínima del 50%, complementable, a su vez, con un recubrimiento de fosfato cálcico o hidroxiapatita para asegurar la fijación ósea ([Carpenter, S. R. et al., 2016](#)). Sin embargo, las aleaciones de titanio presentan un problema, ya que, al ser más dúctiles, son menos resistentes a desgaste lo cual puede suponer un problema de toxicidad a medio-largo plazo si se emplean en componentes articulados. En este sentido, las aleaciones de CoCr toman la delantera debido a su elevada resistencia a desgaste y módulo elástico que puede ser aumentado aún más incrementando el contenido en carbono hasta un 0.2-0.4% en peso ([Ahearn et al., 2015](#)). Tanto el Ti6Al4V como el CoCrMo han sido probados como agentes generadores de una respuesta del organismo en casos de hipersensibilidad metálica. A pesar de que el incremento de citocinas generadas con el primero es mayor que el segundo, las partículas de CoCr son más probables de generar toxicidad en el tejido periprotésico ([Haynes, D. R. et al., 1993](#)). Clínicamente, independientemente de la toxicidad mencionada, el desgaste de un implante de metal implica la liberación de partículas metálicas de desgaste al tejido circundante lo cual genera una respuesta inmune innata y/o adaptativa que acaba, en última instancia, dando lugar a la necrosis del tejido óseo periprotésico ([Jacobs, J. J. et al., 1998](#)).

Como se nombró previamente, los componentes metálicos en ATH se limitan al vástago humeral y al soporte del cojinete glenoideo polimérico, en caso de usarse respaldo metálico. Si una superficie es mucho más dura que otra, el desgaste se producirá en la superficie menos dura (el polímero del cojinete en este caso). Por lo tanto, el desgaste metálico sólo se producirá si el cojinete se desgasta tanto que el soporte metálico y la cabeza humeral entran en contacto directo. Esto puede verse influenciado por varias variables: escaso grosor inicial del cojinete, transferencia ineficiente de fuerzas debido al respaldo metálico rígido, excesivo grosor de la base metálica y/o separación del inserto de PE del soporte metálico ([Gogna, P. et al., 2016](#)). Se han probado alternativas como los glenoides de soporte metálico blando, pero no han surtido buenos resultados ([Fucentese, S. F. et al., 2010](#)).

TABLA 2. Propiedades de los materiales metálicos utilizados en ATH ([Mehta, N. et al., 2020](#)).

Material	Densidad (Mg/m ³)	Módulo de Young (GPa)
Cp – Ti grado III	4.2	100 – 110
Ti – 6Al – 4V	4.5	100 – 130
Ti – Al – 7Nb	4.52	110 – 130
Acero 316L con CrNiMo quirúrgico	7.8	195 – 210
Aleaciones CoCrMo	8.5	210 – 230
Hueso Cortical	1.19 – 1.85	18.6 – 20.7

1.4.1.2. Polímeros El uso de polímeros en ATH se centra en los elementos articulares, como el caso del glenoide, o en la fijación cementada al hueso. El polímero más utilizado como cemento óseo en fijación cementada es el polimetilacrilato (PMMA) el cual es obtenido mediante polimerización por radicales libres mezclando el compuesto acelerador con el iniciador. Esto da lugar a una reacción exotérmica que a menudo supone la necrosis de parte del hueso en la zona de aplicación, lo cual perjudica la fijación primaria de los implantes cementados. Por otro lado, partículas de PMMA pueden soltarse e introducirse en la articulación dando lugar a un aumento del desgaste en las superficies por abrasión de tres cuerpos ([Mehta, N. et al., 2020](#)).

Asimismo, los cojinetes de los implantes en ATH han sido fabricados con polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) desde los primeros diseños de Neer con buenos resultados gracias a su buen comportamiento a desgaste, durabilidad y bioinactividad. A pesar de esto, la supervivencia de la ATH a los 15 años se sitúa entre un 80 – 87% debido, principalmente, a la durabilidad del UHMWPE ([Torchia, M. E. et al., 1997](#)). No son malos resultados, pero se pueden mejorar; el inconveniente es que no hay tanto interés en investigar nuevos materiales para estas piezas puesto que el desgaste producido es notablemente menor que el de cadera o rodilla ([Carpenter, S. R. et al., 2016](#)). Empero, se pueden aprovechar los estudios relacionados con estas articulaciones en combinación con los que aún se siguen realizando la articulación del hombro para extraer conclusiones o ideas.

El polietileno de ultra alto peso molecular altamente entrecruzado (HXL-UHMWPE o HXLPE) es un polímero obtenido a partir de la sumisión de UHMWPE a un proceso de entrecruzamiento por radiación gamma de alta energía con el que se rompen los enlaces carbono – carbono y carbono – hidrógeno creando radicales libres. Seguidamente, se realiza un tratamiento térmico (i.e. fusión o recocido) para mejorar la estabilidad oxidativa y se finaliza esterilizando la muestra bien con plasma de H₂O₂, óxido de etileno (EtO) o, nuevamente, con radiación ([Bracco, P. et al., 2017](#)). El material descrito supone la primera generación de HXLPE y presenta una importante mejora en la resistencia al desgaste respecto al UHMWPE convencional a costa de sacrificar ductilidad, resistencia a fractura y durabilidad ([Wirth, M. A. et al., 2009](#)). Además, la presencia de radicales libres hace que el material altere sus propiedades si se oxidan, tal como sucedería al contactar con el medio ambiente, dificultando la implantación.

La segunda generación, es decir, la actual, introduce un paso intermedio en el proceso descrito, añadiendo un antioxidante, que comúnmente es α -Tocoferol (vitamina E), al HXLPE después del primer paso (entrecruzamiento por radiación). Este proceso normalmente se suele realizar acompañado de un proceso de envejecimiento acelerado para maximizar la eficiencia del proceso y mejorar las características del material final. El HXLPE dopado con vitamina E (VEPE) mejora considerablemente las propiedades oxidativas del HXLPE sin perjudicar las propiedades mecánicas de la primera generación del susodicho. Además, existen potenciales ventajas biológicas de la implementación de este biomaterial ya que existe la posibilidad de que la implementación de la vitamina E limite la adhesión bacteriana en la superficie protésica, reduciendo el riesgo de infección ([Gigante, A. et al., 2015](#)). La figura 5 muestra las curvas tensión – deformación típicas del VEPE, UMWPE y HXLPE.

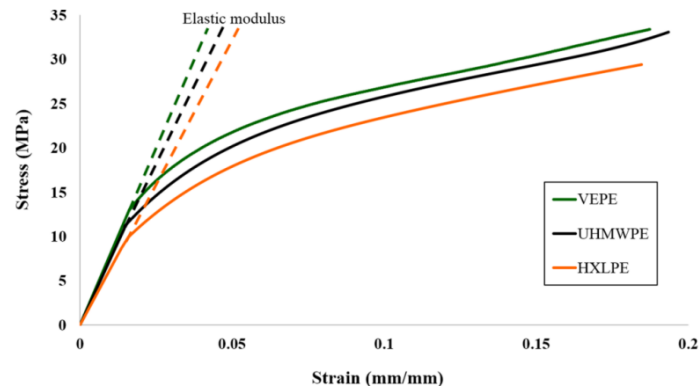


Figura 5. Curvas tensión – deformación de UHMWPE, HXLPE y VEPE (Huang, C.-H. et al., 2020).

1.4.1.3. *Cerámicas y materiales alternativos* Los pares metal – cerámica, cerámica – cerámica o cerámica – polímero han sido comúnmente utilizados en cadera y rodilla, pero en hombro las cerámicas no son materiales muy utilizados ya que el grosor del componente glenoideo debe ser muy fino y, además, de implementarse, haría falta un cono macho en la cabeza del glenoide para encajar el componente lo cual daría lugar a un concentrador de tensiones en la unión macho – hembra (Williams, G. R. et al., 2007). Por este motivo, el número de fabricantes y modelos es irrisorio y su éxito es muy limitado. Otro material alternativo que genera bastante interés es el carbón pirolítico (PyC) (Sweets, T. M. et al., 2011). Dicho material posee un bajo coeficiente de fricción y un módulo elástico similar al hueso cortical y es capaz de regenerar tejido fibrocartilaginoso y promover la regeneración ósea. Genera, pues, gran interés en su aplicación en el vástago humeral en la HA de hombro (McBride, A. P. et al., 2022).

1.4.2. Diseños

El diseño del glenoide es, indudablemente, un factor primordial para garantizar la correcta fijación y evitar el aflojamiento o fallo de la prótesis. Existen una gran variedad de componentes glenoideos y combinaciones de estos, todos con el único objetivo de maximizar la longevidad del implante. No obstante, la literatura a largo plazo es pobre dejando muchas lagunas por cubrir en cuanto a las variables óptimas del diseño. En este subapartado se tratarán siete aspectos clave sobre el diseño del susodicho componente.

1.4.2.1. *Geometría* El primer aspecto importante en el diseño es la forma geométrica de la sección del cojinete glenoideo. Más allá del tamaño del componente, que será dependiente de las características del paciente, se suele trabajar con dos geometrías principalmente. Algunos implantes incorporan una geometría anatómica o en forma de pera (figura 6) que potencialmente permite un menor voladizo del implante superiormente, impidiendo el pinzamiento de estructuras internas no articulares, pero, en contraposición, este diseño reduce el área de contacto disponible y la fuerza teórica de subluxación o dislocación, reduciendo el ROM articular (Castagna, A. et al., 2019). Otros diseños manifiestan una geometría elíptica/ovalada que ha demostrado resultados sin diferencias estadísticamente significativas respecto a su contrapartida. La ventaja de esta geometría es que permite una mayor área de contacto articular, especialmente en la zona superior, lo cual incrementa la magnitud de la fuerza teórica necesaria para la dislocación o subluxación y permite un mayor ROM. No obstante, para que se cumpla esto, se debe hacer hincapié en adaptar el tamaño tal que el voladizo sea mínimo (Williams, G. R. et al., 2005, Pinkas, D. et al., 2015).

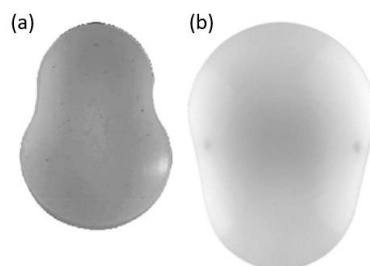


Figura 6. Forma de pera (a) y elíptica (b) del componente glenoideo (Williams, G. R. et al., 2005).

1.4.2.2. Topología del contacto La fijación al hueso del implante se debe, en buena medida, a las características del soporte del cojinete. La superficie cara al hueso de dicho respaldo puede diseñarse como rugosa o lisa, mas se ha visto que en implantes cementados se produce un desprendimiento inmediato puesto que la unión cemento – prótesis no es química sino mecánica y necesita resaltes para poder entrelazarse mecánicamente y sujetar la pieza ([Anglin, C. et al., 2001](#)). Lo mismo sucede con los glenoides protésicos no cementados, aunque, en ese caso, se debe al aumento de los microdesplazamientos y la falta de osteointegración.

1.4.2.3. Congruencia articular Otro aspecto del respaldo glenoideo a considerar es la curvatura de la pared, directamente relacionada con la congruencia articular y el grado de constreñimiento. Un respaldo curvado permite convertir parte de las tensiones que con respaldo plano serían cortantes a esfuerzos de compresión, evitar concentradores de tensiones en los bordes y maximizar la preservación del hueso original. Estas diferencias hacen bastante claro que el uso de un respaldo curvo es superior a uno plano ([Anglin, C. et al., 2001](#)). Por otro lado, como se mencionó en el apartado 1.3.2, la AGH natural no es completamente constreñida pues sufre pequeñas traslaciones al aumentar el ángulo de elevación, lo cual nos indica que, para que no surjan complicaciones, el implante no debe ser totalmente constreñido. Empero, tampoco es admisible un implante completamente no constreñido, al menos de momento, y se debe tener en cuenta que el PE es más duro que el cartílago natural, por lo que habrá que valorar el grado de congruencia ideal para simular la absorción de choques y las traslaciones humerales de la articulación natural. Los valores más conservadores de la literatura hablan de una incongruencia radial articular de 5 a 7 mm entre el glenoide y la cabeza humeral para mantener un correcto balance entre movilidad y estabilidad del húmero ([Williams, G. R. et al., 2005](#); [Anglin, C. et al., 2001](#)). Sin embargo, se tiende a errar en el lado de mayor incongruencia dado que los diseños menos constreñidos son capaces de transferir más carga a los tejidos blandos, reduciendo así las tensiones sobre los bordes del componente glenoideo que son la principal causa de aflojamiento en ATH. La figura 7 muestra una comparativa del desplazamiento por balanceo dinámico (inversamente proporcional a la supervivencia del implante) según las características más comunes en el diseño del componente glenoideo en ATH.

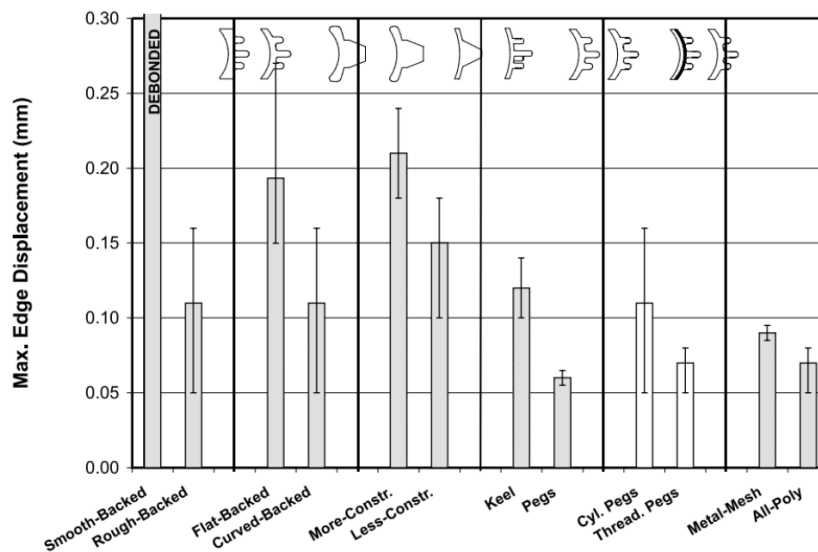


Figura 7. Comparación de resistencia al desplazamiento por balanceo dinámico entre diferentes características ([Anglin, C. et al., 2001](#)).

1.4.2.4. Método de fijación Otro mecanismo fundamental en la fijación es el sistema de anclaje per se cuyo diseño se clasifica atendiendo a (1) si cubren todo el glenoide (*onlay* en inglés) o se insertan en éste (*inlay* en inglés) como en implantes de resuperficialización y (2) el tipo de fijación: cementada o no cementada, principalmente. La figura 8 muestra una comparativa de las fuerzas generadas por los implantes *inlay* frente a los *onlay* mostrando una diferencia significativa a favor de los primeros. Los diseños *inlay* son implantes de PE incrustados en el glenoide utilizando fijación cementada a presión y han demostrado una mejora valiosa de la estabilidad del implante derivada de la conservación del borde periférico de hueso nativo. Los componentes de los implantes *inlay* tienen menor diámetro que los *onlay* y, debido a que el implante está rodeado de hueso, la fijación se produce tanto en el soporte como en la periferia del implante y la presión en los bordes se distribuye entre el hueso y el implante haciendo que los desplazamientos y micromovimientos se minimicen ([Gagliano, J. R. et al., 2017](#)). Así pues, los estudios funcionales como [Uribe, J. W. et al. \(2021\)](#) revelan

reducciones considerables del dolor percibido, incremento de la satisfacción, recuperación de buena parte de la funcionalidad original y ningún aflojamiento ni indicador significativo (radiotransparencia periprotésica > 2 mm) de éste a los 41 meses. Esto se sustenta en lo ya mencionado, pues si está rodeado de hueso la dificultad de producir un efecto de caballo mecedora (*rocking horse* en inglés) por las tensiones en los bordes se reduce drásticamente.

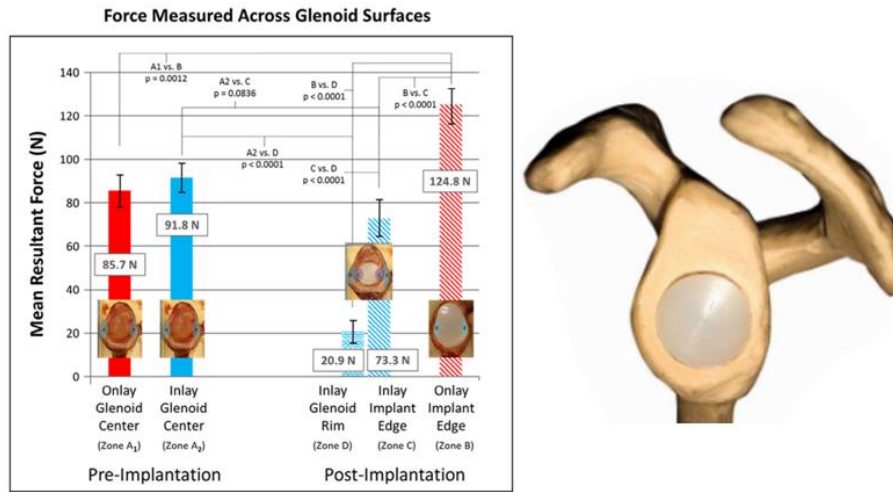


Figura 8. Comparación entre glenoides *inlay* y *onlay* en glenoides cadavéricos (Gagliano, J. R. et al., 2017) y componente glenoideo insertado.

Los implantes *onlay* (superpuestos) son actualmente los más utilizados ya que los componentes de *inlay* aún no se han probado con éxito en hombros patológicos. Dentro de los implantes *onlay* existen dos categorías principales según tengan soporte metálico o sean todos de PE.

Los implantes glenoideos con respaldo metálico (figura 9) generalmente se caracterizan por una fijación no cementada, es decir, con tornillos, y sus principales ventajas sobre la alternativa son que (1) logran una fuerte fijación biológica, gracias a las propiedades osteointegradoras de los metales utilizados, que minimiza el aflojamiento a largo plazo y (2) facilitan la revisión y/o reemplazo ya que la base no necesita ser removida del sitio (figura 9). Los principales inconvenientes de este diseño son (1) el mayor desgaste de la almohadilla de PE, (2) la necesidad de un mayor grosor de la glenoides y por tanto mayor resección ósea, (3) la posibilidad de disociación de los componentes si se trata de una prótesis modular, y (4) mayor sensibilidad a las cargas fuera del eje que pueden generar el característico movimiento del caballo mecedor (*rocking horse*) y desencadenar el aflojamiento del implante (Anglin, C. et al., 2001; Castagna, A. et al., 2010).

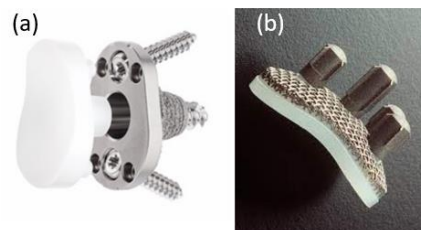


Figura 9. Glenoide universal con respaldo de metal de Arthrex (a) y glenoide con respaldo de metal blando (b) (Fucentese, S. F. et al., 2010).

Hoy en día, ante la falta de avances en el campo, se consideran los implantes fabricados de PE como el *gold standard* dado su mayor ratio de supervivencia, pero no quiere decir que los implantes de respaldo metálico no puedan convertirse en el estándar (Castagna, A. et al., 2019). Los implantes de PE *onlay* se caracterizan por aprovechar las propiedades mecánicas del PE para permitir traslaciones sin impartir una tensión excesiva en la interfaz implante – hueso. Si a esto se le añaden los últimos avances en este polímero, como el HXLPE dopado con vitamina E estudiado por Gigante, A. et al. (2015), las perspectivas mejoran aún más. Este tipo de implantes presenta una gran variedad de geometrías de anclaje entre las que el anclaje en quilla (*keel* en inglés) y de clavijas (*pegs* en inglés) han demostrado ser los dos candidatos favoritos (figura 10).

Con un diseño óptimo los anclajes de clavijas aportan mayor estabilidad teórica y radiográfica frente a esfuerzos cortantes (cargas fuera del eje anatómico) que la geometría en quilla (Williams, G. R. et al., 2005). Del mismo modo, el diseño de clavijas reduce la cantidad de hueso a reseccionar, especialmente a nivel subcondral, ya que las clavijas se insertan hacia la periferia del hueso, mientras que la quilla se inserta en el centro requiriendo mayor resección de hueso subcondral (Castagna, A. et al., 2019). En el caso del diseño de clavijas, la divergencia de éstas provee estabilidad adicional frente a micromovimientos (Pinkas, D. et al., 2015). Adicionalmente, se ha logrado aumentar la fijación biológica a largo plazo del implante, implementando bien una clavija central de ajuste de interferencia (Wirth, M. A. et al., 2012), bien una clavija central de recubrimiento metálico poroso logrando un pseudo-respaldo metálico (*Regenerex hybrid glenoid*, Biomet). Otro aspecto importante es la superficie de las clavijas, pues se ha comprobado que aquellas roscadas o rugosas son significativamente superiores en estudios de extracción a las que presentaban la superficie de la cara completamente lisa (Nyffeler, R. W. et al., 2003). Por su parte, existe una variante del diseño en quilla convencional que sitúa la quilla en un *offset* anterior respecto al plano central del glenoide, lo cual consigue un diseño más anatómico, mejorando la resistencia a flexión y la durabilidad (Murphy, L. A. et al., 2001).

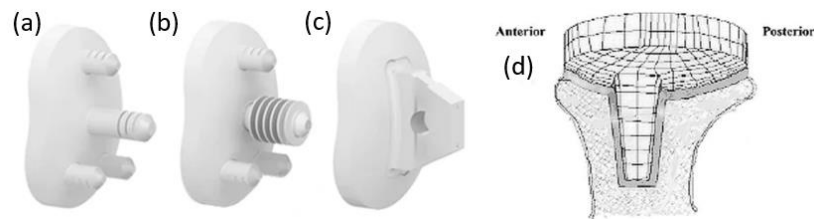


Figura 10. Diseños cementados: con tacos (a), con tacos con taco central extrarrosariado (b), con quilla (c) y con quilla descentrada. (d) (Murphy, L. A. et al., 2001).

1.4.3. Técnica Quirúrgica

La implantación del glenoide es la etapa final del proceso; es fundamental utilizar el abordaje más adecuado en cada caso y bajo ningún concepto perforar la cavidad glenoidea. La preservación del hueso subcondral es fundamental ya que supondrá la estructura principal de soporte dada su rigidez. En la preparación del glenoide para la implantación del componente, se debe considerar cuidadosamente las correcciones de deformidades a realizar. Estas correcciones incluyen tanto una corrección angular (i.e. medialización) como una corrección radial para que se cumplan las condiciones de incongruencia mencionadas en apartados anteriores. La corrección radial es fundamental, pero la corrección angular no siempre se realiza. El mecanizado o fresado excéntrico es aquel que sí la corrige con la intención de minimizar la carga en los ejes y el consecuente aflojamiento del implante. Varios estudios demuestran que 15° de retroversión es el ángulo límite que se puede corregir mecanizando un glenoide de esta forma antes de penetrar la cavidad y lleva asociado un incremento de cinco veces la osteólisis entorno al elemento central de anclaje (Gillespie R. et al., 2009; Ho, J. C. et al., 2013; Clavert, P. et al., 2007). Esto implica que dependiendo de la anatomía habrá casos en los que no se pueda corregir la angulación. En esos casos se realiza un fresado uniforme del hueso, el cual busca preservar la máxima cantidad de hueso subcondral sin preocuparse por la nivelación del glenoide (Pinkas, D. et al., 2015). Alternativamente, diferentes técnicas pueden ser empleadas como la resuperficialización ya comentada o los implantes aumentados. Por regla general, estos últimos están formados por un respaldo en forma de cuña o escalón y es fundamental lograr pulir lo mejor posible la superficie del hueso para lograr la máxima estabilidad (Castagna, A. et al., 2019). Asimismo, se ha comprobado que esta estrategia puede mejorar sustancialmente la fijación y resistencia al despegue del implante (Hermida, J. C. et al., 2014). La figura 11 muestra las diferencias entre un diseño estándar de componente glenoideo y diseños con aumentos en cuña o escalonados.

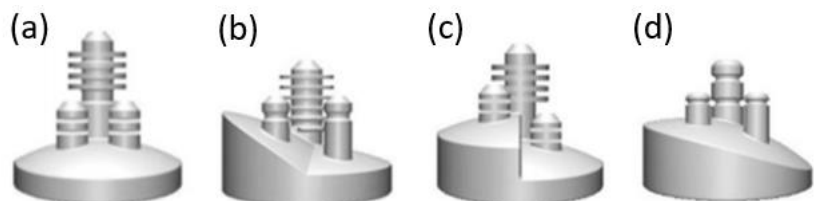


Figura 11. Diferencias entre un componente glenoideo estándar (a) y aumentos en cuña posterior (b), escalonado (c) y en cuña completa (d) (Knowles, N. K. et al., 2016).

Como se ha venido vaticinando previamente, la fijación del glenoide puede llevarse a cabo de forma cementada o no cementada. Los principales problemas de la primera opción son (1) que, al ser un proceso exotérmico, la temperatura (mayor de lo que puede soportar el hueso) da lugar a la necrosis del tejido óseo, dificultando la fijación primaria, y (2) que una vez fijado, retirarlo en cirugías de revisión conlleva la eliminación de hueso perfectamente sano ([Castagna, A. et al., 2019](#); [Churchill, R. S. et al., 2004](#); [Norris, B. L. et al., 1996](#)). Empero, cada vez aparecen nuevas técnicas contemporáneas que tratan de mejorar los aspectos más a largo plazo de la fijación cementada. Una de estas técnicas es la presurización cementada en tres pasos que ofrece una fijación más rígida, una distribución más amplia de las tensiones, mayor fuerza de desencaje y mejores criterios radiográficos ([Choi, T. et al., 2013](#)). La fijación no cementada se ahorra estos inconvenientes fijando el material inmediatamente al hueso por medio de tornillos quirúrgicos y, según el modelo, con una clavija central.

1.4.4. Aspectos Funcionales

Los datos de la literatura publicada hasta la fecha indican que, si bien las prótesis no cementadas presentan mayor fijación y funcionalidad postoperatoria, la tasa de desgaste, la incidencia de aflojamiento y las revisiones a largo plazo son significativamente inferiores en las cementadas ([Taunton, M. J. et al., 2008](#); [Boileau, P. et al., 2002](#); [Stone, K. D. et al., 1999](#)) colocando a estas últimos en una posición ventajosa. Dentro de las cementadas (considerando sólo las *onlay*), los implantes de clavija se asocian con menor desplazamiento que los de quilla situándolos como candidato favorito ([Gartsman, G. M. et al., 2005](#); [Nuttall, D. et al., 2017](#)). Asimismo, [Strauss, E. J. et al. \(2009\)](#) comprobaron que, efectivamente, un ligero desajuste radial de en torno a 4 a 7 mm permite optimizar la fijación.

1.4.5. Modos de Fallo

Atendiendo a la revisión realizada por [Matsen, F.A. et al. \(2008\)](#), existen cinco dominios de los modos de fallo en los implantes de ATH. En primer lugar, puede fallar el componente mismo, bien por la distorsión de la superficie articular, la fractura/delaminación del componente o la separación modular en glenoides de respaldo metálico. En segundo lugar, el soporte del componente puede ser también la causa de fallo debido a una preparación inadecuada de la superficie del glenoide, un incorrecto asentamiento de la prótesis, la pérdida del cemento interpuesto, una fractura/defecto óseo o, incluso, por la resección ósea consecuencia del fresado. La fijación primaria también puede dar lugar al fallo protésico ante una técnica subóptima de cementado o una baja calidad y/o calidad de hueso para fijar. Por otro lado, en situaciones donde se detecte osteólisis, progresión de las líneas radiotransparentes o reacción inmune como respuesta al implante, puede darse el fallo del hueso como tal. Finalmente, el último modo de fallo es debido a la carga soportada por la prótesis. Un exceso de congruencia entre las superficies, el aflojamiento por movimiento *rocking horse* (figura 12), cargas excéntricas continuadas, anomalías del glenoide, inestabilidad glenohumeral o insuficiencia de la musculatura del manguito de los rotadores (incrementando el riesgo de movimiento *rocking horse*) son las principales causas del susodicho modo de fallo ([Matsen, F.A. et al., 2008](#)).

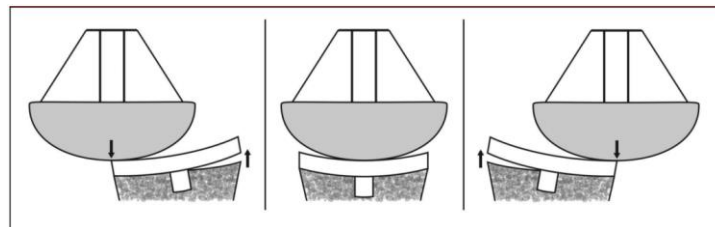


Figura 12. Fenómeno del caballo balancín (*rocking horse*) ([Pinkas, D. et al., 2015](#)).

La mayoría de estrategias para evitar el fallo están relacionadas con la cirugía per se. Sin embargo, sí hay ciertas prestaciones preferidas en el diseño de un implante para ATH como son un soporte glenoideo redondeado, un anclaje de geometría en forma de clavijas, utilizar el PE como material y mantener un diámetro de curvatura del glenoide mayor que el de la cabeza humeral para garantizar la no congruencia total.

2. METODOLOGÍA

2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El capítulo anterior puso en contexto del trabajo mediante la exposición de la anatomía y biomecánica de la articulación glenohumeral, así como de sus patologías más comunes e indicaciones, y de todo lo referente al estado del arte del reemplazo protésico del componente glenoideo, incluyendo los materiales, los diseños y las técnicas quirúrgicas de colocación más comunes, al igual que una valoración de la funcionalidad de los tipos más frecuentemente utilizados y los modos de fallo usuales.

El objetivo de este trabajo es analizar los efectos de la geometría (i.e. *pegs*, *keel* o *inlay*) y la trayectoria de colocación (i.e. estándar o alternativa) sobre el comportamiento biomecánico del componente glenoideo en la artroplastia total de hombro. Para ello se han construido cinco modelos diferentes a partir de la combinación de las geometrías y trayectorias mencionadas.

El presente capítulo detalla el proceso mediante el cual se ha realizado el estudio para alcanzar el objetivo mentado, incluyendo las diferentes fases de éste: segmentación de las imágenes, diseño CAD, implantación CAD, mallado independiente del modelo, obtención de las propiedades materiales, asignación de éstas, aplicación de cargas y condiciones de contorno, cálculo del factor de seguridad y análisis estadístico de los resultados obtenidos.

2.2. MATERIALES UTILIZADOS

Los materiales utilizados para la realización de este Trabajo Fin de Grado se listan a continuación:

- Imágenes DICOM de la TC de un paciente en la zona de interés
- Herramienta de segmentación de imágenes: 3dSlicer
- Herramienta de conversión de la segmentación a formato compatible con AutoCAD: Autodesk Fusion
- Software de diseño asistido por computadora (CAD): Autodesk AutoCAD
- Software de análisis mediante el Método de Elementos Finitos: ANSYS Workbench
 - Herramienta de CAD incorporada: ANSYS Discovery
 - Software de mallado y análisis: ANSYS Mechanical
- Software de (re) mallado compatible con Bonemat: Gmsh
- Herramienta para el mapeado de las propiedades materiales del hueso: Bonemat
- Herramienta de cálculo de resultados y gráficas: Excel

2.3. SEGMENTACIÓN DE LAS IMÁGENES DICOM

Partiendo de las imágenes DICOM de la tomografía computarizada (TC) de la porción superior derecha del torso de un paciente concreto, se utilizó el software de 3dSlicer para realizar la segmentación de la escápula (figura 13).

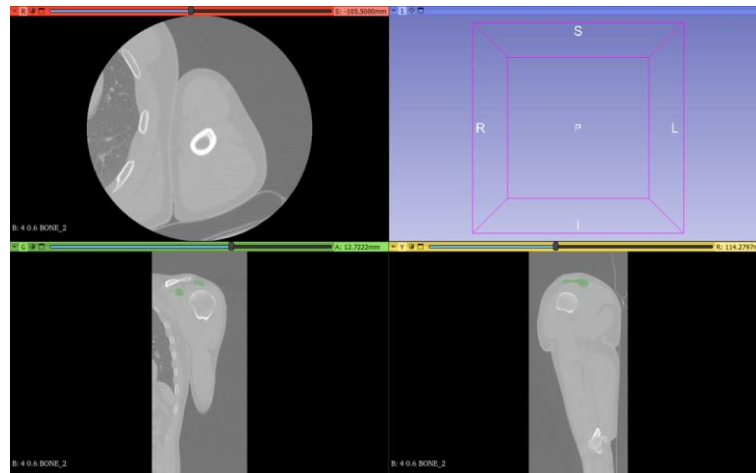


Figura 13. Vista inicial de la interfaz tras la carga de las imágenes DICOM.

2.3.1. Generación de la ROI

Previo a la segmentación como tal es recomendable aislar lo máximo posible el elemento/s a segmentar, en este caso la escápula, utilizando la herramienta de ajuste volumétrico que incorpora el programa. Ésta permite establecer una región de interés (ROI) para facilitar el trabajo de segmentación, especialmente la manual, al obviar todos aquellos vóxeles que queden fuera de dicha región ya que serán aquellos que no necesitamos. El siguiente paso será utilizar las herramientas del *Editor de Segmentos* para obtener la segmentación final.

2.3.2. Umbralización

La primera herramienta empleada fue *Umbralización* la cual permite establecer un valor de intensidad máximo y un valor mínimo fuera de los cuales quedarán automáticamente excluidos los vóxeles de la ROI cuyo valor de intensidad no pertenezca al rango. Para una estimación más precisa de estos parámetros es de utilidad usar la herramienta *Volúmenes* para, a partir del histograma de la imagen y las configuraciones preestablecidas poder obtener un rango de intensidades que maximice la intensidad del hueso a segmentar y minimice el resto de estructuras y el ruido de la imagen. Aplicando esta estrategia se determinó que tomando aquellos vóxeles entre el valor de nivel de gris (unidades de Hounsfield) 99 y 1777 se separaría el hueso del resto de tejidos. Si bien la estimación de los umbrales fue manual, el resultado fue automático y mejor que el obtenido por medio de los algoritmos automáticos disponibles en el programa.

2.3.3. Islas

La segunda herramienta utilizada fue las *Islas*, la cual detecta automáticamente los conjuntos de vóxeles inconexos entre sí (i.e. islas) y permite operar con estos. Se utilizaron principalmente tres opciones. La primera fue *Eliminar las islas más pequeñas* que permite excluir de la segmentación todas aquellas agrupaciones de vóxeles de tamaño menor que el especificado; en este caso el límite estuvo en 1000 vóxeles. En segundo lugar, se utilizó *Separar las islas en segmentos* que movió las islas restantes a segmentaciones individualmente. Finalmente, mediante *Quedarse con la isla seleccionada* se discernió la segmentación de la escápula del resto de huesos, estructuras y ruido.

2.3.4. Segmentación Manual

A pesar de la limpieza inicial por métodos automáticos se hace necesario la incorporación de un paso de segmentación manual, dado el ruido de la imagen, mediante las herramientas de *Pintar* y *Borrar* las cuales permiten, variando el diámetro y/o el rango de intensidades de la selección, definir manualmente los detalles más precisos de la segmentación. En el caso de la escápula fue necesario eliminar manualmente corte a corte en cada una de las 3 vistas el ruido que, a pesar de todo, seguía presente, así como rellenar el interior de la escápula y asegurar la condición de volumen cerrado para no interferir en el posterior modelado.

2.3.5. Suavizado

Previo a la exportación, se realizó un suavizado mediante operadores morfológicos consistente en una apertura inicial seguida de un cierre, ambos con un tamaño de kernel de 4 mm. Es importante el uso de ambos operadores dado que el ruido que no se pudo eliminar en los pasos anteriores se hallaba adherido a la superficie de la escápula formando pequeños salientes que se eliminaron con la apertura y, por otro lado, al realizar la apertura, se crearon algunos agujeros pequeños en zonas de bajo espesor, lo cual hizo necesario el uso del operador de cierre para acabar de rematar la segmentación. La figura 14 muestra el resultado de la aplicación de las operaciones de suavizado sobre la escápula.

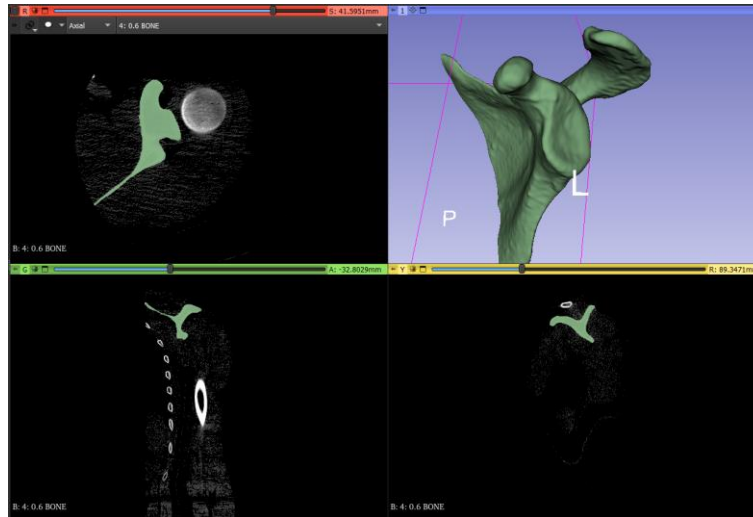


Figura 14. Resultado de la segmentación con 3dSlicer.

2.3.6. Exportación de la Segmentación

El paso final con 3dSlicer es utilizar la opción de *Exportar a archivo...* localizada también en *Editor de segmentos*. Una vez elegido el directorio de exportación, el nombre del archivo, el formato (a elegir entre STL, OBJ, NRRD y NIFTI) el factor de escala y el sistema de coordenadas, se selecciona en Exportar y ya se tiene la escápula segmentada (figura 15). Para este caso se emplearon los parámetros predeterminados (i.e. formato STL, escala 1:1 y sistema de coordenadas LPS).

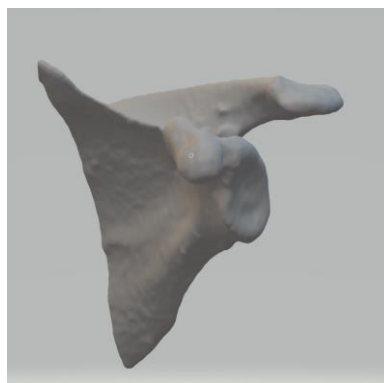


Figura 15. Archivo STL de la segmentación de la escápula.

2.4. DISEÑO DE LOS COMPONENTES GLENOIDEOS CON CAD

Una vez segmentada la escápula, se procede a diseñar los implantes que se utilizarán en el análisis. En este caso se prepararon tres tipos de implante: clavija (*pegs*), quilla (*keel*) e incrustado (*inlay*). En este documento, se sintetizarán los pasos para entender el proceso a grandes rasgos.

Como paso previo se creó una base común sobre la que posteriormente se operó para particularizarla a cada uno de los casos (figura 16).

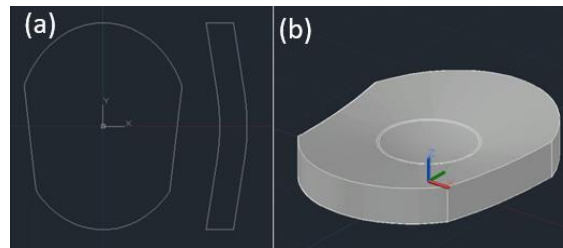


Figura 16. Alzado y sección de la base común de los implantes (a) y base común de los implantes para cabeza humeral de 30 mm de radio con una incongruencia radial de 3.5 mm (b).

2.4.1. Modelo *Pegs*

Seguidamente se generó una pila de cilindros concéntricos de diámetros establecidos que, una vez empalmados (*Empalme*) y unidos (*Unión*) dieron lugar a la clavija central. Para la creación de las clavijas periféricas roscadas, se emplearon cilindros de diámetro conocido a los que, aplicando la operación de *Diferencia* se les sustrajeron tres anillos equidistantes. Una vez se tienen todos los elementos de la estructura de fijación se colocan a las distancias adecuadas, se unen los objetos en uno sólo y se empalman aristas.

Este implante tuvo que ser repetido dado que las clavijas estaban ligeramente más unidas al pivote central en un modelo inicial y esto hizo que las tensiones se concentraran en las zonas intermedias aumentando severamente el riesgo de fallo. Una vez corregido, el implante de la figura 17 no presenta esos contratiempos.

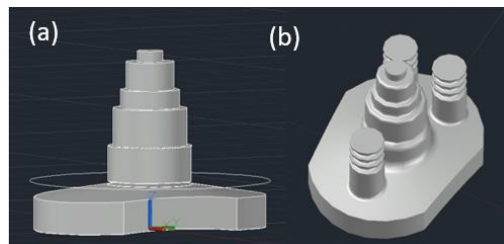


Figura 17. Base común con pseudo-pilar central (a) e implante de clavijas acabado (b).

El concepto y las dimensiones iniciales de este modelo se tomaron de una ficha técnica proporcionada por Zimmer® con información relativa al modelo Alliance™ Glenoid.

2.4.2. Modelo *Keel*

Para el modelo en quilla se reaprovechó la base del modelo de clavijass, pero esta vez se incorporó como elemento de fijación la aleta/flecha característica de este tipo de implantes. Una vez puestos en contacto, aleta y base, se unen y se empalman los bordes más críticos para dar lugar al resultado final (figura 18).

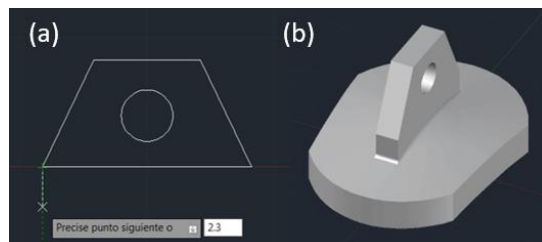


Figura 18. Sección del elemento de fijación (a) y el implante en quilla acabado (b).

En este caso, la inspiración para las dimensiones y la forma del implante vino de la gama 44S de las *ARROW universal shoulder prosthesis*.

2.4.3. Modelo *Inlay*

Finalmente, para diseñar el modelo incrustado, en primer lugar, se recortó la base común en forma de círculo desde la vista de alzado y, a continuación, se diseñó el único elemento de fijación (un cilindro roscado) utilizando la misma técnica que en el implante *pegs* (i.e. extraer mediante la operación *Diferencia* varios anillos de radio determinado de un cilindro de altura y radio determinados).

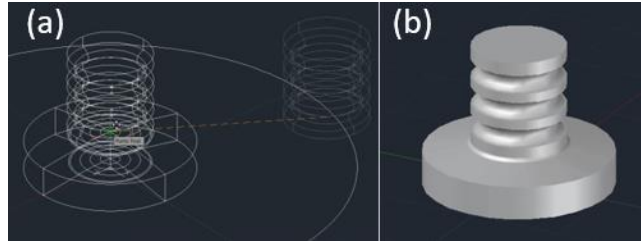


Figura 19. Colocación centrada del elemento de fijación (a) y el implante *inlay* acabado (b).

Las dimensiones e idea de diseño de este implante se extrajeron de [Ross, M. et al. \(2020\)](#).

2.5. IMPLANTACIÓN DEL DISEÑO

2.5.1. Conversión de STL a DWG

Puesto que ningún formato de exportación de 3dSlicer es directamente compatible con Autodesk AutoCAD, se utilizó el formato predeterminado (i.e. STL) y se utilizó un programa capaz de leer este tipo de archivos y exportar a algún formato compatible con el software de CAD, preferentemente a formato DWG, que es el formato de importación predeterminado en este software.

Para ello se usó Autodesk Fusion 360, el cual permitió, primeramente, mediante la herramienta Reducir (pestaña *Malla* > *Modificar*), mermar el número de caras generadas en la importación de más de 434000 a cerca de 16000. De este modo, se simplificó la geometría a una más fácil de procesar manteniendo un nivel de detalle muy similar (figura 20). En segundo lugar, para facilitar la generación de la malla bidimensional, se crearon grupos por similitud entre las distintas caras del objeto. Este paso se hizo con la herramienta *Generar Grupos de Caras* (pestaña *Malla* > *Preparación*) con el método preciso y una tolerancia límite de 0.001 mm. Finalmente, dado que el interior del objeto importado era hueco por ser importado de un archivo STL, se generó una malla triangular de la superficie a través de la herramienta *Convertir a malla* (pestaña *Malla* > *Crear*) y, tras esto, se exportó el resultado a Autodesk AutoCAD.

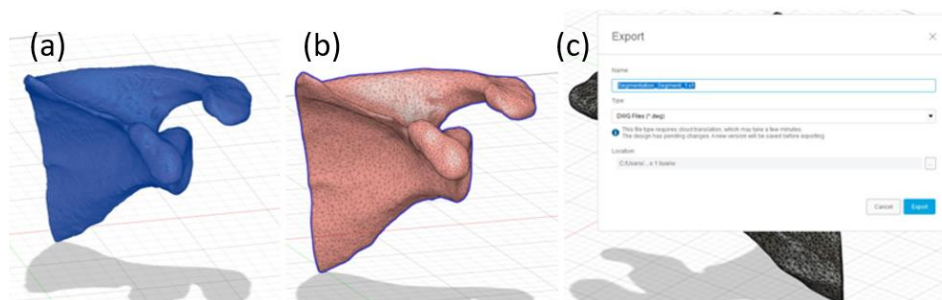


Figura 20. Proceso para la conversión de formato STL a DWG: Importación inicial (a), geometría simplificada (b) y malla generada y pestaña de exportación (c).

2.5.2. Creación de los Puntos y Ejes de Referencia

Una vez la segmentación y el diseño de los implantes están preparados, es cuestión de colocarlos debidamente. Para ello, [Hsu, C.P. et al. \(2022\)](#) describen los siguientes cuatro criterios en los que basan el denominado método del mejor ajuste (figura 21).

- ✓ Versión y/o inclinación del implante $< 10^\circ$ respecto a la trayectoria escogida.
- ✓ Desfase del centro del implante respecto al glenoide $< 3\text{mm}$.
- ✓ Contacto implante – hueso entre 80 y 100%
- ✓ Profundidad de fresado $< 5\text{ mm}$

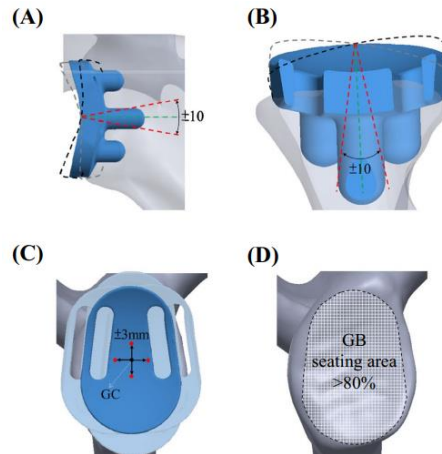


Figura 21. Esquema de los criterios del método del mejor ajuste: (a) inclinación, (b) versión, (c) desfase y (d) contacto.

En su estudio [Hsu, C.P. et al. \(2022\)](#) analizaron las dos trayectorias más comunes a la hora de implantar el componente glenoideo, las cuales son la estándar (*Standard Centerline* o SCL) y la alternativa (*Alternative Centerline* o ACL). La SCL se define como una línea perpendicular a la superficie articular con origen en el centro del glenoide (CG) y fin a la altura del cuello anterior de la escápula, localizado en la zona de contacto entre la fosa supraespinosa y la espina de la escápula en la porción más medial. La ACL se define como una línea que se origina en el CG y finaliza en el *trigonum scapulae*. Estas dos colocaciones definidas por [Frankle, M.A. et al. \(2009\)](#) se corresponden con las técnicas de colocación mencionadas anteriormente en el Apartado 1.4.3 (figura 22). De este modo, la SCL será la trayectoria a emplear para simular el fresado uniforme y la ACL, el fresado excéntrico. Por otro lado, el punto CG se define como la proyección sobre la superficie articular del punto central del rectángulo bidimensional de menores dimensiones que mejor captura la forma y orientación del glenoide.

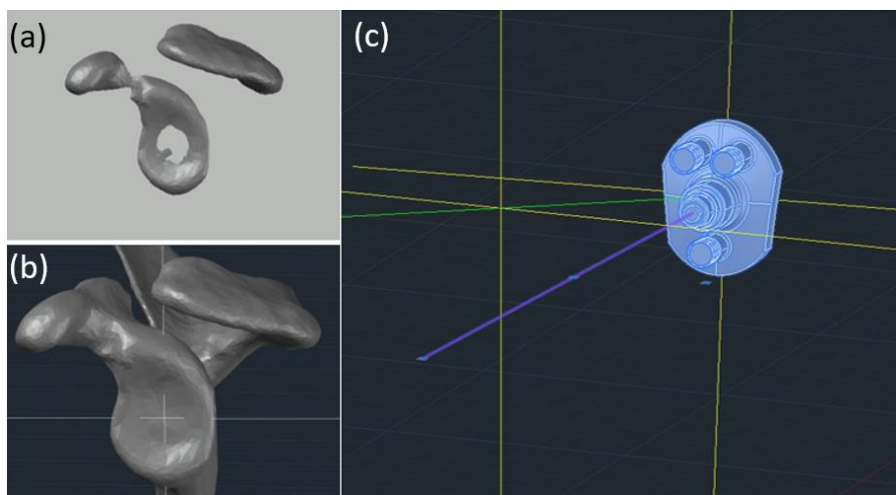


Figura 22. Plano normal de la superficie del glenoide (a), ejes definidos sobre el CG (b) y localización del CG y *trigonum scapulae* (líneas amarillas) junto a las trayectorias SCL (línea rosa seleccionada) y ACL (línea verde) (c)

2.5.3. Creación de Elementos Complementarios

Para lograr la geometría deseada es necesario, además de la escápula y el propio implante, el modelado del cemento óseo como un objeto separado para, más adelante, poderle aplicar sus debidas propiedades mecánicas y un objeto que represente el comportamiento de la fresa para homogeneizar y preparar la superficie del glenoide, así como hacer los agujeros necesarios. Si bien este último objeto se eliminará o inhabilitará una vez se exporte la geometría final, el cemento permanecerá en el diseño.

El espesor de cemento deseado fue de 1.2 mm, para lo cual se hizo una copia del implante y se desplazó 1.2 mm a lo largo de la extensión de la trayectoria correspondiente (SCL o ACL según el caso). El siguiente paso fue extruir la cara articular 1.2 mm hasta que la copia modificada del implante coincidiera con la original. Seguidamente a esto se extrajeron las aristas características de los elementos de fijación en cada caso (clavijas, quilla...) mediante la herramienta Extraer artistas (pestaña *Inicio > Editar sólidos*), se desplazaron 1.2 mm en la dirección normal a la cara del implante y se escalaron según la ecuación 1 con el factor de escala correspondiente para que la diferencia con la geometría original fuera de 1.2 mm. El cuarto paso fue utilizar las herramientas varias de Modelado (*Extrusión, Solevación, Revolución y Barrido*) para obtener la geometría simplificada de los elementos de fijación. En este paso se simplificaron u obviaron las características como empalmes o agujeros. Finalmente, se aplicó el comando *Unión* para unir las diferentes partes creadas hasta el momento junto a la copia simplificada del implante y, seguido de esto, se utilizó el comando *Diferencia* para sustraer el volumen del implante original de la versión simplificada y obtener el cemento conservando el implante original (figura 23).

$$\text{Factor de escala} = 1 + \frac{1.2 \text{ mm}}{\text{Valor original}} \quad (1)$$

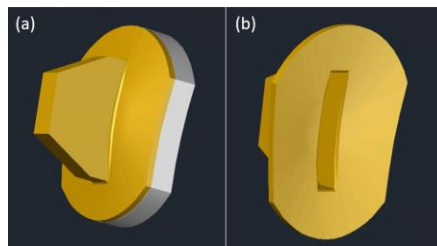


Figura 23. Implante (blanco) insertado en cemento (naranja).

El diseño de la fresa fue más simple; consistió en tomar la base común de todos los implantes, alargarla hasta cubrir un radio suficiente para que no quedaran rebordes en la escápula y extruir la cara inferior tal que el espesor total sea el triple del original (figura 24).

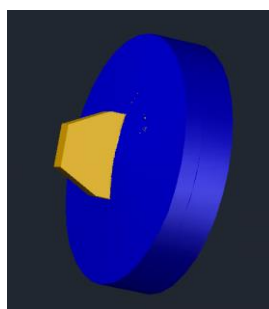


Figura 24. Fresa para la preparación del glenoide (azul) con cemento del implante en quilla sobresaliendo (naranja). El implante y el resto del cemento se encuentran ocultos.

2.5.4. Colocación del Implante Cementado

Una vez listos todos los componentes a usar (i.e. los implantes, junto a sus respectivos cementos y fresas), se desplazaron en conjunto al CG desde el centro de la base del implante y se pasó a alinearlos con la trayectoria correspondiente en cada caso empleando la herramienta *Rotación 3D* (pestaña *Inicio > Modificar*). El método para alinearlos consistió en dibujar una línea que siguiera la trayectoria normal a la superficie del implante, mover el Gizmo de rotaciones al centro de la base del implante y rotar el conjunto implante – cemento – fresa

(ICF) respecto a este punto tomando como ángulo inicial el de la línea recién dibujada y como ángulo final el de la línea de la trayectoria deseada. Tras repetir este proceso para las tres direcciones, el conjunto estaba alineado con la trayectoria buscada, mas aparecieron varios problemas: el fresado era excesivo, estaba demasiado insertado en la escápula y se perforaba la cavidad. Para corregir esto, se desplazó el conjunto ICF en la extensión de la trayectoria hasta hacer coincidir la base del cemento con la base del implante (i.e. CG). No obstante, salvo en el caso del implante incrustado, hubo que aplicar una corrección angular de la orientación respecto a la trayectoria original. Siguiendo los criterios del mejor ajuste mencionados al inicio del Apartado 2.5.2 el máximo ángulo de versión y/o inclinación permisible es de 10° . Para acabar de solucionar el problema de la perforación de la cavidad en los casos que se dio, hubo que inclinar la trayectoria del conjunto ICM -4° y desviarla $+9^\circ$ en la dirección anteroposterior.

Finalmente, una vez llegados a este punto sólo faltó aplicar el comando *Diferencia* para sustraer las geometrías de la fresa y el cemento (conservando este último) de la escápula de modo que se obtuvo el resultado que se muestra en la figura 25 en la que se muestra la geometría del modelo de implante en quilla en SCL que se exportó posteriormente. El proceso recién explicado se repitió tantas veces como combinaciones fueron posibles para este y el resto de implantes con las dos trayectorias posibles. Cabe destacar que no se pudo ajustar la combinación de implante de clavijas con la trayectoria ACL para evitar la perforación de la cavidad dentro de los criterios del mejor ajuste expuestos. Si bien algunos autores aseguran que la perforación de la cavidad no tiene efectos sobre el éxito del implante (Press, C. M. et al., 2014), otros contradicen esta opinión y advierten de los riesgos de esta práctica (Pace, G. I. et al., 2021). Por lo tanto, siendo conservadores y siguiendo el sentido común se ha decidido analizar únicamente los implantes de clavijas en colocación SCL.

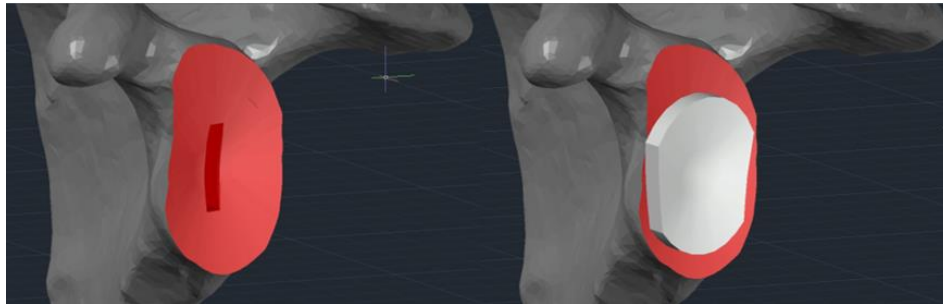


Figura 25. Resultado de la implantación del implante y cemento en la escápula.

2.5.5. Exportación del Diseño

Dado que ANSYS Discovery, la herramienta de preparación de la geometría de ANSYS Workbench, permite la importación de archivos en formato DWG, no fue necesario ningún paso extra para la exportación del diseño.

2.6. MALLADO DEL MODELO

Tras finalizar el diseño de los cinco modelos posibles es imperativo realizar un mallado de estos si se desea realizar un análisis por MEF. No obstante, necesitamos un software que permita el mallado independiente de los tres componentes tal que sea posible identificar los elementos pertenecientes a cada uno de cara a poder aplicar las debidas propiedades materiales al implante y al cemento manteniendo las propiedades del hueso según el nivel de gris obtenidas de Bonemat. Asimismo, esto nos facilitará la implementación de distintos grados de refinamiento en los distintos componentes del modelo o entre los contactos de estos.

Un software que cumple con estos requisitos a la perfección es ANSYS Workbench el cual dispone de versión gratuita para estudiantes, aunque ésta viene con limitaciones del tamaño de malla. En concreto, para el tipo de análisis empleado (i.e. análisis estructural), la suma de nodos y elementos de la malla debe ser menor a 32000. Si bien parece mucho, cuando se trabaja con un modelo que requiere algo de precisión, no es tanto.

2.6.1. Preparación de la Geometría

Si bien, los modelos por CAD están correctamente diseñados, la herramienta de importación o creación de geometrías de ANSYS Workbench, ANSYS Discovery, permite la reparación y preparación para el mallado de las geometrías.

Una vez importado el archivo DWG que se pretende mallar, se debe comprobar que las caras, principalmente del implante y del cemento, presentan una continuidad y no se han modificado en la importación. En caso de haber cambios, la herramienta *Tirar* (pestaña *Diseño*) permite extruir las caras deseadas hasta una referencia dada tanto en sentido normal positivo como en sentido normal negativo. Otras herramientas de gran utilidad de la pestaña de *Diseño* son *Reemplazo*, que sustituye la superficie de una cara con la de otra cara contigua; y *Combinación*, que es análogo al comando *Unión* de AutoCAD.

Las herramientas de la pestaña *Reparación* son de mucha utilidad para corregir pequeños desperfectos que hayan pasado desapercibidos. Las de mayor interés son *Combinar caras*, que genera una cara común a partir de dos caras; *Caras pequeñas*, que simplifica las caras menores a una cierta tolerancia para evitar concentración de tensiones; y *Bordes inexactos*, que detecta y corrige aquellos bordes que no conecten correctamente las dos superficies que deberían conectar.

Finalmente, una operación de gran relevancia antes de transferir la geometría al software de mallado son las herramientas *Imprimir* y *Compartir topología*, ambas pertenecientes a la pestaña de *Preparación*. La primera detecta caras, bordes o vértices coincidentes entre geometrías y los imprime en ambas para facilitar la creación de conexiones de la malla. La segunda, es una característica que permite compartir geometría entre diferentes componentes o cuerpos dentro de un modelo. Permite la transferencia de información topológica, como caras, aristas o vértices, entre diferentes partes de un modelo sin duplicar ni recrear la geometría. La función *Compartir topología* simplifica el proceso de modelado y mejora la eficiencia en situaciones en las que múltiples componentes interactúan o comparten límites comunes. Garantiza que los cambios realizados en la geometría compartida se actualicen automáticamente en todo el modelo, lo que reduce el esfuerzo manual y la posibilidad de errores.

Se definen tres niveles según el grado de uso compartido entre componentes: unidireccional, parcial y completo. En los casos diseñados, el máximo grado de uso compartido de topología logrado es parcial, es decir, el mallado del contacto entre el implante y el cemento, donde sí se logró aplicar, se gestiona automáticamente, mientras que el mallado del contacto entre el cemento y la escápula, donde en la mayoría de casos no se pudo aplicar, se gestiona manualmente. En la figura 26 se aprecia la superficie no compartida topológicamente del cemento y la escápula y la superficie compartida topológicamente entre el cemento y el implante.

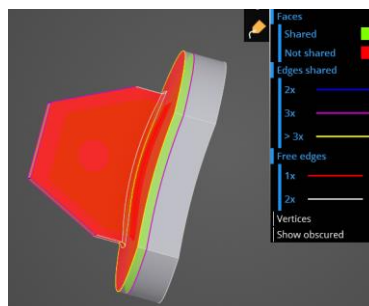


Figura 26. Revisión de las superficies que han logrado compartir topologías (verde) y de las que se mantienen independientes entre sí (rojo).

2.6.2. Generación de la Malla Inicial

Transferida la geometría al análisis estructural de ANSYS Workbench, el siguiente paso fue abrir ANSYS Mechanical y, desde las opciones globales de mallado, se estableció el orden de los elementos como lineal y los límites de error como Standard Mechanical, dejando el resto de parámetros en sus valores predeterminados. A continuación, desde el apartado de Control de mallado se introdujo un control del método de generación de la malla para los tres componentes/cuerpos. Dentro de esta herramienta se selecciona como método, *tetraedros*; como algoritmo, *parches independientes (patch independent)*; tamaño máximo del elemento, 12.5 mm; tamaño mínimo del elemento, 1 mm; y refinamiento basado en proximidad y curvatura. También se incorporaron un *control de tamaño de elementos* en el contacto por cada región de contacto existente, las cuales por norma general son detectadas automáticamente por el programa, pero se deben revisar, y un control del tamaño del elemento por cada uno de los tres cuerpos/componentes. Para los elementos del implante y el cemento el tamaño mínimo de elemento se definió en 1 mm, mientras que para la escápula fue de 7.5 mm. En los tres casos el comportamiento seleccionado fue duro para evitar que el programa reajuste estos parámetros en ningún caso. Para los contactos el tamaño mínimo del elemento que se escogió fue 1 mm.

Una vez hechos estos preparativos se selecciona *Generar* y se obtiene una malla similar a la figura 27 en la que gracias a los dos tipos de control de tamaño se logró un buen tamaño de elemento en la zona de interés para el análisis y aumentar el tamaño de los elementos de la escápula en el resto de modo que se pudo mantener el resto de la estructura. Asimismo, el control del método y los parámetros globales seleccionados garantizaron una malla capaz de representar los detalles con suficiente precisión, gracias a utilizar refinamiento de *Proximidad y curvatura*, y formada por tetraedros lineales, que son uno de los únicos tipos de elementos que Bonemat acepta.

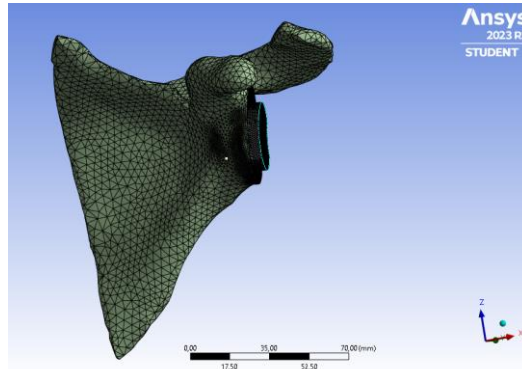


Figura 27. Malla inicial generada con controles del refinamiento, el tamaño y la forma de los elementos.

2.6.3. Conversión de la Malla al Formato Final

A pesar de tener la malla perfectamente ejecutada, ninguno de los formatos de exportación de ANSYS Mechanical permite el paso directo a Bonemat por lo que se exportó la malla en un formato general como STL y emplearemos Gmsh, un programa específico para este tipo de casos y con gran abanico de formatos tanto de importación como de exportación de mallas.

Una vez abierto el programa, se carga la malla en cuestión en formato STL con *Archivo > Abrir* (figura 28) y se crean los volúmenes de cada componente a partir de las fronteras que cargadas en el STL mediante *Módulos > Geometría > Entidades elementales > Añadir > Volumen*. Importante en este paso emplear la opción de generar un archivo GEO a parte para que no se sobrescriba el STL original de la malla y, tras seleccionar la frontera del componente deseado, presionar “e” ya que nuestro mallado no tiene agujeros para marcar.

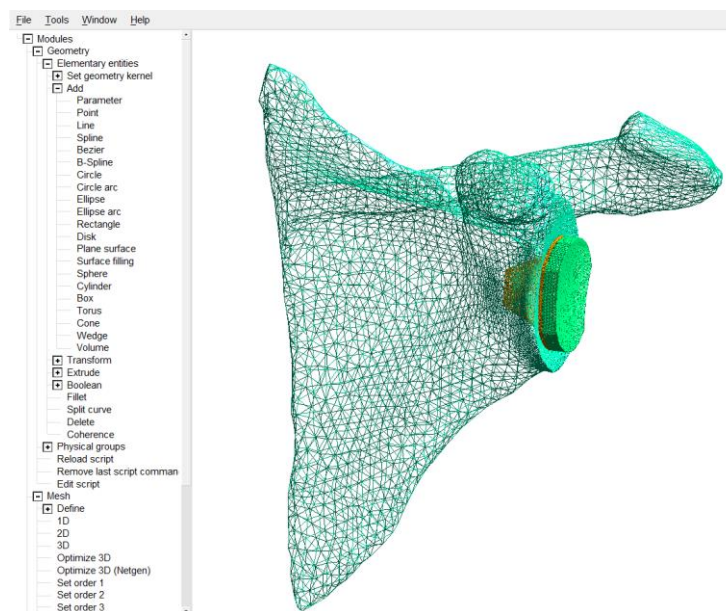


Figura 28. Interfaz de gmsh y malla 2D de la modelo cargada. Se aprecian colores distintos para cada componente indicando que se identifican como volúmenes independientes.

Para obtener de nuevo la malla inicial de los volúmenes creados se emplea la herramienta *Módulos > Mallado > Definir > 3D*. Esto genera mallas tridimensionales independientes para los volúmenes definidos. Por defecto los elementos son tetraedros de orden lineal, pero se puede cambiar/comprobar desde los parámetros de Algoritmo de subdivisión y Orden de los elementos que se pueden hallar en *Herramientas > Opciones > Mallado > General*.

Una vez mallado es interesante emplear las herramientas de *Optimización 3D* y *Optimización 3D (Netgen)* a las cuales se accede nuevamente a través de *Módulos > Mallado > Definir*. De esta forma se simplifican nodos y/o elementos redundantes en la malla.

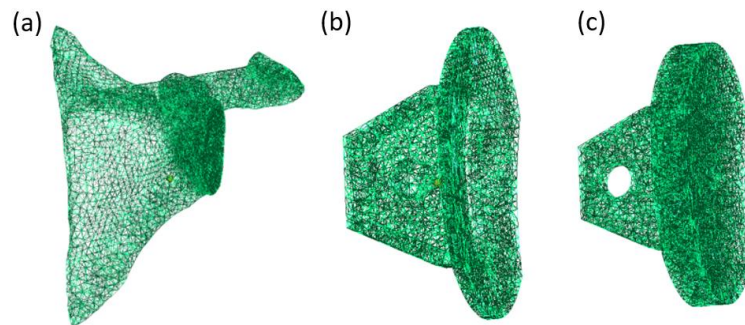


Figura 29. Remallado con Gmsh de escápula (a), cemento (b) e implante (c).

Como se aprecia en la figura 29, el remallado de cada volumen se hizo en archivos diferentes debido a que la topología compartida generaba problemas a la hora de ejecutar el mallado simultáneo de los volúmenes del implante, cemento y escápula.

La exportación, por ende, se realiza en archivos separados. Los formatos de importación de Bonemat para mallas de elementos finitos son malla genérica, archivo CDB de ANSYS, archivo INP de ANSYS y archivo de Abaqus. Para exportar desde Gmsh en este último formato se puede seguir el camino *Archivo > Exportar > INP > OK*. Dado que la exportación INP de Gmsh está pensada para Abaqus, el formato del archivo exportado es ideal para Bonemat.

Sin embargo, para poder importar los archivos de las mallas a Bonemat será necesario modificar manualmente con un editor de texto los archivos de modo que eliminemos de estos las mallas de triángulos 2D lineales creadas al importar el archivo STL original. Para ello, se buscó en el documento (se puede usar CTRL + B para acelerar el proceso de búsqueda) por el término “Surface” y eliminaremos todas las filas desde “Surface1” hasta la fila en la que aparezca el término “Volume1” (se puede usar SHIFT para acelerar el proceso de selección), la cual no se eliminó pues se corresponde con la malla 3D de tetraedros lineales.

2.7. COMPUTACIÓN DE LAS PROPIEDADES MATERIALES

Para poder aplicar el algoritmo de obtención de las propiedades materiales según los niveles de gris a los archivos de las mallas 3D preparados, se debe primeramente importar el archivo de imágenes DICOM en formato VTK (*File > Import > Images > Other > VTK*) ya que Bonemat pareció tener problemas para leer las imágenes directamente del formato DICOM. Para obtener las imágenes en dicho formato se puede utilizar el módulo de exportación de 3dSlicer. El segundo paso es importar el archivo INP de la malla 3D de los tres componentes del modelo correspondiente. A continuación, se realizarán una serie de operaciones de transformación sobre los tres componentes con el objetivo de revertir la rotación de la escápula que se hizo en Autodesk AutoCAD y corregir el cambio de unidades automático en la exportación con Gmsh de manera que quede alineada con las imágenes DICOM igual que la escápula segmentada originalmente (figura 30).

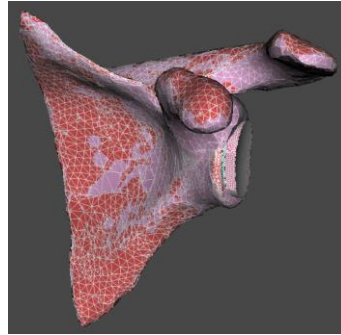


Figura 30. Alineación de los componentes con la escápula de referencia (rojo).

Basándose en la integración numérica, la operación Bonemat convierte las cualidades de vóxel de la cuadrícula de la TC en las características de los elementos de una cuadrícula de malla no estructurada. De esta forma, permite al usuario dar a cada elemento finito de una malla ósea un atributo material promedio dependiente de la Unidad Hounsfield (UH) del tejido en esa ubicación y, como consecuencia, utilizando los datos de densidad del TC, se construye un MEF no homogéneo (anisótropo).

En primer lugar, la herramienta necesita los coeficientes de la recta de calibración densitométrica (ecuación 2a), extraídos de los datos obtenidos del escaneo del debido fantoma. A partir de estos, la herramienta extrae un valor de densidad de los números de TC para conectar los datos de TC con las características mecánicas del hueso. Usando este número como punto de partida, se calcula un módulo elástico usando la relación densidad-elasticidad (ecuación 2b). Sin embargo, es posible que los parámetros de calibración densitométrica necesiten de una corrección de calibración adicional (ecuación 2c), ya que los maniqués densitométricos no siempre son precisos al imitar las características del hueso. Los parámetros para la ecuación 2 se encuentran incluidos en un fichero en formato XML denominado “archivo de configuración” que es requisito indispensable para el uso de esta herramienta.

Por lo tanto, para la obtención de las propiedades mecánicas de los elementos de la malla, una vez completada la alineación, se procedió a seleccionar uno a uno escápula, cemento e implante desde el árbol de datos y, tras cargar el archivo de configuración, se ejecutó la operación de Bonemat dando lugar a una nueva malla por cada componente. Si bien el caso óptimo sería disponer de acceso al fichero de configuración del equipo con que las imágenes DICOM usadas fueron tomadas, para este trabajo eso no fue posible por lo que se utilizó como sustituto el archivo XML de configuración “realista” que se encuentra disponible para descarga en la página oficial de Bonemat del cual se deriva la ecuación 2, 3 y 4. Esto implica que se trabajó bajo la hipótesis de que los niveles de gris no varían entre dispositivos de TC.

$$\rho_{QCT} = -0.00393573 + (0.000791701 \cdot UH) \quad (2)$$

$$\rho_{Corregida} = 0.079 + (0.877 \cdot \rho_{QCT}) \quad (3)$$

$$E = 14664 \cdot \rho_{Corregida}^{1.49} \quad (4)$$

Para la exportación de la malla resultante de aplicar Bonemat se utilizó el formato CDB (*Archivo > Exportar > Elementos Finitos > Archivo CDB ANSYS*) en lugar de INP porque es el formato externo que mejora acepta ANSYS Workbench (figura 31).

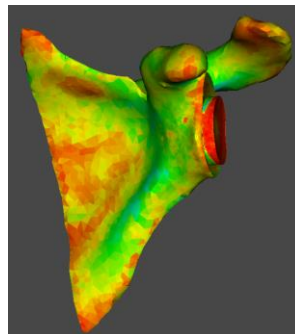


Figura 31. Visualización de las propiedades materiales otorgadas a la malla. Colores más cálidos indican mayor módulo elástico.

Antes de pasar al siguiente apartado, donde ya se hablará de la preparación y realización del análisis por MEF, se van a comprobar a las mallas generadas hasta el momento. La tendencia general es que el mallado con ANSYS genera, en promedio, mayor número de nodos y elementos que el remallado con gmsh. Es interesante destacar que, mientras que en el mallado con ANSYS, el número de elementos y nodos depende mucho más del componente que se esté mallando, debido a los controles de mallado empleados, mientras que en el mallado con Gmsh, al no haber utilizado controles de mallado, se obtuvieron recuentos de nodos y elementos muy similares en promedio para todos los componentes. Esto no quiere decir que el remallado haya fracasado puesto que visualmente se comprueba sin problemas que la malla generada es prácticamente idéntica a la exportada de ANSYS. Lo más seguro es que estas discrepancias se deban, por un lado, al mallado por separado de los componentes en Gmsh y, por otro lado, al empleo de las herramientas de optimización 3D, las cuales eliminan nodos, bordes y elementos redundantes que no aportan a la definición de la malla. En la TABLA 3 se han contabilizado el número de nodos y elementos generados en la malla de ANSYS Mechanical inicial, los generados al remallar con Gmsh y el número de agrupaciones de elementos según las propiedades mecánicas asignadas por Bonemat.

TABLA 3. Recuento de nodos y elementos para cada componente en cada paso.
S: significación estadística ($p < 0.05$); NS: sin significación estadística ($p > 0.05$).

Modelos ^{NS}	Componentes ^S	Malla ANSYS		Malla Gmsh (Bonemat)	
		Nodos ^{NS}	Elementos ^S	Nodos ^{NS}	Elementos ^S
SCL Pegs	Escápula	19637	94881	13964	37031 (279)
	Cemento	6802	24907	11879	18667 (251)
	Implante	10832	52617	13449	23193 (210)
SCL Keel	Escápula	26207	136132	12974	39338 (269)
	Cemento	4097	14600	9686	10769 (224)
	Implante	7798	37945	10939	16677 (213)
SCL Inlay	Escápula	25159	129126	11746	37015 (279)
	Cemento	4485	17310	9074	10964 (230)
	Implante	5308	26110	10459	9694 (221)
ACL Keel	Escápula	25878	134323	12618	38165 (272)
	Cemento	4041	14434	9509	10777 (219)
	Implante	7720	37790	10614	15622 (241)
ACL Inlay	Escápula	25004	127702	11986	37327 (280)
	Cemento	4553	17353	9411	11867 (222)
	Implante	5225	25449	10026	11061 (208)

2.8. ANÁLISIS POR EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

2.8.1. Método de los Elementos Finitos

El método de elementos finitos (MEF) es una técnica numérica utilizada para aproximar y resolver problemas complejos de ingeniería y matemáticas discretizando el dominio del problema en nodos unidimensionales y generando subdominios a partir de estos denominados elementos finitos, lo que permite la solución de problemas complejos al resolver ecuaciones más pequeñas y manejables (Zienkiewicz, O. C. et al., 2005; Reddy, J. N., 2006). En esencia, el MEF implica tres pasos clave: discretización, formulación de ecuaciones de elementos y ensamblaje de ecuaciones globales.

La discretización consiste en dividir el dominio del problema en una colección de elementos finitos (tetraedros o hexaedros en problemas tridimensionales) interconectados en puntos específicos llamados nodos, formando una malla que cubre todo el dominio. La calidad y la densidad de la malla tienen un impacto significativo en la precisión de la solución MEF.

Mediante la formulación de las ecuaciones de los elementos, las ecuaciones gobernantes del problema se aproximan localmente dentro de cada elemento finito. Esto normalmente se logra suponiendo que las variables desconocidas dentro de un elemento pueden representarse mediante funciones simples definidas en términos de sus valores en los nodos del elemento. Estas funciones se conocen como funciones de forma o funciones de interpolación. Al aplicar principios variacionales, como el principio de energía potencial mínima o el principio de trabajo virtual, se derivan ecuaciones de elementos que relacionan los valores nodales desconocidos con las condiciones de contorno conocidas y las cargas aplicadas ([Hughes, T. J. R., 2000](#)).

Una vez establecidas las ecuaciones de los elementos, se ensamblan las ecuaciones globales. Esto implica combinar las ecuaciones de los elementos individuales para formar un sistema de ecuaciones que represente todo el dominio del problema. El proceso de ensamblaje requiere identificar las relaciones entre los nodos y sus correspondientes grados de libertad (GDL), que son las incógnitas en el sistema. El sistema de ecuaciones resultante suele ser grande y extenso, ya que el número de nodos y grados de libertad puede ser considerable.

Después de ensamblar las ecuaciones globales, se pueden emplear varias técnicas de solución para resolver el sistema resultante. Estas técnicas incluyen métodos directos (p. ej., eliminación gaussiana) y métodos iterativos (p. ej., método del gradiente conjugado), según el tamaño y las características del problema. La solución proporciona los valores de las incógnitas en los nodos, que luego se pueden usar para determinar otras cantidades de interés, como tensiones, deformaciones, desplazamientos, temperaturas o velocidades de flujo de fluidos. La precisión de la solución MEF depende de varios factores, incluida la densidad de la malla, el tipo de elemento y la elección de las funciones de forma ([Bathe, K.J. et al., 1996](#)). A mayor refinamiento de la malla, la convergencia de la solución se aproxima a la solución exacta del problema. Sin embargo, esto puede aumentar el costo computacional, creando una balanza entre la precisión y la eficiencia computacional.

2.8.2. Esquema del Proyecto

Habiendo obtenido las mallas con éxito, el paso siguiente es importar los modelos finales al software de simulación, ANSYS Mechanical, y extraer los resultados con la herramienta de Análisis estructural.

Puesto que la licencia del software de ANSYS para estudiantes presenta un límite para análisis estructurales de 32000 elementos y/o nodos, no se pudieron analizar los tres componentes en un mismo bloque de Análisis estructural. En su lugar, para obtener resultados equivalentes, se recurrió a la técnica de submodelado. Esta técnica es utilizada normalmente para enfocarse en una región específica de interés (submodelo) dentro de un modelo de análisis más grande al extraer un subconjunto de nodos y elementos de éste. El proceso de submodelado típicamente consta de los siguientes pasos:

- 1) Definición de la ROI. Se identifica regiones críticas ya sea por tensiones, deformaciones o condiciones de contorno extremas.
- 2) Extracción del submodelo. Se emplean planos de corte para separar la geometría de interés y generar las nuevas condiciones de contorno.
- 3) Solución del análisis del modelo global.
- 4) Refinamiento de la malla del submodelo.
- 5) Transferencia de las condiciones de contorno. Se transfieren las cargas y desplazamientos obtenidos en el paso anterior a las localizaciones de contacto entre modelo y submodelo.
- 6) Solución del análisis del submodelo.
- 7) Transferencia de resultados al modelo global. La realimentación permite un entendimiento más profundo de la interacción entre la ROI y el resto de la estructura.

Un uso alternativo de esta técnica sería la ejecución en dos tiempos de un modelo que supera el límite de la licencia o de las capacidades computacionales. Si se toma como submodelo el conjunto de implante y cemento (para el cual el software de ANSYS no da problemas de licencia al ejecutar), como modelo global la escápula y como región de corte la interfaz entre cemento y escápula es posible resolver el submodelo y cargar los resultados en el modelo global para ver también el comportamiento de éste.

A pesar de las limitaciones que presenta, que se mentarán en su respectivo apartado, supone la mejor alternativa para poder resolver el problema con un tamaño de elemento lo suficientemente pequeño como para capturar la geometría más importante y obtener soluciones válidas.



Figura 32. Esquema del proyecto basado en Submodelado.

Empleando el esquema de la figura 32, primeramente, las mallas de Bonemat se cargan mediante la herramienta de importación Modelos externos y, una vez definidos, se transfieren los datos a las celdas de Datos de ingeniería y Modelo para transferir tanto las propiedades materiales como los elementos y nodos de la malla. Para una correcta importación es fundamental desactivar la opción de Comprobar archivos CDB bloqueados válidos, ya que, de permanecer activada, el programa dará error de lectura. Puesto que se trabajó con *Submodelado*, hubo que llevar a cabo este proceso para el implante y cemento en un bloque de Análisis estructural y para la escápula en otro, cada uno con su bloque de *Modelo externo* propio. Además, como los dos componentes del submodelo son aquellos a los que se quieren modificar las propiedades materiales para que posean isotrópicamente sus correspondientes, se puede agilizar el tiempo de procesado de la solución del submodelo si se eliminan o inactivan todos los materiales importados de Bonemat y se define el material necesario en cada caso. Bien por medio de la celda de *Datos de ingeniería*, bien editando directamente la sección de propiedades materiales de los archivos con un editor de texto, deben quedar únicamente definidos como materiales el PMMA para el cemento y el UHMWPE para el implante. Como propiedades para el submodelo se emplearon las mostradas en la figura 33 que coinciden con la TABLA 7, mientras que para el modelo de la escápula se transfirieron directamente al bloque de Análisis estructural las propiedades computadas por Bonemat. Antes de abrir ANSYS Mechanical (pestaña *Modelo*) se debe comprobar que el sistema de unidades seleccionado es Métrico (kg, mm...) puesto que es el sistema de unidades en que trabajo, y por lo tanto exporta, Bonemat. Finalmente, se deben seleccionar *Actualizar proyecto* y *Refrescar proyecto* para cargar todos los cambios en los bloques conectados.

UHMWPE		PMMA	
Density	0,95000 kg/mm ³	Density	1,1800 kg/mm ³
Structural		Structural	
▼ Isotropic Elasticity		▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	1200,0 MPa	Young's Modulus	4000,0 MPa
Poisson's Ratio	0,46000	Poisson's Ratio	0,36000
Bulk Modulus	5000,0 MPa	Bulk Modulus	4761,9 MPa
Shear Modulus	410,96 MPa	Shear Modulus	1470,6 MPa

Figura 33. Propiedades mecánicas del PMMA del cemento y el UHMWPE del implante.

2.8.3. Contextualización del Análisis del Submodelo

Una vez abierto el submodelo, el primer paso es asignar los materiales a todos los elementos del objeto correspondiente. En este caso, al haber importado los componentes en archivos diferentes, ya se generaron dos geometrías diferentes por lo que la asignación del material fue trivial. Acto seguido, se definieron dos selecciones: “caras de apoyo” y “caras de fuerza” (figura 34 c, d). En la primera se incluyeron todas las caras de los elementos del cemento que contactarán teóricamente con la escápula al aplicar la técnica de submodelado. La segunda selección se creó a partir de las caras de los elementos del implante que, en una aplicación real, recibirían las fuerzas de contacto de la cabeza humeral. Aprovechando esta última selección, se definió un sistema de coordenadas local con origen en el centro geométrico de “caras de fuerza” con eje X definido positivo en el sentido anteroposterior (AP) respecto a la escápula, eje Y definido negativo en el sentido superoinferior (SI) y eje Z definido negativo en el sentido mediolateral (ML) como se muestra en la figura 34 a, b. Seguidamente, se cambió el eje X por el eje Y global, el eje Y por el eje Z global y el eje Z por el eje X global.

Para acabar de definirlo respecto a los ejes anatómicos de la escápula se buscó la mejor alineación con estos, la cual se logró con una rotación de 6° respecto al eje X, - 27° respecto al eje Y y 26° respecto al eje Z. Este sistema local será necesario más adelante para poder definir las fuerzas correctamente, pues los datos hallados vienen desglosados en componentes que siguen estos ejes.

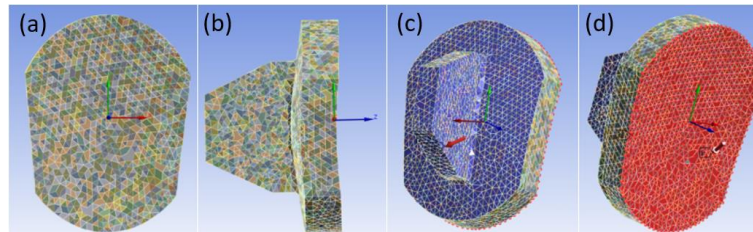


Figura 34. Sistema de coordenadas local con el que se definirán las fuerzas aplicadas (a y b). Caras de apoyo (c) y caras de fuerza (d).

Un paso clave antes de aplicar las fuerzas y desplazamientos es comprobar el estado de los contactos en la interfaz implante – cemento ya que en algunos casos la importación puede mover algún objeto lo suficiente como para que el programa detecte un hueco y no ejecute la solución correctamente. Al haber más de 2000 contactos definidos es imposible ir uno a uno comprobando que esté correctamente unido. La solución a esto se encontró en el desplegable de *Conexiones*, desde donde se insertó la Herramienta de contacto y desde ésta se insertó como resultados la Información de contacto (como mínimo) y, en casos más complicados, puede que necesitemos información del *Estado general*, la *Penetración y/o el Hueco*. Una vez definidos los resultados deseados en este preanálisis del modelo, se selecciona Generar y se verifica que todos los estados estén cerrados o inactivos. El estado de inactivo viene dado porque ANSYS Mechanical define los contactos en ambos sentidos por lo que para evitar redundancias siempre habrá la mitad inactivos.

En los casos en que se hallaron contactos en estado abierto, con perforación... se seleccionaron todos los contactos del desplegable *Contactos* y se convirtieron momentáneamente a tipo *Friccional* con coeficiente de fricción de 0.1, representando el comportamiento entre superficies de PMMA y UHMWPE (Navarro, C. H. et al., 2012), y se modificó la celda de *Tratamiento de interfaz* a *Ajustar para tocar*. De este modo los pequeños espacios eran cerrados por el propio programa. Tras esto se generó nuevamente la pseudosolución de la *Herramienta de contacto* para comprobar que ya los casos más graves se habían resuelto y se volvió a cambiar el tipo de implante a fijo. A su vez, para acabar de solucionar minúsculos espacios o penetraciones que aún se seguían detectando, pero que en realidad eran despreciables, se activó la opción de *Autodetectar* el valor (en de la casilla de *Región de Pinball*). Si al volver al contacto de tipo *Unido* tras el primer paso no se logró que los resultados de la Información inicial, al aplicar este segundo paso queda prácticamente garantizado que todos los contactos se detectarán como cerrados o inactivos (figura 35).

Name	Contact Side	Type	Status	Number Contacting	Penetration (nm)	Gap (nm)	Geometric Penetration (nm)	Geometric Gap (nm)	Resulting Pinball (nm)
Bonded - Solid Body 1(Implante y Cemento) To Solid Body 88(Implante y Cemento)	Target	Bonded	Closed	1,	6,3657e-015	0,	6,3657e-015	4,221e-015	0,11426
Bonded - Solid Body 213(Implante y Cemento) To Solid Body 214(Implante y Cemento)	Contact	Bonded	Closed	1,	0,	5,2899e-016	0,	1,4022e-014	0,11426
Bonded - Solid Body 3(Implante y Cemento) To Solid Body 43(Implante y Cemento)	Target	Bonded	Closed	1,	1,3785e-014	0,	1,3785e-014	0,	0,11426
Bonded - Solid Body 213(Implante y Cemento) To Solid Body 210(Implante y Cemento)	Contact	Bonded	Closed	1,	2,6178e-015	0,	2,6178e-015	1,676e-015	0,11426
Bonded - Solid Body 3(Implante y Cemento) To Solid Body 97(Implante y Cemento)	Contact	Bonded	Closed	1,	1,0587e-014	0,	1,0587e-014	1,4394e-015	0,11426

Figura 35. Resultado óptimo del tratamiento de los contactos. Deben salir cerrados (blanco).

Siguiendo con la contextualización del análisis, sólo falta la definición de las fuerzas y desplazamientos antes de ejecutar la solución del submodelo. En primera instancia, se utilizó la herramienta de *Orientaron los nodos* (insertada desde la pestaña de *Análisis estructural*, sobre los nodos asociados a las “caras de fuerza” para que coincidieran con el sistema de coordenadas local definido previamente. Asimismo, para evitar desplazamientos irreales se activó la opción de *grandes deflexiones* dentro de *Ajustes de análisis*, aunque será más importante en el modelo de la escápula. Después de esto, nuevamente desde la pestaña de *Análisis estructural*, se introdujo un componente de *Presión* de valor constante definido mediante componentes en el sistema de coordenadas local creado. Los valores de cada componente se recogen en las TABLAS 5 y 6. Conociendo el área de las “caras de fuerza” y a partir de las cifras de fuerza en función del ángulo de elevación obtenidas de Yanagawa, T. et al., (2008) expuestos en la TABLA 4, se calcularon los componentes de la presión para representar los seis ángulos de elevación que se tratan en este trabajo. A la hora de introducir los datos de las componentes es importante tener en cuenta el sentido que llevan respecto a los ejes del sistema de coordenadas local. Tal y como se ha definido en este documento, si definimos las componentes de la presión respecto al sistema de coordenadas local, la componente X de la presión será el mismo valor que el calculado y las otras dos serán el negativo de sus valores.

TABLA 4. Fuerza resultante sobre la AGH según el ángulo de elevación del húmero con sus respectivas componentes.

Ángulo (°)	30	45	60	75	90	105
Cortante AP (N)	100	130	150	240	275	250
Cortante SI (N)	170	210	200	160	50	-40
Compresión (N)	250	315	380	425	500	520
Resultante (N)	320	400	460	515	570	580

TABLA 5. Presión total sobre la AGH según el ángulo de elevación del húmero con sus respectivas componentes para los implantes de clavijas y en quilla (Área: 560 mm²).

Ángulo (°)	30	45	60	75	90	105
Cortante AP (MPa)	0.179	0.232	0.27	0.429	0.491	0.446
Cortante SI (MPa)	0.304	0.375	0.36	0.286	0.089	- 0.071
Compresión (MPa)	0.446	0.563	0.683	0.759	0.893	0.929
Resultante (MPa)	0.569	0.715	0.818	0.918	1.023	1.033

TABLA 6. Presión total sobre la AGH según el ángulo de elevación del húmero con sus respectivas componentes para el implante incrustado (Área: 315 mm²)

Ángulo (°)	30	45	60	75	90	105
Cortante AP (MPa)	0.317	0.413	0.476	0.762	0.873	0.794
Cortante SI (MPa)	0.54	0.667	0.635	0.508	0.159	- 0.127
Compresión (MPa)	0.794	1	1.206	1.349	1.587	1.651
Resultante (MPa)	1.011	1.271	1.444	1.631	1.818	1.836

Lo último que queda por definir es el soporte del submodelo que en este caso será un *soporte elástico* para imitar lo mejor posible el comportamiento del hueso pues un *soporte rígido* generaría un estado tensional incoherente. Este tipo de soporte necesita dos parámetros. El primero es la *geometría* sobre la que se aplicará, que en este caso se empleó la selección de “caras de apoyo”. El segundo, es la *foundation stiffness* o rigidez de la base (N/mm³).

Para el cálculo de este último, se empleó un valor acorde a los resultados obtenidos en el estudio de [Lambers F.M. et al \(2013\)](#) donde se estudió la variación de la rigidez estructural en el hueso trabecular. El valor escogido fue de 650 N/mm que se corresponde con la cifra empleada en condiciones fisiológicas. Sin embargo, para obtener el valor de la *foundation stiffness* debemos dividir este valor por el área de la superficie sobre la que se vaya a aplicar. Al tratarse de un modelo de elementos finitos donde se ha garantizado la uniformidad de la malla en el contacto, cada elemento de la cara externa del cemento compartirá una cara idéntica en la interfaz con cada elemento de la cara externa del glenoide. Por lo tanto, considerando que la transmisión de fuerzas por submodelado será de esta forma, elemento a elemento, se deduce que el área de aplicación será la de la cara de cada elemento de la interfaz. No obstante, como el tiempo para este trabajo es limitado y la mejor que esto supondría es dudosa, se utilizó el área promedio de las caras de los elementos de la interfaz cemento – escápula, calculada como un simple cociente entre área total (1768.55 mm²) y número de caras (5029 caras). Si bien el número de caras y área varía entre los tipos de implantes, se mantiene que el resultado de esta operación fue un área promedio de 0.35 mm² por cara de la interfaz en todos los casos. Seguidamente, dividiendo el valor de rigidez estructural de la escápula extraído de la literatura entre la superficie promedio, se obtuvo un valor final para la *foundation stiffness* de 1857.14 N/mm³. Una vez introducido el valor en la casilla correspondiente, ya sólo falta ejecutar la solución con la opción *Solucionar* y, posteriormente, evaluar los resultados que necesitemos para el cemento y el implante.

2.8.4. Contextualización del Análisis del Modelo Global

Una vez se generó la solución del submodelo, se cerró la pestaña de ANSYS Mechanical y se volvió a ANSYS Workbench. Con el esquema del proyecto delante, se aseguró que la celda de *Solución* del submodelo estuviera conectada a la celda de *Setup* del modelo de la escápula y se ejecutó las opciones de *Refrescar el proyecto* y la

de *Actualizar el proyecto* para cargar los datos de la solución al entorno de ANSYS Mechanical del modelo. Una vez hecho, seleccionamos la celda de *Modelo* y abrimos de nuevo ANSYS Mechanical. El primer paso fue crear una selección, a la que se denominó “interfaz”, en el área donde se aplicaron las fuerzas, que en este caso fueron las caras complementarias a las “caras de fuerza” definidas en el *Submodelo* anterior. Tras este paso, se activará la opción de *grandes deflexiones* desde el desplegable de *Ajustes de análisis*. A continuación, se seleccionó el desplegable de *Submodelado* que apareció al conectar los bloques de submodelo y modelo en el apartado anterior. Desde aquí se importaron los desplazamientos generados en la solución del submodelo insertando una *Restricción* sobre los límites de corte sobre las caras de la “interfaz” anteriormente definida. Se seleccionó, después, la opción de creación de selecciones tal que al importar la carga se generaron dos selecciones: una de nodos mapeados y otra de nodos que se habían incluido, pero que realmente estaban fuera y alteraban la importación de la carga. Este paso se llevó a cabo para poder purgar aquellos nodos que se incluyeron erróneamente en la “interfaz”. Para hacer esto, se creó una selección utilizando como método de *scoping* una hoja de cálculo para poder sustraer los nodos sobrantes de los nodos mapeados y quedarse con los nodos que realmente definen la selección “interfaz”. Redefinimos, pues, dicha selección con estos nodos y reimportamos la carga de la Restricción sobre los límites de corte (figura 36). El paso final fue definir el soporte del modelo, en este caso fijo, que se aplicó sobre los nodos situados a unos 60 mm de la superficie del glenoide en el plano de la escápula. Con todo esto ya se puede solucionar la simulación y evaluar los resultados para la escápula.

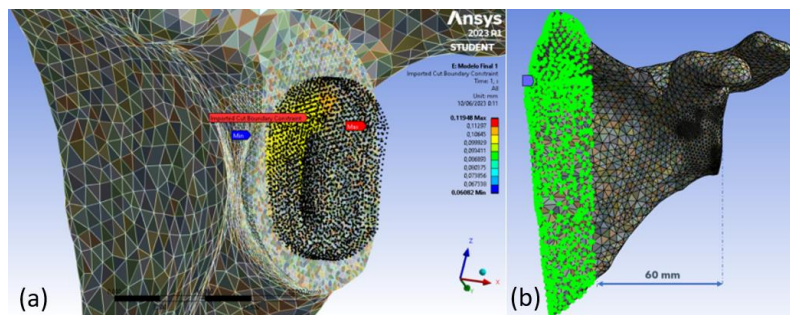


Figura 36. Importación de la carga de restricción sobre los límites de corte (a) y soporte fijo (b).

2.8.5. Modelado de Otros Ángulos

El proceso mencionado hasta ahora en este apartado culmina con la solución a la simulación de uno de los seis ángulos de elevación de uno de los cinco modelos. Para cambiar el modelo, simplemente se debe acceder a la herramienta de Modelo externo de ANSYS Workbench y cargar los archivos del nuevo modelo. Por su parte, cambiar el ángulo de elevación es más simple aún, pues es suficiente con cambiar los componentes de la presión definida en el desplegable de Solución de ANSYS Mechanical según los valores de las TABLAS 4 y 5.

2.9. CÁLCULO DEL FACTOR DE SEGURIDAD

El éxito de un implante depende en gran medida de su capacidad de resistir las diversas fuerzas y tensiones a las que estaba sujeto el tejido nativo que se pretende reemplazar y, a su vez, no debe generar excesivas fuerzas y tensiones en el tejido nativo sobre el que se va a fijar. Las teorías o criterios de fallo brindan a los ingenieros un marco para identificar potenciales modos de fallo y anticipar las circunstancias en las que se podría producir el fallo del implante. La identificación temprana de los mecanismos de fallo permite tomar medidas preventivas para reducir el riesgo de fallo y las consecuentes complicaciones.

Los criterios de fallo permiten evaluar la distribución de tensiones, los patrones de deformación y la capacidad de carga del implante, ayudando, así, a optimizar el diseño de éste para que pueda soportar las condiciones dinámicas y complejas dentro del cuerpo. Por otro lado, las teorías de fallo ayudan a determinar la vida útil anticipada de un implante utilizando factores como la fatiga, el desgaste, la corrosión y la degradación del material con el tiempo. Otra ventaja importante es la promoción de la seguridad y el cumplimiento normativo que estos aportan ya que, gracias a los criterios de fallo, los fabricantes pueden analizar los riesgos potenciales y diseñar implantes que cumplan con ciertos estándares de calidad y seguridad. Por lo tanto, las teorías de fallo nos permiten predecir el fallo de un material comparando el estado tensional del objeto a analizar con propiedades mecánicas de éste como el límite elástico (en materiales dúctiles) o la resistencia última (en materiales frágiles) que son fáciles de determinar en un ensayo uniaxial ([Dasgupta, A. et al., 1991](#)).

El estado de tensiones en un punto puede ser descrito utilizando las tres tensiones principales por lo que es común que las teorías de fallo sean función de éstas y de las propiedades del material. A su vez, esta representación del estado tensional mediante tensiones triaxiales puede ser descompuesta como un sumatorio de tensiones que generan cambios volumétricos y tensiones que deforman la forma del elemento. Las primeras reciben el nombre de tensiones hidrostáticas pues son las que representan el estado tensional que tendría el elemento si sólo estuviera sumergido en agua. En un caso así, las tres tensiones principales son iguales por lo que no hay tensiones cortantes. El valor del componente hidrostático se calcula como la media de las tres tensiones principales. Las segundas reciben el nombre de tensiones desviadoras y se pueden calcular simplemente sustrayendo el valor de la tensión hidrostática a cada una de las tensiones principales ([Cowin, S. C., 1990](#)). Expresado de forma matricial sería como sigue:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{\sigma} & 0 & 0 \\ 0 & \bar{\sigma} & 0 \\ 0 & 0 & \bar{\sigma} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_1 - \bar{\sigma} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 - \bar{\sigma} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 - \bar{\sigma} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Asimismo, si el elemento no estuviera orientado en los planos principales, sino en una orientación aleatoria, la expresión general quedaría:

$$\begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{xyz} & \sigma_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{\sigma} & 0 & 0 \\ 0 & \bar{\sigma} & 0 \\ 0 & 0 & \bar{\sigma} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_x - \bar{\sigma} & \tau_{xy} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \sigma_y - \bar{\sigma} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{xyz} & \sigma_z - \bar{\sigma} \end{bmatrix} \quad (6)$$

2.9.1. Fallo por Fluencia

En el caso de los materiales dúctiles, el fallo llega, en la mayoría de casos, cuando el material entra en estado de fluencia. Para que una teoría de fallo sea considerada para materiales dúctiles debe tener en cuenta una característica fundamental de este tipo de fallo: la independencia de las tensiones hidrostáticas. El fallo por fluencia depende, por ende, exclusivamente de las tensiones desviadoras. Las tres teorías más se ajustan a esta característica del fallo dúctil y mejor lo predicen, son la teoría de Tresca, la teoría de Von – Mises y la teoría de Coulomb – Mohr (para materiales dúctiles).

La teoría de Tresca o teoría del esfuerzo cortante máximo supone que la fluencia ocurre cuando la tensión tangencial máxima en un elemento del material alcanza el valor de la tensión tangencial máxima que generaría la fluencia en un ensayo de tensión simple (uniaxial) ([Shaw, M. C., 1984](#)). La tensión tangencial máxima en cualquier estado tensional es igual al radio del círculo de Mohr. En el caso concreto de un ensayo de tensión uniaxial, la tensión principal mínima (σ_3) y la intermedia (σ_2) se anulan y sólo la tensión principal máxima (σ_1) tiene un valor no nulo que, al alcanzar el fallo por fluencia en el ensayo, será igual a la mitad del límite de elasticidad (σ_y) del material. Por lo tanto, la expresión quedará como muestra la ecuación 7.

$$\tau_{max} < \tau_{uniax}^{max} \leftrightarrow \frac{\sigma_1 - \sigma_3}{2} < \frac{\sigma_y}{2} \leftrightarrow \sigma_1 - \sigma_3 < \sigma_y \quad (7)$$

La teoría de Von – Mises o teoría de la máxima energía de distorsión establece que la fluencia ocurre cuando la energía máxima de distorsión se iguala a la energía de distorsión que genera fluencia en un ensayo de tensión uniaxial ([Shaw, M. C., 1984](#)). La energía de distorsión es la parte de la energía de deformación que se debe al efecto de las tensiones desviadoras. Teniendo en cuenta la definición general de energía de distorsión y que al alcanzar la fluencia en un ensayo de tensión uniaxial la tensión principal mínima y la intermedia se anulan y la máxima es igual al límite elástico, se puede obtener la expresión de un criterio de fallo en función de las tensiones principales. La tensión de Von – Mises (σ_{VM}) es el resultado de esta deducción y, por lo tanto, se puede redefinir el enunciado de la teoría como que el material fallará por fluencia si la tensión de Von – Mises alcanza el límite elástico del material obtenido en un ensayo de tensión simple (ecuación 8 y 9).

$$u_d < u_{d,y} \leftrightarrow \frac{1+\nu}{6E} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] < \frac{1+\nu}{3E} \sigma_y^2 \quad (8)$$

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} < \sigma_y \quad (9)$$

La teoría de Coulomb – Mohr suele emplearse en materiales frágiles, pero también puede emplearse en aquellos casos de materiales dúctiles donde el límite elástico a compresión no coincide con el límite elástico a tracción (Handin, J., 1969). Esta teoría, en su versión para materiales dúctiles, asume que el fallo se produce cuando el esfuerzo normal máximo, tanto de tracción como de compresión, excede el límite elástico del material a tracción (σ_{yt}) o a compresión (σ_{yc}), dando lugar a deformaciones plásticas en éste. En contraposición, para materiales frágiles, la teoría afirma que el fallo se produce cuando el esfuerzo normal máximo, de tracción o compresión, excede la resistencia última tanto a tracción (σ_{ut}) como a compresión (σ_{uc}). Así pues, ambos casos son similares a excepción de qué valor se utiliza para comparar las tensiones principales σ_1 y σ_3 .

A diferencia de otras teorías de fallo, como la de Rankine, la teoría de Coulomb – Mohr sí toma en consideración la interacción entre las tensiones generando un criterio más conservador (Li, S., 2020). Una forma de visualizar este criterio de fallo es representando las propiedades mecánicas del material mediante dos círculos de Mohr; uno a compresión pura, que representa σ_{yc} o σ_{uc} y otro a tracción pura que representa σ_{yt} o σ_{ut} . A partir de estos, si se traza las únicas dos rectas tangentes a ambos círculos se obtiene la región de fallo (figura 37) de modo que cualquier estado tensional aleatorio que se represente con un círculo de Mohr no debe sobrepasar en ningún punto estos dos límites o el material fallará bajo dicho criterio. Asimismo, el criterio de Coulomb – Mohr mantiene las restricciones de la teoría de Rankine (ver apartado 3.3.2) en los casos en que las tensiones principales σ_1 y σ_3 tengan el mismo signo.

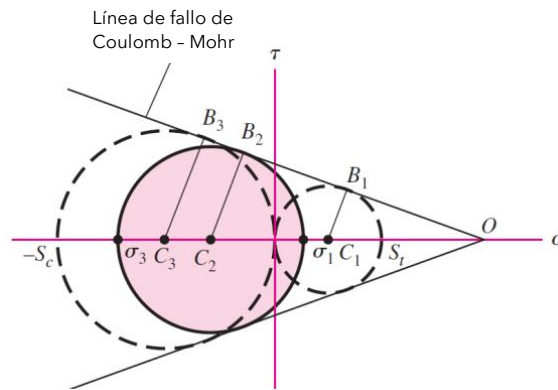


Figura 37. Representación con círculos de Mohr de la teoría de Coulomb – Mohr. El círculo centrado en C2 representa un estado tensional cualquiera y los círculos centrados en C3 y C1 representan un ensayo de compresión simple y un ensayo de tracción simple, respectivamente.

Aplicando la semejanza de triángulos se puede obtener la ecuación que describe esta teoría (Handin, J., 1969) en los casos donde las tensiones principales σ_1 y σ_3 presentan signos opuestos y tras operar términos se llega a la forma reducida que vemos en la ecuación 10.

$$\frac{\frac{\sigma_1 - \sigma_3}{2} - \frac{\sigma_{ut}}{2}}{\frac{\sigma_{ut}}{2} + \frac{\sigma_1 + \sigma_3}{2}} = \frac{\frac{\sigma_{uc}}{2} - \frac{\sigma_{ut}}{2}}{\frac{\sigma_{uc}}{2} + \frac{\sigma_{ut}}{2}} \leftrightarrow \sigma_{uc} \cdot \sigma_1 - \sigma_{uc} \cdot \sigma_{ut} - \sigma_{ut} \cdot \sigma_3 = 0 \rightarrow \frac{\sigma_1}{\sigma_{ut}} - \frac{\sigma_3}{\sigma_{uc}} < 1 \quad (10)$$

Para materiales dúctiles sería:

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_{yt}} - \frac{\sigma_3}{\sigma_{yc}} < 1 \quad (11)$$

2.9.2. Fallo por Fractura

En el caso de los materiales frágiles, el fallo va ligado a la fractura más que a la fluencia. A diferencia de los materiales dúctiles, estos suelen poseer resistencia última a compresión diferente, y mayor, a su resistencia última a tracción. Otra diferencia con respecto a los materiales dúctiles es que el fallo por fractura sí depende de las tensiones hidrostáticas. Las principales teorías en este ámbito son el criterio de Rankine, el criterio de Coulomb – Mohr (para materiales frágiles) y el criterio de Coulomb – Mohr modificado.

La teoría de Rankine o teoría de la tensión principal máxima afirma que el fallo sucede cuando el esfuerzo normal máximo alcanza o excede la resistencia última a tracción (σ_{ut}) o compresión (σ_{uc}) (Rankine, W. J. M., 1877). Trasladando el concepto a una expresión matemática, se expresa según la ecuación 12.

$$\max \{ \sigma_1, \sigma_3 \} < \sigma_{ut} \quad \text{ó} \quad \max \{ |\sigma_1|, |\sigma_3| \} < \sigma_{uc} \quad (12)$$

Como se ha mencionado en la teoría de Coulomb – Mohr, la teoría de Rankine no considera los esfuerzos cortantes ni la influencia de esfuerzos principales intermedios. Si bien este criterio permite evaluar el margen de seguridad y diseñar estructuras con factores de seguridad apropiados, para un análisis del fallo más preciso en condiciones más complejas, otros criterios pueden ser de mayor utilidad.

Finalmente, la teoría de Coulomb – Mohr modificada es simplemente un reajuste de la teoría original para ajustar mejor sus predicciones en los casos de tensiones principales máximas de distinto signo (Paul, B., 1961). Al igual que la teoría de Coulomb – Mohr simple, este criterio utiliza la misma formulación que Rankine para los casos en que las tensiones principales σ_1 y σ_3 coincidan en el signo, pero en los casos que no, se utiliza la ecuación 13 para determinar el fallo:

$$\frac{\sigma_1 \cdot (\sigma_{uc} - \sigma_{ut})}{\sigma_{ut} \cdot \sigma_{uc}} - \frac{\sigma_3}{\sigma_{uc}} < 1 \quad (13)$$

De la fórmula se deduce que este criterio coincide con la frontera del criterio de Rankine, no sólo en los casos mencionados, sino también en cualquier caso en que $\max \{ |\sigma_1|, |\sigma_3| \}$ esté entre σ_{ut} y 0.

2.9.3. Factor de Seguridad

Para el cálculo del factor de seguridad (\mathbf{x}) se convierten las expresiones del apartado 3.3 a igualdades y se divide el término del límite por \mathbf{x} . Desde ahí, obtenemos la ecuación de \mathbf{x} en cada caso simplemente despejando. Asimismo, dado que existe más de un modo de fallo en cualquier material, es útil representar las fronteras de fallo gráficamente. Esto se realiza mediante los denominados “*stress envelopes*” o envolventes de tensiones, los cuales representan los valores de tensión en función de las tres tensiones principales σ_1 , σ_2 y σ_3 (Schöpfer, M. P. J. et al., 2013). No obstante, es común utilizar la representación en dos dimensiones de estos asumiendo $\sigma_2 = 0$. Para dibujar los casos de forma más simple, los envoltorios de estrés hacen uso de las variables σ_A y σ_B para representar la tensión principal máxima y mínima permutablemente. Los seis casos comprendidos en estos diagramas serían el caso 1 ($\sigma_A \geq \sigma_B \geq 0$ con $\sigma_1 = \sigma_A$ y $\sigma_3 = 0$), el caso 2 ($\sigma_A \geq 0 \geq \sigma_B$ con $\sigma_1 = \sigma_A$ y $\sigma_3 = \sigma_B$), el caso 3 ($0 \geq \sigma_A \geq \sigma_B$ con $\sigma_1 = 0$ y $\sigma_3 = \sigma_B$) y sus otros tres inversos o complementarios.

La figura 38a y la ecuación 8 representan los envoltorios de tensiones empleados para el implante (material dúctil) y las ecuaciones asociadas a cada criterio de fallo. La figura 38b y la ecuación 9 representan los envoltorios de tensiones empleados para el cemento y la escápula (material frágil) y las ecuaciones asociadas a cada criterio de fallo. Dado que en este último caso las diferencias suceden sólo en el segundo y cuarto cuadrante, las ecuaciones del primer y tercer cuadrante son las mismas para los tres casos mostrados. Nótese que el cuadrante I viene definido por el caso 1 y su complementario, el cuadrante II por el caso 2, el cuadrante III por el caso 3 y su complementario y el cuadrante IV por el caso complementario al 2.

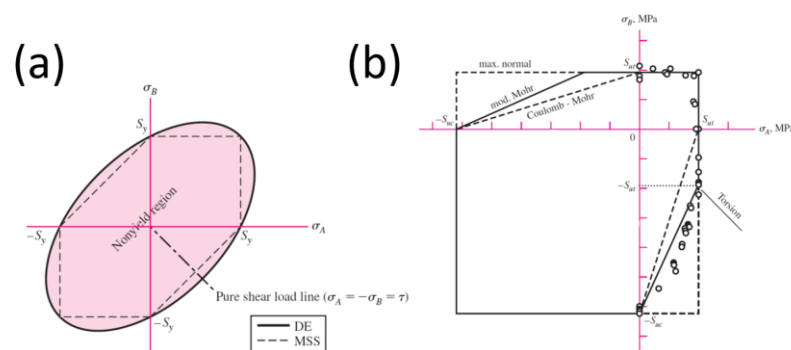


Figura 38. Envoltorios de tensiones de los criterios de máxima Energía de Distorsión (DE o ED) y Máximo Estrés Cortante (MSS o MEC) (a); envoltorios de tensiones de los criterios de Máxima Tensión Principal (MTP), Coulomb – Mohr (CM) y Coulomb – Mohr modificado (CMm). Notar que CMm es la que mejor se ajusta a los datos experimentales (círculos) (b).

$$n_{DE} = \frac{\sigma_{VM}}{\sigma_y} \quad (14)$$

$$n_{MEC} = \frac{\tau_{max}}{\frac{\sigma_y}{2}} \quad (15)$$

$$n_{MTP} = \frac{\sigma_{ut}}{\max\{\sigma_A, \sigma_B\}} \quad \text{ó} \quad n_{MTP} = \frac{\sigma_{uc}}{\max\{|\sigma_A|, |\sigma_B|\}} \quad (16)$$

$$n_{CM}^{II} = \frac{1}{\frac{\sigma_B}{\sigma_{ut}} - \frac{\sigma_A}{\sigma_{uc}}} \quad \text{ó} \quad n_{CM}^{IV} = \frac{1}{\frac{\sigma_A}{\sigma_{ut}} - \frac{\sigma_B}{\sigma_{uc}}} \quad (17)$$

$$n_{CMm}^{II} = \frac{1}{\frac{\sigma_B \cdot (\sigma_{uc} - \sigma_{ut})}{\sigma_{ut} \cdot \sigma_{uc}} - \frac{\sigma_A}{\sigma_{uc}}} \quad \text{ó} \quad (18)$$

$$n_{CMm}^{IV} = \frac{1}{\frac{\sigma_A \cdot (\sigma_{uc} - \sigma_{ut})}{\sigma_{ut} \cdot \sigma_{uc}} - \frac{\sigma_B}{\sigma_{uc}}} \quad (19)$$

2.9.4. Parámetros Utilizados

De las ecuaciones anteriores se deduce la necesidad de hallar los valores del límite de fluencia a tracción y/o a compresión del UHMWPE que conforma el implante y la resistencia última a tracción y a compresión del PMMA empleado en el cemento y del hueso cortical que es donde se asienta el implante. Estos valores se recogen, junto a las referencias, en la TABLA 7. Cabe notar que, dado que el UHMWPE y el hueso trabecular son materiales dúctiles, el valor del límite de fluencia es prácticamente el mismo a tracción y a compresión, y así se asume en este trabajo, por lo que se incluye un único valor. En el caso de los materiales frágiles, dado que, por lo general, su comportamiento a tracción presenta mayor módulo elástico que a compresión, se recogen ambos valores.

TABLA 7. Propiedades materiales empleadas en los materiales del modelo. El módulo elástico del hueso fue calculado específicamente para cada elemento de la malla de la escápula mediante Bonemat.

Materiales	Parámetros	Valor (MPa)	Referencia
UHMWPE	Límite de fluencia tracción/compresión	25	Eichmiller, F. et al. (2001)
	Módulo de Young	1.2e3	Kurtz, S. M. (2016)
PMMA	Resistencia última a tracción	50	Cheng, W. M. et al. (1990)
	Resistencia última a compresión	100	Samavedi, S. et al. (2014)
	Módulo de Young	4e3	Mousa, W. F. et al. (2000)
Hueso trabecular	Límite de fluencia tracción/compresión	10	Öhman-Mägi, C. et al. (2021)
	Módulo de Young	375 (129 – 991)	Burton W.S. et al. (2019)
Hueso cortical	Resistencia última a tracción	135e3	Morgan, E. F. et al. (2018)
	Resistencia última a compresión	180e3	Frich, L. H. et al. (1997)
	Módulo de Young	Bonemat	

Finalmente, el cálculo del factor de seguridad en toda la malla se realizó mediante la herramienta *Solution > Toolbox > Stress Tool*. Tanto para poder obtener el rango del factor de seguridad como el rango de tensiones de forma diferenciada para cada componente hubo que ocultar el resto de componente para dejar sólo el deseado. Esto quiere decir que, en el caso del submodelo, primero se ocultó el cemento para obtener los datos necesarios del implante y luego se invirtió la visibilidad. En el caso de la escápula, dado que no existía una geometría diferenciada para hueso trabecular y cortical se agruparon los elementos según el módulo elástico. Así, todos aquellos elementos con módulo menor a 1 GPa se agruparon como trabecular (aprox. 6% de los elementos), mientras que aquellos por encima se consideraron hueso cortical. En el caso del cálculo de los rangos de tensiones esta última diferenciación no fue necesaria.

2.10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO (ANOVA)

El Análisis de la Varianza (ANOVA) es una técnica estadística que permite abordar problemas complejos donde varios factores (variables independientes) pueden actuar simultáneamente sobre una variable dependiente e incluso interactuar entre ellos. Por ello, para poder discernir adecuadamente la significación del efecto de la colocación y el tipo de implante sobre los criterios de fallo calculados se empleará la técnica descrita mediante el uso del software Statgraphics CENTURION XVIII. Es importante notar que, dado que el implante de tipo clavija sólo se pudo implementar en la colocación SCL, no se pueden extraer las interacciones entre todos los factores por lo que únicamente se ha remitido el estudio a los efectos simples de los factores y la interacción geometría – colocación.

3. RESULTADOS

Para el apartado de resultados se presentarán primeramente los valores obtenidos de las tensiones en cada caso para seis ángulos de elevación humeral (i.e. 30, 45, 60, 75, 90 y 105°). A partir de estos se calcularán los respectivos criterios de fallo según sea el comportamiento a fractura de cada componente y se clasificará el riesgo a fractura para las diferentes combinaciones de implante y técnica de implantación dependiendo del ángulo de elevación del húmero. Finalmente, para facilitar la comparación se han incluido gráficas de cada uno de los criterios.

Se han calculado las tensiones cortantes máximas, la tensión de Von – Mises, la máxima tensión principal máxima (**sB**) y la mínima tensión principal mínima (**sC**). Una vez identificados los elementos donde se hallan las tensiones principales se ha calculado el valor de la opuesta en esos elementos concretos. Es decir, se ha calculado la tensión principal mínima en el elemento cuya tensión principal máxima sea la máxima de todos los elementos (**sA**) para poder representar correctamente su estado tensional. Lo mismo sucede con el caso contrario; se calcula la tensión principal máxima en el elemento cuya tensión principal mínima sea la mínima de todos los elementos (**sD**). Estos parámetros han sido elegidos para poder calcular los criterios de fallo necesarios en el Apartado 3.4. Sin embargo, el cortante máximo y la tensión de Von – Mises son aparentemente irrelevantes para la escápula como se explicará posteriormente.

3.1. TENSIONES EN LOS MODELOS

3.1.1. Colocación Estándar

A continuación, se presentan los diferentes valores de tensión calculados para los tres tipos de implantes colocados siguiendo la colocación estándar (*standard centerline* o SCL), la cual consiste en utilizar un fresado uniforme del glenoide siguiendo la trayectoria perpendicular a la superficie articular. Como se ha mencionado previamente, colocar el implante de esta forma permite minimizar la masa ósea perdida por el fresado de la superficie articular, aumentando la calidad de la superficie ósea a la que se fijará el implante.

3.1.1.1. Implante de clavijas (pegs) El primer tipo de implante a analizar es el implante de clavijas. Dada la complejidad y el volumen de este tipo de implante, sólo fue posible analizarlo en la colocación SCL, dado que en la alternativa fue imposible, con este diseño, encontrar un ángulo dentro del rango permisible que no produjera perforación de la cavidad glenoidea. Por lo tanto, por los motivos mencionados en el capítulo 2, se expondrán únicamente los resultados de la combinación de SCL con implante de tipo clavija.

Entre los resultados podemos encontrar que las máximas tensiones del implante se producen a los 90° independientemente del tipo, mientras que en el cemento el ángulo con valores máximos varía según la tensión analizada. Así, el cortante máximo y la tensión principal mínima (en valor absoluto) van creciendo hasta alcanzar el máximo a los 105°. El máximo de la tensión de Von – Mises sobre el cemento llega a los 90° de elevación y a los 75° se encuentran las máximas tensiones principales máximas.

En la escápula, las tensiones se distribuyen siguiendo un patrón similar en hueso cortical y trabecular. A los 75° se alcanzan los máximos en las tensiones de cortante máximo, Von – Mises y principal mínima. Sin embargo, las cifras máximas de la tensión principal máxima, que suceden a los 90° en el hueso cortical, se observan a los 105° en el hueso trabecular. La figura 39 representa gráficamente los resultados obtenidos para una mejor visualización. Las tablas con los resultados numéricos se encuentran en los Anexos.

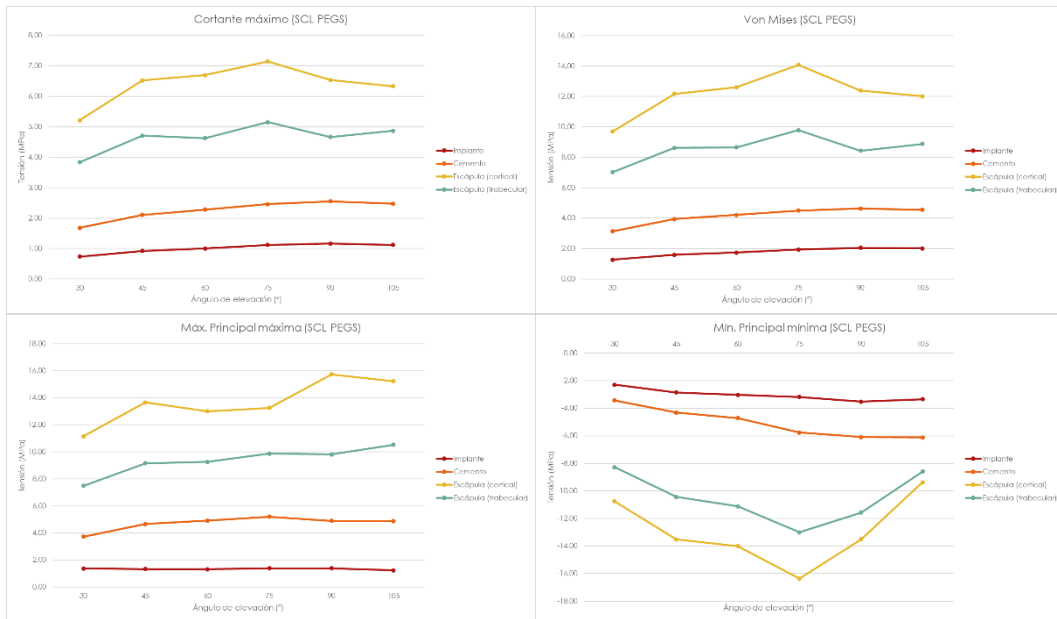


Figura 39. Tensiones máximas en los componentes del modelo de *pegs* con colocación en SCL.

3.1.1.2. Implante en quilla (keel) El implante en quilla es el segundo tipo de implante superpuesto (*onlay*). Observamos que, en el implante, los datos de máxima tensión se registraron a los 75° de elevación en las tensiones de cortante máximo, Von – Mises y principal máxima, mientras que el máximo en valor absoluto de la tensión principal mínima se alcanzó a los 105°. En el cemento, es a los 90° de elevación donde se observan los máximos valores de cortante máximo y tensión de Von – Mises y a los 75° donde se hallan los máximos para las tensiones principales máxima y mínima en valor absoluto.

Los resultados recogidos sobre el hueso cortical de la escápula comparten máximos en valor absoluto a los 45° de elevación para todas las tensiones. En el caso del hueso trabecular, las cifras máximas de cortante máximo y tensión de Von – Mises se encuentran a los 105°. En contraposición, la tensión principal máxima llega a sus valores máximos a los 45°, mientras que la mínima llega a los 75°. La figura 40 representa gráficamente los resultados obtenidos para una mejor visualización. Las tablas con los resultados numéricos se encuentran en los Anexos.

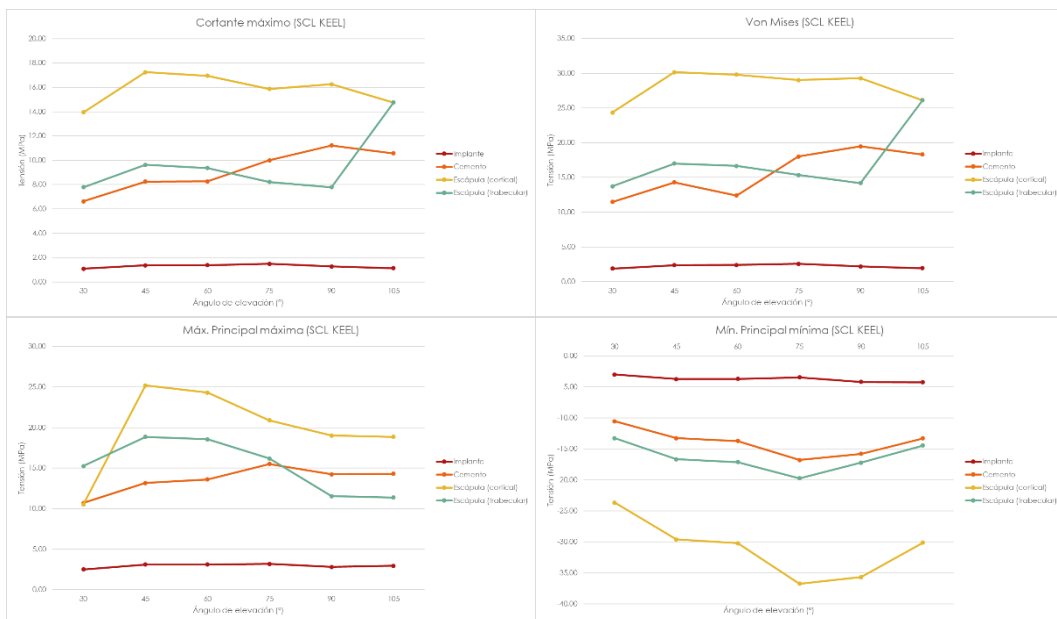


Figura 40. Tensiones máximas en los componentes del modelo de *keel* con colocación en SCL.

3.1.1.3. Implante incrustado (inlay) El tercer caso presentado para la colocación SCL es el diseño incrustado. De estas, las recogidas sobre el implante alcanzan valores máximos a los 90° de elevación para las tensiones de cortante máximo, Von – Mises y principal mínima y a los 75° en el caso de la tensión principal máxima. En el cemento, las cifras de las tensiones de cortante máximo y Von – Mises son máximas a los 90° de elevación, mientras que para las tensiones principales máxima y mínima, el máximo llega a los 75°.

Sobre la escápula se registraron, en el hueso cortical, los máximos valores a los 75° de elevación para las tensiones de cortante máximo, Von – Mises y principal mínima en valor absoluto y a los 60° para la tensión principal máxima. Para el hueso cortical, todas las tensiones alcanzaron su máximo a los 105°. La figura 41 representa gráficamente los resultados obtenidos para una mejor visualización. Las tablas con los resultados numéricos se encuentran en los Anexos.

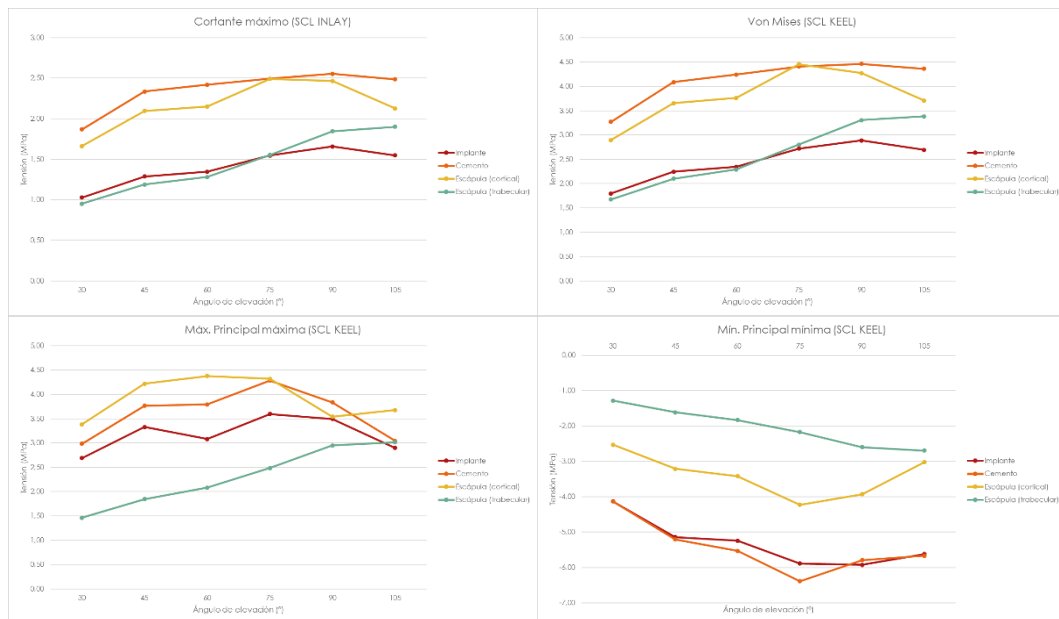


Figura 41. Tensiones máximas en los componentes del modelo de inlay con colocación en SCL.

3.1.2. Colocación Alternativa

Tras haber presentado los implantes con colocación estándar, se presentan a continuación los dos tipos de implantes que pudieron emplearse en la colocación alternativa (*Alternate Centerline* o ACL). Esta técnica quirúrgica se basa en un fresado excéntrico o no uniforme con el que se pretende medializar la superficie articular. Este tipo de colocación se emplea en casos donde el desgaste articular ha llegado a tal punto que la retroversión preoperatoria del glenoide es demasiado excesiva para emplear la colocación SCL. En estos casos se prefiere sacrificar algo más de hueso en lugar de arriesgarse a perforar la cavidad o generar fuerzas antinaturales en la articulación. Como se mencionó previamente, el implante de clavijas no pudo incluirse en esta colocación dado que perforaba la cavidad en todos los casos posibles haciéndolo inviable.

3.1.2.1. Implante en quilla (keel) Teniendo en cuenta lo mencionado, el primer implante que se presenta en la colocación ACL es el implante en quilla. Se puede destacar que los máximos valores para las tensiones de cortante máximo, Von – Mises y principal mínima en valor absoluto se encuentran a los 75° de elevación en el caso del implante, mientras que para la principal máxima se observan valores máximos a los 90°. Por otro lado, el cemento presenta los máximos valores de tensiones de cortante máximo, Von – Mises, principal máxima y principal mínima en valor absoluto a los 45, 60, 75 y 90° de elevación, respectivamente.

El hueso cortical en la escápula se encontró sometido a los máximos valores de tensión a los 90° de elevación independientemente del tipo de tensión entre las registradas. El hueso trabecular alcanza los máximos valores de las tensiones de cortante máximo, Von – Mises y principal máxima a los 75° y a los 90° los alcanza para la tensión principal mínima. La figura 42 representa gráficamente los resultados obtenidos para una mejor visualización. Las tablas con los resultados numéricos se encuentran en los Anexos.

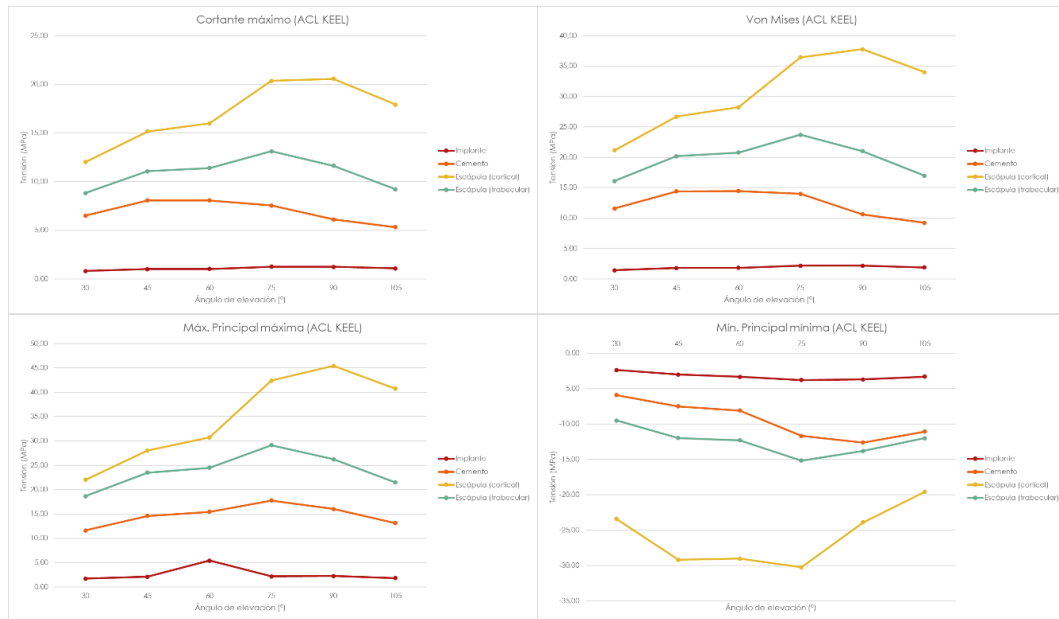


Figura 42. Tensiones máximas en los componentes del modelo de *keel* con colocación en ACL.

3.1.2.2. *Implante incrustado (inlay)* Finalmente, el último caso que se presenta es el de los implantes incrustados con colocación alternativa. Se observó que, en el cemento, las tensiones de cortante máximo y Von – Mises alcanzan sus máximos valores a los 75° de elevación y las tensiones principal máxima y principal mínima en valor absoluto lo alcanzan a los 90°. En el caso del cemento, es a los 90° cuando el cortante máximo y la tensión de Von – Mises llegan a valores máximos, mientras que las tensiones principal máxima y principal mínima en valor absoluto lo alcanzan a los 75°.

El hueso cortical de la escápula encontró sus máximas cifras de tensión para las tensiones de cortante máximo y principal máxima a los 75°. En este, la tensión de Von – Mises alcanza sus valores máximos a los 90° y a los 105° lo hace la tensión principal mínima en valor absoluto. En el caso del hueso trabecular, los máximos valores de tensión se alcanzan a los 105° para la tensión de cortante máximo y a los 90° para el resto. La figura 43 representa gráficamente los resultados obtenidos para una mejor visualización. Las tablas con los resultados numéricos se encuentran en los Anexos.

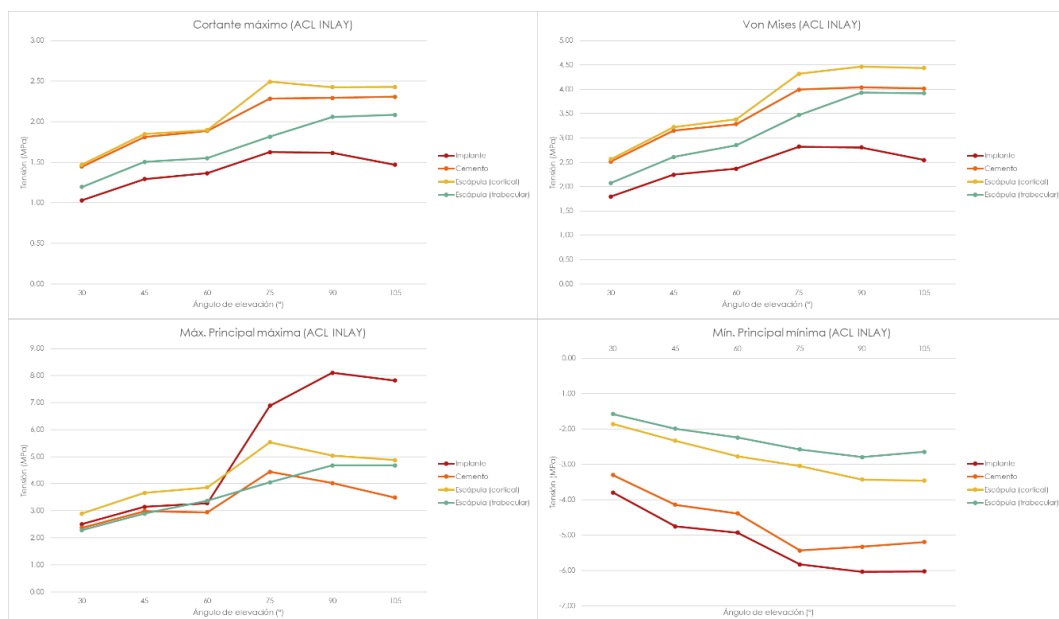


Figura 43. Tensiones máximas en los componentes del modelo de *inlay* con colocación en ACL.

3.2. CRITERIO DE FALLO

Las siguientes tablas muestran los factores de seguridad calculados según los criterios de fallo anteriores (ecuaciones 14 – 19) para las diferentes combinaciones de colocación e implante y para cada ángulo. Se recoge únicamente el mínimo factor de seguridad (MFS) para cada caso ya que es el principal determinante del fallo. Seguido de esto se muestra la distribución en el espacio de los factores de seguridad de los elementos de las mallas para las diferentes combinaciones. Si bien los puntos críticos se localizan aproximadamente en las mismas zonas, se incluyeron únicamente aquellos factores de seguridad cuyo valor es más conservador en la predicción del fallo. También hay casos donde el valor registrado es el máximo que ofrece ANSYS (i.e. 15) y no hay variación entre zonas. Asimismo, en los Anexos se adjuntan gráficas de los datos de las tablas para esos y otros criterios.

Es fundamental mencionar que se asumió el fallo del hueso trabecular como dúctil, mientras que, en el caso del hueso cortical, se asumió frágil. Esto se debe a que la arquitectura trabecular permite una mayor absorción de energía y mayor deformación antes del fallo, a diferencia de la arquitectura cortical, compacta y densa, cuya capacidad de absorción de energía y deformación se ve limitada por su propia naturaleza. Además, autores como [Rice, J.C. et al. \(1988\)](#) han corroborado la existencia de una relación de ley de potencias entre la densidad ósea aparente y el módulo elástico (E) en cualquier dirección por lo que dada la diferencia de densidades entre ambos tipos de hueso es lógico concluir que el fallo del cortical será frágil y el trabecular, dúctil.

3.2.1. Factores de Seguridad para el Implante *Pegs* con SCL

Se documentaron en primera instancia los valores del MFS computados por ANSYS Mechanical para el caso de implante tipo *pegs* con SCL (TABLA 8). Se observó que, para este caso, el criterio de Coulomb – Mohr es el más conservador para la predicción del fallo dúctil en implante y hueso trabecular, mientras que, en el fallo frágil, ambos criterios son prácticamente idénticos.

En la figura 44 se muestra dónde se localizan estos mínimos en cada componente. En concreto, en la escápula a los 30, 45 y 60°, en el hueso cortical, el MFS se localizó en un elemento con módulo elástico de 6.89 GPa y densidad de 0.58 g/cm³ y a los 75, 90 y 105° se localizó en un elemento con módulo elástico de 10.86 GPa y densidad de 0.83 g/cm³. En el hueso trabecular, el MFS a los 30 y 45° se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.71 GPa y densidad de 0.03 g/cm³, a los 60, 75, 90 y 105° se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.36 GPa y densidad de 1e-5 g/cm³.

TABLA 8. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de *pegs* con SCL.

Criterios de fallo dúctil mín máx					Criterios de fallo frágil mín máx			
Selección	Ángulo elev. (°)	Tresca	Von - Mises	Coulomb - Mohr	Selección	Ángulo elev. (°)	Rankine	Coulomb - Mohr
<i>Implante</i>	30	7.44	7.953	6.707	<i>Cemento</i>	30	13.413	13.413
	45	5.932	6.348	5.357		45	10.715	10.715
	60	5.491	5.935	5.086		60	10.172	10.172
	75	5.083	5.549	4.336		75	9.615	9.615
	90	4.901	5.387	4.104		90	10.213	10.06
	105	5.066	5.493	4.087		105	10.247	10.204
<i>Escápula (trabecul.)</i>	30	1.304	1.422	1.208	<i>Escápula (cortical)</i>	30	12.11	12.11
	45	1.063	1.16	0.96		45	9.883	9.883
	60	1.081	1.155	0.9		60	10.383	10.383
	75	0.97	1.02	0.77		75	10.182	10.182
	90	1.073	1.185	0.864		90	8.577	8.577
	105	1.028	1.125	0.95		105	8.866	8.866

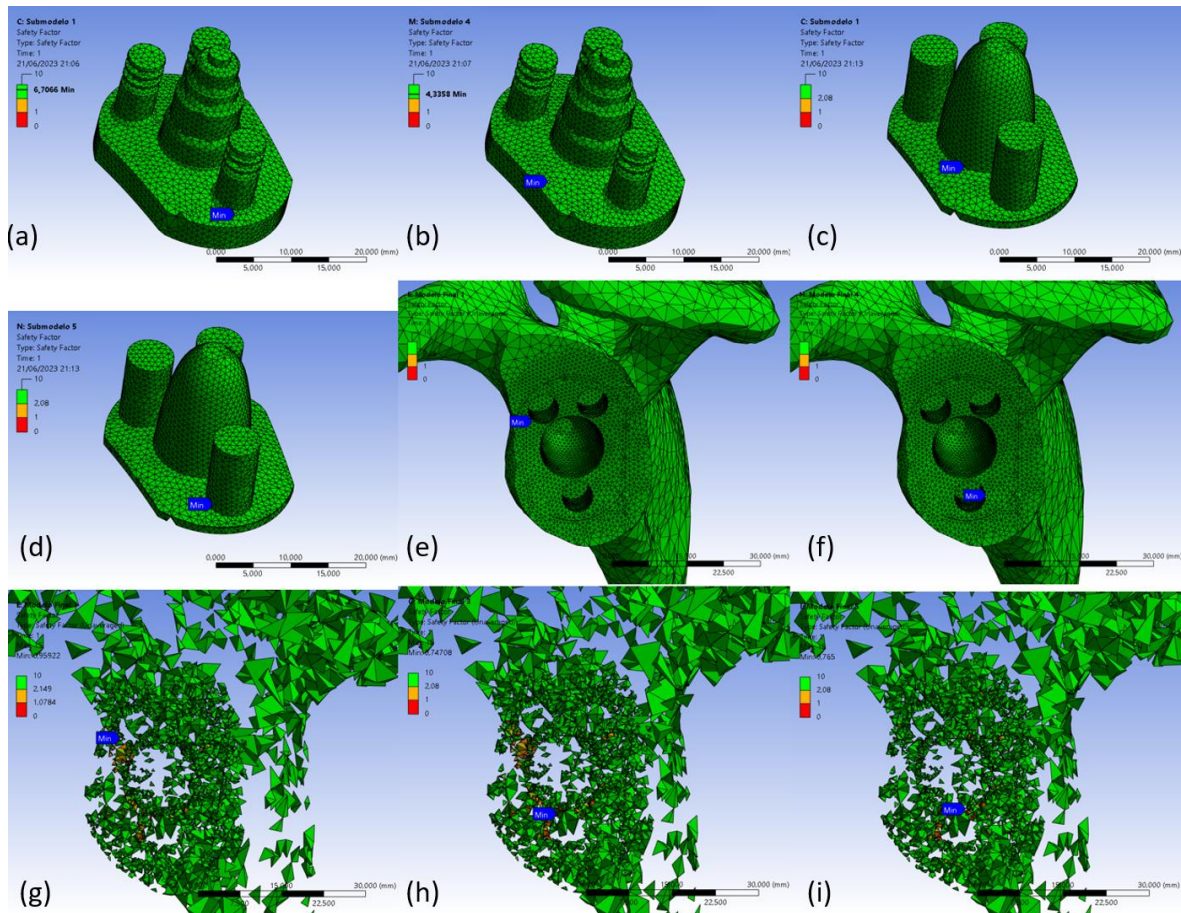


Figura 44. MFS del modelo de *pegs* en colocación SCL para el implante a los 30, 45 y 60° (a) y a los 75, 90 y 105° (b); para el cemento a los 30, 45, 60 y 75° (c) y a los 90 y 105° (d); para el hueso cortical a los 30, 45 y 60° (e) y a los 75, 90 y 105° (f); para el hueso trabecular a los 30 y 45° (g), a los 60 y 75° (h) y a los 90 y 105° (i).

3.2.2. Factores de Seguridad para el Implante *Keel* con SCL

En segundo lugar, los valores mínimos de los factores de seguridad computados por ANSYS Mechanical para el caso del implante de tipo *keel* con SCL se recogieron en la TABLA 9. Se observó que, para este caso, el criterio de Coulomb – Mohr es, de nuevo, el más conservador para la predicción del fallo dúctil en implante y hueso trabecular. En el fallo frágil, ambos criterios son prácticamente idénticos para el cemento, pero difieren en el hueso cortical donde Coulomb – Mohr ofrece cifras más conservadoras.

En la figura 45 se muestra dónde se localizan estos mínimos en cada componente. En concreto, en la escápula, el MFS para el hueso cortical a los 30, 45 y 60° se localizó en un elemento con módulo elástico de 12.96 GPa y densidad de 0.96 g/cm³ y a los 75, 90 y 105° se localizó en un elemento con módulo elástico de 3.73 GPa y densidad de 0.36 g/cm³. En cambio, para el hueso trabecular, el MFS a los 30, 45 y 60° se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.86 GPa y densidad de 0.06 g/cm³ y a los 75, 90 y 105° se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.59 GPa y densidad de 0.01 g/cm³ (figura 45 g, h).

TABLA 9. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante *keel* con SCL.

Criterios de fallo dúctil mín máx					Criterios de fallo frágil mín máx			
Selección	Ángulo elev. (°)	Tresca	Von - Mises	Coulomb - Mohr	Selección	Ángulo elev. (°)	Rankine	Coulomb - Mohr
<i>Implante</i>	30	11.465	13.068	8.343	<i>Cemento</i>	30	4.665	4.665
	45	9.182	10.468	6.718		45	3.8	3.8
	60	9.032	10.316	6.777		60	3.673	3.673
	75	8.398	9.657	7.21		75	3.224	3.224
	90	9.83	11.35	5.973		90	3.51	3.1
	105	11.056	12.731	5.892		105	3.493	3.094
<i>Escápula (trabecul.)</i>	30	0.642	0.727	0.642	<i>Escápula (cortical)</i>	30	6.577	5.722
	45	0.519	0.587	0.519		45	5.357	4.644
	60	0.533	0.6	0.533		60	5.553	4.789
	75	0.608	0.651	0.507		75	6.459	5.036
	90	0.642	0.704	0.581		90	7.1	5.048
	105	0.717	0.759	0.692		105	7.157	5.615

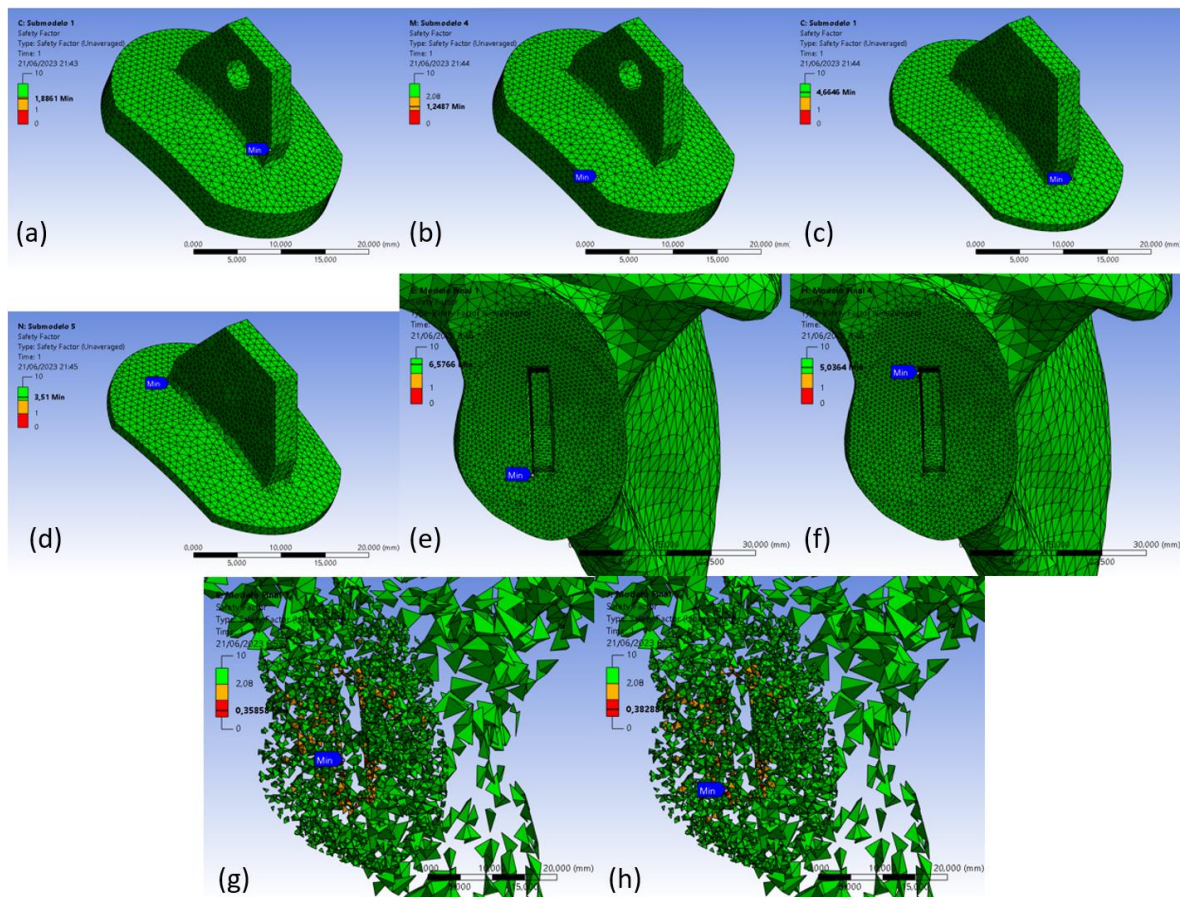


Figura 45. MFS del modelo de *keel* con colocación SCL para el implante a los 30, 45 y 60° (a) y a los 75, 90 y 105° (b); para el cemento a los 30, 45 y 60° (c) y a los 75, 90 y 105° (d); para el hueso cortical a los 30, 45 y 60° (e) y a los 75, 90 y 105° (f); para el hueso trabecular a los 30, 45 y 60° (g) y a los 75, 90 y 105° (h).

3.2.3. Factores de Seguridad para el Implante *Inlay* con SCL

Para acabar los resultados de la colocación estándar se registraron los valores mínimos de los factores de seguridad computados por ANSYS Mechanical para el caso del implante de tipo *inlay* con SCL en la TABLA 10. Se observó que el más conservador para la predicción del fallo dúctil en implante es, claramente, el criterio de Coulomb – Mohr, mientras que para el hueso trabecular es indiferente el uso del criterio de Tresca o Coulomb – Mohr. En el fallo frágil, ambos criterios son prácticamente idénticos para el cemento en todos los casos por lo que el empleo del criterio de Rankine o Coulomb – Mohr es aparentemente trivial en este caso.

En la figura 46 se muestra dónde se localizan los mínimos en cada componente. En concreto, en el hueso cortical el MFS calculado supera el valor máximo en todos los ángulos de elevación por lo que ANSYS no devuelve un elemento con mayor riesgo de fractura que el resto en esta estructura. En cambio, en el hueso trabecular a los 30 y 45° el MFS se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.4 GPa y densidad de 1e-5 g/cm³ y a los 60, 75, 90 y 105° se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.88 GPa y densidad de 0.06 g/cm³.

TABLA 10. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante *inlay* con SCL.

Criterios de fallo dúctil mín máx					Criterios de fallo frágil mín máx			
Selección	Ángulo elev. (°)	Tresca	Von - Mises	Coulomb - Mohr	Selección	Ángulo elev. (°)	Rankine	Coulomb - Mohr
<i>Implante</i>	30	12.139	13.926	6.058	<i>Cemento</i>	30	15	15
	45	9.701	11.13	4.865		45	13.284	13.284
	60	9.272	10.665	4.772		60	13.186	13.186
	75	8.086	9.187	4.252		75	11.67	11.67
	90	7.546	8.654	4.224		90	13.04	13.04
	105	8.07	9.276	4.452		105	15	15
<i>Escápula (trabecul.)</i>	30	5.255	5.964	5.255	<i>Escápula (cortical)</i>	30	15	15
	45	4.208	4.76	4.208		45	15	15
	60	3.903	4.363	3.903		60	15	15
	75	3.217	3.568	3.217		75	15	15
	90	2.709	3.026	2.709		90	15	15
	105	2.63	2.956	2.63		105	15	15

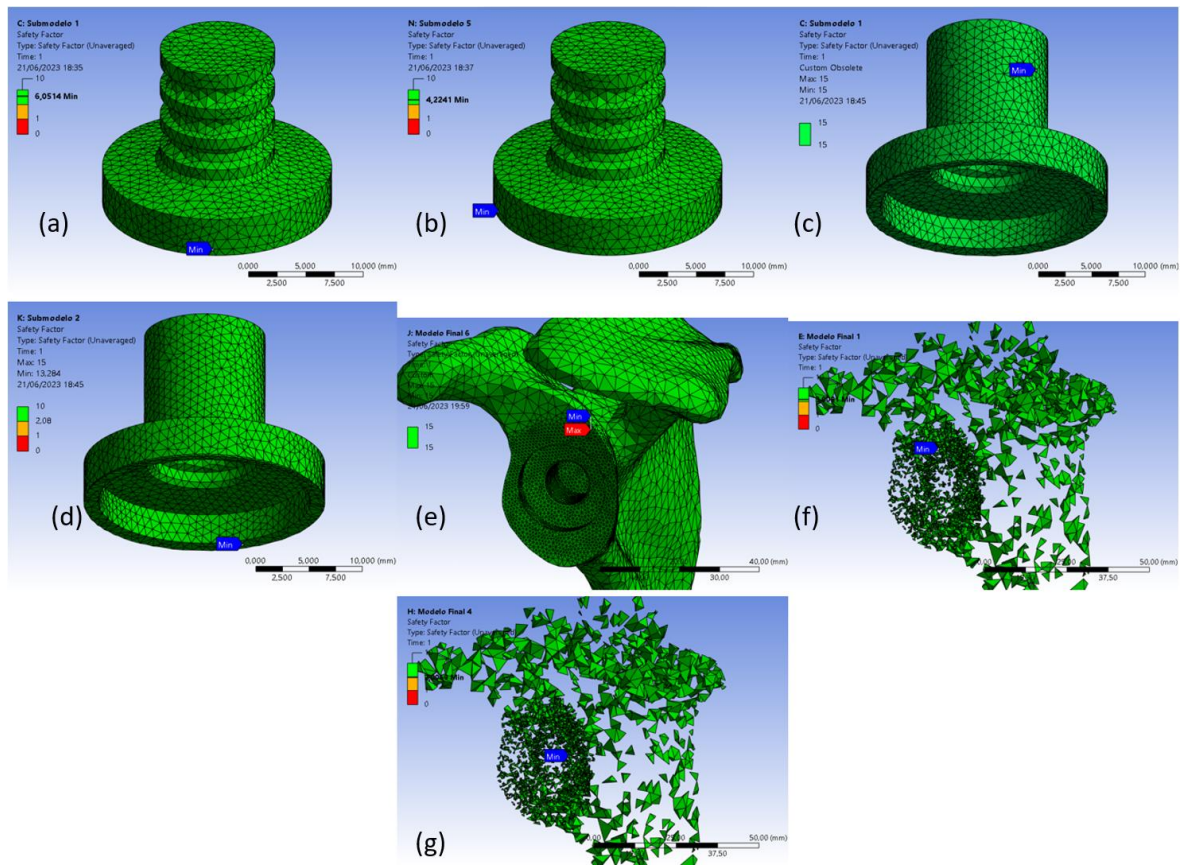


Figura 46. MFS en el modelo *inlay* con colocación SCL para el implante a los 30, 45 y 60° (a) y a los 75, 90 y 105° (b); para el cemento a los 30 y 105° (c) y a los 45, 60, 75 y 90° (d); para el hueso cortical a 30 – 105° (e); para el hueso trabecular a los 30 y 45° (f) y a los 60, 75, 90 y 105° (g).

3.2.4. Factores de Seguridad para el Implante *Keel* con ACL

El primer caso de la colocación alternativa es el caso del implante tipo *keel* con ACL para el cual se mostraron en la TABLA 11 los valores mínimos de los factores de seguridad computados por ANSYS Mechanical. En este caso el criterio de Coulomb – Mohr es el más conservador para la predicción del fallo dúctil en implante y hueso trabecular si bien en el segundo no hay una gran diferencia con el criterio de Tresca. En el fallo frágil, el criterio de Coulomb – Mohr es más conservador para el cemento y el hueso cortical a pesar de que, nuevamente, en este segundo caso, la diferencia con el criterio de Rankine es relativamente baja.

En la figura 47 se muestra dónde se localizan estos mínimos en cada componente. En concreto, en la escápula el MFS en el hueso cortical se localizó, para cualquier ángulo, en un elemento con módulo elástico de 12.23 GPa y densidad de 0.92 g/cm³. Por otra parte, en el hueso trabecular el mínimo se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.43 GPa y densidad de 1e-5 g/cm³ independientemente del ángulo de elevación.

TABLA 11. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante *keel* con ACL.

Criterios de fallo dúctil mín máx					Criterio de fallo frágil mín máx			
Selección	Ángulo elev. (°)	Tresca	Von - Mises	Coulomb - Mohr	Selección	Ángulo elev. (°)	Rankine	Coulomb - Mohr
<i>Implante</i>	30	6.199	6.988	4.158	<i>Cemento</i>	30	4.31	4.064
	45	4.955	5.585	3.299		45	3.426	3.253
	60	4.86	5.484	2.996		60	3.241	3.17
	75	3.989	4.604	2.622		75	2.814	2.814
	90	4.016	4.637	2.685		90	3.121	3.121
	105	4.616	5.321	3.014		105	3.81	3.81
<i>Escápula (trabecul.)</i>	30	0.566	0.621	0.536	<i>Escápula (cortical)</i>	30	6.134	5.775
	45	0.452	0.495	0.426		45	4.818	4.571
	60	0.439	0.482	0.408		60	4.397	4.298
	75	0.381	0.422	0.343		75	3.184	3.184
	90	0.43	0.476	0.381		90	2.973	2.973
	105	0.544	0.589	0.465		105	3.315	3.315

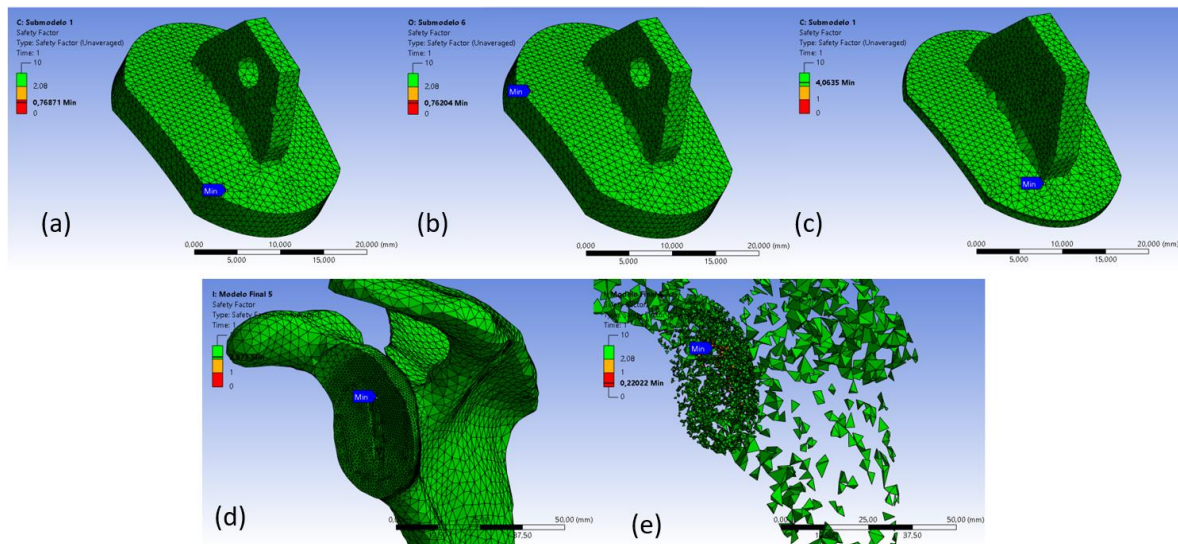


Figura 47. MFS en el modelo *keel* con colocación ACL para el implante a los 30, 45 y 60, 75 y 90° (a) y a los 105° (b); para el cemento a los 30 – 105° (c); para el hueso cortical a los 30 – 105° (d); para el hueso trabecular a los 30 – 105° (e).

3.2.5. Factores de Seguridad para el Implante *Inlay* con ACL

Para finalizar esta sección, los valores mínimos de los factores de seguridad computados por ANSYS Mechanical para el caso del implante de tipo *inlay* con ACL se recogieron en la TABLA 12. En este caso, se observó claramente que el criterio de Coulomb – Mohr es el más conservador para la predicción del fallo dúctil en implante y hueso trabecular. En el fallo frágil, ambos criterios son idénticos para el cemento y el hueso cortical a nivel práctico ya que ofrecen valores por encima de 15 que el programa deja de registrar.

En la figura 48 se muestra dónde se localizan estos mínimos en cada componente. En concreto, para el hueso cortical, la localización del MFS fue independiente del ángulo de elevación y no se pudo determinar una en concreto dado que ANSYS deja de registrar valores por encima de 15. En cambio, en el hueso trabecular, el MFS a los 30 y 45° se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.86 GPa y densidad de 0.07 g/cm³ y a los 60, 75, 90 y 105° se localizó en un elemento con módulo elástico de 0.91 GPa y densidad de 0.08 g/cm³.

TABLA 12. Mínimos factores de seguridad de la malla global del modelo de implante *inlay* con ACL.

Criterios de fallo dúctil mín máx					Criterios de fallo frágil mín máx			
Selección	Ángulo elev. (°)	Tresca	Von - Mises	Coulomb - Mohr	Selección	Ángulo elev. (°)	Rankine	Coulomb - Mohr
<i>Implante</i>	30	4.847	5.579	2.634	<i>Cemento</i>	30	15	15
	45	3.869	4.46	2.104		45	15	15
	60	3.663	4.227	2.028		60	15	15
	75	3.079	3.548	1.452		75	15	15
	90	3.093	3.569	1.234		90	15	15
	105	3.404	3.93	1.279		105	15	15
<i>Escápula (trabecul.)</i>	30	4.183	4.819	4.183	<i>Escápula (cortical)</i>	30	15	15
	45	6.245	3.834	3.329		45	15	15
	60	3.227	3.51	2.968		60	15	15
	75	2.756	2.882	2.468		75	15	15
	90	2.429	2.544	2.136		90	15	15
	105	2.399	2.551	2.138		105	15	15

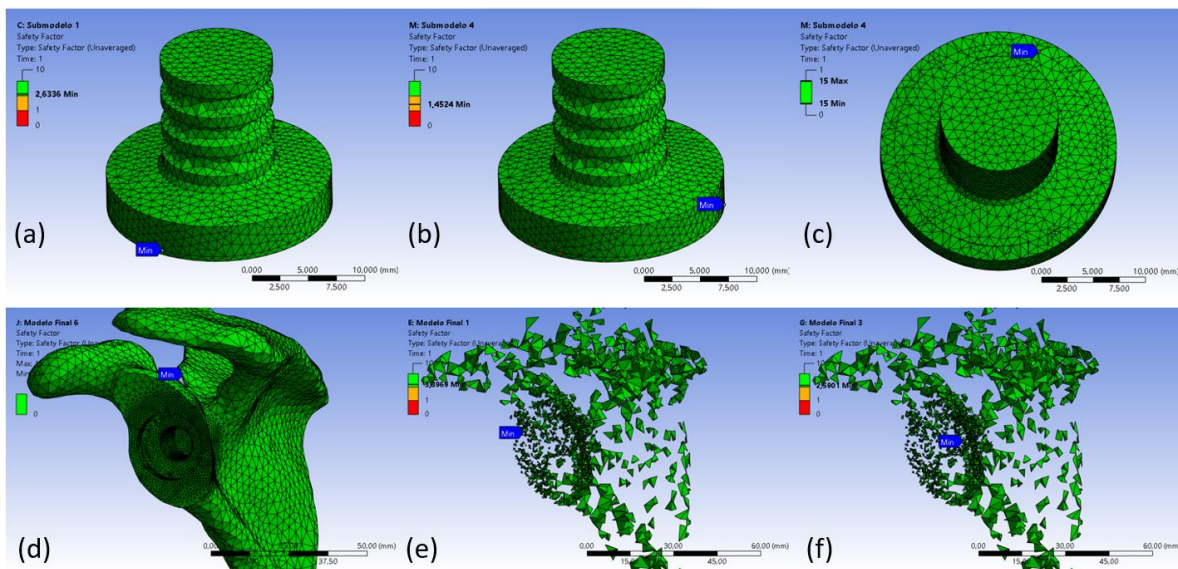


Figura 48. MFS en modelo *inlay* con colocación ACL para el implante a los 30, 45 y 60° (a) y a los 75, 90 y 105° (b); para el cemento a los 30 – 105° (c); para el hueso cortical a los 30 – 105° (d) donde es máxima a todos los ángulos de elevación por lo que no hay un elemento con riesgo de fractura mínimo; para el hueso trabecular a los 30 y 45° (e) y a los 60, 75, 90 y 105° (f).

3.3. SIGNIFICACIÓN ESTADÍSTICA DE LOS RESULTADOS

En esta sección final de Resultados, se muestran, en las siguientes las tablas, las medias e intervalos de confianza de cada opción planteada en el trabajo, así como el p – valor del factor que las agrupa para comprobar sus efectos. Se reflejan únicamente los resultados del criterio de Coulomb – Mohr pues resultó ser el más conservador (i.e. menor media global). El resto de tablas y los gráficos obtenidos de se pueden encontrar en los Anexos de este trabajo. Por otro lado, cabe mencionar que ciertas variables fallaron el test de Levene por lo que se calculó la desviación estándar (S.D.) corregida.

3.3.1. ANOVA para el Implante

Primero, se muestran la TABLA 13 y la figura 49 con los resultados del ANOVA sobre los valores del MFS para el componente del implante según el criterio de Coulomb – Mohr. Los p – valores indican que el ángulo, la colocación, la geometría y la interacción de ambas tuvieron efecto estadísticamente significativo ($p < 0.05$).

TABLA 13. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el implante.

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	3.844				
Colocación					0.0000
ACL	2.176	0.106	1.922	2.430	
SCL	5.512	0.086	5.332	5.692	
Geometría					0.0000
Inlay	3.280	0.106	3.059	3.500	
Keel	4.974	0.106	4.754	5.194	
Pegs	3.278	0.150	2.930	3.626	
Ángulo					0.0000
30	5.133	0.164	4.785	5.481	
45	4.022	0.164	3.674	4.370	
60	3.885	0.164	3.537	4.233	
75	3.528	0.164	3.180	3.876	
90	3.197	0.164	2.849	3.545	
105	3.298	0.164	2.950	3.646	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	1.789	0.131	1.514	2.063	
ACL Keel	3.129	0.131	2.855	3.403	
SCL Inlay	4.771	0.131	4.496	5.045	
SCL Keel	6.819	0.131	6.545	7.093	
SCL Pegs	4.946	0.131	4.672	5.220	

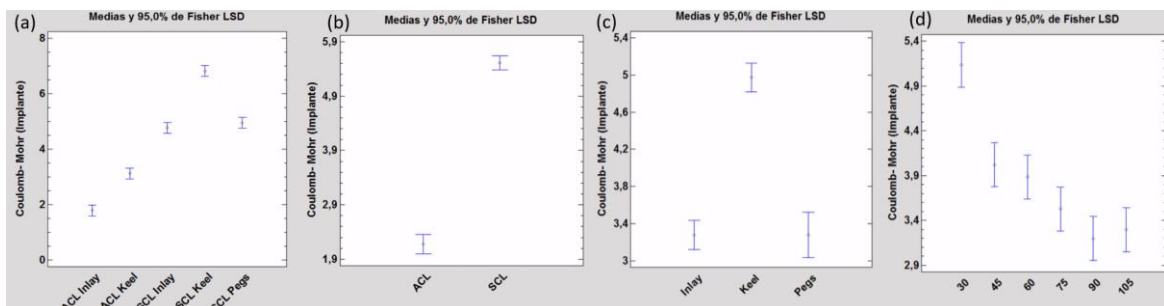


Figura 49. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb – Mohr en el implante según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación.

3.3.2. ANOVA para el Cemento

En segundo lugar, se muestran la TABLA 14 y la figura 50 con los resultados del ANOVA sobre los valores del MFS para el componente del cemento según el criterio de Coulomb – Mohr. Viendo los p – valores se puede afirmar que tanto el ángulo como la geometría tuvieron efecto estadísticamente significativo, así como la interacción entre colocación y geometría también lo tuvo. Sin embargo, la colocación como efecto simple no fue estadísticamente significativo para el MFS.

TABLA 14. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el cemento.

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	9.585				
Colocación					0.0725
ACL	9.898	0.234	9.337	10.459	
SCL	9.273	0.191	8.877	9.670	
Geometría					0.0000
Inlay	14.265	0.234	13.779	14.751	
Keel	3.482	0.234	2.997	3.968	
Pegs	11.009	0.330	10.241	11.777	
Ángulo					0.0208
30	10.776	0.362	10.008	11.544	
45	9.558	0.362	8.790	10.326	
60	9.387	0.362	8.619	10.155	
75	8.812	0.362	8.044	9.580	
90	9.211	0.362	8.443	9.979	
105	9.769	0.362	9.001	10.537	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	15.000	0.281	14.414	15.586	
ACL Keel	3.372	0.281	2.786	3.958	
SCL Inlay	13.530	0.281	12.944	14.116	
SCL Keel	3.593	0.281	3.007	4.178	
SCL Pegs	10.697	0.281	10.111	11.282	

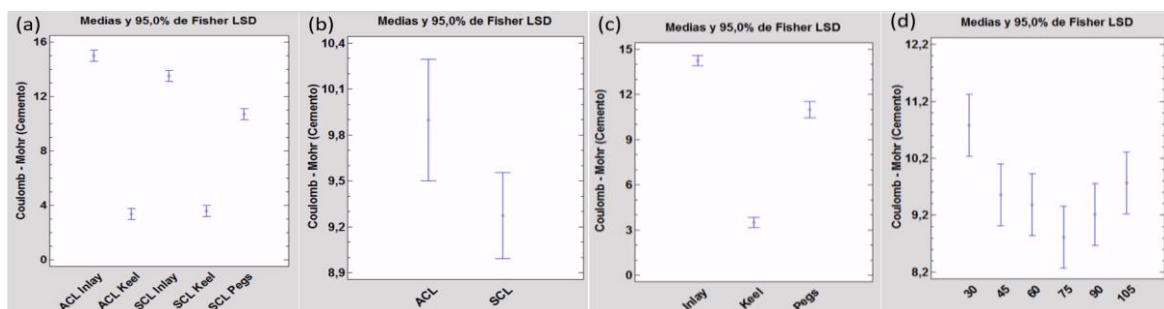


Figura 50. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el cemento según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación.

3.3.3. ANOVA para el Hueso Trabecular

A continuación, se muestran la TABLA 15 y la figura 51 con los resultados del ANOVA sobre los valores del MFS para el componente del hueso trabecular de la escápula según el criterio de Coulomb – Mohr. Los p – valores indican que el ángulo, la geometría, la colocación y la interacción entre ambas tuvieron efecto estadísticamente significativo ($p < 0.05$)

En el caso del hueso trabecular, debido a las propiedades intrínsecas del mismo el MFS medio es el más bajo de todos los componentes con diferencia. Precisamente por esto se dieron casos de $MFS < 1$ en los implantes tipo *keel* y *pegs*. No obstante, analizando la seriedad de este hecho se descubrió que era un número muy reducido de elementos (1 en *pegs* y 10 en *keel*) los que reportaban valores tan bajos. Se localizaron en los bordes o zonas de transición más estrechas y representan una llamada de atención al diseño del implante. No obstante, dado que suponen un número relativamente ínfimo, se despreciaron para el cálculo del MFS en los casos mencionados haciendo que el valor se aproximara más a un valor realista.

TABLA 15. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en h. trabecular.

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	1.491				
Colocación					0.0305
ACL	1.533	0.150	0.915	1.599	
SCL	1.963	0.122	1.483	1.967	
Geometría					0.0000
Inlay	3.262	0.150	2.965	3.559	
Keel	1.123	0.150	0.206	0.799	
Pegs	1.075	0.212	0.239	1.177	
Ángulo		(corregida)			0.0272
30	2.323	0.782	1.693	2.630	
45	1.977	0.071	1.216	2.154	
60	1.837	0.009	1.070	2.008	
75	1.586	0.052	0.789	1.726	
90	1.407	0.221	0.662	1.600	
105	1.359	0.203	0.703	1.640	
Interacción		(corregida)			0.0000
ACL Inlay	2.870	0.232	2.465	3.275	
ACL Keel	1.084	0.194	0.021	0.832	
SCL Inlay	3.654	0.507	3.249	4.059	
SCL Keel	1.162	0.170	0.174	0.984	
SCL Pegs	1.075	0.121	0.537	1.347	

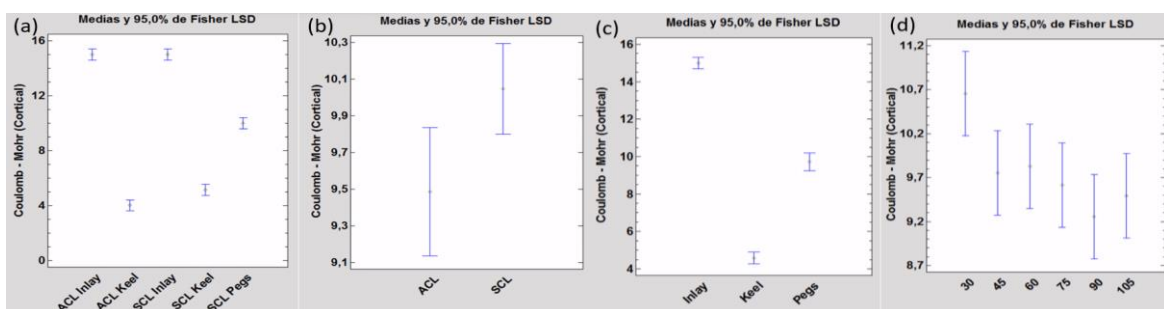


Figura 51. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el hueso cortical según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación.

3.3.4. ANOVA para el Hueso Cortical

Finalmente, se muestran la TABLA 16 y la figura 52 con los resultados del ANOVA sobre los valores del MFS para el componente del hueso cortical de la escápula según el criterio de Coulomb – Mohr. Viendo los p – valores se puede afirmar que tanto la geometría e interacción entre colocación y geometría tienen efecto estadísticamente significativo. Sin embargo, la colocación y el ángulo como efectos simples no fueron estadísticamente significativos para el MFS.

TABLA 16. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en el h. cortical.

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	9.767				
Colocación					0.0686
ACL	9.486	0.207	8.989	9.983	
SCL	10.048	0.169	9.696	10.399	
Geometría					0.0000
Inlay	15.000	0.207	14.570	15.430	
Keel	4.581	0.207	4.151	5.011	
Pegs	9.719	0.292	9.039	10.400	
Ángulo		(corregida)			0.0870
30	10.656	1.119	9.976	11.336	
45	9.754	0.162	9.074	10.434	
60	9.828	0.094	9.148	10.508	
75	9.615	0.179	8.935	10.295	
90	9.254	0.518	8.574	9.934	
105	9.494	0.466	8.814	10.174	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	15.000	0.272	14.432	15.568	
ACL Keel	4.019	0.272	3.452	4.587	
SCL Inlay	15.000	0.272	14.432	15.568	
SCL Keel	5.142	0.272	4.575	5.710	
SCL Pegs	10.000	0.272	9.432	10.568	

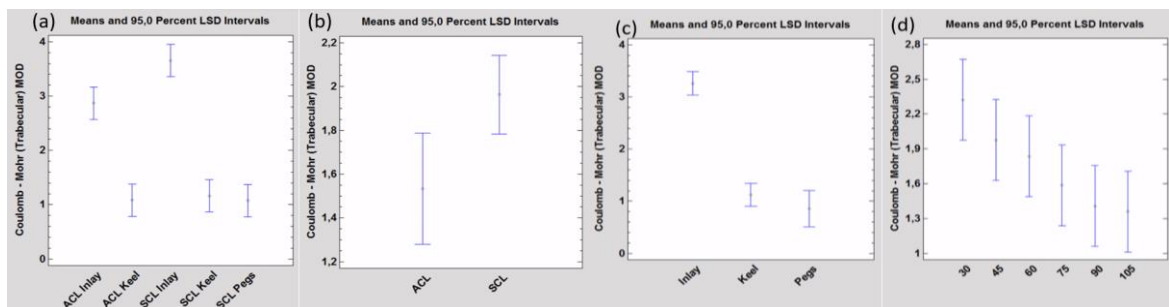


Figura 52. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el hueso trabecular según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

4. DISCUSIÓN

4.1. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Para dar inicio al capítulo de Discusión, se analizarán en primera instancia los resultados obtenidos en el capítulo anterior para, en los siguientes apartados, poder comparar las conclusiones con la literatura existente en el campo y deducir posibles usos e implicaciones a nivel clínico.

La tendencia general respecto al ángulo de elevación en la mayoría de los casos y componentes fue a la disminución del MFS con el aumento del ángulo de elevación del húmero, especialmente entre los 30 y 90° ($p < 0.05$). Además, en un buen número de casos, tras alcanzar un mínimo a los 90° se revirtió la tendencia con un incremento gradual, aunque en otros esto sucedió antes. El caso más claro de esto último sucedió para el MFS sobre el implante para la combinación de *keel* con SCL. Más allá de dónde se encontró el mínimo, un hecho común a todos los casos es que el máximo MFS se da a los 30° y con suficiente significación estadística para un nivel de confianza del 95% en todos los criterios calculados.

La evaluación del efecto de la geometría del implante y de la técnica/trayectoria de colocación de este es, como se mencionó en el capítulo 1, el objetivo principal del trabajo. En este sentido, los datos de los ANOVA muestran que la colocación en ACL o SCL del implante sí tuvo efecto estadísticamente significativo ($p < 0.05$) sobre los MFS calculados para el implante para todos los criterios de fallo. En concreto, para maximizar el MFS en el implante la colocación estándar (intervalo LSD de medias al 95% de confianza, $LSD_{95\%}: 5.512 \pm 0.086$) se encontró superior a la alternativa ($LSD_{95\%}: 2.176 \pm 0.106$) para un nivel de confianza del 95%. A diferencia del anterior, la colocación no tuvo efecto significativo sobre los MFS calculados para el cemento ($p > 0.1$) para ningún criterio (MFS medio: 9.585). En el caso de la escápula los resultados fueron más heterogéneos. Para el MFS calculado sobre el hueso trabecular, según dos de los tres criterios no se halló significación estadística del efecto de la colocación, pero sí se encontró según el criterio de Coulomb – Mohr ($p < 0.05$). Como se trata del criterio elegido por su carácter conservador se priorizó este sobre los otros. Siendo así, la colocación con SCL ($LSD_{95\%}: 1.963 \pm 0.122$) se encontró superior a la colocación con ACL ($LSD_{95\%}: 1.533 \pm 0.15$) para un nivel de confianza del 95%. Para el MFS calculado sobre el hueso cortical, según el criterio de Rankine sí se halló significación estadística del efecto de la colocación, pero no se encontró según el criterio de Coulomb – Mohr ($p > 0.05$) que es el prioritario (MFS medio: 9.767).

Por otra parte, el efecto de la geometría del implante (i.e. *pegs*, *keel* o *inlay*) sí resultó ser estadísticamente significativo ($p < 0.05$) para el MFS calculado sobre el implante, el cemento, el hueso cortical y el hueso trabecular. Tomando el criterio más conservador, como se comentó previamente, se observó que el uso del tipo de implante *keel* ($LSD_{95\%}: 4.974 \pm 0.106$) maximiza el MFS en el implante frente a *pegs* ($LSD_{95\%}: 3.278 \pm 0.150$) e *inlay* ($LSD_{95\%}: 3.280 \pm 0.106$), los cuales no mostraron diferencias estadísticamente significativas para este caso. En el cemento, el MFS se vio maximizado por el uso de implante *inlay* ($LSD_{95\%}: 14.265 \pm 0.234$), seguido de *pegs* ($LSD_{95\%}: 11.009 \pm 0.33$) y *keel* ($LSD_{95\%}: 3.482 \pm 0.234$) con diferencias estadísticamente significativas entre los tres ($p < 0.05$). Para el hueso cortical de la escápula, el tipo de implante que mayor MFS ofrece es el *inlay* ($LSD_{95\%}: 15.000 \pm 0.207$), seguido del *pegs* ($LSD_{95\%}: 9.719 \pm 0.292$) y *keel* ($LSD_{95\%}: 4.581 \pm 0.207$), todos con diferencias estadísticamente significativas. De forma similar, en el hueso trabecular de la escápula, los implantes de tipo *inlay* ($LSD_{95\%}: 3.262 \pm 0.150$) son los que mayor MFS proporcionan frente a *pegs* ($LSD_{95\%}: 1.075 \pm 0.212$) y *keel* ($LSD_{95\%}: 1.123 \pm 0.150$), entre los cuales no se detectaron diferencias estadísticamente significativas.

Finalmente, es interesante la comprobación del efecto de la interacción entre ambos, el cual resultó ser estadísticamente significativo ($p < 0.05$) en todos los ANOVA realizados. En este caso, se toman nuevamente los resultados del criterio más conservador (i.e. Coulomb – Mohr). Así, para el implante, la combinación que mayor MFS ofrece es la geometría *keel* con colocación en SCL ($LSD_{95\%}: 6.819 \pm 0.131$). A esta le siguen la geometría *pegs* con colocación en SCL ($LSD_{95\%}: 4.946 \pm 0.131$) y la *inlay* con colocación en SCL ($LSD_{95\%}: 4.771 \pm 0.131$), entre las que no se hallaron diferencias estadísticamente significativas, y finalmente el tipo *keel* con ACL e *inlay* con ACL, en ese orden. En el cemento, en cambio, el mayor MFS se obtuvo con el implante *inlay* con colocación en ACL ($LSD_{95\%}: 15 \pm 0.281$) que fue seguido del tipo *inlay* con colocación en SCL ($LSD_{95\%}: 13.53 \pm 0.281$) y del *pegs* con SCL ($LSD_{95\%}: 10.729 \pm 0.281$). Por debajo de estos, los implantes de tipo *keel* resultaron en los mínimos MFS para el cemento y sin diferencias significativas entre SCL y ACL. En la escápula, combinar la geometría *inlay* con la colocación SCL ($LSD_{95\%}: 15 \pm 0.272$) o con la ACL ($LSD_{95\%}: 15 \pm 0.272$) resultó ser la estrategia que más favoreció la seguridad del hueso cortical, sin diferencias estadísticamente significativas entre ambas opciones. Seguido a estas se encontraron, por orden, el

implante de *pegs* con colocación SCL (LSD95%: 10 ± 0.272) y el implante tipo *keel* con SCL o con ACL. Similar al hueso cortical, para el hueso trabecular, el uso del implante tipo *inlay* demostró ser notablemente superior al resto para la maximización del MFS mínimo, pero en este caso sí se diferenció que la combinación de la geometría *inlay* con la colocación en SCL (LSD95: 3.654 ± 0.507) generó valores próximos, pero significativamente superiores al empleo de la colocación en ACL (LSD95%: 2.870 ± 0.232). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el resto de combinaciones (MFS medio: 1.107). Sin embargo, estas tres últimas combinaciones asociadas con las geometrías de *pegs* y *keel* presentan un riesgo elevado del hueso trabecular ya que, si bien la media de MFS es mayor que 1 en todos, sus intervalos de medias LSD para un 95% de nivel de confianza incluyen valores inferiores a 1. Esto implica que en algún caso puede darse que falle parte del hueso trabecular.

Para entender la gravedad de esto hay que considerar que el éxito de la ATH depende de múltiples factores como la calidad ósea general del paciente, la colocación empleada, la geometría y el tipo de fijación de los componentes del implante. De este modo, los componentes protésicos en ATH se diseñan para interactuar con el hueso cortical, fijándose y transfiriendo las cargas a éste. Por ende, aunque factores como la osteoporosis, las fracturas previas o la reabsorción ósea puedan debilitar el hueso trabecular y aumentar el riesgo de fracaso o aflojamiento de los implantes con el tiempo, siempre que el hueso cortical se mantenga intacto y saludable, el riesgo de fallo del implante se verá reducido significativamente. A pesar de esto, en tales casos, los cirujanos pueden emplear técnicas como el injerto óseo o los diseños de implantes especializados para aumentar la fijación y la estabilidad y mitigar aún más los riesgos asociados con la baja rigidez del hueso trabecular. En definitiva, si bien existen casos contemplados en el trabajo actual en que las tensiones sobre elementos mapeados con propiedades del hueso trabecular han dado lugar a MFS próximos a 1 que podrían llegar a ser inferiores a la unidad implicando una posible debilidad del hueso cortical, siempre que la calidad ósea general sea buena, no debería suponer un problema el uso de estos implantes.

Teniendo en cuenta los datos obtenidos, se puede afirmar que, de forma global, la geometría *inlay* fue la mejor en con un MFS promedio de 9.24 para la colocación en SCL y de 8.66 para la colocación en ACL. En segundo lugar, la geometría *pegs* con un MFS promedio para la colocación en SCL de 6.68. Y, por último, la geometría *keel* con un MFS promedio de 4.18 para la colocación en SCL y de 2.9 para la colocación en ACL. No obstante, se debe valorar detenidamente la calidad ósea antes de elegir las geometrías de *pegs* o *keel*.

4.2. COMPARACIÓN CON LA LITERATURA EXISTENTE

La mayoría de autores enfocados a la rama de ortopedia coinciden en que, con las estrategias y diseños actuales, los implantes cementados son superiores a los no cementados a medio – largo plazo en ATH. Sin embargo, la controversia existente respecto a qué diseño cementado es más ventajoso persiste. No obstante, como se vio en el capítulo de Introducción de este trabajo, la literatura más reciente parece empezar a armonizarse entorno a la opinión de que el diseño de clavijas (*pegs*) es superior al diseño en quilla (*keel*), especialmente si se incorporan mejoras como el roscado de las clavijas o la clavija central. Además, como también se ha comentado en el primer capítulo, hay un consenso evidente respecto a los implantes incrustados (*inlay*) en hemiartroplastia que considera que estos son más seguros que los implantes superpuestos como *pegs* o *keel*. Este tipo de implantes se idearon para casos concretos en que la calidad ósea del paciente sea óptima y el problema radique a nivel articular por lo que sólo es aplicable en casos muy concretos. Además, el que este tipo de implante sea, aunque por poco, el que mayor seguridad otorga es lógico y debe ser así puesto que, por un lado, al estar incrustado, el soporte óseo del implante es prácticamente total y, por otro lado, no tendría sentido recurrir a una solución parcial que pusiera en riesgo la condición del paciente si hubiera mejores alternativas. Viendo los resultados obtenidos se puede afirmar que las conclusiones del trabajo y el grueso de la literatura científica relacionada solapan coherentemente.

4.3. IMPLICACIONES CLÍNICAS

La exploración de diferentes factores de diseño u otros factores mediante un modelo de trabajo como este o similar puede revelar la viabilidad de nuevos planteamientos o mejorar la de los actuales. Sin embargo, presenta algunas limitaciones que se comentarán en el siguiente apartado.

4.4. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS

Si bien el trabajo realizado ha sido relativamente exhaustivo, realizando una valoración completa hay, por lo menos, 8 puntos que se podrían incluir en futuras investigaciones y/o deberían ser mejorados tales como se listan a continuación:

- 1- Aumentar la población del estudio. Si bien se pueden sacar conclusiones acertadas de un único paciente, se obtendrían resultados más generalizables a la población general si el número de pacientes sobre los que se estudiaran los efectos de la forma geométrica y la trayectoria de colocación fuera mayor.
- 2- Tamaño de malla más fino para obtener resultados más fidedignos. Dado que la licencia de estudiante posee un límite de nodos y elementos a emplear, hubo que buscar el mejor compromiso entre simplicidad del diseño del implante y refinamiento de la malla. Lo óptimo hubiera sido, al menos en la zona crítica de la interfaz escápula – cemento – implante haber tenido un tamaño de elemento la mitad de lo que se empleó, sobre todo para el implante de clavijas ya que con el tamaño de elemento usado el roscado y otras características se perdieron parcialmente.
- 3- Utilizar el soporte elástico heterogéneo en la interfaz cemento – escápula. En el apartado 8 del capítulo de metodología se describe el uso de un soporte elástico con un factor de rigidez de 1857.14 N/mm^3 sobre las “caras de apoyo” del cemento. Sin embargo, este valor es un promedio de lo que serán los valores reales los cuales dependen de las propiedades del hueso en esos puntos. Consecuencia de haber tenido que emplear la técnica de submodelado para poder resolver el problema se recurrió al uso del promedio, pero siendo más rigurosos se debería haber calculado un factor de rigidez para cada elemento de las “caras de apoyo” mediante las propiedades mecánicas del elemento de la escápula con el cual éste contacta.
- 4- Variar el espesor del cemento. Este punto podría servir para introducir otra variable explicativa al modelo y analizar el efecto que tiene el cemento sobre la seguridad del implante o, incluso, si según el implante, el espesor aceptable aumenta o disminuye.
- 5- Incluir la cabeza humeral para ver las reacciones sobre ésta. Si bien la escápula es el actor principal del trabajo, el húmero también debe soportar las tensiones generadas. Además, haría más realista el estudio por lo que sería de interés emplear esta estrategia a futuro, si bien se deberán reducir la ROI en la escápula para que la malla resultante sea computable.
- 6- Simulación de ciclos de carga y descarga. Ésta es una opción interesante que permitiría evaluar la longevidad del implante y la cual ya se encuentra entre las herramientas de ANSYS Workbench.
- 7- Utilizar implantes personalizados y/o con cuña. Si bien puede contradecir en parte el primer punto, puesto que al ser personalizados no serían tan generalizables ni comparables entre sí, es otra línea de trabajo que sería interesante explorar e incluso se podría llegar a plantear un algoritmo que tomara automáticamente las medidas necesarias del glenoide (ángulo de versión, ángulo de inclinación, altura y anchura del glenoide...) y diseñara el implante personalizado para el paciente en concreto. En cualquier caso, el programa debería tener en cuenta factores como la edad, el peso o la historia clínica para reajustar los parámetros como las fuerzas sobre el glenoide o las propiedades del hueso subyacente. Posteriormente sí que se podrían comparar los resultados de la aplicación del software para ver si ofrece mejores resultados que un implante genérico en todos los casos.
- 8- Testeo/validación experimental. El paso final en todo estudio de esta clase debería ser una validación experimental de los resultados obtenidos siempre que sea posible. En este trabajo no pudo realizarse por limitaciones materiales, pero su incorporación habría aportado notoriamente a la calidad de los resultados.

4.5. CONCLUSIONES

Habiendo concluido este Trabajo Fin de Grado, se abre la veda a la extracción y presentación en este apartado final de las conclusiones derivadas de éste. En primer lugar, se ha podido ratificar la hipótesis planteada en el primer capítulo al lograr extraer conclusiones razonables y en línea con el grueso de la literatura al respecto sobre el efecto de la forma geométrica y la técnica de implantación en la seguridad del implante en artroplastia total de hombro empleando el método de elementos finitos para la obtención de las variables necesarias en el análisis.

Además, se puede afirmar que se ha logrado cumplir con los objetivos secundarios establecidos. De estos, cabe destacar el empleo del software libre de mapeado Bonemat para la obtención de las propiedades mecánicas de la escápula. La mayoría de estudios realizados para abordar este problema o similares recurren al empleo bien de propiedades homogéneas para el hueso, bien de propiedades ortótropas. A pesar de obtener buenos resultados, parece trivial concluir que el empleo de un software de mapeado proporcionará resultados más próximos a la realidad.

Recapitulando lo visto, en este TFG se ha comprobado que la técnica de implantación apenas tiene efecto sobre el éxito de la artroplastia total de hombro, mientras que el diseño geométrico del implante se convierte en el factor determinante del riesgo de fallo, siendo los implantes *inlay* los que salen mejor parados del análisis, seguidos muy de cerca de los de *pegs*. Al mismo tiempo, sólo se pudo comprobar el efecto de la interacción entre implante y geometría sobre la seguridad de los componentes, pero todo parece indicar que existe, además, un fuerte efecto de la interacción entre el tipo de implante y el ángulo de elevación sobre el mínimo factor de seguridad al igual que otras variables independientes cuyo efecto no se ha analizado, pero esto es materia que deberá quedar pendiente de contemplación en futuros trabajos.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Bilberg, R., Nørgaard, B., Overgaard, S., & Roessler, K. K. (2014). Mental health and quality of life in shoulder pain patients and hip pain patients assessed by patient reported outcome. *International Journal of Orthopaedic and Trauma Nursing*, 18(2), 81–88. <https://doi.org/10.1016/j.ijotn.2013.07.003>.
- [2] Urwin, M., Symmons, D., Allison, T., Brammah, T., Busby, H., Roxby, M., Simmons, A., & Williams, G. (1998). Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: The comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 57(11), 649–655. <https://doi.org/10.1136/ard.57.11.649>.
- [3] Natvig, B., Nessiøy, I., Bruusgaard, D., & Rutle, O. (1994). [Musculoskeletal complaints in a population. Occurrence and localization]. *Tidsskrift for Den Norske Laegeforening: Tidsskrift for Praktisk Medicin, Ny Raekke*, 114(3), 323–327.
- [4] Lucas, J., Van Doorn, P., Hegedus, E., Lewis, J., & Van Der Windt, D. (2022). A systematic review of the global prevalence and incidence of shoulder pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1), 1073. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05973-8>.
- [5] Vicente-Herrero, M. T., Capdevila García, L., López González, Á. A., & Ramírez Iñiguez De La Torre, M. V. (2009). El hombro y sus patologías en medicina del trabajo. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, 35(4), 197–202. [https://doi.org/10.1016/S1138-3593\(09\)70931-1](https://doi.org/10.1016/S1138-3593(09)70931-1).
- [6] McKenna, C., Bojke, L., Manca, A., Adebajo, A., Dickson, J., Helliwell, P., Morton, V., Russell, I., Torgerson, D., & Watson, J. (2009). Shoulder acute pain in primary health care: Is retraining GPs effective? The SAPPHERE randomized trial: a cost-effectiveness analysis. *Rheumatology*, 48(5), 558–563. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kep008>.
- [7] Virta, L., Joranger, P., Brox, J. I., & Eriksson, R. (2012). Costs of shoulder pain and resource use in primary health care: A cost-of-illness study in Sweden. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 17. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-17>.
- [8] Lübbeke, A., Rees, J. L., Barea, C., Combesure, C., Carr, A. J., & Silman, A. J. (2017). International variation in shoulder arthroplasty: Incidence, indication, type of procedure, and outcomes evaluation in 9 countries. *Acta Orthopaedica*, 88(6), 592–599. <https://doi.org/10.1080/17453674.2017.1368884>.
- [9] Miguel, P. R. (2018, January 17). Tipos de prótesis de hombro. MBA blog. <https://www.mba.eu/blog/tipos-de-protesis-de-hombro/>.
- [10] Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(1), 342–350. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.1.342>.
- [11] Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63–71. <https://doi.org/10.1054/math.2000.0241>.
- [12] Yeşilyaprak, S. S. (2020). Kinesiology of the shoulder complex. In *Comparative Kinesiology of the Human Body* (pp. 157–190). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812162-7.00011-4>.
- [13] Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2007). Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2119–2129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.016>.
- [14] Burkart, A. C., & Debski, R. E. (2002). Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability: Clinical Orthopaedics and Related Research, 400, 32–39. <https://doi.org/10.1097/00003086-200207000-00005>.
- [15] Debski, R. E., Wong, E. K., Woo, S. L.-Y., Fu, F. H., & Warner, J. J. P. (1999). An analytical approach to determine the in-situ forces in the glenohumeral ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 121(3), 311–315. <https://doi.org/10.1115/1.2798326>.
- [16] Kumar, V., & Balasubramaniam, P. (1985). The role of atmospheric pressure in stabilizing the shoulder. An experimental study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 67-B (5), 719–721. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.67B5.4055867>.
- [17] Inman, V. T., deC. M. Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *JBJS*, 26(1), 1. https://journals.lww.com/jbjsjournal/Citation/1944/26010/OBSERVATIONS_ON_THE_FUNCTION_OF_THE_SHOULDER.1.aspx.
- [18] Turkel, S. J., Panio, M. W., Marshall, J. L., & Girgis, F. G. (1981). Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *JBJS*, 63(8), 1208. https://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/1981/63080/Stabilizing_mechanisms_preventing_anterior.2.aspx.
- [19] Ihashi, K., Matsushita, N., Yagi, R., & Handa, Y. (1998). Rotational action of the supraspinatus muscle on the shoulder joint. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(5), 337–346. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(97\)00038-2](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(97)00038-2).
- [20] Haering, D., Raison, M., & Begon, M. (2014). Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(8), 084502. <https://doi.org/10.1115/1.4027665>.
- [21] Engin, A. E., & Chen, S.-M. (1986). Statistical data base for the biomechanical properties of the human shoulder complex—i: Kinematics of the shoulder complex. *Journal of Biomechanical Engineering*, 108(3), 215–221. <https://doi.org/10.1115/1.3138605>.

- [22] Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(9), 1177–1183. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032>.
- [23] Itoi, E., Hsu, H.-C., & An, K.-N. (1996). Biomechanical investigation of the glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(5), 407–424. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(96\)80074-7](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(96)80074-7).
- [24] Di Matteo, B., Moran, C. J., Tarabella, V., Viganò, A., Tomba, P., Marcacci, M., & Verdonk, R. (2016). A history of meniscal surgery: From ancient times to the twenty-first century. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(5), 1510–1518. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3717-2>.
- [25] Ablove, R. H. (2016). Total shoulder arthroplasty: Historical perspective, indications, and epidemiology. *Techniques in Shoulder & Elbow Surgery*, 17(1), 5–6. <https://doi.org/10.1097/BTE.0000000000000078>.
- [26] Neer C. S., 2nd (1974). Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 56(1), 1–13.
- [27] Neer, C. S., 2nd, Watson, K. C., & Stanton, F. J. (1982). Recent experience in total shoulder replacement. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 64(3), 319–337.
- [28] Day, J. S., Lau, E., Ong, K. L., Williams, G. R., Ramsey, M. L., & Kurtz, S. M. (2010). Prevalence and projections of total shoulder and elbow arthroplasty in the United States to 2015. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(8), 1115–1120. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.02.009>.
- [29] Mehta, N., Hall, D. J., Pourzal, R., & Garrigues, G. E. (2020). The biomaterials of total shoulder arthroplasty: Their features, function, and effect on outcomes. *JBJS Reviews*, 8(9), e19.00212-e19.00212. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.19.00212>.
- [30] Carpenter, S. R., Urits, I., & Murthi, A. M. (2016). Porous metals and alternate bearing surfaces in shoulder arthroplasty. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 9(1), 59–66. <https://doi.org/10.1007/s12178-016-9319-x>.
- [31] Ahearne, Eamonn & Baron, Szymon & Keaveney, Shane & Byrne, Gerald. (2015). An Assessment of Medical Grade Cobalt Chromium Alloy ASTM F1537 as a Difficult-to-Cut (DTC) Material.
- [32] Haynes, D. R., Rogers, S. D., Hay, S., Percy, M. J., & Howie, D. W. (1993). The differences in toxicity and release of bone-resorbing mediators induced by titanium and cobalt-chromium-alloy wear particles.: *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 75(6), 825–834. <https://doi.org/10.2106/00004623-199306000-00004>.
- [33] Jacobs, J. J., Gilbert, J. L., & Urban, R. M. (1998). Corrosion of metal orthopaedic implants*: *The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*, 80(2), 268–282. <https://doi.org/10.2106/00004623-199802000-00015>.
- [34] Gogna, P., Paladini, P., Merolla, G., Augusti, C. A., Maddalena, D. F., & Porcellini, G. (2016). Metallosis in shoulder arthroplasty: An integrative review of literature. *MUSCULOSKELETAL SURGERY*, 100(S1), 3–11. <https://doi.org/10.1007/s12306-016-0408-1>.
- [35] Fucentese, S. F., Costouros, J. G., Kühnel, S.-P., & Gerber, C. (2010). Total shoulder arthroplasty with an uncemented soft-metal-backed glenoid component. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(4), 624–631. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.12.021>.
- [36] Torchia, M. E., Cofield, R. H., & Settergren, C. R. (1997). Total shoulder arthroplasty with the neer prosthesis: Long-term results. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(6), 495–505. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(97\)90081-1](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(97)90081-1).
- [37] Bracco, P., Bellare, A., Bistolfi, A., & Affatato, S. (2017). Ultra-high molecular weight polyethylene: Influence of the chemical, physical and mechanical properties on the wear behavior. A review. *Materials*, 10(7), 791. <https://doi.org/10.3390/ma10070791>.
- [38] Wirth, M. A., Klotz, C., Deffenbaugh, D. L., McNulty, D., Richards, L., & Tipper, J. L. (2009). Cross-linked glenoid prosthesis: A wear comparison to conventional glenoid prosthesis with wear particulate analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(1), 130–137. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2008.06.015>.
- [39] Gigante, A., Bottegoni, C., Ragone, V., & Banci, L. (2015). Effectiveness of vitamin-e-doped polyethylene in joint replacement: A literature review. *Journal of Functional Biomaterials*, 6(3), 889–900. <https://doi.org/10.3390/jfb6030889>.
- [40] Williams, G. R., & Iannotti, J. P. (2007). Alternative bearing surfaces—Do we need them? *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, 36(12 Suppl 1), 15–17.
- [41] Sweets, T. M., & Stern, P. J. (2011). Pyrolytic carbon resurfacing arthroplasty for osteoarthritis of the proximal interphalangeal joint of the finger. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 93(15), 1417–1425. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.00832>.
- [42] McBride, A. P., Ross, M., Hoy, G., Duke, P., Page, R., Peng, Y., & Taylor, F. (2022). Mid-term outcomes of pyrolytic carbon humeral resurfacing hemiarthroplasty compared with metal humeral resurfacing and metal stemmed hemiarthroplasty for osteoarthritis in young patients: Analysis from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 31(4), 755–762. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2021.08.017>.
- [43] Castagna, A., & Garofalo, R. (2019). Journey of the glenoid in anatomic total shoulder replacement. *Shoulder & Elbow*, 11(2), 140–148. <https://doi.org/10.1177/1758573218790119>.
- [44] Williams, G. R., & Abboud, J. A. (2005). Total shoulder arthroplasty: Glenoid component design. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1), S122–S128. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.028>.

- [45] Pinkas, D., Wiater, B., & Wiater, J. M. (2015). The glenoid component in anatomic shoulder arthroplasty: Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 23(5), 317–326. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-13-00208>.
- [46] Anglin, C., Wyss, U. P., Nyffeler, R. W., & Gerber, C. (2001). Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. Clinical Biomechanics, 16(2), 144–150. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00078-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00078-4).
- [47] Gagliano, J. R., Helms, S. M., Colbath, G. P., Przestrzelski, B. T., Hawkins, R. J., & DesJardins, J. D. (2017). A comparison of onlay versus inlay glenoid component loosening in total shoulder arthroplasty. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 26(7), 1113–1120. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.01.018>.
- [48] Uribe, J. W., Zvijac, J. E., Porter, D. A., Saxena, A., & Vargas, L. A. (2021). Inlay total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral arthritis. JSES International, 5(6), 1014–1020. <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2021.07.014>.
- [49] Castagna, A., Randelli, M., Garofalo, R., Maradei, L., Giardella, A., & Borroni, M. (2010). Mid-term results of a metal-backed glenoid component in total shoulder replacement. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 92-B (10), 1410–1415. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B10.23578>.
- [50] Wirth, M. A., Loredó, R., Garcia, G., Rockwood, C. A., Southworth, C., & Iannotti, J. P. (2012). Total shoulder arthroplasty with an all-polyethylene pegged bone-ingrowth glenoid component: A clinical and radiographic outcome study. The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 94(3), 260–267. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.01400>.
- [51] Nyffeler, R. W., Anglin, C., Sheikh, R., & Gerber, C. (2003). Influence of peg design and cement mantle thickness on pull-out strength of glenoid component pegs. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 85(5), 748–752.
- [52] Murphy, L. A., Prendergast, P. J., & Resch, H. (2001). Structural analysis of an offset-keel design glenoid component compared with a center-keel design. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 10(6), 568–579. <https://doi.org/10.1067/mse.2001.118630>.
- [53] Gillespie R., Lyons R., & Lazarus M. (2009) Eccentric reaming in total shoulder arthroplasty: A cadaveric study. Orthopedics, 32(1), 01477447-20090101–20090107. <https://doi.org/10.3928/01477447-20090101-07>.
- [54] Ho, J. C., Sabesan, V. J., & Iannotti, J. P. (2013). Glenoid component retroversion is associated with osteolysis: The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 95(12), e82-1–8. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.00336>.
- [55] Clavert, P., Millett, P. J., & Warner, J. J. P. (2007). Glenoid resurfacing: What are the limits to asymmetric reaming for posterior erosion? Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 16(6), 843–848. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.03.015>.
- [56] Hermida, J. C., Flores-Hernandez, C., Hoenecke, H. R., & D’Lima, D. D. (2014). Augmented wedge-shaped glenoid component for the correction of glenoid retroversion: A finite element analysis. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 23(3), 347–354. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.06.008>.
- [57] Churchill, R. S., Boorman, R. S., Fehring, E. V., & Matsen, F. A. (2004). Glenoid cementing may generate sufficient heat to endanger the surrounding bone: Clinical Orthopaedics and Related Research, 419, 76–79. <https://doi.org/10.1097/00003086-200402000-00013>.
- [58] Norris, B. L., & Lachiewicz, P. F. (1996). Modern cement technique and the survivorship of total shoulder arthroplasty: Clinical Orthopaedics and Related Research, 328, 76–85. <https://doi.org/10.1097/00003086-199607000-00014>.
- [59] Choi, T., Horodyski, M., Struk, A. M., Sahajpal, D. T., & Wright, T. W. (2013). Incidence of early radiolucent lines after glenoid component insertion for total shoulder arthroplasty: A radiographic study comparing pressurized and unpressurized cementing techniques. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 22(3), 403–408. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2012.05.041>.
- [60] Matsen, F. A., Clinton, J., Lynch, J., Bertelsen, A., & Richardson, M. L. (2008). Glenoid component failure in total shoulder arthroplasty: The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 90(4), 885–896. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01263>.
- [61] Barlow, J. D., Yuan, B. J., Schleck, C. D., Harmsen, W. S., Cofield, R. H., & Sperling, J. W. (2014). Shoulder arthroplasty for rheumatoid arthritis: 303 consecutive cases with minimum 5-year follow-up. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 23(6), 791–799. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.09.016>.
- [62] Trail, I. A., & Nuttall, D. (2002). The results of shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 84-B (8), 1121–1125. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.84B8.0841121>.
- [63] Cole, B. J., Yanke, A., & Provencher, M. T. (2007). Nonarthroplasty alternatives for the treatment of glenohumeral arthritis. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 16(5), S231–S240. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.03.011>.
- [64] Taunton, M. J., McIntosh, A. L., Sperling, J. W., & Cofield, R. H. (2008). Total shoulder arthroplasty with a metal-backed, bone-ingrowth glenoid component: Medium to long-term results. The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 90(10), 2180–2188. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.00966>.
- [65] Boileau, P., Avidor, C., Krishnan, S. G., Walch, G., Kempf, J.-F., & Molé, D. (2002). Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: A prospective, double-blind, randomized study. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 11(4), 351–359. <https://doi.org/10.1067/mse.2002.125807>.

- [66] Gartsman, G. M., Elkousy, H. A., Warnock, K. M., Edwards, T. B., & O'Connor, D. P. (2005). Radiographic comparison of pegged and keeled glenoid components. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(3), 252–257. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.006>.
- [67] Nuttall, D., Birch, A., Haines, J. F., Watts, A. C., & Trail, I. A. (2017). Early migration of a partially cemented fluted glenoid component inserted using a cannulated preparation system. *The Bone & Joint Journal*, 99-B (5), 674–679. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.99B5.BJJ-2016-0745.R1>.
- [68] Stone, K. D., Grabowski, J. J., Cofield, R. H., Morrey, B. F., & An, K. N. (1999). Stress analyses of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 8(2), 151–158. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(99\)90009-5](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(99)90009-5).
- [69] Strauss, E. J., Roche, C., Flurin, P.-H., Wright, T., & Zuckerman, J. D. (2009). The glenoid in shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5), 819–833. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.05.008>.
- [70] Knowles, N. K., Ferreira, L. M., & Athwal, G. S. (2016). The arthritic glenoid: Anatomy and arthroplasty designs. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 9(1), 23–29. <https://doi.org/10.1007/s12178-016-9314-2>.
- [71] Huang, C.-H., Lu, Y.-C., Hsu, L.-I., Liau, J.-J., Chang, T.-K., & Huang, C.-H. (2020). Effect of material selection on tibial post stresses in posterior-stabilized knee prosthesis: A comparison among conventional, cross-linked, and vitamin E-stabilized polyethylene. *Bone & Joint Research*, 9(11), 768–777. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.911.BJR-2020-0019.R2>.
- [72] Schoch, B. S., Barlow, J. D., Schleck, C., Cofield, R. H., & Sperling, J. W. (2016). Shoulder arthroplasty for post-traumatic osteonecrosis of the humeral head. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(3), 406–412. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.08.041>.
- [73] Schoch, B. S., Barlow, J. D., Schleck, C., Cofield, R. H., & Sperling, J. W. (2016). Shoulder arthroplasty for atraumatic osteonecrosis of the humeral head. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(2), 238–245. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.07.019>.
- [74] Drake, G. N., O'Connor, D. P., & Edwards, B. T. (2010). Indications for reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff disease. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 468(6), 1526–1533. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1188-9>.
- [75] Ross, M., Glasson, J.-M., Alexander, J., Conyard, C. G., Hope, B., Jenkins, O., & Duke, P. F. (2020). Medium to long-term results of a recessed glenoid for glenoid resurfacing in total shoulder arthroplasty. *Shoulder & Elbow*, 12(1_suppl), 31–39. <https://doi.org/10.1177/1758573219826341>.
- [76] Hsu, C.-P., Wu, C.-T., Chen, C.-Y., Lin, S.-C., & Hsu, K.-Y. (2022). Difference analysis of the glenoid centerline between 3D preoperative planning and 3D printed prosthesis manipulation in total shoulder arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. <https://doi.org/10.1007/s00402-022-04688-8>.
- [77] Press, C. M., O'Connor, D. P., Elkousy, H. A., Gartsman, G. M., & Edwards, T. B. (2014). Glenoid perforation does not affect the short-term outcomes of pegged all-polyethylene implants in total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(8), 1203–1207. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.11.024>.
- [78] Pace, G. I., Thomas, R. A., Zale, C. L., Lewis, G. S., Kim, R. Y., & Kim, H. M. (2021). Effect of glenoid perforation during total shoulder arthroplasty on glenoid component cement fixation and suprascapular nerve. *Shoulder & Elbow*, 13(3), 276–282. <https://doi.org/10.1177/1758573219897040>.
- [79] Dasgupta, A., & Pecht, M. (1991). Material failure mechanisms and damage models. *IEEE Transactions on Reliability*, 40(5), 531–536. <https://doi.org/10.1109/24.106769>.
- [80] Cowin, S. C. (1990). Deviatoric and hydrostatic mode interaction in hard and soft tissue. *Journal of Biomechanics*, 23(1), 11–14. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90364-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90364-9).
- [81] Shaw, M. C. (1984). A critical review of mechanical failure criteria. *Journal of Engineering Materials and Technology*, 106(3), 219–226. <https://doi.org/10.1115/1.3225705>.
- [82] Handin, J. (1969). On the Coulomb-Mohr failure criterion. *Journal of Geophysical Research*, 74(22), 5343–5348. <https://doi.org/10.1029/JB074i022p05343>.
- [83] Li, S. (2020). A reflection on the Mohr failure criterion. *Mechanics of Materials*, 148, 103442. <https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2020.103442>.
- [84] Rankine, W. J. M. (1877). *A manual of applied mechanics*. Griffin.
- [85] Paul, B. (1961). A modification of the coulomb-mohr theory of fracture. *Journal of Applied Mechanics*, 28(2), 259–268. <https://doi.org/10.1115/1.3641665>.
- [86] Schöpfer, M. P. J., Childs, C., & Manocchi, T. (2013). Three-dimensional failure envelopes and the brittle-ductile transition. *Journal of Geophysical Research: Solid Earth*, 118(4), 1378–1392. <https://doi.org/10.1002/jgrb.50081>.
- [87] Eichmiller, F., Tesk, J. A., & Croarkin, C. M. (2001). Mechanical properties of ultra-high molecular weight polyethylene NIST reference material RM 8456.
- [88] Kurtz, S. M. (2016). A primer on uhmwpe. In *UHMWPE Biomaterials Handbook* (pp. 1–6). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-35401-1.00001-6>.
- [89] Cheng, W. M., Miller, G. A., Manson, J. A., Hertzberg, R. W., & Sperling, L. H. (1990). Mechanical behaviour of poly (Methyl methacrylate): Part 1 Tensile strength and fracture toughness. *Journal of Materials Science*, 25(4), 1917–1923. <https://doi.org/10.1007/BF01045743>.
- [90] Samavedi, S., Poindexter, L. K., Van Dyke, M., & Goldstein, A. S. (2014). Synthetic biomaterials for regenerative medicine applications. In *Regenerative Medicine Applications in Organ Transplantation* (pp. 81–99). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-398523-1.00007-0>.

- [91] Mousa, W. F., Kobayashi, M., Shinzato, S., Kamimura, M., Neo, M., Yoshihara, S., & Nakamura, T. (2000). Biological and mechanical properties of PMMA-based bioactive bone cements. *Biomaterials*, 21(21), 2137–2146. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00097-1](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00097-1).
- [92] Öhman-Mägi, C., Holub, O., Wu, D., Hall, R. M., & Persson, C. (2021). Density and mechanical properties of vertebral trabecular bone—A review. *JOR SPINE*, 4(4). <https://doi.org/10.1002/jsp2.1176>.
- [93] Burton, W. S., Sintini, I., Chavarria, J. M., Brownhill, J. R., & Laz, P. J. (2019). Assessment of scapular morphology and bone quality with statistical models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(4), 341–351. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1556260>.
- [94] Morgan, E. F., Unnikrisnan, G. U., & Hussein, A. I. (2018). Bone mechanical properties in healthy and diseased states. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 20(1), 119–143. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-062117-121139>.
- [95] Frich, L. H., Jensen, N. C., Odgaard, A., Pedersen, C. M., Søjbjerg, J. O., & Dalstra, M. (1997). Bone strength and material properties of the glenoid. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(2), 97–104. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(97\)90029-X](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(97)90029-X).
- [96] Frankle, M. A., Teramoto, A., Luo, Z.-P., Levy, J. C., & Pupello, D. (2009). Glenoid morphology in reverse shoulder arthroplasty: Classification and surgical implications. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(6), 874–885. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.013>.
- [97] Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. Z. (2005). *The finite element method: Its basis and fundamentals* (6th ed). Elsevier/Butterworth-Heinemann.
- [98] Hughes, T. J. R. (2000). *The finite element method: Linear static and dynamic finite element analysis*. Dover Publications.
- [99] Reddy, J. N. (2006). *An introduction to the finite element method*. McGraw-Hill Higher Education.
- [100] Bathe, K.-J., & Bathe, K.-J. (1996). *Finite element procedures*. Prentice Hall.
- [101] Yanagawa, T., Goodwin, C. J., Shelburne, K. B., Giphart, J. E., Torry, M. R., & Pandey, M. G. (2008). Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint stability during abduction. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(2), 021024. <https://doi.org/10.1115/1.2903422>.
- [102] Lambers, F. M., Koch, K., Kuhn, G., Ruffoni, D., Weigt, C., Schulte, F. A., & Müller, R. (2013). Trabecular bone adapts to long-term cyclic loading by increasing stiffness and normalization of dynamic morphometric rates. *Bone*, 55(2), 325–334. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2013.04.016>.
- [103] Mousa, W. F., Kobayashi, M., Shinzato, S., Kamimura, M., Neo, M., Yoshihara, S., & Nakamura, T. (2000). Biological and mechanical properties of PMMA-based bioactive bone cements. *Biomaterials*, 21(21), 2137–2146. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00097-1](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00097-1).
- [104] Navarro, C. H., Moreno, K. J., Chávez-Valdez, A., Louvier-Hernández, F., García-Miranda, J. S., Lesso, R., & Arizmendi-Morquecho, A. (2012). Friction and wear properties of poly (Methyl methacrylate)–hydroxyapatite hybrid coating on UHMWPE substrates. *Wear*, 282–283, 76–80. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2012.02.004>.
- [105] Rice, J. C., Cowin, S. C., & Bowman, J. A. (1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics*, 21(2), 155–168. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90008-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90008-5).

DOCUMENTO PRESUPUESTO

6. DIAGRAMA DE GANTT

En el sexto capítulo de este trabajo se presenta un diagrama de Gantt de este para ofrecer una visualización del cronograma seguido para el desarrollo de este documento. De esta forma, la figura 53 ilustra el panorama general del trabajo con las tareas a realizar y tiempos estimados para cada una, optimizando la organización global del proyecto.

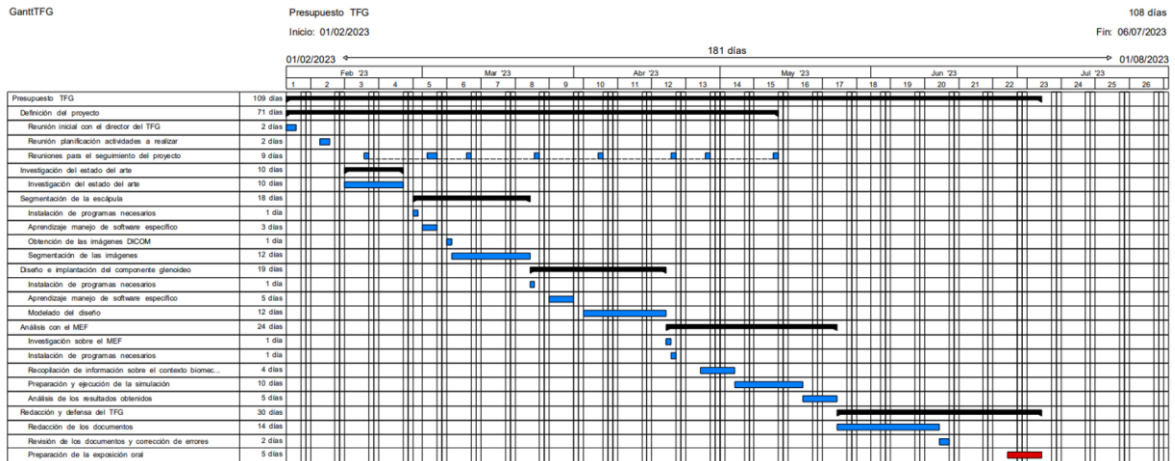


Figura 53. Diagrama de Gantt del Trabajo Fin de Grado realizado

7. PRESUPUESTO

En relación con el anterior capítulo, este penúltimo capítulo va dedicado a la presentación del estudio económico que acompaña el trabajo fin de grado llevado a cabo. Para su realización se empleó el software Arquímedes desarrollado por CYPE.

Puesto que el objetivo de este presupuesto es simular los costes del proyecto bajo unas condiciones realistas, se considera al estudiante como ingeniero biomédico junior y su sueldo por hora es asignado según convenio. Asimismo, se contabilizan un total de 300 horas efectivas de trabajo correspondientes a los 12 créditos universitarios designados a la realización del Trabajo Fin de Grado.

Dado que el trabajo se ha realizado empleando puramente software, sin parte experimental, el cuadro de materiales contabiliza únicamente el coste de las licencias de los programas empleados, en caso de ser de pago. De la misma forma, la única maquinaria empleada fue el portátil del estudiante lo cual se refleja en el cuadro de maquinaria con los costes amortizados correspondientes. Finalmente, en la hoja resumen se refleja la tasa de interés general del 16% junto al beneficio industrial del 7% y el impuesto sobre el valor añadido del 21%.

7.1. CUADRO DE PRECIOS DE MANO DE OBRA

Núm. Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1 MO.IBJ	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	300,00 h	4.500,00
Total mano de obra:				4.500,00

7.2. CUADRO DE PRECIOS MATERIALES

Núm. Código	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1 MAT.LAns	Licencia comercial ANSYS	80,00	51,00 h	4.080,00
2 MAT.LCad	Licencia AutoCAD	23,50	47,00 h	1.104,50
3 MAT.LSt	Licencia Statgraphics CENTURION XVIII	12,00	20,00 h	240,00
4 MAT.LO365	Licencia Office 365	0,90	34,00 h	30,60
5 MAT.LW10	Licencia Windows 10	0,90	269,75 h	242,82
Total materiales:				5.697,92

7.3. CUADRO DE PRECIOS DE MAQUINARIA

Núm. Código	Denominación de la maquinaria	Precio	Cantidad	Total
1 MAQ.PCp	Portátil MSI	1,81	278,00 h	503,19
Total maquinaria:				503,19

7.4. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS

Cuadro de precios nº 1			
Nº	Designación	Importe	
		En cifra (Euros)	En letra (Euros)
	1 Definición del proyecto		
1.1	h Reunión inicial con el director del TFG	15,00	QUINCE EUROS
1.2	h Reunión planificación actividades a realizar	15,00	QUINCE EUROS
1.3	h Reuniones para el seguimiento del proyecto	15,00	QUINCE EUROS
	2 Investigación del estado del arte		
2.1	h Investigación del estado del arte	17,71	DIECISIETE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
	3 Segmentación de la escápula		
3.1	h Instalación de programas necesarios	17,04	DIECISIETE EUROS CON CUATRO CÉNTIMOS
3.2	h Aprendizaje manejo de software específico	17,04	DIECISIETE EUROS CON CUATRO CÉNTIMOS
3.3	h Obtención de las imágenes DICOM	16,81	DIECISEIS EUROS CON OCHENTA Y UN CÉNTIMOS
3.4	h Segmentación de las imágenes	17,71	DIECISIETE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
	4 Diseño e implantación del componente glenoideo		
4.1	h Instalación de programas necesarios	41,21	CUARENTA Y UN EUROS CON VEINTIUN CÉNTIMOS
4.2	h Aprendizaje manejo de software específico	41,21	CUARENTA Y UN EUROS CON VEINTIUN CÉNTIMOS
4.3	h Modelado del diseño	41,21	CUARENTA Y UN EUROS CON VEINTIUN CÉNTIMOS
	5 Análisis con el MEF		
5.1	h Investigación sobre el MEF	17,71	DIECISIETE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
5.2	h Instalación de programas necesarios	97,71	NOVENTA Y SIETE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
5.3	h Recopilación de información sobre el contexto biomecánico del problema	18,61	DIECIOCHO EUROS CON SESENTA Y UN CÉNTIMOS
5.4	h Preparación y ejecución de la simulación	97,71	NOVENTA Y SIETE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
5.5	h Análisis de los resultados obtenidos	30,61	TREINTA EUROS CON SESENTA Y UN CÉNTIMOS
	6 Redacción y defensa del TFG		
6.1	h Redacción de los documentos	17,71	DIECISIETE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
6.2	h Revisión de los documentos y corrección de errores	15,00	QUINCE EUROS
6.3	h Preparación de la exposición oral	18,61	DIECIOCHO EUROS CON SESENTA Y UN CÉNTIMOS
	Valencia, Septiembre 2022 Ingeniería Biomédica		

7.5. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

Anejo de justificación de precios					
Nº	Código	Ud	Descripción		Total
1 Definición del proyecto					
1.1	01.01	h	Reunión inicial con el director del TFG		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
			Precio total por h		15,00
1.2	01.02	h	Reunión planificación actividades a realizar		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
			Precio total por h		15,00
1.3	01.03	h	Reuniones para el seguimiento del proyecto		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
			Precio total por h		15,00
2 Investigación del estado del arte					
2.1	02.01	h	Investigación del estado del arte		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PCp	1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
			Precio total por h		17,71
3 Segmentación de la escápula					
3.1	03.01	h	Instalación de programas necesarios		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PCp	1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81
	MAT.LW10	0,25 h	Licencia Windows 10	0,90	0,23
			Precio total por h		17,04
3.2	03.02	h	Aprendizaje manejo de software específico		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PCp	1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81
	MAT.LW10	0,25 h	Licencia Windows 10	0,90	0,23
			Precio total por h		17,04
3.3	03.03	h	Obtención de las imágenes DICOM		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PCp	1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81
			Precio total por h		16,81
3.4	03.04	h	Segmentación de las imágenes		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PCp	1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
			Precio total por h		17,71
4 Diseño e implantación del componente glenoideo					
4.1	04.01	h	Instalación de programas necesarios		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PCp	1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
	MAT.LCad	1,00 h	Licencia AutoCAD	23,50	23,50
			Precio total por h		41,21
4.2	04.02	h	Aprendizaje manejo de software específico		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PCp	1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
	MAT.LCad	1,00 h	Licencia AutoCAD	23,50	23,50
			Precio total por h		41,21

Análisis del efecto de la forma geométrica y la técnica de implantación del componente glenoideo en prótesis anatómicas de hombro mediante elementos finitos

4.3 04.03	h	Modelado del diseño				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
MAT.LCad		1,00 h	Licencia AutoCAD	23,50	23,50	
			Precio total por h			41,21
			5 Análisis con el MEF			
5.1 05.01	h	Investigación sobre el MEF				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
			Precio total por h			17,71
5.2 05.02	h	Instalación de programas necesarios				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
MAT.LAns		1,00 h	Licencia ANSYS	80,00	80,00	
			Precio total por h			97,71
5.3 05.03	h	Recopilación de información sobre el contexto biomecánico del problema				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
MAT.LO365		1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90	
			Precio total por h			18,61
5.4 05.04	h	Preparación y ejecución de la simulación				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
MAT.LAns		1,00 h	Licencia ANSYS	80,00	80,00	
			Precio total por h			97,71
5.5 05.05	h	Análisis de los resultados obtenidos				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
MAT.LO365		1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90	
MAT.LSt		1,00 h	Licencia Statgraphics CENTURION XVIII	12,00	12,00	
			Precio total por h			30,61
			6 Redacción y defensa del TFG			
6.1 06.01	h	Redacción de los documentos				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
			Precio total por h			17,71
6.2 06.02	h	Revisión de los documentos y corrección de errores				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
			Precio total por h			15,00
6.3 06.04	h	Preparación de la exposición oral				
MO.IBJ		1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PCp		1,00 h	Portátil MSI	1,81	1,81	
MAT.LW10		1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90	
MAT.LO365		1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90	
			Precio total por h			18,61

7.6. CUADRO DE MEDICIONES

01 Definición del proyecto			
Nº	Ud	Descripción	Medición
01.01	H	Reunión inicial con el director del TFG	
			Total h : 2,00
01.02	H	Reunión planificación actividades a realizar	
			Total h : 2,00
01.03	H	Reuniones para el seguimiento del proyecto	
			Total h : 10,00
02 Investigación del estado del arte			
Nº	Ud	Descripción	Medición
02.01	H	Investigación del estado del arte	
			Total h : 50,00
03 Segmentación de la escápula			
Nº	Ud	Descripción	Medición
03.01	H	Instalación de programas necesarios	
			Total h : 1,00
03.02	H	Aprendizaje manejo de software específico	
			Total h : 8,00
03.03	H	Obtención de las imágenes DICOM	
			Total h : 1,50
03.04	H	Segmentación de las imágenes	
			Total h : 24,00
04 Diseño e implantación del componente glenoideo			
Nº	Ud	Descripción	Medición
04.01	H	Instalación de programas necesarios	
			Total h : 1,00
04.02	H	Aprendizaje manejo de software específico	
			Total h : 10,00
04.03	H	Modelado del diseño	
			Total h : 36,00
05 Análisis con el MEF			
Nº	Ud	Descripción	Medición
05.01	H	Investigación sobre el MEF	
			Total h : 1,50
05.02	H	Instalación de programas necesarios	
			Total h : 1,00
05.03	H	Recopilación de información sobre el contexto biomecánico del problema	
			Total h : 4,00
05.04	H	Preparación y ejecución de la simulación	
			Total h : 50,00
05.05	H	Análisis de los resultados obtenidos	
			Total h : 20,00
06 Redacción y defensa del TFG			
Nº	Ud	Descripción	Medición
06.01	H	Redacción de los documentos	
			Total h : 60,00
06.02	H	Revisión de los documentos y corrección de errores	
			Total h : 8,00
06.04	H	Preparación de la exposición oral	
			Total h : 10,00

7.7. PRESUPUESTOS PARCIALES

Presupuesto parcial nº 01 Definición del proyecto

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
01.01	H	Reunión inicial con el director del TFG			
		Total h :	2,00	15,00	30,00
01.02	H	Reunión planificación actividades a realizar			
		Total h :	2,00	15,00	30,00
01.03	H	Reuniones para el seguimiento del proyecto			
		Total h :	10,00	15,00	150,00
Total Presupuesto parcial nº 01 Definición del proyecto :					210,00

Presupuesto parcial nº 02 Investigación del estado del arte

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
02.01	H	Investigación del estado del arte			
		Total h :	50,00	17,71	885,50
Total Presupuesto parcial nº 02 Investigación del estado del arte :					885,50

Presupuesto parcial nº 03 Segmentación de la escápula

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
03.01	H	Instalación de programas necesarios			
		Total h :	1,00	17,04	17,04
03.02	H	Aprendizaje manejo de software específico			
		Total h :	8,00	17,04	136,32
03.03	H	Obtención de las imágenes DICOM			
		Total h :	1,50	16,81	25,22
03.04	H	Segmentación de las imágenes			
		Total h :	24,00	17,71	425,04
Total Presupuesto parcial nº 03 Segmentación de la escápula :					603,62

Presupuesto parcial nº 04 Diseño e implantación del componente glenoideo

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
04.01	H	Instalación de programas necesarios			
		Total h :	1,00	41,21	41,21
04.02	H	Aprendizaje manejo de software específico			
		Total h :	10,00	41,21	412,10
04.03	H	Modelado del diseño			
		Total h :	36,00	41,21	1.483,56
Total Presupuesto parcial nº 04 Diseño e implantación del componente glenoideo :					1.936,87

Presupuesto parcial nº 05 Análisis con el MEF

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
05.01	H	Investigación sobre el MEF			
		Total h :	1,50	17,71	26,57
05.02	H	Instalación de programas necesarios			
		Total h :	1,00	97,71	97,71
05.03	H	Recopilación de información sobre el contexto biomecánico del problema			
		Total h :	4,00	18,61	74,44
05.04	H	Preparación y ejecución de la simulación			
		Total h :	50,00	97,71	4.885,50

05.05	H	Análisis de los resultados obtenidos			
			Total h :	20,00	30,61
					612,20

Total Presupuesto parcial nº 05 Análisis con el MEF : 5.696,42

Presupuesto parcial nº 06 Redacción y defensa del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
06.01	H	Redacción de los documentos			
			Total h :	60,00	17,71
					1.062,60
06.02	H	Revisión de los documentos y corrección de errores			
			Total h :	8,00	15,00
					120,00
06.04	H	Preparación de la exposición oral			
			Total h :	10,00	18,61
					186,10
			Total Presupuesto parcial nº 06 Redacción y defensa del TFG :		1.368,70

7.8. HOJA RESUMEN DEL PRESUPUESTO

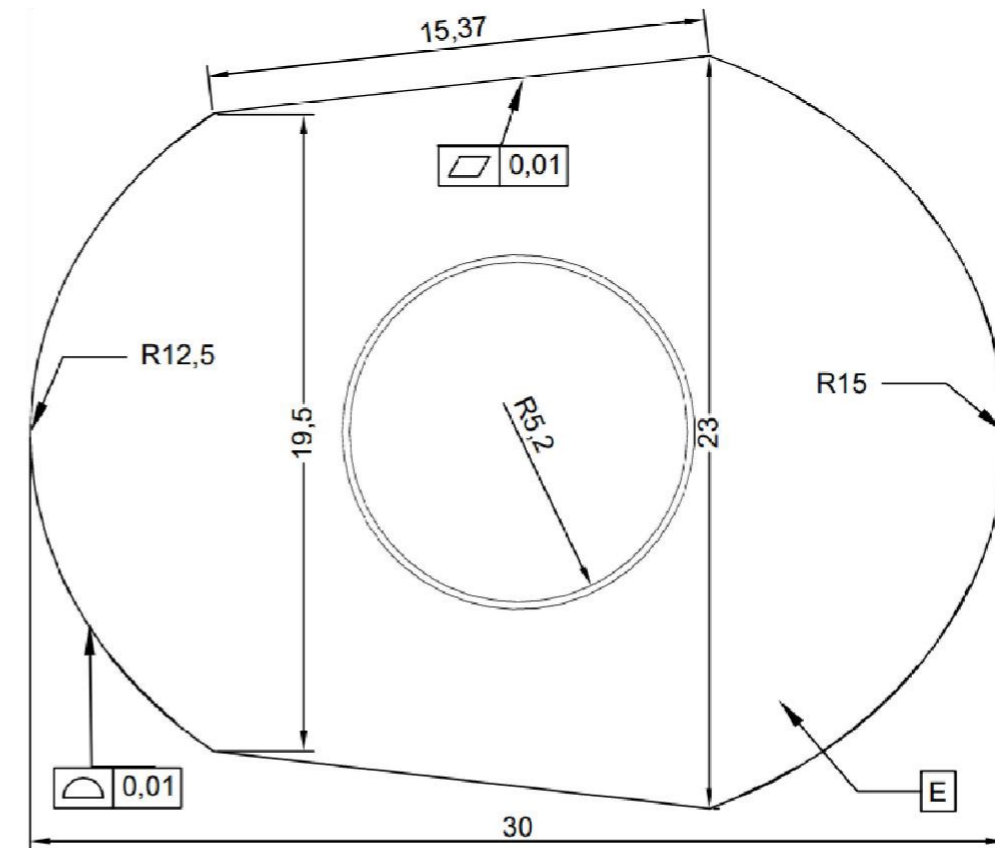
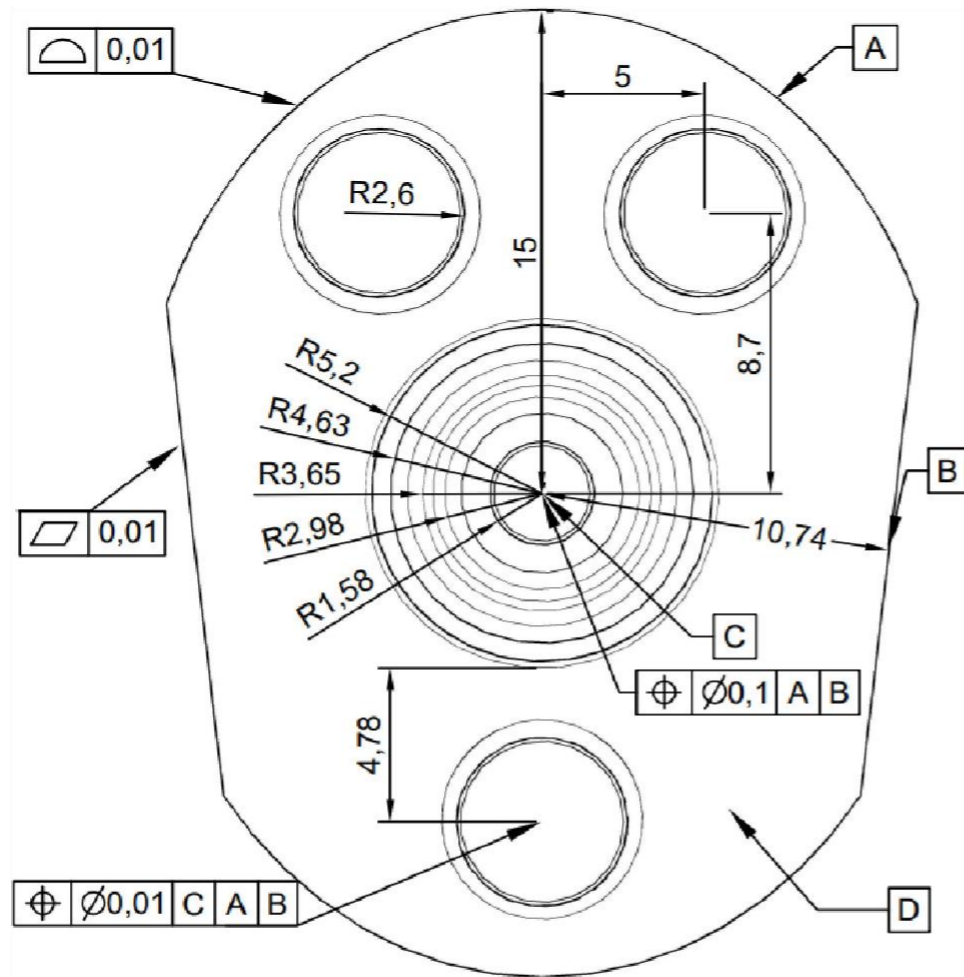
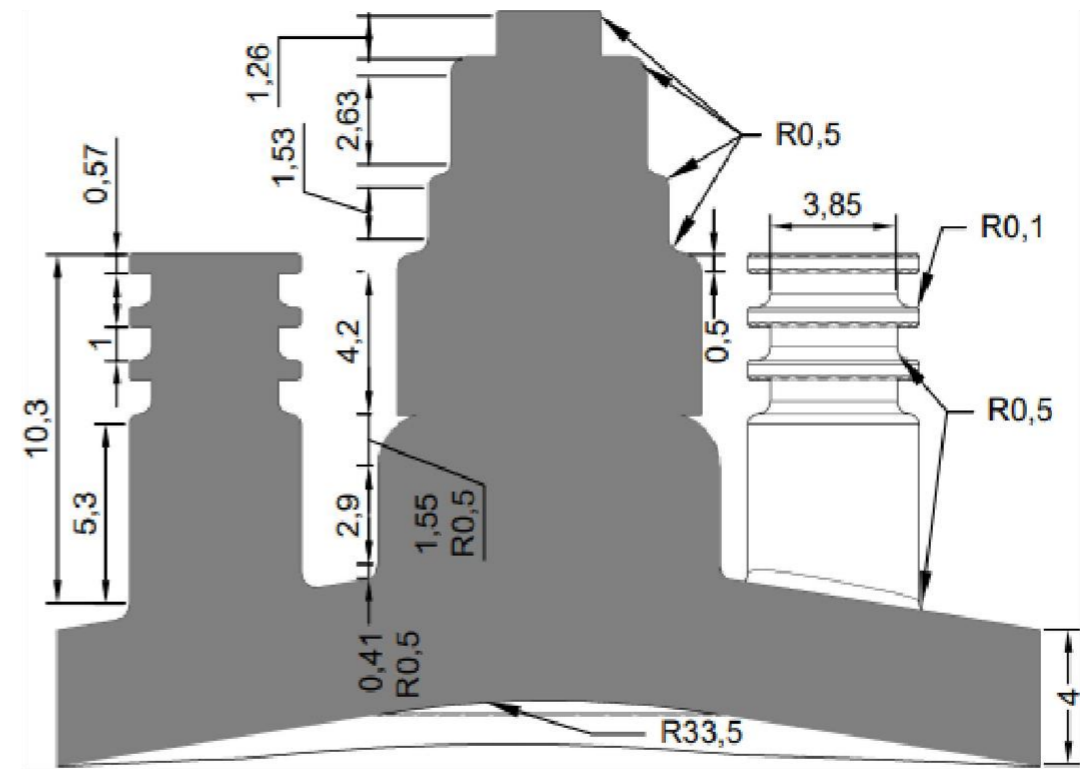
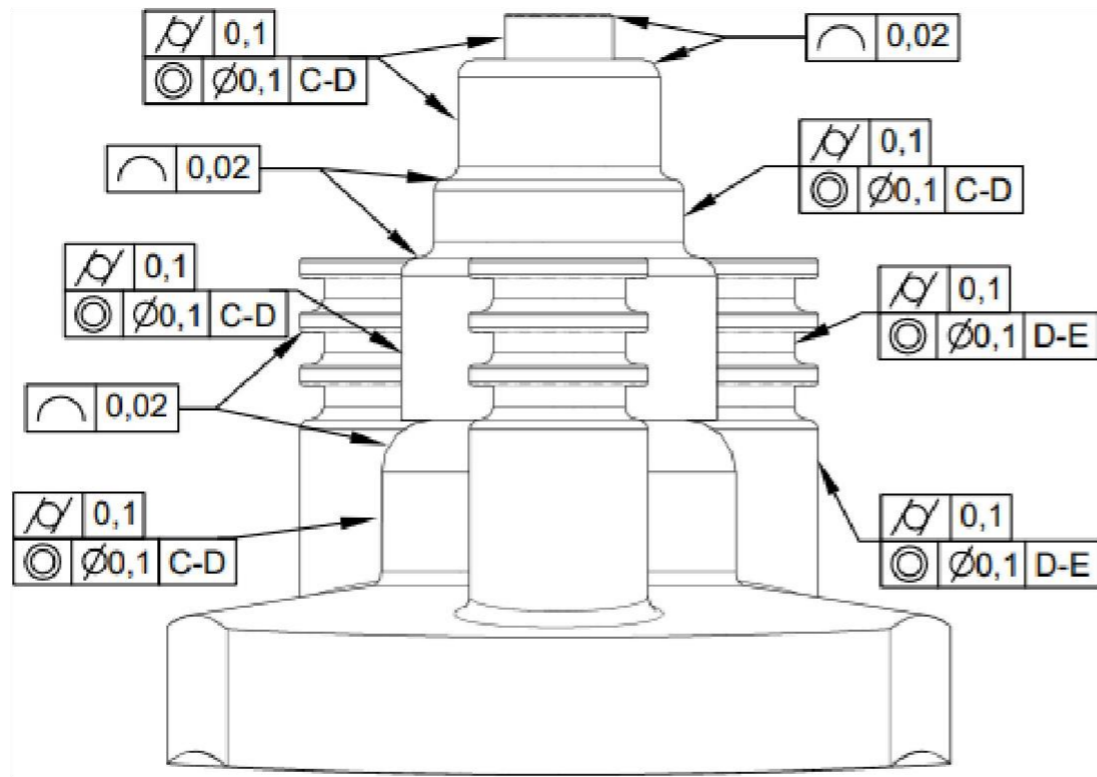
Capítulo	Importe
1 Definición del proyecto	210,00
2 Investigación del estado del arte	885,50
3 Segmentación de la escápula	603,62
4 Diseño e implantación del componente glenoideo	1.936,87
5 Análisis con el MEF	5.696,42
6 Redacción y defensa del TFG	1.368,70
Presupuesto de ejecución material	10.701,11
16% de gastos generales	1.712,18
7% de beneficio industrial	749,08
Suma	13.162,37
21% IVA	2.764,10
Presupuesto de ejecución por contrata	15.926,47

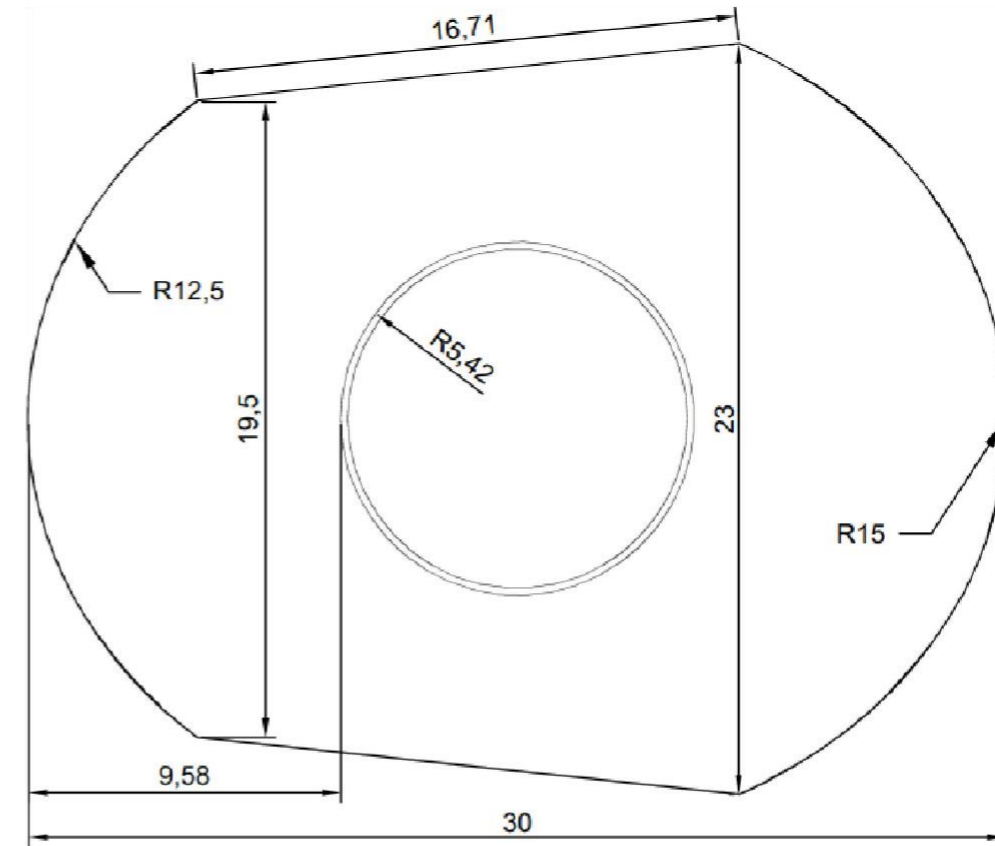
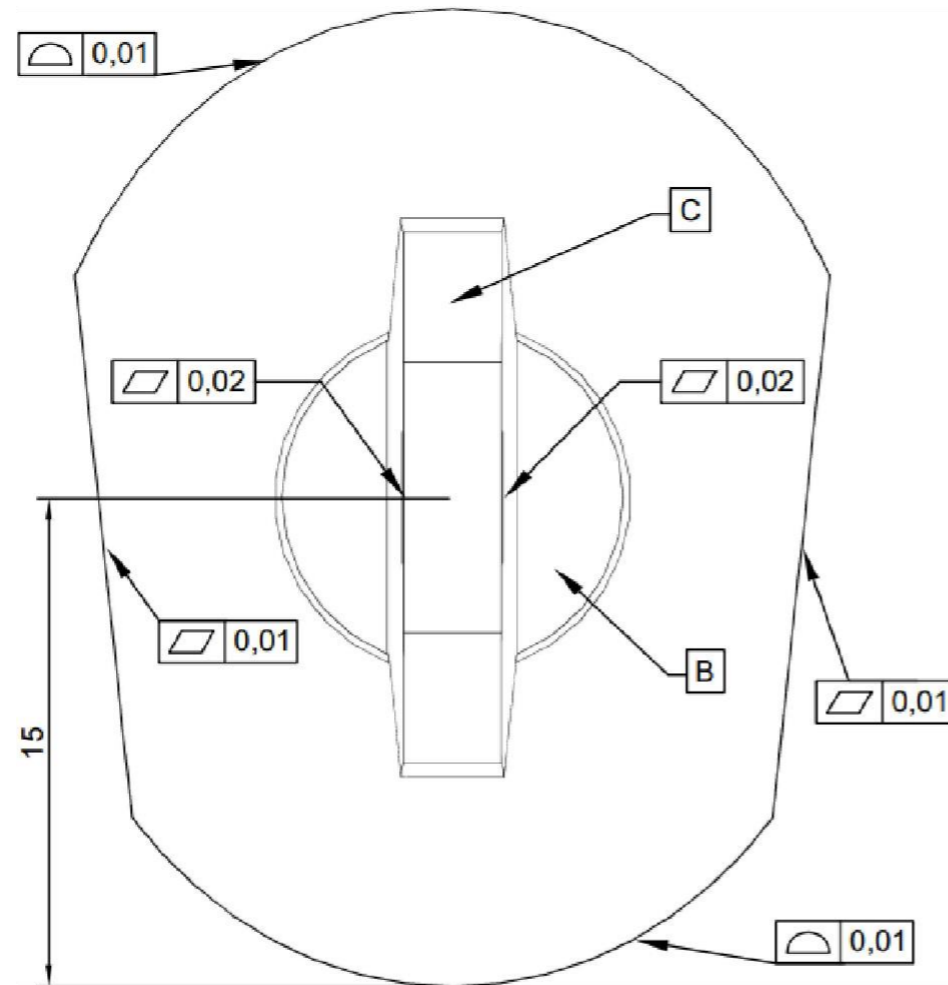
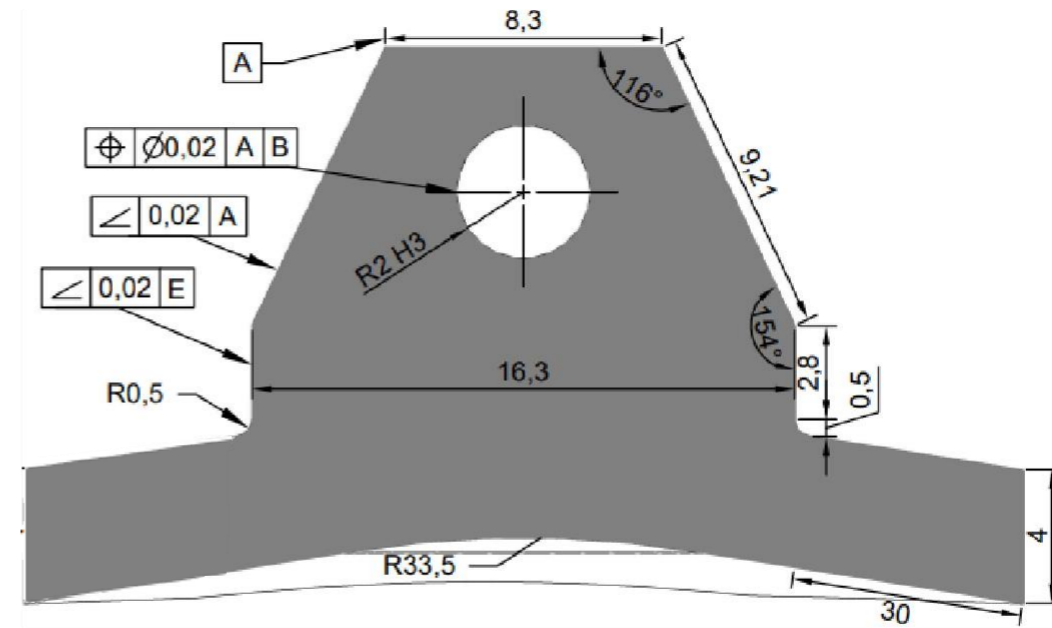
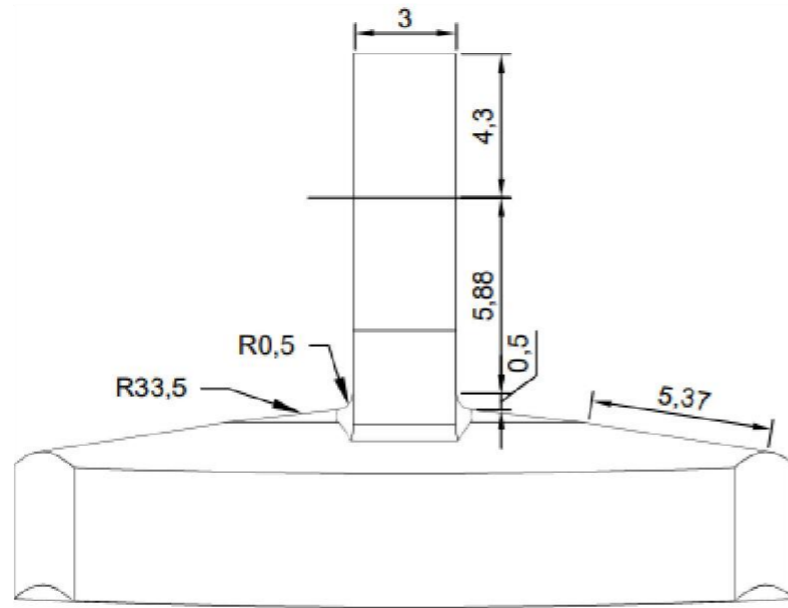
Asciende el presupuesto de ejecución por contrata a la expresada cantidad de QUINCE MIL NOVECIENTOS VEINTISEIS EUROS CON CUARENTA Y SIETE CÉNTIMOS.

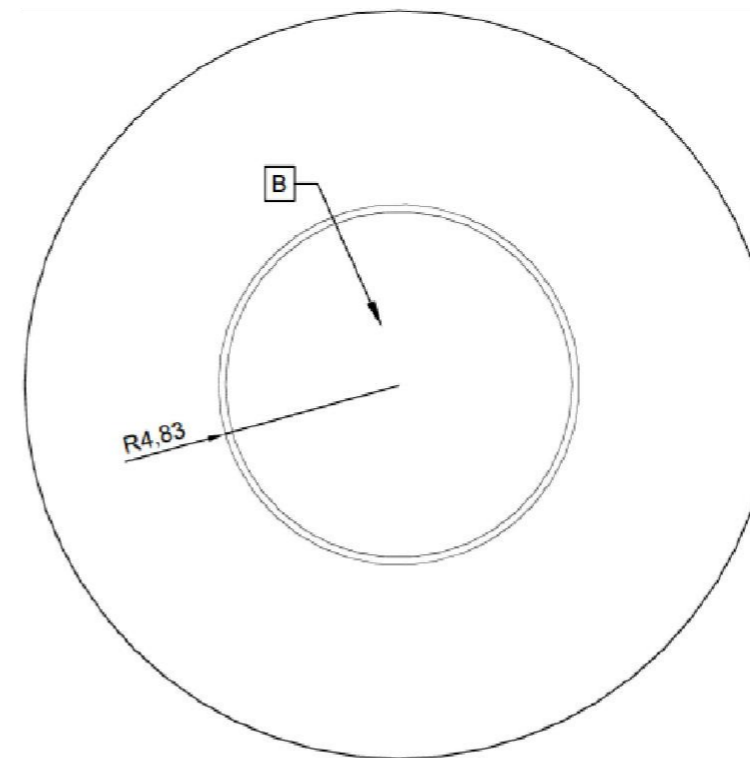
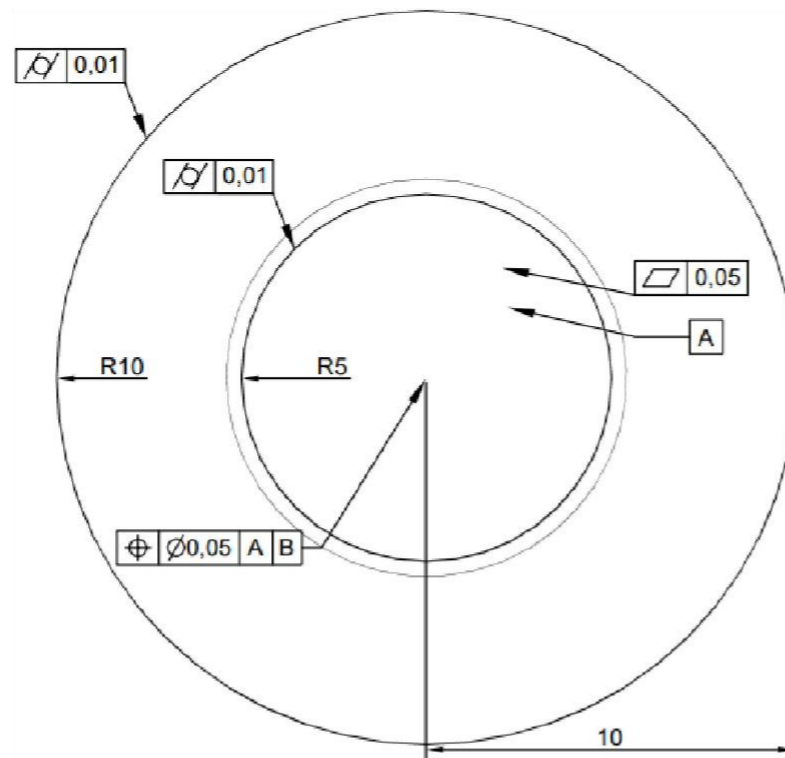
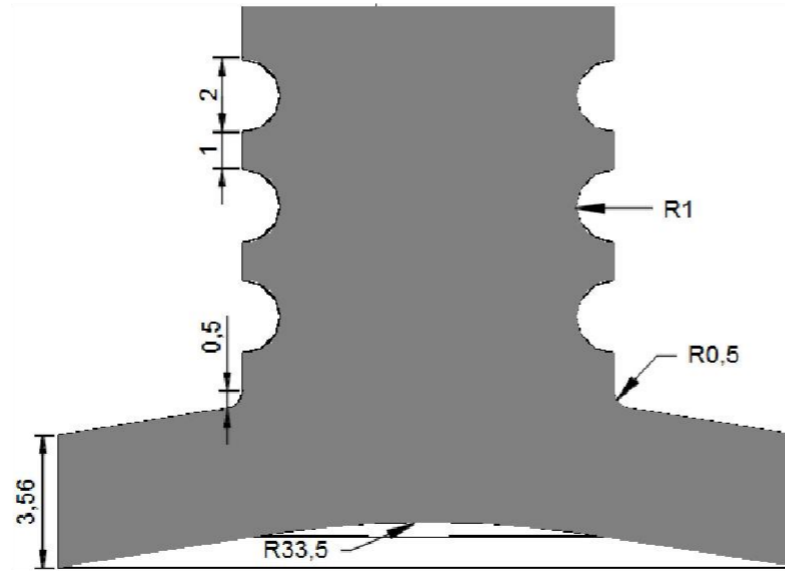
Valencia, Septiembre 2022
Ingeniería Biomédica

Javier Martín Molina

DOCUMENTO PLANOS







DOCUMENTO ANNEXOS

Anexo I:

Tablas de los rangos de tensiones

TABLA 17. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de *pegs* con colocación SCL.

Selección	Ángulo de elevación (°)	Rango de tensión (MPa)							
		Cortante máximo		Von - Mises		Principal Máxima		Principal Mínima	
		Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx
<i>Implante</i>	30	0.002	0.731	0.005	1.268	-0.808	1.377	-2.284	0.497
	45	0.004	0.919	0.006	1.593	-1.259	1.329	-2.844	0.617
	60	0.004	0.999	0.006	1.738	-1.345	1.323	-3.034	0.559
	75	0.005	1.117	0.008	1.944	-1.576	1.388	-3.184	0.932
	90	0.005	1.157	0.008	2.054	-1.808	1.39	-3.52	0.878
	105	0.005	1.115	0.01	2.007	-1.717	1.24	-3.345	0.557
<i>Cemento</i>	30	0.005	1.68	0.008	3.144	-2.187	3.728	-3.425	0.946
	45	0.006	2.107	0.011	3.938	-2.718	4.666	-4.315	1.187
	60	0.006	2.277	0.01	4.212	-2.742	4.915	-4.714	1.209
	75	0.009	2.459	0.016	4.505	-2.706	5.2	-5.766	1.308
	90	0.006	2.55	0.11	4.641	-2.903	4.896	-6.091	0.9
	105	0.012	2.468	0.216	4.552	-2.696	4.88	-6.117	0.66
<i>Escápula (cortical)</i>	30	0	5.213	0	9.707	-1.401	11.148	-10.741	1.365
	45	0	6.523	0	12.181	-1.75	13.66	-13.522	1.65
	60	0	6.693	0	12.608	-1.86	13.002	-13.999	1.622
	75	0	7.145	0	14.08	-2.756	13.258	-16.366	2.052
	90	0	6.536	0	12.399	-2.285	15.74	-13.51	2.668
	105	0	6.329	0	12.015	-1.82	15.227	-9.364	2.569
<i>Escápula (trabecular)</i>	30	0	3.833	0	7.031	-1.227	7.493	-8.277	0.847
	45	0	4.702	0	8.62	-1.59	9.164	-10.432	1.066
	60	0	4.627	0	8.658	-1.86	9.252	-11.114	1.175
	75	0	5.152	0	9.792	-2.756	9.875	-13.009	1.022
	90	0	4.659	0	8.437	-2.523	9.809	-11.573	1.443
	105	0	4.865	0	8.889	-1.751	10.521	-8.591	1.574

TABLA 18. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de *keel* con colocación SCL.

Selección	Ángulo de elevación (°)	Rango de tensión (MPa)							
		Cortante máximo		Von - Mises		Principal Máxima		Principal Mínima	
		Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx
<i>Implante</i>	30	0.01	1.09	0.018	1.913	-1.368	2.516	-2.997	0.843
	45	0.013	1.361	0.023	2.388	-1.709	3.121	-3.721	1.065
	60	0.015	1.384	0.025	2.423	-1.738	3.112	-3.689	1.123
	75	0.013	1.489	0.024	2.589	-1.909	3.192	-3.468	1.367
	90	0.016	1.272	0.029	2.203	-2.431	2.826	-4.186	1.41
	105	0.016	1.131	0.029	1.964	-2.464	2.946	-4.243	1.509
<i>Cemento</i>	30	0.009	6.627	0.017	11.484	-3.15	10.719	-10.534	3.754
	45	0.011	8.254	0.021	14.304	-3.904	13.158	-13.253	4.642
	60	0.014	8.275	0.025	12.424	-3.864	13.615	-13.722	4.501
	75	0.019	10.011	0.033	18.031	-3.378	15.509	-16.795	3.409
	90	0.04	11.232	0.071	19.492	-3.4491	14.245	-15.782	3.257
	105	0.026	10.57	0.044	18.322	-3.756	14.314	-13.286	3.133
<i>Escápula (cortical)</i>	30	0	13.944	0	24.359	-3.577	10.527	-23.66	6.288
	45	0	17.246	0	30.163	-4.376	25.201	-29.603	7.804
	60	0	16.948	0	29.787	-4.203	24.312	-30.221	7.734
	75	0	15.875	0	29.027	-4.889	20.901	-36.74	6.565
	90	0	16.262	0	29.278	-6.337	19.013	-35.66	4.081
	105	0	14.753	0	26.118	-5.652	18.864	-30.124	4.299
<i>Escápula (trabecular)</i>	30	0	7.794	0	13.749	-0.955	15.251	-13.264	2.454
	45	0	9.635	0	17.023	-1.163	18.859	-16.662	3.01
	60	0	9.376	0	16.657	-1.044	18.555	-17.106	2.849
	75	0	8.224	0	15.37	-3.288	16.188	-19.735	3.056
	90	0	7.783	0	14.203	-5.633	11.534	-17.221	3.737
	105	0	14.753	0	26.118	-4.023	11.382	-14.45	2.35

TABLA 19. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de *inlay* con colocación SCL.

Selección	Ángulo de elevación (°)	Rango de tensión (MPa)							
		Cortante máximo		Von - Mises		Principal Máxima		Principal Mínima	
		Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx
Implante	30	0.019	1.03	0.036	1.795	-3.577	2.691	-4.127	1.444
	45	0.024	1.289	0.045	2.246	-4.425	3.328	-5.139	1.834
	60	0.03	1.348	0.054	2.344	-4.495	3.082	-5.239	1.77
	75	0.03	1.546	0.053	2.721	-4.54	3.595	-5.88	2.113
	90	0.034	1.657	0.06	2.889	-3.762	3.493	-5.918	1.818
	105	0.035	1.549	0.063	2.695	-3.065	2.897	-5.615	1.198
Cemento	30	0.029	1.87	0.052	3.272	-1.063	2.982	-4.131	0.629
	45	0.036	2.335	0.064	4.085	-1.338	3.764	-5.202	0.788
	60	0.041	2.419	0.074	4.24	-1.455	3.792	-5.528	0.813
	75	0.035	2.493	0.063	4.406	-1.633	4.285	-6.381	0.865
	90	0.034	2.554	0.062	4.46	-1.66	3.835	-5.785	0.793
	105	0.035	2.487	0.063	4.362	-1.627	3.042	-5.663	0.84
Escápula (cortical)	30	0	1.662	0	2.896	-0.342	3.384	-2.53	0.925
	45	0	2.096	0	3.655	-0.425	4.217	-3.209	1.166
	60	0	2.15	0	3.76	-0.428	4.376	-3.415	1.281
	75	0	2.491	0	4.454	-0.494	4.32	-4.223	1.428
	90	0	2.466	0	4.274	-0.62	3.541	-3.926	1.199
	105	0	2.127	0	3.707	-0.658	3.676	-3.024	0.681
Escápula (trabecular)	30	0	0.9514	0	1.677	-0.165	1.465	-1.284	0.166
	45	0	1.188	0	2.101	-0.205	1.845	-1.616	0.207
	60	0	1.281	0	2.292	-0.197	2.081	-1.834	0.25
	75	0	1.554	0	2.803	-0.195	2.485	-2.171	0.193
	90	0	1.846	0	3.305	-0.199	2.949	-2.6	0.271
	105	0	1.901	0	3.383	-0.19	3.013	-2.695	0.363

TABLA 20. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de *keel* con colocación ACL.

Selección	Ángulo de elevación (°)	Rango de tensión (MPa)							
		Cortante máximo		Von - Mises		Principal Máxima		Principal Mínima	
		Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx
<i>Implante</i>	30	0.0084	0.807	0.015	1.431	-1.265	1.69	-2.405	0.892
	45	1.009	1.009	0.018	1.791	-1.598	2.108	-3.032	1.119
	60	1.029	1.029	0.021	1.823	-4.532	15.427	-3.338	1.131
	75	1.254	1.254	0.021	2.172	-2.005	2.185	-3.814	1.321
	90	1.245	1.245	0.031	2.157	-1.922	2.23	-3.725	1.092
	105	1.083	1.083	0.026	1.879	-1.686	1.825	-3.318	0.703
<i>Cemento</i>	30	6.504	6.504	0.031	11.567	-3.419	11.601	-5.932	2.03
	45	8.074	8.074	0.039	14.378	-4.3	14.594	-7.517	2.56
	60	8.06	8.06	0.551	14.466	-4.532	15.427	-8.104	2.365
	75	0.035	7.546	0.066	13.99	-6.111	17.771	-11.68	2.679
	90	0.023	6.121	0.04	10.618	-6.3	16.021	-12.621	5.389
	105	0.033	5.32	0.061	9.238	-5.452	13.123	-11.077	4.753
<i>Escápula (cortical)</i>	30	0	12.017	0	21.13	-6.084	22.009	-23.403	1.915
	45	0	15.155	0	26.668	-7.512	28.019	-29.18	2.456
	60	0	15.977	0	28.226	-7.054	30.702	-29.027	2.97
	75	0	20.361	0	36.439	-5.315	42.406	-30.243	5.647
	90	0	20.562	0	37.751	-4.089	45.409	-23.891	7.515
	105	0	17.907	0	33.988	-4.008	40.727	-19.587	7.405
<i>Escápula (trabecular)</i>	30	0	8.827	0	16.108	-1.578	18.647	-9.518	0.993
	45	0	11.07	0	20.194	-1.971	23.472	-11.993	1.332
	60	0	11.402	0	20.757	-2.027	24.501	-12.295	1.697
	75	0	13.114	0	23.709	-1.43	29.117	-15.178	3.052
	90	0	11.629	0	21.011	-2.389	26.225	-13.817	4.659
	105	0	9.199	0	16.972	-1.836	21.49	-12.007	4.343

TABLA 21. Rango de tensiones para los distintos componentes en el modelo de *inlay* con colocación ACL.

Selección	Ángulo de elevación (°)	Rango de tensión (MPa)							
		Cortante máximo		Von - Mises		Principal Máxima		Principal Mínima	
		Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx
<i>Implante</i>	30	0.02	1.031	0.036	1.793	-2.367	2.503	-3.797	1.467
	45	0.026	1.293	0.045	2.242	-2.957	3.144	-4.753	1.928
	60	0.033	1.365	0.058	2.366	-3.154	3.278	-4.93	1.971
	75	0.048	1.624	0.09	2.818	-3.109	6.885	-5.825	4.361
	90	0.062	1.616	0.11	2.803	-3.386	8.104	-6.031	5.481
	105	0.062	1.469	0.12	2.545	-3.731	7.818	-6.024	5.312
<i>Cemento</i>	30	0.053	1.445	0.096	2.513	-1.183	2.377	-3.301	0.735
	45	0.066	1.81	0.117	3.15	-1.488	2.984	-4.143	0.915
	60	0.057	1.886	0.102	3.286	-1.625	2.947	-4.387	0.938
	75	0.043	2.284	0.075	3.992	-1.724	4.441	-5.434	1.237
	90	0.054	2.294	0.096	4.04	-1.695	4.025	-5.324	1.011
	105	0.056	2.306	0.1	4.015	-1.702	3.487	-5.195	0.915
<i>Escápula (cortical)</i>	30	0	1.472	0	2.566	-0.529	2.894	-1.86	0.554
	45	0	1.848	0	3.223	-0.671	3.665	-2.335	0.702
	60	0	1.896	0	3.382	-0.828	3.861	-2.773	0.727
	75	0	2.493	0	4.317	-1.004	5.538	-3.047	0.979
	90	0	2.425	0	4.466	-1.294	5.044	-3.428	0.873
	105	0	2.427	0	4.439	-1.448	4.874	-3.46	0.769
<i>Escápula (trabecular)</i>	30	0	1.195	0	2.075	-0.351	2.284	-1.582	0.175
	45	0	1.503	0	2.609	-0.441	2.895	-1.993	0.233
	60	0	1.55	0	2.849	-0.54	3.369	-2.242	0.36
	75	0	1.814	0	3.47	-0.577	4.052	-2.58	0.423
	90	0	2.059	0	3.931	-0.725	4.682	-2.794	0.565
	105	0	2.085	0	3.919	-0.82	4.678	-2.649	0.509

Anexo II: Gráficas de los mínimos factores de seguridad

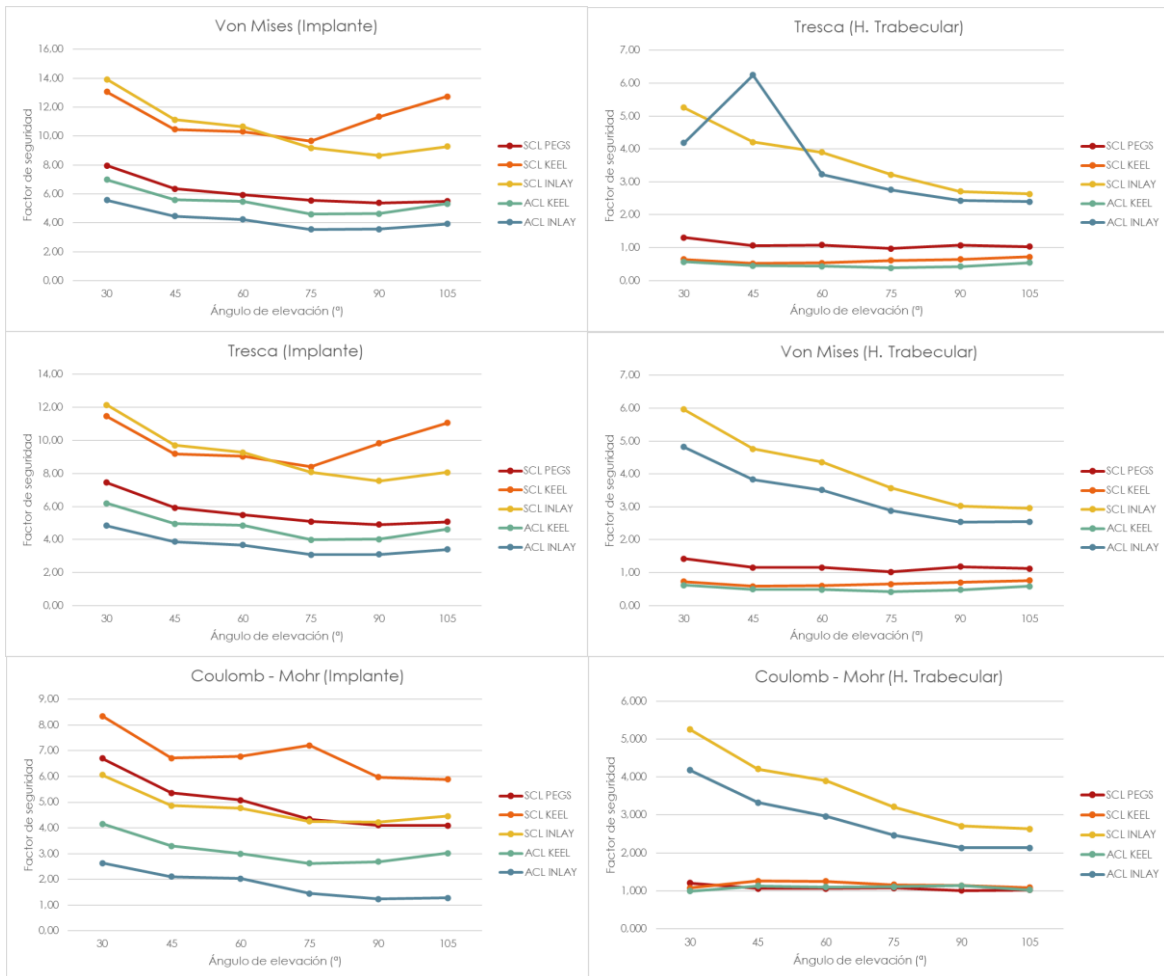


Figura 54. MFS en función del ángulo de elevación para los criterios y componente de fallo dúctil.

Análisis del efecto de la forma geométrica y la técnica de implantación del componente glenoideo en prótesis anatómicas de hombro mediante elementos finitos

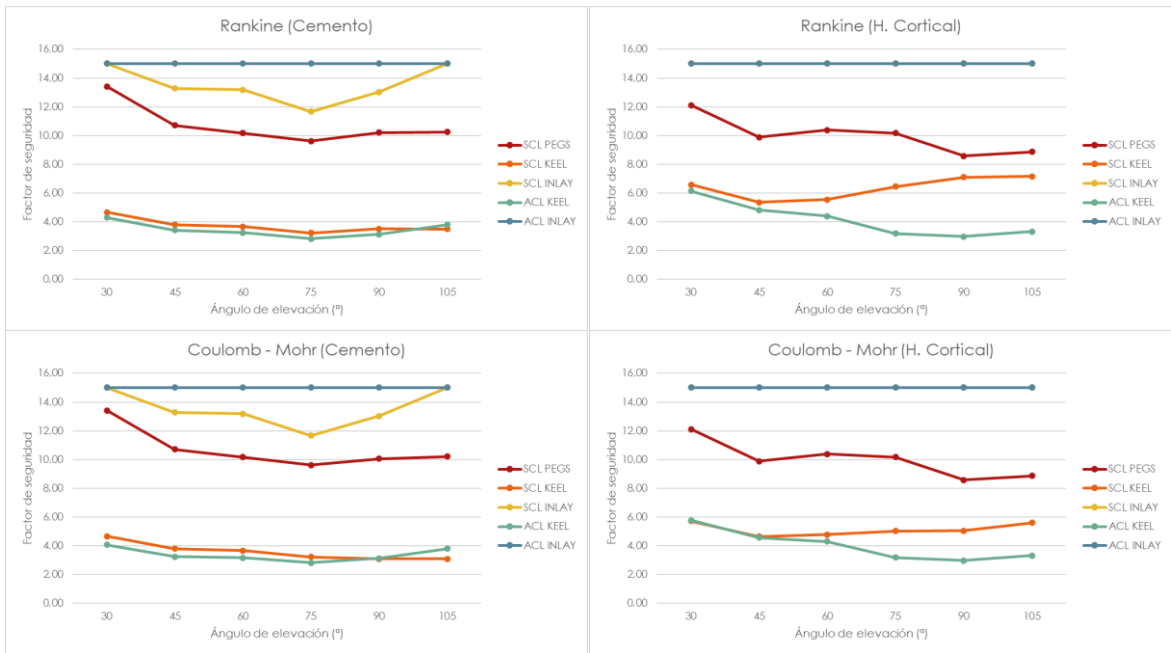


Figura 55. Factores de seguridad en función del ángulo de elevación para los criterios y componente de fallo frágil.

Anexo III: Resultados completos del análisis estadístico

TABLA 22. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Tresca en el implante

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	5.572				
Colocación		(corregida)			0.0000
ACL	2.939	0.157	2.500	3.378	
SCL	8.205	0.598	7.895	8.515	
Geometría		(corregida)			0.0000
Inlay	6.397	0.306	6.017	6.778	
Keel	7.300	0.496	6.920	7.680	
Pegs	3.019	0.471	2.418	3.621	
Ángulo					0.0000
30	7.381	0.283	6.780	7.982	
45	5.691	0.283	5.089	6.292	
60	5.426	0.283	4.825	6.028	
75	4.690	0.283	4.089	5.291	
90	4.840	0.283	4.239	5.441	
105	5.405	0.283	4.804	6.006	
Interacción		(corregida)			0.0000
ACL Inlay	3.659	0.136	3.115	4.203	
ACL Keel	4.773	0.054	4.229	5.316	
SCL Inlay	9.136	0.819	8.592	9.680	
SCL Keel	9.827	0.955	9.283	10.371	
SCL Pegs	5.652	0.075	5.108	6.196	

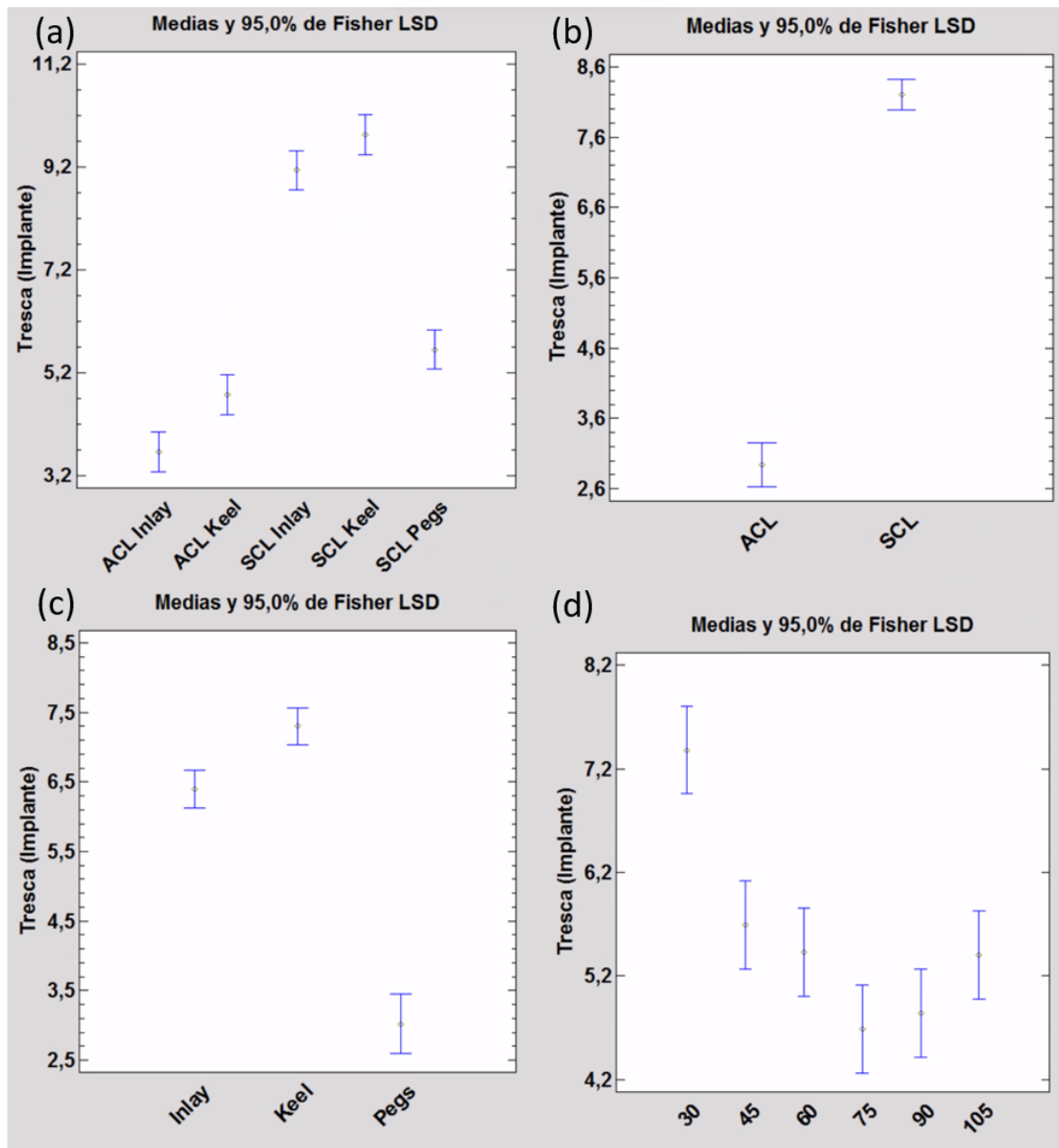


Figura 56. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Tresca en el implante según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación.

TABLA 23. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Von Mises en el implante.

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	6.262				
Colocación		(corregida)			0.0000
ACL	3.242	0.244	2.726	3.757	
SCL	9.283	0.840	8.919	9.647	
Geometría		(corregida)			0.0000
Inlay	7.346	0.434	6.900	7.792	
Keel	8.351	0.667	7.904	8.797	
Pegs	3.090	0.661	2.385	3.796	
Ángulo					0.0000
30	8.264	0.332	7.559	8.970	
45	6.360	0.332	5.654	7.065	
60	6.087	0.332	5.381	6.792	
75	5.270	0.332	4.565	5.976	
90	5.481	0.332	4.775	6.186	
105	6.112	0.332	5.406	6.817	
Interacción		(corregida)			0.0000
ACL Inlay	4.219	0.151	3.578	4.860	
ACL Keel	5.437	0.071	4.795	6.078	
SCL Inlay	10.473	1.203	9.832	11.114	
SCL Keel	11.265	1.295	10.624	11.906	
SCL Pegs	6.111	0.113	5.470	6.752	

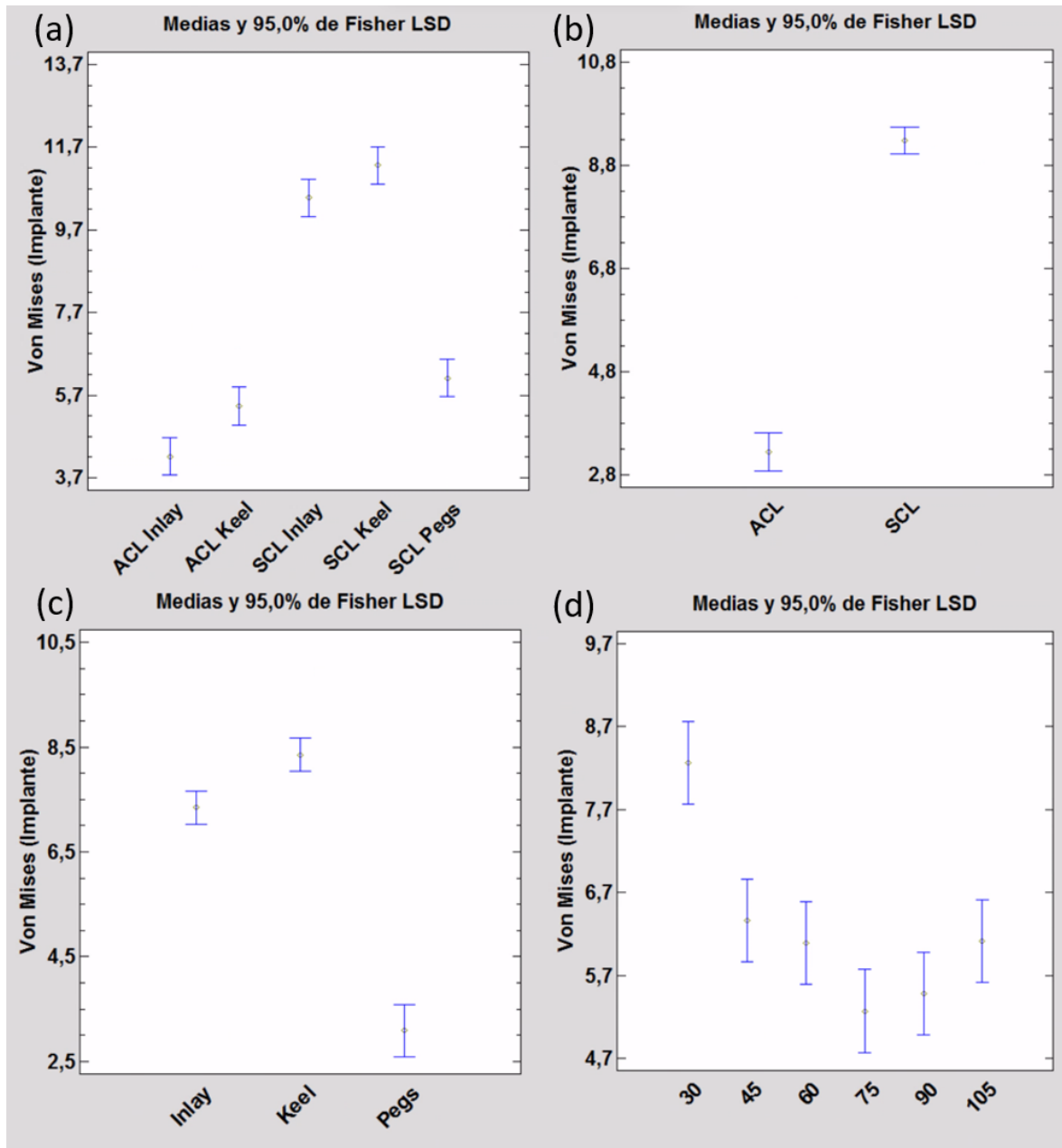


Figura 57. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Von Mises en el implante según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación.

TABLA 24. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el implante

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	3.844				
Colocación					0.0000
ACL	2.176	0.106	1.922	2.430	
SCL	5.512	0.086	5.332	5.692	
Geometría					0.0000
Inlay	3.280	0.106	3.059	3.500	
Keel	4.974	0.106	4.754	5.194	
Pegs	3.278	0.150	2.930	3.626	
Ángulo					0.0000
30	5.133	0.164	4.785	5.481	
45	4.022	0.164	3.674	4.370	
60	3.885	0.164	3.537	4.233	
75	3.528	0.164	3.180	3.876	
90	3.197	0.164	2.849	3.545	
105	3.298	0.164	2.950	3.646	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	1.789	0.131	1.514	2.063	
ACL Keel	3.129	0.131	2.855	3.403	
SCL Inlay	4.771	0.131	4.496	5.045	
SCL Keel	6.819	0.131	6.545	7.093	
SCL Pegs	4.946	0.131	4.672	5.220	

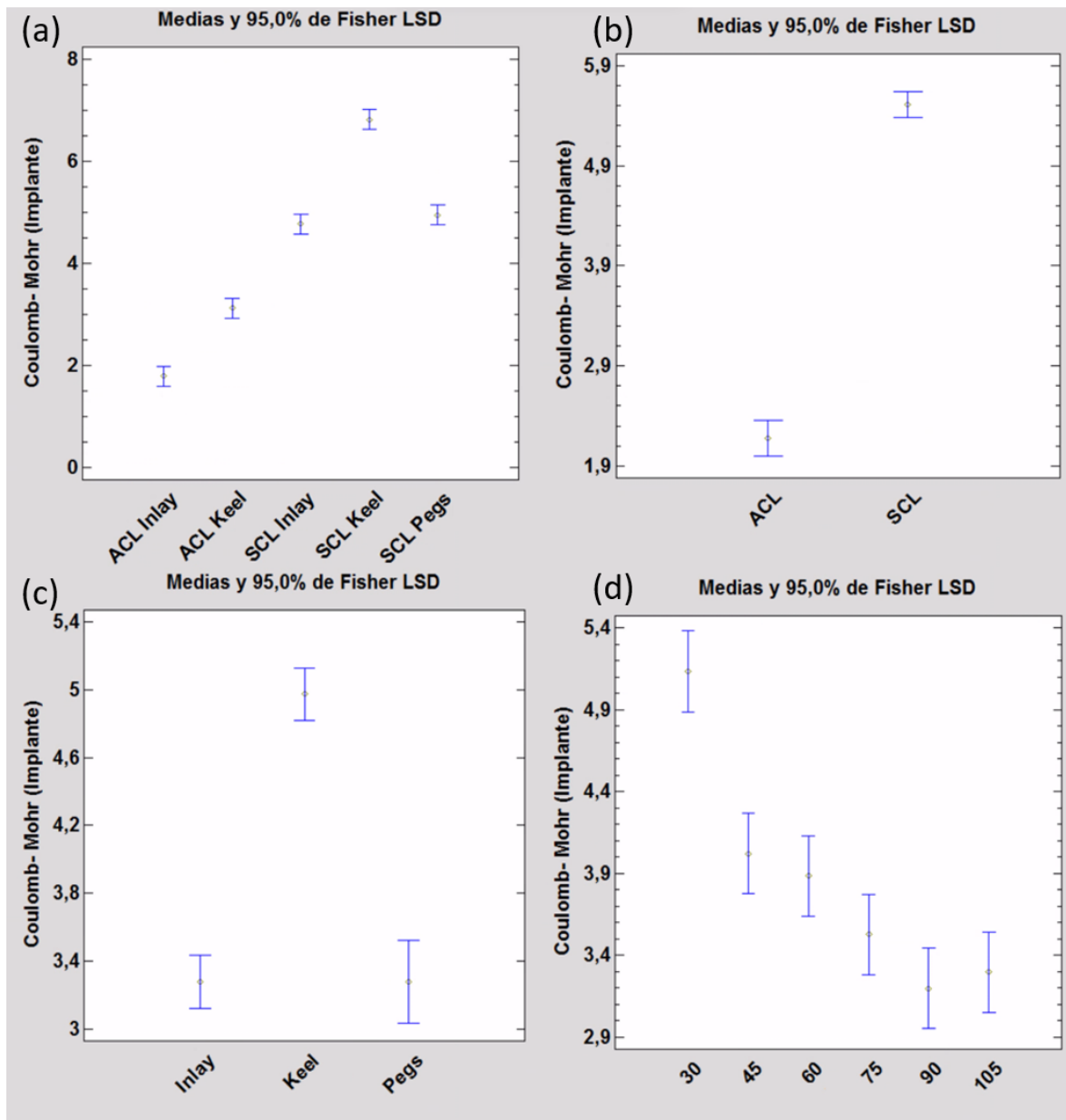


Figura 58. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb – Mohr en el implante según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

TABLA 25. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Tresca en el hueso trabecular

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	1.720				
Colocación					0.6666
ACL	1.656	0.207	1.160	2.152	
SCL	1.783	0.169	1.433	2.134	
Geometría					0.0000
Inlay	3.597	0.207	3.167	4.026	
Keel	0.539	0.207	0.110	0.969	
Pegs	1.023	0.292	0.343	1.702	
Ángulo					0.1040
30	2.238	0.320	1.559	2.917	
45	2.345	0.320	1.666	3.025	
60	1.684	0.320	1.005	2.364	
75	1.434	0.320	0.755	2.114	
90	1.304	0.320	0.625	1.984	
105	1.311	0.320	0.632	1.991	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	3.540	0.299	2.915	4.164	
ACL Keel	0.469	0.299	-0.156	1.093	
SCL Inlay	3.654	0.299	3.029	4.278	
SCL Keel	0.610	0.299	-0.014	1.235	
SCL Pegs	1.087	0.299	0.462	1.711	

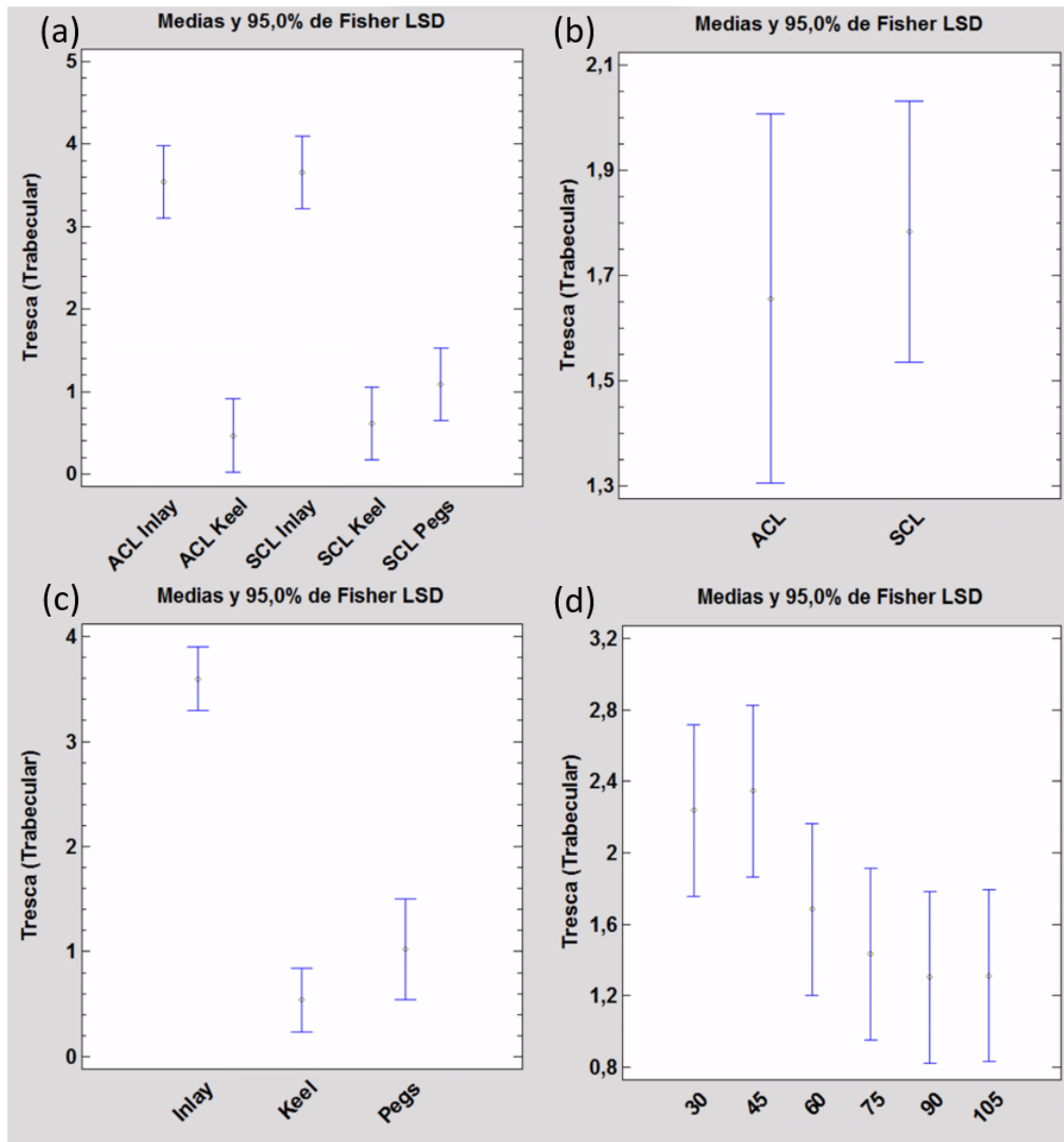


Figura 59. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Tresca en el hueso trabecular según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

TABLA 26. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Von Mises en el hueso trabecular

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	1.758				
Colocación					0.0607
ACL	1.532	0.162	1.143	1.920	
SCL	1.985	0.132	1.710	2.260	
Geometría					0.0000
Inlay	3.731	0.162	3.395	4.068	
Keel	0.593	0.162	0.256	0.929	
Pegs	0.951	0.229	0.419	1.483	
Ángulo		(corregida)			0.0334
30	2.504	0.821	1.972	3.036	
45	1.960	0.110	1.429	2.492	
60	1.815	0.006	1.283	2.347	
75	1.502	0.010	0.970	2.034	
90	1.380	0.248	0.848	1.912	
105	1.389	0.302	0.857	1.921	
Interacción		(corregida)			0.0000
ACL Inlay	3.357	0.256	2.888	3.826	
ACL Keel	0.514	0.201	0.045	0.983	
SCL Inlay	4.106	0.666	3.637	4.575	
SCL Keel	0.671	0.252	0.202	1.140	
SCL Pegs	1.178	0.141	0.709	1.647	

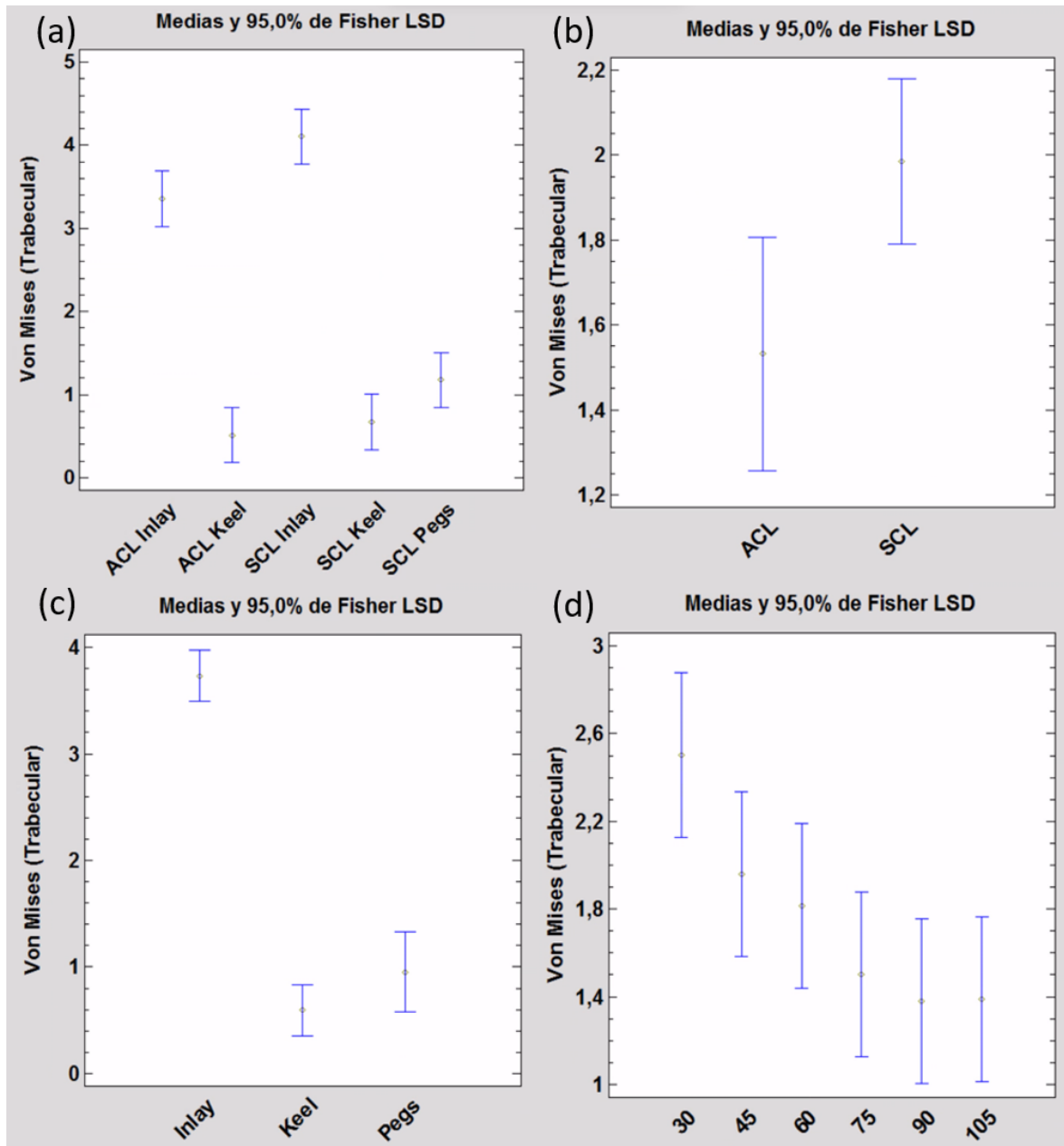


Figura 60. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Von Mises en el hueso trabecular según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

TABLA 27. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en h. trabecular

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	1.491				
Colocación					0.0305
ACL	1.533	0.150	0.915	1.599	
SCL	1.963	0.122	1.483	1.967	
Geometría					0.0000
Inlay	3.262	0.150	2.965	3.559	
Keel	1.123	0.150	0.206	0.799	
Pegs	1.075	0.212	0.239	1.177	
Ángulo		(corregida)			0.0272
30	2.323	0.782	1.693	2.630	
45	1.977	0.071	1.216	2.154	
60	1.837	0.009	1.070	2.008	
75	1.586	0.052	0.789	1.726	
90	1.407	0.221	0.662	1.600	
105	1.359	0.203	0.703	1.640	
Interacción		(corregida)			0.0000
ACL Inlay	2.870	0.232	2.465	3.275	
ACL Keel	1.084	0.194	0.021	0.832	
SCL Inlay	3.654	0.507	3.249	4.059	
SCL Keel	1.162	0.170	0.174	0.984	
SCL Pegs	1.075	0.121	0.537	1.347	

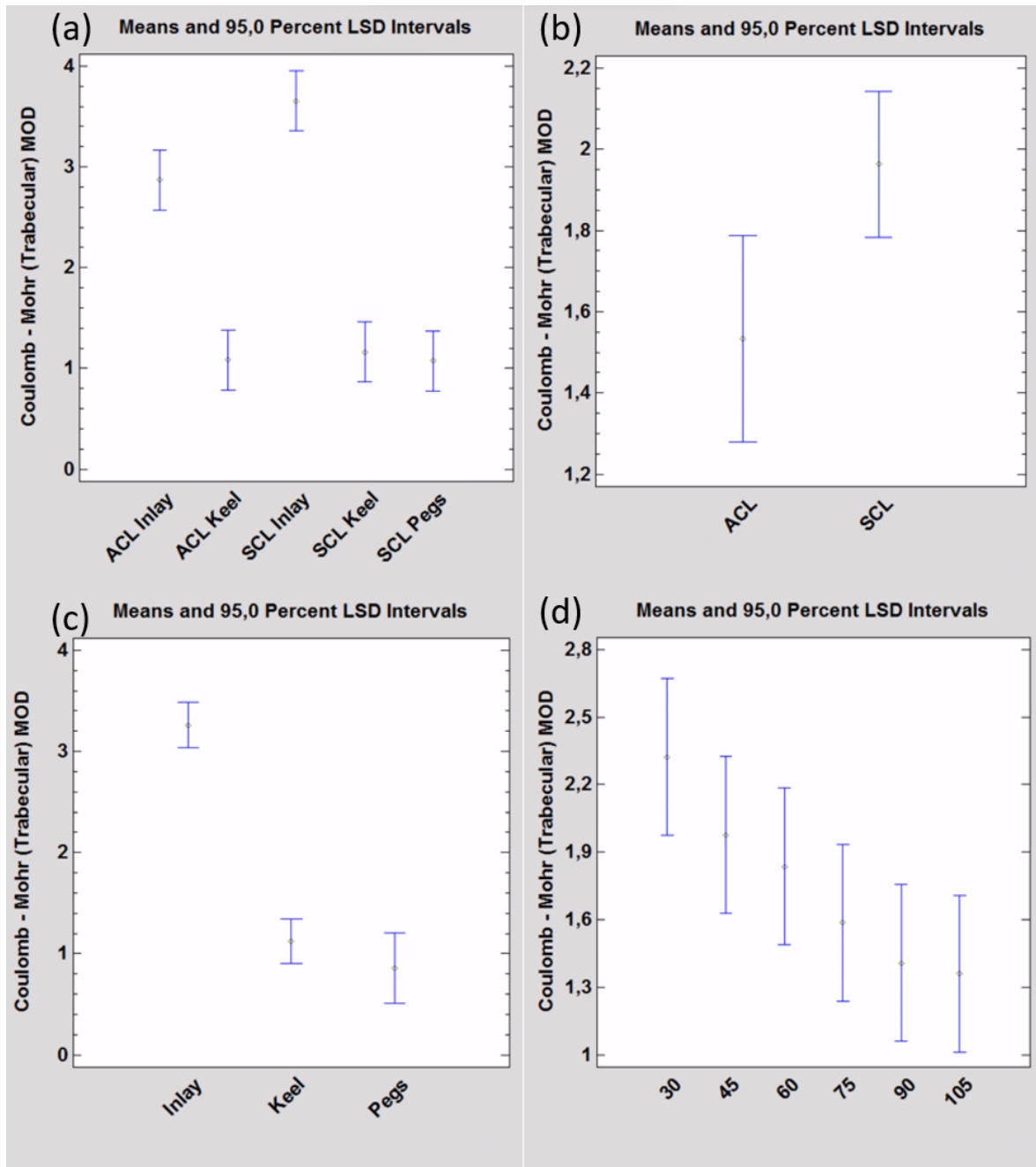


Figura 61. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el hueso trabecular según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

TABLA 28. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Rankine en el cemento

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	9.628				
Colocación					0.0788
ACL	9.927	0.229	9.377	10.477	
SCL	9.329	0.187	8.940	9.718	
Geometría					0.0000
Inlay	14.265	0.229	13.789	14.741	
Keel	3.591	0.229	3.115	4.067	
Pegs	11.028	0.324	10.276	11.781	
Ángulo					0.0156
30	10.818	0.355	10.065	11.570	
45	9.585	0.355	8.832	10.338	
60	9.394	0.355	8.642	10.147	
75	8.804	0.355	8.052	9.557	
90	9.317	0.355	8.564	10.069	
105	9.850	0.355	9.097	10.603	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	15.000	0.268	14.440	15.560	
ACL Keel	3.454	0.268	2.894	4.014	
SCL Inlay	13.530	0.268	12.970	14.090	
SCL Keel	3.728	0.268	3.168	4.287	
SCL Pegs	10.729	0.268	10.169	11.289	

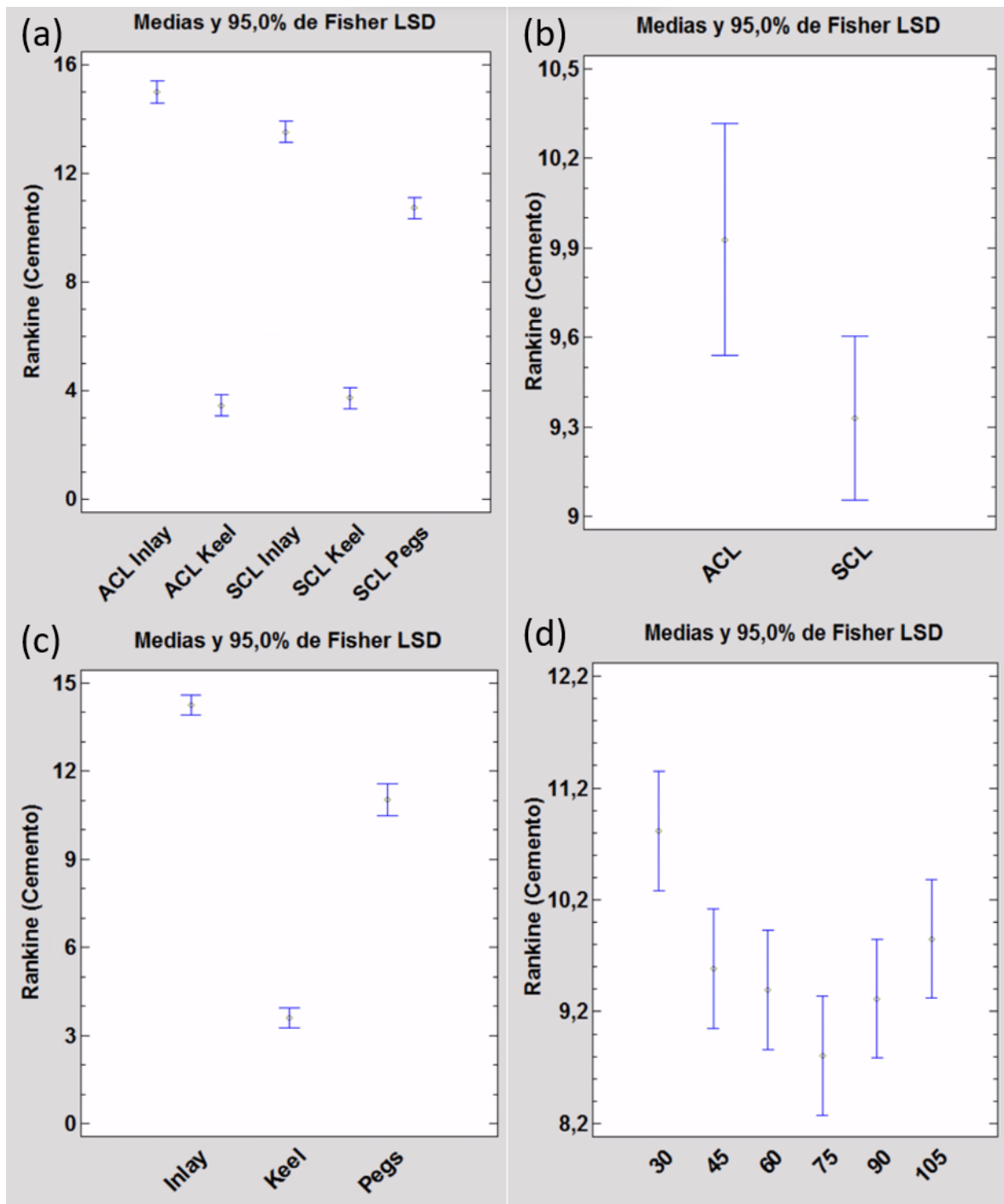


Figura 62. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Rankine en el cemento según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

TABLA 29. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb – Mohr en el cemento

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	9.585				
Colocación					0.0725
ACL	9.898	0.234	9.337	10.459	
SCL	9.273	0.191	8.877	9.670	
Geometría					0.0000
Inlay	14.265	0.234	13.779	14.751	
Keel	3.482	0.234	2.997	3.968	
Pegs	11.009	0.330	10.241	11.777	
Ángulo					0.0208
30	10.776	0.362	10.008	11.544	
45	9.558	0.362	8.790	10.326	
60	9.387	0.362	8.619	10.155	
75	8.812	0.362	8.044	9.580	
90	9.211	0.362	8.443	9.979	
105	9.769	0.362	9.001	10.537	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	15.000	0.281	14.414	15.586	
ACL Keel	3.372	0.281	2.786	3.958	
SCL Inlay	13.530	0.281	12.944	14.116	
SCL Keel	3.593	0.281	3.007	4.178	
SCL Pegs	10.697	0.281	10.111	11.282	

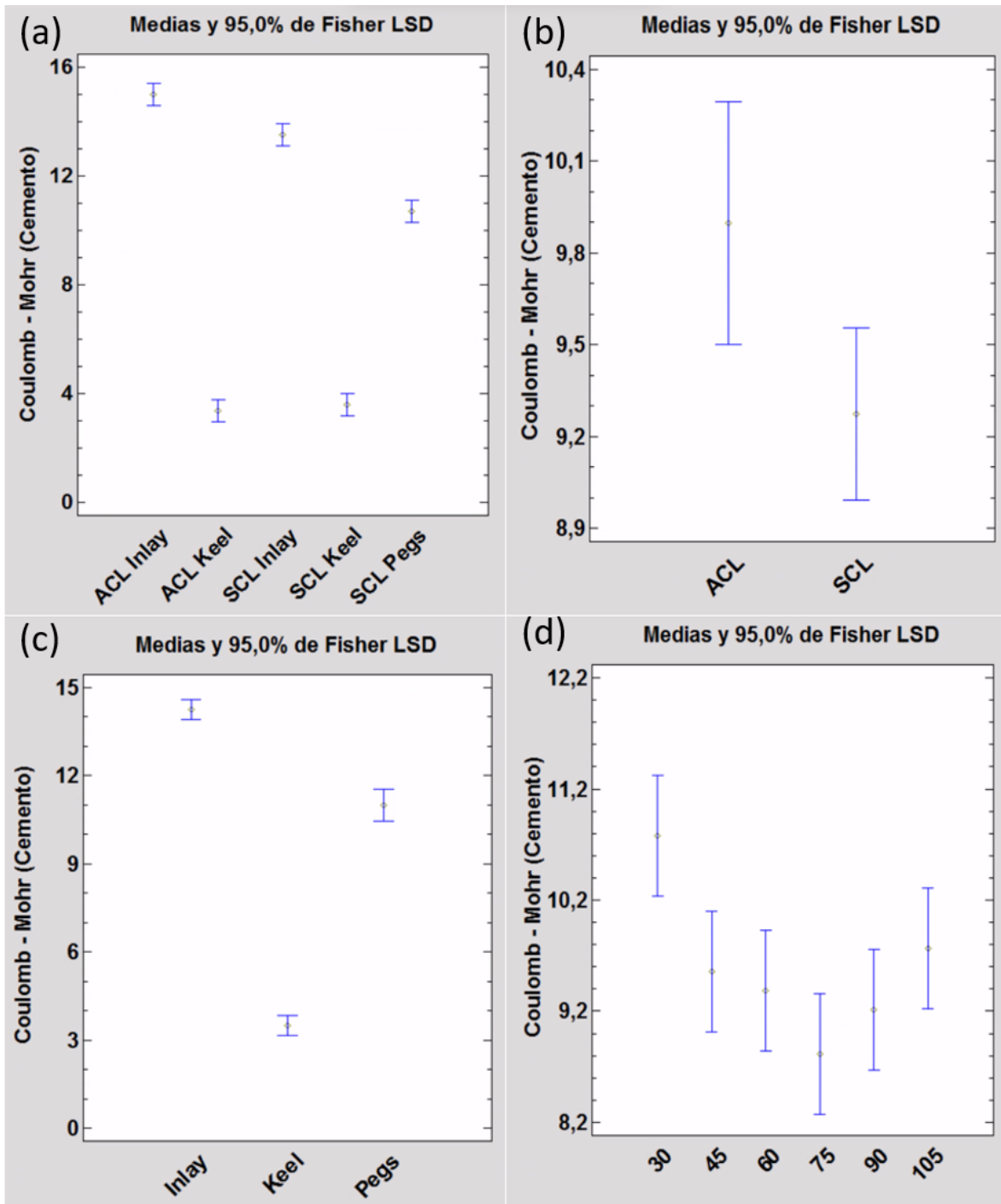


Figura 63. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el cemento según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

TABLA 30. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Rankine en el hueso cortical

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	9.898				
Colocación					0.0124
ACL	9.341	0.288	8.648	10.033	
SCL	10.456	0.235	9.966	10.945	
Geometría					0.0000
Inlay	15.000	0.288	14.400	15.600	
Keel	5.252	0.288	4.652	5.852	
Pegs	9.443	0.408	8.495	10.391	
Ángulo		(corregida)			0.4601
30	10.762	1.359	9.814	11.710	
45	9.809	0.417	8.861	10.757	
60	9.864	0.249	8.916	10.812	
75	9.762	0.245	8.814	10.710	
90	9.527	0.923	8.579	10.475	
105	9.665	0.661	8.717	10.613	
Interacción		(corregida)			0.0000
ACL Inlay	15.000	0.241	14.301	15.699	
ACL Keel	4.137	0.902	3.438	4.836	
SCL Inlay	15.000	0.241	14.301	15.699	
SCL Keel	6.367	1.050	5.668	7.066	
SCL Pegs	10.000	0.937	9.301	10.700	

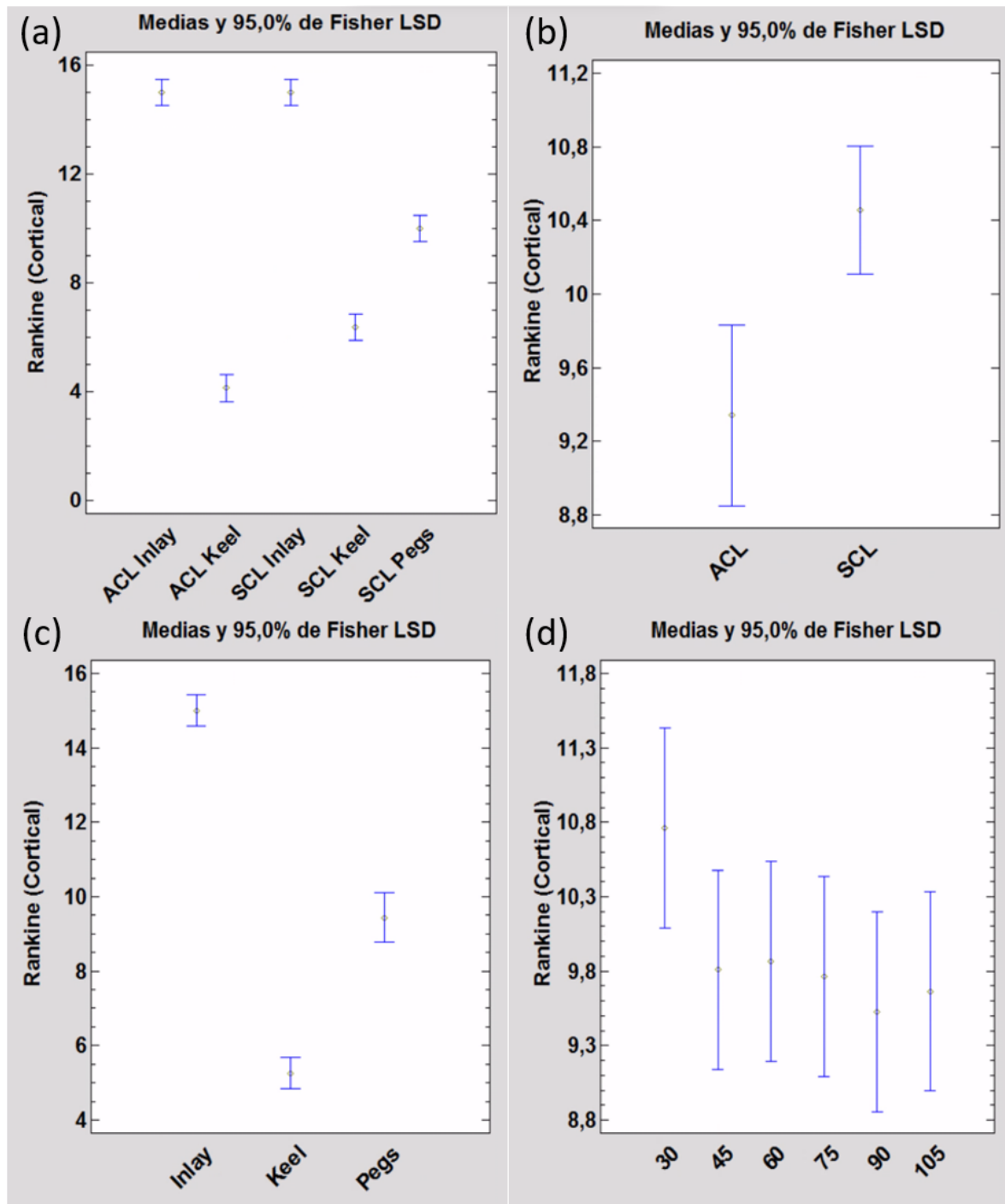


Figura 64. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Rankine en el hueso cortical según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación

TABLA 31. Intervalos de confianza de las medias del criterio de Coulomb - Mohr en el h. cortical

Nivel	Media	S.D.	Límite inf.	Límite sup.	P - valor
Global	9.767				
Colocación					0.0686
ACL	9.486	0.207	8.989	9.983	
SCL	10.048	0.169	9.696	10.399	
Geometría					0.0000
Inlay	15.000	0.207	14.570	15.430	
Keel	4.581	0.207	4.151	5.011	
Pegs	9.719	0.292	9.039	10.400	
Ángulo		(corregida)			0.0870
30	10.656	1.119	9.976	11.336	
45	9.754	0.162	9.074	10.434	
60	9.828	0.094	9.148	10.508	
75	9.615	0.179	8.935	10.295	
90	9.254	0.518	8.574	9.934	
105	9.494	0.466	8.814	10.174	
Interacción					0.0000
ACL Inlay	15.000	0.272	14.432	15.568	
ACL Keel	4.019	0.272	3.452	4.587	
SCL Inlay	15.000	0.272	14.432	15.568	
SCL Keel	5.142	0.272	4.575	5.710	
SCL Pegs	10.000	0.272	9.432	10.568	

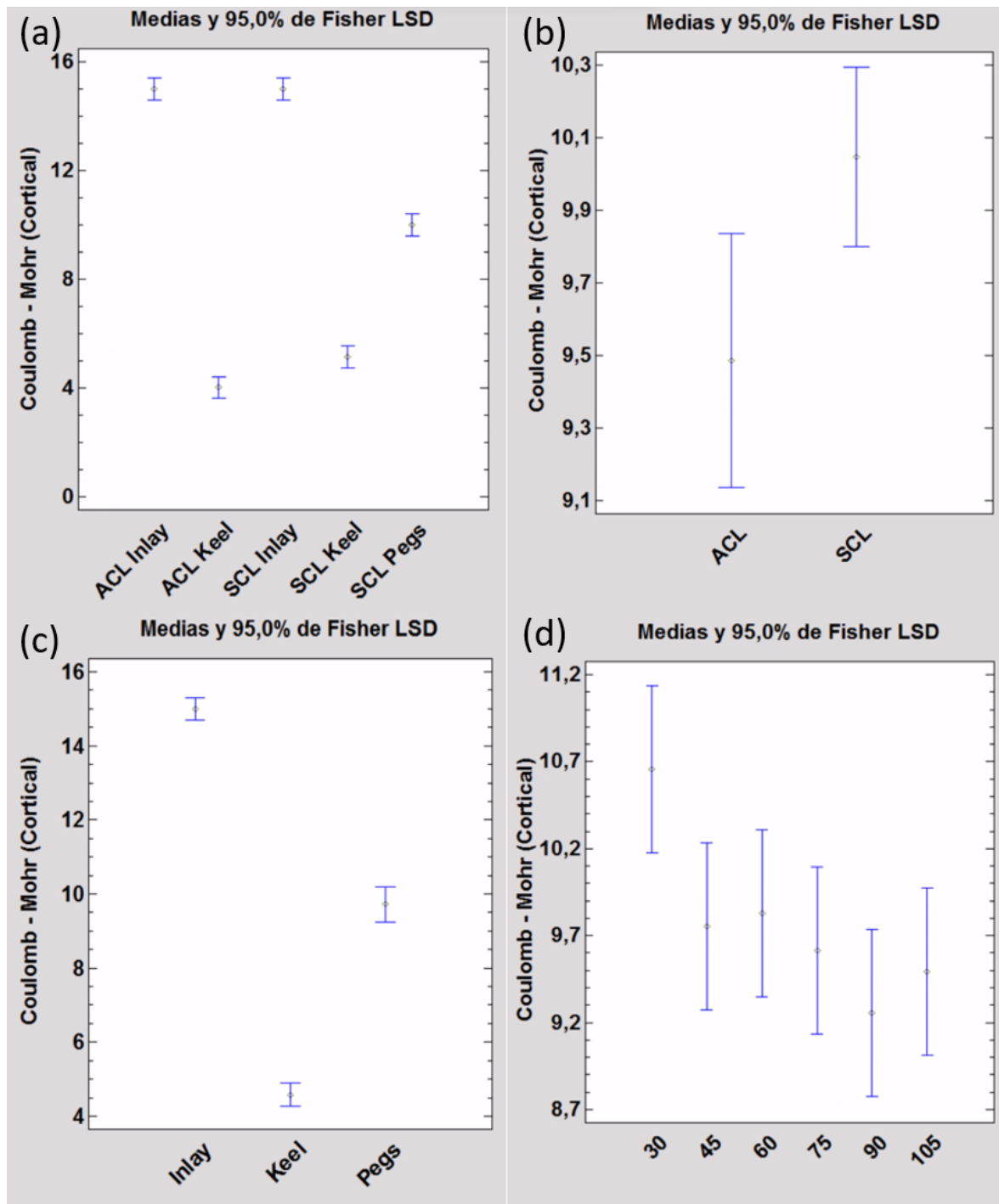


Figura 65. Intervalos de confianza al 95% para el criterio de Coulomb - Mohr en el hueso cortical según (a) la interacción colocación – implante, (b) las colocaciones, (c) las geometrías y (d) los ángulos de elevación.