

**DISEÑO, MODELADO Y SIMULACIÓN DE UN PROTOTIPO DE FIJACIÓN
PARA FRACTURA DE RADIO DISTAL**

Autores:

GLORIA ISABEL BUILES SÁNCHEZ

SAÚL FERNANDO GAMBOA SILVA

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENÍERIAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
GRUPO DE INVESTIGACIÓN DICBOT
BUCARMANGA**

2011

**DISEÑO, MODELADO Y SIMULACIÓN DE UN PROTOTIPO DE FIJACIÓN
PARA FRACTURA DE RADIO DISTAL**

Autores:

GLORIA ISABEL BUILES SÁNCHEZ

SAÚL FERNANDO GAMBOA SILVA

**Proyecto de grado como requisito parcial para optar por el título de
Ingeniero Mecánico**

Director:

CARLOS BORRÁS PINILLA

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENÍERIAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
GRUPO DE INVESTIGACIÓN DICBOT
BUCARMANGA**

2011

A Dios por derramar bendiciones diariamente durante toda mi vida.

A mi Padre y a mi Madre por darme la vida y hacerme de mí lo que hoy soy.

A mi Madre por haber sido el pilar más fuerte durante toda mi vida, por criarme con amor y brindarme todo lo necesario para mi desarrollo como persona.

A mi Padre por haberme enseñado la importancia de perseverar, por formarme con valores y por brindarme una vida llena de cosas que tal vez no merecía.

A mi hermana por ir siempre un paso adelante, enseñarme con cariño, facilitarme las cosas y brindarme un apoyo incondicional en todo momento de mi vida.

A mi familia por haber apoyado y creído en mí.

A mis amigos por ser parte de este proceso y compartir conmigo las buenas y las malas.

A mis compañeros por haber compartido este tiempo conmigo.

A mis profesores por su dedicación y compromiso.

A mi compañera Gloria Builes, al profesor Carlos Borrás, a la empresa Quirúrgicos Especializados y a la Universidad Industrial de Santander por darme la oportunidad de desarrollar este proyecto de grado.

Saúl Fernando Gamboa Silva

*Eternamente agradecida con Dios por darme la vida, las habilidades y ser
mi guía, con mi familia por su apoyo, soporte, sacrificio y amor y con mis
profesores por guiarme a través del sendero del conocimiento.*

Gloria Isabel Builes Sánchez

CONTENIDO

Pág.

INTRODUCCIÓN	24
1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	26
1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	26
1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA	26
1.3 OBJETIVOS.....	27
1.3.1 Objetivo General	27
1.3.2 Objetivos Específicos	27
1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN.....	28
2. MARCO TEORICO	30
2.1 FRACTURAS.....	30
2.1.1 Definición	30
2.1.2 Causas	30
2.1.3 Clasificación	31
2.2 FRACTURAS DE LA EXTREMIDAD DISTAL DEL RADIO	35
2.2.1 Anatomía funcional.....	36
3. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL ANTEBRAZO Y LA MANO	44
3.1 GENERALIDADES	44
3.2 MECÁNICA Y ANATOMÍA DEL ANTEBRAZO Y LA MANO.....	46
3.3 MECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN RADIOCARPIANA	52
3.4 CARACTERÍSTICAS ÓSEAS.....	55
3.4.1 Composición	55
3.4.2 Tejido óseo.....	56

3.4.3	Tipos de tejido óseo	58
3.4.4	Propiedades mecánicas de los huesos	59
4.	DESARROLLO DE EXPERIMENTOS Y REALIZACIÓN DE PRUEBAS.....	62
4.1	DEFINICIÓN DE LAS PRUEBAS Y MONTAJE	63
4.1.1	Prueba de compresión	63
4.1.2	Prueba de flexión.	65
4.1.3	Prueba de torsión	68
4.2	ANÁLISIS DE POBLACION Y TAMAÑO DE LA MUESTRA	71
4.2.1	Individuos necesarios para la muestra final	75
4.3	ANÁLISIS DE DATOS ADQUIRIDOS Y COMPARACIÓN CON LA LITERATURA	85
5.	DISEÑO Y MODELAMIENTO DEL PROTOTIPO.....	93
5.1	MODELAMIENTO VIRTUAL DEL TERCIO DISTAL DEL RADIO	93
5.1.1	Descripción anatómica y del radio.....	94
5.1.2	Investigación de campo.....	98
5.1.3	Construcción del modelo en el software CAD Solid Works®	99
5.2	DEFINICIÓN DE LAS FRACTURAS A ABARCAR EN EL DISEÑO DE LA PLACA PROTOTIPO.....	103
5.3	SELECCIÓN DE LOS TORNILLOS Y MODELAMIENTO VIRTUAL	106
5.4	DEFINICIÓN DE LA GEOMETRÍA DE LOS PRE-DISEÑOS DEL PROTOTIPO DE FIJACIÓN INTERNA Y MODELAMIENTO VIRTUAL.	112
5.4.2	Definición de la Geometría	121
6.	ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL PROTOTIPO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS	151
6.1	Definición del montaje.....	152
6.1.1	Contactos	152
6.1.2	Área de aplicación de las cargas	154
6.2	Definición de las fuerzas a utilizar	156

6.3	Materiales a utilizar en los elementos que conforman el ensamble.....	162
6.4	Simulación del conjunto bajo fuerzas de flexión, compresión y momento de torsión analizadas individualmente	163
6.4.1	Simulación del conjunto bajo fuerzas de flexión, compresión y momento de torsión sin restar el efecto de los músculos, analizadas individualmente	163
6.4.2	Simulación del conjunto bajo fuerzas de flexión, compresión y momento de torsión reales que soporta el radio, analizadas individualmente 167	
6.5	Simulación del conjunto sometido a carga combinada	172
7.	DESARROLLO DE PROPUESTA A COLCIENCIAS.....	179
8.	RECOPILACIÓN DE RESULTADOS	194
9.	CONCLUSIONES	198
10.	RECOMENDACIONES	200
	BIBLIOGRAFÍA.....	201
	ANEXOS.....	203

TABLA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Posibles tipos de fracturas en huesos.	31
Figura 2. División anatómica de un hueso largo	32
Figura 3. Tipos de fracturas según el trazo.....	33
Figura 4. Tipos de fracturas comunes en niños	34
Figura 5. Articulaciones radiocubital distal, radiocarpiana y cubitocarpiana	36
Figura 6. Planos anatómicos del espacio	37
Figura 7. Tipos de articulaciones del cuerpo humano.....	38
Figura 8. Movimientos de la mano	39
Figura 9. Lesión típica, Fractura de Colles	40
Figura 10. Trazo fractura de Colles.....	40
Figura 11. Fractura de Smith	42
Figura 12. Fractura de Barton	42
Figura 13. Algoritmo de tratamiento para fracturas de radio distal.....	43
Figura 14. Huesos de la mano	45
Figura 15. Huesos del antebrazo (radio y cúbito)	46
Figura 16. Movimientos de pronación y supinación	47
Figura 17. Movimiento de flexión y extensión del antebrazo	48
Figura 18. Flexión y extensión de la mano	49
Figura 19. Abducción radial y cubital de la mano.....	50
Figura 20. Movimientos de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente.....	51
Figura 21. Movimientos abducción y aducción de los dedos	51
Figura 22. Articulación radiocarpiana.....	52
Figura 23. Ligamento anterior	53
Figura 24. Ligamentos visión posterior	53
Figura 25. Ligamento lateral radial.....	54
Figura 26. Esquema óseo de la mano	55
Figura 27. Sección de un hueso largo	56
Figura 28. Osteoblastos.....	57
Figura 29. Osteocito.....	58
Figura 30. Osteoclastos	58

Figura 31. Tipos de tejido óseo.....	59
Figura 32. Módulo de Young del hueso trabecular en función de la densidad del hueso, densidad ósea [g/cm ³] y el módulo de Young E [MPa].....	61
Figura 33. Diagrama del montaje prueba de compresión	63
Figura 34. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo en compresión.....	64
Figura 35. Esquema de la prueba de compresión	65
Figura 36. Forma correcta de realizar la prueba de compresión.....	65
Figura 37. Diagrama del montaje prueba de flexión	66
Figura 38. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo en flexión.....	66
Figura 39. Forma correcta de realizar la prueba de flexión.....	67
Figura 40. Esquema de la prueba de flexión	68
Figura 41. Diagrama del montaje prueba de torsión	69
Figura 42. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo en torsión.....	69
Figura 43. Esquema y forma correcta de realizar la prueba de torsión.....	70
Figura 44. Curvas para diferentes niveles de confianza	74
Figura 45. Fuerza Vs. Edad para torsión	82
Figura 46. Fuerza Vs. Edad para flexión.....	82
Figura 47. Fuerza Vs. Edad para torsión compresión	83
Figura 48. Histograma Momento de Torsión.....	83
Figura 49. Histograma Fuerza de Flexión.....	84
Figura 50. Histograma Fuerza Axial.....	84
Figura 51. Fuerza del hombre con brazo, mano y pulgar para fuerzas controladas. (Compresión)	88
Figura 52. Fuerza del hombre con brazo, mano y pulgar para fuerzas controladas. (Flexión).....	90
Figura 53. Esquema para realizar prueba de torsión y datos arrojados por esta...	91
Figura 54. Partes del radio.....	96
Figura 55. Extremo inferior del radio.....	97
Figura 56. Ángulos de la cabeza del radio distal.....	97
Figura 57. Fotografías mediciones antropométricas del radio (Facultad de Salud UIS).....	98
Figura 58. Modelo físico del tercio distal del radio en yeso.....	99
Figura 59. Perfil de la base del hueso virtual	100
Figura 60. Solido de la base del hueso virtual	100
Figura 61. Angulo volar y radial en el hueso virtual	101
Figura 62. Modelo preliminar	102
Figura 63. Modelo del tercio distal del radio	102
Figura 64. Procedimiento para simular el hueso virtual	103
Figura 65. Fractura de Barton	104

Figura 66. Ángulos de corte definidos para el radio virtual	105
Figura 67. Tercio del radio distal virtualmente fracturado	106
Figura 68. Radio completo virtualmente fracturado	107
Figura 69. Ubicación del hueso cortical y esponjoso en el radio	108
Figura 70. Especificación de la cabeza de los tornillos a utilizar	109
Figura 71. Tornillo cortical.....	111
Figura 72. Tornillo esponjoso.....	111
Figura 73. Poste.....	112
Figura 74. Hueso virtual con placa sobrepuesta	113
Figura 75. Alojamiento del tornillo (poste).....	114
Figura 76. Alojamiento de la cabeza del tornillo (poste)	114
Figura 77. Alternativas de solución	116
Figura 78. Geometría del dispositivo	120
Figura 79. Ensamble de hueso, dispositivo y tornillos	121
Figura 80. Momento producido por fuerza de flexión.....	123
Figura 81. Medidas estándar de la mano.....	124
Figura 82. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo	125
Figura 83. Modelo 1 y criterio de aplicación para fracturas.....	126
Figura 84. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 1	126
Figura 85. Criterio de convergencia Modelo 1	127
Figura 86. Modelo 2 y criterio de aplicación para fracturas.....	127
Figura 87. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 2	128
Figura 88. Criterio de convergencia Modelo 2	128
Figura 89. Modelo 3 y criterio de aplicación para fracturas.....	129
Figura 90. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 3	129
Figura 91. Criterio de convergencia Modelo 3	130
Figura 92. Modelo 4 y criterio de aplicación para fracturas.....	130
Figura 93. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 4	131
Figura 94. Criterio de convergencia Modelo 4	131
Figura 95. Modelo 5 y criterio de aplicación para fracturas.....	132
Figura 96. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 5	132
Figura 97. Criterio de convergencia Modelo 5	133
Figura 98. Modelo 6 y criterio de aplicación para fracturas.....	133
Figura 99. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 6	134
Figura 100. Criterio de convergencia Modelo 6	134
Figura 101. Modelo 7 y criterio de aplicación para fracturas.....	135
Figura 102. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 7	135
Figura 103. Criterio de convergencia Modelo 7	136
Figura 104. Modelo 8 y criterio de aplicación para fracturas.....	136

Figura 105. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 8	137
Figura 106. Criterio de convergencia Modelo 8	137
Figura 107. Modelo 9 y criterio de aplicación para fracturas.....	138
Figura 108. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 9	138
Figura 109. Criterio de convergencia Modelo 9	139
Figura 110. Orificios numerados en el dispositivo.....	148
Figura 111. Medidas importantes del dispositivo	149
Figura 112. Planos de corte de fracturas en el hueso (1)	150
Figura 113. Planos de corte de fracturas en el hueso (2)	150
Figura 114. Ensamble modelo real	151
Figura 115. Articulación radiocarpiana.....	154
Figura 116. Área de aplicación de la fuerza de torsión y compresión.....	155
Figura 117. Área de aplicación de la fuerza de flexión	155
Figura 118. Músculos utilizados en los movimientos de flexión y compresión.....	158
Figura 119. Dirección de aplicación de las fuerzas.....	161
Figura 120. Formulario para presentación de proyectos.....	180

LISTA DE TABLAS

Pág.

Tabla 1. Resistencia máxima (MPa) y la tensión máxima (%) del hueso cortical del fémur humano en función de la edad.....	60
Tabla 2. Valores promedio de propiedades mecánicas y físicas de hueso cortical mojado embalsamado de hombres jóvenes y mayores	60
Tabla 3. Estimación de población para el departamento de Santander, Colombia en el año 2011	72
Tabla 4. Tabla resumen para diferentes niveles de confianza.....	74
Tabla 5. Datos pre-muestreo	75
Tabla 6. Resultados obtenidos en el pre-muestreo.....	78
Tabla 7. Muestreo total	79
Tabla 8. Fuerza máxima en empuje con sistema mano-brazo	86
Tabla 9. Valores máximos de fuerza (N) para el sistema mano-brazo	87
Tabla 10. Pico máximo del torque de apertura y torque máximo de apertura cómoda en función de la edad y el género	92
Tabla 11. Tipos de fracturas comunes en el radio distal.....	104
Tabla 12. Dimensiones para construcción de cabezas de tornillos.....	109
Tabla 13. Dimensiones para la construcción de la hélice de los tornillos	110
Tabla 14. Placas existentes en el mercado y sus características sobresalientes	117
Tabla 15. Ventajas de los prototipos propuestos con respecto a las placas existentes en el mercado	119
Tabla 16. Distancia para momento por fuerza de flexión.....	123
Tabla 17. Esfuerzos y deformaciones de los modelos.....	140
Tabla 18. Resultados ordenados ascendentemente por deformaciones	141
Tabla 19. Cálculo de índices de sujeción para cada una de las fracturas	143
Tabla 20. Prototipos propuestos con los planos de fractura	144
Tabla 21. Tipos de fracturas comunes en el radio distal.....	145
Tabla 22. Relación área total contra área con agujeros.....	146
Tabla 23. Modelos seleccionados para determinar la geometría más adecuada	147
Tabla 24. Contactos utilizados en la simulación del prototipo en el conjunto	153
Tabla 25. Fuerzas de algunos de los músculos que intervienen en el movimiento del antebrazo	159

Tabla 26. Fuerzas de cada uno de los músculos clasificados por movimientos ..	159
Tabla 27. Resumen de las fuerzas con y sin la ayuda de los músculos	160
Tabla 28. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido para el conjunto y la placa sometido al momento de torsión.....	164
Tabla 29. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido para el conjunto y la placa sometido a fuerza de flexión.....	165
Tabla 30. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido para el conjunto y la placa sometido a fuerza de compresión.....	166
Tabla 31. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido menos el efecto de los músculos para el conjunto y la placa sometido al momento de torsión	168
Tabla 32. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido menos el efecto de los músculos para el conjunto y la placa sometido a la fuerza de flexión.....	169
Tabla 33. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido menos el efecto de los músculos para el conjunto y la placa sometido a la fuerza de compresión	170
Tabla 34. Tabla de recopilación para simulaciones de fuerzas individuales.....	171
Tabla 35. Resultados primera simulación sometida a carga combina con el hueso y los postes como elementos rígidos	173
Tabla 36. Resultados segunda simulación sometida a carga combinada.....	174
Tabla 37. Resultados tercera simulación sometida a carga combinada	175
Tabla 38. Resultados cuarta simulación sometida a carga combinada	176
Tabla 39. Resultados de las simulaciones donde se involucra carga combinada	177

LISTA DE ECUACIONES

Pág.

Ecuación 1. Sumatoria de fuerzas prueba de compresión.....	64
Ecuación 2. Sumatoria de fuerzas prueba de flexión.....	67
Ecuación 3. Sumatoria de fuerzas prueba de torsión	69
Ecuación 4. Numero de muestras.....	73
Ecuación 5. Varianza	75
Ecuación 6. Índice de sujeción.....	142
Ecuación 7. Calculo de presiones de flexión y compresión	156

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Análisis biomecánico del antebrazo y la mano.....	204
Anexo B. Tratamiento quirúrgico.....	228
Anexo C. Formatos de adquisición de datos	238
Anexo D. Planos	271

GLOSARIO

Articulación: Acción y efecto de articular. Unión entre dos piezas rígidas que permite el movimiento relativo entre ellas.

Artrosis: Alteración patológica de las articulaciones, de carácter degenerativo y no inflamatorio. Suele producir deformaciones muy visibles de la articulación a que afecta, y entonces recibe el nombre de artrosis deformante.

Cartílago: Tejido esquelético flexible de los vertebrados y algunos invertebrados, formado por grupos aislados de células incluidos en una matriz de colágeno.

Cauterizar: Quemar una herida o destruir un tejido con una sustancia cáustica, un objeto candente o aplicando corriente eléctrica

Equimosis: Mancha lívida, negruzca o amarillenta de la piel o de los órganos internos, que resulta de la sufusión de la sangre a consecuencia de un golpe, de una fuerte ligadura o de otras causas.

Ligamento: Cordón fibroso muy homogéneo y de gran resistencia, que liga los huesos de las articulaciones.

Fibra: Cada uno de los filamentos que entran en la composición de los tejidos orgánicos vegetales o animales.

FCR: Flexor carpi radialis. Flexor radial del carpo.

Hematoma: Acumulación de sangre en un tejido por rotura de un vaso sanguíneo.

Osteotomía: Resección de un hueso.

Patología: Parte de la medicina que estudia las enfermedades.

Tejido: Cada uno de los diversos agregados de células de la misma naturaleza, diferenciadas de un modo determinado, ordenadas regularmente y que desempeñan en conjunto una determinada función.

Tendón: Cada uno de los órganos formados por tejido fibroso, en los que las fibras están dispuestas en haces paralelos entre sí. Son de color blanco y brillante, muy resistentes a la tracción y tienen la forma de cordones, a veces cilíndricos y con más frecuencia aplastados, que por lo común unen los músculos a los huesos

Trauma: Lesión duradera producida por un agente mecánico, generalmente externo.

Tumefacción: Hinchazón.

RESUMEN

TITULO: DISEÑO, MODELADO Y SIMULACIÓN DE UN PROTOTIPO DE FIJACIÓN PARA FRACTURA DE RADIO DISTAL¹

AUTORES: GLORIA ISABEL BUILES SÁNCHEZ

SAÚL FERNANDO GAMBOA SILVA²

PALABRAS CLAVES: Radio, Fijación, Fractura, Biomecánica, osteosíntesis.

DESCRIPCIÓN:

Esta investigación tiene como propósito el diseño, modelamiento y simulación de un prototipo estándar de fijación interna para fractura de radio distal para personas entre 15 y 55 años de edad que cumpla con los requerimientos para estabilizar y afrontar correctamente las fracturas más comunes presentes en este hueso. Para lograrlo se llevó a cabo un estudio de anatomía y fisiología de la articulación que une la mano con el radio y el cúbito, con el objeto de identificar las fracturas presentes en el radio. Posteriormente se definieron y realizaron dispositivos experimentales para adquirir y tabular el momento de torsión, fuerza de flexión y fuerza de compresión que realiza una persona en condiciones normales y que magnitudes de estas soporta el radio. Con base en las fuerzas y consideraciones anatómicas se desarrollaron diferentes prototipos que cumplieran con las condiciones de sujeción óptima de las fracturas y se realizó un primer análisis de simulación numérica donde se seleccionó el mejor modelo propuesto. Este modelo preliminar se ensambló a un radio por medio de postes, todos estos elementos modelados por medio del software CAD SolidWorks®, con el objeto de realizar simulaciones que arrojarán resultados de esfuerzos y deformaciones y partiendo de estos resultados se realizaron modificaciones al prototipo hasta obtener aquel que se desempeñó de manera óptima. También se planteó la segunda parte de esta investigación, que se refiere a la realización de pruebas para el modelo propuesto.

¹Trabajo de Grado

² Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Carlos Borrás

ABSTRACT

TITLE: DESIGN, MODELING AND SIMULATION OF A PROTOTYPE OF FIXATION FOR DISTAL RADIUS FRACTURE³

AUTHORS: GLORIA ISABEL BUILES SÁNCHEZ

SAUL FERNANDO GAMBOA SILVA⁴

KEYWORDS: Radius, Fixation, Fracture, Biomechanics, osteosynthesis.

DESCRIPTION:

This research aims to design, modeling and simulation of a standard prototype of internal fixation for distal radial fractures for people between 15 and 55 years old who meet the requirements to stabilize and face correctly the common fractures presents in this bone. To achieve it was necessary to carry out an anatomy and physiology study for the articulation that fixes the hand with the radius and ulna, to identify the present's fractures in the radius. Subsequently were defined and conducted experimental devices for acquiring and tabulating the torque, bending strength and compressive strength that makes a person in normal conditions and the magnitudes supported for the radius. Based on the forces and anatomical considerations, different prototypes were developed that met the conditions for optimum support of the fractures and performed a preliminary analysis of numerical simulation where the best model was selected. This preliminary model was assembled to a radio through posts, all these elements was modeling using the SolidWorks® software CAD. In order to perform simulations that will produce strains and stress results and in basis of these results made modifications to the prototype for which served optimally. Also raised the second part of this research, which refers to testing for the proposed model.

³ Degree Project

⁴ Faculty: Physics-Mechanics Career: Mechanical Engineering Director: Carlos Borrás.

INTRODUCCIÓN

Las lesiones óseas son traumas que pueden ser desarrollados en cualquier persona, generalmente debido a accidentes que involuntariamente generan la ruptura de algún hueso generando incapacidad en el paciente mientras su este se recupera.

Una lesión muy frecuente es la fractura del radio distal, ella constituye un 70% de las fracturas del antebrazo atendidas en un servicio de urgencias y sucede generalmente en pacientes de edad avanzada debido a la presencia de osteoporosis, también se presenta en adultos jóvenes debido a impactos de alta energía.

Para tratar dichas fracturas, actualmente, se utilizan tres métodos dependiendo de las complicaciones a las que esté sometido el paciente: el tratamiento conservador, el tratamiento de fijadores externos y la intervención quirúrgica para implantar dispositivos de fijación interna. Este último ha sido acogido por los expertos de la salud últimamente, debido a la facilidad del proceso de recuperación del paciente y la capacidad de este para afrontar los fragmentos después de una fractura de esta índole.

En Colombia pocas empresas producen este tipo de implantes y por ende estos son importados a gran costo a nuestro país. Con el objeto de poder desarrollar una metodología de investigación que pueda ser utilizada para implementarlos, construirlos y distribuirlos por empresas locales reduciendo el costo de comercialización, generando industria, empleo y desarrollo de la región, se ha planteado esta primera parte de la investigación.

Este proyecto es el inicio de un proyecto de un proyecto investigativo en biomecánica e implantes quirúrgicos que pretende desarrollar las metodologías de diseño y pruebas pertinentes para que se puedan fabricar diferentes tipos de implantes a bajo costo en nuestra región.

Este libro contiene la primera parte de este proyecto que se refiere al diseño y simulaciones de un prototipo de fijación interna para fractura de radio distal, el cual desarrolla los siguientes temas:

Primero se ha definido el problema a tratar y los objetivos propuestos para solucionarlo, después se ha hecho un estudio de anatomía, fisiología, morfología y biomecánica de la mano y el antebrazo, que son las partes involucradas en el estudio. A continuación se ha empezado la investigación ingenieril con el desarrollo de los prototipos de experimentación para recopilar las fuerzas de flexión, torsión y compresión realizadas por la mano, y se ha realizado la tomas de datos a voluntarios, todo esto regido por un estudio estadístico previo. Luego los

datos recopilados se han analizado y comparado con la literatura y se han sacado conclusiones con respecto a los resultados obtenidos para utilizarlos posteriormente en la simulación de nueve prototipos de placas propuestos para identificar cuál de estas cumple con los requerimientos deseados y tiene el mejor comportamiento mecánico. Para finalizar se ha simulado el prototipo seleccionado en el hueso y se han planteado diferentes opciones de simulación para luego realizar las conclusiones, observaciones y recomendaciones pertinentes.

1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

Las lesiones a nivel óseo son traumas que pueden ser desarrollados en cualquier persona, en muchas ocasiones debido a accidentes que involuntariamente generan la ruptura de algún hueso generando para el paciente una incapacidad mientras su hueso sana.

Una lesión muy frecuente es la fractura del radio distal que sucede generalmente en pacientes de edad avanzada debido a la presencia de osteoporosis, en adultos jóvenes debido a impactos de alta energía y predomina en el sexo femenino. El mecanismo de acción más frecuente para que se presente este tipo de fractura es la caída sobre la mano extendida con la muñeca en flexión dorsal, cuando esto sucede causa en el paciente deformidad, dolor intenso, tumefacción y equimosis en el miembro superior afectado.

Esta lesión puede ser tratada de tres formas dependiendo de la complicación o complicaciones que se tengan: tratamiento conservador, con dispositivos de fijación externa y tratamiento quirúrgico, el tratamiento conservador se usa en fracturas no desplazadas en las que se puede reducir de manera optima, seguido por la inmovilización del hueso por medio de un yeso, el tratamiento con dispositivos de fijación externa se utiliza cuando hay heridas abiertas para evitar un foco de infección al cerrar y permitir que la herida sane adecuadamente y el tratamiento quirúrgico se usa en lesiones más complejas y posee varias alternativas dependiendo de de la complicación: osteosíntesis con agujas, fijación externa, osteosíntesis con placa, injerto, sustitutivos óseos, etc.

Teniendo en cuenta la fractura y el tratamiento que se le dé la idea es que el paciente recupere la movilidad de su miembro superior afectado, en el caso de la cirugía que sea lo menos invasiva posible y que su rehabilitación sea rápida y completa.

1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

Las fracturas de la extremidad distal del radio constituyen aproximadamente una sexta parte de las fracturas tratadas en un servicio de urgencias y representan más del 70% de las fracturas del antebrazo. Para tratarlas se han usado diferentes métodos, como son el tratamiento conservador, dispositivos de fijación externa y tratamiento quirúrgico, los cuales se utilizan dependiendo de la forma de la misma. En la actualidad, y utilizados hace pocos años, se encuentran los dispositivos de

fijación interna. Casi la totalidad de las placas que se utilizan para reducir éstas fracturas en Colombia son importadas a un alto costo. Aunque existen industrias capacitadas para desarrollarlas, el campo de la biomecánica de radio distal no ha sido explorado ampliamente en nuestro país.

Con el objetivo de suplir ésta necesidad, contribuyendo con la misión de la Universidad Industrial de Santander y desarrollando acercamientos Industria – Academia, se inicia este trabajo investigativo en la línea de Biomecánica del antebrazo que busca transferir y generar conocimiento dando la posibilidad a las industrias locales de generar investigación, empleo y desarrollo del país.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

Desarrollar la misión de la Universidad Industrial de Santander en el campo de investigación de la biomecánica, generando nuevo conocimiento, innovando y proponiendo soluciones óptimas ante proyectos generados en esta línea de investigación, a la vez que se forman profesionales e investigadores, que participan activamente e impulsan el desarrollo de la industria nacional, con el apoyo y orientación profesional del grupo de investigación adscrito a la Escuela de Ingeniería Mecánica DICBoT. Colciencias Categoría C.

Para el desarrollo del proyecto “Diseño, modelado y simulación de un prototipo de fijación para fractura de radio distal” se proponen los siguientes objetivos específicos:

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Estudiar el comportamiento biomecánico del radio distal con cargas estáticas en términos de torsión, flexión y compresión, y su influencia en las funciones del antebrazo.
2. Determinar los esfuerzos de torsión, flexión y compresión en la mano, por medio del desarrollo de pruebas experimentales a personas entre 15 y 55 años de edad determinando la magnitud con que estas se transmiten al tercio superior del radio distal y contrastarlos con datos recopilados en la literatura.

3. Diseñar y modelar un prototipo de fijación interna para fractura de radio distal estándar, para personas entre 15 y 55 años de edad, asistido por medio del software CAD SolidWorks®
4. Analizar estructuralmente el prototipo de fijación interna para fractura de radio distal por medio de elementos finitos usando Ansys® y/o Comsol®, con el objeto de observar y analizar el comportamiento de la placa de fijación bajo los esfuerzos de torsión, flexión, compresión y fatiga.
5. Elaborar una propuesta de investigación, con el objetivo de proponer la siguiente parte del proyecto que consiste en la construcción del dispositivo y la realización de pruebas de compresión, flexión y torsión, en conjunto con la Universidad Industrial de Santander y la entidad beneficiaria con miras a presentar en CONCIENCIAS o en la DIFE.

1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN

Con éste trabajo de grado se busca diseñar, modelar y analizar estructuralmente un dispositivo de fijación interna para fractura de radio distal con el fin de evaluar la funcionalidad y resistencia mecánica del prototipo, ampliando el campo de investigación en éste punto y desarrollando las bases para que tal dispositivo pueda ser fabricado en nuestra región.

Se medirán las fuerzas de torsión, tensión y compresión máximas en el radio que pueden realizar hombres y mujeres entre 15 y 55 años. Estas serán la base para iniciar el diseño estándar para una placa. Tal diseño consta de una definición geométrica para obtener una disposición óptima de los agujeros que el cirujano puede necesitar analizando los diferentes tipos de fracturas,

Abraham Colles la definió y clasificó como una fractura de rasgo transversal de la epífisis inferior del radio, que presenta notoriamente tres desviaciones que son típicas:

- Enclavamiento de la epífisis en la metáfisis (fractura encajada).
- Desviación dorsal de la epífisis, que le da al eje lateral la silueta de un dorso de tenedor.
- Desviación radial de la epífisis, que le da al eje antero-posterior de antebrazo y mano, la desviación en bayoneta.

Actualmente se han definido específicamente cada una de estas variaciones de la fractura de Colles y pueden definirse así,

- Tipo I: fractura extraarticular no desplazada
- Tipo II: fractura extraarticular desplazada
- Tipo III: fractura intraarticular no desplazada
- Tipo IV: fractura intraarticular desplazada

Además hace referencia a subtipos en función de si se trata de fracturas estables o no y si son reducibles o no. Algunos criterios que orientan a que sean inestables son:

- Conminución dorsal y/o volar
- Conminución intraarticular
- Gran desplazamiento entre fragmentos
- Gran angulación
- Gran acortamiento
- Fractura asociada del cubito distal

El diseño del dispositivo necesita contemplar las fracturas más comunes del extremo distal del radio para que el diseño geométrico tenga la mayor flexibilidad y sea efectivo a la hora de su utilización en la cirugía.

Para observar el comportamiento de la placa, se la someterá a ciertos esfuerzos por medio de la simulación numérica y se analizará su comportamiento estructural por medio de elementos finitos.

La razón por la que nos hemos enfocado a desarrollar esta investigación es para permitir que esta placa sea de más fácil acceso para nuestra comunidad. En la actualidad una placa para este uso oscila entre dos millones quinientos mil pesos cada una, con esta investigación pretendemos dar inicio a un proceso de mejoramiento y análisis que permita que los costos de este dispositivo, en el espacio de los siguientes años, pueda reducirse aproximadamente un 20% favoreciendo así a la comunidad en general.

2. MARCO TEORICO

2.1 FRACTURAS⁵

2.1.1 Definición

Las fracturas es una discontinuidad en los huesos, a consecuencia de golpes, fuerzas o tracciones cuyas intensidades superen la elasticidad del hueso. En una persona sana, siempre son provocadas por algún tipo de traumatismo, pero existen otras fracturas, denominadas patológicas, que se presentan en personas con alguna enfermedad de base sin que se produzca un traumatismo fuerte.

Es el caso de algunas enfermedades orgánicas y del debilitamiento óseo propio de la vejez.

Si se aplica más presión sobre un hueso de la que puede soportar, éste se parte o se rompe. Una ruptura de cualquier tamaño se denomina fractura y si el hueso fracturado rompe la piel, se denomina fractura abierta (fractura compuesta).

La fractura por estrés o sobrecarga es una fisura delgada en el hueso que se desarrolla por la aplicación prolongada o repetitiva de fuerza sobre el mismo.

2.1.2 Causas

Las siguientes son causas comunes de fracturas óseas:

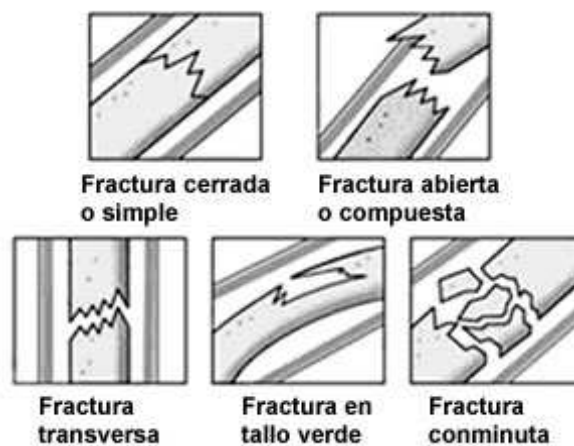
- ✓ *Caída desde una altura*
- ✓ *Accidentes automovilísticos*
- ✓ *Golpe directo*
- ✓ *Maltrato al menor*
- ✓ *Fuerzas repetitivas, como las que se presentan cuando una persona corre, pueden ocasionar fracturas por estrés en los pies, los tobillos, la tibia o la cadera.*

⁵ Tipos de fracturas. Olga Clemencia Giraldo – Fisioterapeuta,
http://criminalistic.org/DescargablesPDF/tipos_de_fracturas.pdf [en línea] 2004

2.1.3 Clasificación

Existen varios tipos de fracturas (Figura 1), que se pueden clasificar atendiendo a los siguientes factores: estado de la piel, localización de la fractura en el propio hueso, trazo de la fractura, tipo de desviación de los fragmentos y mecanismo de acción del agente traumático.

Figura 1. Posibles tipos de fracturas en huesos.



Fuente: [en línea]. <<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00475>. 2009

Según el estado de la piel

- ✓ **Fracturas cerradas.** (que también se conoce como *fractura compuesta*) Son aquellas en las que la fractura no comunica con el exterior, ya que la piel no ha sido dañada.
- ✓ **Fracturas abiertas.** (que también se conoce como *fractura simple*) Son aquellas en las que se puede observar el hueso fracturado a simple vista, es decir, existe una herida que deja los fragmentos óseos al descubierto. Unas veces, el propio traumatismo lesiona la piel y los tejidos subyacentes antes de llegar al hueso; otras, el hueso fracturado actúa desde dentro, desgarrando los tejidos y la piel de modo que la fractura queda en contacto con el exterior.

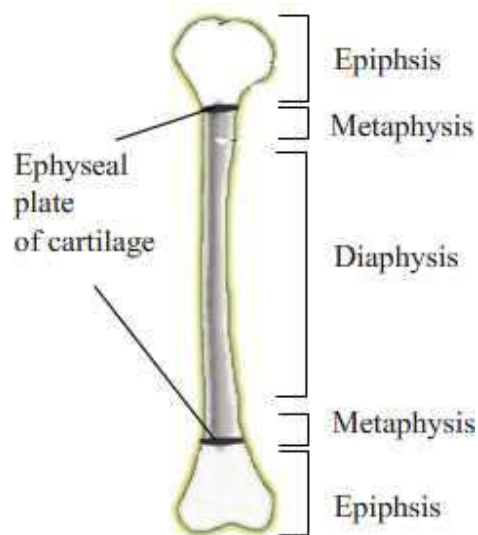
Según su localización

Los huesos largos se pueden dividir anatómicamente en tres partes principales: la diáfisis, las epífisis y las metáfisis.

La diáfisis es la parte más extensa del hueso, que corresponde a su zona media. Las epífisis son los dos extremos, más gruesos, en los que se encuentran las superficies articulares del hueso. En ellas se insertan gran cantidad de ligamentos y tendones, que refuerzan la articulación.

Las metáfisis son unas pequeñas zonas rectangulares comprendidas entre las epífisis y la diáfisis. Sobre ellas se encuentra el cartílago de crecimiento de los niños. Estas zonas se pueden observar claramente en la figura 2.

Figura 2. División anatómica de un hueso largo



Fuente: [en línea]. <<http://www.mananatomy.com/basic-anatomy/skeleton/parts-of-young-bone.htm>>.

Así, las fracturas pueden ser, según su localización:

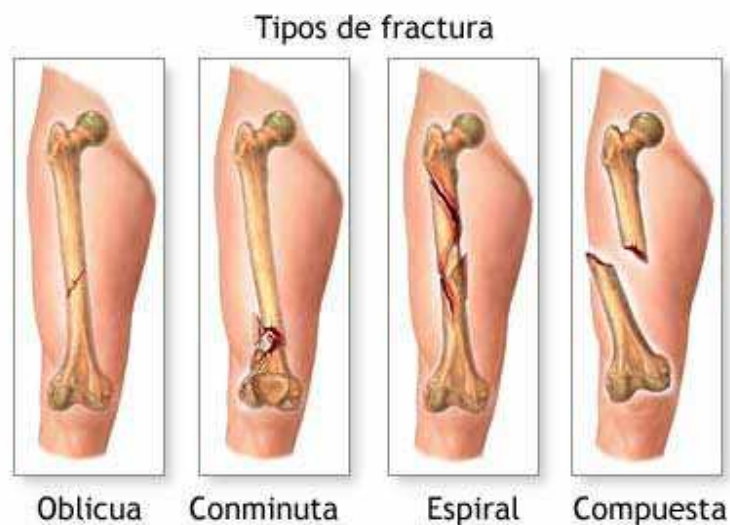
- ✓ **Epifisarias** (localizadas en las epífisis). Si afectan a la superficie articular, se denominan fracturas articulares y, si aquella no se ve afectada por el trazo de fractura, se denominan extraarticulares.
- ✓ Cuando la fractura epifisaria se produce en un niño e involucra al cartílago de crecimiento, recibe el nombre de epifisiólisis.

- ✓ **Diáfisarias** (localizadas en la diáfisis). Pueden afectar a los tercios superior, medio o inferior.
- ✓ **Metáfisarias** (localizadas en la metáfisis). Pueden afectar a las metáfisis superior o inferior del hueso.

Según el trazo de la fractura

- ✓ **Transversales:** la línea de fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso.
- ✓ **Oblicuas:** la línea de fractura forma un ángulo mayor o menor de 90 grados con el eje longitudinal del hueso (Figura 3).
- ✓ **Longitudinales:** la línea de fractura sigue el eje longitudinal del hueso.
- ✓ **En «ala de mariposa»:** existen dos líneas de fractura oblicuas, que forman ángulo entre si y delimitan un fragmento de forma triangular.
- ✓ **Conminutas:** hay múltiples líneas de fractura, con formación de numerosos fragmentos óseos (Figura 3).

Figura 3. Tipos de fracturas según el trazo



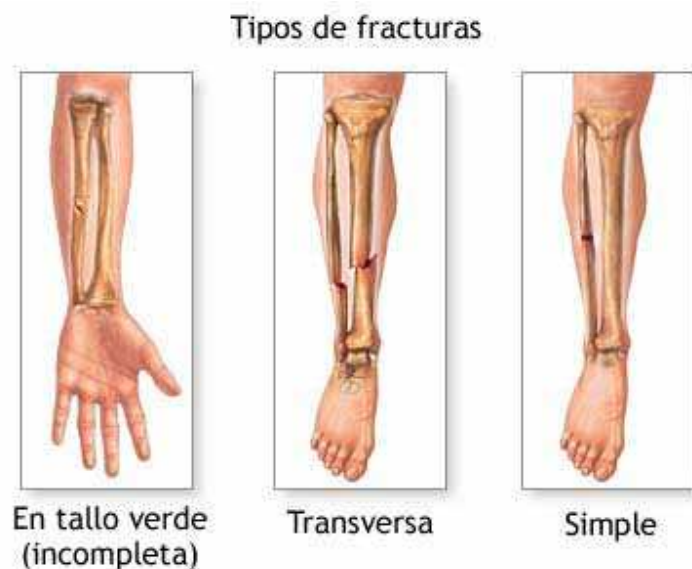
ADAM.

Fuente: [en línea]. < http://www.efisioterapia.net/articulos/leer.php?id_texto=85. 2004

En los niños, debido a la gran elasticidad de sus huesos, se producen dos tipos especiales de fractura:

- ✓ **Incurvación diafisaria:** no se evidencia ninguna fractura lineal, ya que lo que se ha producido es un aplastamiento de las pequeñas trabéculas óseas que conforman el hueso, dando como resultado una incurvación de la diáfisis del mismo.
- ✓ **En tallo verde:** el hueso está incurvado y en su parte convexa se observa una línea de fractura que no llega a afectar todo el espesor del hueso (Figura 4).

Figura 4. Tipos de fracturas comunes en niños



ADAM.

Fuente: [en línea]. < http://www.efisioterapia.net/articulos/leer.php?id_texto=85. 2004

Según la desviación de los fragmentos

- ✓ **Anguladas:** los dos fragmentos en que ha quedado dividido el hueso a causa de la fractura forman un ángulo.
- ✓ **Con desplazamiento lateral:** las dos superficies correspondientes a la línea de fractura no quedan confrontadas entre sí, por haberse desplazado lateralmente uno o los dos fragmentos.

- ✓ **Acabalgadas:** uno de los fragmentos queda situado sobre el otro, con lo cual se produce un acortamiento del hueso afectado.
- ✓ **Engranadas;** uno de los fragmentos ha quedado empotrado en el otro.

Según el mecanismo de producción

- ✓ **Traumatismo directo.** La fractura se produce en el punto sobre el cual ha actuado el agente traumático. Por ejemplo: fractura de cúbito por un golpe fuerte en el brazo.
- ✓ **Traumatismo indirecto.** La fractura se produce a distancia del lugar donde ha actuado el agente traumático. Por ejemplo: fractura del codo por una caída sobre las palmas de las manos.

Contracción muscular brusca. En deportistas y personas con un gran desarrollo muscular se pueden producir fracturas por arrancamiento óseo al contraerse brusca y fuertemente un músculo determinado. También se han observado fracturas de este tipo en pacientes sometidos a electroshok.

Tratamiento Físico de las Fracturas:

- ✓ **Durante la inmovilización** Se debe lograr que las articulaciones no incluidas en la inmovilización sigan funcionando para evitar una rigidez posterior. Ello se consigue con movilizaciones activas, nunca pasivas ni con masajes.
- ✓ **Después de la inmovilización** Una vez retirada la inmovilización, se debe procurar la recuperación funcional de los músculos, que generalmente, debido al tiempo de inactividad, estarán hipotróficos. Se indicarán ejercicios propios en cada caso.

Con el objetivo de tener una clara idea del tema a tratar se presenta un resumen global de las fracturas de la extremidad distal del radio y sus tratamientos.

2.2 FRACTURAS DE LA EXTREMIDAD DISTAL DEL RADIO

Se considera en este grupo a las fracturas que están a menos de 3 cm de la articulación radiocarpiana. Se producen por caídas sobre el talón de la mano por delante en pronación o por detrás en supinación. Las fracturas de la extremidad distal del radio representan el 70% de las fracturas del antebrazo⁶.

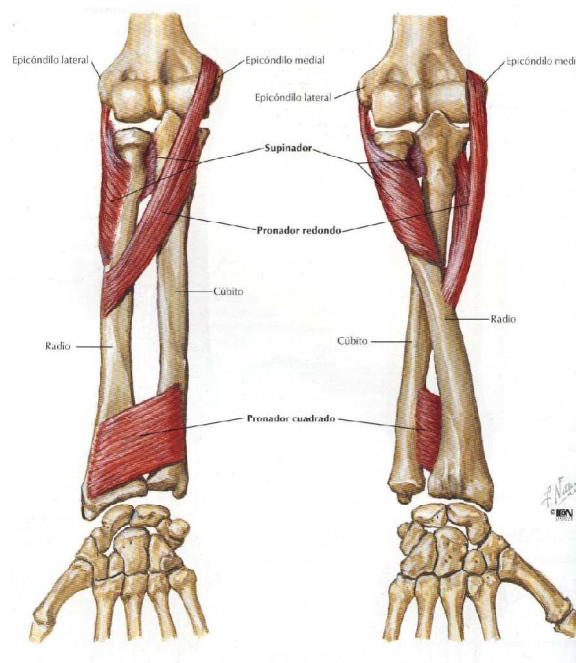
⁶ Colles A. On the fracture of the carpal extremity of the radius. Edinb Medical Surgery. 1814.

Han existido controversias, por parte de los expertos en este tema, en lo que respecta al método más eficaz de tratamiento para este tipo de fracturas, muchos apoyan el tratamiento conservador, que consiste en la inmovilización con yeso. Aunque la mayoría de estas fracturas responden bien a este tratamiento, en algunos casos se han dado malos resultados a largo plazo. Con un mayor conocimiento de la anatomía y biomecánica de la muñeca, el objetivo actual del tratamiento es conseguir los mejores resultados y evitar la evolución hacia la consolidación viciosa y artrosis postraumática.

2.2.1 Anatomía funcional

Esta región anatómica está compuesta por la articulación radiocubital distal, la articulación radiocarpiana y la articulación cubitocarpiana como se observan en la figura 5. Estas articulaciones son las que unen el radio y el cúbito con los huesos que componen la mano.

Figura 5. Articulaciones radiocubital distal, radiocarpiana y cubitocarpiana



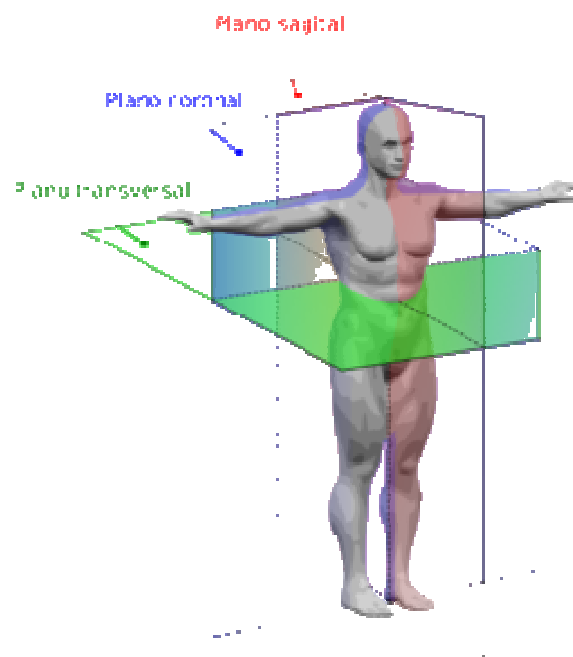
Fuente: NETTER, Frank, M.D. Atlas de anatomía humana. 2 ed. Canada: Masson, S.A, 2001. Pág. 410.

La mecánica de estas articulaciones permite un arco de movimiento en los tres planos anatómicos del espacio: (Figura 6)

- a) Plano Sagital.
- b) Plano Coronal.
- c) Plano Transversal.

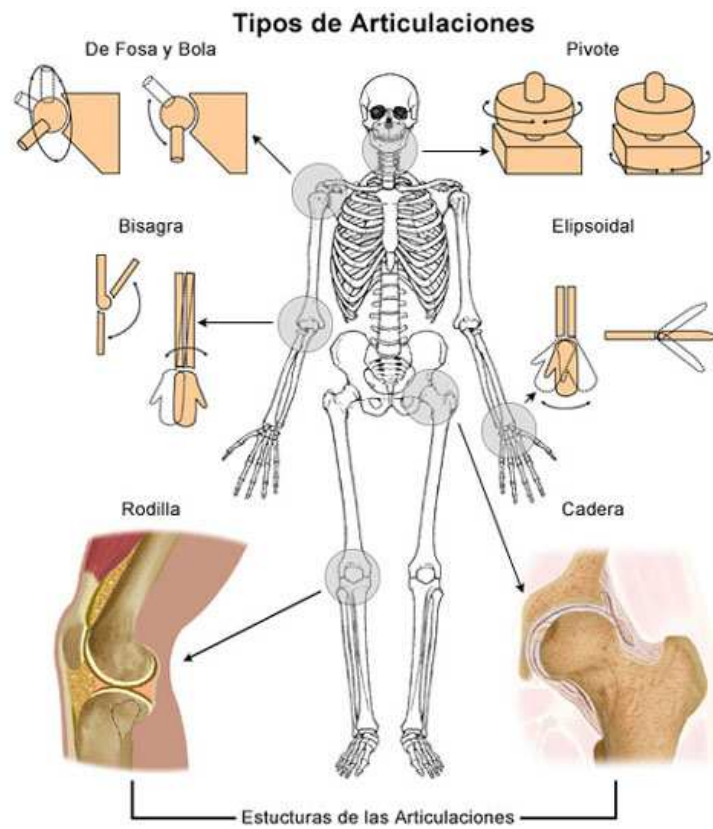
En la figura 7 podemos observar el comportamiento de la articulación de la mano como bisagra y como elipsoidal, esto permite los movimientos de la mano en diferentes planos, como se puede ver en la figura 8.

Figura 6. Planos anatómicos del espacio



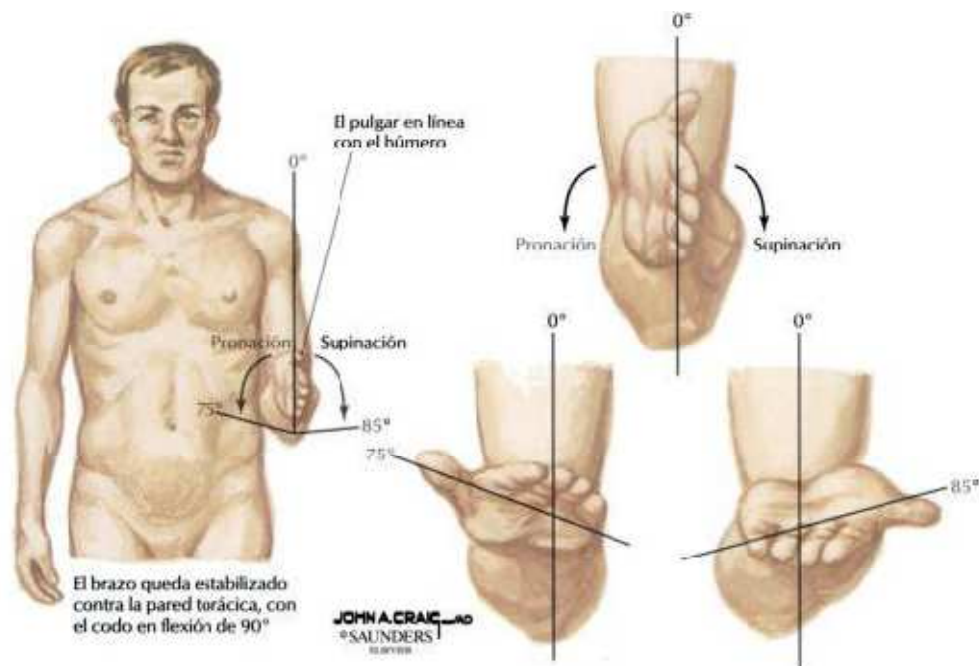
Fuente: [en línea]. <<http://edumedblog.blogspot.com/2009/06/planos-y-secciones-anatomicos.html>>. 2009.

Figura 7. Tipos de articulaciones del cuerpo humano



Fuente: [en línea]. Rush University, Medical Center. <<http://www.rush.edu/spanish/sadult/arthritis>>

Figura 8. Movimientos de la mano



Fuente: NETTER, Frank, M.D. Ortopedia. 1 ed. Barcelona: Masson, 2007. Pág. 515.

En la investigación experimental titulada *The distal radio-ulnar joint*⁷, el Dr. Palmer demostró que el 80% de las cargas axiales se transmiten a través del radio distal y el 20% por el cubito distal y el fibrocartílago triangular. Para el Dr. Linscheid, el 46% de los esfuerzos axiales se distribuye a nivel de la fosa del semilunar del radio, el 43% a nivel de la fosa escalafoides y el 11% a nivel del fibrocartílago.

En la articulación radiocarpiana se localizan el 83% de las cargas axiales que actúan sobre la muñeca, de las que el 22% proceden de la articulación hueso grande-semilunar, el 33% del hueso grandeescapoides y el 33% de la escafo-trapezio-trapezoide.

En la muñeca el 17% se localizan en el complejo cubitocarpiano, el 28% en la radiosemilunar y el 55% en la radioescapoides.

Fractura de Colles: es una fractura cerca del extremo del radio. Es una fractura común en personas mayores y menos común en niños y adolescentes. En la figura

⁷ Palmer AK. *The distal radio-ulnar joint. Anatomy, biomechanics and triangular fibrocartilage complex abnormalities.* Hand Clin 1987.

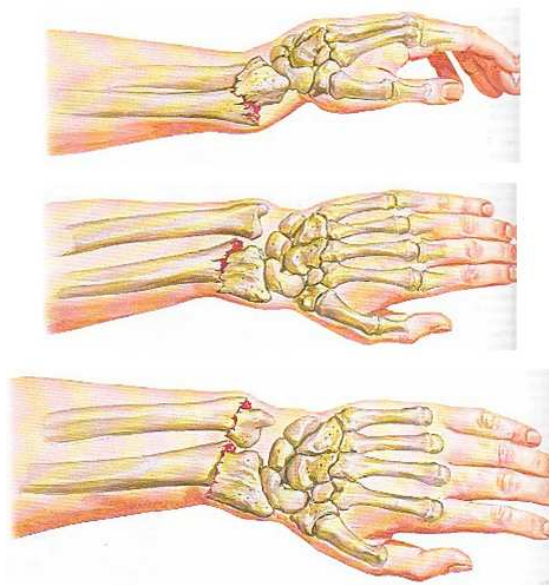
9 se muestra el tipo de mecanismo para producir la fractura de Colles y en la figura 10 el trazo de la fractura.

Figura 9. Lesión típica, Fractura de Colles



Fuente: NETTER, Frank, M.D. Sistema musculoesquelético. Traumatología, evaluación y tratamiento. 1 ed. Barcelona: Masson, 2001. Pág. 53.

Figura 10. Trazo fractura de Colles



Fuente: NETTER, Frank, M.D. Sistema musculoesquelético. Traumatología, evaluación y tratamiento. 1 ed. Barcelona: Masson, 2001. Pág. 53.

Algunos factores aumentan la probabilidad de padecer una fractura de Colles, estos son:

- ✓ Edad avanzada
- ✓ Pos menopausia
- ✓ Reducción de la masa muscular
- ✓ Osteoporosis
- ✓ Nutrición deficiente

Tratamiento:

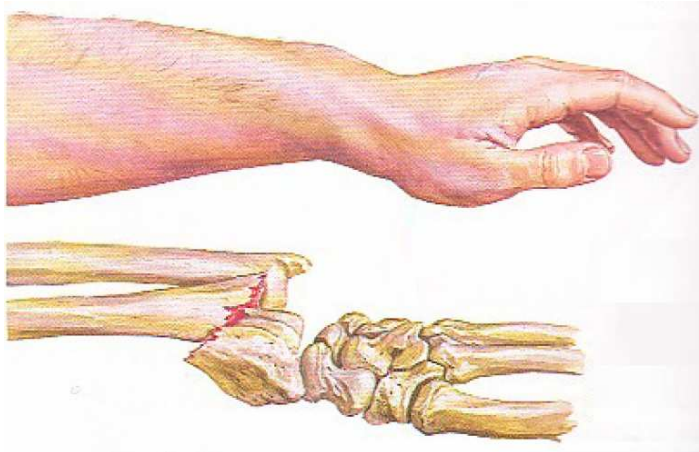
- ✓ Unir las partes del hueso, para lo cual puede ser necesario usar anestesia o realizar una cirugía.
- ✓ Mantener las partes unidas mientras se recupera el hueso

Los medios que se pueden usar para mantener el hueso en su lugar mientras se cura incluyen:

- ✓ Un yeso (se puede usar con o sin cirugía).
- ✓ Una placa de metal con tornillos (requiere cirugía).
- ✓ Tornillos solos (requiere cirugía).
- ✓ Clavos de metal que atraviesan el hueso, con una tablilla metálica por fuera de la muñeca que mantiene los clavos y el hueso fracturado en su lugar (requiere cirugía).

Fractura de Smith: La fractura de Smith causa una angulación palmar y es mucho menos frecuente que la fractura de Colles, también se le llama fractura de “Colles invertida”, porque el fragmento distal se desplaza hacia la cara palmar del radio. Es mucho menos común que la fractura de Pouteau-Colles clásica y se produce al caer en tierra con la muñeca en flexión. La fractura de Smith se identifica por su desplazamiento hacia la palma como se puede observar en la figura 11.

Figura 11. Fractura de Smith

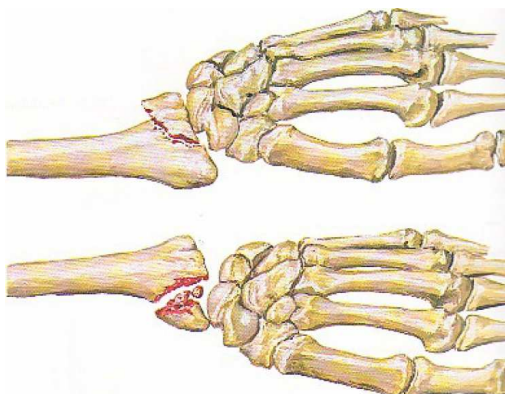


Fuente: NETTER, Frank, M.D. Sistema musculoesquelético. Traumatología, evaluación y tratamiento. 1 ed. Barcelona: Masson, 2001. Pág. 56.

Fracturas parcelarias: No afectan a toda la sección transversal del radio. Dentro de estas tenemos:

Fractura de Rhea-Barton: es una fractura en la cual se desprende el borde dorsal o posterior de la extremidad distal del radio acompañado del carpo y de la mano (figura 12).

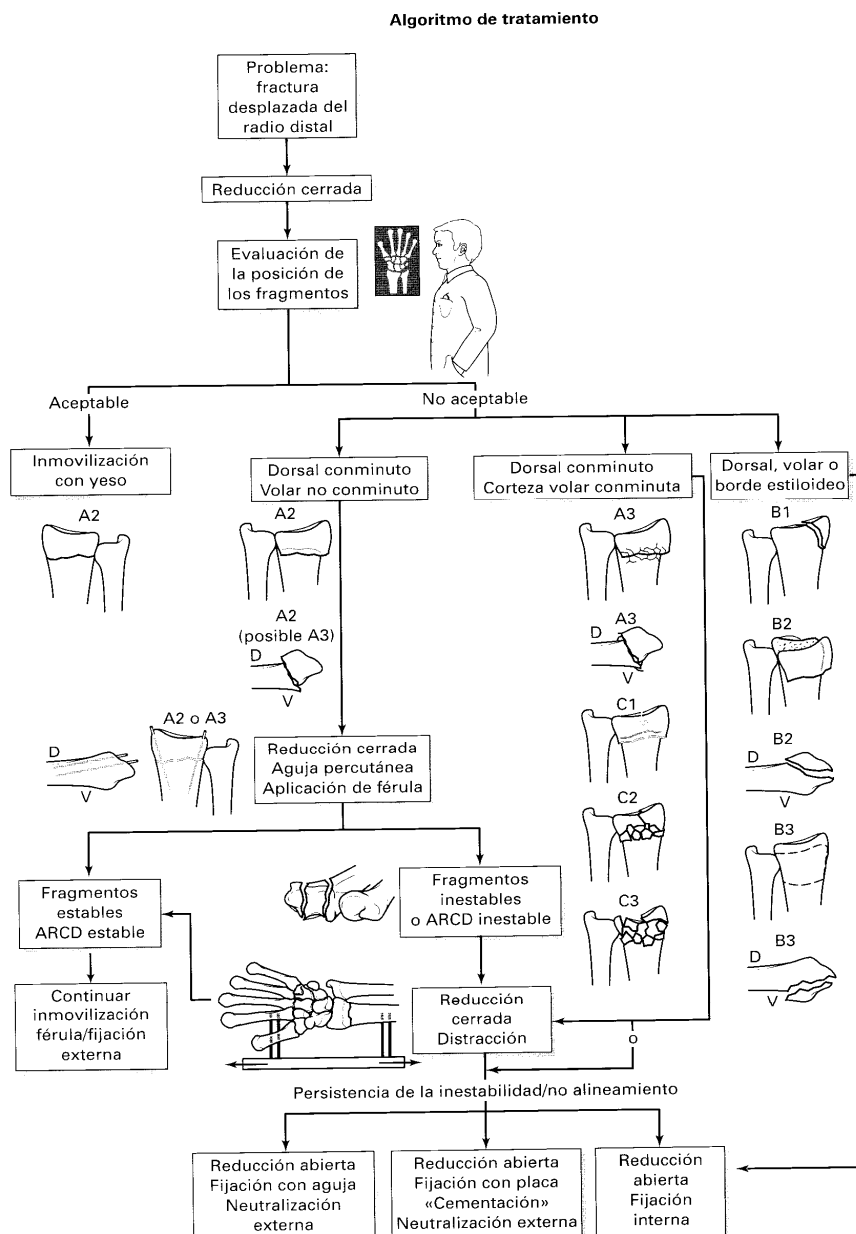
Figura 12. Fractura de Barton



Fuente: NETTER, Frank, M.D. Sistema musculoesquelético. Traumatología, evaluación y tratamiento. 1 ed. Barcelona: Masson, 2001. Pág. 57.

En la figura 13 se puede observar el algoritmo utilizado para tratar fracturas de radio distal y las posibles fracturas que se presentan en este hueso.

Figura 13. Algoritmo de tratamiento para fracturas de radio distal



Fuente: GATTO Pablo. Residencia traumatología. Fracturas del extremo distal del radio. Hospital General de Agudos 2007.

3. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL ANTEBRAZO Y LA MANO

El antebrazo y la mano forman parte esencial de los movimientos y tareas cotidianas que realiza el ser humano. Para su estudio, es indispensable conocer en detalle el funcionamiento biomecánico de la articulación radiocarpiana, una de las más complejas del cuerpo humano: esta es la que une la mano con el radio y el cúbito la cual está directamente involucrada con el radio, el cual es objeto de este estudio.

La biomecánica está definida como la *“ciencia que estudia la aplicación de las leyes de la mecánica a las estructuras y los órganos de los seres vivos”*⁸, en este caso particular, se analizará la aplicación de estas leyes al tercio distal del radio.

A continuación se presenta un análisis resumido de la biomecánica del antebrazo y la mano. Para ampliar la información acerca de este tema se puede remitir al Anexo A, donde se encuentra información detallada.

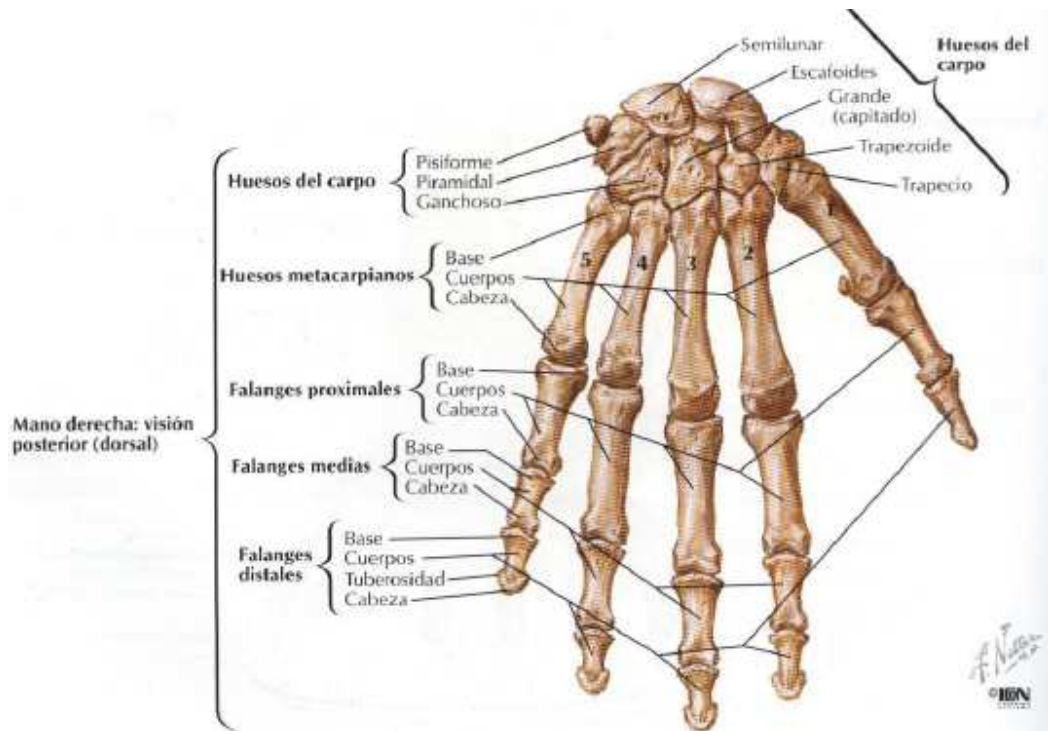
3.1 GENERALIDADES

El antebrazo está conformado por dos huesos: el cubito y el radio; y la mano está conformada principalmente por los siguientes huesos: escafoides, trapecio, trapecoide, semilunar, piramidal, pisiforme, ganchoso, grande, metacarpianos, sesamoideos, falanges proximales, falanges medias y falanges distales, como se puede observar en la figura 14 y 15.

La razón por la cual la mano necesita mayor número de huesos que el antebrazo, es porque está capacitada para realizar más movimientos, proporcionando la versatilidad necesaria para realizar tareas de sujeción, rotación y flexión.

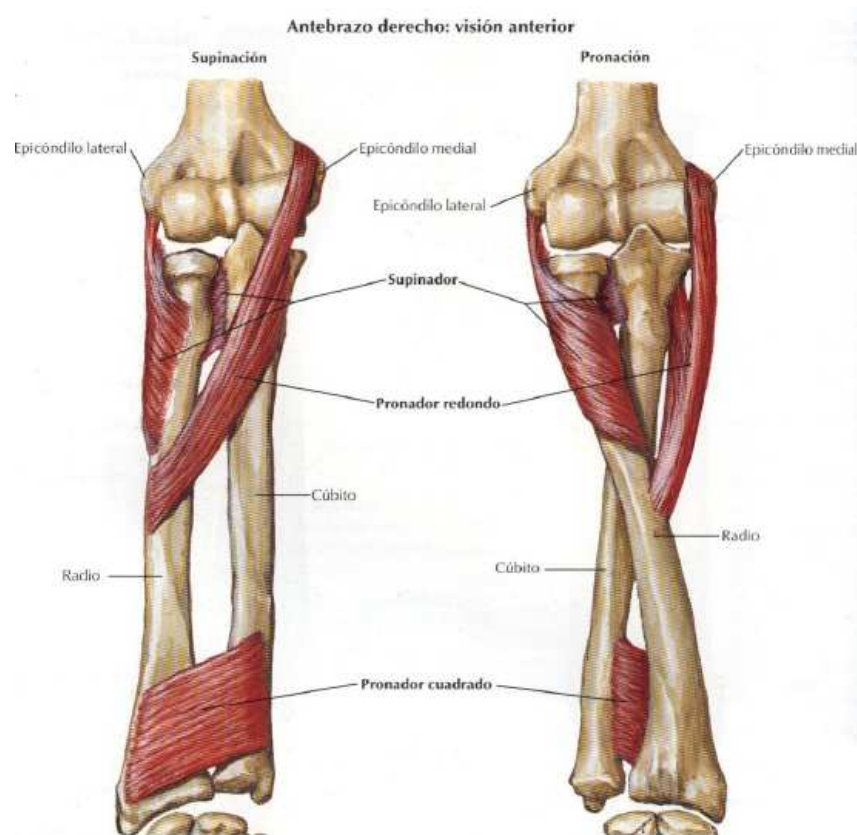
⁸ Real Academia Española

Figura 14. Huesos de la mano



Fuente: NETTER, Frank, M.D. Atlas de anatomía humana. 2 ed. Canada: Masson, S.A, 2001. Pág. 426.

Figura 15. Huesos del antebrazo (radio y cúbito)



Fuente: NETTER, Frank, M.D. Atlas de anatomía humana. 2 ed. Canada: Masson, S.A, 2001. Pág. 410.

3.2 MECÁNICA Y ANATOMÍA DEL ANTEBRAZO Y LA MANO

Antebrazo

El antebrazo presenta movimientos típicos que se pueden clasificar como:

Pronación-Supinación: Este movimiento se presenta por medio de la rotación simultánea de articulaciones radiales y cubitales (figura 16), interviniendo en esta los huesos radio y cúbito que mediante este movimiento hacen girar también la mano ofreciendo flexibilidad para tareas que requieran este movimiento. Este movimiento tiene un ángulo de barrido de aproximadamente 120°.

Figura 16. Movimientos de pronación y supinación

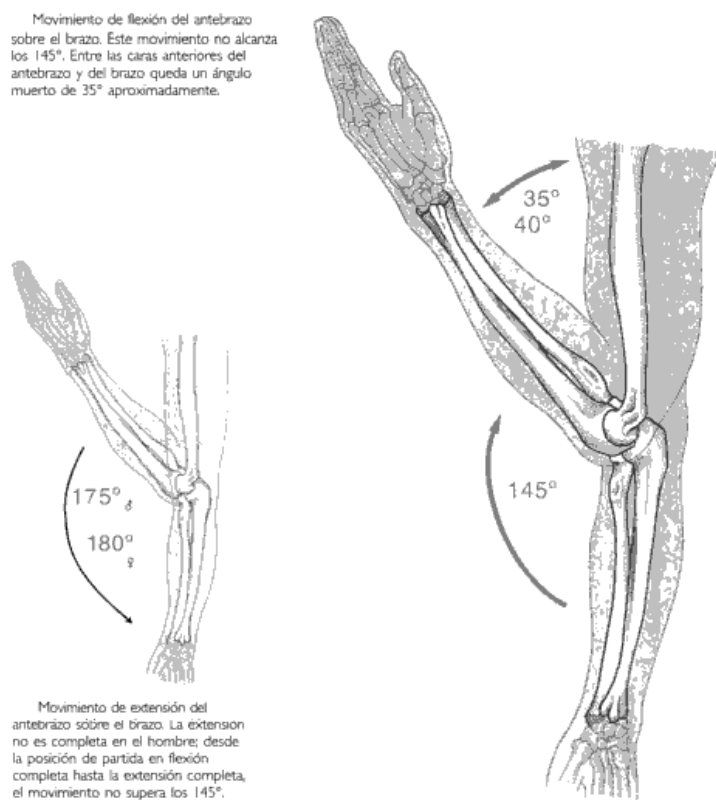


Fuente: [en línea] <<http://www.fuerzaycontrol.com/el-entrenamiento-del-biceps-iv-musculos-implicados-3/>>. 2007.

Flexión-Extensión: La flexión se presenta cuando unimos la cara anterior del brazo y el antebrazo, cuando este movimiento llega a su tope se genera un ángulo no barrido de entre 35° a 40°, esto se da debido a los ligamentos, músculos, tejidos, etc. presentes entre el brazo y el antebrazo.

La extensión se da cuando el brazo está suspendido en su posición natural a lo largo del tronco, el ángulo formado suele ser de menos de 180°, normalmente se genera un ángulo aproximado de 175° en el hombre adulto y 180° en la mujer. Estos movimientos se pueden observar gráficamente en la figura 17.

Figura 17. Movimiento de flexión y extensión del antebrazo



Fuente: ROUVIÈRE, Henri y DELMAS, André. Anatomía humana. Descriptiva, topográfica y funcional. Miembros. 11 ed. Barcelona: Masson, 2005. Tomo 3, Pág. 293.

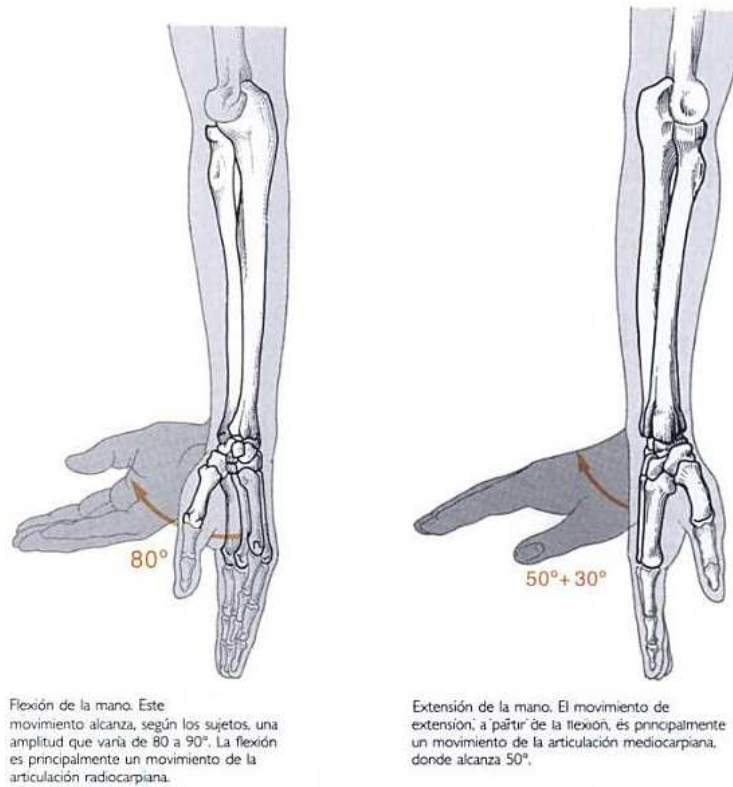
Mano:

La mano presenta movimientos típicos que se pueden clasificar como:

Flexión-Extensión: El movimiento de flexión en la mano se presenta cuando se lleva la mano hacia la cara anterior del antebrazo, dando como resultado un ángulo barrido de aproximadamente 80° a 90°. (Figura 18)

El movimiento de extensión en la mano se presenta cuando se lleva la mano hacia la cara posterior del antebrazo, dando como resultado un ángulo barrido de aproximadamente 50°.

Figura 18. Flexión y extensión de la mano



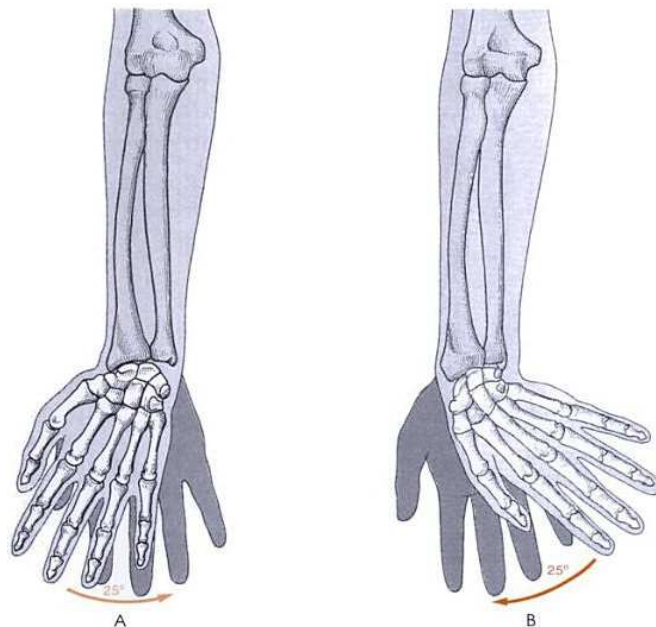
Fuente: ROUVIÉRE, Henri y DELMAS, André. Anatomía humana. Descriptiva, topográfica y funcional. Miembros. 11 ed. Barcelona: Masson, 2005. Tomo 3, Pág. 297.

Abducción radial y cubital de la mano: La abducción radial de la mano se presenta cuando se lleva la mano en posición natural hacia el radio generando un ángulo barrido de aproximadamente 25°.

La abducción radial de la mano se presenta cuando se lleva la mano en posición natural hacia el radio generando un ángulo barrido de aproximadamente 40°. (Figura 19)

Esta diferencia se debe a que el cubito da más amplitud en el movimiento, estos movimientos se dan mediante desplazamientos relativos entre la articulación carpiana y los huesos del carpo.

Figura 19. Abducción radial y cubital de la mano



Abducción radial y cubital de la mano. A) Abducción cubital (aproximadamente 25°): a partir de la abducción radial la mano se dirige medialmente, de manera que el dedo medio viene a ocupar el lugar del dedo meñique. B) Abducción radial (aproximadamente 25°): a partir de la abducción cubital la mano se dirige lateralmente, de manera que los dedos pulgar e índice, que en abducción cubital ocupaban la posición de los dedos anular y meñique, en abducción radial se sitúan lateralmente al dedo medio.

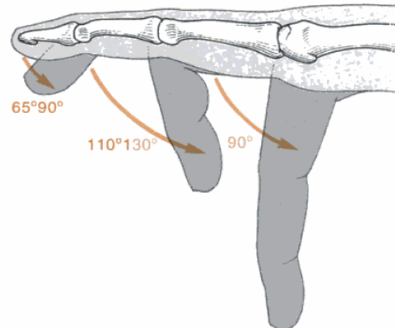
Fuente: ROUVIÈRE, Henri y DELMAS, André. Anatomía humana. Descriptiva, topográfica y funcional. Miembros. 11 ed. Barcelona: Masson, 2005. Tomo 3, Pág. 298.

Movimiento de los dedos: Los dedos son tal vez los que más movimientos presentan ya que las articulaciones metacarpofalángicas son esferoides, esto hace que se presenten movimientos en 3 ejes que se podrían resumir en: flexión-extensión, abducción-adiucción y rotación.

Flexión-extensión: Estos movimientos se presentan cuando se llevan las falanges (distales, medias, proximales) y los huesos metacarpianos hacia la cara palmar de la mano o de manera inversa. (Figura 20)

Estos movimientos tienen ángulos de barrido como se muestra en la figura 20 pero se puede generar amplitudes mayores con una carga externa que induzca el movimiento que el grupo de músculos no pudo inducir, eso se llama hiperextensión.

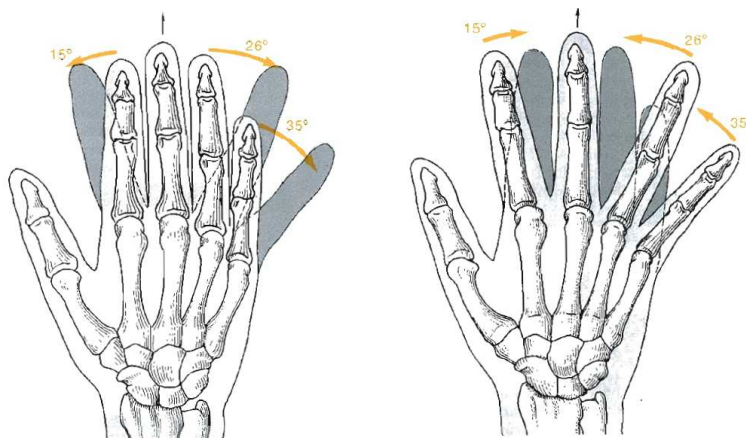
Figura 20. Movimientos de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente



Fuente. ROUVIÉRE, Henri y DELMAS, André. Anatomía humana. Descriptiva, topográfica y funcional. Miembros. 11 ed. Barcelona: Masson, 2005. Tomo 3, Pág. 305.

Abducción-aducción: Estos movimientos se visualizan tomando como referencia el dedo medio, con respecto a esta coordenada podemos definir los movimientos como: abducción se da cuando los demás dedos se separan del dedo medio y la aducción se da cuando los demás dedos se aproximan al dedo medio.

Figura 21. Movimientos abducción y aducción de los dedos



Fuente: ROUVIÉRE, Henri y DELMAS, André. Anatomía humana. Descriptiva, topográfica y funcional. Miembros. 11 ed. Barcelona: Masson, 2005. Tomo 3, Págs. 306 y 307.

El resultado y la amplitud de este movimiento se observa en la figura 21.

Cuando los dedos están flexionados hacia la zona palmar no se genera abducción ni aducción y a su vez, entre más extendidos estén los dedos mayor será la abducción y la aducción.

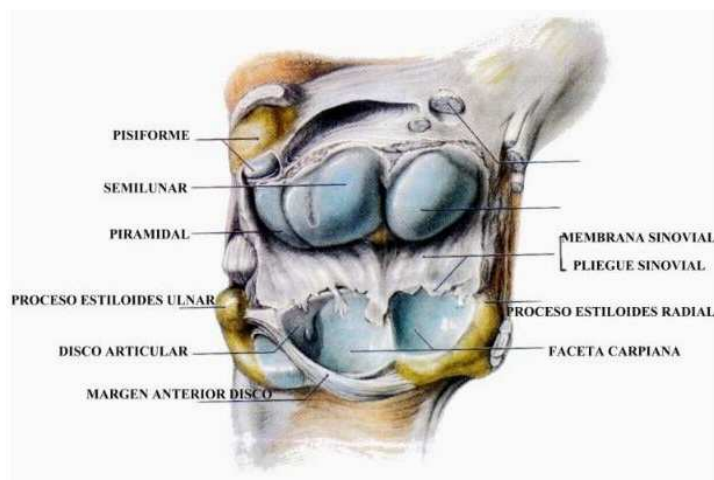
Rotación: Este movimiento se genera mediante la aplicación de una fuerza externa que lo genera, ya que el cuerpo no posee los músculos necesarios para que este movimiento se dé naturalmente.

3.3 MECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN RADIOCARPIANA⁹

La articulación presente entre el antebrazo y la mano es la articulación radiocarpiana (Figura 22):

Superficies articulares: Cara inferior de la epífisis distal radial (faceta carpiana) y la cara distal del ligamento triangular que constituyen la cavidad glenoidea con las caras proximales de los 3 huesos de la fila proximal carpiana (escafoides, semilunar y piramidal) más los ligamentos interóseos que los unen, que constituyen en conjunto el cóndilo carpiano.

Figura 22. Articulación radiocarpiana



Fuente: [en línea]. Aula virtual: Laboratorio de Antropología Física y Anatomía humana. <<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo4.html>

⁹ Aula virtual: Laboratorio de Antropología Física y Anatomía humana. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso. <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo4.html>

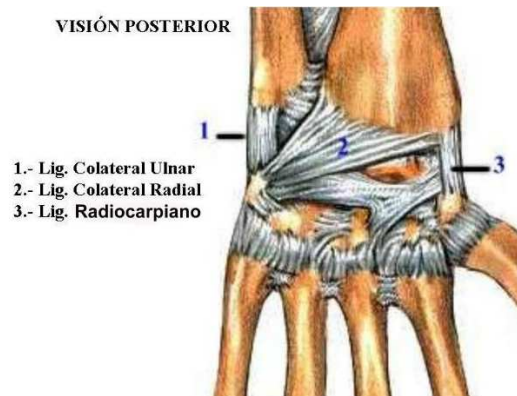
Cápsula: es un manguito fibroso que se inserta exactamente en los bordes de las superficies articulares. Posee cuatro ligamentos capsulares.

Figura 23. Ligamento anterior



Fuente: [en línea]. Aula virtual: Laboratorio de Antropología Física y Anatomía humana. <<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo4.html>>

Figura 24. Ligamentos visión posterior



Fuente: [en línea]. Aula virtual: Laboratorio de Antropología Física y Anatomía humana. <<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo4.html>>

1. Ligamento anterior (Figura 23): oblicuo abajo y adentro, está formado por dos fascículos.

El radiocarpiano desde el margen anterior de la faceta articular del radio y proceso estiloides hasta el escafoides, semilunar y piramidal. Algunas fibras continúan hasta el hueso grande. El ulnocarpiano desde la ulna entre la cabeza y el proceso estiloides, a la cara anterior del semilunar, piramidal y hueso grande. El ligamento anterior posee unos orificios que sirven para el paso de elementos vasculares y está en relación, ventralmente, con los tendones de los músculos flexor profundo de los dedos y flexor largo del pulgar.

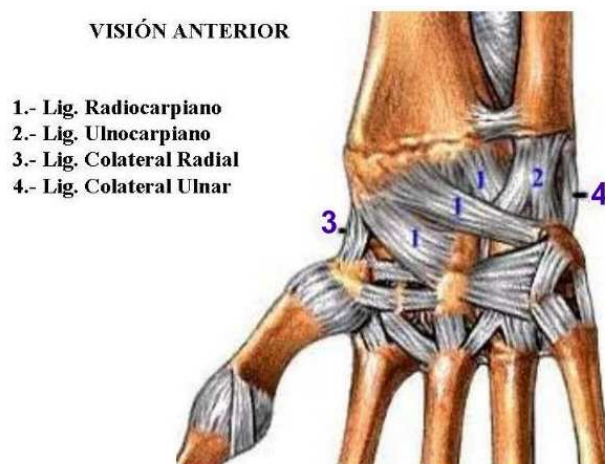
2. Ligamento posterior (figura 24): Es más fino y débil que el palmar denominándose radiocarpiano se inserta desde el margen posterior del radio a la cara dorsal del escafoides, piramidal y semilunar.

3. Ligamento lateral ulnar: potente y elástico. Vértice y estiloides de la ulna y en forma de abanico anteriormente en el pisiforme y posteriormente en el piramidal.

4. Ligamento lateral radial (figura 25): Sólido y elástico. Desde estiloides radial, hasta región anterolateral escafoides. - Movimientos: biaxial (separación, aproximación, flexión y extensión) y un movimiento combinado que la circunducción (no realiza rotación).

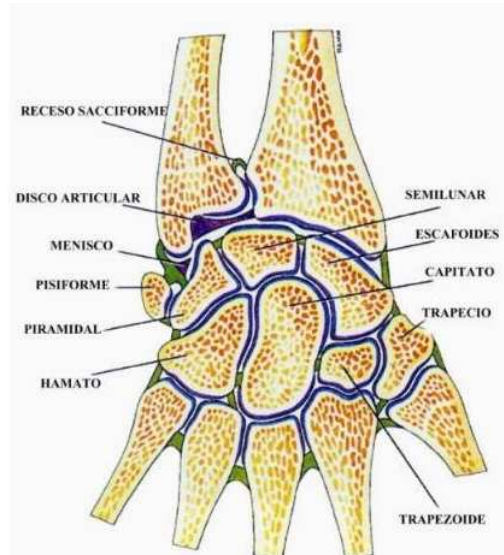
Sinovial: Tapiza la cápsula y forma un repliegue semilunar, sobre el escafoides y el receso preestiloideo. Este receso está limitado distalmente por un menisco fibrocartilaginoso, que se proyecta medialmente desde el ligamento colateral medial, entre el proceso estiloides y el piramidal.

Figura 25. Ligamento lateral radial



Fuente: [en línea]. Aula virtual: Laboratorio de Antropología Física y Anatomía humana.
<<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo4.html>

Figura 26. Esquema óseo de la mano



Fuente: [en línea]. Aula virtual: Laboratorio de Antropología Física y Anatomía humana. <<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo4.html>>

Articulaciones Carpianas:

Son de dos tipos las que ocurren entre los huesos de la misma fila, por ejemplo entre escafoides y semilunar que son de tipo sinovial, plana y la articulación entre las filas proximal y distal del carpo que es sinovial tipo condílea, denominada esta articulación mediocarpiana. El movimiento entre un hueso y otro es mínimo, pero se amplía cuando ocurren movimientos en conjunto. Poseen abundantes ligamentos cortos.

3.4 CARACTERÍSTICAS ÓSEAS

Los huesos hacen parte esencial del cuerpo humano, son los pilares estructurales del funcionamiento del mismo y cumplen múltiples funciones. Son órganos firmes, duros y poseen una alta resistencia para soportar las cargas a las que se ven sometidas, a pesar de esto son livianos.

3.4.1 Composición

En su gran mayoría el hueso se compone de tejido óseo, su composición puede variar de una persona a otra. Químicamente son aproximadamente: 25% de agua,

45% de minerales (fosfato y carbonato de calcio) y 30% de materia orgánica (colágeno y otras proteínas).

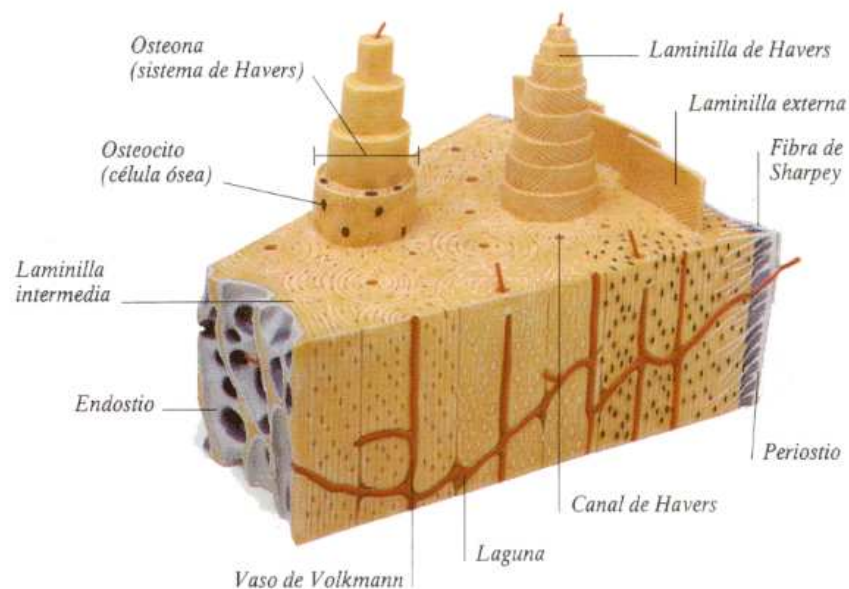
El conjunto total de los huesos componen un tejido llamado tejido conectivo. Se pueden clasificar como huesos cortos, largos, planos o irregulares.

3.4.2 Tejido óseo¹⁰

Este tejido es el componente principal del hueso y se clasifica en un tipo llamado tejido conjuntivo. Está compuesto por células y componentes extracelulares calcificados dando como resultado la estructura ósea (matriz ósea), teniendo como característica su alta rigidez y resistencia mecánica. En la figura 27 se muestra un corte de un hueso largo donde se pueden observar los componentes del tejido óseo.

Podemos encontrar en el tejido óseo 4 tipos de células: osteoprogenitoras, osteoblastos, osteocitos y osteoclastos.

Figura 27. Sección de un hueso largo

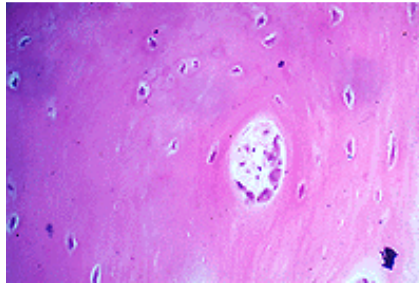


Fuente: [en línea]. <<http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/osteo.htm>>

¹⁰ Escuela de Medicina. Pontificia Universidad Católica de Chile. Recurso electrónico. [en línea]. <<http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/HistologiaWeb/paginas/co25697.html>>

- *Osteoprogenitoras: Son células alargadas con citoplasma poco prominente, que proceden de las células mesenquimáticas primitivas y forman una población de células troncales capaces de dividirse y dar origen a células que se diferencian a osteoblastos.*
- *Osteoblastos: Encargados de sintetizar y secretar la parte orgánica de la matriz ósea durante su formación. Se ubican siempre en la superficie del tejido óseo ya que este sólo puede crecer por aposición. (ver figura 28)*

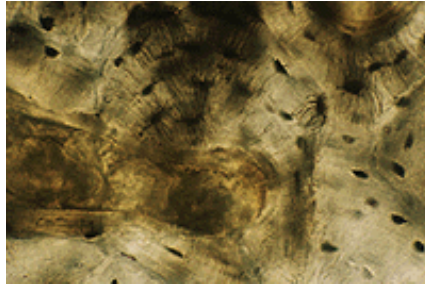
Figura 28. Osteoblastos



Fuente: [en línea]. < <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/HistologiaWeb/paginas/co26107.html>

- *Osteocitos: Responsables de la mantención de la matriz ósea, que se ubican en cavidades o lagunas rodeadas por el material intercelular calcificado. La nutrición de los osteocitos depende de canalículos que penetran la matriz ósea y conectan a los osteocitos vecinos entre sí y con canales vasculares que penetran al hueso o que se ubican en las membranas conjuntivas que revisten las superficies del hueso (periostio y endostio). De hecho ningún osteocito se encuentra a más de una fracción de mm de un capilar sanguíneo. (ver figura 29)*

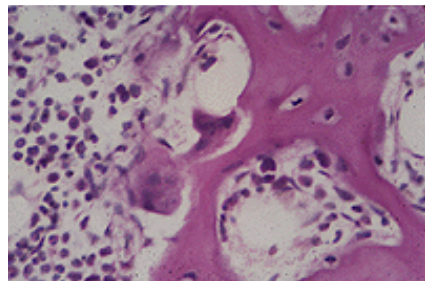
Figura 29. Osteocito



Fuente: [en línea]. < <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/HistologiaWeb/paginas/co26107.html>

- *Osteoclastos: Células responsables de la reabsorción del tejido óseo, que participan en los procesos de remodelación de los huesos y pueden encontrarse en depresiones superficiales de la matriz ósea llamadas lagunas de Howship. (ver figura 30)*

Figura 30. Osteoclastos

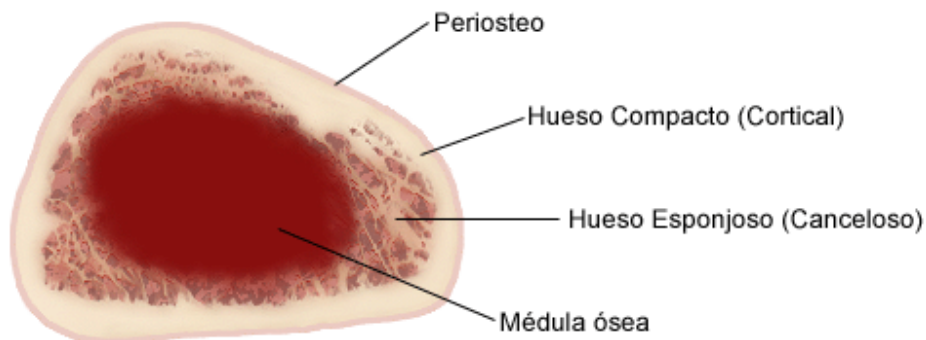


Fuente: [en línea]. < <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/HistologiaWeb/paginas/co26107.html>

3.4.3 Tipos de tejido óseo

Los huesos tienen zonas donde la densidad de tejido óseo cambia sin un límite establecido que determine una clara separación, eso se puede observar claramente en el corte de hueso de la figura 31.

Figura 31. Tipos de tejido óseo



Fuente: [en línea]. Rush University Medical Center.
<http://www.rush.edu/spanish/sadult/bone/bone.html>

- **Hueso Compacto:**

El hueso compacto constituye la diáfisis. La diáfisis¹¹ está definida como el cuerpo o parte media de los huesos largos, que en los individuos que no han terminado su crecimiento está separado de la epífisis¹² (cada uno de los extremos de los huesos largos, separado del cuerpo de estos durante los años de crecimiento por una zona cartilaginosa, cuya osificación progresiva produce el crecimiento del hueso en longitud.) por sendos cartílagos.

- **Hueso esponjoso:**

En el hueso esponjoso las láminas intersticiales se presentan de manera irregular constituyendo unas placas llamadas trabéculas. Al interior de la trabéculas están los osteocitos, los vasos sanguíneos entran al hueso esponjoso y da paso al intercambio de nutrientes con los osteocitos.

3.4.4 Propiedades mecánicas de los huesos

Los huesos poseen diferentes estructuras dependiendo si es compacto o esponjoso, esto hace que sus propiedades mecánicas varíen según sea el caso. Estas propiedades también las hace variar factores como el género, la edad, localización, contenido de líquido, enfermedades etc.

¹¹ Real Academia Española

¹² Real Academia Española

Para visualizar mejor este comportamiento a continuación se muestra en la tabla 1 en función de la edad y como sus propiedades varían.

Caracterizar mecánicamente un hueso trabécular genera cierta complejidad, ya que las propiedades mecánicas de este hueso dependen completamente de las características individuales de cada trabécula y su estructura que es su mayoría es porosa.

Tabla 1. Resistencia máxima (MPa) y la tensión máxima (%) del hueso cortical del fémur humano en función de la edad

Property	Age (years)						
	10 - 20	20 - 30	30 - 40	40 - 50	50 - 60	60 - 70	70 - 80
Ultimate strength (MPa)							
Tension	114	123	120	112	93	86	86
Compression	-	167	167	161	155	145	-
Bending	151	173	173	162	154	139	139
Torsion	-	57	57	52	52	49	49
Ultimate strain (%)							
Tension	1.5	1.4	1.4	1.3	1.3	1.3	1.3
Compression	-	1.9	1.8	1.8	1.8	1.8	-
Torsion	-	2.8	2.8	2.5	2.5	2.7	2.7

Fuente: [en línea] <http://www.feppd.org/ICB-ent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm [en línea]

Tabla 2. Valores promedio de propiedades mecánicas y físicas de hueso cortical mojado embalsamado de hombres jóvenes y mayores

Average values for mechanical and physical properties of wet embalmed cortical bone from younger and older men

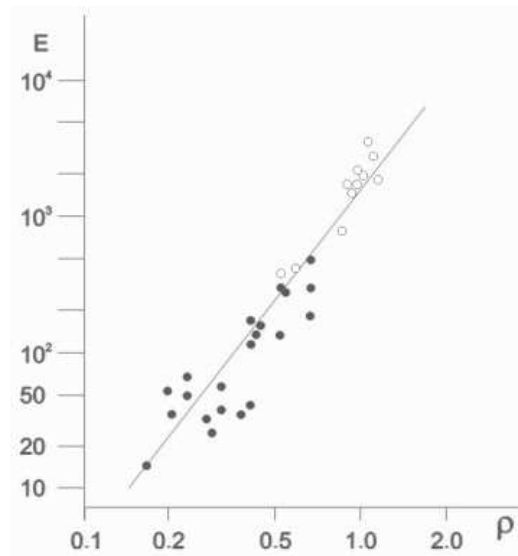
Bone	Age	No. spec.	Breaking load (kg)	Ultimate tensile strength (kg/mm ²)	Tensile strain (% elongation)	Modulus of elasticity (kg/mm ²)	Density (g/cm ³)
Femur	41.5	35	71.2	10.2	1.32	1490	1.91
	71.0	35	57.2	6.8	1.07	1360	1.85
Tibia	41.5	67	83.0	10.6	1.76	1890	1.96
	72.0	34	70.8	8.4	1.56	1620	1.83
Fibula	33.0	20	64.9	10.0	2.10	1920	1.91
	59.0	16	57.6	8.0	1.19	1520	1.73

Kg/mm² = kilogram force/sq. millimeter (mm²).
Kilogram force/mm² × 9.806650 × 10⁶ = Newtons/sq. meter (N/m²).

Fuente: Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men, Gaynor Evans

Este comportamiento se puede ver comparando el Modulo de Young del hueso trabécular en función de su densidad, como se aprecia en la figura 32.

Figura 32. Módulo de Young del hueso trabécular en función de la densidad del hueso, densidad ósea [g/cm³] y el módulo de Young E [MPa]



Fuente: [en línea]. < http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm

4. DESARROLLO DE EXPERIMENTOS Y REALIZACIÓN DE PRUEBAS

En todo diseño mecánico es necesario poseer datos experimentales que definan las condiciones y requerimientos del mismo dependiendo de la aplicación.

Para diseñar un prototipo de fijación interna, independiente del tipo de fractura que se desee tratar, diferentes aspectos se tienen que tener en cuenta, pero tratándose de un diseño mecánico, es indispensable conocer las fuerzas involucradas.

Con el propósito de poder desarrollar una investigación propia, es preciso definir experimentalmente las fuerzas de flexión, torsión y compresión, que realiza una persona entre 15 y 55 años de edad, y poder llevarlas al radio distal en interacción con la placa de fijación interna, que es la parte objeto de nuestro estudio, para involucrarlas en el análisis de resistencia de materiales.

El propósito de determinar dichas fuerzas es llevar a cabo una comparación con datos recopilados en la literatura y poder determinar las fuerzas óptimas que serán utilizadas para la fase de simulación numérica por medio de elementos finitos. Cabe resaltar que los estudios preliminares con los cuales se realizará la comparación, son muestras tomadas en ciudadanos norteamericanos, esta condición puede hacer que los resultados medidos y analizados en esta investigación tengan variaciones, considerables o no, con respecto a los datos con los cuales se van a comparar.

El propósito de estas mediciones es encontrar las fuerzas de flexión, torsión y compresión que pueden desarrollar personas comprendidas entre la edad de 15 a 55 años, especificando en cada una de ellas los procedimientos y pautas que se deben seguir para que estas arrojen los resultados que se esperan.

Para determinar de manera confiable los datos cuantitativos de las fuerzas realizadas por los individuos, es indispensable definir los parámetros a de cada prueba, los cuales se explicarán detalladamente a continuación.

4.1 DEFINICIÓN DE LAS PRUEBAS Y MONTAJE

4.1.1 Prueba de compresión

Dispositivo utilizado:

El dispositivo utilizado para la toma de fuerzas de compresión consta de un dinamómetro, un agarre, un lazo metálico, argollas de sujeción y un sistema de posiciones variables donde se sostiene el conjunto. Cada uno de los componentes se pueden observar en el diagrama del montaje en la figura 33.

Montaje:

El sistema de posiciones variables se sujeta a la pared por medio de una prensa en C, de este se ancla el dinamómetro a través de una argolla metálica que a su vez está conectado al lazo metálico con el agarre.

En la figura 33 se muestra un diagrama detallado del montaje de cada uno de los componentes.

Figura 33. Diagrama del montaje prueba de compresión

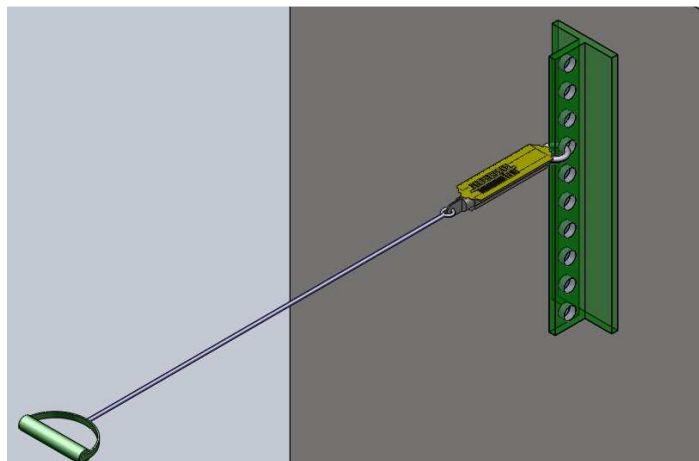
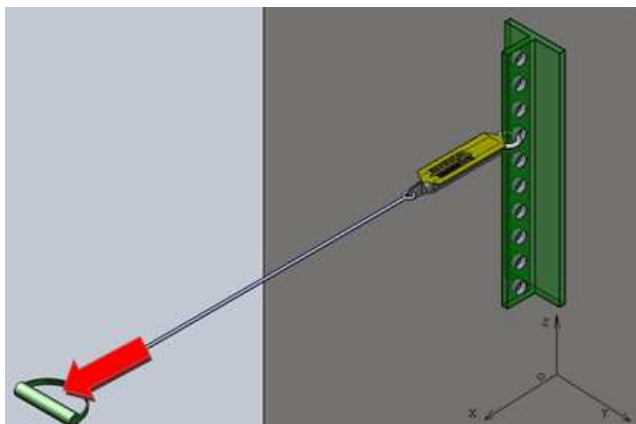


Figura 34. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo en compresión



Ecuación 1. Sumatoria de fuerzas prueba de compresión

$$\sum F_x = 0$$
$$F_{comp} = F_{din}$$

Al realizar la sumatoria de fuerzas en el eje x (figura 34), como se muestra en la ecuación 1, se obtiene que la fuerza de compresión es igual a la fuerza medida por el dinamómetro.

Definición de la prueba:

La persona está de espaldas al sistema de posición variable, del cual sujeta el conjunto de dinamómetro, cable metálico y manija. La persona sostiene la manija con el codo en posición horizontal y se gradúa la medida en la guía de posicionamiento variable, para que al momento de medir la fuerza, el brazo esté a la misma altura del dispositivo y en la misma dirección del cable metálico, perpendicular a la guía. Teniendo presentes estas consideraciones, la persona hala el cable realizando la máxima fuerza pero teniendo en cuenta que no se debe ejercer ningún tipo de ayuda con la espalda, hombro o cualquier parte del cuerpo. Los pies deben estar apoyados en el suelo, pero a la hora de medir la fuerza no se debe ejercer presión excesiva sobre estos. La medición se realiza para las dos manos y de éstas se tabula la mayor. En la figura 35 y 36 se puede observar la posición para realizar la prueba correctamente.

Figura 35. Esquema de la prueba de compresión

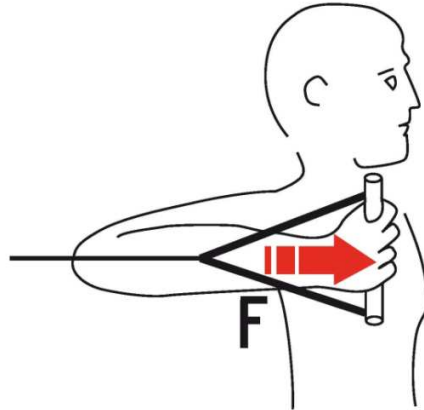


Figura 36. Forma correcta de realizar la prueba de compresión



4.1.2 Prueba de flexión.

Dispositivo utilizado:

El dispositivo para la toma de fuerzas de flexión consta de un dinamómetro, un agarre, un lazo metálico, argollas de sujeción y un sistema de posiciones variables donde se sostiene el conjunto. Cada uno de los componentes utilizados en esta prueba se pueden observar en el diagrama del montaje en la figura 37.

Montaje:

El sistema de posiciones variables se sujeta a la pared por medio de una prensa en C, de este se ancla el dinamómetro a través de una argolla metálica que a su vez está conectado al lazo metálico con el agarre.

En la figura 37 se muestra un diagrama detallado del montaje de cada uno de los componentes.

Figura 37. Diagrama del montaje prueba de flexión

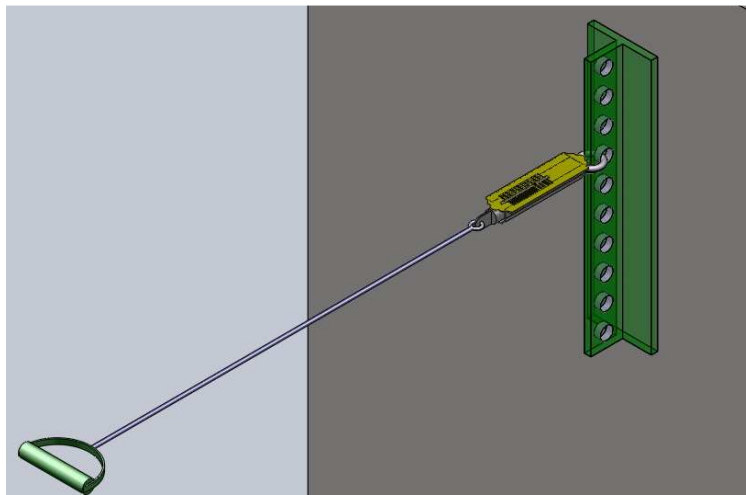
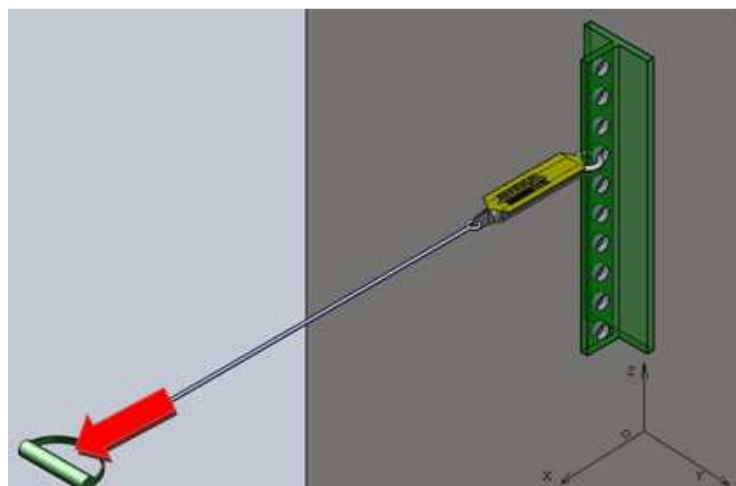


Figura 38. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo en flexión



Ecuación 2. Sumatoria de fuerzas prueba de flexión

$$\sum F_x = 0$$
$$F_{flex} = F_{din}$$

Al realizar la sumatoria de fuerzas en el eje x (figura 38), como se muestra en la ecuación 2, se obtiene que la fuerza de flexión es igual a la fuerza medida por el dinamómetro.

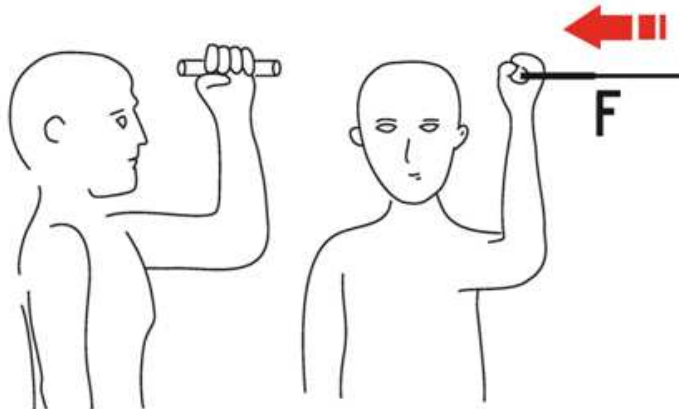
Definición de la prueba:

La persona está de espaldas al sistema de posición variable, del cual sujeta el conjunto de dinamómetro, cable metálico y manija. La persona sostiene la manija con el codo flexionado formando un ángulo de 90° con el cuerpo, esta es la base para graduar la medida en la guía de posicionamiento variable. El brazo y el antebrazo forman a su vez un ángulo de 90°, esta disposición se puede apreciar claramente en la ilustración 50. Teniendo presentes estas consideraciones, la persona hala el cable, moviendo el brazo y antebrazo paralelamente a la posición inicial, realizando la máxima fuerza pero teniendo en cuenta que no se debe ejercer ningún tipo de ayuda con la espalda, hombro o cualquier parte del cuerpo. Los pies deben estar apoyados en el suelo, pero a la hora de medir la fuerza no se debe ejercer presión excesiva sobre estos. La medición se realiza para las dos manos y de éstas se tabula la mayor. En la figura 39 y 40 se puede observar la posición correcta para realizar la prueba.

Figura 39. Forma correcta de realizar la prueba de flexión



Figura 40. Esquema de la prueba de flexión



4.1.3 Prueba de torsión

Dispositivo utilizado:

El dispositivo para la toma de fuerzas de torsión consta de un dinamómetro que se sujeta por medio de dos argollas a una disposición de tubos cilíndricos en forma de "T", esta se une mediante un buje a una base que soporta la estructura. El dinamómetro se puede ubicar en los dos extremos de la "T" para poder realizar la toma de fuerzas de las dos manos. (Figura 41)

Montaje:

El dispositivo está diseñado y construido para fijarse fácilmente en una superficie plana por medio de dos prensas en "C".

En la figura 41 se muestra un diagrama detallado del montaje de cada uno de los componentes.

Figura 41. Diagrama del montaje prueba de torsión

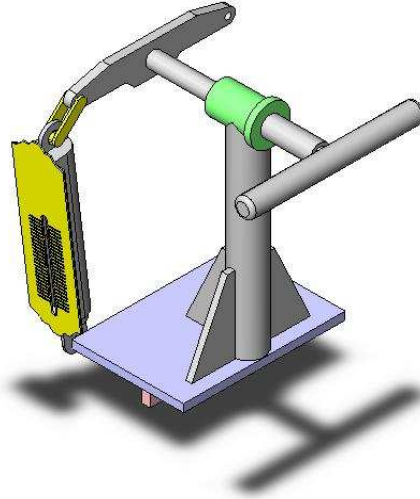
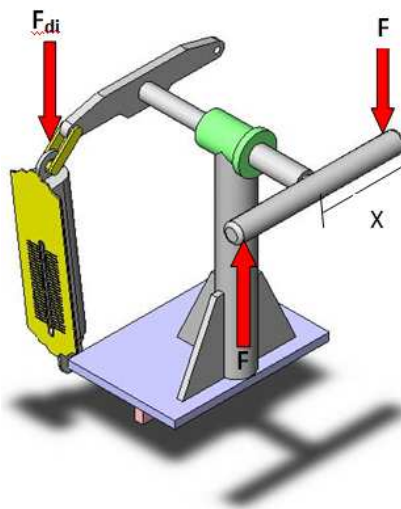


Figura 42. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo en torsión



Ecuación 3. Sumatoria de fuerzas prueba de torsión

$$T = F \cdot X$$

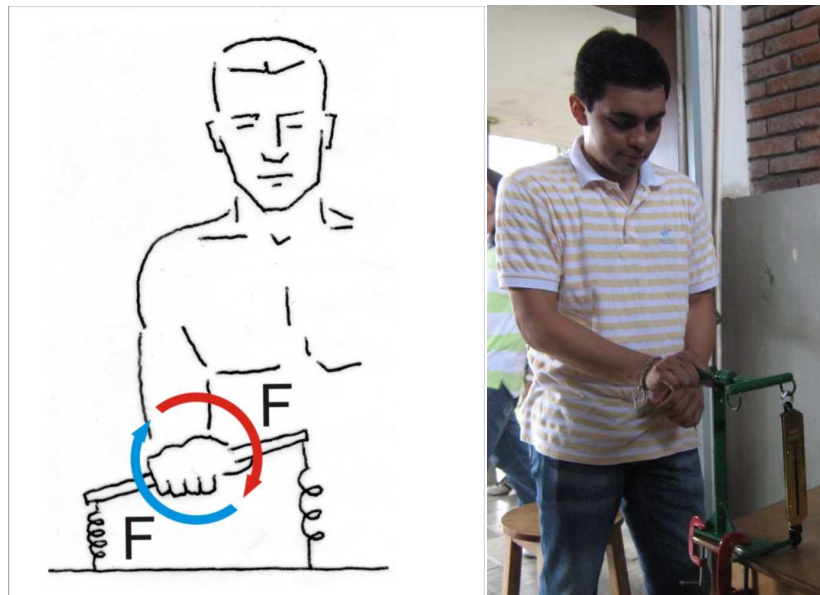
$$F \cdot X = F_{din} \cdot X$$

En la figura 42 se observa que la fuerza aplicada en un extremo del dispositivo, esta genera un torque que es igual a la fuerza aplicada por el brazo (ecuación 3), el cual se mide en su extremo opuesto (figura 42) por medio de un dinamómetro. Este registra una fuerza, que según se ve en la ecuación 3, es la misma realizada por la persona en el extremo opuesto. Así la fuerza que mide el dinamómetro multiplicada por el brazo del dispositivo será igual al momento torsor que se requiere medir.

Definición de la prueba:

La persona se ubica de pie frente al dispositivo, sujeta la manija teniendo en cuenta que a la hora de girar el brazo, este debe estar en la misma dirección del eje principal (el que está unido al soporte) sin flexionar el codo o moverlo en ninguna dirección, gira la manija en sentido horario (mano derecha), o anti horario (mano izquierda), realizando la máxima fuerza pero teniendo en cuenta que no se debe ejercer ningún tipo de ayuda con la espalda, hombro o cualquier parte del cuerpo, de estas dos medidas se tabula la mayor. En la figura 43 se puede observar la posición correcta en la que debe situarse la persona a realizar la prueba.

Figura 43. Esquema y forma correcta de realizar la prueba de torsión



4.2 ANÁLISIS DE POBLACION Y TAMAÑO DE LA MUESTRA

Para que los resultados de esta investigación sean confiables, se hace necesario definir los parámetros estadísticos que se utilizarán a la hora de realizar las pruebas experimentales para la toma de fuerzas en la mano, ya que estas serán utilizadas en la carga del radio distal en el proceso de simulación numérica.

La estadística hace ciertas definiciones para precisar los medios utilizados en la derivación de la información válida y veraz de un conjunto de datos, y para que su manipulación y análisis arroje una visión bastante aproximada de la realidad, esto con el propósito de conseguir los datos base necesarios para esta investigación.

Hay dos definiciones que son fundamentales a la hora de realizar un análisis de muestreo, estas son; población, que se refiere a la totalidad de elementos de un grupo dado que posee una característica delimitada para el enlace de una investigación y muestra que es una porción de datos representativos de una población.

La obtención de estos datos se basará en una investigación de campo, donde por medio de la implementación de los experimentos para la recopilación de fuerzas, descritos en el numeral anterior, se obtendrán los datos bases para el proceso de simulación.

Las poblaciones se definen dependiendo de la manera en la cual se seleccionen los elementos para el estudio. Estas pueden ser finitas, que son aquellas cuya población sea de tamaño limitado y cuyos elementos son numerables, o infinitas, aquellas cuya población sea de tamaño limitado cuyos elementos son innumerables. Se especifica una población infinita como aquella con más de 100.000 individuos.

Para este estudio específico se toma el departamento de Santander como la población a analizar. En la tabla 3 se puede observar las proyecciones realizadas por el DANE (Departamento Administrativo Nacional de Estadística), para la población de hombres y mujeres para el año 2011 basado en el censo del año 2005.

Esta investigación se ha determinado para hombres y mujeres en un rango de edad entre 15 y 55 años. De la tabla 3 se tienen 1.185.492 personas que están entre la población a analizar ya definida, esto indica que esta será infinita. También es importante notar que el muestreo realizado es sin reemplazo, esto quiere decir que nuestra muestra no se puede regresar a la población otra vez, y por lo tanto solo formará parte del estudio una vez.

Tabla 3. Estimación de población para el departamento de Santander, Colombia en el año 2011



INFORMACIÓN ESTADÍSTICA

ESTIMACIONES DE POBLACIÓN 1985-2005 (4) Y PROYECCIONES DE POBLACIÓN 2005-2020 NACIONAL Y DEPARTAMENTALES, POR SEXO, SEGÚN GRUPOS QUINQUENALES DE EDAD Y ÁREA.

TOTAL

A junio 30

Codigo	Grupos de edad	2011		
		Total	Hombres	Mujeres
68	Santander ⁽³⁾			
	Total	2.020.664	998.188	1.022.476
	0-4	169.218	86.720	82.498
	5-9	171.493	87.720	83.773
	10-14	185.522	95.001	90.521
	15-19	192.672	99.241	93.431
	20-24	178.275	91.587	86.688
	25-29	162.039	81.834	80.205
	30-34	147.638	73.307	74.331
	35-39	133.297	64.881	68.416
	40-44	134.794	64.520	70.274
	45-49	129.430	61.800	67.630
	50-54	107.347	51.056	56.291
	55-59	84.972	40.268	44.704
	60-64	68.349	32.028	36.321
	65-69	52.439	24.209	28.230
	70-74	41.048	18.275	22.773
	75-79	30.249	12.895	17.354
	80 Y MÁS	31.882	12.846	19.036
		1.185.492	588.226	597.266

Fuente: [en línea]. <http://www.dane.gov.co/danewebV09/index.php?option=com_content&view=article&id=238&Itemid=121>

Después de definir el tipo de población a trabajar, se requiere definir cuantos individuos son necesarios para la investigación. Para datos cuantitativos, como es este caso, y población infinita se utiliza la ecuación 4.

Ecuación 4. Numero de muestras

$$n = \left(\frac{Z * \sigma}{\varepsilon} \right)^2$$

n, es el número de muestras necesarias para realizar el estudio.

Z, es el nivel de confianza usado en la práctica.

σ , es la varianza que significa una medida de su dispersión definida como la esperanza del cuadrado de la desviación de dicha variable respecto a su media.

ε , es el error máximo que se desea permitir en la investigación.

Para calcular la varianza es indispensable conocer el promedio de los datos recopilados, la estadística indica que calcular el número de muestras para este tipo de población requiere realizar un muestreo preliminar de x muestras aleatorias, y a partir de estas y las demás condiciones que requiere el estudio, conocer la cantidad necesaria de datos para cada uno de los experimentos.

Definiendo cada uno de los términos involucrados en la ecuación 4 se tiene:

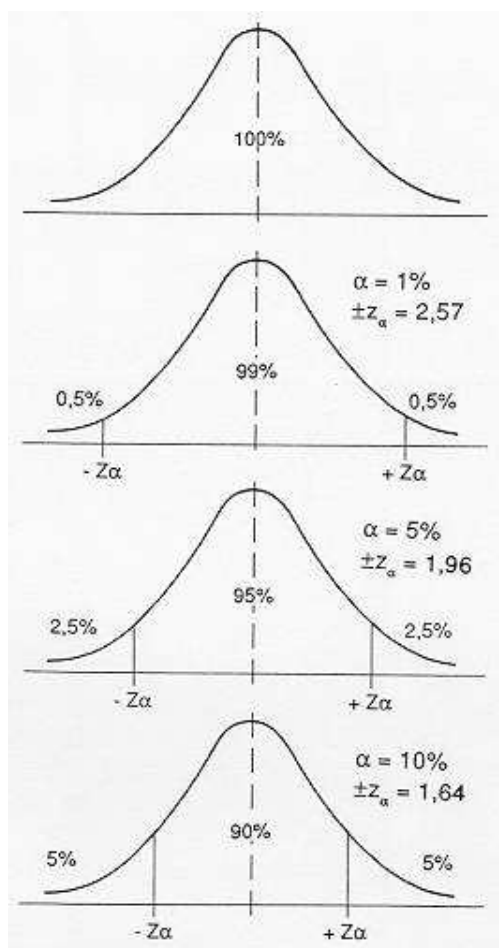
Z: Nivel de confianza. Es la probabilidad a priori de que el intervalo de confianza a calcular contenga al verdadero valor del parámetro. Se indica por $1-n$ y habitualmente se da en porcentaje $(1-n)\%$. Se habla de nivel de confianza y no de probabilidad ya que una vez extraída la muestra, el intervalo de confianza contendrá al verdadero valor del parámetro o no, lo que se sabe es que si se repite el proceso con muchas muestras se puede afirmar que el $(1-n)\%$ de los intervalos así construidos contendría al verdadero valor del parámetro, este nivel de confianza lo define el investigador, y la información sigue la ley de Laplace-Gauss. En la figura 44 se muestran las curvas para diferentes niveles de confianza y en la tabla 4 se resume el gráfico de la figura 44.

Tabla 4. Tabla resumen para diferentes niveles de confianza

Nivel de confianza	99.7 %	99%	98%	96%	95.45%	95%	90%	80%	68.27%	50%
Zc	3.00	2.58	2.33	2.05	2.00	1.96	1.645	1.28	1.00	0.6745

Fuente: [en línea]. < <http://www.monografias.com/trabajos12/puntu/puntu.shtml>

Figura 44. Curvas para diferentes niveles de confianza



Fuente: [en línea]. < http://www.jmcprl.net/ntp/@datos/ntp_283.htm

Para este caso específico, se utilizará un nivel de confianza del 95% con un Z de 1.96.

σ : Varianza. Significa una medida de su dispersión definida como la esperanza del cuadrado de la desviación de dicha variable respecto a su media. Esta se calcula de acuerdo con la ecuación 5.

Ecuación 5. Varianza

$$\sigma = \sqrt{\sum \frac{(X_i - \bar{X})^2}{n-1}}$$

4.2.1 Individuos necesarios para la muestra final

En este aparte se definen los parámetros numéricos utilizados en el pre-muestreo y el cálculo del número de individuos que harán parte de la muestra final.

Como se explicó anteriormente, se trabajará para una población infinita.

Para este propósito se ha realizado un pre-muestreo de 52 individuos, hombres y mujeres, comprendidos entre los rangos de edad ya establecidos. En la tabla 5 se consignan los resultados del primer análisis.

Tabla 5. Datos pre-muestreo

Sexo	Edad	Mano Dominante			Mano no Dominante			Máximas				
		Fuerza de Torsión (Kgf)	Flexión (Kgf)	Axial (Kgf)	Fuerza de Torsión (Kgf)	Flexión (Kgf)	Axial (Kgf)	Fuerza de Torsión (Kgf)	Brazo (m)	Torsión (Kgf-m)	Flexión (Kgf)	Axial (Kgf)
M	15	21	13,5	11	13	13,5	12	21	0,05	1,05	13,5	12
F	15	14	8,5	7	13	7	7,5	15	0,05	0,75	8,5	7,5
F	15	7	5	6	5	5	4	7	0,05	0,35	5	6
F	15	12	8	7	13	8	7,5	12	0,05	0,6	8	7,5
M	16	17	12	13	13	12	13	17	0,05	0,85	12	13
M	16	15	13	10	13	12	12	15	0,05	0,75	13	12
M	16	22	9	10	16	10	10	22	0,05	1,1	10	10

Tabla 5. (Continuación)

F	16	7	5,5	8	9	5	6	9	0,05	0,45	5,5	8
F	16	12	8	7	12	8	10	12	0,05	0,6	8	10
M	17	22	11	11	14	13	10	22	0,05	1,1	13	11
M	17	21	13	11	21	12	9	21	0,05	1,05	13	11
F	18	11	12	6,5	10	13	8	11	0,05	0,55	13	8
M	21	31	9	12	18	8	10	31	0,05	1,55	9	12
M	21	19	7	8	23	5	8,5	19	0,05	0,95	7	8,5
M	21	21	10	8	9	8	10	21	0,05	1,05	10	10
M	22	14	10	12	11	11	11	11	0,05	0,55	12	11
M	22	13	6	5	9	5	8	13	0,05	0,65	9	8
M	22	13	11	12	9	8	9	13	0,05	0,65	11	12
M	22	15	8	5,5	12	7	7	15	0,05	0,75	8	7
M	22	20	5	8	16	6	5	20	0,05	1	6	8
M	22	32	9	7	34	11	7	34	0,05	1,7	11	7
M	22	16	14	10	23	9	8	23	0,05	1,15	14	10
M	22	20	13	14	20	12	13	20	0,05	1	13	14
M	22	18	9	11	20	10	14	20	0,05	1	10	14
M	23	17	15	12	15	12	9	17	0,05	0,85	15	12
M	23	14	10	8	15	9	10	15	0,05	0,75	10	10
F	24	9	4	5	12	4	6	12	0,05	0,6	5	6
M	24	36	8	10	34	8	11	36	0,05	1,8	8	11
F	24	13	5	10	13	5	8	13	0,05	0,65	5	10
M	25	13	5	6	10	6	6,5	13	0,05	0,65	6	6,5
F	25	19	8,5	10	20	5	9	20	0,05	1	8,5	10
F	25	10	5,5	6	7	5	5	10	0,05	0,5	5,5	6
F	25	15	7	9	10	6	8	15	0,05	0,75	7	9
F	25	12	9	6	10	7	5	12	0,05	0,6	9	6
M	26	10	6	6	9	5	7	10	0,05	0,5	6	7
M	29	30	10	10	20	11	12	30	0,05	1,5	11	12
M	35	21	10,5	12	19,5	10	12,5	21	0,05	1,05	10,5	12,5
M	36	34	14	9	28	12	11	34	0,05	1,7	14	11
M	37	33	8	7	17,5	14	11	33	0,05	1,65	14	11
F	38	11	7	6,5	13	6	8	13	0,05	0,65	7	8
F	38	13	6	6	11	6	6,5	13	0,05	0,65	6	6,5
M	39	19	9	10	18	8	11	19	0,05	0,95	9	11
M	39	21	10	13	18	9	8	21	0,05	1,05	10	13
M	43	35	9	10	31	12	11	35	0,05	1,75	12	11
F	44	13	8	10	16	8	13	16	0,05	0,8	8	13

Tabla 5. (Continuación)

F	44	11	8	11	10	10	10	11	0,05	0,55	10	11
M	45	38	14	10	31	7	11	38	0,05	1,9	14	10
F	47	9	4	6	7	6	9	9	0,05	0,45	6	9
M	48	32	7,5	9	34	8	7	34	0,05	1,7	8	9
M	48	21	13	12	18	11	15	21	0,05	1,05	13	15
M	51	34	14,5	15	35	15,5	14	35	0,05	1,75	15,5	15
M	55	20	10	12	20	8	15	20	0,05	1	10	15
				PROMEDIO				19,2307		0,9615	9,7211	10,076

Este análisis inicial arroja un promedio de cada una de las fuerzas:

Torsión = 0,9615 (Kgf-m)

Flexión = 9,7211 (Kgf)

Compresión ó (Axial) = 10,076 (Kgf)

En base a estos datos se calcula la varianza para cada una de estas, definida por la Ecuación 5.

Los resultados obtenidos para cada una son los siguientes:

Torsión = 0,087383107

Flexión = 4,42849736

Compresión ó (Axial) = 3,1979638

Antes de calcular la población final es necesario definir los parámetros numéricos que intervienen así en la Ecuación 4.

$Z = 1,96$ para un nivel de confianza del 95% (definido anteriormente por medio gráfico)

$\varepsilon = 9\%$ (porcentaje de error)

Los resultados de números totales de muestras para cada una de las pruebas se relacionan a continuación:

Torsión = 3,916956678

Flexión = 98,4247389

Compresión ó (Axial) = 60,453767

Aproximando al siguiente número entero tenemos:

Torsión = 4 individuos

Flexión = 99 individuos

Compresión ó (Axial) = 61 individuos

En la tabla 6 se relacionan los resultados obtenidos anteriormente dependiendo de la fuerza.

Tabla 6. Resultados obtenidos en el pre-muestreo

	Fuerza promedio pre-muestreo	Varianza	Número de pruebas a realizar
Torsión	0,9615 (Kgf-m)	0,087383107	4
Flexión	9,7211 (Kgf)	4,42849736	99
Compresión	10,076 (Kgf)	3,1979638	61

De lo anterior se puede concluir que se necesitan en total 99 individuos para garantizar que la investigación cumpla con las condiciones estipuladas. Sabiendo que el pre-muestreo fue realizado con 52 muestras, se necesitan 47 más para alcanzar el número deseado.

En la tabla 7 se relacionan los promedios para cada una de las fuerzas con un total de 103 muestras, lo que garantiza un error menor al 9%.

Tabla 7. Muestreo total

Sexo	Edad	Mano Dominante			Mano no Dominante			Máximas				
		Fuerza de Torsión (Kgf)	Flexión (Kgf)	Axial (Kgf)	Fuerza de Torsión (Kgf)	Flexión (Kgf)	Axial (Kgf)	Fuerza de Torsión (Kgf)	Brazo (m)	Torsión (Kgf-m)	Flexión (Kgf)	Axial (Kgf)
M	15	21,00	13,50	11,00	13,00	13,50	12,00	21,00	0,05	1,05	13,50	12,00
F	15	14,00	8,50	7,00	13,00	7,00	7,50	15,00	0,05	0,75	8,50	7,50
F	15	7,00	5,00	6,00	5,00	5,00	4,00	7,00	0,05	0,35	5,00	6,00
F	15	12,00	8,00	7,00	13,00	8,00	7,50	12,00	0,05	0,60	8,00	7,50
M	16	17,00	12,00	13,00	13,00	12,00	13,00	17,00	0,05	0,85	12,00	13,00
M	16	15,00	13,00	10,00	13,00	12,00	12,00	15,00	0,05	0,75	13,00	12,00
M	16	22,00	9,00	10,00	16,00	10,00	10,00	22,00	0,05	1,10	10,00	10,00
F	16	7,00	5,50	8,00	9,00	5,00	6,00	9,00	0,05	0,45	5,50	8,00
F	16	12,00	8,00	7,00	12,00	8,00	10,00	12,00	0,05	0,60	8,00	10,00
M	17	22,00	11,00	11,00	14,00	13,00	10,00	22,00	0,05	1,10	13,00	11,00
M	17	21,00	13,00	11,00	21,00	12,00	9,00	21,00	0,05	1,05	13,00	11,00
F	18	11,00	12,00	6,50	10,00	13,00	8,00	11,00	0,05	0,55	13,00	8,00
M	20	25,00	9,00	10,00	20,00	9,00	10,00	25,00	0,05	1,25	9,00	10,00
M	20	14,00	11,00	10,00	12,00	9,00	10,00	14,00	0,05	0,70	11,00	10,00
M	21	31,00	9,00	12,00	18,00	8,00	10,00	31,00	0,05	1,55	9,00	12,00
M	21	19,00	7,00	8,00	23,00	5,00	8,50	19,00	0,05	0,95	7,00	8,50
M	21	21,00	10,00	8,00	9,00	8,00	10,00	21,00	0,05	1,05	10,00	10,00
F	21	11,00	7,00	9,00	11,00	7,00	8,00	11,00	0,05	0,55	7,00	9,00
M	21	32,00	14,00	11,00	21,00	14,00	11,00	32,00	0,05	1,60	14,00	11,00
F	21	6,50	5,00	7,00	7,00	5,00	6,50	7,00	0,05	0,35	5,00	7,00
M	22	14,00	10,00	12,00	11,00	11,00	11,00	11,00	0,05	0,55	12,00	11,00
M	22	13,00	6,00	5,00	9,00	5,00	8,00	13,00	0,05	0,65	9,00	8,00
M	22	13,00	11,00	12,00	9,00	8,00	9,00	13,00	0,05	0,65	11,00	12,00
M	22	15,00	8,00	5,50	12,00	7,00	7,00	15,00	0,05	0,75	8,00	7,00
M	22	20,00	5,00	8,00	16,00	6,00	5,00	20,00	0,05	1,00	6,00	8,00
M	22	32,00	9,00	7,00	34,00	11,00	7,00	34,00	0,05	1,70	11,00	7,00
M	22	16,00	14,00	10,00	23,00	9,00	8,00	23,00	0,05	1,15	14,00	10,00
M	22	20,00	13,00	14,00	20,00	12,00	13,00	20,00	0,05	1,00	13,00	14,00
M	22	18,00	9,00	11,00	20,00	10,00	14,00	20,00	0,05	1,00	10,00	14,00
M	22	16,00	7,00	7,00	10,00	7,00	6,00	16,00	0,05	0,80	7,00	7,00
M	22	30,00	13,00	14,00	29,00	14,00	15,00	30,00	0,05	1,50	14,00	15,00
M	23	17,00	15,00	12,00	15,00	12,00	9,00	17,00	0,05	0,85	15,00	12,00
M	23	14,00	10,00	8,00	15,00	9,00	10,00	15,00	0,05	0,75	10,00	10,00
F	23	11,00	5,00	4,00	11,00	5,00	5,00	11,00	0,05	0,55	5,00	5,00

Tabla 7. (Continuación)

F	24	9,00	4,00	5,00	12,00	4,00	6,00	12,00	0,05	0,60	5,00	6,00
M	24	36,00	8,00	10,00	34,00	8,00	11,00	36,00	0,05	1,80	8,00	11,00
F	24	13,00	5,00	10,00	13,00	5,00	8,00	13,00	0,05	0,65	5,00	10,00
M	24	18,00	14,00	8,00	18,00	11,00	10,00	18,00	0,05	0,90	14,00	10,00
M	24	20,00	8,00	10,00	19,00	8,00	11,00	20,00	0,05	1,00	8,00	11,00
M	25	13,00	5,00	6,00	10,00	6,00	6,50	13,00	0,05	0,65	6,00	6,50
F	25	19,00	8,50	10,00	20,00	5,00	9,00	20,00	0,05	1,00	8,50	10,00
F	25	10,00	5,50	6,00	7,00	5,00	5,00	10,00	0,05	0,50	5,50	6,00
F	25	15,00	7,00	9,00	10,00	6,00	8,00	15,00	0,05	0,75	7,00	9,00
F	25	12,00	9,00	6,00	10,00	7,00	5,00	12,00	0,05	0,60	9,00	6,00
M	25	33,00	15,00	14,00	33,00	15,00	15,00	33,00	0,05	1,65	15,00	15,00
M	25	19,00	10,00	8,00	16,00	12,00	11,00	19,00	0,05	0,95	12,00	11,00
M	25	16,00	10,00	8,00	12,00	9,00	8,00	16,00	0,05	0,80	10,00	8,00
M	26	10,00	6,00	6,00	9,00	5,00	7,00	10,00	0,05	0,50	6,00	7,00
M	26	30,00	11,00	9,00	23,00	10,00	9,00	30,00	0,05	1,50	11,00	9,00
M	27	33,00	14,00	13,00	33,00	15,00	12,00	33,00	0,05	1,65	15,00	13,00
M	27	16,00	9,00	7,00	13,00	8,00	8,00	16,00	0,05	0,80	9,00	8,00
M	27	20,00	10,00	8,00	16,00	10,00	8,00	20,00	0,05	1,00	10,00	8,00
M	27	20,00	13,00	15,00	19,00	14,00	15,00	20,00	0,05	1,00	14,00	15,00
M	28	18,00	10,00	7,00	13,00	10,00	7,00	18,00	0,05	0,90	10,00	7,00
M	29	30,00	10,00	10,00	20,00	11,00	12,00	30,00	0,05	1,50	11,00	12,00
M	29	20,00	14,00	8,00	16,00	10,00	9,00	20,00	0,05	1,00	14,00	9,00
M	30	17,00	7,50	10,00	15,00	9,00	9,00	17,00	0,05	0,85	9,00	10,00
F	30	11,00	9,50	11,00	11,00	9,00	9,50	11,00	0,05	0,55	9,50	11,00
M	31	21,00	11,00	9,00	23,00	10,00	9,00	23,00	0,05	1,15	11,00	9,00
F	31	13,00	7,00	8,00	13,00	8,00	8,00	13,00	0,05	0,65	8,00	8,00
F	31	20,00	11,00	11,00	21,00	9,00	10,00	21,00	0,05	1,05	11,00	11,00
M	32	12,00	13,00	10,00	14,00	12,00	9,00	14,00	0,05	0,70	13,00	10,00
F	32	10,00	6,00	8,00	12,00	6,00	6,00	12,00	0,05	0,60	6,00	8,00
F	33	13,00	7,00	7,00	12,00	7,00	6,00	13,00	0,05	0,65	7,00	7,00
M	34	31,00	10,00	9,00	19,00	10,00	9,00	31,00	0,05	1,55	10,00	9,00
M	35	21,00	10,50	12,00	19,50	10,00	12,50	21,00	0,05	1,05	10,50	12,50
F	35	13,00	5,00	6,00	13,00	5,00	6,50	13,00	0,05	0,65	5,00	6,50
M	36	34,00	14,00	9,00	28,00	12,00	11,00	34,00	0,05	1,70	14,00	11,00
M	37	33,00	8,00	7,00	17,50	14,00	11,00	33,00	0,05	1,65	14,00	11,00
F	37	13,00	9,00	10,00	13,00	8,00	10,00	13,00	0,05	0,65	9,00	10,00
F	38	11,00	7,00	6,50	13,00	6,00	8,00	13,00	0,05	0,65	7,00	8,00
F	38	13,00	6,00	6,00	11,00	6,00	6,50	13,00	0,05	0,65	6,00	6,50

Tabla 7. (Continuación)

F	38	16,00	7,00	9,00	18,00	9,00	9,00	18,00	0,05	0,90	9,00	9,00	
M	39	19,00	9,00	10,00	18,00	8,00	11,00	19,00	0,05	0,95	9,00	11,00	
M	39	21,00	10,00	13,00	18,00	9,00	8,00	21,00	0,05	1,05	10,00	13,00	
M	40	22,00	9,00	8,50	35,00	10,00	9,00	35,00	0,05	1,75	10,00	9,00	
F	40	13,00	7,50	5,00	13,00	7,00	8,00	13,00	0,05	0,65	7,50	8,00	
M	43	35,00	9,00	10,00	31,00	12,00	11,00	35,00	0,05	1,75	12,00	11,00	
F	43	12,00	8,00	6,00	10,00	8,00	6,00	12,00	0,05	0,60	8,00	6,00	
F	44	13,00	8,00	10,00	16,00	8,00	13,00	16,00	0,05	0,80	8,00	13,00	
F	44	11,00	8,00	11,00	10,00	10,00	10,00	11,00	0,05	0,55	10,00	11,00	
F	44	13,00	9,00	9,50	13,00	8,00	9,00	13,00	0,05	0,65	9,00	9,50	
F	44	8,00	4,00	7,50	10,00	4,50	7,00	10,00	0,05	0,50	4,50	7,50	
F	44	11,00	13,00	8,00	16,00	11,00	6,00	16,00	0,05	0,80	13,00	8,00	
M	44	28,00	12,00	12,00	23,00	13,00	11,00	28,00	0,05	1,40	13,00	12,00	
M	45	38,00	14,00	10,00	31,00	7,00	11,00	38,00	0,05	1,90	14,00	10,00	
M	45	22,00	11,50	13,00	23,00	11,50	12,00	23,00	0,05	1,15	11,50	13,00	
F	45	16,00	5,00	6,00	15,00	4,50	5,00	16,00	0,05	0,80	5,00	6,00	
F	46	15,00	8,00	6,00	14,00	8,00	6,00	15,00	0,05	0,75	8,00	6,00	
F	47	9,00	4,00	6,00	7,00	6,00	9,00	9,00	0,05	0,45	6,00	9,00	
F	47	12,00	5,00	6,50	13,00	6,00	5,00	13,00	0,05	0,65	6,00	6,50	
F	47	14,00	10,00	8,00	18,00	8,00	7,50	18,00	0,05	0,90	10,00	8,00	
M	48	32,00	7,50	9,00	34,00	8,00	7,00	34,00	0,05	1,70	8,00	9,00	
M	48	21,00	13,00	12,00	18,00	11,00	15,00	21,00	0,05	1,05	13,00	15,00	
M	48	14,00	7,00	7,50	10,00	8,00	7,00	14,00	0,05	0,70	8,00	7,50	
M	49	17,00	12,00	11,00	19,00	12,00	12,00	19,00	0,05	0,95	12,00	12,00	
M	49	26,00	12,00	13,00	29,00	13,00	13,00	29,00	0,05	1,45	13,00	13,00	
M	51	34,00	14,50	15,00	35,00	15,50	14,00	35,00	0,05	1,75	15,50	15,00	
M	52	22,00	11,00	14,00	24,00	10,00	13,00	24,00	0,05	1,20	11,00	14,00	
M	53	24,00	12,00	12,00	26,00	11,00	11,00	26,00	0,05	1,30	12,00	12,00	
M	53	13,00	11,00	12,00	13,00	14,00	12,00	13,00	0,05	0,65	14,00	12,00	
F	53	12,00	8,50	8,50	11,00	7,50	8,00	12,00	0,05	0,60	8,50	8,50	
M	55	20,00	10,00	12,00	20,00	8,00	15,00	20,00	0,05	1,00	10,00	15	
								PROMEDIOS	19,00		0,95	9,82	9,75

Por medio de esta investigación se concluye que las fuerzas realizadas por una persona sana entre 15 y 55 años y aptas para utilizar en la simulación numérica son las siguientes:

Momento de Torsión = 0,95 (Kgf-m)

Fuerza de Flexión = 9,82 (Kgf)

Fuerza de Compresión ó (Axial) = 9,75 (Kgf)

En las figuras 45, 46 y 47 se muestra la distribución final de Fuerza vs Edad para cada tipo de prueba.

Figura 45. Fuerza Vs. Edad para torsión

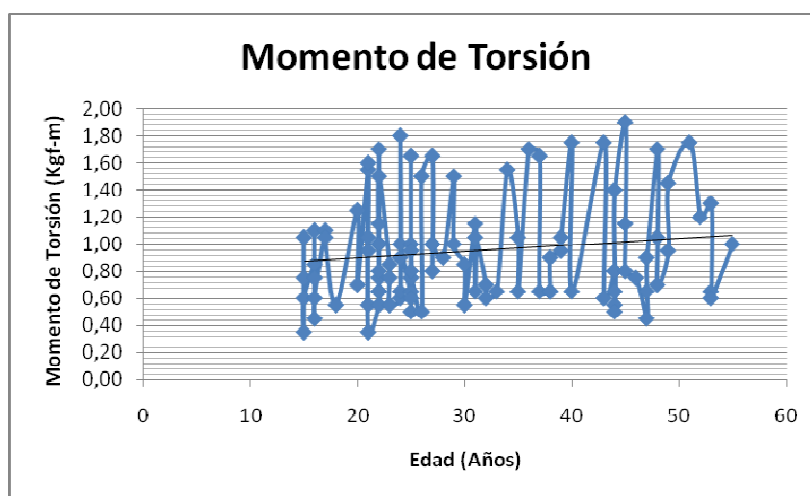


Figura 46. Fuerza Vs. Edad para flexión

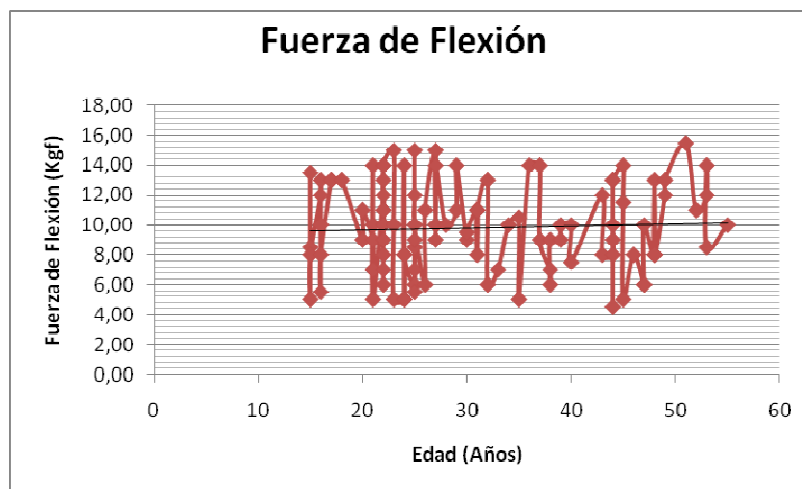


Figura 47. Fuerza Vs. Edad para torsión compresión

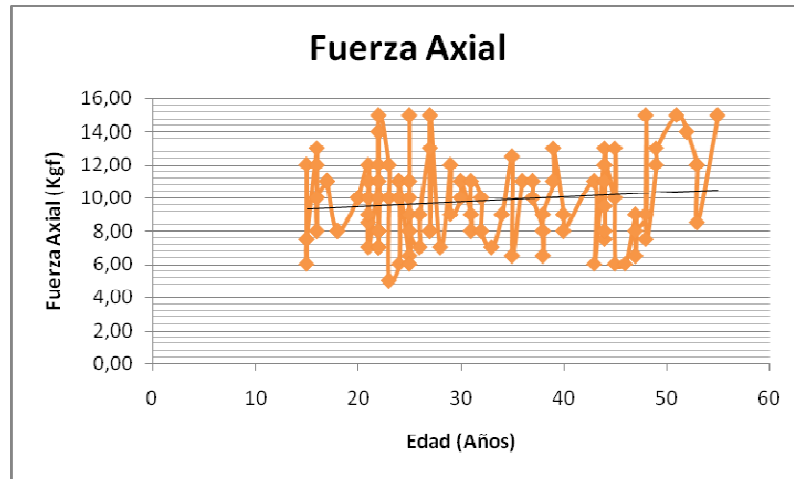


Figura 48. Histograma Momento de Torsión

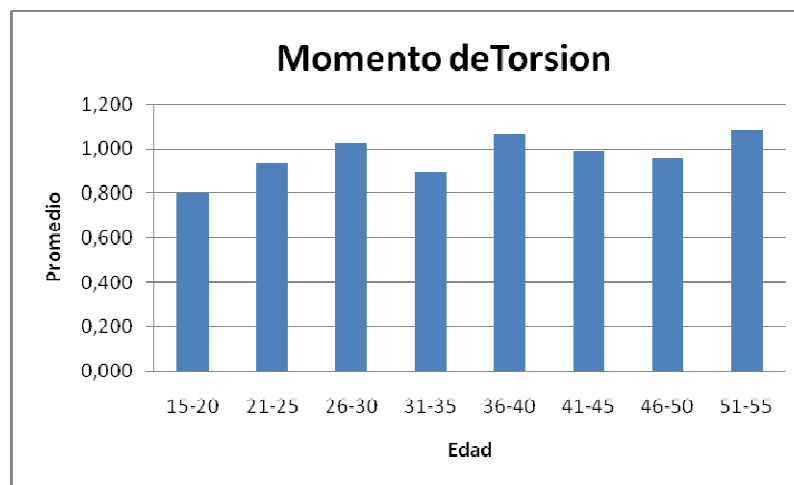


Figura 49. Histograma Fuerza de Flexión

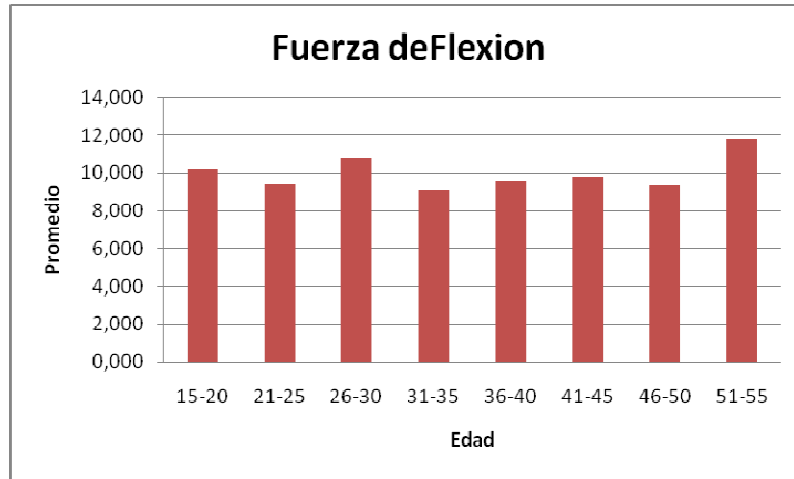
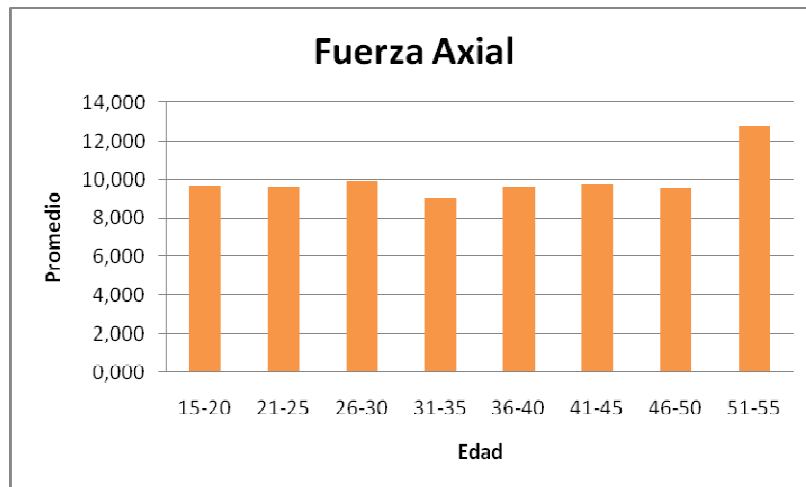


Figura 50. Histograma Fuerza Axial



4.3 ANÁLISIS DE DATOS ADQUIRIDOS Y COMPARACIÓN CON LA LITERATURA

Uno de los objetivos que se han planteado en esta investigación ha sido encontrar las fuerzas que puede realizar con la mano una persona sana entre 15 y 55 años y a partir de estos, compararlos con aquellos de investigaciones similares.

Partiendo de los valores arrojados por el estudio anterior se tiene:

Momento de Torsión = 0,95 [Kgf-m] = 9,32 [N-m]

Fuerza de Flexión = 9,82 [Kgf] = 96,34 [N]

Fuerza de Compresión (Axial) = 9,75 [Kgf] = 95,65 [N]

El objetivo de esta parte de la investigación es observar y analizar si los resultados obtenidos son lógicos y confiables. A continuación se hará una comparación para cada uno de los experimentos planteados, resaltando las semejanzas y diferencias entre los dos.

Fuerza de Compresión:

1. Un estudio ergonómico para determinar los límites del sistema mano-brazo en actividades de trabajo en la empresa General Motors realizado a 1927 trabajadores, con una edad media de 46 años, será el parámetro de comparación para la fuerza de compresión, debido a que el experimento es muy similar al planteado en esta investigación.

El diseño del experimento es muy similar al planteado en esta investigación. La fuerza media del estudio realizado por la General Motors (Tablas 8 y 9) es 94 [N] y la obtenida en esta investigación es de 95,65 [N] con tan solo una diferencia de 1,65 [N] que equivale a un 1,72% de error, esto es muy acertando, pero se debe principalmente a la gran similitud en el diseño del experimento.

Tabla 8. Fuerza máxima en empuje con sistema mano-brazo



Valores de fuerza máxima en empuje con sistema mano-brazo

TABLA 8

MANO	5P*	50P*	95P*	MEDIA	D. TIPICA	MIN.-MAXIMO
⇒ 100 cm. N=109						
Dominante	47,8	85,6	142,4	89,5	35,2	42,2-252,0
No dominante	44,9	80,8	132,0	86,8	40,1	36,6-325,0
⇒ 120 cm. N=106						
Dominante	60,1	92,4	142,0	94,0	24,0	47,0-152,8
No dominante	52,5	85,9	128,9	88,2	23,4	46,0-159,8
⇒ 140 cm. N=111						
Dominante	29,1	83,2	123,2	80,0	26,4	16,2-151,0
No dominante	41,2	76,2	111,4	76,8	21,3	28,6-139,2

(*) P=Percentil

Fuente: Los límites del sistema mano-brazo, Estudio sobre el personal de General Motors España. Mapfre seguridad N° 101. Primer trimestre 2006.

Tabla 9. Valores máximos de fuerza (N) para el sistema mano-brazo

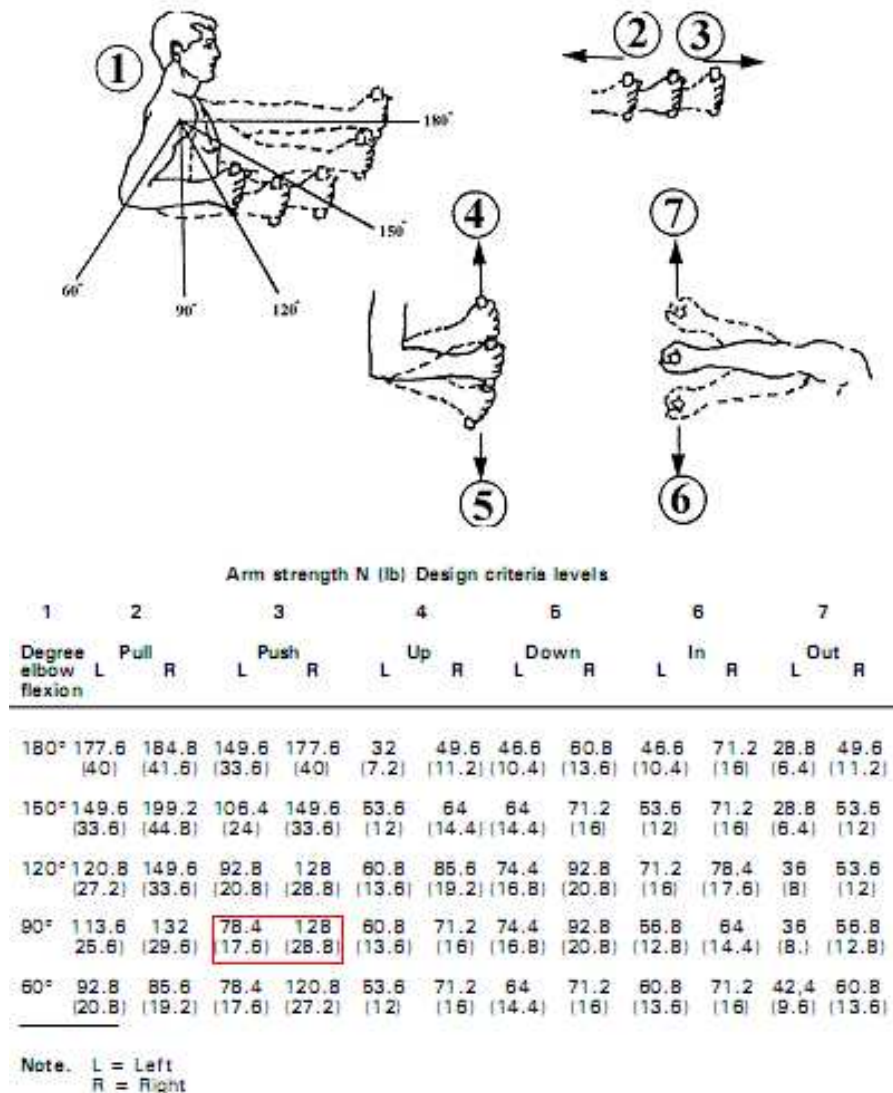
Valores máximos de fuerza (N) para el sistema mano-brazo							
TABLA 11							
FUERZA	5P	50P	95P	MEDIA	D. TÍPICA	MÍN.	MÁX.
Dedos	277,6	401,6	513,0	397,9	68,7	95,0	551,0
Altura de acción	140	140	140	140		100	140
Palma	273,5	411,8	506,0	398,9	66,4	80,0	556,0
Altura de acción	140	140	140	140		140	120
Pulgar	188,4	280,4	349,5	276,2	53,5	91,4	413,0
Altura de acción	140	120	120	120		100	120
Pinza Término-Lateral	19,8	42,0	77,0	43,4	18,9	10,6	99,8
Altura de acción	100	100	120	120		100	120
Pinza Término-Terminal	20,4	43,7	92,1	49,4	20,4	13,6	105,0
Altura de acción	100	100	100	100		100	100
Agarre	252,0	412,0	561,5	416,0	82,7	56,6	581,2
Altura de acción	120	120	120	120		140	120
Empuje	29,1	92,4	142,4	94,0	24,0	16,2	325,0
Altura de acción	140	120	100	120		140	120
Tracción	68,7	190,8	410,9	208,2	105,1	41,4	616,0
Altura de acción	140	140	140	140		100	100

Alturas de acción en cm.

Fuente: Los límites del sistema mano-brazo, Estudio sobre el personal de General Motors España. Mapfre seguridad N° 101. Primer trimestre 2006.

- La segunda comparación se basa en el estudio de mediciones antropométricas y biomecánicas “Fuerza del hombre con brazo, mano y pulgar para fuerzas controladas” del Hughes Technical Center. Analizando las situaciones presentadas es la figura 51 se define como parámetro de comparación la situación presentada en la ilustración número 3 a 90°, esta representa una aproximación de la fuerza de compresión recopilada en esta investigación.

Figura 51. Fuerza del hombro con brazo, mano y pulgar para fuerzas controladas. (Compresión)



Fuente: HFDG, FAA William J. Hughes Technical Center, Anthropometry and biomechanics. 1996.

Para la situación de la figura 3 a 90° se observan los siguientes valores:
 Brazo izquierdo = 78,4 [N]
 Brazo derecho = 128 [N]
 Los datos arrojados por esta investigación muestran una fuerza promedio de 95,65 [N], cabe notar que esta medición corresponde al brazo dominante de las personas a las que se les realizó la prueba. Comparando este valor

con los datos de la literatura se puede observar que se encuentra en el rango entre la medición del brazo izquierdo y el brazo derecho, tomando un promedio entre las dos mediciones se tiene un valor de 103,2 [N], comparándolo con el valor medido en esta investigación, se tiene un error del 7,3%. Se puede decir que este es un punto aceptable de comparación y que la fuerza de compresión es bastante aproximada a los estudios realizados.

Fuerza de Flexión:

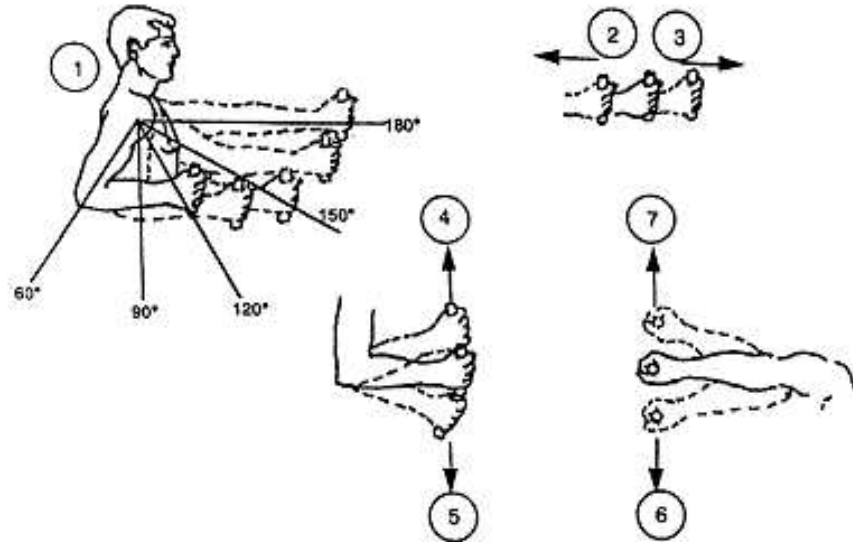
Otro de los estudios realizado por el Hughes Technical Center se referencia en la figura 49, estas fuerzas son las máximas para este tipo que estos investigadores han recopilado. Se puede analizar el caso para la fuerza de flexión. Este se presenta para en la ilustración 6 de la figura 52, es necesario definir la inclinación del brazo, se ha escogido a un ángulo de 120° porque este muestra una situación muy similar a la planteada en esta investigación, ya que el brazo no está extendido en su totalidad y tampoco está contra el cuerpo. Los resultados extractados de la literatura son:

Brazo izquierdo = 89 [N]

Brazo derecho = 98 [N]

Los resultados en esta investigación medidos dieron 96,34 [N] para la mano dominante. Realizando un promedio entre las fuerzas recopiladas en la literatura se tiene una fuerza de 93,5 [N], arrojando un porcentaje de error del 3,03%, lo cual significa que las fuerzas en esta investigación recopiladas se aproximan bastante a las de investigaciones similares realizadas.

Figura 52. Fuerza del hombro con brazo, mano y pulgar para fuerzas controladas. (Flexión)



Degree of elbow flexion	Arm strength N (lb)											
	2		3		4		5		6		7	
	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
180°	222 (50)	231 (52)	187 (42)	222 (50)	40 (9)	62 (14)	58 (13)	76 (17)	58 (13)	89 (20)	36 (8)	62 (14)
150°	187 (42)	249 (56)	133 (30)	187 (42)	67 (15)	80 (18)	80 (18)	89 (20)	67 (15)	89 (20)	36 (8)	67 (15)
120°	151 (34)	187 (42)	116 (26)	160 (36)	76 (17)	107 (24)	93 (21)	116 (26)	89 (20)	98 (22)	45 (10)	67 (15)
90°	142 (32)	165 (37)	98 (22)	160 (36)	76 (17)	89 (20)	93 (21)	116 (26)	71 (16)	80 (18)	45 (10)	71 (16)
60°	116 (26)	107 (24)	98 (22)	151 (34)	67 (15)	89 (20)	80 (18)	89 (20)	76 (17)	89 (20)	53 (12)	76 (17)

Note. L = Left
R = Right

Fuente: HFDG, FAA William J. Hughes Technical Center, Anthropometry and biomechanics. 1996.

Momento de Torsión:

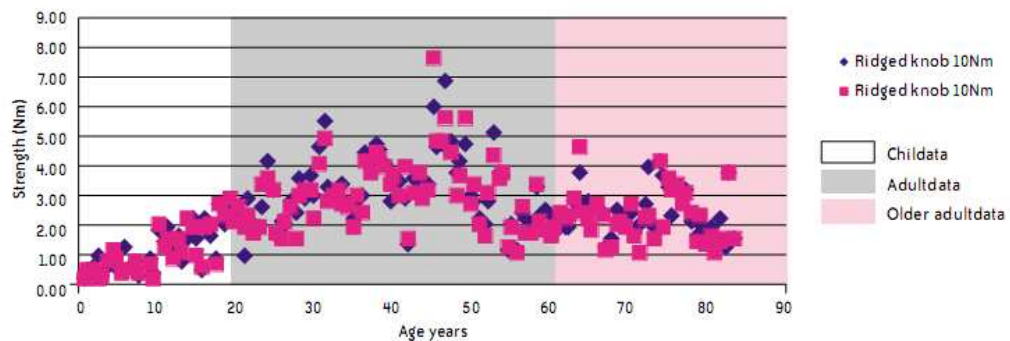
1. Un estudio de fuerzas para seguridad de diseño realizado por el departamento de Industria y Comercio de Londres, muestra un montaje

similar (figura 53) al utilizado para la fuerza de torsión en esta investigación. De este se obtuvieron los siguientes datos de torques para las edades comprendidas entre 15 y 55 años:

Momento de torsión medio = 3,3 [N-m]

Los datos medidos en esta investigación arrojan un valor de 9,32 [N-m], que es casi el triple de la fuerza que referencia la literatura, con error del 182%, esto se debe a que el área de contacto del agarre es mucho mayor al utilizado como referencia de comparación. La mayoría de los estudios referencian agarres pequeños, que conllevan a fuerzas mucho menores. En este estudio se ha decidido utilizar un agarre con mayor área de contacto con el objetivo de medir las fuerzas en una situación más extrema.

Figura 53. Esquema para realizar prueba de torsión y datos arrojados por esta



Fuente: Research commissioned by consumer affairs division. Department of trade & industry. London. 2002

2. En la tabla 10 se consigna un estudio realizado para medir el torque realizado al destapar un envase.

Este experimento es similar al que se propuso como fuerza de torsión, arrojando como resultados para las edades de 15 a 55 años valores alrededor de 4 y 5,5 [N-m], este estudio tiene consideraciones similares al enunciado en el numeral anterior respecto al tipo de agarre utilizado, así que al compararlo con el momento medido en esta investigación de un porcentaje de error del 69% y se puede concluir lo mismo que el punto anterior.

Tabla 10. Pico máximo del torque de apertura y torque máximo de apertura cómoda en función de la edad y el género

ages	males					females					males and females				
	n	mean	sd	min	max	n	mean	sd	min	max	n	mean	sd	min	max
5-9	5	1.6	0.2	1.2	1.8	5	1.5	0.2	1.1	1.7	10	1.5	0.2	1.1	1.8
10-14	5	2.2	0.7	1.4	3.0	7	2.6	0.9	2.0	3.7	12	2.4	0.6	1.4	3.7
15-19	4	2.8	0.8	2.0	3.9	2	3.0	0.3	2.8	3.2	6	2.9	0.6	2.0	3.9
20-39	5	4.1	1.4	2.1	5.5	7	2.5	0.6	1.5	3.5	12	3.1	1.3	1.5	5.5
40-59	5	3.0	1.0	1.9	4.0	5	2.2	0.6	1.5	2.8	10	2.6	0.9	1.5	4.0
60+	3	2.3	0.7	1.8	3.2	11	1.7	0.6	1.0	2.5	14	1.5	0.7	1.0	2.5

Peak maximum opening torque (Nm)

ages	males					females					males and females				
	n	mean	sd	min	max	n	mean	sd	min	max	n	mean	sd	min	max
5-9	5	1.0	0.2	0.9	1.4	5	1.0	0.2	0.8	1.4	10	1.0	0.2	0.8	1.4
10-14	4	2.0	0.4	1.6	2.5	7	2.0	0.4	1.5	2.5	11	2.0	0.4	1.5	2.5
15-19	4	1.8	0.5	1.5	2.4	2	2.4	0.4	2.1	2.7	6	2.0	0.5	1.4	2.7
20-39	5	3.1	1.0	1.6	4.1	7	2.2	0.7	1.4	3.2	12	2.6	0.9	1.4	4.1
40-59	5	3.2	1.2	2.2	4.8	5	2.2	0.5	1.4	2.6	10	2.7	1.0	1.0	4.8
60+	3	1.9	0.3	1.6	2.2	11	1.1	0.3	0.7	1.6	14	1.3	0.5	0.7	2.1

Peak comfortable opening torque (Nm)

Fuente: Expectations of safety: Realising ergonomics and safety in product design by Beverly Jane Norris. Chapter 7: Investigating a potential hazard of carbonated drinks bottles.

5. DISEÑO Y MODELAMIENTO DEL PROTOTIPO

En el proceso de diseño de este prototipo se deben tener en cuenta varios factores relacionados con la morfología y anatomía de la mano y el antebrazo, importantes para realizar un buen diseño. En el primer capítulo se enunciaron las diferentes clases de fracturas que se pueden presentar en el tercio distal del radio, y a la hora de diseñar es en estas que se centra la mayor atención, porque marcan la pauta para establecer la geometría principal que la placa va a tener, en cuanto a dimensiones se refiere.

También juega un papel muy importante la disposición que se le da a los agujeros que tiene el dispositivo y la dirección de los tornillos que se van a utilizar en este. De la disposición de estos depende el éxito del dispositivo, porque ellos se van a encargar de enfrentar correctamente los fragmentos de hueso fracturado y deben ser lo más versátiles posibles para que puedan abarcar gran parte de las fracturas que se presentan en el tercio distal del radio.

A nivel de materiales se hace indispensable caracterizar correctamente los que serán utilizados para la construcción del dispositivo y los tornillos, ya que estos deben soportar las cargas a las que será sometido el conjunto y a su vez deben ser biocompatible con el cuerpo humano.

Otro aspecto a considerar a la hora de realizar el diseño es que este dispositivo va a ser fijado internamente y esto a conlleva una invasión cuando se realiza la cirugía, por esto debe ser lo menos invasiva posible para que no represente riesgo para el paciente y cómoda para que el cirujano la pueda ubicar fácilmente.

5.1 MODELAMIENTO VIRTUAL DEL TERCIO DISTAL DEL RADIO

El modelamiento virtual del tercio distal del radio es la base para diseñar el dispositivo, porque partiendo de la forma del hueso se deben implementar las dimensión y forma que este último tendrá.

La determinación de la estructura dimensional del radio distal está ligada al sexo, la edad, la masa corporal y la estatura de la persona. Definir correctamente su antropometría requiere estudios previos, los cuales constan de investigación de la literatura (libros, artículos) y trabajo de campo.

La primera fase consistió en investigación antropométrica del radio en la literatura. Luego sobre esta base se realizaron visitas de campo al anfiteatro de la Universidad Industrial de Santander con el fin de afianzar el conocimiento ya adquirido y realizar mediciones de radios de personas comprendidas entre 15 y 55

años para determinar experimentalmente la medida del radio estándar base para el modelamiento, simulación y determinación de la geometría de la placa.

A continuación se explica detalladamente el procedimiento que se llevó a cabo para el modelamiento del hueso, partiendo desde la investigación hasta el prototipo virtual final modelado en el software CAD SolidWorks®.

5.1.1 Descripción anatómica y del radio¹³

El radio es un hueso largo, par y no simétrico, situado por fuera del cúbito, en la parte externa del antebrazo. Como en todos los huesos largos, el radio consta de un cuerpo y dos extremos, superior e inferior. (Figura 54)

Cuerpo: presenta una curvatura externa generalmente poco pronunciada y otra interna de concavidad mirando al cúbito, mucho más acentuada. Tiene una forma prismática triangular, constando de tres caras y tres bordes

Caras

- a) Cara anterior: la cara anterior es casi plana, ligeramente cóncava en su parte media. En ella se encuentra ella el conducto nutricio del radio y se insertan el músculo flexor largo del pulgar, y en su tercio inferior el pronador cuadrado.
- b) Cara posterior: la cara posterior, redondeada en su tercio superior, está cubierta por el supinador corto. En el resto de su extensión es plana o ligeramente cóncava y en ella se insertan los músculos abductor y extensor corto del pulgar.
- c) Cara externa: en la cara externa, convexa y redondeada en la parte superior se inserta el supinador corto. Su parte media es una superficie rugosa, destinada a la inserción del pronador redondo. Su parte inferior es lisa y está en relación con los tendones de los músculos radiales externos.

Bordes

- a) Borde anterior: parte de la tuberosidad bicipital, formando una cresta saliente que se suaviza al llegar a la altura del agujero nutricio confundándose con la cara externa del hueso.
- b) Borde posterior: es obtuso y difuminado, sobre todo en sus extremos.

¹³ White J. Anatomía, USML Road Map, Mc Graw Hill 2007. 260 paginas

- c) Borde interno: es delgado, cortante, casi siempre cóncavo como el cuerpo del hueso, y presta inserción al ligamento interóseo. En su parte inferior se bifurca, limitando en la parte correspondiente del hueso una especie de pequeña cara triangular de vértice superior que forma parte de la articulación radiocubital inferior.

Extremo superior

En el extremo superior se observa una porción voluminosa y redondeada, llamada cabeza del radio, con forma de cilindro, En la parte superior se presenta una depresión en forma de cúpula, llamada cavidad glenoidea del radio o fosita articular que se corresponde con el cóndilo del húmero. La cabeza del radio es sostenida por una porción estrecha del hueso, el cuello del radio. Debajo del cuello, se levanta una eminencia ovoidea, en la cual se inserta el tendón inferior del bíceps: la tuberosidad bicipital del radio.

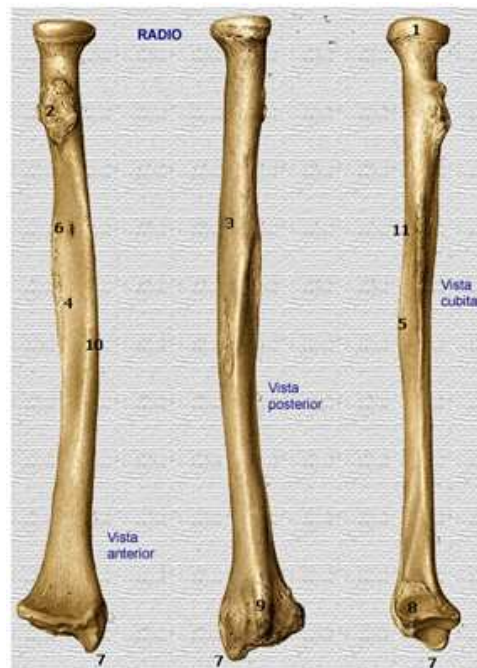
Extremo inferior

El extremo inferior o carpiano es la parte más voluminosa del hueso. Reviste en su conjunto la forma de una pirámide cuadrangular truncada y, por consiguiente, presenta seis caras: superior, inferior o carpiana, anterior, posterior, interna y posteroexterna. (ver figura 55)

- a) Cara superior: se confunde sin línea de demarcación claramente distinta con el cuerpo del hueso.
- b) Cara inferior: triangular, articular, y presenta una carilla articular carpiana que se divide en dos carillas para las articulaciones del semilunar y del escafoides. En la parte externa de esta superficie articular se ve una robusta apófisis llamada apófisis estiloides del radio. Está en contacto con la piel y desciende un poco más que la apófisis estiloides del cúbito. El vértice de la apófisis estiloides del radio presta inserción al ligamento lateral externo de la articulación de la muñeca. En su base se inserta el tendón del supinador largo
- c) Cara anterior: plana en sentido transverso y cóncava en sentido vertical, está en relación con el músculo pronador cuadrado
- d) Cara posterior: en la cara posterior se observan dos canales, uno para los tendones del extensor propio del índice y del extensor común de los dedos; y un canal externo en el que se aloja el tendón del músculo extensor largo del pulgar.
- e) Cara posteroexterna: presenta dos canales tendinosos, interno y externo para los tendones del primer y segundo radiales externos y para los tendones de los músculos abductor largo del pulgar y extensor corto del pulgar, respectivamente.

- f) Cara interna: en ella se encuentra la cavidad sigmoidea del radio o escotadura cubital, para su articulación con el cúbito

Figura 54. Partes del radio



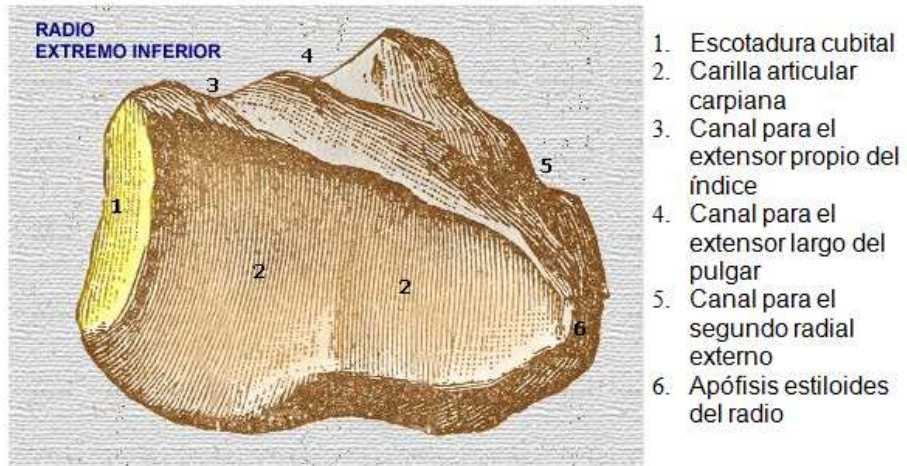
1. Cabeza del radio
2. Tuberosidad del radio
3. Cara posterior
4. Cara anterior
5. Cara cubital
6. Agujero nutricio
7. Apófisis estiloides
8. Escotadura cubital
9. Tubérculo dorsal
10. Borde anterior
11. Borde interóseo

Fuente: [en línea]. < <http://www.iqb.es/cbasicas/anatomia/extremidad01/radio/radio01.htm>

Radiológicamente en el plano antero posterior del radio distal, la superficie articular tiene un ángulo de 23° a 25° (ángulo volar), y en el plano lateral, es de 10° a 11° (ángulo radial) con respecto a las líneas horizontales respectivas como se puede observar en la figura 56. El vértice de la apófisis estiloides del radio se encuentra aproximadamente a 7 mm sobre el nivel del vértice de la apófisis estiloides del cúbito.

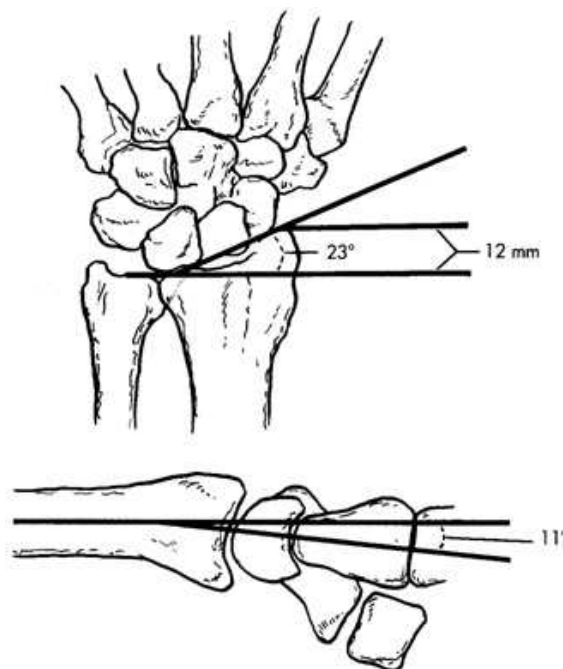
Al modelar el hueso en el software todos estos aspectos son muy importantes, y se hará mención a estos en numerales posteriores.

Figura 55. Extremo inferior del radio



Fuente: [en línea]. < <http://www.iqb.es/cbasicas/anatomia/extremidad01/radio/radio03.htm>

Figura 56. Ángulos de la cabeza del radio distal



Fuente: Arun Pal Singh. Anatomy of distal radius and few fracture definitions.2009.

5.1.2 Investigación de campo

Después de realizar una investigación preliminar acerca de la anatomía y antropometría del radio se realizaron visitas de campo al anfiteatro de la Universidad Industrial de Santander, con el fin de afianzar el conocimiento ya adquirido y realizar mediciones de radios de personas comprendidas entre 15 y 55 años, para determinar experimentalmente la medida del radio estándar base para el modelamiento, simulación y determinación de la geometría de la placa. Es importante notar que las medidas de los radios varían dependiendo de la edad, el sexo, la masa corporal y la estatura de la persona, por estas razones es necesario establecer una medida estándar para el hueso, teniendo en cuenta principalmente el rango de edades ya determinado. Después de realizar diversas mediciones de los radios y contrastarlas con los datos de la literatura, se seleccionó el que cumplía con las medidas estándares. Los huesos observados (figura 57) (secos) no varían considerablemente en su anatomía con los huesos que posee un ser humano vivo, así que los datos observados son confiables.

Figura 57. Fotografías mediciones antropométricas del radio (Facultad de Salud UIS)



Después de determinar el radio estándar, se realizó un molde en silicona para poder reproducir el tercio distal del radio en yeso cuantas veces fuera necesario

para llevar a cabo la investigación. Esto da flexibilidad al desarrollo del modelo, ya que se puede disponer del hueso en cualquier momento, incluso realizar las fracturas típicas para analizar mediante un prototipo físico el comportamiento de estas. El modelo físico del radio distal en yeso se puede observar en la figura 58.

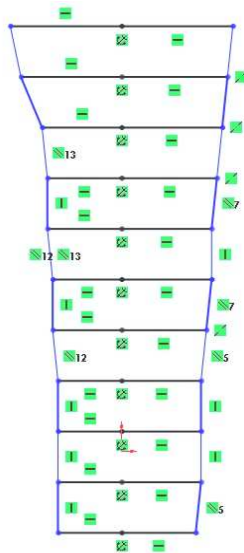
Figura 58. Modelo físico del tercio distal del radio en yeso



5.1.3 Construcción del modelo en el software CAD Solid Works®

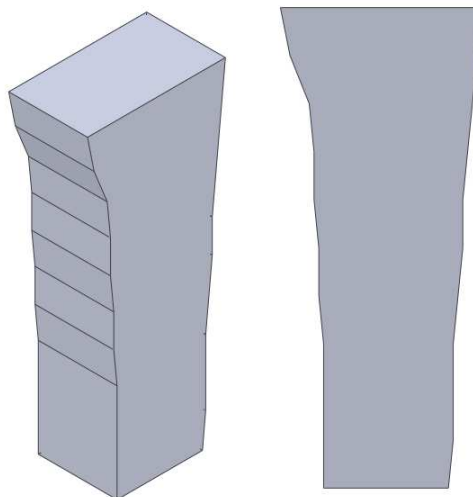
Con los datos recopilados en la literatura y el modelo del tercio distal del radio en yeso se procede a realizar una copia aproximada de este por medio del software CAD Solid Works®. Se hacen cortes virtuales cada 5 mm en el plano horizontal y se copia el plano resultante por medio de un calibrador tomando una línea de referencia, esto para la totalidad del tercio distal. A continuación se unen estas líneas y se genera un perfil como el que se puede observar en la figura 59.

Figura 59. Perfil de la base del hueso virtual



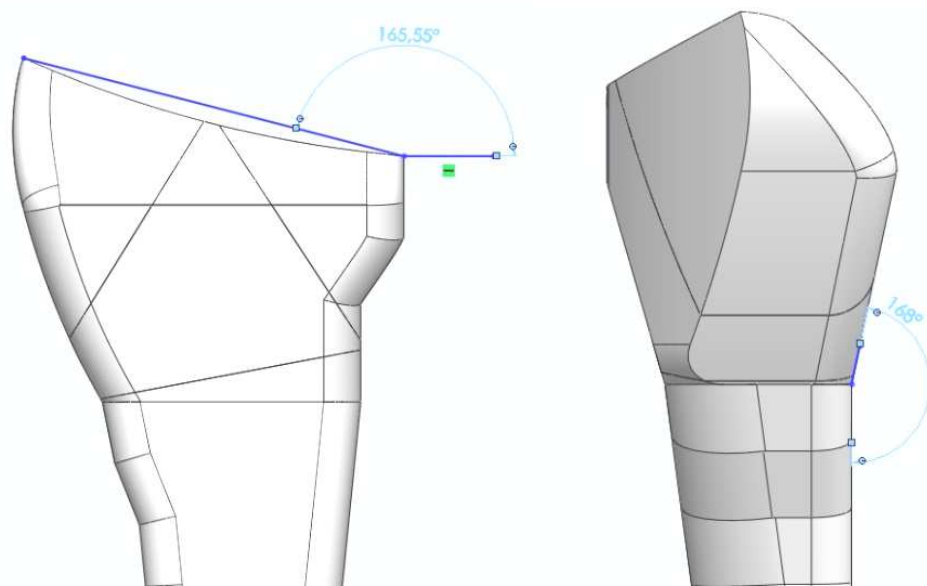
El perfil ya construido se protruye dando un sólido base para especificar las demás mediciones y angulaciones como el que se puede ver en la figura 60.

Figura 60. Sólido de la base del hueso virtual



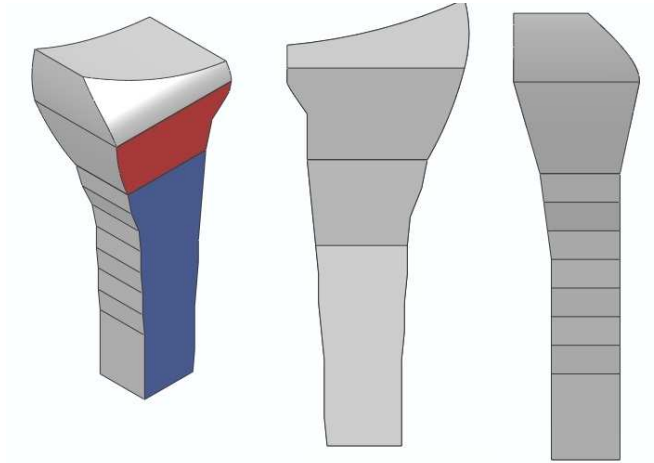
En el numeral 5.1.1 se hace referencia a la descripción anatómica del radio. En base al estudio previo de la literatura se sabe que los ángulos que posee la parte distal del radio son de 23° a 25° (ángulo volar) y de 10° a 11° (ángulo radial). El siguiente paso es especificarlos en el modelo con cortes aproximados como se puede observar en las figura 61.

Figura 61. Angulo volar y radial en el hueso virtual



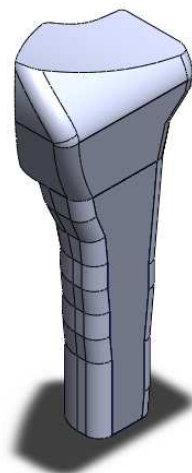
La primera protrusión se realizó en el plano frontal, pero es necesario, aparte de definir las angulaciones ya especificadas, definir la geometría lateral y refinar la frontal. Para este propósito se realizan cortes en diferentes planos de la pieza, obteniendo como resultado el modelo que se observa en la figura 62.

Figura 62. Modelo preliminar



Para completar el modelo es indispensable realizar los redondeos aproximados observados en el modelo de yeso, esto hace que el hueso este de acuerdo a la realidad y permite disminuir los concentradores de esfuerzos que se presentan en aristas agudas que podrían resultar perjudiciales al realizar la simulación numérica por medio del software Ansys ®. El modelo redondeado se muestra en la figura 63.

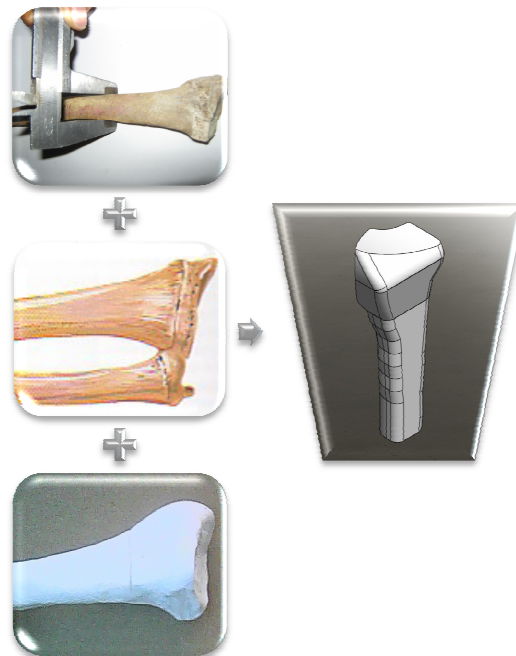
Figura 63. Modelo del tercio distal del radio



Un bosquejo general de el procedimiento que se siguió para lograr la simulación virtual del tercio distal del radio en Solid Works® se muestra en el esquema siguiente, donde en base al análisis de la literatura, el análisis de los huesos reales y el modelo estándar en yeso arrojó como resultado el modelamiento virtual el tercio distal del radio.

Un esquema del procedimiento básico para modelar el hueso virtual se puede observar en la figura 64.

Figura 64. Procedimiento para simular el hueso virtual



5.2 DEFINICIÓN DE LAS FRACTURAS A ABARCAR EN EL DISEÑO DE LA PLACA PROTOTIPO

En el segundo capítulo se expusieron ampliamente los mecanismos que producen las fracturas en el tercio distal del radio y la forma de la rotura. Es importante definir cuáles son las fracturas que el prototipo podrá afrontar a la hora de la cirugía, estas se definen a continuación (para más información acerca de cada una de las fracturas remitirse al capítulo 2)

Para saber que fragmentos se tienen que afrontar se necesita fracturar virtualmente el hueso con los tipos de fracturas definidos en la tabla 11. A partir del hueso fracturado se obtiene la base para definir la angulación de los tornillos que van a afrontar las partes fracturadas y la geometría final que tendrá la placa prototipo, que es uno de los propósitos de esta investigación. Estas fracturas poseen una forma típica de corte, pero no se puede decir a ciencia cierta a qué distancia se pueden presentar.

Tabla 11. Tipos de fracturas comunes en el radio distal





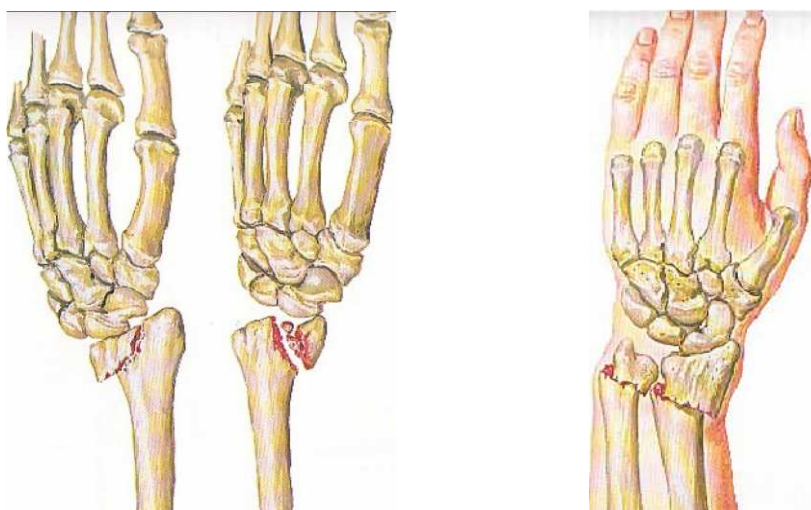
TIPOS DE FRACTURAS				
	Fractura de Colles	Fractura de Barton	Fractura de Barton	Fractura Intra-articular no desplazada

Figura 65. Fractura de Barton

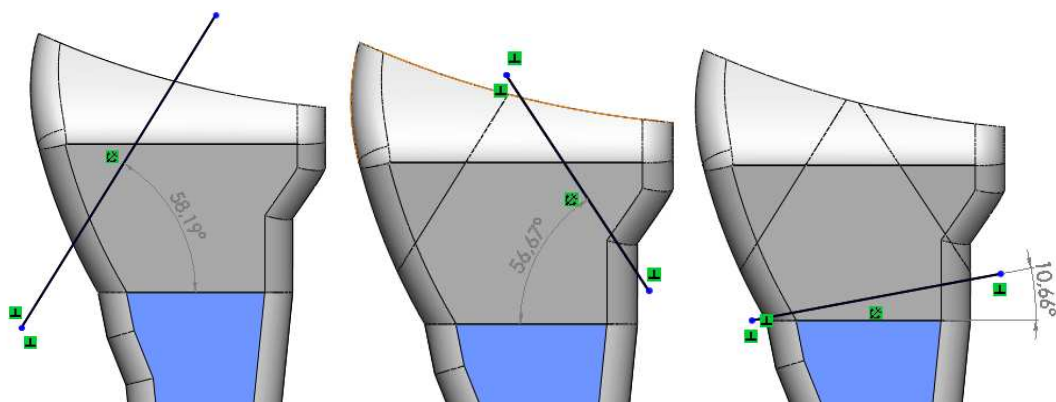


Fuente: NETTER, Frank, M.D. Sistema musculoesquelético. Traumatología, evaluación y tratamiento. 1 ed. Barcelona: Masson, 2001. Pág. 57.

Muchos autores han tratado de definir rangos de medidas típicas para cada uno de los cortes de las fracturas, las acá planteadas han sido el resultado en gran parte de asesorías médicas y de investigación de la literatura.

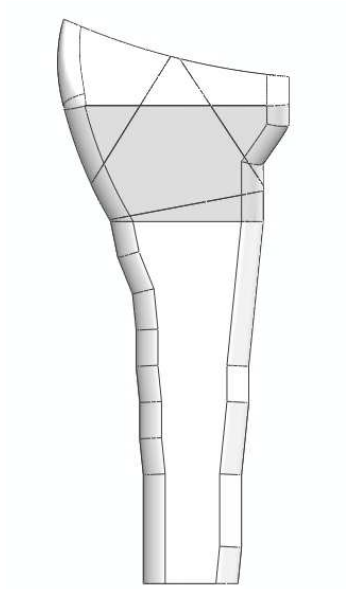
El modelamiento virtual de las fracturas se realiza generando un corte de espesor despreciable en las coordenadas definidas, el resultado es el mostrado en la figura 68 y los ángulos de cada una de las fracturas en la figura se muestran en la 66.

Figura 66. Ángulos de corte definidos para el radio virtual



Como ultima consideración en el modelamiento del radio, se genera la longitud final de este por medio de una protrusión. El modelo completo es importante para realizar la simulación numérica, pero como el estudio de esta investigación se centra en el tercio distal, se desprecia la curvatura que posee este en su parte media y volar. El hueso completo se puede apreciar en la figura 68.

Figura 67. Tercio del radio distal virtualmente fracturado



5.3 SELECCIÓN DE LOS TORNILLOS Y MODELAMIENTO VIRTUAL

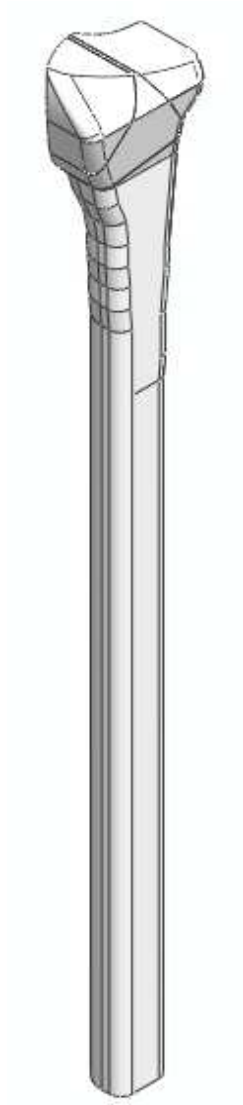
Los tornillos utilizados para implantes médicos en huesos están definidos por la norma ASTM dependiendo del tipo de hueso en el que se desee utilizar (Cortical, Esponjoso). El material utilizado para este tipo de tornillos en implantes en huesos, es una aleación de titanio biocompatible, (Ti 6Al 4V) ASTM F 67-06.

Para seleccionar los tornillos adecuados que se utilizarán en la sujeción de la placa es importante tener claro cuáles son los tipos de huesos que conforman el radio distal.

La clasificación de un hueso cortical o esponjoso se debe a la densidad del mismo (puede remitirse a la parte final de el capítulo de análisis biomecánico).

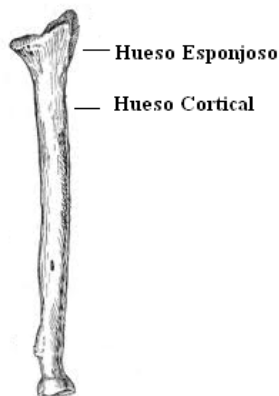
Los huesos tienen un perfil de densidades que va aumentando del centro hacia la superficie, pero se pueden distinguir ciertas partes mucho más blandas que otras.

Figura 68. Radio completo virtualmente fracturado



El extremo distal del radio está formado por hueso esponjoso, cubierto por una delgada cortical y la parte distal que no pertenece a la cabeza está formada por hueso cortical de mayor dureza (figura 69).

Figura 69. Ubicación del hueso cortical y esponjoso en el radio



Fuente: Margaret D. Palmer. Lessons of massage. London Baillière, Tindall And Cox.1916.

La norma ASTM F543-07, detalla las especificaciones, estándares y métodos de ensayos en tornillos para huesos. La selección de los tornillos utilizados para esta investigación se hará a partir de esta norma. La selección de los tornillos se ha realizado para hueso cortical con dos diferentes diámetros y longitudes como se muestra a continuación:

Tornillo Esponjoso

Longitud 14 mm

Paso 1 mm

Diámetro primitivo 1.9 mm

Diámetro exterior 2.7 mm

Diámetro de la cabeza 5mm

Cabeza hexagonal con una profundidad de 1.2 mm

SW 2.507mm

Tornillo Cortical

Longitud 10mm

Paso 1.25mm

Diámetro primitivo 2.4mm

Diámetro exterior 3.5mm

Diámetro de la cabeza 6mm

Cabeza hexagonal con 1.5mm de profundidad

SW 2.507 mm

Las longitudes de los tornillos corresponden a las utilizadas comercialmente y que se decidieron para este análisis por la consideración del tamaño del hueso.

Las dimensiones de los tornillos están referenciadas de la norma (tabla 11).

Las especificaciones para la cabeza del tornillo están referenciadas de la norma (figura 70 y tabla 12)

Figura 70. Especificación de la cabeza de los tornillos a utilizar

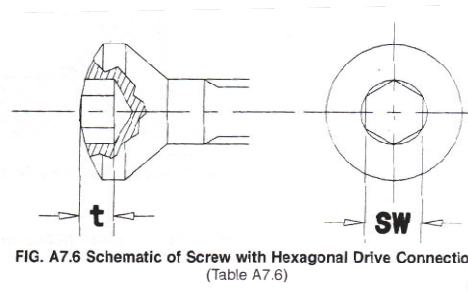


FIG. A7.6 Schematic of Screw with Hexagonal Drive Connection (Table A7.6)

Fuente: Norma ASTM F543. 2009

Tabla 12. Dimensiones para construcción de cabezas de tornillos

TABLE A7.6 Hexagonal Drive Connection Dimensions (Fig. A7.6)

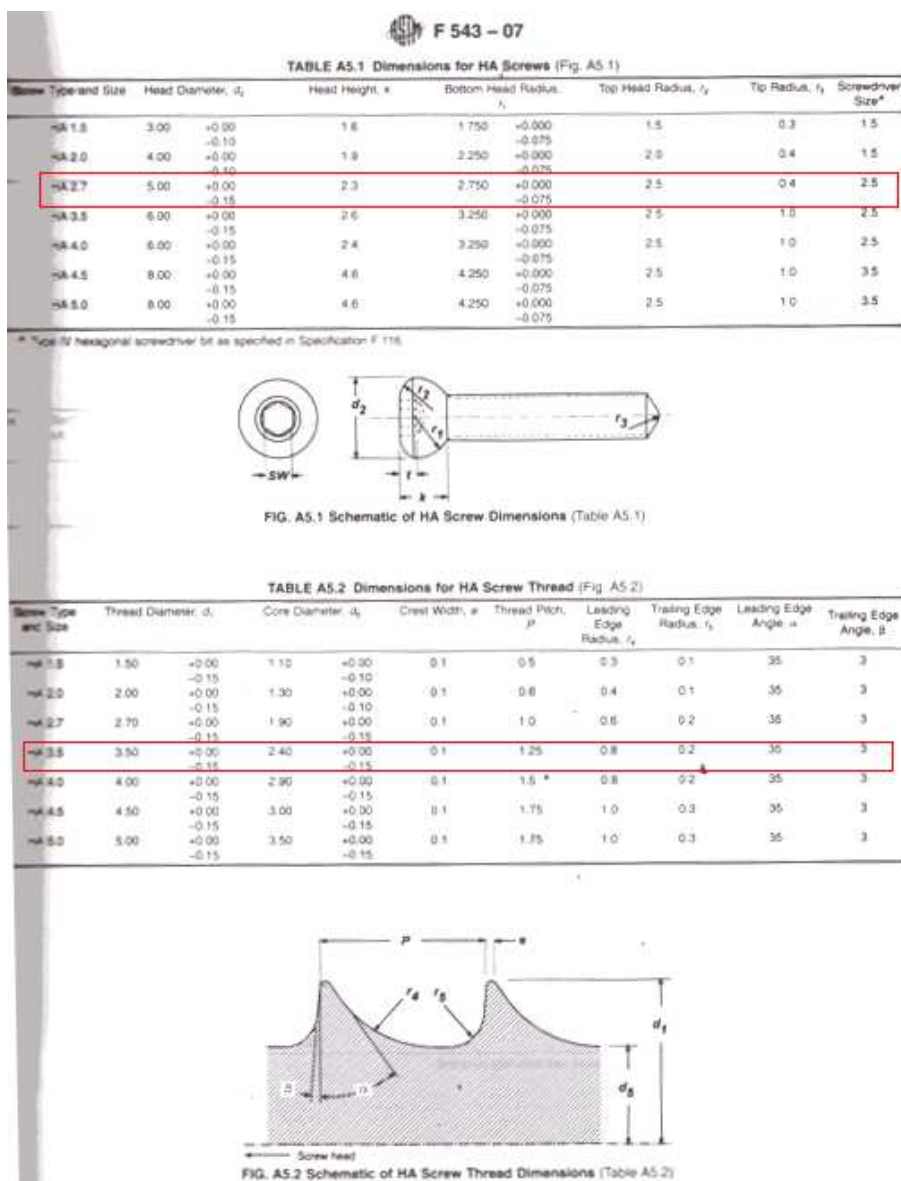
Screw Type and Size	Nominal Diameter, mm	Screwdriver Bit Size	SW, mm	t, mm
HA 1.5	1.5	1.5	1.507 +0.040 -0.000	0.8
HA 2.0	2.0	1.5	1.507 +0.040 -0.000	1.0
HA 2.7	2.7	2.5	2.507 +0.040 -0.000	1.2
HA 3.5	3.5	2.5	2.507 +0.040 -0.000	1.5
HA 4.0	4.0	2.5	2.507 +0.040 -0.000	1.5
HA 4.5	4.5	3.5	3.510 +0.048 -0.000	2.8
HA 5.0	4.5	3.5	3.510 +0.048 -0.000	2.8
HB 4.0	4.0	2.5	2.507 +0.040 -0.000	1.5
HB 6.5	6.5	3.5	3.510 +0.048 -0.000	2.8

TABLE A7.7 Square Drive Connection Dimensions (Fig. A7.7)

Screw Size	SW, mm
1.0	0.7
1.5	1.0
2.0	1.27

Fuente: Norma ASTM F543. 2009

Tabla 13. Dimensiones para la construcción de la hélice de los tornillos



Fuente: Norma ASTM F543. 2009

Con las especificaciones que definen cada uno de los tornillos en su totalidad se modela este en Solid Works®, teniendo en cuenta el perfil de la hélice, que es la parte más importante, porque de esta depende que el tornillo pueda hacer un empalme permanente con los fragmentos de hueso. Las dimensiones para cada uno de los diámetros de tornillos seleccionados se pueden ver en la tabla 13.

En la figura 71 se muestra el modelo final del tornillo para cortical y en la figura 72 del tornillo para esponjoso. (Dimensiones completas en el anexo correspondiente a planos)

Figura 71. Tornillo cortical



Figura 72. Tornillo esponjoso

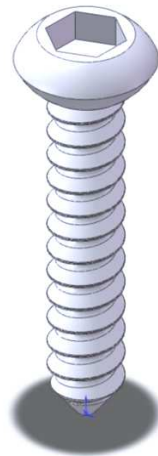
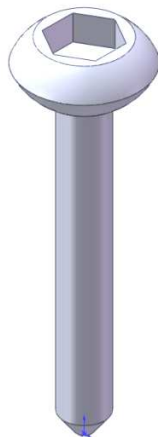


Figura 73. Poste



También se ha incluido un poste en el análisis. Este es como un tornillo pero sin rosca y sirve para fijar la placa y permitirle mayor estabilidad al momento de la cirugía. Se utiliza en el agujero medio de la segunda hilera de la parte esponjosa y tiene 14 mm de longitud y las mismas especificaciones de la cabeza que el tornillo para esponjosa. Su modelamiento virtual final se muestra en la figura 73.

5.4 DEFINICIÓN DE LA GEOMETRÍA DE LOS PRE-DISEÑOS DEL PROTOTIPO DE FIJACIÓN INTERNA Y MODELAMIENTO VIRTUAL.

En este aparte se explicará el proceso detallado que se llevó a cabo para determinar la geometría del prototipo de fijación interna a trabajar en el ensamble final (la selección de ésta se analizará en el siguiente numeral).

En si el proceso de diseño es una metodología que se aplicó a cada uno de los nueve prototipos planteados pero se analizará solo para uno de estos, con los demás se llevo a cabo el mismo proceso.

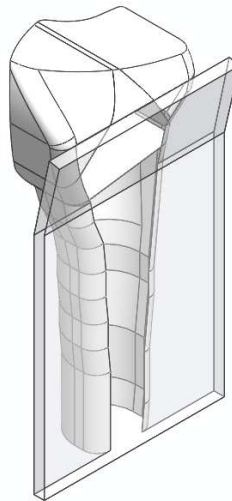
El primer aspecto a definir es el material y el espesor que tendrá el prototipo.

El material utilizado para el prototipo es el utilizado en implantes en huesos, una aleación de titanio biocompatible, (Ti 6Al 4V) ASTM F 67-06.

El espesor de la placa está definido de acuerdo a los calibres disponibles en la industria, es este caso se seleccionó un espesor de 2,3 [mm].

Partiendo del tercio distal como base se sobrepone una placa del espesor especificado sobre el hueso, como se muestra en la figura 74. Esta con la inclinación que posee el hueso, aproximadamente 12° con respecto a la vertical.

Figura 74. Hueso virtual con placa sobrepuesta



El siguiente paso es uno de los más importantes en esta investigación, se trata de definir la angulación que tendrá cada uno de los tornillos para que pueda afrontar correctamente las fracturas ya planteadas. Este procedimiento es estrictamente experimental, no existen publicaciones a este respecto, por esta razón se hace necesario realizar algunas configuraciones de agujeros, con diferentes criterios, y de estas se escoge la mejor. Esto se lleva a cabo por medio cortes cilíndricos que cruzan la placa y el hueso, tratando de unir los fragmentos de hueso fracturado, es importante resaltar que de la experimentación se concluyó que los ángulos a utilizar no pueden ser muy pronunciados, esto sería ideal, pero existen algunos problemas con ellos, primero, pueden dificultar la cirugía debido a la incomodidad para realizar los agujeros donde va a estar alojado el tornillo y segundo, no permiten realizar un correcto alojamiento del tornillo en la cavidad de la placa, debido al espesor de esta.

Las figura 75 muestra la primera etapa, donde se realizan los agujeros cilíndricos que afrontarán y estabilizarán la fractura, después es necesario evaluar si cada una de las angulaciones propuestas es la adecuada, y si permite un espesor considerable para alojar la cabeza del tornillo, esto se hace realizando

protrusiones en la misma dirección de la angulación determinada en la placa con un espesor de 1,3 mm, esta última parte se puede observar mejor en la figura 76.

Figura 75. Alojamiento del tornillo (poste)

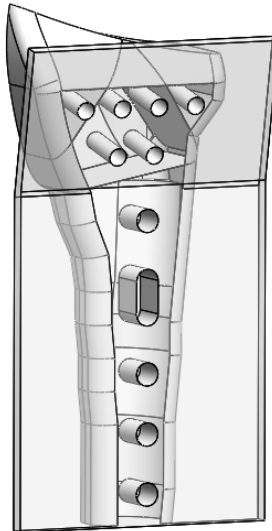
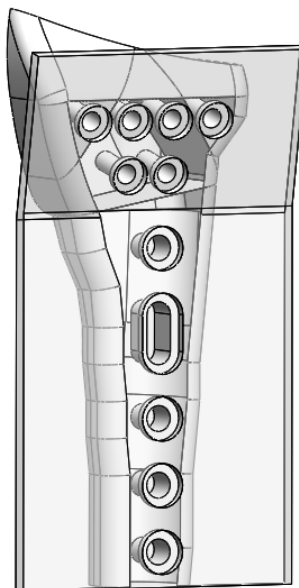


Figura 76. Alojamiento de la cabeza del tornillo (poste)

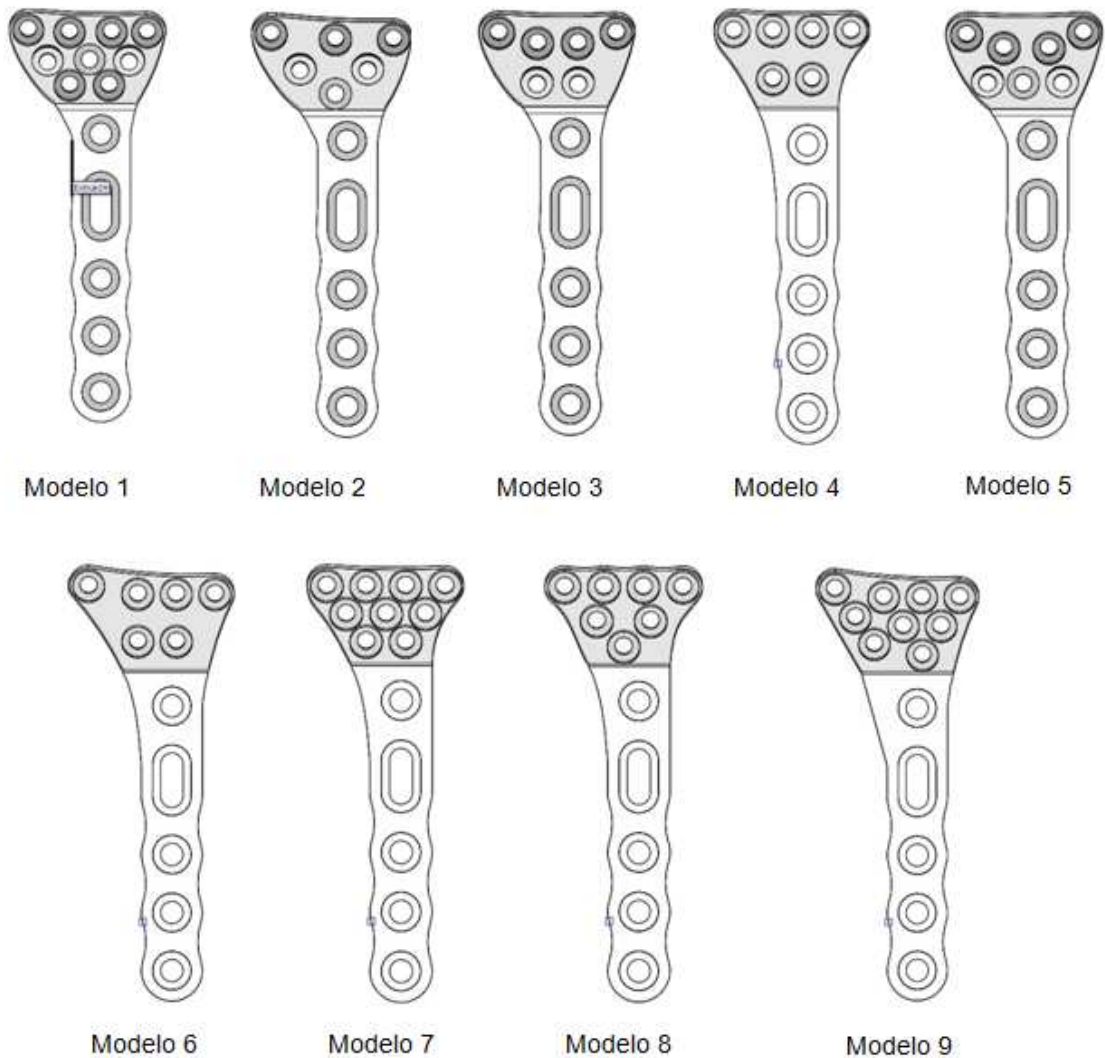


El siguiente paso es definir la geometría externa que tendrá el dispositivo, primero con base en consideraciones ergonómicas. Una de estas que el área no exceda el tamaño del hueso, y la otra que la geometría no entre en contacto con los tendones, si una arista de la placa llegará a quedar en contacto con un tendón, la mano puede perder movilidad. Segundo, con base en la disposición geométrica de los tornillos y las cavidades para alojar las cabezas de estos se genera una geometría y delimita el dispositivo. Otra consideración a tener en cuenta en este aspecto es el ahorro de material para la fabricación del dispositivo, esto se mejora realizando curvaturas no muy pronunciadas y que no afecten el comportamiento mecánico y resistencia del material.

Un esquema final de lo que se plantea se observa en la figura 77, donde se muestran cada uno de los modelos propuestos que se analizarán más adelante. En esta parte de la investigación no se han redondeado las aristas para suavizar los efectos de concentradores de esfuerzos, esto se hará para la placa óptima a utilizar en el análisis de la simulación real.

Para cada uno de los nueve prototipos se llevó a cabo la metodología planteada dando como resultado las siguientes geometrías. Estos serán la base para la siguiente parte donde se analizará por medio de elementos finitos en el software Ansys® cuál de estos es el óptimo.

Figura 77. Alternativas de solución



5.4.1 Comparación de los prototipos de placas propuestos con algunas de las placas existentes en el mercado.

En el mercado existen muchas compañías que ofrecen variedades de placas con diferentes ventajas, pero es importante resaltar porque los prototipos propuestos ofrecen ciertos aspectos que las demás no, o algunos que se convierten en obligación porque están dados por la anatomía del hueso.

Con el objeto de resaltar las características positivas de cada uno de los prototipos propuestos se han investigado algunas de las placas más relevantes existentes en el mercado y sus características como se consigna en la tabla 14 y posteriormente

se han resaltado los beneficios de los prototipos propuestos en una comparación con lo que ofrece el mercado. Este último análisis se relaciona en la tabla 15.

Tabla 14. Placas existentes en el mercado y sus características sobresalientes

ACUMED	HAND INNOVATIONS	SBI
 <p data-bbox="328 1274 679 1346">Fuente: catálogo ACUMED Wrist plating system. 2009.</p>	 <p data-bbox="767 1279 1070 1350">Fuente : Catálogo Hand Innovation. DVR plate.</p>	 <p data-bbox="1134 1279 1430 1350">Fuente : Catálogo SBI. MKT 10223. 2008.</p>
<ul style="list-style-type: none"> -Anatómica -Posicionamiento preciso de los tornillos -Agujeros de fijación provisional -Guía externa de taladrado. 	<ul style="list-style-type: none"> -Agujeros de fijación temporal -Robusta -Tornillos sin bloqueo -Mayor número de postes que de tornillos 	<ul style="list-style-type: none"> -Contornos redondeados para reducir irritación de tendones. -Buena angulación de tornillos -Angulación volar. Permite 3 angulaciones diferentes para cada tornillo -Tornillos sin bloqueo

Tabla 14. (Continuación)

STRYKER	ZIMMER	SYNTHES LCP
 <p data-bbox="296 824 715 891">Fuente: Catálogo Stryker. Variax Distal Radius. 2008.</p>	 <p data-bbox="751 786 1086 891">Fuente: Catálogo Zimmer. Periarticular distal radial volar locking plates. 2005.</p>	 <p data-bbox="1150 824 1414 891">Fuente: Catálogo Synthes. DRP. 2004</p>
<ul style="list-style-type: none"> -Placa anatómica. -Tornillos autobloqueantes. -Permite angulaciones de tornillos de + o - 15 grados -tornillos sin bloqueo o autobloqueantes 	<ul style="list-style-type: none"> -Estabilidad angular de fragmentos. -Poco contacto entre la placa y el tejido exterior de los huesos. - Tornillos autobloqueantes 	<ul style="list-style-type: none"> -Delgada -Superficies redondeadas -Tornillos autobloqueantes -18 grados de ángulo de inclinación.
MONDEAL	DRLOCK	SMITH AND NEPHEW
 <p data-bbox="336 1749 679 1816">Fuente: Catálogo Mondeal RBP. 2007</p>	 <p data-bbox="775 1771 1062 1872">Fuente: Catálogo OrthoHelix. DVR-802-001.2007</p>	 <p data-bbox="1126 1783 1430 1850">Fuente: Catálogo Smith and Nephew. 2006.</p>

Tabla 14. (Continuación)

-Redondeos pequeños	-Angulación anatómica	-Delgada
-13 grados de angulación	-Gran área para mayor soporte	-Agujeros de fijación provisional
-Tornillos sin bloqueo	-Permite utilizar la placa en fractura longitudinal	-Angulación anatómica.

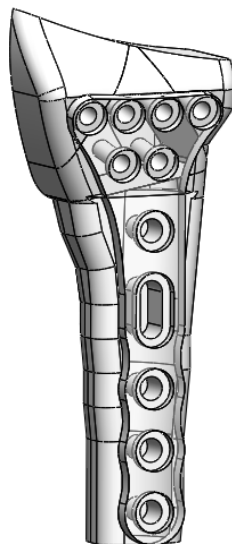
Tabla 15. Ventajas de los prototipos propuestos con respecto a las placas existentes en el mercado

Modelo	Ventajas de los prototipos propuestos con respecto a las placas relacionadas en la tabla 14
Modelo 1	Posee tres hileras de agujeros horizontales, esto la hace más flexible que la Zimmer y la LCP a la hora de afrontar fracturas. También posee la angulación anatómica de 12°.
Modelo 2	Posee menos agujeros que las convencionales, pero estos están diseñados para fijar los fragmentos de las fracturas a tratar. Por poseer menos área efectiva es menos invasiva y se convierte en una ventaja con respecto a la DRLOCK y la SBI que son más grandes.
Modelo 3	Posee angulación anatómica y menor área que la Acumed, la SB lo que es una ventaja. Posee mayor número de agujeros que la LCP y la ZIMMER lo que la hace más flexible.
Modelo 4	Tiene la flexibilidad de ser utilizada en mano derecha e izquierda, lo que le da ventaja con respecto a muchas de las placas existentes en el mercado, pero posee un número exacto de agujeros para tratar las fracturas descritas.
Modelo 5	Este prototipo aunque posee dos hileras de agujeros están diseñados estratégicamente para afrontar las fracturas más comunes en el radio distal, esto la hace mejor que la Smith and Nephew debido a que ésta posee mayor número de agujeros y que la ZIMMER y la LCP porque estas últimas poseen un número reducido de estos. Posee un área de contacto mucho menor que la Acumed y la LBI. Está diseñada con angulación anatómica.

Tabla 15. (Continuación)

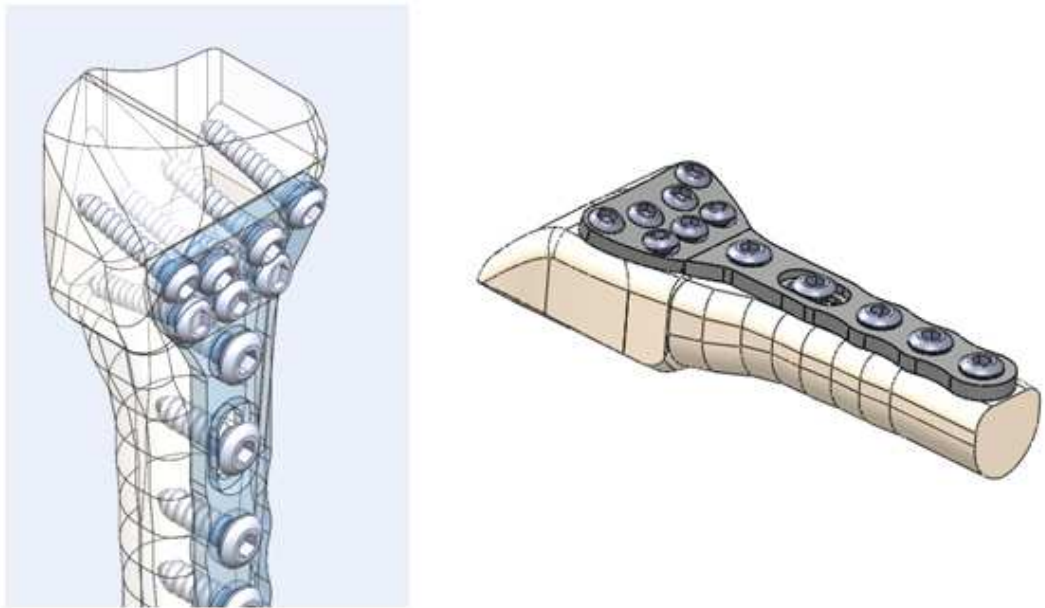
Modelo 6	Posee angulación anatómica. Tiene capacidad de flexibilidad de afrontar los fragmentos más distales evitando la irritación de tendones que es una ventaja con respecto a muchas de las existentes en el mercado.
Modelo 7	Tiene gran flexibilidad para afrontar mayor número de fracturas por sus tres hileras de agujeros, esto es una ventaja con respecto a la ZIMMER, la LCD la Hand Innovations y otras que solo poseen una o dos hileras. Diseñada anatómicamente.
Modelo 8	Tiene mayor cantidad de agujeros que la ZIMMER y la LCD, esto permite mayor flexibilidad para afrontar las fracturas. Menor área que la DRLOCK y la Acumed, pero posee la capacidad de enfrentar los fragmentos de las fracturas planteadas. Anatómicamente diseñan con angulación de 12°.
Modelo 9	Este prototipo posee gran flexibilidad debido a que posee tres hileras de agujeros ubicados específicamente para afrontar las fracturas presentes en el radio, esto la hace mejor que muchas de las placas existentes en el mercado que solo posee dos hileras de agujeros.

Figura 78. Geometría del dispositivo



Finalmente se muestran algunas figuras correspondientes a un ensamble del hueso, (figura 79) la placa y los tornillos, con el objetivo de ubicar cada uno de sus componentes.

Figura 79. Ensamble de hueso, dispositivo y tornillos



5.4.2 Definición de la Geometría

Definir correctamente la geometría de la placa es uno de los principales fines de esta investigación. De esto depende que se pueda abarcar el mayor número de fracturas presentes en el radio distal.

Para obtener satisfactoriamente la geometría final del prototipo es necesario incurrir en un proceso iterativo, donde se deben tener en cuenta tanto la anatomía y funcionalidad de la articulación radiocarpiana como la resistencia del material y los agujeros necesarios para que el cirujano pueda llevar a cabo una operación exitosa.

Diferentes prototipos funcionales se han planteado inicialmente, pero es necesario definir ciertos parámetros con el objetivo de evaluar cada uno de éstos, sometidos a las mismas condiciones, y seleccionar el modelo inicial a trabajar en la situación real.

Se han diseñado nueve placas con diferentes geometrías, todas buscando abarcar el mayor número de fracturas presentes en el radio distal y se han sometido a las mismas condiciones de carga para determinar su comportamiento mecánico y utilizarlo como base de comparación.

Se ha determinado una situación específica para una placa en voladizo, con el fin de observar su comportamiento sometida a una carga combinada, que involucra momento de torsión, carga de flexión, carga de compresión y momento por flexión, aplicadas directamente sobre ésta. (Este caso específico no está reflejando la situación real, que no es el propósito en esta primera fase de determinación de la geometría. Lo que se quiere observar es el comportamiento de cada una de las placas sometidas a estas cargas como parámetro de comparación).

Las fuerzas a utilizar son las que se han determinado previamente (capítulo 4) y que puede realizar una persona sana entre 15 y 55 años:

Momento de Torsión = 0,95 (Kgf-m) / 9,5 (N-m)

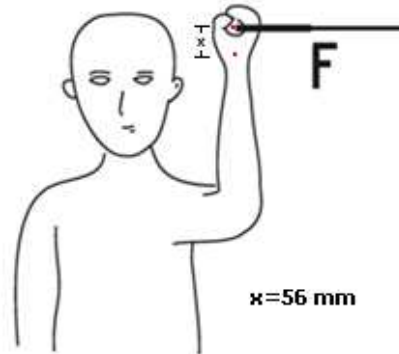
Fuerza de Flexión = 9,82 (Kgf) / 98,2 (N)

Fuerza de Compresión = 9,75 (Kgf) / 97,5 (N)

También interactúa un Momento por Flexión equivalente a 5,49 (N-m). Éste se genera al trasladar la fuerza de flexión de la mano al radio. A continuación se explica el criterio empleado para determinar dicho momento.

En la figura 80 se puede observar que la fuerza de flexión está aplicada en la mano, a la altura del inicio del dedo pulgar; pero necesita estar aplicada en el radio. Trasladarla genera un momento que se llama momento por flexión. La distancia está determinada por estudios de mediciones antropométricas para hombres y mujeres adultos. Se observa en la figura 81 tres estándares de medidas para hombres y mujeres de las diferentes partes que conforman la mano, los cuales dependen del tamaño de la persona (Large, Mean & Small). En base a estas dimensiones antropométricas se define la distancia desde la base del dedo pulgar (donde se sostiene la manija para tomar la fuerza experimental) y el inicio del radio. En el gráfico se encuentra la medida del dedo pulgar y la distancia desde el final del dedo pulgar y el inicio del radio. La diferencia de estas dos medidas se utilizará para definir el momento generado por la fuerza de flexión.

Figura 80. Momento producido por fuerza de flexión

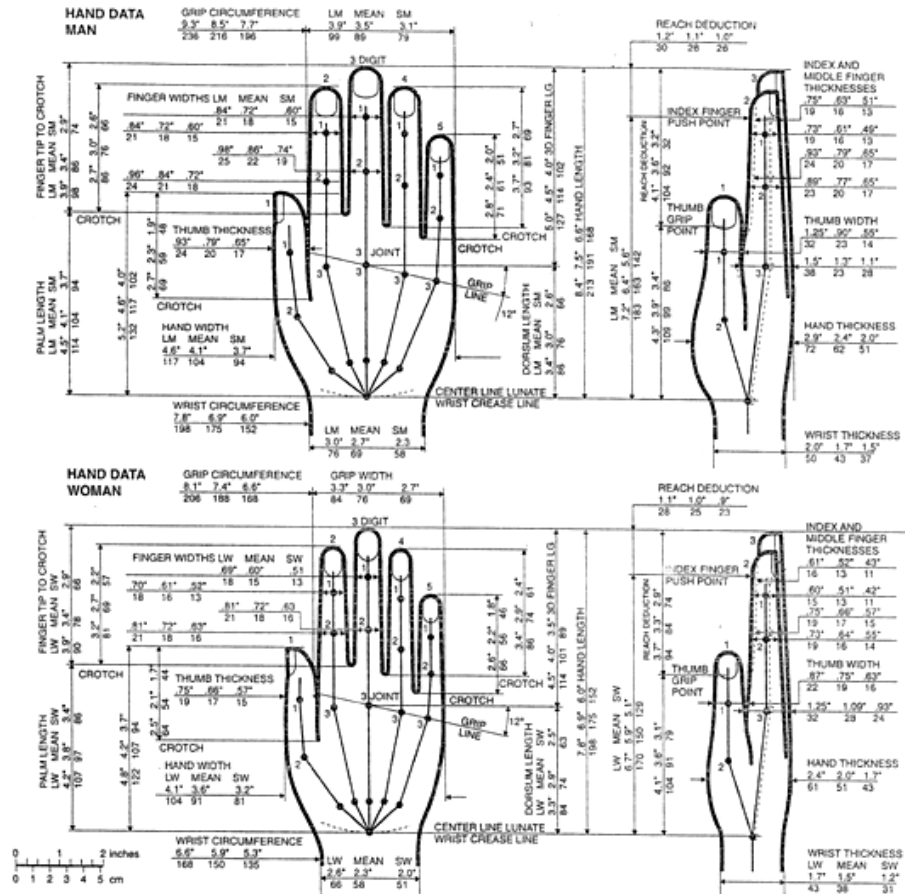


En la tabla 16 se resumen las dos medidas de interés. Realizando un promedio de éstas para hombres y mujeres de las tres estaturas definidas se tienen los dos promedios necesarios. La diferencia de éstos (56 mm) es la distancia utilizada en la definición del momento generado por la fuerza de flexión.

Tabla 16. Distancia para momento por fuerza de flexión

	Distancia del Radio hasta final del pulgar (mm)	Medida del pulgar (mm)	
	64	132	Diferencia (mm)
	54	117	
	44	102	
	69	122	
	59	107	
	48	94	
Promedio	56,33	112,33	56

Figura 81. Medidas estándar de la mano



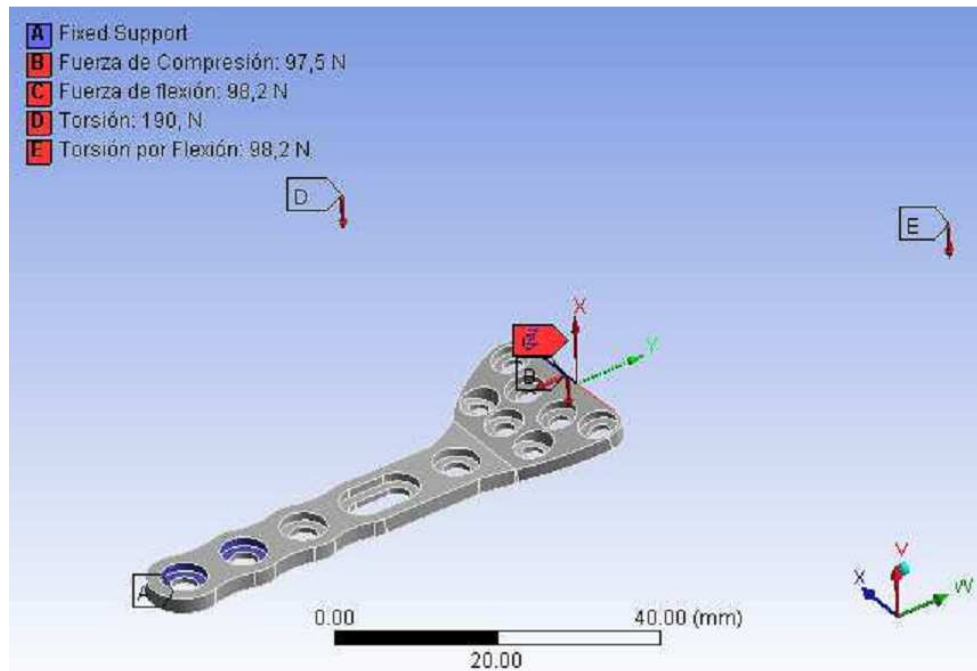
Fuente: The Measure of Man and Woman, Human Factors in Desing, Tilley Alvin.

Para precisar a cabalidad la condición de referencia a la cual se va a someter cada una de las placas es necesario definir el material y los apoyos a utilizar. El material está definido según la norma ASTM F136, para trabajar implantes médicos en huesos, este se compone de una aleación de titanio, aluminio y vanadio (Ti 6Al 4V). Como se especificó anteriormente, la placa estará en voladizo, apoyada fijamente en los primeros dos tornillos, como se puede observar en el diagrama de cuerpo libre de la misma en la figura 82.

Cada uno de los diseños geométricos de las placas siguió el procedimiento explicado en la parte de modelamiento, tratando de abarcar el mayor número de fracturas especificadas para este análisis. El paso a seguir es llevar a cabo un análisis estructural por medio de elementos finitos (utilizando el software Ansys®) y en base a los resultados de esfuerzos y deformaciones finales de cada una de

las placas definir cuál es la más apta para trabajar en el análisis mecánico de la situación real del conjunto (Hueso, placa, tornillos).

Figura 82. Diagrama de cuerpo libre del dispositivo



Para cada uno de los análisis se ha incluido el criterio de convergencia, que trabaja directamente afectando el mallado; mientras más fino sea este, más confiable será la respuesta. Esta es una opción que genera el programa sin necesidad de que el usuario pueda incurrir en errores al tratar de solucionar el problema. La malla se perfecciona automáticamente en áreas consideradas necesarias sobre la base de técnicas de aproximación de error. Este criterio invierte más tiempo computacional y utiliza mayor número de elementos al avanzar en cada una de las iteraciones, (determinadas por el número de lazos que se quieran emplear) pero una vez que la respuesta converge se tiene certeza de que los resultados obtenidos son los adecuados. El programa itera hasta el número máximo de lazos que se hayan definido o hasta que la solución converja. Para este caso específico cada una de las soluciones presentadas ha cumplido con este criterio, por eso es confiable la comparación a realizar.

En las siguientes páginas se han definido cada una de las placas en modelos del 1 hasta el 9 con su geometría, cuáles de las fracturas planteadas abarcan, los

resultados para esfuerzos y deformaciones totales con sus respectivos diagramas y el criterio de convergencia con el número máximo de iteraciones y elementos utilizados, estos son los datos que se utilizarán para el análisis final de la geometría.

Análisis Modelo 1

Figura 83. Modelo 1 y criterio de aplicación para fracturas

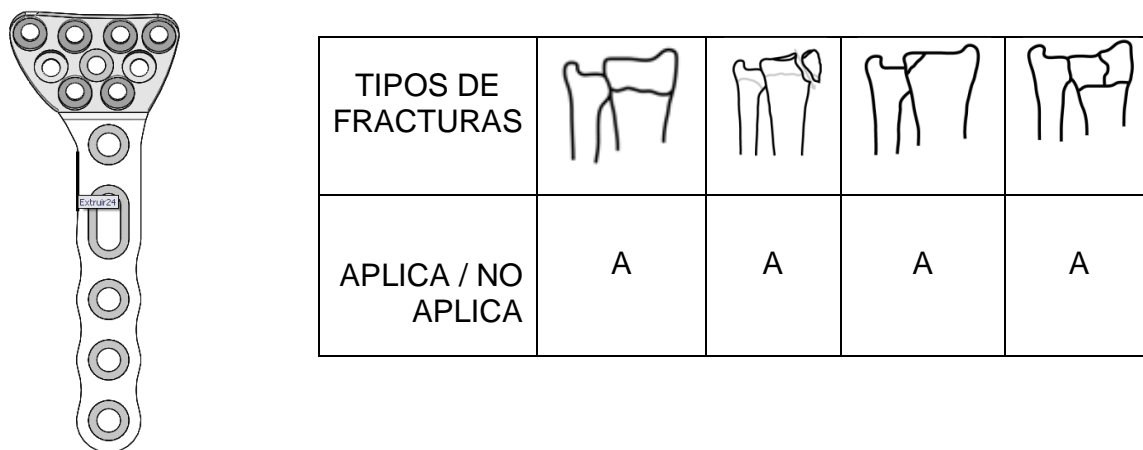
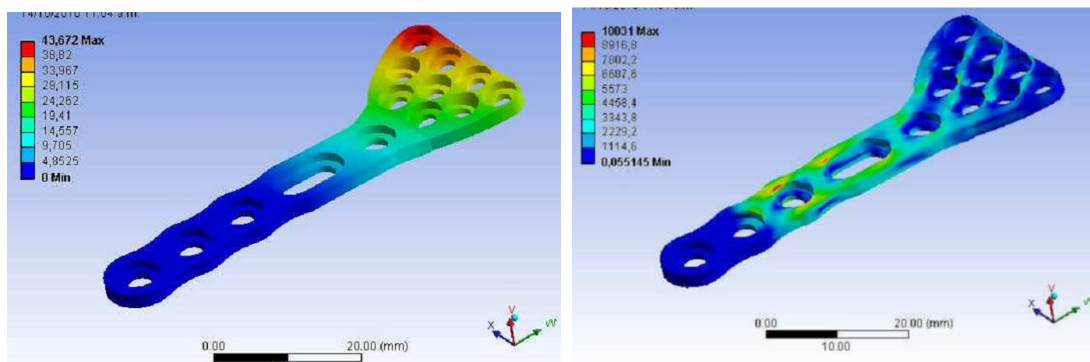


Figura 84. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 1



Deformación:

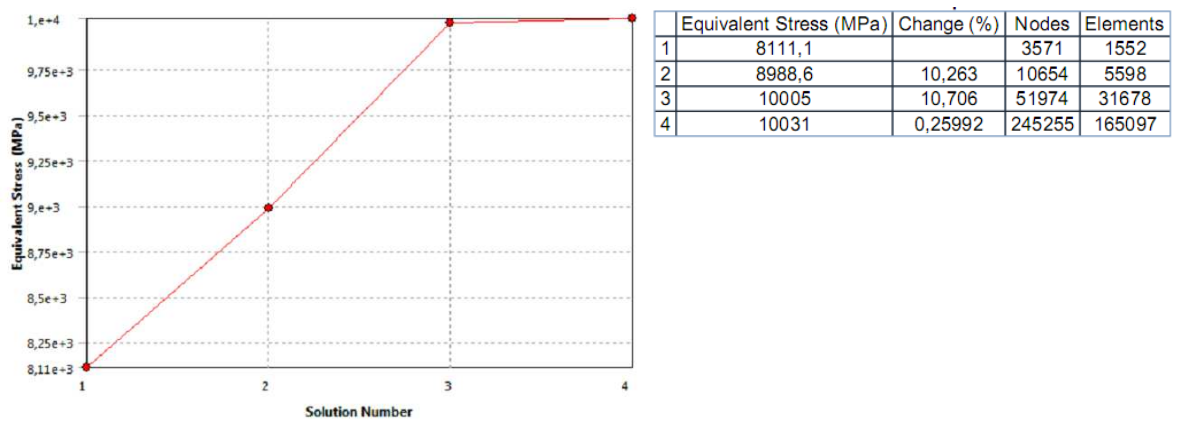
Máx= 0,04367 m

Esfuerzos:

Mín= 0,05514 MPa

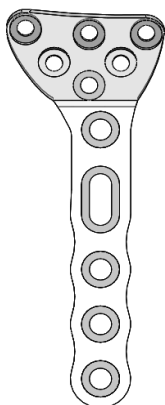
Máx= 10031 MPa

Figura 85. Criterio de convergencia Modelo 1



Análisis Modelo 2

Figura 86. Modelo 2 y criterio de aplicación para fracturas







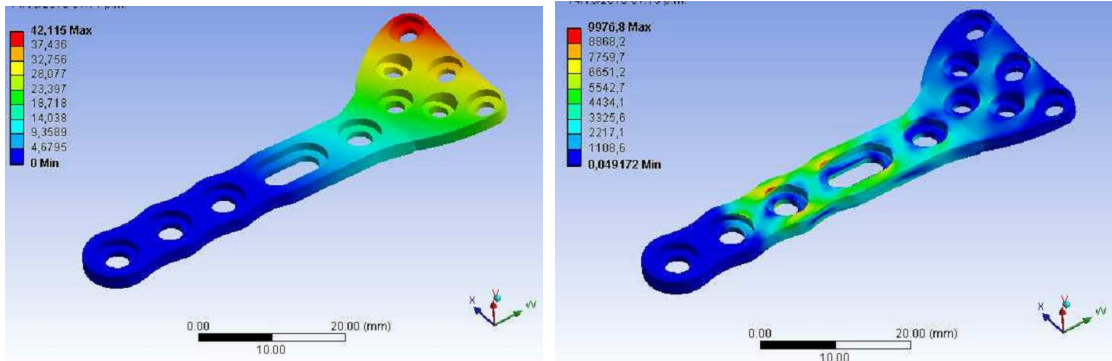
TIPOS DE FRACTURAS				
APLICA / NO APLICA	A	A	A	NA

Figura 87. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 2



Deformación:

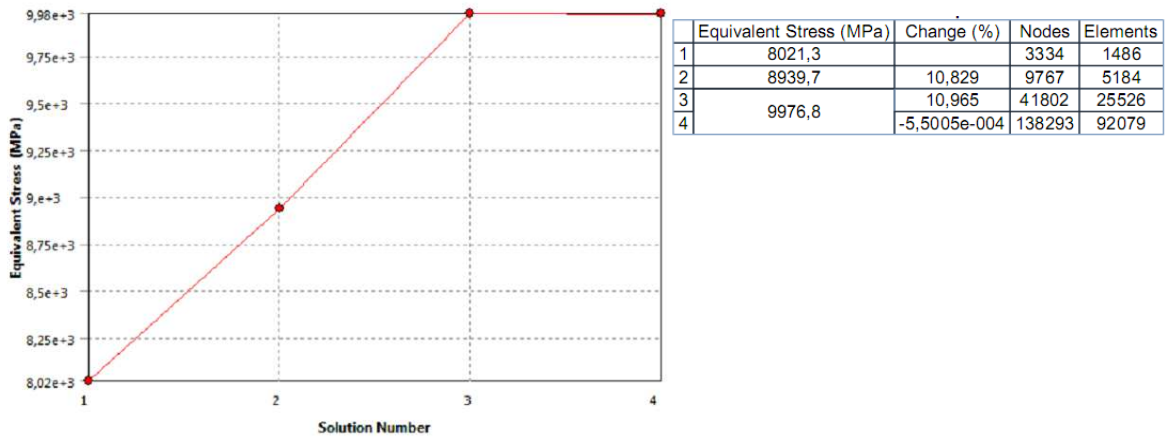
Máx= 0,04211 m

Esfuerzos:

Mín= 0,04917 MPa

Máx= 9976.8 MPa

Figura 88. Criterio de convergencia Modelo 2



Análisis Modelo 3

Figura 89. Modelo 3 y criterio de aplicación para fracturas

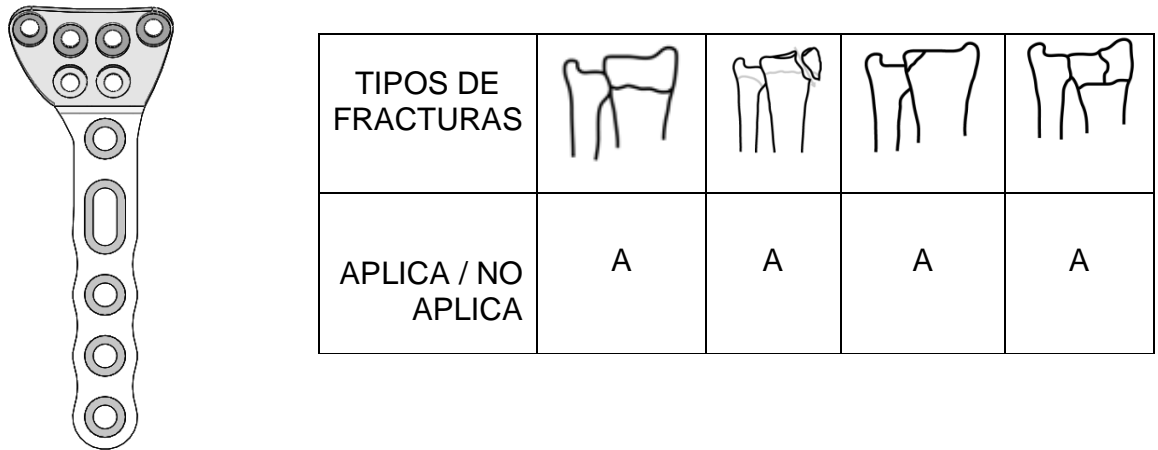
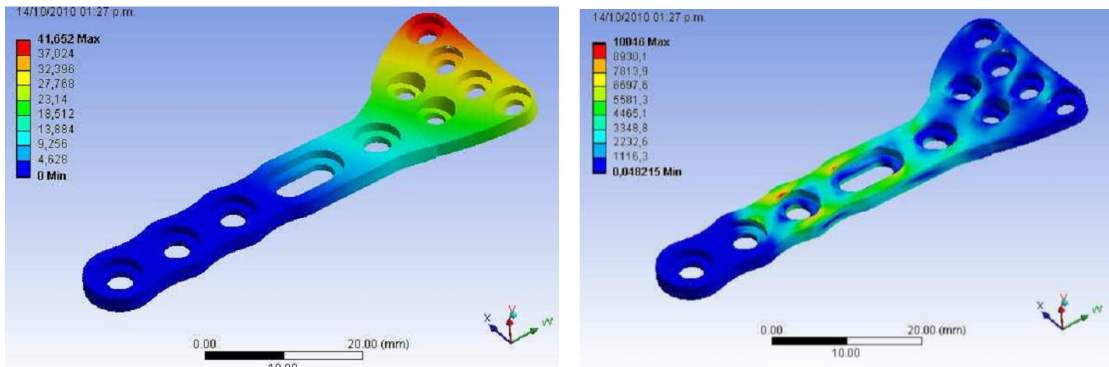


Figura 90. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 3



Deformación:

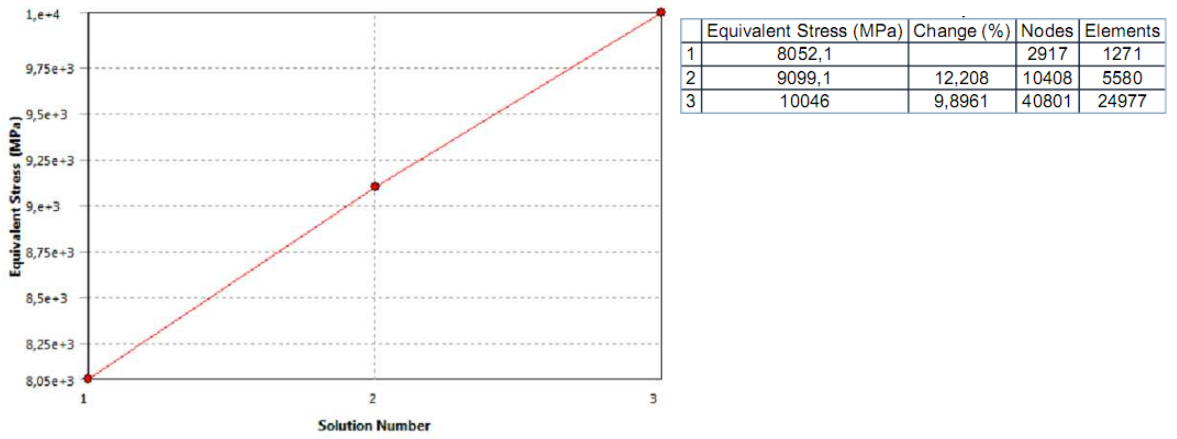
Máx= 0,04165 m

Esfuerzos:

Mín= 0,0482 MPa

Máx= 10046 MPa

Figura 91. Criterio de convergencia Modelo 3



Análisis Modelo 4

Figura 92. Modelo 4 y criterio de aplicación para fracturas

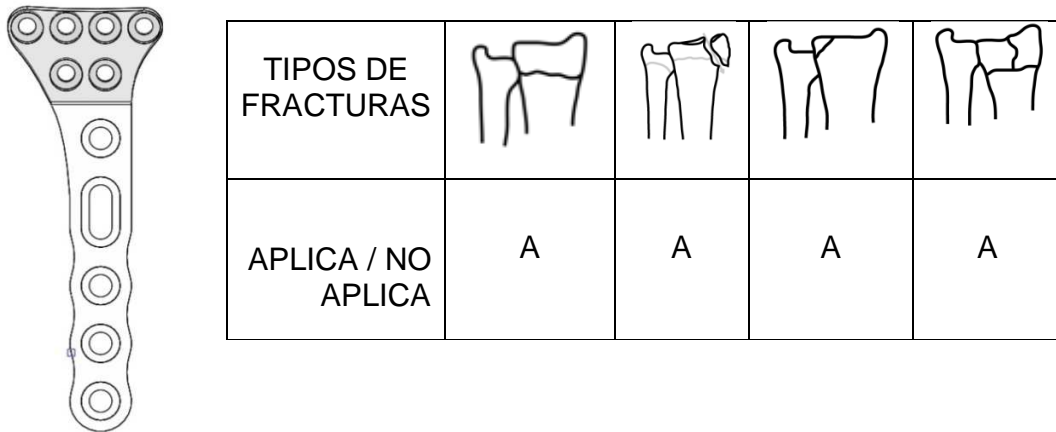
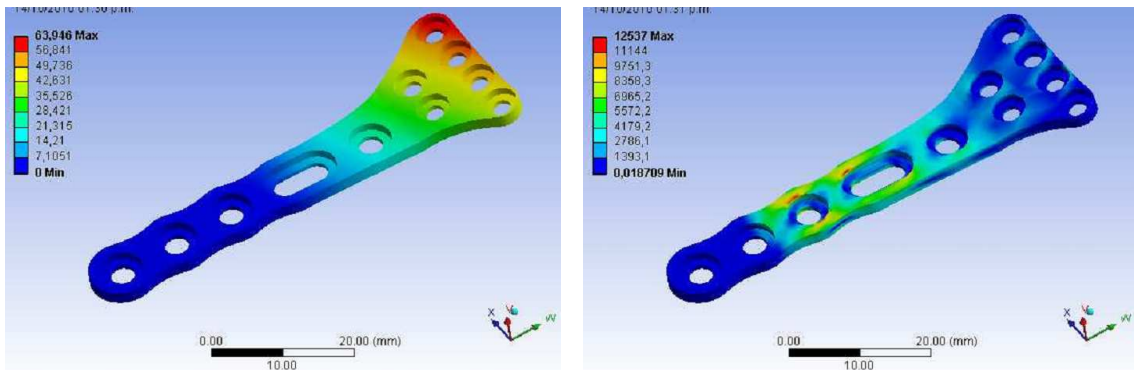


Figura 93. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 4



Deformación:

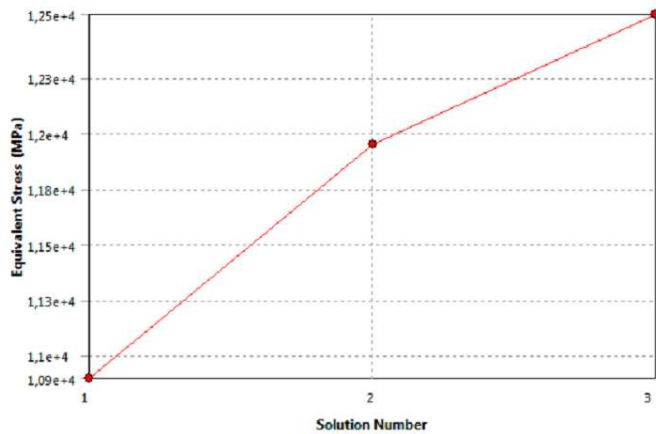
Máx= 0,06394 m

Esfuerzos:

Mín= 0,01870 MPa

Máx= 12537 MPa

Figura 94. Criterio de convergencia Modelo 4



	Equivalent Stress (MPa)	Change (%)	Nodes	Elements
1	10897		2938	1272
2	11954	9,254	8417	4398
3	12537	4,7601	24571	14849

Análisis Modelo 5

Figura 95. Modelo 5 y criterio de aplicación para fracturas

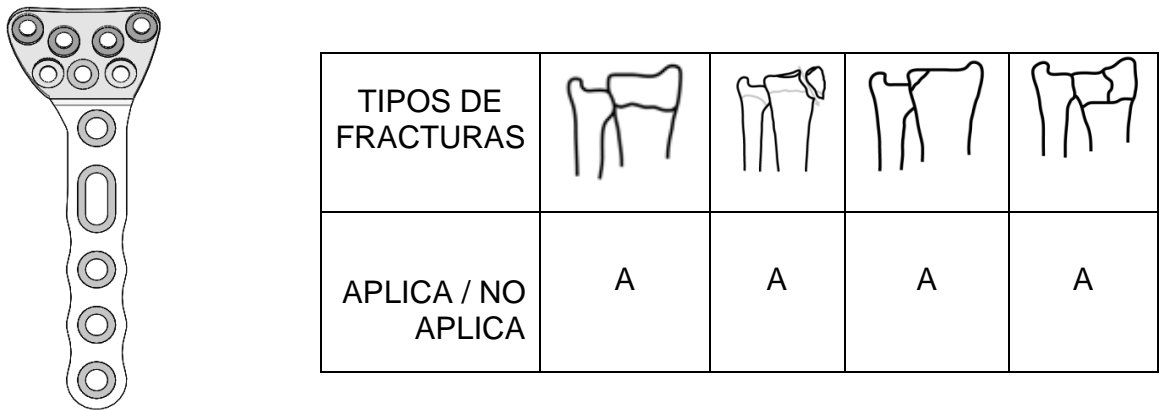
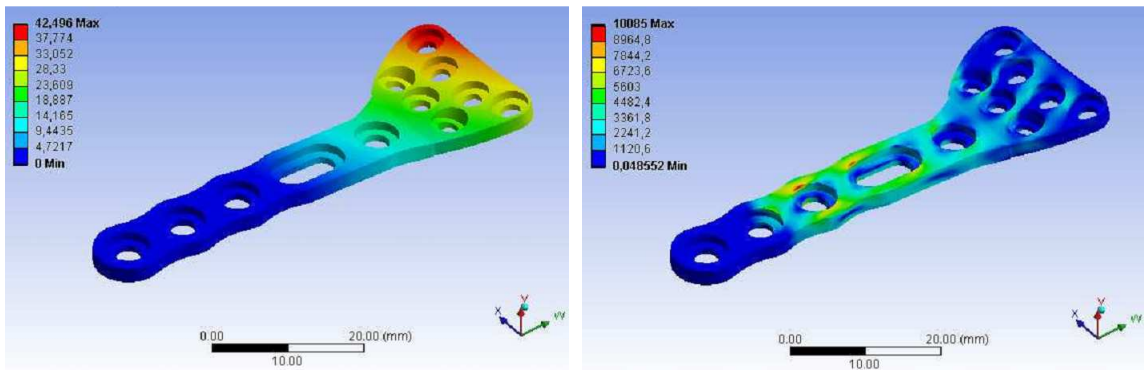


Figura 96. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 5



Deformación:

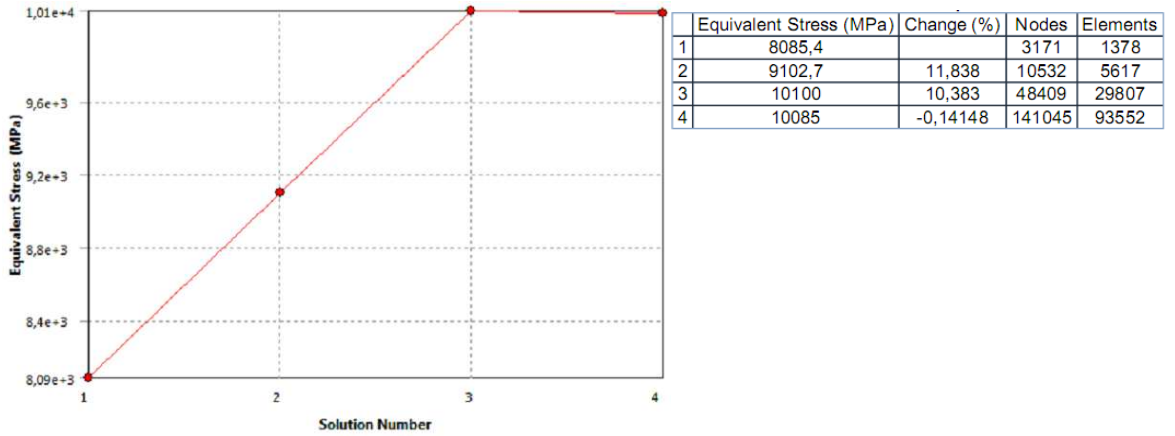
Máx= 0,04249 m

Esfuerzos:

Mín= 0,04852 MPa

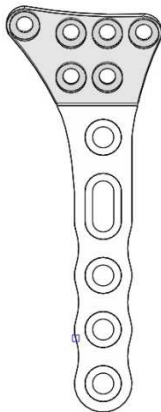
Máx= 10085 MPa

Figura 97. Criterio de convergencia Modelo 5



Análisis Modelo 6

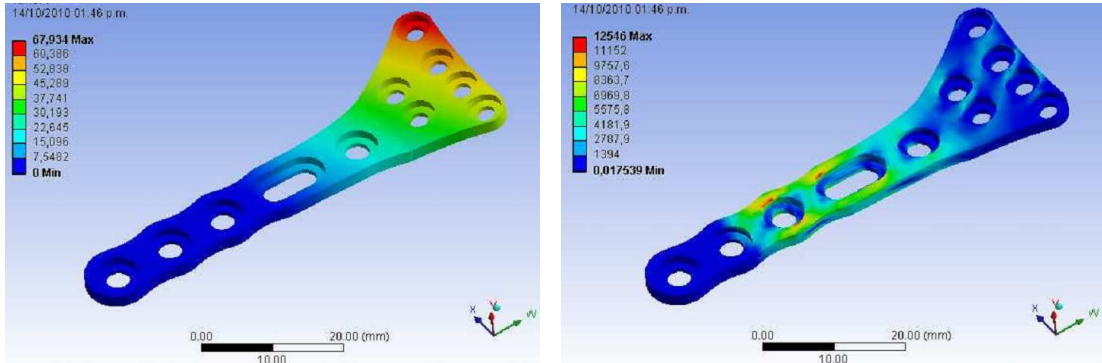
Figura 98. Modelo 6 y criterio de aplicación para fracturas



Possible Irritation
in the tendon

TIPOS DE FRACTURAS				
APLICA / NO APLICA	A	A	A	A

Figura 99. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 6



Deformación:

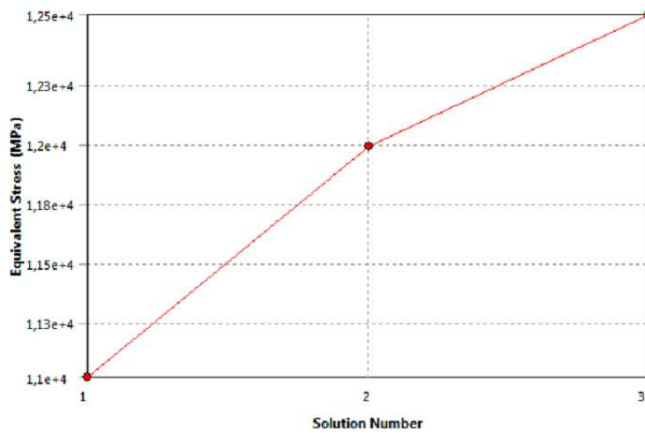
Máx= 0,0679 m

Esfuerzos:

Mín= 0,01753 MPa

Máx= 12546 MPa

Figura 100. Criterio de convergencia Modelo 6



	Equivalent Stress (MPa)	Change (%)	Nodes	Elements
1	11020		3114	1372
2	11990	8,4289	13886	7621
3	12546	4,5294	29879	17982

Análisis Modelo 7

Figura 101. Modelo 7 y criterio de aplicación para fracturas

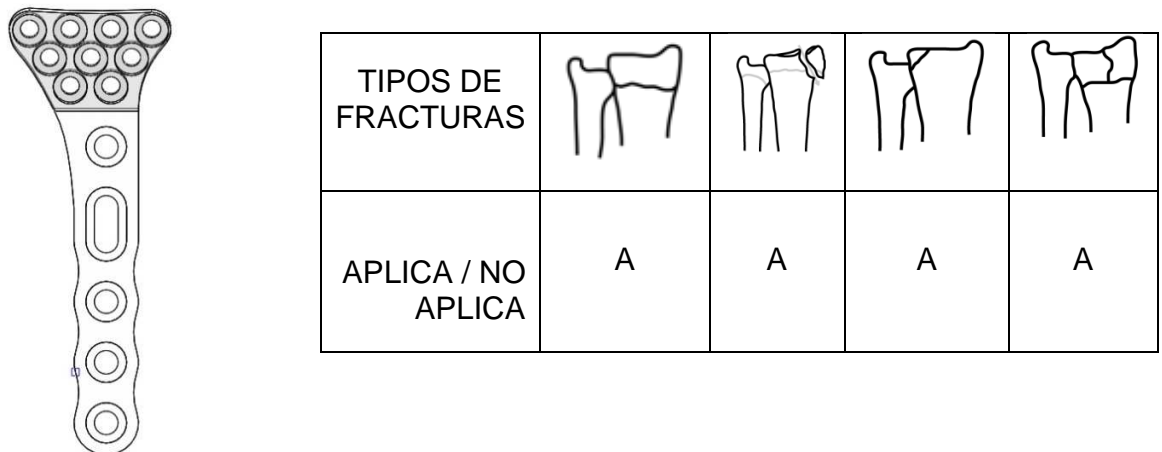
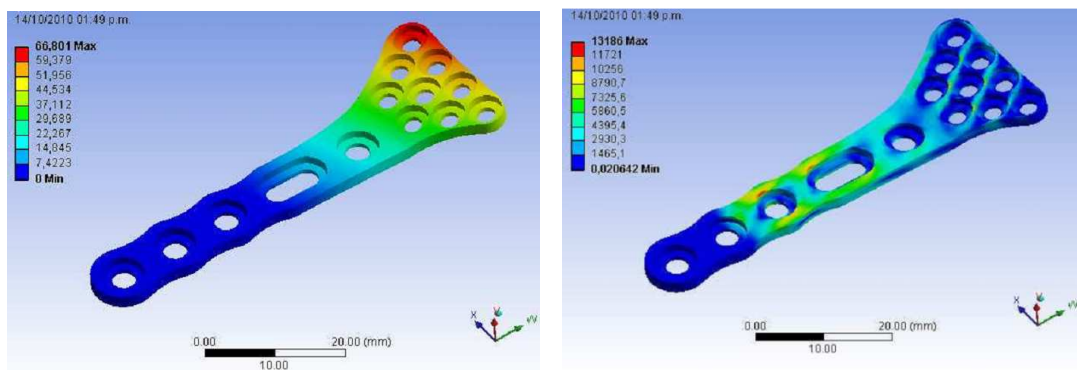


Figura 102. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 7



Deformación:

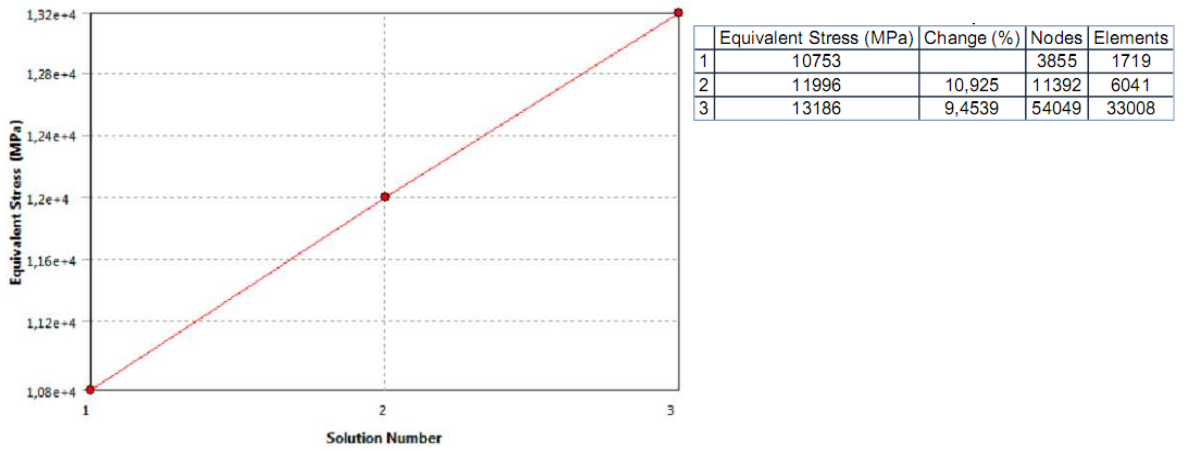
Máx= 0,06680 m

Esfuerzos:

Mín= 0,02064 MPa

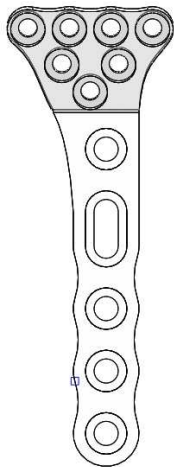
Máx= 13186 MPa

Figura 103. Criterio de convergencia Modelo 7



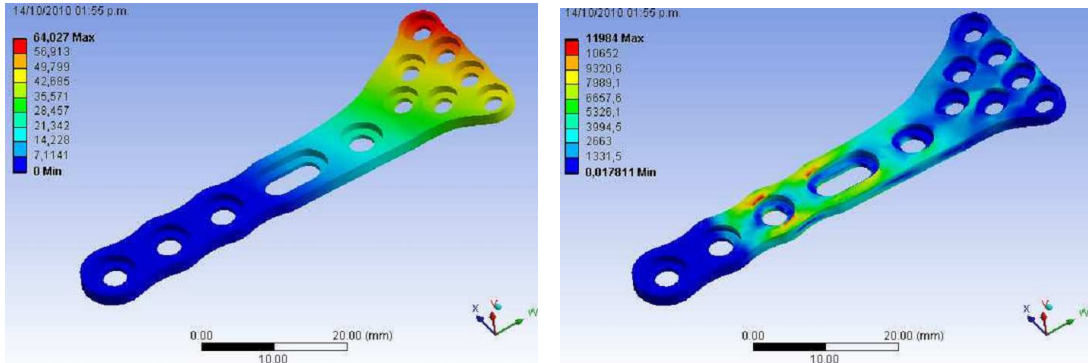
Análisis Modelo 8

Figura 104. Modelo 8 y criterio de aplicación para fracturas



TIPOS DE FRACTURAS				
APLICA / NO APLICA	A	A	A	A

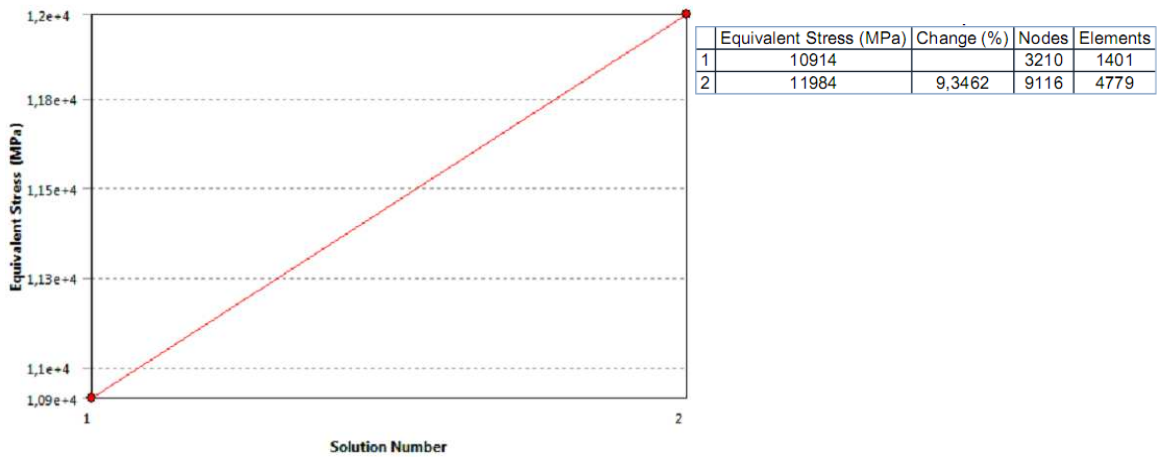
Figura 105. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 8



Deformación:
Máx= 0,06402 m

Esfuerzos:
Mín= 0,01781 MPa
Máx= 11984 MPa

Figura 106. Criterio de convergencia Modelo 8



Análisis Modelo 9

Figura 107. Modelo 9 y criterio de aplicación para fracturas

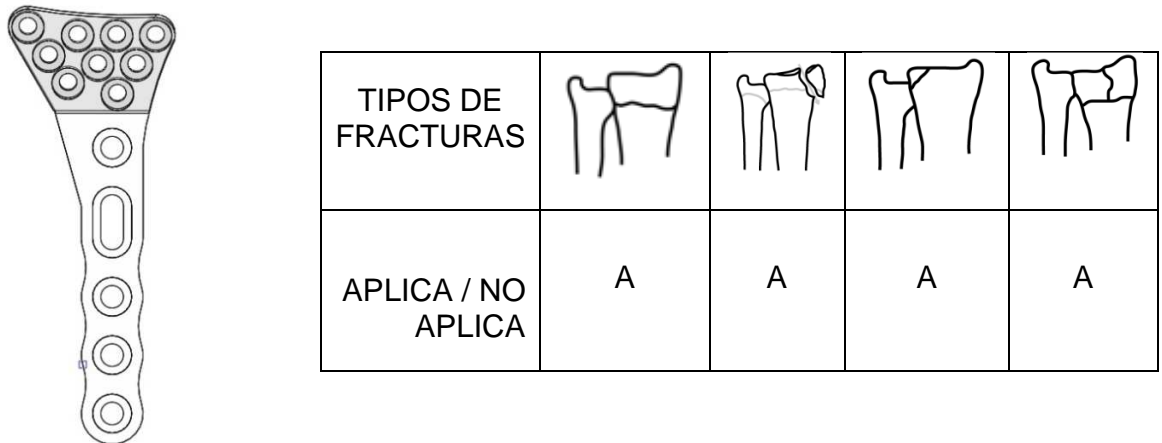
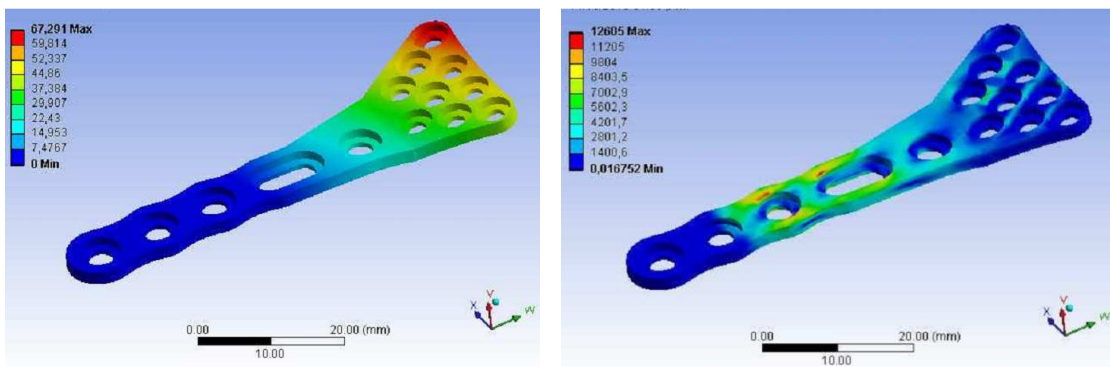


Figura 108. Análisis de esfuerzos y deformaciones para modelo 9



Deformación:

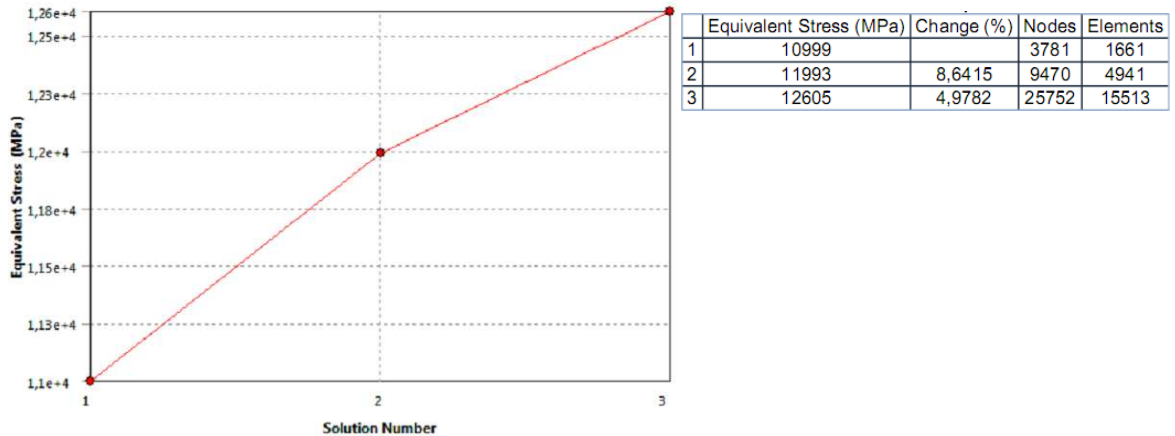
Máx= 0,06729 m

Esfuerzos:

Mín= 0,01675 MPa

Máx= 12605 MPa

Figura 109. Criterio de convergencia Modelo 9



5.4.4 Interpretación de los resultados

En la tabla 17 se tabulan los resultados de esfuerzos y deformaciones para cada uno de los modelos de placas propuestas. Se puede observar que las deformaciones son aparentemente grandes comparadas con el modelo, esto se debe básicamente a la manera como se aplican las cargas y al material de la placa.

Como se había mencionado anteriormente, varios aspectos intervienen a la hora de analizar el comportamiento mecánico de las placas, los más relevantes son:

- El tipo de carga y el apoyo utilizados para el análisis mecánico: en este caso una placa en voladizo con carga combinada aplicada en uno de sus extremos.
- El espesor de la placa (2,3 mm) y la geometría de ésta: el modelo geométrico posee gran cantidad de orificios que debilitan su estructura, además su forma de T y su pequeño espesor favorecen altos esfuerzos y deformaciones que se pueden observar en los resultados obtenidos.
- El material utilizado es una aleación de titanio biocompatible (Ti 6Al 4V). Este tipo de aleación constituida en su mayoría por titanio, se caracteriza por su maleabilidad, ductilidad y su gran tenacidad. Las dos primeras permiten la deformación del material bajo las condiciones dadas y la última se refiere a la energía que absorbe antes de alcanzar la rotura, lo que resulta en altos niveles de deformación en las placas.

Al ubicar en la misma situación las condiciones ya expuestas, se producen grandes deformaciones, que se deben en mayor grado a la manera en la que se aplican las cargas. Es importante notar que en su funcionamiento real, la placa no está cargada en la manera como se ha planteado en la primera parte de esta investigación. En el siguiente capítulo se analizará la placa trabajando en la situación real y se podrá observar que su deformación es mínima.

Tabla 17. Esfuerzos y deformaciones de los modelos

	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Máxima (m)
Modelo 1	10031	0,04367
Modelo 2	9976.8	0,04211
Modelo 3	10046	0,04165
Modelo 4	12537	0,06394
Modelo 5	10085	0,04249
Modelo 6	12546	0,0679
Modelo 7	13186	0,06680
Modelo 8	11984	0,06402
Modelo 9	12605	0,06729

Tabla 18. Resultados ordenados ascendentemente por deformaciones

	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Máxima (m)
Modelo 3	10046	0,04165
Modelo 2	9976.8	0,04211
Modelo 5	10085	0,04249
Modelo 1	10031	0,04367
Modelo 4	12537	0,06394
Modelo 8	11984	0,06402
Modelo 7	13186	0,06680
Modelo 9	12605	0,06729
Modelo 6	12546	0,06790

En la tabla 17 se observan los valores máximos de esfuerzos y deformaciones para cada uno de los modelos propuestos.

En la tabla 18 se observan los resultados ordenados ascendentemente por deformaciones. Se ha decidido analizar los tres modelos que presentan menores deformaciones, es decir, 2, 3 y 5. A partir de éstos, se va a determinar el modelo a trabajar en la situación real.

En la tabla 20 se muestran cada uno de los modelos seleccionados para determinar la geometría más adecuada y se exponen cada una de las ventajas y desventajas que ellos ofrecen. Las líneas azules representan los trazos de las fracturas que se han utilizado para la determinación de la geometría y diseño de los mismos, con el objetivo de analizar el papel que cumplen los agujeros en el correcto afrontamiento de las fracturas.

En las hojas de resultados de cada una de las placas se muestra el tipo de fracturas que se tuvieron en cuenta para la determinación de su geometría, estas se especifican en la tabla 21, lo cual es muy importante en la selección de la más óptima, porque se busca abarcar el mayor número de éstas, garantizando la funcionalidad y el éxito del prototipo, y a partir de esta geometría, garantizar su resistencia mecánica bajo los esfuerzos inducidos por las cargas aplicadas y

soportar las deformaciones sin generar desplazamientos relativos entre los huesos. En la tabla 20 cada uno de los modelos analizados tiene unas líneas, estas son como se verían los trazos de las fracturas ya expuestas sobre la placa, todo esto con el fin de ver como los tornillos intervienen a la hora de fijar estas con la placa.

En la tabla 20 se han consignado los diferentes modelos de prototipos propuestos. Cada una de las líneas que se observan en color azul son los planos de corte de las fracturas que ya se han definido como objeto de esta investigación.

Se ha determinado un índice de sujeción. Este índice se encarga en evaluar cada uno de los orificios que conforman los prototipos (en la parte superior que es la encargada de sujetar las fracturas) y compararlos con el número total de agujeros que conforman esta parte superior. Para este propósito se ha llamado diferente a las fracturas, esto por comodidad. Los nombres de éstas se especifican en la tabla 21.

Para definir correctamente el índice de sujeción es necesario conocer cuántos agujeros están involucrados en la sujeción de cada una de las fracturas y a partir de estos realizar una comparación con el número de agujeros totales. La ecuación 6 relaciona los agujeros utilizados para sujetar cada tipo de fractura dividido en los agujeros totales presentes en la parte superior de la placa. Esto da como resultado 4 índices diferentes de evaluación dependiendo del tipo de fractura.

Ecuación 6. Índice de sujeción

$$IS = \frac{\text{Agujeros por Fractura}}{\text{Agujeros Totales Presentes}}$$

En la tabla 19 se relacionan cada uno de los prototipos, los agujeros totales que posee y los agujeros que utiliza para sujetar cada una de las fracturas planteadas. En las últimas tres columnas se relacionan cada uno de los índices de sujeción llamados con el mismo número utilizado para los tipos de fractura.

Tabla 19. Cálculo de índices de sujeción para cada una de las fracturas

Modelo	Aguj. Tot.	Aguj. Frac.1	Aguj. Frac.2	Aguj. Frac.3	Aguj. Frac.4	Índice 1	Índice 2	Índice 3	Índice 4
1	9	3	1	1	4	0.333	0.111	0.111	0.444
2	6	1	1	1	2	0.166	0.166	0.166	0.333
3	6	2	1	1	2	0.333	0.166	0.166	0.333
4	6	2	1	1	2	0.333	0.166	0.166	0.333
5	7	3	1	1	4	0.428	0.143	0.143	0.571
6	6	2	1	1	2	0.333	0.166	0.166	0.333
7	9	3	1	1	4	0.333	0.111	0.111	0.444
8	7	3	1	1	2	0.482	0.143	0.143	0.286
9	9	2	1	1	4	0.222	0.111	0.111	0.444

Observando los índices de sujeción tabulados en la tabla 19 se puede concluir lo siguiente:

- El mayor índice para la fractura 1 es el correspondiente a los modelos 5 y 8 con un valor de 0.428
- El mayor índice para la fractura 2 es el correspondiente a los modelos 2,3,4 y 6 con un valor de 0.1666, seguido por la palca 5 con valor de 0.143, no muy distante al mayor. También se observa que los modelos que han alcanzado el mayor índice de esta fractura tienen bajos índices en las demás.
- El mayor índice para la fractura 3 es el correspondiente a los modelos 2,3,4 y 6 con un valor de 0.1666, seguido por la palca 5 con valor de 0.143, no muy distante al mayor. El índice para la fractura 2 y 3 se comporta de manera similar debido a lo similar de estas dos fracturas.
- El mayor índice para la fractura 4 es el correspondiente al modelo 5 con un valor de 0.571, el mayor de todos los índices evaluados en esta sección.

Tabla 20. Prototipos propuestos con los planos de fractura

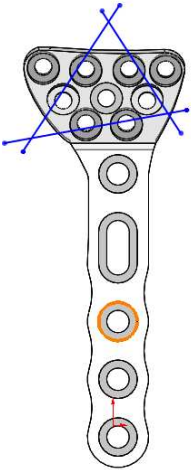
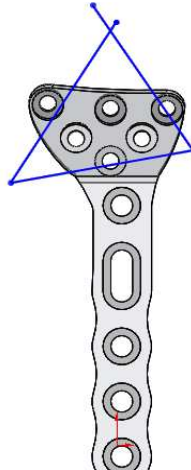
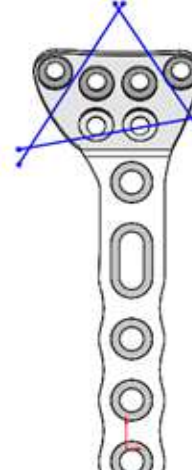
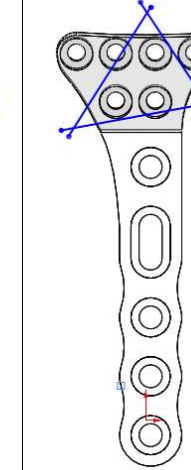
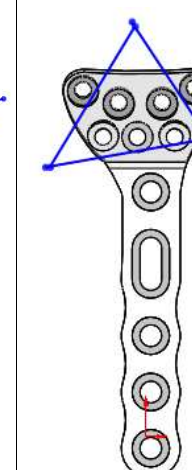
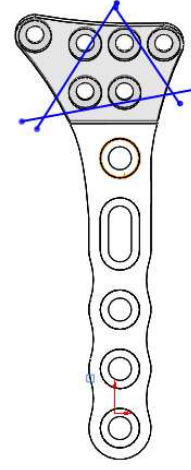
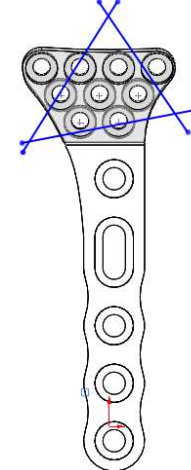
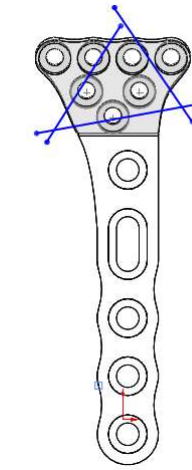
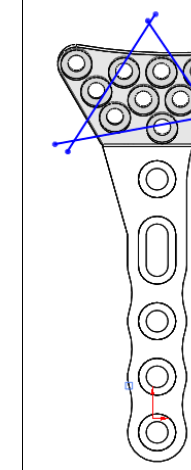




 <p>Modelo 1</p>	 <p>Modelo 2</p>	 <p>Modelo 3</p>	 <p>Modelo 4</p>	 <p>Modelo 5</p>
 <p>Modelo 6</p>	 <p>Modelo 7</p>	 <p>Modelo 8</p>	 <p>Modelo 9</p>	

Tabla 21. Tipos de fracturas comunes en el radio distal

TIPOS DE FRACTURAS				
	Fractura de Colles Fractura 1	Fractura de Barton Fractura 2	Fractura de Barton Fractura 3	Fracturas Intra-articular no desplazada Fractura 4

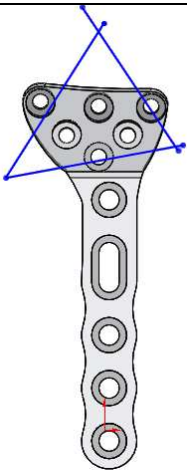
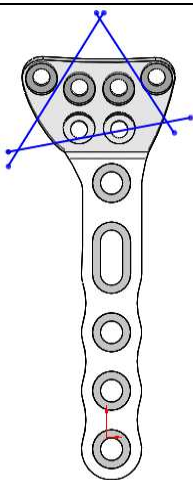
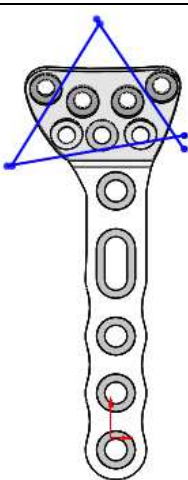
En la tabla 22 se ha realizado una relación entre el área sin agujeros de la parte que afronta los fragmentos distales (parte superior después de los 12 grados de angulación). El área total de esta parte superior sin agujeros se designará con A_1 y esta misma con agujeros A_2 , así la relación de A_1/ A_2 indicará una relación de áreas, que aumentará si posee un área mayor de contacto, lo que es una ventaja a la hora de hacer un análisis de resistencia de materiales. Se puede observar de este análisis que los modelos 8, 7, 6 y 1 poseen una relación mayor, seguida por el modelo 5. Con las apreciaciones anteriores se ha notado que el modelo 5 posee mayores beneficios al ser comparado con los demás modelos y al analizar su relación de áreas que es igual a 1.156 se nota que no difiere en gran medida con las demás, esto es una ventaja y asegura un mayor desempeño mecánico del prototipo.

Tabla 22. Relación área total contra área con agujeros

	A ₁ : Área total sin agujeros [mm ²]	A ₂ : Área total sin los agujeros [mm ²]	Relación A ₁ /A ₂
Modelo 1	307.61	252.56	1.218
Modelo 2	298.13	263.78	1.132
Modelo 3	291.14	256.79	1.134
Modelo 4	277.72	243.37	1.141
Modelo 5	296.99	256.92	1.156
Modelo 6	311.03	276.68	1.124
Modelo 7	277.72	226.2	1.227
Modelo 8	276.45	236.38	1.169
Modelo 9	322.73	271.2	1.19

La tabla 23 hace referencia a los modelos que mejor se comportaron en el análisis de esfuerzos y deformaciones. Si se aplica el concepto antes mencionado de índice de sujeción, tabulado en la tabla 19, se tiene que el prototipo 5 es el que posee los mayores índices en comparación con los modelos 2 y 3. Esto indica que posee una capacidad de afrontar y sujetar las fracturas mayor que la de los modelos con los cuales se está comparando.

Tabla 23. Modelos seleccionados para determinar la geometría más adecuada

Modelo 2	Modelo 3	Modelo 5
		
<p>Este modelo presenta las menores deformaciones y esfuerzos en este grupo, debido a que posee una mayor área resistente. Pero su gran deficiencia es que no cubre la fractura intra-articular no desplazada correctamente como se observa en el grafico del modelo, por lo que se queda descartado.</p>	<p>Los modelos 3 y 5 no poseen gran diferencia en su comportamiento mecánico. Sin embargo, se puede observar que en la segunda hilera de orificios superiores, el modelo 3 posee uno menos que el 5. Este último, es frecuentemente usado por los cirujanos para dar estabilidad a la placa en el momento de la cirugía y ayuda a afrontar mejor las fracturas como se observa en el esquema del modelo 5, por lo tanto, es el modelo que cumple con las condiciones geométricas inicialmente planteadas para esta investigación.</p>	

RESULTADO FINAL

El estudio realizado en esta fase de la investigación, arrojó que la geometría más adecuada entre los modelos propuestos es el Modelo 5.

En la figura 110 se observan los orificios superiores (para hueso esponjoso) numerados para definir la orientación angular de los tornillos con respecto a la vertical, esto se ve reflejado en la placa.

Orificio 1: 12°

Orificio 2: 12°

Orificio 3: 12°

Orificio 4: 12°

Orificio 5: 99,61°

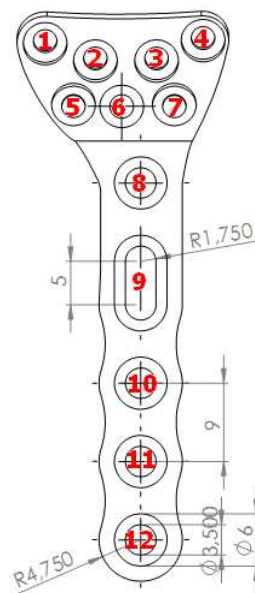
Orificio 6: 90°

Orificio 7: 99,61°

Los orificios inferiores para hueso cortical (8, 9, 10, 11,12) tienen un ángulo de 90° con respecto a la vertical.

La profundidad de la cavidad donde se aloja la cabeza del tornillo es de 1,3 [mm]. Las medidas más importantes están consignadas en la figura 111 y en los planos de la placa en los anexos finales de esta investigación.

Figura 110. Orificios numerados en el dispositivo



En las figuras 112 y 113 se observan los planos de corte de las fracturas presentes en el radio distal consideradas en este estudio y cómo los diferentes postes y tornillos se incrustan en el hueso cumpliendo la función de afrontar los fragmentos.

Figura 111. Medidas importantes del dispositivo

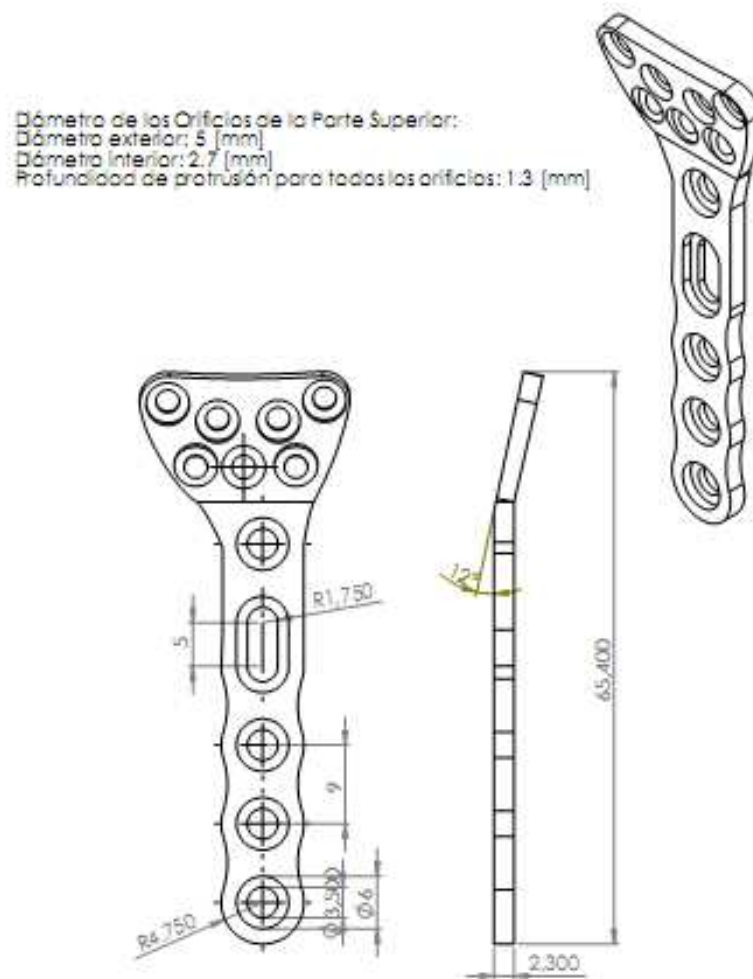


Figura 112. Planos de corte de fracturas en el hueso (1)

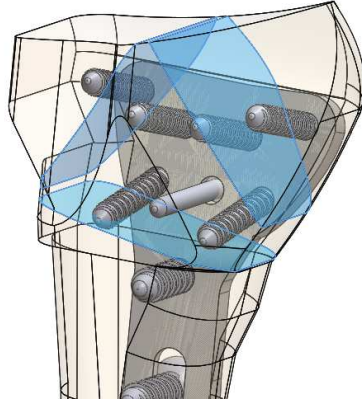
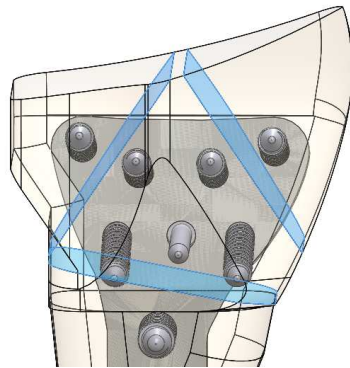


Figura 113. Planos de corte de fracturas en el hueso (2)



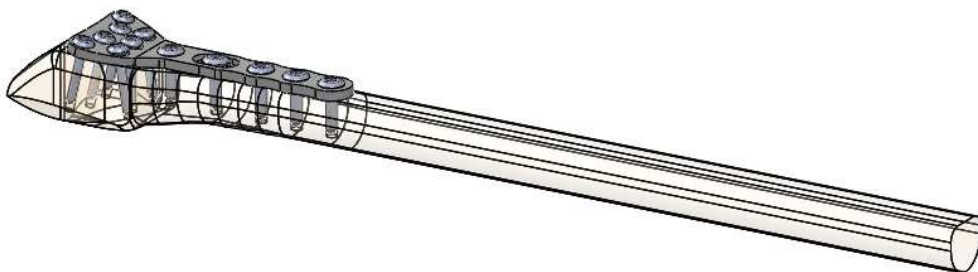
6. ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL PROTOTIPO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS

El propósito final de esta investigación es analizar estructuralmente el prototipo de fijación interna por medio de elementos finitos utilizando el software CAE Ansys®. Esta es la parte más importante de la investigación, en ella se pretende analizar la placa seleccionada en el capítulo anterior, trabajando en el conjunto que modela el comportamiento real del radio. Todo esto con el propósito de realizar pruebas posteriores, correspondientes a la siguiente parte del desarrollo de este proyecto, con materiales reales y contrastarlos con los datos que arroje esta investigación.

El objetivo de esta simulación es observar el comportamiento del modelo diseñado, trabajando a las cargas sometidas por una persona en actividades cotidianas que no requieran un esfuerzo elevado, teniendo en cuenta que va a ser utilizado en huesos fracturados en proceso de recuperación, y comprobar su viabilidad dependiendo de los resultados de deformaciones y esfuerzos. De los capítulos anteriores se deriva la documentación que será la base para definir los parámetros específicos de esta sección, más adelante se especificarán cada uno de ellos.

En el capítulo anterior se definieron cada uno de los componentes que conforman el conjunto a simular. En la figura 114 se muestra el esquema del ensamble a simular en este capítulo, el cual se compone del hueso completo, los postes o tornillos y la placa. Como se explicó en la sección del modelamiento del hueso, se ha dedicado la atención al tercio distal, el cual es el objeto de esta investigación. La parte más dorsal consta de una curvatura, la cual se ha modelado recta debido a que ésta no influye considerablemente en los resultados a obtener.

Figura 114. Ensamble modelo real



Es importante definir el procedimiento a seguir para determinar la geometría óptima de la placa a analizar. Se realizará una simulación estática del conjunto con la placa seleccionada en el capítulo anterior y se modificará su geometría donde ésta presente mayores concentradores de esfuerzos o posible opción de rotura. Este es un proceso progresivo para determinar el comportamiento óptimo de la placa sometida a fuerzas que se definirán más adelante.

Es importante definir correctamente las fuerzas que van a interactuar en el conjunto a simular. De la magnitud y dirección de éstas se derivan los resultados a obtener y a mayor precisión, el resultado se aproximará al esperado en la situación real. También es importante notar que se simulará cada fuerza aplicada individualmente en el conjunto con el objeto de obtener datos concretos como base de comparación para pruebas semejantes que se realizarán en la etapa construcción y realización de pruebas que corresponde a un desarrollo posterior a este proyecto.

Para la primera parte de esta simulación se ha decidido reemplazar los tornillos por postes con el motivo de ahorrar tiempo de máquina, pero se han definido estrictamente unidos con el hueso, que es la función que los tornillos hacen en un hueso sano.

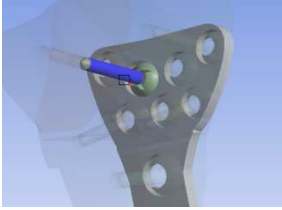
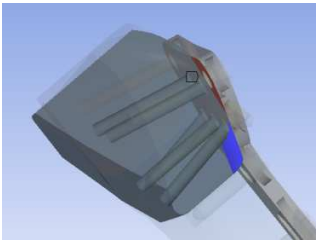
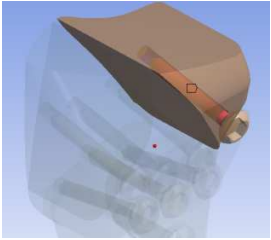
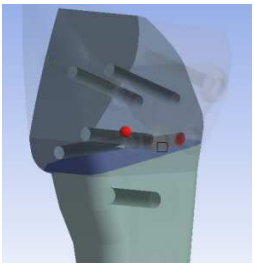
6.1 Definición del montaje

Para que el prototipo se comporte de la manera deseada es indispensable que los parámetros que definen la situación real puedan ser reproducidos de la manera más exacta posible en la simulación numérica. Algunos de estos aspectos importantes son: los contactos que se generan entre cada uno de los elementos que conforman el ensamble, las fuerzas aplicadas, el área de aplicación de las fuerzas y los apoyos del conjunto.

6.1.1 Contactos

La interacción de cada uno de los elementos que intervienen en el conjunto genera áreas de contacto que es necesario definir de acuerdo al comportamiento generado por este. En la tabla 24 se hace referencia a los contactos utilizados en la simulación del prototipo, las áreas de los elementos que entran en contacto son las de color rojo y azul. Para más información acerca de cada uno de los contactos utilizados es necesario remitirse al anexo de los reportes de simulación del software *Ansys®*.

Tabla 24. Contactos utilizados en la simulación del prototipo en el conjunto

Superficies en contacto	Tipo de contacto
<p>Placa-Poste</p> 	<p>La placa y el poste se han definido como unidas solidariamente, esto debido a la presión que se ejerce del poste hacia esta, por esta razón se ha definido Bounded.</p>
<p>Placa-Hueso</p> 	<p>El contacto placa-hueso se ha definido como No separation. Este tipo de contacto permite que la placa este en contacto con el hueso. Los resultados obtenidos convergen y debido a que este tipo de contacto trabaja con multi-point constraint (restricción de puntos) hace mejor el trabajo de máquina.</p>
<p>Poste-Hueso</p> 	<p>La unión de los tornillos con el hueso debe ser fuerte. Por esta razón al cambiar los tornillos por postes (por ahorro de tiempo de máquina) se definen este tipo de contactos como Bounded (soldado).</p>
<p>Hueso-Hueso</p> 	<p>El tipo de contacto utilizado en la unión de hueso con hueso es No separation, porque permite desplazamientos mínimos entre los huesos, que es lo que se quiere observar en este análisis. También se observó que al trabajar con este tipo de contacto entre estas dos superficies los resultados convergen</p>

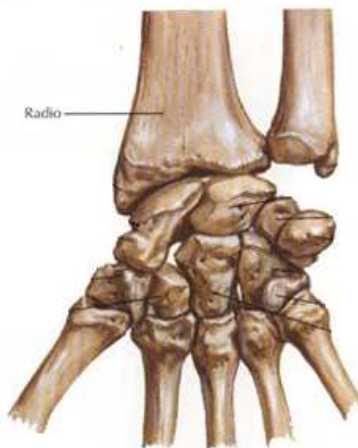
6.1.2 Área de aplicación de las cargas

El conjunto está compuesto por el radio (hueso), los postes para cortical, los postes para esponjosa y la placa. Las fuerzas definidas que se aplican al conjunto son la fuerza de flexión, que a su vez genera un momento, la fuerza de compresión y el momento de torsión.

Estas fuerzas las realiza la mano y se transmiten al radio a través de articulación radiocarpiana sobre determinadas áreas dependiendo del movimiento a realizar. En la figura 115 se observan los contactos del radio con el escafoides y el semilunar, por el contacto de estos huesos con el radio y el cubito se transmiten los movimientos al antebrazo. Es necesario especificar para cada uno de los movimientos que áreas hacen contacto para transmitirlo.

Para realizar el movimiento de torsión (pronación, supinación), el escafoide y el semilunar hacen contacto con la carilla articular carpiana (ver capítulo 5), localizada en la cara inferior del extremo distal del radio. Es por esto que se ha definido esta área de contacto para recibir la carga aplicada al radio. La fuerza de compresión se transmite por la misma área de la fuerza de torsión, como se puede observar en la figura 116 que ilustra el área de aplicación de la fuerza en el modelo utilizado en el software *Ansys*®. La fuerza de flexión esta aplicada en la parte superior de la cara anterior, (figura 117) esto se debe al experimento utilizado para la medición de la misma. Como se explicó detalladamente en el capítulo 4, la posición del brazo hace que la fuerza se ubique en esta parte en específico.

Figura 115. Articulación radiocarpiana

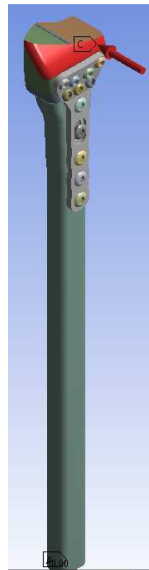


Fuente: NETTER, Frank, M.D. Atlas de anatomía humana. 2 ed. Canada: Masson, S.A, 2001. Pág. 426.

Figura 116. Área de aplicación de la fuerza de torsión y compresión



Figura 117. Área de aplicación de la fuerza de flexión



6.2 Definición de las fuerzas a utilizar

El capítulo 4 se dedicó a recolectar los parámetros y, posteriormente, datos necesarios para definir las fuerzas de torsión, flexión y compresión a utilizar en la simulación a realizar en esta investigación. Los resultados de las fuerzas son los siguientes:

Momento de Torsión = 0,95 (Kgf-m)

Fuerza de Flexión = 9,82 (Kgf)

Fuerza de Compresión ó (Axial) = 9,75 (Kgf)

El momento de torsión se especifica en la simulación como un par de fuerza igual a 190 (N) y brazo igual a 0.05 (m) aplicado en el área que trasmite el movimiento. Las fuerzas de flexión y compresión están aplicadas a determinada área actuando como una presión aplicada en la zona encargada de transmitir la fuerza. Al medir las áreas encargadas de transmitir cada una de éstas fuerzas se obtuvo lo siguiente:

Área de aplicación de la fuerza de flexión en el radio = 301,35 (mm²)

Área de aplicación de la fuerza de compresión en el radio= 442,58 (mm²)

Así las presiones que ejercerán estas fuerzas están determinadas por la expresión que dice que la presión es igual a la fuerza aplicada dividida en el área donde ésta se aplica. Basados en la definición anterior se calculan las presiones que ejercen estas fuerzas. (Ecuación 7)

Ecuación 7. Calculo de presiones de flexión y compresión

$$P_{flexión} = \frac{F_{flexión}}{A_{flexión}} = \frac{98.2[N]}{3.0135 * 10^{-4}[m^2]} = 325866.93[Pa]$$
$$P_{compresión} = \frac{F_{compresión}}{A_{compresión}} = \frac{97.5[N]}{4.4258 * 10^{-4}[m^2]} = 220299.155[Pa]$$

Cuando se realizan trabajos con las manos, en algunos casos no toda la fuerza ejercida es soportada en su totalidad por el radio y el cúbito, los músculos también intervienen. Por tal razón es importante especificar qué tipo de músculos

interviene al realizar cada uno de los movimientos y cuál es su aporte en ayudar a soportar las cargas impuestas.

En los libros anatomía de Rouvière y anatomía de Gray se especifican cada uno de los músculos involucrados para realizar los movimientos de pronación supinación y flexión. Así se tiene para pronación el biceps braquial, pronador redondo y pronador cuadrado, para supinación el supinador, bíceps braquial y el acóneo y flexión el flexor cubital del carpo, palmar largo y el flexor radial del carpo. Estos se pueden localizar en la figura 118.

Cada uno de estos músculos ejerce determinada fuerza, de la biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor de Miralles Rull se tiene la fuerza del músculo pronador redondo y del flexor cubital del carpo (tabla 25).

Las demás fuerzas ejercidas por los músculos a utilizar en este estudio se referencian de la Anatomía humana de Henry Rouvière en la página 259, estos son:

Biceps Braquial = 4,8 [Kgf]

Pronador Cuadrado = 0,2 [Kgf]

Supinador = 1,9 [Kgf]

Acóneo = 0,8 [Kgf]

Palmar Largo = 0,8 [Kgf]

Flexor Radial del Carpo = 0,5 [Kgf]

En la tabla 26 se agrupan cada uno de los músculos utilizados para realizar los movimientos de pronación, supinación y flexión con sus respectivos valores de fuerzas realizadas y la fuerza total con la que contribuyen cada uno de los músculos a la ayuda del movimiento.

Figura 118. Músculos utilizados en los movimientos de flexión y compresión



Fuente: Richard L. Drake, Wayne Vogl, Adam W. M. Mitchell, Gray anatomía para estudiantes, 2ª Edición, Editorial Elsevier, España, 2010, pág. 698

Tabla 25. Fuerzas de algunos de los músculos que intervienen en el movimiento del antebrazo

Músculo (nomenclatura)	Fuerza (kg)	Excursión (cm)
<i>Flexor digitorum superficialis</i> (FDS)	4,2	6,4
<i>Flexor digitorum profundus communis</i> (FDPC)	5,5	7
<i>Flexor carpi ulnaris</i> (FCU)	2	3,3
<i>Braquioradialis</i> (BR)	1,9	4
<i>Extensor digitorum comunis</i> (EDC)	1,7	3,3
<i>Flexor pollicis longus</i> (FPL)	1,2	5
<i>Pronator teres</i> (PT)	1,2	2
<i>Extensor carpi ulnaris</i> (ECU)	1,1	3,3
<i>Extensor carpi radialis longus</i> (ECRL)	1,1	3,7
<i>Extensor carpi radialis brevis</i> (ECRB)	0,9	3,7
<i>Flexor carpi radialis</i> (FCR)	0,8	4
<i>Abductor pollicis longus</i> (APL)	0,1-0,4	2,8
<i>Extensor pollicis longus</i> (EPL)	0,1	5,8
<i>Extensor pollicis brevis</i> (EPB)	0,1	2,8

Fuente: Iris Miralles Rull, Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor, Editorial Elsevier, España, pág. 222.

Tabla 26. Fuerzas de cada uno de los músculos clasificados por movimientos

Pronación (fuerza en Kgf)	Supinación (fuerza en Kgf)	Flexión (fuerza en Kgf)
Bíceps Braquial= 4,8	Supinador= 1,9	Flex cubital del carpo= 2
Pronador Redondo=1,2	Bíceps Braquial= 4,8	Palmar Largo= 0,8
Pronador Cuadrado= 0,2	Acóneo= 0,8	Flex radial de carpo= 0,5
Total= 6,2 [Kgf]	Total= 6,5 [Kgf]	Total= 3,3 [Kgf]

Para determinar las magnitudes reales de las fuerzas a las que está sometido el radio es necesario restar las fuerzas soportadas por los músculos.

Si se comparan las fuerzas totales para pronación y supinación consignadas en la tabla 26 se puede observar que la pronación es menor, así que ésta será crítica, entonces, se tiene que el momento de torsión es igual a $19[\text{Kgf}] \cdot 0,05[\text{m}]$

Si se le resta la fuerza total de los músculos para pronación que es $6,2[\text{Kgf}]$ el momento de torsión será igual a $12,8[\text{Kgf}] \cdot 0,05[\text{m}]$

Momento de torsión= 0,64 [Kgf-m]

Haciendo el mismo análisis para la fuerza de flexión se tiene:

Fuerza de flexión total menos la fuerza de flexión ejercida por los músculos, esto es, 9,82[kgf] menos 3,3 [Kgf], así:

Fuerza de flexión= 6,52[kgf]

Al convertir la fuerza en presión (procedimiento esquematizado en la ecuación 7) se tiene:

Presión por flexión= 216359,7 [Pa]

Para la fuerza axial es diferente. Como esta fuerza es puramente axial no intervienen músculos que ayuden a soportarla, esto lo demostró el trabajo experimental del Dr. Palmer¹⁴ que dice que un 80% de la fuerza axial se trasmite por el radio y el 20% restante por el cúbito. Así la fuerza total de compresión sería:

Fuerza de compresión= 7.8 [Kgf]

Al convertir la fuerza en presión (procedimiento esquematizado en la ecuación 7) se tiene:

Presión por compresión= 17623.9 [Pa]

Tabla 27. Resumen de las fuerzas con y sin la ayuda de los músculos

	Fuerzas reales aplicadas a la mano	Fuerzas reales menos el efecto de los músculos
Momento de Torsión	0,95 (Kgf-m)	0,64 (Kgf-m)
Fuerza de Flexión	9,82 (Kgf)	6,52(kgf)
Fuerza de Compresión	9,75 (Kgf)	7,8 (Kgf)

¹⁴ Palmer AK. The distal radio-ulnar joint. Anatomy, biomechanics and triangular fibrocartilage complex abnormalities. Hand Clin 1987.

En la tabla 27 se muestra un resumen de las fuerzas a utilizar en la simulación con y sin la ayuda de los músculos que intervienen en los movimientos.

Ya definidas las magnitudes de las fuerzas, es necesario especificar la dirección de cada una de estas.

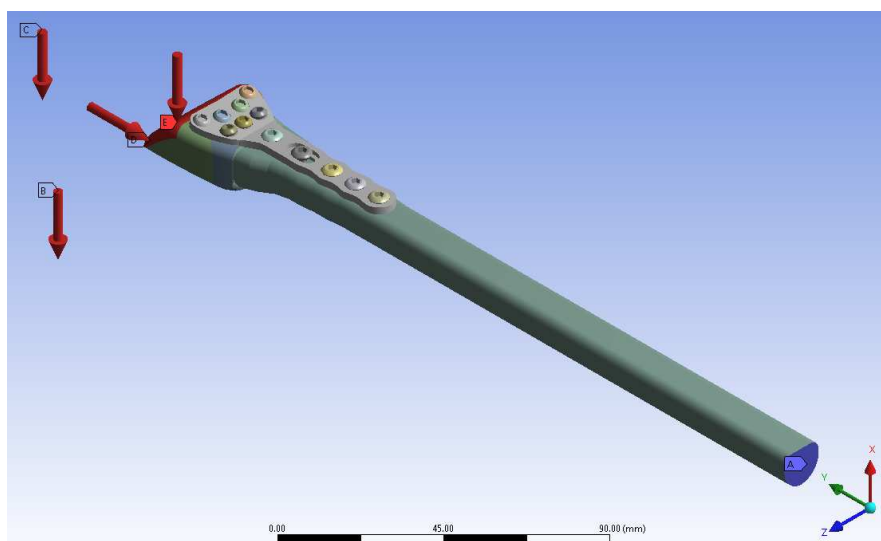
El momento de torsión se ha definido según el movimiento de pronación por la ayuda que los músculos que intervienen en él como se especifico anteriormente. (El movimiento de pronación se explica detalladamente en el capítulo de biomecánica - 3). En la figura 119 se observa el par B, donde la fuerza se encuentra en dirección (-x) y la distancia del brazo en (z), éste es el correspondiente al momento de torsión.

Al realizar la fuerza de flexión ésta esta aplicada en dirección (-x), esto se puede observar en el capítulo 4 donde se especifica el montaje para realizar la prueba de flexión. La fuerza de flexión es la especificada en la figura 119, en la pestaña E.

El momento generado por la fuerza de flexión es el que se muestra en la figura 119, pestaña C. la justificación de su magnitud y dirección está especificada en el numeral 5.1.2, la fuerza que compone este momento esté en dirección (-x) y el brazo en (y).

La dirección de la fuerza de compresión se ha definido por la manera de tomar la prueba, como esta es totalmente axial, la fuerza esta aplicada en el área especificada en dirección (-y). La fuerza de compresión es la especificada en la figura 119, en la pestaña D.

Figura 119. Dirección de aplicación de las fuerzas



6.3 Materiales a utilizar en los elementos que conforman el ensamble

El proceso de simulación del conjunto se divide en dos partes. En la primera se define el hueso y los postes como elementos muy rígidos encargados de transmitir las cargas aplicadas al hueso por medio de los postes a la placa, con el fin de observar el comportamiento de ésta a carga máxima. En la segunda parte se analiza el conjunto hueso-postes-placa en la situación real, con las propiedades de cada uno de ellos, con el objetivo de observar el comportamiento de la placa sometida a la situación real. Con este propósito se definirán tres tipos de materiales, primero el material metálico biocompatible de la placa, segundo el material del hueso y por último el material rígido que se utilizará para el análisis especial.

El material del que está compuesto la placa es un titanio aleado (Ti 6Al 4V) especial para implantes en huesos dado bajo la norma ASTM F 67-06. Este tiene las siguientes propiedades¹⁵:

Densidad=4500 [kg/m³]

Módulo de Poisson= 0,34

Módulo de Young= $1,15 \cdot 10^{11}$ [Pa]

En la literatura médica se hace referencia a las propiedades de un hueso humano promedio para una persona sana, estas son:

Densidad=1500 [kg/m³]

Módulo de Poisson= 0,25

Módulo de Young= $2,1 \cdot 10^{10}$ [Pa]

El material rígido utilizado es el diamante, debido a las pequeñas deformaciones que presenta se hace adecuado para transmitir las cargas aplicadas al hueso por medio de los postes y observar la deformación de la placa, las propiedades de este son:

Densidad= 3520 [kg/m³]

Módulo de Poisson= 0,2

Módulo de Young= $1,22 \cdot 10^{12}$ [Pa]

¹⁵ Revista facultad de ingeniería Universidad de Antioquia. Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: la prótesis total de cadera. www.redalyc.uaemex.mx/pdf/430/43003010.pdf

6.4 Simulación del conjunto bajo fuerzas de flexión, compresión y momento de torsión analizadas individualmente

En los siguientes apartes se muestran los resultados que se obtuvieron después de simular el conjunto de hueso-placa-postes definiendo el hueso y los postes del material rígido (propiedades en numeral anterior) y la placa en titanio aleado biocompatible según norma. Las consideraciones de dirección de las fuerzas y sus áreas de aplicación se han especificado anteriormente. Las magnitudes de las fuerzas a utilizar para este primer análisis serán aquellas a las que no se les ha restado el efecto de los músculos, esto con el objeto de analizar cuál sería la máxima deformación de la placa al someterla a una situación crítica. Luego se realizarán los análisis que incluyen las magnitudes de las fuerzas reales (las que recibe el radio, o sea, las fuerzas restando el efecto de los músculos). El único apoyo a utilizar será en que se encuentra en la parte volar del radio, y se ha definido como un apoyo fijo.

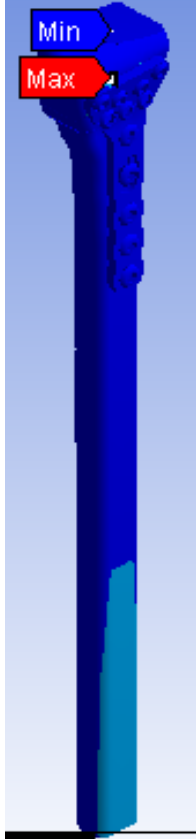

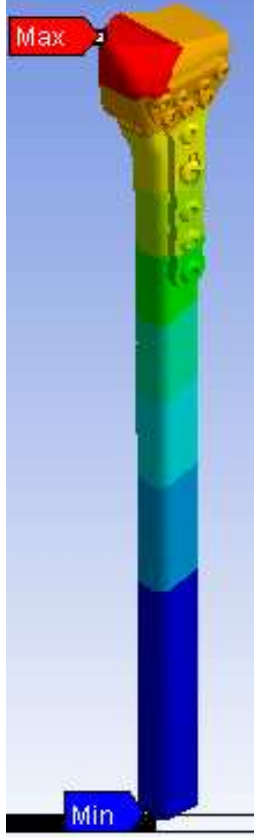

También se hace un análisis de las deformaciones del conjunto y de la placa, teniendo en cuenta que el hueso está apoyado en voladizo en su extremo inferior y que esta se miden desde el apoyo, por consiguiente la placa se deforma con el hueso, esto no quiere decir que se deforme ella en sí, sino que su deformación total será la resta de la deformación máxima del conjunto menos la deformación máxima de la placa.

6.4.1 Simulación del conjunto bajo fuerzas de flexión, compresión y momento de torsión sin restar el efecto de los músculos, analizadas individualmente

- Simulación del conjunto bajo el efecto del momento de torsión.

En la tabla 28 se puede observar el comportamiento gráfico de esfuerzos, deformaciones y las magnitudes respectivas arrojadas, tanto del conjunto como de la placa, en el análisis el hueso y los postes tienen las propiedades del material rígido y están sometidos a un momento de torsión de 0,95 (Kgf-m).

Tabla 28. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido para el conjunto y la placa sometido al momento de torsión

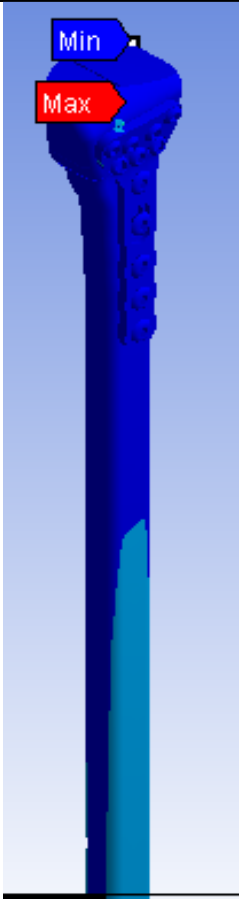

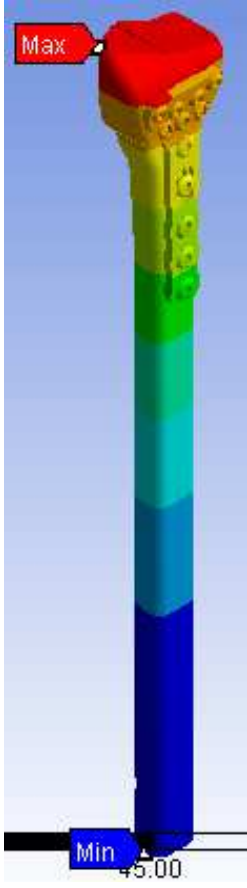

Esfuerzos[Pa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
$1,15 \cdot 10^9$	$4,73 \cdot 10^8$	0.54	0.26
		Deformación real de la placa 0,28 [mm]	

- Simulación del conjunto bajo el efecto de la fuerza de Flexión.

En la tabla 29 se puede observar el comportamiento gráfico de esfuerzos, deformaciones y las magnitudes respectivas arrojadas, tanto del conjunto como de la placa, en el análisis del hueso y los postes tienen las propiedades del material

rígido y sometido a una fuerza de flexión de 9,82 (Kgf) y a un momento generado por esta misma fuerza equivalente a 5,49 (N-m).

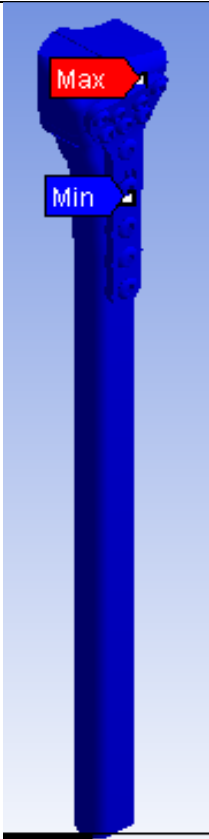
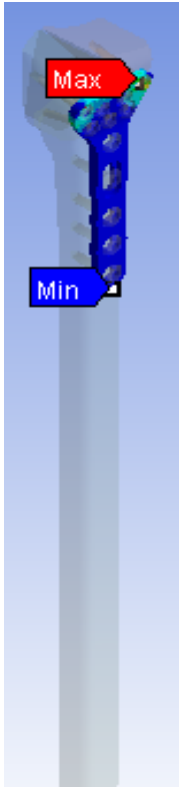
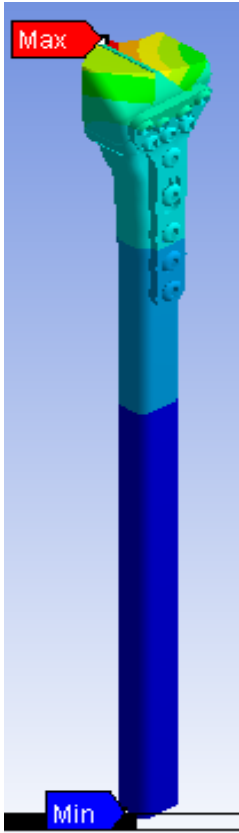
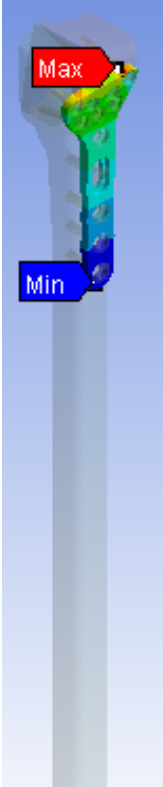
Tabla 29. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido para el conjunto y la placa sometido a fuerza de flexión

Esfuerzos[Pa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
 <p>Diagrama de esfuerzos en el conjunto. Se muestra un eje vertical con una cabeza superior. El eje está principalmente azul (valor mínimo), con una zona de transición a cian y verde en la parte superior. Hay una etiqueta 'Min' en azul y una etiqueta 'Max' en rojo en la zona superior.</p>	 <p>Diagrama de esfuerzos en la placa. Se muestra una placa Y-shaped en la parte superior de un eje. La placa está principalmente azul (valor mínimo), con una zona de transición a verde y rojo en la parte superior. Hay una etiqueta 'Max' en rojo y una etiqueta 'Min' en azul.</p>	 <p>Diagrama de deformaciones en el conjunto. Se muestra el mismo eje que en el primer diagrama, pero con una escala de colores que indica deformación. El eje es azul (valor mínimo) en la parte inferior y cambia a verde, amarillo y rojo (valor máximo) en la parte superior. Hay una etiqueta 'Max' en rojo en la parte superior y una etiqueta 'Min' en azul en la base con el valor '45.00'.</p>	 <p>Diagrama de deformaciones en la placa. Se muestra la misma placa que en el segundo diagrama, pero con una escala de colores que indica deformación. La placa es azul (valor mínimo) en la parte inferior y cambia a verde, amarillo y rojo (valor máximo) en la parte superior. Hay una etiqueta 'Max' en rojo y una etiqueta 'Min' en azul.</p>
$1,10 \cdot 10^9$	$3,08 \cdot 10^8$	0,6238	0,5628
		Deformación real de la placa 0,061 [mm]	

- Simulación del conjunto bajo el efecto de la fuerza de Compresión.

En la tabla 30 se puede observar el comportamiento gráfico de esfuerzos, deformaciones y las magnitudes respectivas arrojadas, tanto del conjunto como de la placa, en el análisis el hueso y los postes tienen las propiedades del material rígido y sometido a una fuerza de compresión 9,75 (Kgf).

Tabla 30. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido para el conjunto y la placa sometido a fuerza de compresión

Esfuerzos[Pa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
$1,97 \cdot 10^8$	$6,98 \cdot 10^7$	0,00936	0,00166
		Deformación real de la placa 0,0077 [mm]	

6.4.2 Simulación del conjunto bajo fuerzas de flexión, compresión y momento de torsión reales que soporta el radio, analizadas individualmente

En esta parte se realiza el mismo procedimiento de análisis del numeral anterior, pero las fuerzas utilizadas son las que soporta el radio, estas como ya se ha explicado son menores a las medidas en los experimentos realizados en el capítulo 4 debido al efecto de “ayuda” que realizan los músculos. Éstas son:

Momento de Torsión=0,64 (Kgf-m)

Fuerza de Flexión=6,52(kgf)

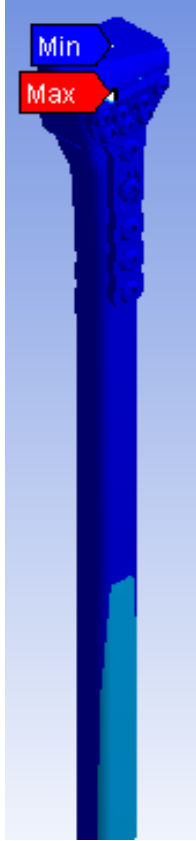

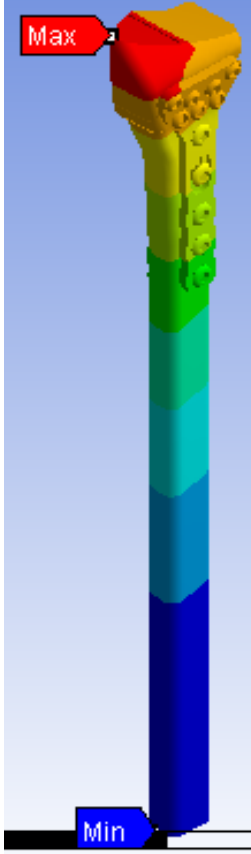

Fuerza de Compresión=7,8 (Kgf)

También se hace un análisis de las deformaciones del conjunto y de la placa, teniendo en cuenta que el hueso está apoyado en voladizo en su extremo inferior y que estas se miden desde el apoyo, por consiguiente la placa se deforma con el hueso, esto no quiere decir que se deforme ella en sí, sino que su deformación total será la resta de la deformación máxima del conjunto menos la deformación máxima de la placa.

- Simulación del conjunto bajo el efecto del momento de torsión.

En la tabla 31 se puede observar el comportamiento gráfico de esfuerzos, deformaciones y las magnitudes respectivas arrojadas, tanto del conjunto como de la placa, en el análisis el hueso y los postes tienen las propiedades del material rígido.

Tabla 31. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido menos el efecto de los músculos para el conjunto y la placa sometido al momento de torsión



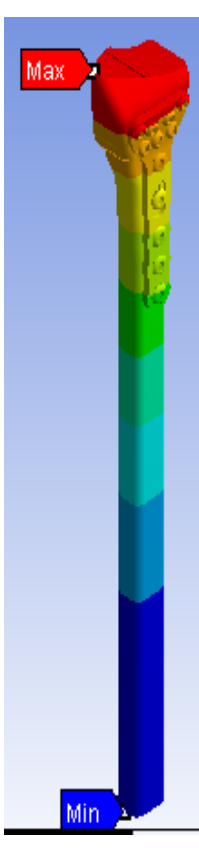

Esfuerzos[Pa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
$7,78 \cdot 10^8$	$3,18 \cdot 10^8$	0,36432	0,32694
		Deformación real de la placa 0,03738 [mm]	

- Simulación del conjunto bajo el efecto de la fuerza de Flexión.

En la tabla 32 se puede observar el comportamiento gráfico de esfuerzos, deformaciones y las magnitudes respectivas arrojadas, tanto del conjunto como de

la paca, en el análisis el hueso y los postes tienen las propiedades del material rígido.

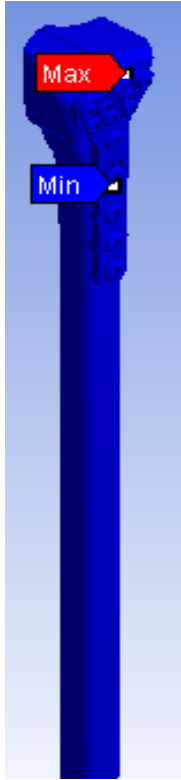
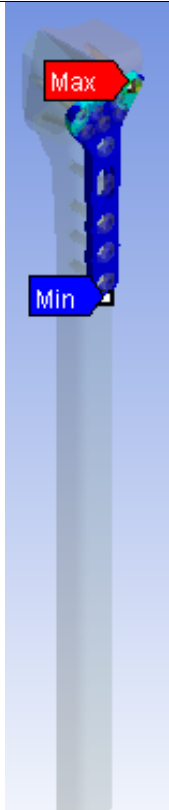
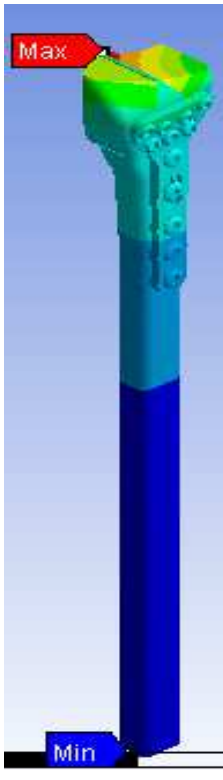

Tabla 32. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido menos el efecto de los músculos para el conjunto y la placa sometido a la fuerza de flexión

Esfuerzos[Pa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
$3,36 \cdot 10^8$	$3,64 \cdot 10^7$	0,19205	0,17622
		Deformación real de la placa 0,01583 [mm]	

- Simulación del conjunto bajo el efecto de la fuerza de Compresión.

En la tabla 33 se puede observar el comportamiento gráfico de esfuerzos, deformaciones y las magnitudes respectivas arrojadas, tanto del conjunto como de la paca, en el análisis el hueso y los postes tienen las propiedades del material rígido.

Tabla 33. Resultados esfuerzos y deformaciones con las propiedades del material rígido menos el efecto de los músculos para el conjunto y la placa sometido a la fuerza de compresión

Esfuerzos[Pa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
$1,579 \cdot 10^7$	$1,58 \cdot 10^6$	0,000749	0,000345
		Deformación real de la placa 0,000404 [mm]	

La tabla 34 es una recopilación de las simulaciones individuales para cada una de las situaciones ya descritas.

Tabla 34. Tabla de recopilación para simulaciones de fuerzas individuales

Fuerzas		Esfuerzos[Pa]		Deformaciones [mm]		Def. real Placa [mm]
		Conjunto	Placa	Conjunto	Placa	
Completas	Torsión	$1,15 \cdot 10^9$	$4,73 \cdot 10^8$	0.54	0.26	0,28
	Flexión	$1,10 \cdot 10^9$	$3,08 \cdot 10^8$	0,6238	0,5628	0.061
	Compresión	$1,97 \cdot 10^8$	$6,98 \cdot 10^7$	0,00936	0,00166	0.0077
Menos músculos	Torsión	$7,78 \cdot 10^8$	$3,18 \cdot 10^8$	0,36432	0,32694	0.03738
	Flexión	$3,36 \cdot 10^8$	$3,64 \cdot 10^7$	0,19205	0,17622	0.0158
	Compresión	$1,579 \cdot 10^7$	$1,58 \cdot 10^6$	0,000749	0,000345	0.000404

En la tabla 34 se han tabulado los resultados que arrojaron las simulaciones individuales de las fuerzas aplicadas al radio distal, completas y las reales que son menores debido a la acción de los músculos en el movimiento. Al analizar los resultados de las deformaciones reales de la placa se observa que estas son muy pequeñas, y se encuentran en el rango de 0.000404 a 0.28 [mm]. También se puede notar que los datos obtenidos en la simulación donde están involucradas las fuerzas completas poseen mayores deformaciones que aquellas que involucran las fuerzas que soporta el radio, este resultado era de esperar debido a que las últimas disminuyen su magnitud con respecto a las completas. El modelo está compuesto por el hueso y los postes rígidos, estos sirven de transmisores de las fuerzas aplicadas y por lo tanto las deformaciones son las que la placa soporta en condiciones extremas teniendo en cuenta estas consideraciones se puede concluir que el modelo planteado se comporta satisfactoriamente en el proceso de simulación arrojando los resultados deseados.

6.5 Simulación del conjunto sometido a carga combinada

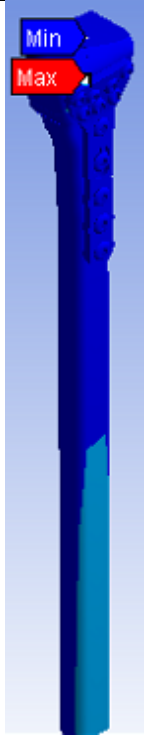

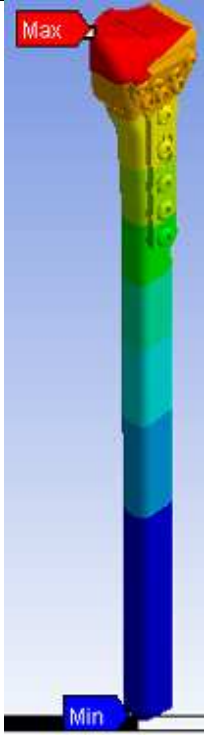

En esta parte se analizará el efecto de las tres cargas en la misma simulación, la situación física donde se puedan presentar estas cargas es difícil de realizar, mucho más notando que el paciente se encuentra en proceso de recuperación luego de haber sido intervenido por alguna de las fracturas que se han definido presentes en el radio.

- Primera simulación del conjunto sometido a carga combinada.

La primera simulación parte de la placa seleccionada en el capítulo anterior, sin realizarle ninguna modificación. Ésta se ha ensamblado igual como lo haría un cirujano al realizar una intervención para fijar los fragmentos de hueso con un dispositivo de fijación interna. También se ha dividido esta simulación en dos partes, en la primera se suponen el radio y los postes como elementos constituidos de un material rígido y las cargas reales realizadas por la mano sin tener en cuenta los efectos de los músculos, en la segunda el hueso tiene las propiedades de un hueso humano sano y los postes son de titanio aleado biocompatible para implantes quirúrgicos en huesos.

Después de realizado el análisis en el software *Ansys®* se obtuvieron los resultados con las consideraciones de hueso y postes con las propiedades del material rígido y a carga completa, estos están consignados en la tabla 35, con sus respectivos análisis gráficos.

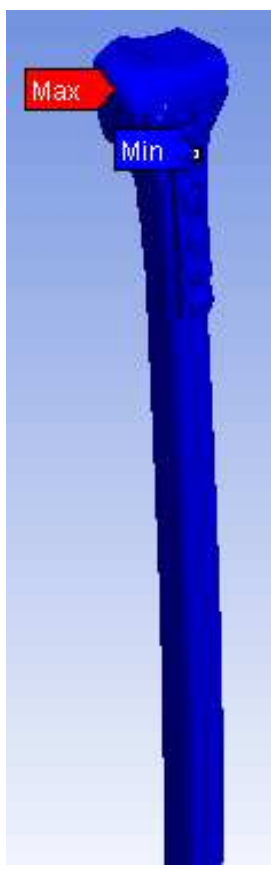

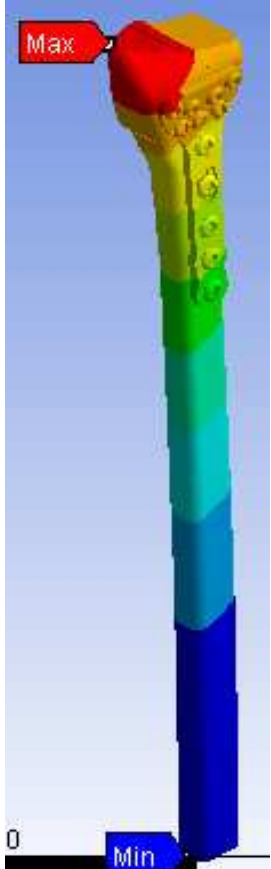

Tabla 35. Resultados primera simulación sometida a carga combina con el hueso y los postes como elementos rígidos

Esfuerzos[MPa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
36585	36585	1,1627	1,0479
		Deformación real de la placa 0,1148 [mm]	

- Segunda simulación del conjunto sometido a carga combinada.

Esta segunda simulación involucra la misma placa de la simulación anterior, pero ahora se ha llevado a la situación lo más cerca a la realidad posible, donde el radio tiene las propiedades de un hueso humano sano y los postes son de titanio aleado biocompatible según norma. También se han tenido en cuenta los músculos que ayudan a realizar cada una de las fuerzas y movimientos y se han utilizado las fuerzas reales que soportaría el radio. Los resultados obtenidos se consignan en la tabla 36.

Tabla 36. Resultados segunda simulación sometida a carga combinada

Esfuerzos[MPa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
1982	369.2	10,794	9,7972
		Deformación real de la placa 0,997 [mm]	

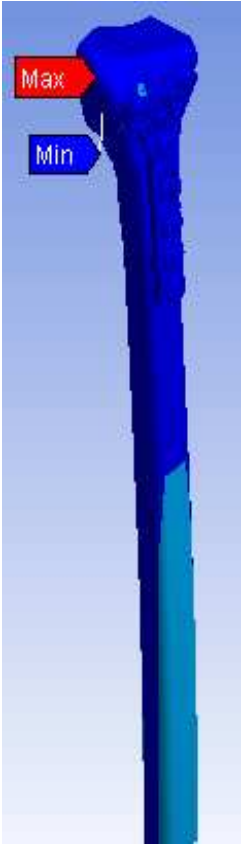



- Tercera simulación del conjunto sometida a carga combinada

En esta tercera simulación se ha partido de la placa que se ha seleccionado en el capítulo anterior pero se han redondeado todas sus bordes y se ha suavizado la intersección entre la parte superior y la parte inferior exactamente en la angulación de 12°.

Las consideraciones especiales de esta simulación es que el hueso y los postes se han asumido como elementos de un material rígido y se ha simulado con las cargas totales que realiza la mano para observar el comportamiento dispositivo en una situación más extrema.

Los resultados obtenidos en esta simulación se consignan en la tabla 37 con sus respectivos resultados gráficos.

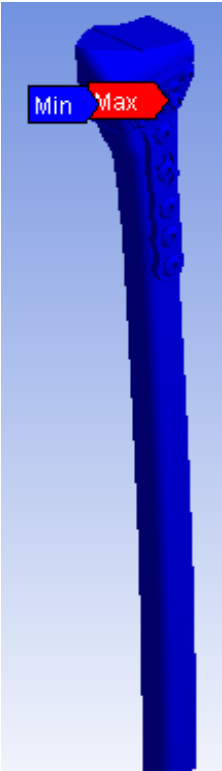

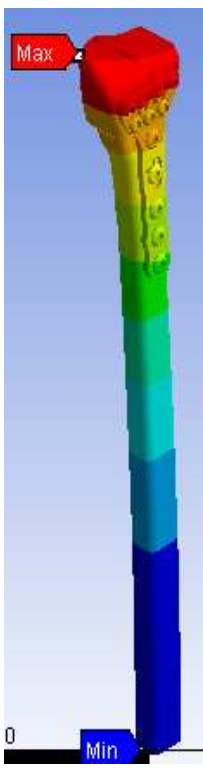

Tabla 37. Resultados tercera simulación sometida a carga combinada

Esfuerzos[MPa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
1799	732.9	1,0695	0,97616
		Deformación real de la placa 0,0933 [mm]	

- Cuarta simulación del conjunto sometida a carga combinada.

La placa a analizar por medio en esta parte es la misma descrita en la tercera simulación, pero las condiciones del conjunto cambian. El radio tiene las propiedades del hueso humano sano y los postes son de titanio biocompatible para implantes quirúrgicos en huesos según norma. También se han tenido en cuenta los músculos que ayudan a realizar cada una de las fuerzas y movimientos y se han utilizado las fuerzas reales que soportaría el radio. Los resultados obtenidos se consignan en la tabla 38.

Tabla 38. Resultados cuarta simulación sometida a carga combinada

Esfuerzos[MPa]		Deformaciones [mm]	
Conjunto	Placa	Conjunto	Placa
			
3571	3571	6,6337	6,1081
		Deformación real de la placa 0,5256 [mm]	

A continuación se tabulan los resultados obtenidos en los análisis donde se involucró carga combinada (Tabla 39).

Tabla 39. Resultados de las simulaciones donde se involucra carga combinada

	Esfuerzos[MPa]		Deformaciones [mm]		Deformación real Placa [mm]
	Conjunto	Placa	Conjunto	Placa	
Primera simulación	36585	36585	1,1627	1,0479	0,1148
Segunda simulación	1982	369.2	10,794	9,7972	0,997
Tercera simulación	1799	732.9	1,0695	0,97616	0,0933
Cuarta simulación	3571	3571	6,6337	6,1081	0,5256

En la tabla 39 se observan los resultados obtenidos para los análisis bajo carga combinada (flexión, compresión y torsión), de las diferentes simulaciones propuestas y anteriormente explicadas.

Las primera y tercera simulaciones están definidas por las mismas condiciones que son hueso y postes rígidos y placa de titanio aleado biocompatible. La primera se ha realizado partiendo de la geometría de la placa seleccionada en el capítulo anterior y en la tercera se ha modificado ésta redondeando todos sus bordes y la intersección con la que forma 12° con el objeto de distribuir uniformemente los esfuerzos y suavizar los concentradores generados en éstos. Se puede observar que los resultados de esfuerzos generados en la placa son 49,9 veces menores después de modificar la placa (tercera simulación), ésta es una ventaja. También las deformaciones disminuyen de 0,1148 a 0,0933, esto equivale a un 18,7% menos en la tercera simulación.

Las segunda y cuarta simulaciones poseen las mismas condiciones, estas son, el hueso con sus propiedades (hueso sano) y los postes y la placa de titanio aleado biocompatible según norma. Al igual que en las primera y tercera simulación, las segunda y cuarta poseen las mismas modificaciones de geometría señaladas en el párrafo anterior. Se puede observar en los resultados que la deformación real

de la placa disminuye de 0,997 a 0,5256 esto es un 47,3% menos que la segunda simulación, esto es ventajoso teniendo en cuenta que las deformaciones son cruciales al momento de diseñar dispositivos de esta índole.

NOTA: Dentro del objetivo específico propuesto en este proyecto se incluía el análisis del prototipo a fatiga. Éste análisis propone verificar el comportamiento del prototipo después de un millón de ciclos. Después de consultar opiniones médicas, investigar en la literatura en comportamiento de los músculos y su influencia en el radio, se concluyó que el elemento difícilmente estará sometido a esta cantidad de ciclos repetitivos en un proceso de recuperación, donde el paciente necesita reposo, por esta razón no se ha considerado necesario realizar este tipo análisis.

7. DESARROLLO DE PROPUESTA A COLCIENCIAS

Dentro de los objetivos propuestos se estableció el desarrollo de una propuesta para que a corto plazo se desarrolle un proyecto con el respaldo de Colciencias o la DIEF, Colciencias ofrece en línea los formularios para presentación de proyectos, se desarrollo esta propuesta tomando como ente financiador a Colciencias, teniendo como ejecutor a la Universidad Industrial de Santander y como beneficiario a la empresa Quirúrgicos Especializados S.A. Este proyecto llevaría como título: CONSTRUCCIÓN Y CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DE UN PROTOTIPO DE FIJACIÓN PARA FRACTURA DE RADIO DISTAL, aplicaría a la convocatoria: banco de proyectos elegibles modalidad crédito o a la que en el momento del desarrollo se plantee por medio de las partes, entraría a hacer parte del programa nacional de Biotecnología, tendría como tipo de financiación el reembolso obligatorio, su duración aproximada seria de 3 meses y se desarrollaría en Bucaramanga, Santander, Colombia.

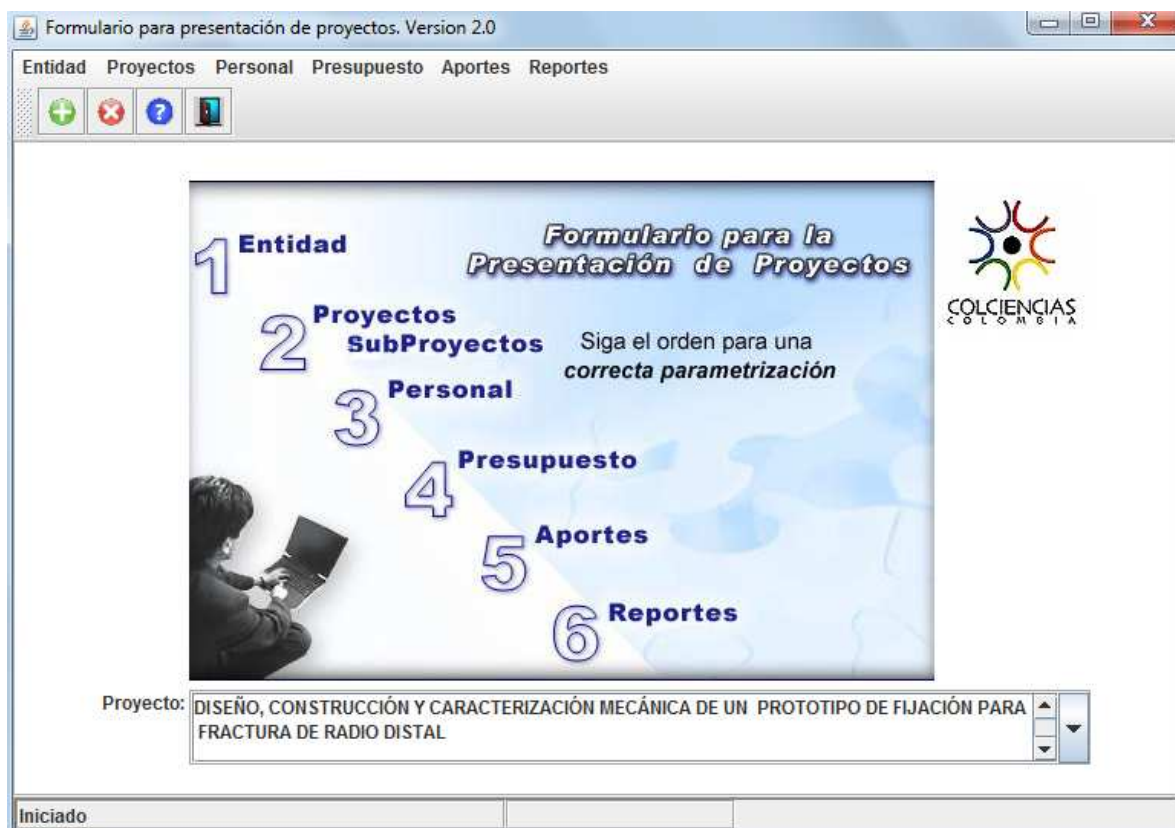
El Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación Colciencias tiene como misión: *Liderar el diseño, orientación y evaluación de la Política Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación y su respectiva ejecución por parte de los actores del Sistema Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación, que contribuyan al desarrollo competitivo y equitativo del país en los ámbitos económico y social*¹⁶.

Colciencias en su página de internet www.colciencias.gov.co ofrece formularios dentro de sus sistemas de información, para nuestro caso usamos el *Formulario Digital para Presentación de Proyectos el cual permite presentar las propuestas para acceder a las diferentes modalidades para financiación de proyectos de investigación científica o de innovación tecnológica*¹⁷. Este formulario es un software que Colciencias ofrece gratuitamente llamado “Formulario para la presentación de proyectos. Versión 2.0” que cuenta con un amigable ambiente Java™ como el que muestra la figura.

¹⁶ www.colciencias.gov.co

¹⁷ http://www.colciencias.gov.co/formularios_sigp

Figura 120. Formulario para presentación de proyectos



Fuente: www.colciencias.gov.co [Actualización: 7 Diciembre 2010]

Este software solicita unos datos acerca del proyecto, las entidades involucradas y las personas que lo desarrollaran, después de estipulados estos datos el software arroja como resultado el informe que se muestra a continuación.

SISTEMA INTEGRAL DE GESTIÓN DE PROYECTOS

PRESENTACIÓN DEL PROYECTO GENERALIDADES DEL PROYECTO

Título **CONSTRUCCIÓN Y CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DE UN PROTOTIPO DE FIJACIÓN PARA FRACTURA DE RADIO DISTAL**

Convocatoria 517-2010 BANCO DE PROYECTOS ELEGIBLES MODALIDAD CRÉDITO

Programa PROGRAMA NACIONAL DE BIOTECNOLOGÍA

Tipo de financiación REEMBOLSO OBLIGATORIO

Duración en meses 4

Lugar ejecución BUCARAMANGA - SANTANDER

Dirección electrónica rectoria@uis.edu.co

ENTIDADES DEL PROYECTO (2)

Nombre de la entidad Rol

[QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS S.A.](#) BENEFICIARIO
[UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER](#) EJECUTOR

ENTIDAD EJECUTORA

Entidad **UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**

Nit 890201213 Dígito de verificación 4

País COLOMBIA

Ciudad BUCARAMANGA - SANTANDER

Dirección Carrera 27, calle 9

Teléfono 6343655 Fax 6343655

Página web www.uis.edu.co

Dirección electrónica rectoria@uis.edu.co

Nombre JAIME ALBERTO CAMACHO PICO

Tipo de identificación CEDULA DE CIUDADANIA

Número de identificación 91230254

Sector EDUCATIVO

Tipo de entidad UNIVERSIDAD PUBLICA

Naturaleza Jurídica ENTIDAD ESTATAL

ENTIDADES - INFORMACIÓN GENERAL (Total: 2)

Entidad 1 de 2

Entidad **QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS S.A.**

NIT 804001419 Dígito de verificación 3

País COLOMBIA Ciudad BUCARAMANGA -SANTANDER

Dirección CALLE 35 # 24-11

Teléfono 6459996 Fax 6323735

Dirección electrónica proyectos.quirurgicos@gmail.com

Nombre Jose Gabriel Jaimes Roman

Tipo de identificación CEDULA DE CIUDADANIA

Número de identificación 91256256

Primer contacto

Nombre JOSE GABRIEL JAIMES ROMAN

Cargo Gerente
Teléfono 6459996
Dirección electrónica josegabriel.jaimes@gmail.com
Sector EMPRESARIAL
Dirección CALLE 35 # 24-11
Teléfono 6459996
Tipo de entidad EMPRESA PRIVADA
Tipo de empresa ANÓNIMAS
Naturaleza Jurídica REGIMEN COMUN
Tamaño MEDIANA
Exporta No
Actividad económica D033110 - FABRICACION DE EQUIPO MEDICO Y QUIRURGICO Y DE APARATOS ORTESICOS Y PROTESICOS
Matrícula cámara 05-052910-04
Fecha de constitución 19/02/1996
Número de empleados 22
Ventas del último año 2,013,383,366

Entidad 2 de 2

Entidad **UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**
NIT 890201213 Dígito de verificación 4
País COLOMBIA Ciudad BUCARAMANGA - SANTANDER
Dirección Carrera 27, calle 9
Teléfono 6343655 Fax 6343655
Página web www.uis.edu.co
Dirección electrónica rectoria@uis.edu.co
Nombre JAIME ALBERTO CAMACHO PICO
Tipo de identificación CEDULA DE CIUDADANIA
Número de identificación 91230254
Primer contacto
Nombre JAIME ALBERTO CAMACHO PICO
Cargo Rector
Teléfono 6343655
Dirección electrónica rectoria@uis.edu.co
Sector EDUCATIVO
Dirección Carrera 27, calle 9
Teléfono 6343655
Tipo de entidad UNIVERSIDAD PUBLICA
Naturaleza Jurídica ENTIDAD ESTATAL
Exporta No
Actividad económica M08050 - EDUCACION SUPERIOR

DESCRIPCIONES DEL PROYECTO (Total: 8)

Descripción 1 de 8

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las fracturas de la extremidad distal del radio constituyen aproximadamente una sexta parte de las fracturas tratadas en un servicio de urgencias y representan más del 70% de las fracturas del antebrazo. Para tratarlas se han usado diferentes métodos, los cuales dependen de la forma de la misma. En la actualidad, y utilizados hace pocos años, se encuentran los dispositivos de fijación interna. Casi la totalidad de las placas que se utilizan para reducir éstas fracturas en Colombia son importadas a un alto costo. Aunque existen industrias capacitadas para desarrollarlas, el campo de la biomecánica no ha sido explorado ampliamente en nuestro país.

Como una iniciativa de la empresa, y con la colaboración de la Universidad se desarrollo un estudio acerca de este tema que dio como resultado un proyecto de investigación que lleva como nombre "DISEÑO, MODELAMIENTO Y SIMULACIÓN DE UN PROTOTIPO DE FIJACIÓN PARA FRACTURA DE RADIO DISTAL". Este proyecto de investigación arrojó como resultado un diseño de un prototipo de fijación para fractura de radio distal, este diseño fue simulado con elementos finitos. El paso siguiente en el proceso es corroborar bajo ensayos destructivos basados en la norma (ASTM F382) el comportamiento de la simulación.

Descripción 2 de 8

ESTADO DEL ARTE DE LA INVESTIGACION, DESARROLLO TECNOLOGICO O INNOVACION

Los elementos de fijación interna para osteosíntesis nacen ante la necesidad de consolidar las fracturas causadas por eventos traumáticos a nivel óseo. Diferentes estudios se han hecho para determinar tanto el diseño como el material que se debe utilizar para una eficaz solución de estos eventos.

Como base fundamental para desarrollar estos dispositivos se analiza, mediante el uso de literatura y casos clínicos, los diferentes eventos traumáticos que se presentan en un paciente y que comprometen el extremo del radio distal. Hecho este análisis se establece cuales son las fracturas que el dispositivo pretende abarcar. La siguiente parte es el diseño de dicho dispositivo teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, este diseño se puede realizar de muchas maneras, en este caso se desarrollo por medio de un software CAD (Computer Aided Design), esta herramienta computacional nos permite realizar un diseño en 3D y se puede manipular piezas para formar ensambles que simulen los componentes que forman la consolidación (hueso, dispositivo y tonillos) para hacer el diseño lo más ajustado a la realidad. Se continua con el análisis numérico del comportamiento que tiene el diseño ante fuerzas actuantes sobre este, este proceso se realizo mediante la utilización de un software que usa el método de elementos finitos para su análisis, este método de elementos finitos es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales, que por medio de la discretización de los elementos analizados desarrolla una solución general del sistema estudiado.

Todo este estudio se corrobora mediante la aplicación de la Norma (ASTM F382) y la validación por medio de pruebas destructivas a los dispositivos ya diseñados y

construidos, para esto se deben desarrollar estudios acerca de temas que están en este contexto y se necesitan para un desarrollo óptimo, temas como:

- Materiales metálicos para uso quirúrgico.
- Biomateriales para uso quirúrgico.
- Ensayos de compresión, flexión y torsión en probetas no convencionales.

Hasta este punto se obtiene la caracterización mecánica del dispositivo, la siguiente fase es la realización de un estudio que abarque los procesos de manufactura y producción industrial de dicho dispositivo para que sea comercializado cumpliendo los requerimientos, este análisis del proceso de fabricación debe basarse en un criterio de producción con fines económicos, para que la empresa tenga un beneficio tanto investigativo como financiero en el estudio y comercialización del dispositivo.

Descripción 3 de 8

OBJETIVOS

Objetivo General.

Desarrollar un avance tecnológico en biomecánica dando una solución óptima a problemas planteados por la industria, impulsando desarrollos innovadores en este campo y generando beneficios científicos para la empresa y la Universidad.

Objetivos Específicos.

Construir un prototipo de fijación para fractura de radio distal en titanio u otro metal, en base al diseño y los análisis de esfuerzos realizados por medio del software.

Estudiar el comportamiento óseo y sus propiedades mecánicas para modelar un polímero en el que se fijara el dispositivo para la realización de pruebas ajustándose de la mejor manera a la veracidad del fenómeno.

Caracterizar mecánicamente el prototipo de fijación para fractura de radio distal en cinco especímenes, basados en la norma ASTM F382, para analizar la funcionalidad y resistencia mecánica de estos por medio de su fijación en un polímero.

Desarrollar un estudio en biomateriales que de cómo resultado nuevos materiales que puedan reemplazar el metal con el que se construye el dispositivo, cumpliendo con las características mecánicas necesarias.

Analizar alternativas de construcción y producción en serie de este dispositivo para entrar al mercado cumpliendo con los estándares requeridos, con un producto innovador y económico.

Descripción 4 de 8

METODOLOGIA PROPUESTA

Este proyecto se pretende desarrollar bajo un método tradicional de investigación científica, el cual da como resultado el cumplimiento cabal de los requerimientos y

condiciones conceptuales y metodológicas que permitan la validez científica y social de este trabajo de investigación.

Descripción 5 de 8

IDENTIFICACION Y CARACTERIZACION DE LA INNOVACION PROPUESTA

En Colombia la mediana empresa empezó la comercialización de dispositivos como el propuesto siendo el vinculo entre el producto elaborado en otros países y el cliente, por medio de procesos de investigación en la industria y apoyándose en la Universidad se han venido desarrollando importantes avances para el desarrollo de estos dispositivos en nuestro país, dando como resultado la iniciativa de formar parte de la empresas comercializadoras y productoras de estos dispositivos.

Esto genera un gran desarrollo para la economía, la industria y la Universidad, ya que por medio de esta comercialización y producción nacional se pretende generar empleo, reducir costos y desarrollar avances académicos para posteriores estudios.

Descripción 6 de 8

TRAYECTORIA Y CAPACIDAD EN INVESTIGACION, DESARROLLO TECNOLÓGICO E INNOVACION DE LAS INSTITUCIONES

La Universidad Industrial de Santander cuenta dentro de su división de Investigación y Extensión con Grupos de Investigación dedicados a temas específicos, para el proyecto que se plantea se recomienda involucrar a los siguientes Grupos de Investigación que podrían aportar al desarrollo, cada uno desde sus líneas de investigación:

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Investigadores:

Alfonso Mendoza Castellanos

Henry Arguello Fuentes

Olga Mercedes Alvarez Ojeda

Lola Xiomara Bautista Rozo

Sergio Fernando Castillo Castelblanco

Carlos Arturo Conde Cotes

Ernesto García Ayala

Víctor Eduardo Martínez Abaunza

Jaime Enrique Meneses Fonseca

Alexander Pinzón Amado

Fernando Antonio Rojas Morales

Líneas de investigación

- 1.- Biología Computacional
- 2.- Computación de Alto Rendimiento
- 3.- Dispositivos móviles y Redes P2P
- 4.- Ingeniería de Software
- 5.- Procesamiento de Imágenes y Señales Digitales

Proyectos

- 1.- Estudio de la Utilización del Tratamiento de Imágenes en la Lectura y Análisis de Electrocardiogramas; 1993 – 1994. El proyecto intenta proporcionar una ayuda al médico en el diagnóstico de enfermedades cardíacas, en especial las arritmias.
- 2.- Interfase para la Adquisición y Procesamiento de Señales Biológicas. Diseño y construcción; 1998 – 1999.
- 3.- Variabilidad del RR y Dispersión del QT como Variables Predictoras de Morbimortalidad en la Fase Aguda del Infarto Agudo del Miocardio; 2001 – Actual.
- 4.- Convenio de cooperación tecnológica del 2008 ICP-UIS; 2008 – Actual. Implementación de algoritmos genéticos en un sistema distribuido como herramienta para la generación automática de redes neuronales utilizando datos de crudos y fracciones.
- 5.- SISTEMA EN TIEMPO REAL DE VERIFICACIÓN DE IDENTIDAD A TRAVÉS DE LA IMAGEN FACIAL; 2008 – 2009. Mediante este trabajo de investigación se pretende diseñar, construir y validar un esquema de verificación de identidad, mediante la imagen del rostro en tiempo real en el sistema de procesamiento TMDSK642 de la empresa Texas Instruments, que utilice los últimos avances en procesadores de señales digitales y de las últimas técnicas de

extracción de características para un esquema basado en vídeo en tiempo real.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN DESARROLLO Y TECNOLOGÍA DE NUEVOS MATERIALES

Investigadores:

Luz Amparo Quintero Ortiz

Arnaldo Alonso Baquero

Ana Emilse Coy Echeverría

Elcy María Córdoba Tuta

Luis Emilio Forero Gómez

Celso Fernando Pedraza Concha

Celso Pedraza Galvis

Fernando Viejo Abrante

Líneas de investigación

1.- Desarrollo de Nuevos Materiales

Proyectos

1.- Estimación de la durabilidad de concreto sin refuerzo a partir de resultados obtenidos de ensayos destructivos y no destructivos; 2009 – Actual.

2.- Utilización de agentes desulfurantes no convencionales en la desulfuración de las fundiciones.; 1998 – 2000.

3.- Elaboración y Caracterización de Aleaciones Amorfas; 2004 – Actual.

4.- Análisis del estado metalúrgico de la fundición líquida acondicionada térmicamente, por inyección de oxígeno y su susceptibilidad al tratamiento de esferoidización; 2001 – 2003.

- 5.- Diseño, construcción y puesta en marcha de un dispositivo de extracción continua de metal escoria por sifones separados en el cubilote; 1992 – 1996.
- 6.- Optimización del sistema de llenado en microfusión para piezas de joyería, utilizando el programa de simulación AFSOLID2000; 2002 – 2004.
- 7.- Obtención de cerámicos a partir de materias primas naturales y desechos industriales; 2008 – 2010.
- 8.- Síntesis por sol-gel de recubrimientos compuestos Hidroxiapatita/TiO₂ sobre acero inoxidable quirúrgico 316L para aplicaciones biomédicas; 2009 – 2010.
- 9.- Evaluación, organización y actualización de los laboratorios de la Escuela de Ingeniería Metalúrgica y Ciencia de Materiales, para el mejoramiento de la investigación y la docencia.; 1999 – 2002.
- 10.- Modernización del Laboratorio de PND. Fase I; 2002 – Actual.
- 11.- Rediseño del cubilote para mejorar su rendimiento térmico; 1984 – 1985.
- 12.- Diseño de una metodología no destructiva para la captura digital y el dimensionamiento en 3d de discontinuidades externas en tuberías de transporte de hidrocarburos.; 2008 – Actual.
- 13.- Contribución al estudio de la fabricación del oro blanco de 750 milésimas, a partir de ligas sin Níquel y sin Paladio; 2006 – 2008.
- 14.- Estudio sobre los mecanismos de lixiviación química y biológica de la calcopirita; 2005 – 2008.
- 15.- Síntesis y estudio “in vitro” de un material bioactivo en el sistema Ca₃(PO₄)₂ – CaMg(SiO₃)₂; 2005 – 2008.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN DISEÑO Y PROCESOS DE MANUFACTURA

Investigadores:

Pedro José Díaz Guerrero

Ricardo Alfonso Jaimes Rolón

Heller Guillermo Sánchez Acevedo

Líneas de investigación

- 1.- Línea de análisis estructural para la manufactura de productos.

Proyectos

- 1.- Diseño y construcción de un dispositivo para pruebas de corte directo inclinado en muestras de roca de geometría no convencional para el laboratorio de mecánica de rocas del Instituto Colombiano Del Petróleo (ICP); 2008 – 2009.
- 2.- Diseño y construcción de un banco de pruebas para determinar el índice subcrítico de fractura para el laboratorio de mecánica de rocas del Instituto Colombiano Del Petróleo (ICP); 2008 – Actual.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN POLÍMEROS

Investigadores:

Álvaro Ramírez García

Jorge Enrique Pulido Flórez

Líneas de investigación

- 1.- Mezclas de Materiales
- 2.- Nuevos materiales
- 3.- Polímeros Biodegradables
- 4.- Producción de poliuretanos a partir de aceites naturales
- 5.- Reología y comportamiento mecánico de los polímeros
- 6.- Síntesis y Caracterización de Polímeros

Proyectos

- 1.- Preparación y evaluación de nuevos materiales poliméricos tipo IPN, a partir de aceite de higuera modificada, estireno y almidón de yuca; 2002 – 2005.
- 2.- Obtención, caracterización y aplicación de pinturas magnéticas y pegantes magnéticos; Actual.
- 3.- Recuperación de crudos en derrames de petróleo a nivel de laboratorio mediante fuerza magnética y materiales compuestos de polímero/magnetita; Actual.
- 4.- Síntesis y caracterización de copolímeros compatibilizantes de mezclas poliméricas; 1997 – 2000.
- 5.- Cinética y termodinámica de formación de poliuretanos e ipn's a partir de aceite de higuera modificada; 2006 – 2008.
- 6.- Desarrollo de la ingeniería básica de un proceso de producción de láminas de polimetil metacrilato PMMA; 1994 – 1994.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN BIOMATERIALES

Investigadores:

Luis Emilio Forero Gómez

Walter Pardavé Livia

Líneas de investigación

- 1.- Dispositivos e implantes utilizados en ortopedia
- 2.- Dispositivos utilizados en medicina cardiovascular
- 3.- Dispositivos e Implantes dentales
- 4.- Instrumental quirúrgico

Proyectos

- 1.- Evaluación y tratamientos térmicos de aceros inoxidables y aleaciones con memoria de forma níquel - titanio "NITINOL" usados para la fabricación de micro-tubos y stents empleados en cirugías cardiovasculares.; 2005 – Actual.

- 2.- Recubrimiento cerámico bioactivo utilizados en implantes de aleaciones de titanio; 2006 – Actual.
3. - Slip system-based life prediction in single crystal Ni-Based superalloys; 2000 – 2004.
- 4.- Síntesis de la Hidroxiapatita mediante molienda de alta energía empleando materias primas nacionales; 2006 – Actual.
- 5.- Creación y dotación del Centro de Biomateriales; 2007 – Actual.

Descripción 7 de 8

DISTRIBUCION DE RESPONSABILIDADES PARA EL DESARROLLO DEL PROYECTO

Se sugiere que el proyecto se lleve a cabo por los grupos de investigación y sea dirigido y documentado por estudiante(s) de pregrado de la Universidad Industrial de Santander.

Se plantea distribuir las actividades entre los grupos de investigación de la siguiente manera:

El grupo de investigación en ingeniería biomédica estaría a cargo de la adquisición y procesamientos de datos que resultan en las pruebas, por ser una probeta no convencional es necesario hacer un análisis preciso de los resultados.

El grupo de investigación en desarrollo y tecnología de nuevos materiales estaría a cargo de la selección de los materiales que se utilizaran en el desarrollo de las pruebas y de la investigación relacionada con el uso de otro material no metálico para la construcción y producción del dispositivo.

El grupo de investigación en diseño y procesos de manufactura estaría a cargo de la investigación acerca de los posibles procesos de manufactura que se pueden emplear para la producción del dispositivo y la selección del proceso más óptimo.

El grupo de investigación en polímeros estaría a cargo de la investigación de polímeros que estructuralmente y mecánicamente cumpla con las características y comportamiento de un hueso.

El grupo de investigación en biomateriales estaría a cargo de la investigación de biomateriales que puedan reemplazar la utilización del titanio para la construcción del dispositivo.

Descripción 8 de 8

BIBLIOGRAFÍA

-CATALINA VALLEJO GIRALDO, MARTA ELENA LONDONO LOPEZ, "Biomateriales en aplicaciones biomédicas - Hidrogeles" En: Colombia. 2006. *Evento: Sexta Jornada de Investigación Universidad CES Ponencia: Libro: Memorias Sexta Jornada de Investigación Universidad CES, Universidad CES, p. - , v. <, fasc.*

- FRITZ, H. G.; SEIDENSTUCKER, T.; BOLZ, U. and JUZA, M. 1994. Study on production of thermoplastics and fibers based mainly on biological materials. Stuttgart. European Commission, 392 p.
- Ahmad, M., Nanda, R., Bajwa, A.S., Candal-Couto, J., Green, S., Hui, A.C., 2007. Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*.38, 358-364.
- An, Y.H., Burgoyne, C.R., Crum M.S. Glaser, J.A., 2002. Current methods and trends in fixation of osteoporotic bone, in: An, Y.A. (Eds.), *Internal Fixation in Osteoporotic Bone*, Ed. Thieme, New York, 73-107.
- ASTM F 543-02, 2002. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. Annual Book of ASTM Standards.
- ASTM F 382-99, 2003. Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates. Annual Book of ASTM Standards.
- ASTM F 2026-02, 2002. Standard Specification and Test Methods for Polyetheretherketone (PEEK) Polymers for Surgical Implant Applications. Annual Book of ASTM Standards.
- Ansell, R.H., Scales, J.T., 1968. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomech.* 1, 279-302.
- Burstein, A.H., Reilly, D.T., Martens, M., 1976. Aging of bone tissue: mechanical properties. *J. bone JT. surg. ser. A.* 58, 82-86.
- Dejz, J. R., 1999. Biomateriales, in: *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Ed. Instituto de biomecánica de Valencia. Valencia. 213-237.
- Frigg, R., Frenk, A., Wagner, M., 2007. Biomechanics of plate osteosynthesis. *Tech.Orthop.* 22, 203-208.
- Huang, Z., Fujihara, K., 2005. Stiffness and strength design of composite bone plates. *Composites Science and Technology*,. 65, 73-85.
- Lopez, M. J., Markel D. M., 2000. Bending Tests of Bone, in: Yuehuei H., Draughn, R.A. (Eds.), *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*, CRC Press. 207-217.
- J.E. Mark, editor, *Physical Properties of Polymers Handbook*, ED. Instituto Americano de Física, Woodbury, NY (1996).
- A.Y. Goldman, *Prediction of Deformation Properties of Polymeric and Composite Materials*, Sociedad Americana de Química, Washington, DC (1994).

-E.F. Lucas, B.G. Soares y E. Monteiro, Caracterización de Polímeros, e-papers, Rio de Janeiro (2001).

-E. Rabinowicz, Friction and Wear of Materials, 2a. ed., Wiley, Nueva York (1995).

-S. Kalpakjian, Manufacturing Processes and Engineering Materials, 2a. ed., Addison-Wesley, Reading, MA (1991).

-B.D. Fallon y N. Eiss Jr., p.121 en Friction and Wear Technology for Advanced Composite Materials, P.K. Rohatgi, ed., ASM International, Materials Parks, OH (1994).

PALABRAS CLAVE (Total: 3)

- _ Osteosíntesis
- _ Biomecánica
- _ Radio distal

CRONOGRAMA (Total: 3)

Número Actividad Desde Hasta Tiempo

1 Fase de desarrollo e investigación 1-10 Semana

2 Fase de realización de pruebas 11-12 Semana

3 Análisis de resultados y elaboración de memorias 13-16 Semana

RESULTADOS FORMACIÓN (Total: 1)

Formación Descripción Personas Beneficiario

PREGRADO Proyecto de grado 2 Estudiantes

RESULTADOS PUBLICACIONES (Total: 1)

Publicación Descripción Cantidad Beneficiario

ARTICULO EN REVISTA

Publicación en revista institucional 1 Universidad

OTROS RESULTADOS (Total: 1)

Resultado Descripción Cantidad Beneficiario

PATENTE Nuevo producto 1 Empresa

TIPO PERSONAL (Total: 2)

Rol en el Proyecto Cantidad

ASESOR NACIONAL 1

ESTUDIANTE PREGRADO 2

8. RECOPIACIÓN DE RESULTADOS

En primera instancia es necesario definir las fracturas a unir por cada uno de los modelos propuestos, estas se muestran gráficamente en la tabla 40. Partiendo de éstas, las fracturas más comunes en el radio distal, se plantearon 9 modelos que cumplieran con el objeto de unir las correctamente. Tres análisis se plantearon para determinar cuál de los modelos era el óptimo, y partiendo del mejor se realizó la simulación en el conjunto real, éstos fueron:





Análisis por medio de elementos finitos (esfuerzos y deformaciones)

Índices de sujeción. Éstos se refieren a la capacidad de unión de cada prototipo dependiendo de la fractura a afrontar (para mayor información remitirse a las páginas 142 y 143)

Relación de área efectiva: ésta se refiere a la relación entre el área de contacto total y el área con los agujeros de la parte superior (antes de la angulación de 12°) del prototipo.

Cada uno de los resultados de los análisis descritos se consigna en la tabla 41.

Tabla 40. Tipos de fracturas comunes en el radio distal

TIPOS DE FRACTURAS				
	Fractura de Colles	Fractura de Barton	Fractura de Barton	Fractura Intra-articular no desplazada

En la tabla 41 se observa que las deformaciones reales de la placa son grandes en comparación con su tamaño, esto se debe al apoyo seleccionado, a que las

cargas aplicadas son mayores que soporta la placa en la realidad, al espesor de la misma y a las propiedades del titanio aleado. El análisis realizado cumple con el propósito para el cual se planteó, este es comparar las deformaciones y esfuerzos para seleccionar el mejor.

Tabla 41. Resultados de los análisis planteados para los 9 prototipos propuestos

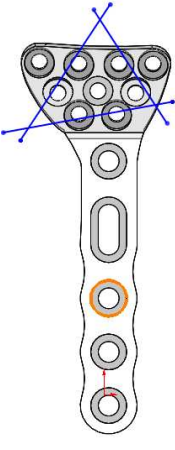
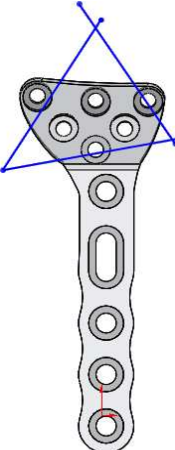
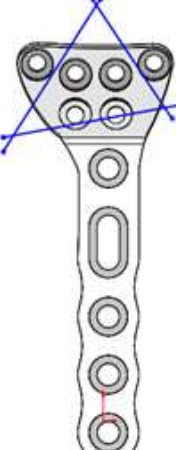
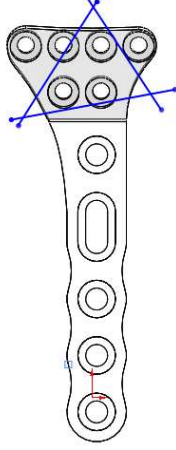
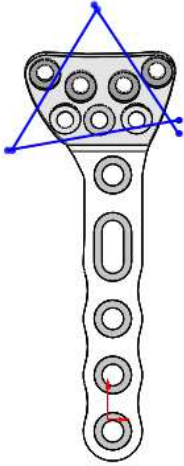
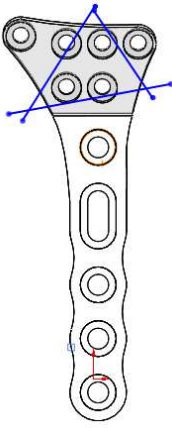
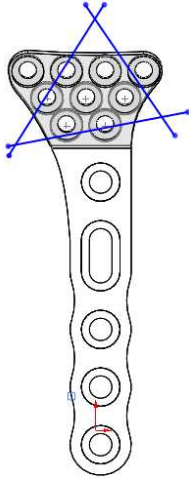
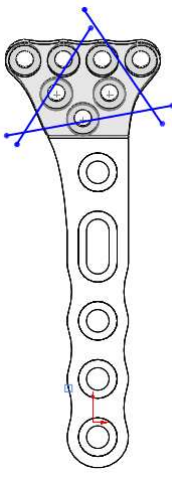
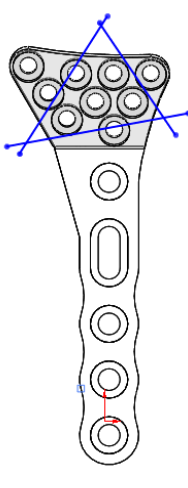
				
	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4
Esfuerzo [MPa]	10031	9976.8	10046	12537
Deformación [m]	0,04367	0,04211	0.04165	0.6394
Índices de Sujeción	$l_1 = 0.333$ $l_2 = 0.111$ $l_3 = 0.111$ $l_4 = 0.444$	$l_1 = 0.166$ $l_2 = 0.166$ $l_3 = 0.166$ $l_4 = 0.333$	$l_1 = 0.333$ $l_2 = 0.166$ $l_3 = 0.166$ $l_4 = 0.333$	$l_1 = 0.333$ $l_2 = 0.166$ $l_3 = 0.166$ $l_4 = 0.333$
Relación de Área	1.218	1.132	1.134	1.141

Tabla 41. (Continuación)

 <p>Modelo 5</p>	 <p>Modelo 6</p>	 <p>Modelo 7</p>	 <p>Modelo 8</p>	 <p>Modelo 9</p>
10085	12546	13186	11984	12605
0,04249	0.0679	0.0668	0.06402	0.06729
$l_1 = 0.428$ $l_2 = 0.143$ $l_3 = 0.143$ $l_4 = 0.571$	$l_1 = 0.333$ $l_2 = 0.166$ $l_3 = 0.166$ $l_4 = 0.333$	$l_1 = 0.333$ $l_2 = 0.111$ $l_3 = 0.111$ $l_4 = 0.444$	$l_1 = 0.482$ $l_2 = 0.143$ $l_3 = 0.143$ $l_4 = 0.286$	$l_1 = 0.222$ $l_2 = 0.111$ $l_3 = 0.111$ $l_4 = 0.444$
1.156	1.124	1.227	1.169	1.19

En el capítulo 7 se sometió el conjunto de placa, hueso y postes a la acción de carga combinada de momento de torsión, fuerza de flexión y fuerza de compresión, los resultados de las deformaciones se han consignado en la tabla 42, como se puede observar éstos son mínimos, esto indica que la placa se comporta satisfactoriamente, teniendo en cuenta que el en proceso de recuperación el paciente necesita estar en reposo para que el hueso, con la ayuda de la placa, cicatrice en la posición correcta.

Tabla 42. Resultados de deformaciones para cada una de las simulaciones sometidas a carga combinada planteadas en el capítulo 6

	Deformaciones [mm]		Deformación real Placa [mm]
	Conjunto	Placa	
Primera simulación	1,1627	1,0479	0,1148
Segunda simulación	10,794	9,7972	0,997
Tercera simulación	1,0695	0,97616	0,0933
Cuarta simulación	6,6337	6,1081	0,5256

9. CONCLUSIONES

- Con la realización de este proyecto se contribuye al desarrollo investigativo de la industria de implantes quirúrgicos, generando un prototipo de fijación interna para fracturas de radio distal.
- Este proyecto genera una metodología de diseño en base a análisis de esfuerzos y deformaciones por medio de elementos finitos, para realizar el desarrollo de prototipos de fijación para fractura de radio distal en implantes utilizado para osteosíntesis.
- Al realizar un análisis fisiológico y biomecánico de la mano y el antebrazo, se propusieron los experimentos necesarios para hallar las fuerzas soportadas por el radio y al realizarlos se encontró que las fuerzas de flexión, compresión y momento de torsión halladas, se validaron con los datos obtenidos en estudios de la misma índole en diferentes artículos publicados alrededor del mundo obteniendo un porcentaje de error en la fuerza de flexión de 3.03%, en la fuerza de compresión de 1,72% y en el momento de torsión de 69%.
- Al realizar las simulaciones del prototipo por medio del software Ansys®, se pudo comprobar que las deformaciones reales de la placa son mínimas (la máxima es de 0.99 mm. Ver recopilación de resultados tabla 42) cuando el paciente en recuperación realiza un esfuerzo de carga combinada equivalente al que ejecuta una persona sana en sus actividades cotidianas. No se encontró un parámetro de comparación o norma técnica en base a la cual se pueda regir ésta investigación, por lo tanto, se afirma que las deformaciones obtenidas son aceptables por la experiencia de ortopedistas y fabricantes involucrados en este tipo de implantes.
- Se encontró que las 103 personas que participaron en la toma de las fuerzas en esta investigación, generan un error de muestreo poblacional del

9%. Es recomendable aumentar el número de la muestra con el objeto de disminuir este error al menor valor posible.

- Al realizar estudios biomecánicos de la mano se encontró que la forma en la cual se realiza la prueba para la toma de la fuerza de flexión que es trasladando el brazo y el antebrazo perpendicular al torso, puede modificarse en estudios posteriores, flexionando la muñeca hacia abajo, con el objeto de hacer más específicos los resultados.
- Con la propuesta planteada para realización de la segunda parte del proyecto apoyada en un ente financiador, se deja estructurado el camino a seguir para que la empresa por medio de la Universidad Industrial de Santander y Colciencias logre alcanzar por completo la necesidad de fabricar estos dispositivos en la región.

10. RECOMENDACIONES

Al concluir este proyecto se han planteado las siguientes recomendaciones:

- Aumentar el número de la muestra utilizada para hallar las fuerza de flexión, fuerza de compresión y el momento de torsión realizados por una persona sana entre 15 y 55 años de edad. Al aumentar la población se reduce el error inducido y esto hace que los datos utilizados sean más confiables.
- Modificar el experimento realizado para recopilar la fuerza de flexión con el objeto de encontrar está teniendo la mano en posición vertical y flexionándola sin necesidad de mover el antebrazo. Esta manera de tomar la fuerza puede disminuir el error arrojando mejores resultados que el experimento que se ha propuesto en esta investigación
- Modificar el calibre de las placas para observar hasta que espesor comercial puede disminuirse con el objeto de economizar material y permitir que sea más comfortable para el paciente.

BIBLIOGRAFÍA

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws ASTM F 543-07.

DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO DE CIENCIA, TECNOLOGÍA E INNOVACIÓN. Colombia. Diciembre 2010. Disponible en línea en: www.colciencias.gov.co.

DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADISTICA. Colombia. Diciembre 2010. Disponible en línea en: www.dane.gov.co.

DRAKE, Richard, VOGL, Wayne y MITCHELL, Adam. Gray, Anatomía para estudiantes. España: Elsevier, 2005. 1058 p. ISBN: 8481748323.

LOS LÍMITES DEL SISTEMA MANO-BRAZO, Estudio sobre el personal de General Motors España. Mapfre seguridad N° 101. Primer trimestre 2006.

MIRALLES RULL, Iris y MIRALLES MARRERO, Rodrigo. Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor. España: Elsevier, 2007. 446 p. ISBN 8445816802, 9788445816806.

NETTER, Frank, M.D. Atlas de anatomía humana. 2 ed. Canada: Masson, S.A, 2001. 525 p. ISBN 0-914168-81-9-X.

NETTER, Frank, M.D. Ortopedia. 1 ed. Barcelona: Masson, 2007. 492 p. ISBN 84-458-1667-5.

NETTER, Frank, M.D. Sistema musculoesquelético. Traumatología, evaluación y tratamiento. 1 ed. Barcelona: Masson, 2001. 240 p. (Colección Ciba de ilustraciones médicas). ISBN 9788445802717.

ROUVIÉRE, Henri y DELMAS, André. Anatomía humana. Descriptiva, topográfica y funcional. Miembros. 11 ed. Barcelona: Masson, 2005. Tomo 3, 736 p. ISBN 84-458-1315-3.

TILLEY, Alvin R. The Measure of Man and Woman, Human Factors in Design. New York: Wiley, 2002. 104 p. ISBN 0471099554.

WHITE, James. USMLE Road Map, Anatomía. 2 ed. España: Mc Graw Hill, 2007. 260 p.

ANEXOS

Anexo A. Análisis biomecánico del antebrazo y la mano

Información recopilada de la Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas.

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL ANTEBRAZO Y LA MANO

Definición de biomecánica

Según el diccionario de la Real Academia Española, la biomecánica está definida como: *“Ciencia que estudia la aplicación de las leyes de la mecánica a las estructuras y los órganos de los seres vivos¹⁸”*, también se lo podría definir como la ciencia de la vida y el vivir o la mecánica aplicada a la biología. En este caso en particular se analiza la aplicación de las leyes de la mecánica en el objeto de estudio que es el tercio distal del radio.

MOVIMIENTOS DEL ANTEBRAZO, MANO Y DEDOS.¹⁹

Movimientos del antebrazo

Generalidades

En la articulación del codo se realizan dos clases de movimientos: la flexión-extensión, que se efectúa esencialmente en la articulación humerocubital y accesoriamente en la articulación humerorradial, y los movimientos de pronación y supinación, es decir, de la rotación de la mano, en los que la articulación humerorradial interviene de un modo fundamental.

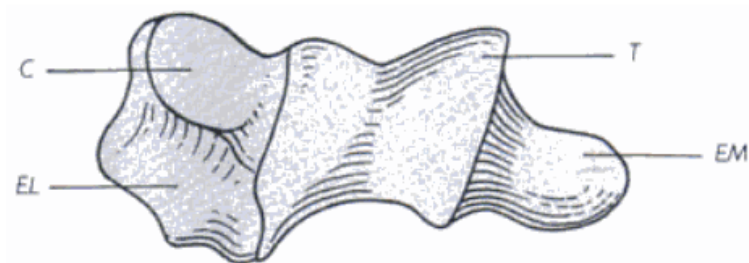
La articulación humerocubital se clasifica dentro del grupo de los gínglimos o trócleas, pues el extremo inferior del humero presenta en general la forma de una polea.

Si el eje transversal de la tróclea humeral fuera estrictamente horizontal y los ejes longitudinales del húmero y del cubito estuviesen en la misma línea vertical, la

¹⁸ Real Academia Española

¹⁹ Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas

flexión-extensión del codo sería un movimiento simple, que se desarrollaría alrededor de un eje transversal a modo de bisagra, pero ello no es así.



Extremo inferior del húmero derecho.
Figura destinada a mostrar la forma de la polea del codo vista inferiormente (Poinier, Vallois), semejante a un canal «acodado». C, capítulo; T, tróclea; EM, epicóndilo medial; EL, epicóndilo lateral.

Extremo inferior del húmero derecho (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

El eje transversal de la tróclea del húmero no es perfectamente horizontal como el de una bobina, y las dos vertientes de la polea no son iguales anterior y posteriormente: la vertiente medial está más desarrollada anteriormente que la vertiente lateral, y ésta se halla relativamente más desarrollada posteriormente que la vertiente medial. Esta disposición no se aprecia siempre en las visiones anteriores y posteriores de las figuras clásicas.

El eje de la tróclea parece oblicuo, por lo que se ha comparado a un paso de rosca, lo cual también es muy discutible. H. Vallois considera la forma de la tróclea del húmero como un canal acodado y girado sobre su eje, lo cual es más conforme a la realidad y conlleva consecuencias importantes: la escotadura troclear del cúbito, en el curso de los movimientos de flexión-extensión, apoya más especialmente una de sus vertientes sobre uno de los labios de este canal acodado. Ello provoca un pequeño movimiento de lateralidad de 2° aproximadamente, semejante al que se produce en la marcha de una sujeto que padece cojera, cuya cabeza oscila de un lado a otro al andar.

En nuestro caso, es el extremo distal del cúbito el que se mueve ligeramente en sentido medial o lateral. El interés de estos movimientos se analizará al estudiar la prono-supinación.

Los ejes longitudinales del brazo y del antebrazo no se hallan situados en la misma línea recta; el extremo inferior del húmero se sitúa anteriormente al eje de la diáfisis, el cual además está orientado en sentido ligeramente medial, mientras que el eje del radio y del cúbito se dirigen oblicuamente en sentido inferior y lateral. El resultado de estas direcciones opuestas es que el brazo y el antebrazo forman un ángulo obtuso abierto lateralmente. Este ángulo es menor en el hombre (7° - 10° codo recto), que en la mujer (15° - 20° codo valgo).

Si el eje transversal del codo es la bisectriz de este ángulo, la mano se apoya sobre el hombro en la flexión del antebrazo. En el caso contrario, la mano se apoya lateral o medialmente al hombro, según los sujetos. El apoyo sobre una u otra de las dos vertientes de la tróclea del húmero permite corregir los defectos de la flexión.

Si la flexión y la extensión del codo dependen de la orientación del eje transversal del codo y de los ejes longitudinales del brazo y el antebrazo, la falta de congruencia de las superficies articulares de la tróclea del húmero provoca movimientos accesorios que impiden la rigidez en la flexión-extensión de la articulación.

Flexión y extensión del antebrazo

A. Flexión

La flexión del antebrazo sobre el brazo no suele ser completa. Cuando la flexión ha terminado, queda un ángulo muerto de 35° a 40° entre la cara anterior del brazo y la del antebrazo. Esta limitación en la flexión se debe a diversos factores: la tensión de los ligamentos posteriores y colaterales (fascículos posteriores); la tensión del músculo antagonista, es decir, del tríceps braquial, que es el músculo de la extensión; el encuentro del vértice de la apófisis coronoideas con el fondo de la fosa coronoidea y, más simplemente, el contacto de las masas musculares y de las partes blandas del brazo y del antebrazo, tanto más marcada cuanto más musculoso sea el sujeto.

Músculos flexores del antebrazo

Los más potentes son los músculos bíceps braquial y braquial. El músculo bíceps braquial puede desarrollar un trabajo de 4,8Kg y el músculo braquial de 3,8Kg.

El músculo bíceps braquial es un músculo poliarticular, pues cruza las articulaciones del hombro y del codo. Posee por esta razón funciones diversas no

solamente flexiona el antebrazo sobre el brazo, sino que combina este movimiento con la flexión del brazo sobre el hombro y sitúa la mano en posición de supinación. Estos tres movimientos asociados se utilizan cuando la mano lleva los alimentos a la boca, lo que constituye la función esencial y más frecuente del músculo.

El músculo braquial flexiona también el antebrazo sobre el brazo, pero actúa sobre todo en los movimientos fuertes y rápidos.

A estos dos músculos principales conviene añadir el músculo braquiorradial. Éste es el músculo de la acción de trepar, dadas las distintas posibilidades de movimiento que ejecuta sucesivamente para esta acción concreta. En efecto, es supinador o pronador según la posición de la mano cuando busca un apoyo, como una cuerda o la rama de un árbol. Es relativamente potente, ya que su fuerza es de 1,9Kg. Menos importantes pero también flexores del antebrazo, son el músculo pronador redondo (1,2Kg), el músculo flexor radial del carpo (0,5Kg), el músculo extensor radial largo del carpo (1,2Kg) y el músculo extensor radial corto del carpo (0,3Kg).

La acción de todos estos músculos permite a la flexión del antebrazo adoptar un carácter más preciso, menos mecánico y más adaptado a la acción. Gracias a su acción coordinada, la flexión del antebrazo posee la categoría de un “movimiento de adaptación”.

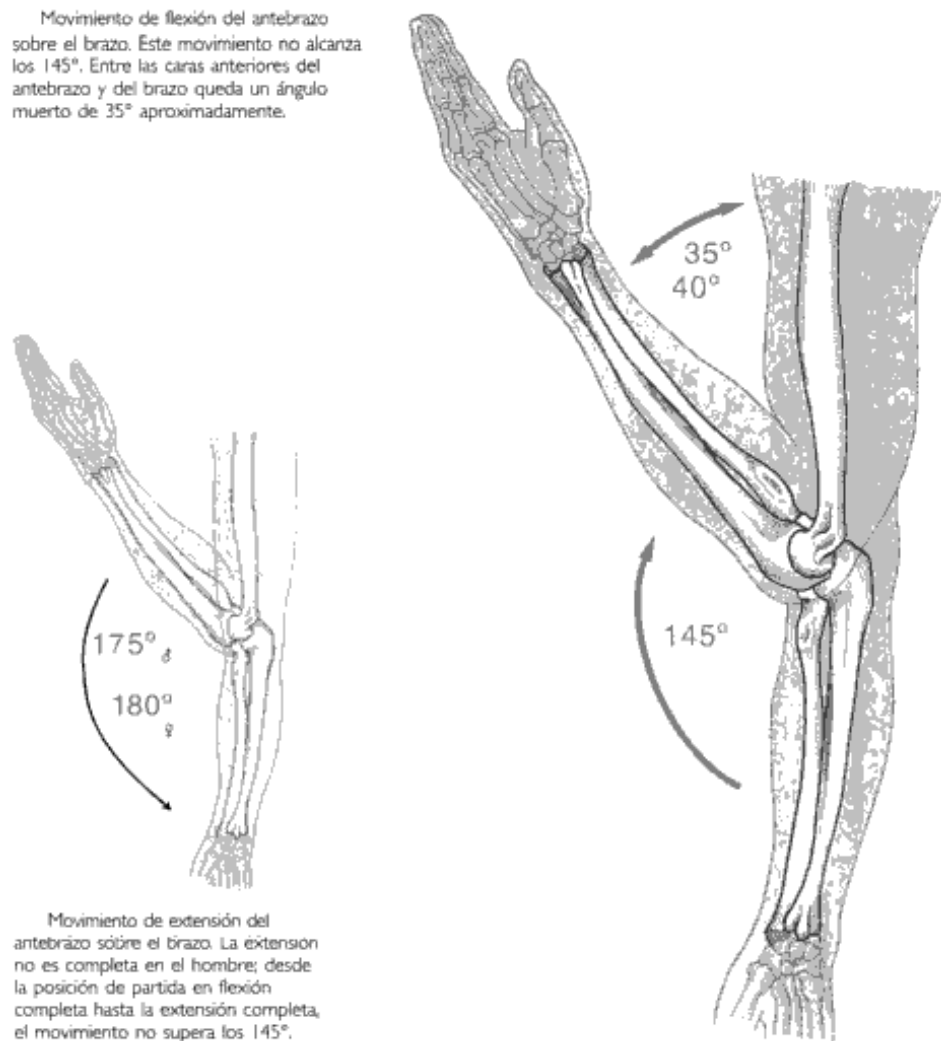
B. Extensión

En el sujeto erguido, el brazo se encuentra en extensión natural, colgando a lo largo del tronco. Sin embargo, esta posición no suele ser completa y no pasa de 175° en el hombre adulto y 180° en la mujer, aunque puede alcanzar 185° en el niño (hiperextensión del codo). El movimiento voluntario de halla limitado por el choque del vértice del olecranon en la fosa olecraniana del húmero.

Músculos extensores del antebrazo

Se utilizan sobre todo en la posición de apoyo ventral del cuerpo sobre el suelo. Los músculos extensores que permiten la acción de alzar el cuerpo colocado en esta posición son las cabezas del músculo tríceps braquial, cuya fuerza es considerable. El trabajo del músculo tríceps braquial es de 2,4Kg para su cabeza larga y 6,1Kg para las cabezas lateral y medial, osea, un total de 8,5Kg. El músculo ancóneo añade 0,8Kg a esta acción. Las diferentes cabezas del músculo tríceps braquial poseen una función propia: la cabeza medial asegura concretamente la solidez de la extensión, oponiéndose a la flexión del brazo producida por el peso del cuerpo en posición ventral sobre el suelo y con apoyo en los brazos; la cabeza lateral asegura el equilibrio del sistema, y la cabeza larga fija

la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea, integrando como una única estructura el conjunto del miembro con la cintura del miembro superior y el tronco.



Movimiento de flexión y extensión del antebrazo (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

Membrana interósea del antebrazo

Durante la extensión, el radio se encuentra paralelo al cúbito, pero asciende ligeramente con relación a éste en el curso de la flexión. Este desplazamiento reviste importancia cuando el cuerpo se apoya sobre las palmas de ambas manos

sobre el suelo con el radio en extensión; en cambio, la mano queda libre en el curso de la flexión del antebrazo, ya que el radio asciende ligeramente hacia el codo. Durante este movimiento, la membrana interósea del antebrazo une el radio y el cúbito (Poirier) y permite además la transmisión de las presiones ejercidas desde la mano hasta el codo y, por medio de éste, hasta el hombro.

Movimientos de la mano

Introducción

La mano es el órgano de la prensión. Su importancia funcional necesita de un conjunto motor que se extiende desde los segmentos suprayacentes del miembro hasta los subyacentes, esto es, los dedos, con el fin de obtener una prensión sólida y precisa a la vez. La mano, como órgano principal de prensión, tiene la posibilidad de ejecutar movimientos globales, extensos y fuertes que se efectúan en los tres planos del espacio. Describiremos sucesivamente, por una parte, los movimientos de flexión, extensión y abducción radial y cubital, y por otra los movimientos de rotación.

Movimientos de flexión y extensión y de abducción radial y cubital de la mano.

Estos movimientos se realizan en el carpo, concretamente en las articulaciones radiocarpianas, mediocarpianas y carpometacarpianas. Numerosas piezas del esqueleto (ocho en el carpo, cinco en el metacarpo) se movilizan, activa o pasivamente, en el curso de los movimientos de flexión-extensión y de abducción radial o cubital de la mano. Con objeto de simplificar, se considera que los diferentes elementos del carpo se desplazan en bloque en las articulaciones radiocarpiana, mediocarpiana y carpometacarpiana, según ejes comunes.

Cada pieza del esqueleto carpiano participa en los movimientos como una parte del conjunto, excepto en casos particulares en que existen sistemas esqueléticos especializados: el dedo pulgar posee su propia columna ósea, que lo une al radio por medio de los huesos trapecio y escafoides, y puede realizar movimientos más activos que los demás dedos de la mano.

Antes de estudiar el conjunto de los movimientos de la mano y su mecanismo, recordaremos que su flexión (es decir, la flexión palmar) es un movimiento que aproxima la palma a la cara anterior del antebrazo, con una amplitud de 80°. La extensión endereza la mano, alejándola de la cara anterior del antebrazo. Más limitada que la flexión, su amplitud no supera los 30°.

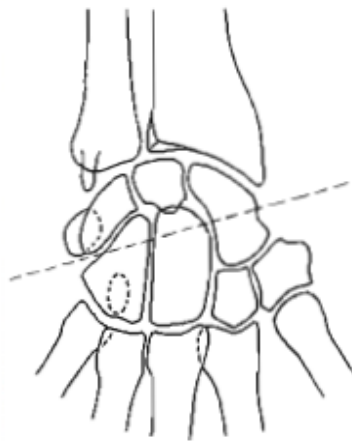
La mano puede inclinarse lateral o medialmente con relación a un eje longitudinal que es continuación del eje longitudinal del antebrazo, a través del hueso grande, hasta el tercer hueso metacarpiano y el dedo medio.

La inclinación hacia el lado radial se denomina abducción radial de la mano; la inclinación hacia el lado cubital se denomina abducción cubital de la mano (aducción de la mano).

Los movimientos de conjunto de la mano se efectúan según dos ejes principales. Por lo tanto, podemos considerar que los huesos del carpo se hallan unidos por articulaciones elipsoideas o cándiles.

A. Cándilos carpianos

Los huesos del carpo están estrechamente unidos por ligamentos interóseos y participan en la ejecución de los movimientos generales de la mano. Sus dos filas deben considerarse funcionalmente como cándilos o elipsoideas: la primera fila (radiocarpiana), debido a su convexidad, forma inferiormente al radio un verdadero cándilo o elipsoide transversal; la segunda fila (mediocarpiana) presenta una forma análoga, sobre todo cuando se examina el macizo carpiano por su cara palma, que muestra la eminencia de la cabeza del hueso grande inferiormente a la concavidad del hueso semilunar.



Cándilos carpianos. El cándilo o elipsoide de la primera fila del carpo se halla situado inferiormente al radio y al disco articular; el cándilo o elipsoide de la segunda fila del carpo, inferiormente a la primera fila. (Según Fick.)

Cándilos carpianos (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

En su condición de articulaciones elipsoideas o condíleas, las dos filas de los huesos del carpo efectúan movimientos de flexión y extensión siguiendo un eje transversal, y de abducción radial y cubital siguiendo un eje sagital perpendicular al anterior.

Fick ha demostrado que, en la abducción, se produce además un movimiento de rotación alrededor de la cabeza del hueso grande. Debido a su situación central, la integridad de este hueso es fundamental para todos los movimientos de la mano. Su lesión produce la fijación de la mano en una posición denominada “mano de la justicia”.

B. Movimientos de flexión y extensión de la mano

La flexión alcanza 50° en la articulación radiocarpiana y 30° en la mediocarpiana. La extensión llega a 30° en la articulación radiocarpiana y a 50° en la mediocarpiana. Se puede entonces considerar que, si bien las dos articulaciones participan en la ejecución de la flexión-extensión, la articulación radiocarpiana es preferentemente la articulación de la flexión y la articulación mediocarpiana la de extensión.

Músculos flexores y extensores de la mano

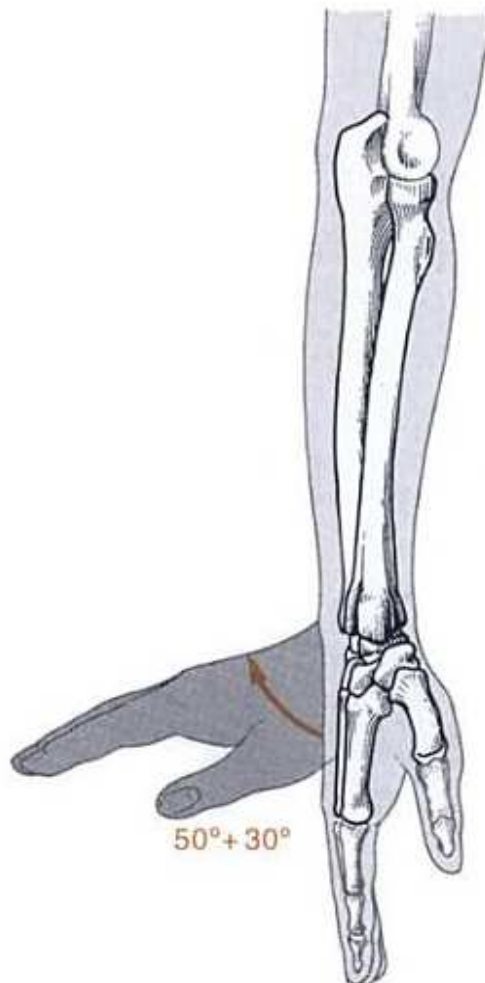
Los músculos flexores de la mano son los tres músculos flexores de los dedos: el flexor superficial de los dedos (4,8Kg), el flexor profundo de los dedos (4,5Kg) y el flexor largo del pulgar (1,2Kg). A estos músculos principales hay que añadir medialmente el músculo flexor cubital del carpo (2Kg), que se inserta directamente en el hueso pisiforme e indirectamente en el hueso ganchoso y en el quinto hueso metacarpiano mediante los ligamentos pisiganchoso y pisimetacarpiano, así como el músculo flexor radial del carpo, que se fija en la base de los huesos metacarpianos segundo y tercero. Su fuerza es de 0,8Kg. Por último hay que considerar accesoriamente la acción del músculo abductor largo del pulgar. Todos estos músculos suman en conjunto una considerable fuerza de 13Kg.

La flexión de la mano es un movimiento importante y potente en la prensión de un objeto.

Los músculos extensores de la mano o flexores dorsales están representados por los músculos: extensor de los dedos (1,7Kg), extensor del índice (0,5Kg) y, con menor importancia, el músculo extensor largo del pulgar; en cambio; es más potente la acción del músculo extensor cubital del carpo (1,1Kg), el músculo extensor radial largo del carpo (0,1Kg) y el músculo extensor radial corto del carpo (0,9Kg); en conjunto los tres desarrollan una fuerza superior a 2Kg. Por lo tanto, la fuerza total de los músculos extensores es inferior a 5Kg, menos de la mitad de la potencia de los músculos flexores, que supera los 13Kg.



Flexión de la mano. Este movimiento alcanza, según los sujetos, una amplitud que varía de 80 a 90°. La flexión es principalmente un movimiento de la articulación radiocarpiana.

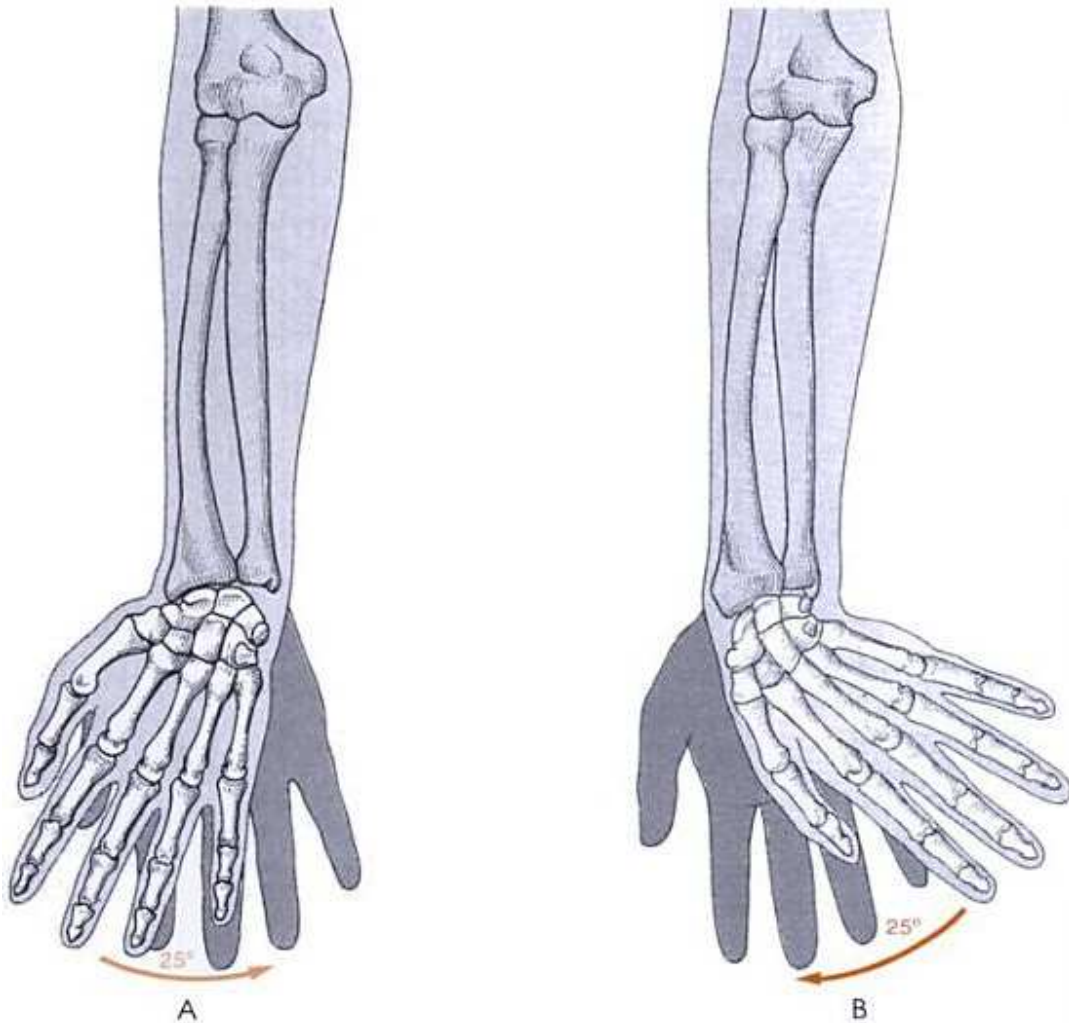


Extensión de la mano. El movimiento de extensión, a partir de la flexión, es principalmente un movimiento de la articulación mediocarpiana, donde alcanza 50°.

Flexión y extensión de la mano (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

C. Movimientos de abducción radial y cubital de la mano.

En la abducción cubital pura, las dos filas del carpo giran alrededor del eje anteroposterior que pasa por la cabeza del hueso grande. La amplitud del movimiento de abducción es de 40° en total.



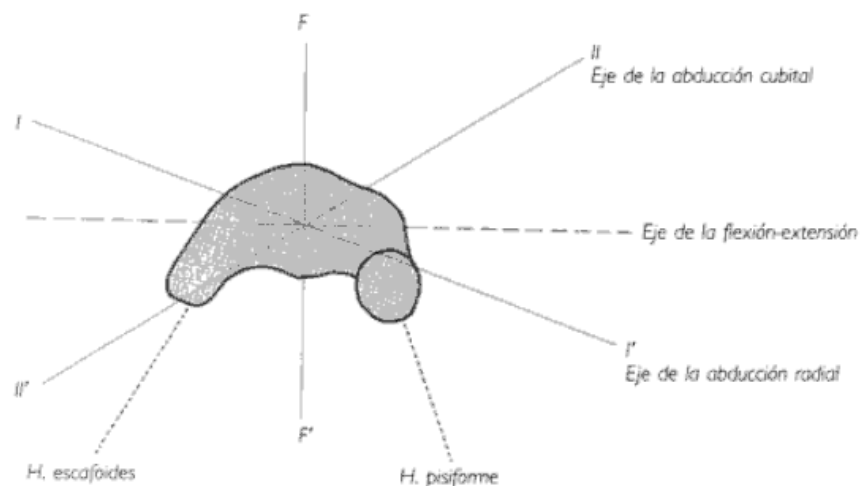
Abducción radial y cubital de la mano. A) Abducción cubital (aproximadamente 25°): a partir de la abducción radial la mano se dirige medialmente, de manera que el dedo medio viene a ocupar el lugar del dedo meñique. B) Abducción radial (aproximadamente 25°): a partir de la abducción cubital la mano se dirige lateralmente, de manera que los dedos pulgar e índice, que en abducción cubital ocupaban la posición de los dedos anular y meñique, en abducción radial se sitúan lateralmente al dedo medio.

Abducción radial y cubital de la mano (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

La primera fila del carpo se desliza en su conjunto de media a lateral, de modo que el hueso semilunar pasa inferiormente a la cara inferior del radio. La amplitud del movimiento es de 15° . La segunda fila del carpo se desliza medialmente inferior a la primera fila, alcanzando su desplazamiento una amplitud de 25° .

Estos movimientos se hallan acompañados de una flexión dorsal de 40° que se efectúa en la primera fila de los huesos del carpo, pero este movimiento no es apreciable por que se ve compensado por otro de flexión palmar de la segunda fila, de manera que la mano permanece en la misma posición intermedia entre la flexión y la extensión en relación con el antebrazo. Se ha mencionado con anterioridad que también se verifica un movimiento de rotación igualmente importante alrededor de un eje que pasa por el hueso grande y el tercer hueso metacarpiano. La primera fila del carpo se sitúa en ligera supinación (5°), mientras que la segunda permanece en pronación. Dado que estos movimientos, pronación y supinación, se producen en sentido inverso en el curso de la abducción, la mano en su conjunto no altera su posición con relación al eje longitudinal.

La abducción cubital (aducción) de la mano comprende no sólo la abducción cubital de las dos filas del carpo, sino también la flexión y una ligera supinación de la primera fila.



Corte del carpo siguiendo un eje oblicuo inferior, anterior y medial. I-I': eje de la articulación radiocárpiana. II-II': eje de la articulación mediocárpiana. Estos dos ejes corresponden a los movimientos de abducción radial y cubital e interseccionan a la altura de la cabeza del hueso grande (F-F'). La línea punteada indica el eje de los movimientos de flexión y extensión.

Corte del carpo siguiendo un eje oblicuo inferior, anterior y medial (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

La abducción radial es un movimiento de menor amplitud. Comprende una abducción de la primera fila carpiana de 5°. El hueso semilunar se desplaza y se

sitúa inferiormente al cúbito. La abducción es mayor en la segunda fila, donde alcanza 10°. Este movimiento de abducción radial se combina, al igual que en la abducción cubital, con un movimiento que sigue el eje transversal, es decir, que se acompaña de una flexión de la primera fila y de una extensión de la segunda fila del carpo. En cuanto al movimiento de rotación según el eje longitudinal del carpo, provoca la pronación de la primera fila y la supinación de la segunda fila, de acuerdo con el mecanismo indicado para la abducción cubital.

En el curso de los movimientos de abducción, los movimientos asociados de flexión-extensión y rotación-supinación se anulan y, en definitiva, sucede como si en las articulaciones del carpo existieran dos ejes que se cruzaran a la altura de la cabeza del hueso grande: un eje radiocarpiano oblicuo inferior, anterior y medial por una parte, y un eje mediocarpiano oblicuo anterior, inferior y lateral por otra. Los movimientos de abducción se hallan limitados por la tensión de los ligamentos colaterales y por fascículos oblicuos de los ligamentos palmares y dorsales.

Músculos abductores radiales y cubitales del carpo

Los músculos abductores radiales y cubitales tienen poca fuerza, lo cual explica la reducida amplitud de los movimientos que ejecutan.

La abducción radial pura resulta sobre todo de la acción del músculo extensor cubital del carpo (1Kg); mucho más accesoriamente intervienen los músculos flexor radial del carpo, extensor radial del carpo, extensor radial corto del carpo y extensor del índice. La potencia de todos ellos no supera los 2Kg.

La abducción cubital tampoco necesita un trabajo mayor. Se debe a los músculos flexor cubital del carpo y extensor cubital del carpo, que suman una fuerza de 1,8Kg.

Señalemos además que la acción de los músculos flexor cubital del carpo y extensor cubital del carpo permite los “golpes de hacha” con el borde cubital de la mano, movimiento un tanto trivial pero que debe ser mencionado.

Por último, debe destacarse el valor general de los dos movimientos de abducción de la mano: la abducción radial aumenta sobre todo la extensión del dominio de la mano en pronación, es decir, la mano en su función prensil; la abducción cubital posee la misma importancia funcional, pero menor grado.

D. Movimientos de rotación o pronosupinación de la mano

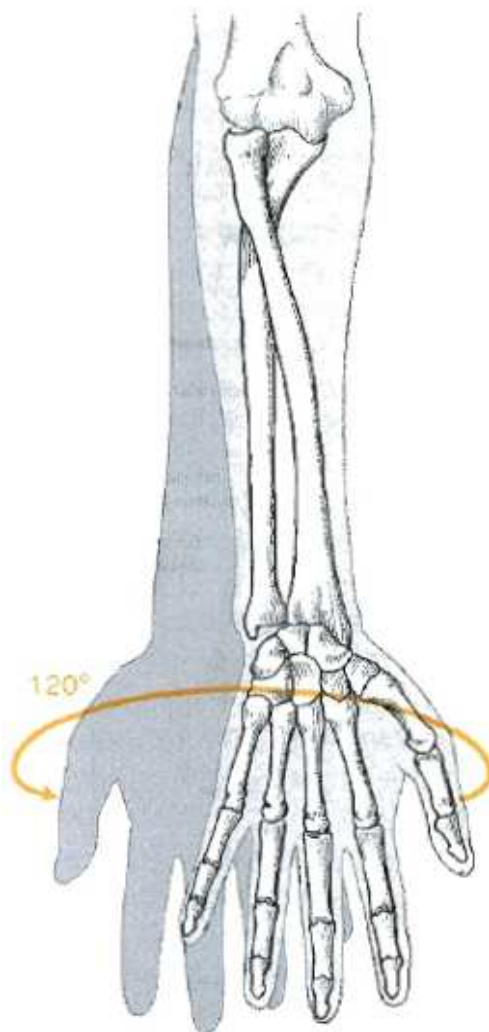
La rotación o pronosupinación de la mano está determinada por la rotación simultánea de las articulaciones radiocubitales proximal y distal. Intervienen los dos huesos del antebrazo, cuyo acoplamiento proporciona a la rotación de la

mano fuerza y precisión a la vez. Un solo hueso, el radio, asegura la precisión del movimiento girando alrededor del cúbito, mientras que éste permanece como guía o eje del desplazamiento del antebrazo y de la mano. En la supinación completa, la palma de la mano se orienta anteriormente, y en la pronación posteriormente.

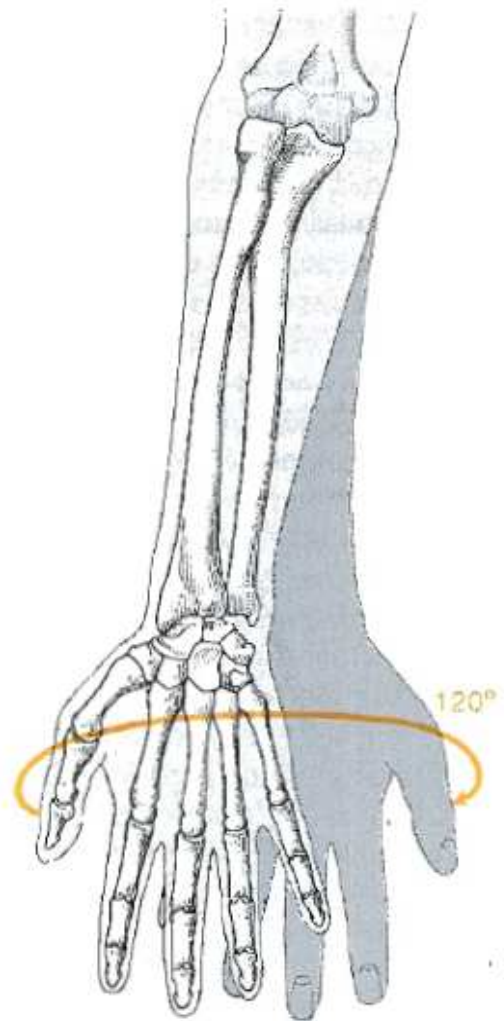
El eje del movimiento de rotación une el extremo superior del radio al extremo inferior del cúbito. Constituye el segmento antebraquial del eje longitudinal del miembro superior, cuya parte proximal es el eje de rotación del húmero. Gracias a él, el extremo distal del miembro superior (dedos y pinzas digitales) puede realizar los movimientos que mejor se adapten a una buena ejecución en las diversas posiciones que puede adoptar el miembro en su conjunto o en cada uno de los segmentos: flexión, extensión, abducción y aducción. La precisión en la ejecución del movimiento voluntario se ve facilitada por la inmovilización del segmento proximal del miembro más cercano al segmento terminal. Cuando el movimiento de rotación precisa de una fuerza mayor, es necesaria la colaboración del segmento suprayacente, el brazo, que añade su propia rotación a la del antebrazo. El movimiento puede extenderse hasta la unión escapulotorácica, cuyo desplazamiento realiza un esbozo de circunducción alrededor del tórax; incluso es posible que el movimiento se propague hasta el eje vertebral y la totalidad del cuerpo.

Cualquier rotación de importancia puede afectar a todo aquello que en el organismo puede girar alrededor de un eje longitudinal, desde la cabeza a los pies, como por ejemplo en el acto de lanzar un cuerpo pesado. Limitándonos al desplazamiento de los huesos del antebrazo, que es el punto que ahora nos interesa, la rotación se efectúa alrededor del eje que une la cabeza del radio superiormente con la cabeza del cúbito inferiormente.

La posición indiferente, con el brazo colgando, la mano extendida y el pulgar orientado anteriormente, constituye una posición intermedia entre la pronación y la supinación. El eje de rotación del antebrazo continúa superiormente en el capítulo del húmero y en el centro de la cabeza del húmero, e inferiormente a través del carpo (hueso semilunar, hueso grande, tercer hueso metacarpiano) hasta el dedo medio. Este eje longitudinal cruza en el antebrazo el espacio interóseo. En la supinación, los dos huesos del antebrazo se sitúan paralelamente. Esta posición permite describir en el antebrazo una cara anterior que presenta continuidad con la palma de la mano, como cuando se realiza un gesto de ofrecimiento. En la pronación, el radio cruza la cara anterior del cúbito, que permanece casi inmóvil; la palma de la mano se gira inferiormente, adoptando la posición de asir un objeto.



Movimiento de supinación: La mano se halla inicialmente en pronación, con el dorso de la mano situado anteriormente. La supinación descruza el radio y lo desplaza lateralmente. El movimiento alcanza 120° .



Movimiento de pronación: La mano se halla inicialmente en supinación. Los dos huesos del antebrazo están paralelos. La pronación cruza el radio anteriormente al cúbito en el curso del movimiento, que alcanza los 120° .

Movimientos de supinación y pronación de la mano (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

En el movimiento de rotación que estamos considerando, la cabeza del radio gira en el anillo osteofibroso de la articulación radiocubital proximal, mientras que su extremo distal lo hace alrededor de la cabeza del cúbito, de manera que la cara posterior del radio y su extremo inferior se sitúan anteriormente al cúbito. El paso de la supinación a la pronación produce el cruce de los dos huesos; el paso de la

pronación a la supinación deshace dicho movimiento. De la supinación extrema a la pronación extrema, el movimiento posee una amplitud de 120°. El movimiento de pronación se ve facilitado por la curvatura pronadora del radio y el cúbito, y está limitado por la superposición de los dos huesos y de sus músculos, que entran en contacto a consecuencia de la pronación. Es fácil de comprender la necesidad de restablecer estas curvaturas en el tratamiento de las fracturas del antebrazo; la consolidación defectuosa de los huesos fracturados reduce a amplitud de sus movimientos.

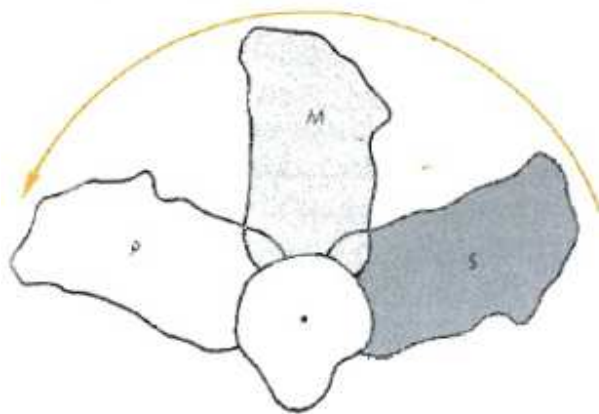
La membrana interósea del antebrazo, como ha demostrado Poirier, integra sólo radio y cúbito cada vez que el miembro superior debe soportar un esfuerzo, pero no desempeña una función particular en la pronosupinación, como ya se ha señalado.

El movimiento de pronosupinación, entendido como una simple rotación, tal como lo hemos descrito, resulta relativamente sencillo, ya que existe un eje único de rotación. Pero es fácil constatar que la rotación de los huesos del antebrazo puede prolongarse más allá del macizo carpiano hasta cualquier dedo, del meñique al pulgar: Ahora bien, estos cambios de dirección del eje de rotación longitudinal exigen la participación del cúbito. Ciertamente, el cúbito no puede girar sobre su eje, que es fijo, pero puede moverse ligeramente y no constituye de hecho un tutor inmóvil: en la flexión-extensión del antebrazo sobre el brazo se ve obligado a ejecutar pequeños movimientos de lateralidad (claudicación del cúbito) apoyándose en las vertientes de la tróclea del húmero, que presentan, como hemos visto, una altura diferente en su parte anterior y posterior.

Al pasar de la supinación a una posición intermedia respecto de la pronación, el extremo distal o cabeza del cúbito se desplaza lateral y posteriormente; cuando pasa de dicha posición intermedia a la pronación completa, la cabeza del cúbito se sitúa lateral y anteriormente. A lo largo de este movimiento, el extremo inferior del radio queda situado medialmente al cúbito. En resumen, mientras que el radio pasa de lateral a medial, cruzando la cara anterior del cúbito, éste efectúa un movimiento de circunducción que desplaza su cabeza primero en abducción-extensión y después en abducción-flexión.

El desplazamiento del cúbito es mínimo cuando el eje de rotación pasa por el dedo meñique, y máximo cuando pasa por el dedo pulgar, como puede constatarse apoyando el extremo de cada dedo sobre un plano vertical, como un muro, o haciendo girar la mano con el antebrazo en reposo sobre un plano horizontal, como una mesa. Si la mano se apoya sobre su borde cubital, el eje del movimiento pasa entonces por el dedo meñique; si se apoya en su borde radial (bajo la mesa), el eje pasa entonces por el dedo pulgar. En ambos casos se observa la circunducción del cúbito, que es más acentuada cuando el eje pasa por el dedo más lateral, es decir, el dedo pulgar.

El movimiento de pronosupinación se halla limitado por la tensión de los músculos antagonistas de cada una de las rotaciones, las fibras radiocubitales del ligamento cuadrado en la supinación y en la pronación, y los fascículos anteriores y posteriores del disco articular de la articulación radiocubital distal. Como se ha enseñado anteriormente, la membrana interósea del antebrazo no limita la pronación ni la supinación.



Desplazamiento del extremo inferior del radio alrededor de la cabeza del cúbito inmóvil con la mano apoyada sobre el borde cubital. En M el radio se halla en posición intermedia; en S en supinación y en P en pronación. La flecha indica el movimiento del extremo inferior del radio desde la supinación hasta la pronación (según Vallois-Grégoire).

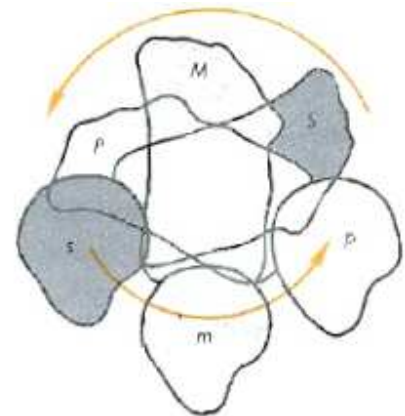


Figura que muestra el desplazamiento simultáneo de los extremos inferiores del radio y del cúbito en el curso de la pronación y la supinación. El desplazamiento se produce por «claudicación» del cúbito en el interior de la articulación del codo (según Vallois-Grégoire).

Desplazamiento del extremo inferior del radio alrededor de la cabeza del cúbito inmóvil con la mano apoyada sobre el borde cubital (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

Músculos supinadores y pronadores de la mano

De los músculos supinadores, el más importante es el bíceps braquial, cuyo trabajo equivale a 1,1Kg. Hemos considerado su función en la flexión del antebrazo (por ejemplo llevarse el alimento a la boca). El músculo supinador, que actúa directamente sobre el extremo superior del radio, completa la acción del músculo bíceps braquial, desenrollando el cuello del radio. Su trabajo es de 0,3Kg. Los músculos abductor largo del pulgar, extensor largo del pulgar, extensor corto del pulgar y extensor del índice actúan también sobre la pinza pulgar-digital. Son supinadores accesorios, activos cuando la mano se halla en pronación; su fuerza y trabajo son muy secundarios y no superan en conjunto los 0,6Kg.

Los músculos pronadores son más fuertes que los músculos supinadores. Mientras que éstos son músculo “de ofrecimiento”, los músculos pronadores son los que aseguran la prensión y su solidez. Su acción siempre se ve completada por el conjunto de los músculos flexores de los dedos. El músculo más activo es el pronador redondo, que realiza un trabajo de 0,7Kg; en el paso de la supinación a la pronación es ayudado por los demás músculos de la prensión: flexor radial del carpo (0,2Kg), braquiorradial (0,2Kg) y pronador cuadrado (0,2Kg).

El conjunto del trabajo ejecutado por los músculos pronadores equivale a 1,6Kg, cifra ligeramente superior a la de los músculos supinadores.

Sin embargo, si se añade el trabajo realizado por los demás músculos rotadores del miembro superior, sumando a la pronación la rotación medial del brazo, su fuerza alcanza 15Kg en total, mientras que la supinación y la rotación lateral del brazo no pasan en conjunto de 8Kg. El acto de prensión, esto es, de asir un objeto, está mejor asegurado que el de apertura, es decir, de soltar el objeto. Ésta es una de las conclusiones que se desprenden del estudio de la anatomía funcional del miembro superior en sus movimientos de pronación y supinación.

Por último, añadiremos la importante función que desempeñan los ligamentos radiocarpianos en la ejecución de los movimientos de la mano. El ligamento radiocarpiano palmar es denominado ligamento supinador: cuando el radio pasa de la pronación a la supinación, arrastra consigo todo el macizo radiocarpiano lateralmente.

El ligamento radiocarpiano dorsal constituye, por una razón análoga, el ligamento pronador, que desplaza el macizo carpiano y la mano medialmente cuando el radio gira en esa dirección para situarse anterior y medialmente al cúbito.

Movimientos de los dedos

De momento hemos considerado la mano por lo que hace a los movimientos de conjunto producidos en las articulaciones del carpo. Pero la mano también puede realizar, gracias a sus articulaciones carpometacarpianas, movimientos intrínsecos que modifican su forma, preparando los movimientos de los dedos para su función propia, ya sea individual o colectiva. De este modo, continuando funcionalmente el conducto carpiano, las eminencias tenar e hipotenar limitan entre sí una depresión denominada “copa de Diógenes”, que permite llevar a los labios un líquido. Esta depresión es resultado no sólo del relieve de las masas musculares tenar e hipotenar, sino también del juego de las articulaciones carpometacarpianas, que realizan ligeros movimientos de flexión-extensión y de abducción-aducción.

Cuando los huesos metacarpianos extremos, el cuarto y el quinto en particular, se dirigen anterior y lateralmente hacia el eje del tercer hueso metacarpiano, éste se sitúa posteriormente a ellos. La palma de la mano queda así excavada en relación

con los bordes colaterales. Debe subrayarse el movimiento del quinto hueso metacarpiano: el músculo oponente del meñique lo conduce frente al dedo pulgar y contribuye a elevar el borde cubital de la mano. La acción de los músculos interóseos palmares es menos significativa en la formación de la copa de Diógenes.

Movimientos de los dedos trifalángicos

Antes de considerar los movimientos del dedo pulgar, que deben ser objeto de un estudio especial, pueden estudiarse simultáneamente los de los cuatro últimos dedos. Éstos forman un conjunto ordenado a partir de las articulaciones metacarpofalángicas y con relación al eje central de la mano, representado por el dedo medio.

A. Articulaciones metacarpofalángicas de los dedos

Las articulaciones metacarpofalángicas son esferoideas; por consiguiente, sus movimientos se efectúan según tres ejes: flexión-extensión, abducción-aducción y rotación.

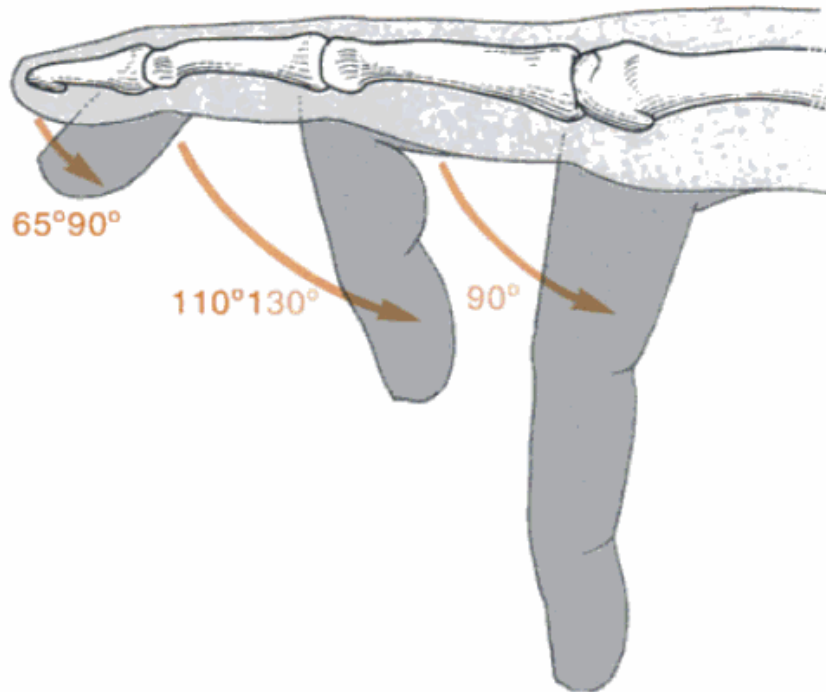
Flexión-extensión:

Este movimiento se efectúa alrededor de un eje transversal. La falange proximal del dedo se encuentra inicialmente en extensión, en la prolongación del hueso metacarpiano correspondiente. Cuando se produce una extensión provocada y pasiva, la falange se sitúa en un plano posterior al que ocupaba originariamente.

Este movimiento alcanza normalmente una amplitud de 30°, pero puede llegar a 90° como consecuencia de un apoyo forzado sobre los dedos en el sentido de la hiperextensión.

En la flexión palmar de la falange proximal, ésta se desliza bajo la cara palmar de la cabeza del hueso metacarpiano. Este movimiento alcanza normalmente 90°. Se observa a veces el fenómeno denominado “dedo en resorte”, si las superficies articulares se hallan deformadas: se detiene la flexión y luego se produce una brusca continuación del movimiento al pasar la falange sobre la cresta que separa la parte glenoidea de la parte falángica.

La extensión total del movimiento de flexión-extensión de la primera falange es de 30° + 90°, es decir, 120°. Las particularidades individuales hacen que esos valores sean muy relativos. De todos modos, los dedos medios y anular parecen ser los menos móviles en la mayor parte de los sujetos.



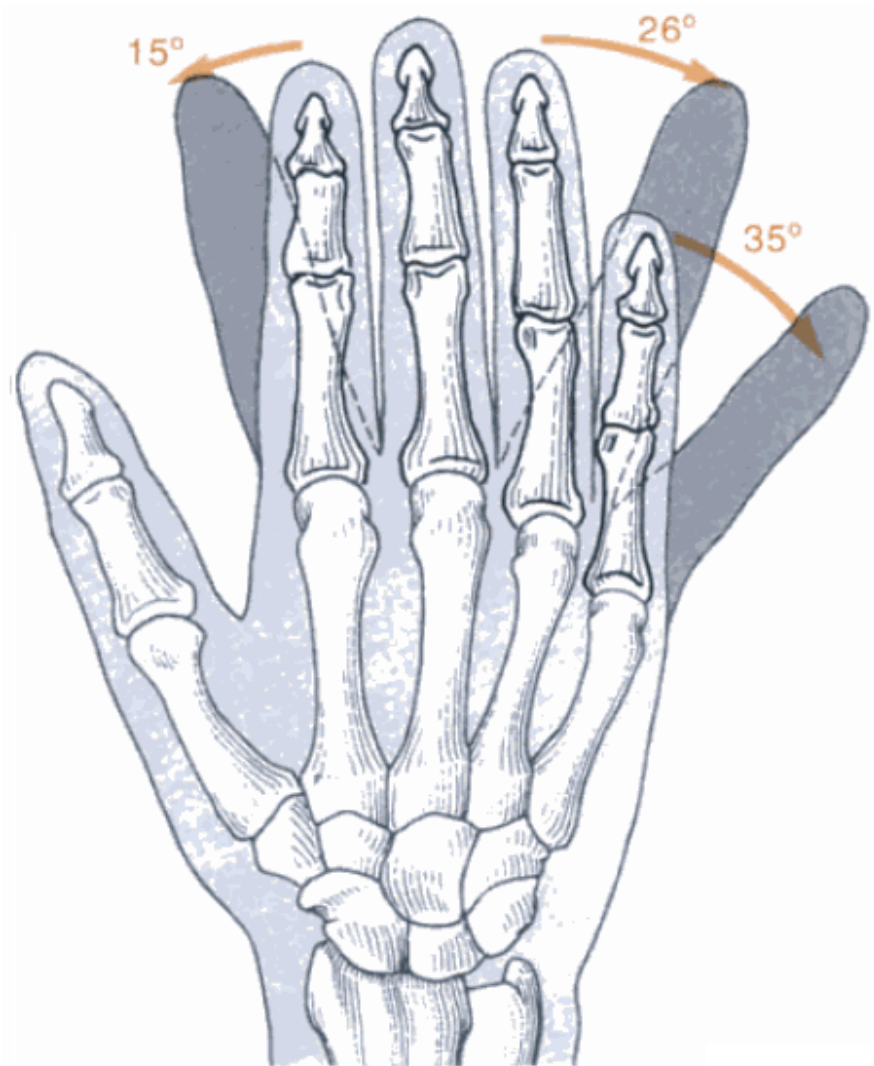
Movimientos de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente. Los ángulos de flexión sobre el hueso metacarpiano y de las falanges unas sobre otras se indican en la figura.

Movimientos de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

Abducción-aducción de los dedos

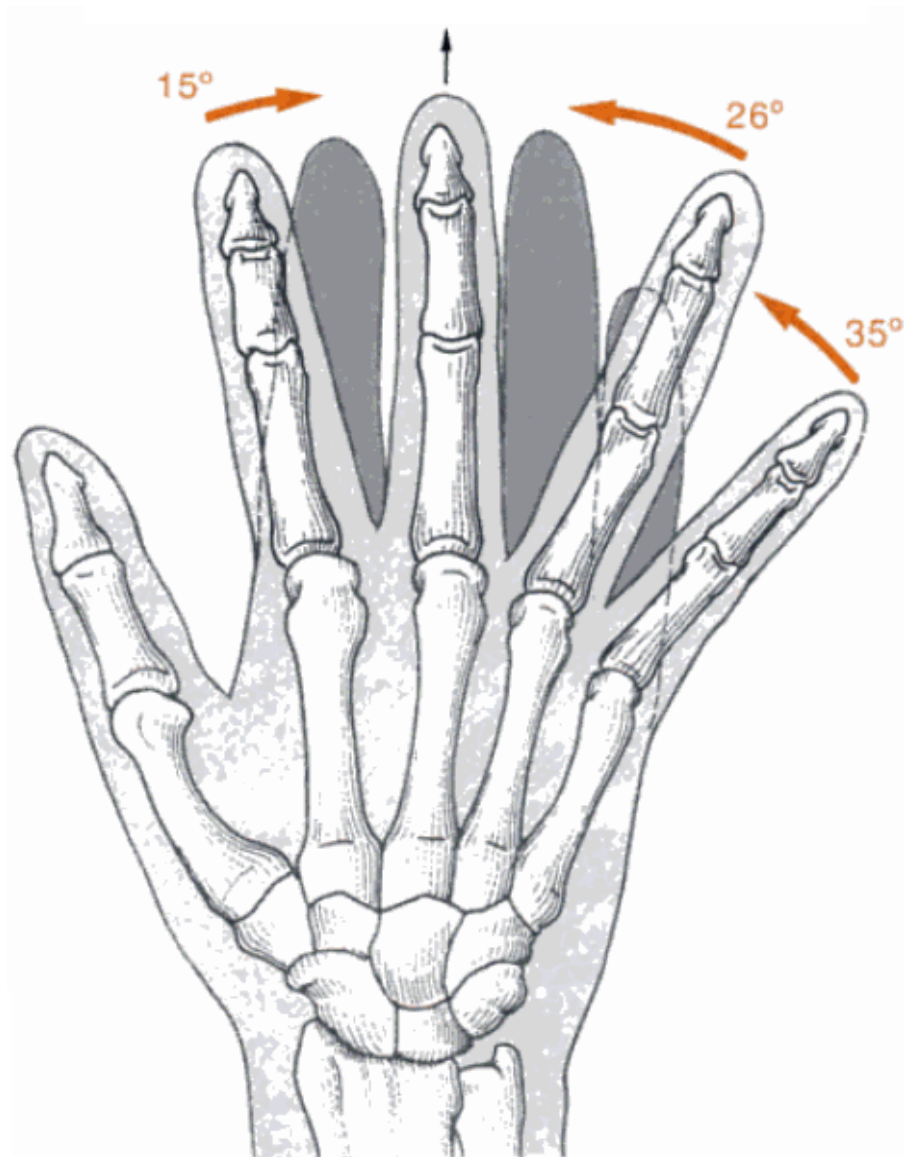
El eje de la mano y de los dedos pasa por el tercer hueso metacarpiano y por el dedo medio. La abducción de los dedos los aleja de esta línea, mientras que la aducción los aproxima. La amplitud del movimiento es mayor cuando los dedos se hallan en extensión. El movimiento de abducción alcanza 60° para el dedo índice y 45° para los dedos anular y meñique.

Cuando los dedos se hallan en hiperextensión, disminuye la amplitud del movimiento. Cuando los dedos están flexionados, la abducción y la aducción no son posibles.



Movimiento de abducción de los dedos trifalángicos. Los dedos se separan del eje de la mano.

Movimiento de abducción de los dedos trifalángicos (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)



Movimiento de aducción de los dedos.
Los dedos se aproximan al eje de la mano.
Adviértase el notable desplazamiento del dedo
índice en sentido medial, que aún puede cabalgar
sobre la cara dorsal del dedo medio.

Movimiento de aducción de los dedos (Tomado de Anatomía humana: Miembros de Henri Rouvière y André Delmas)

Rotación

La rotación activa se considera imposible debido a la ausencia de músculos que la permitan; no obstante, se puede hacer girar los dedos pasivamente de 50° a 80° alrededor de su eje. Actualmente se admite que es posible un cierto grado de rotación activa, que permite la adaptación precisa de los dedos a la forma del objeto que se desea tomar entre ellos.

Músculos motores de la falange proximal

La flexión de la falange proximal no es consecuencia directa de la acción de los músculos flexor profundo de los dedos y flexor superficial de los dedos, que no se insertan en ella, sino que se debe a los músculos interóseos palmares e interóseos dorsales y a los músculos lumbricales.

Los músculos interóseos palmares son también aductores, ya que aproximan las falanges proximales al eje de la mano, es decir, al dedo medio. Los músculos interóseos dorsales las separan y son, por lo tanto, músculos abductores. Los músculos lumbricales, anexos a los tendones del músculo flexor profundo de los dedos, añaden su acción a las los músculos interóseos.

B. Movimientos de las falanges media y distal

Las articulaciones interfalángicas son articulaciones de un solo eje y, por lo tanto, pueden realizar un único tipo de movimiento voluntario: la flexión-extensión. De hecho, el verdadero movimiento funcional activo es la flexión; la extensión es simplemente el retorno a la posición de partida, situándose las falanges media y distal en la prolongación del eje de la falange proximal, normalmente extendida.

La flexión de la falange proximal sobre la palma de la mano alcanza los 90°. La flexión de la falange media sobre la proximal puede alcanzar casi los 110° a 130°. Por último, la flexión de la falange distal sobre la media presenta una amplitud de 65° a 90°.

Músculos motores de los dedos

La flexión de los dedos hace que, además de los músculos interóseos y lumbricales, que movilizan la falange proximal, intervenga un aparato propio para cada uno de ellos. Este aparato asocia los movimientos de las falanges cada vez que es necesario.

La falange media se flexiona por la acción del músculo flexor superficial de los dedos e, indirectamente, por la del músculo flexor profundo de los dedos.

El movimiento de extensión posee un aparato más complejo: la falange media se extiende por la acción de los músculos extensor de los dedos, extensor del índice

y extensor del meñique, junto con la de los músculos interóseos por medio del dosel de los músculos interóseos. Los músculos lumbricales son flexores de la falange proximal y extensores de las otras dos. Los músculos abductor corto del meñique y flexor corto del meñique participan en la extensión de la falange media. La falange distal tiene el mismo aparato extensor que la falange media.

C. Papel funcional de los músculos interóseos

Los estudios sobre la anatomía de los músculos interóseos, en particular los de Landsmeer, demuestran que las aletas tendinosas del músculos interóseos palmar y la parte palmar del músculo interóseo dorsal aseguran una prensión particularmente fuerte para poder asir y sujetar con solidez un objeto de cierto volumen gracias a una acción conjunta de flexión-abducción, que debe separar los dedos para dar eficacia a la acción de asir.

Parece ser que los músculos interóseos flexionan adecuadamente la falange proximal, pero mientras que los músculos interóseos dorsales las separan, los músculos palmares las aproximan; su acción asociada implica una ligera rotación de las falanges proximales, que tiene mucha importancia en la prensión.

Se admite también, de acuerdo con Landsmeer, que los músculos interóseos constituyen el elemento que mantiene en equilibrio la cadena articular digital, gracias a la fuerza diagonal que ejercen entre el sistema flexor y el sistema extensor.

Los músculos lumbricales también efectuarían una acción diferente de la que suele atribuírseles: extenderían las articulaciones interfalángicas con independencia de la posición de la articulación metacarpofalángica, y no desempeñarían ninguna función en la flexión de esta articulación (Starck). Por el contrario, actuarían en los movimientos de aducción y de rotación radial de la falange proximal del dedo índice.

D. Valor funcional de los dedos trifalángicos

El dedo índice es, junto con el dedo pulgar, un dedo de especial importancia funcional debido a su capacidad de abducción (60°) y de aducción (60°), su musculatura propia y sus relaciones con el dedo pulgar. Sus movimientos de lateralidad constituyen, asociados a los del dedo pulgar, los elementos más importantes en la ejecución de los movimientos de prensión fina y precisa.

El dedo medio presenta también una importancia funcional considerable: como eje del conjunto mano-dedos, ejerce una gran fuerza en las prensiones y contribuye a la precisión de ciertos gestos (apoyo en la toma de objetos alargados y en la escritura).

El dedo anular ejerce menos fuerza que los demás dedos; es sobre todo auxiliar del dedo meñique.

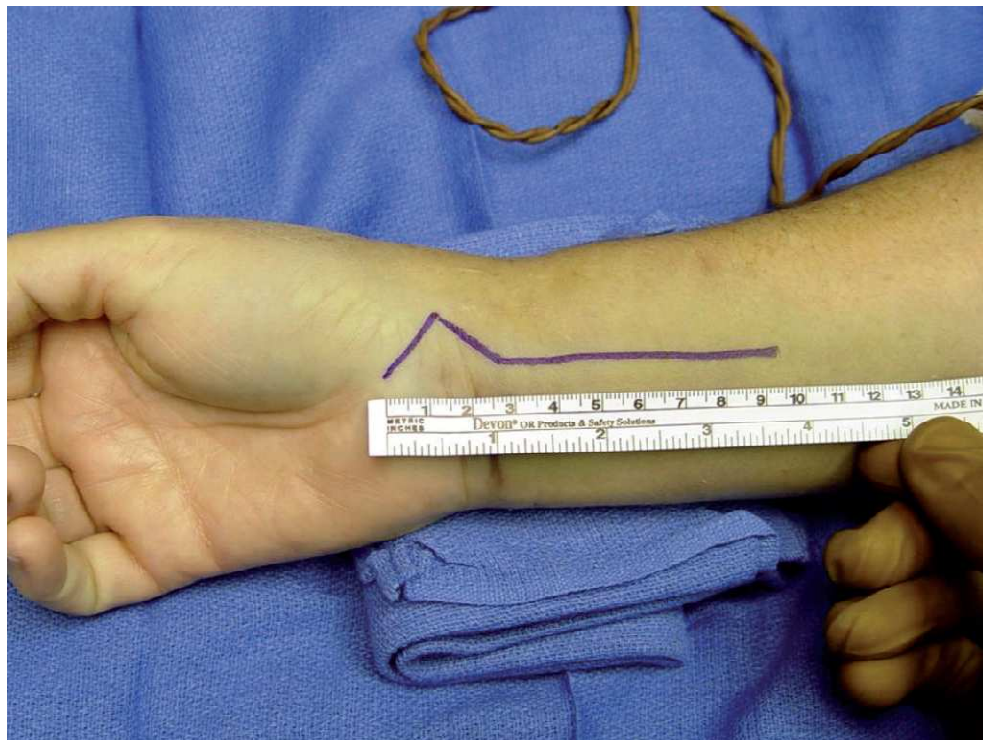
El dedo meñique es de utilidad en el curso de diversas actividades manuales: aumenta la capacidad de expansión de la mano, tanto en la abducción como en la prensión de objetos o utensilios: según Tubiana, “es el que fija el objeto o el mango del instrumento contra la eminencia hipotenar”. Su valor funcional deriva de la asociación que presenta con su propio hueso metacarpiano, susceptible de desplazarse anteriormente de 20° a 25°, y también del hecho de que posee una musculatura propia, lo cual es indicativo de su independencia.

Anexo B. Tratamiento quirúrgico

Información tomada de: Indriago, I. R., Jiménez A., Orbay J. L. Patología del aparato locomotor. Aplicación quirúrgica de la anatomía de la extremidad distal del radio: nuevos conceptos. 2007 · VOL.5 · SUPL. II: 7-16

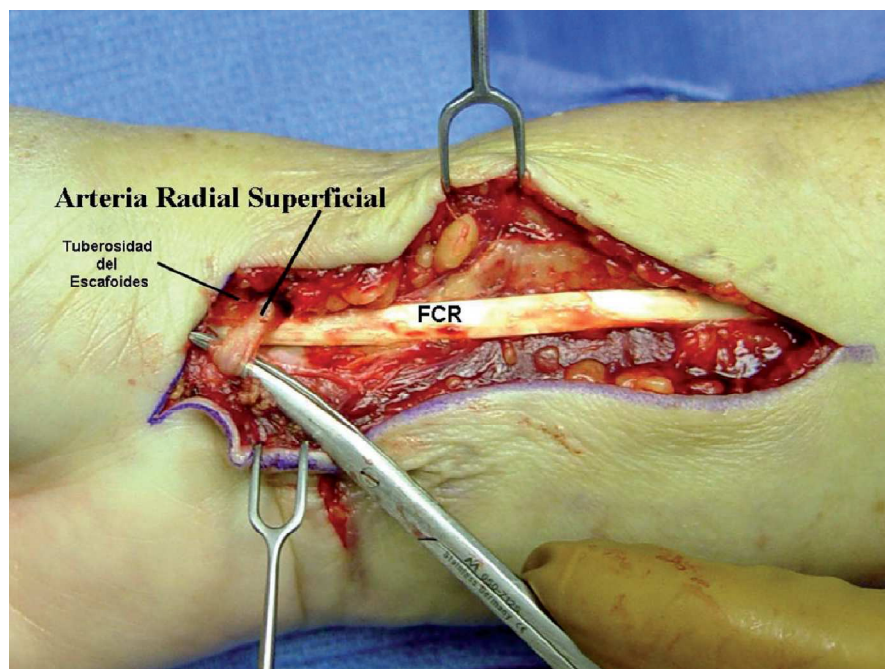
Abordaje Standard y Extendido del FCR

El Abordaje se realiza a través de una incisión a nivel de la piel sobre el tendón del FCR, para localizarlo hacemos una extensión forzada de la muñeca y palpamos el lado radial de la extremidad distal del Radio, la incisión deberá tener una longitud de aproximadamente 8-10 cm, con una pequeña zeta al pasar por encima de los pliegues volares de la muñeca.



Incisión en Zeta distal, de 8-10 cm. de largo.

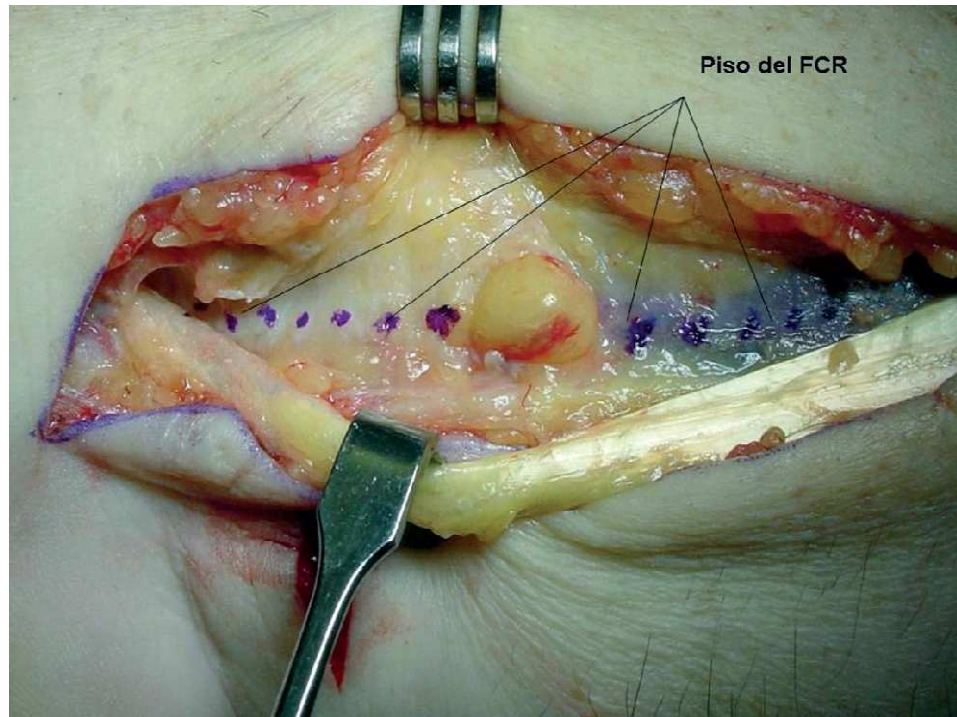
Esta pequeña incisión en zeta a radial –debe ser radial– realizada en un inicio pensando en el proceso cicatricial ulterior a la incisión y cumpliendo con el principio de cruzar los pliegues en zeta para facilitar la cicatrización del pliegue nos ha producido una mayor apertura a nivel de la incisión y relajación de los bordes de la piel circundantes a la incisión comparado con aquellos casos donde no es practicada con una mayor relajación de los bordes de la piel circundantes a la incisión. Una vez escindida la piel, lo primero que se expone es la fascia antebraquial, subyacente a la misma podemos observar como discurre el tendón del FCR, se practica una incisión longitudinal para liberar el FCR de su vaina tendinosa, realizándose la sección o corte del techo de la vaina tendinosa, tomando la precaución de liberarlo bien proximal y distal hasta la tuberosidad del Escafoides para favorecer la exposición, teniendo cuidado con la arteria radial superficial que discurre cercana a esta estructura.



FCR liberado de su vaina tendinosa, obsérvese la Arteria Radial Superficial que lo cruza distalmente, hacia la tuberosidad del escafoides.

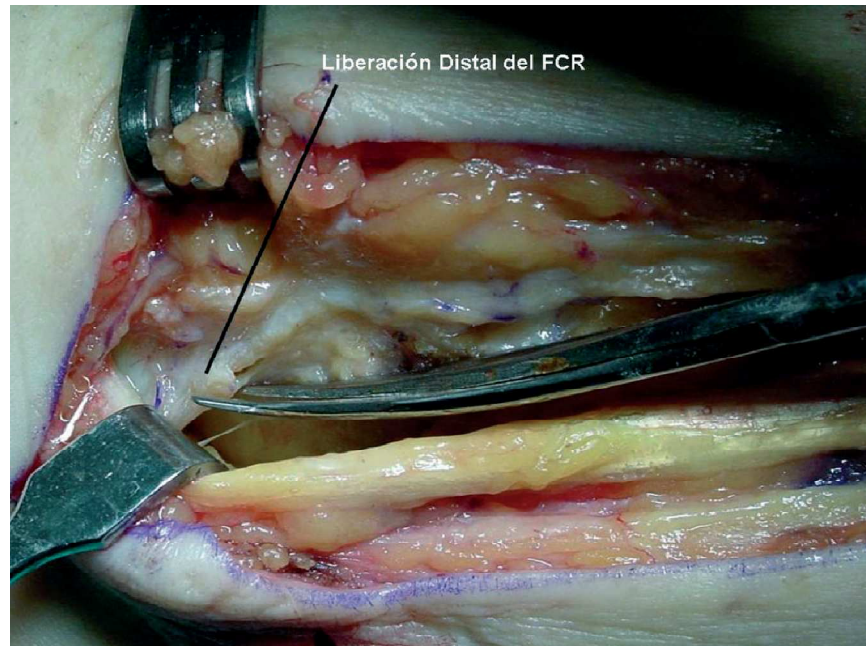
Este punto de la liberación es muy importante no solo por lo delicado de tener tan cerca la arteria radial, sino por la importancia en su liberación para la relajación de las estructuras y la apertura que dará a la incisión final. Se realiza retracción del

FCR hacia el lado cubital debe ser cubital –va mejor–, con protección sobre el nervio mediano, y queda expuesto el piso del FCR. Se había cortado el techo y expuesto el FCR, al movilizarlo a cubital lo que nos queda expuesto es el piso de su vaina tendinosa.



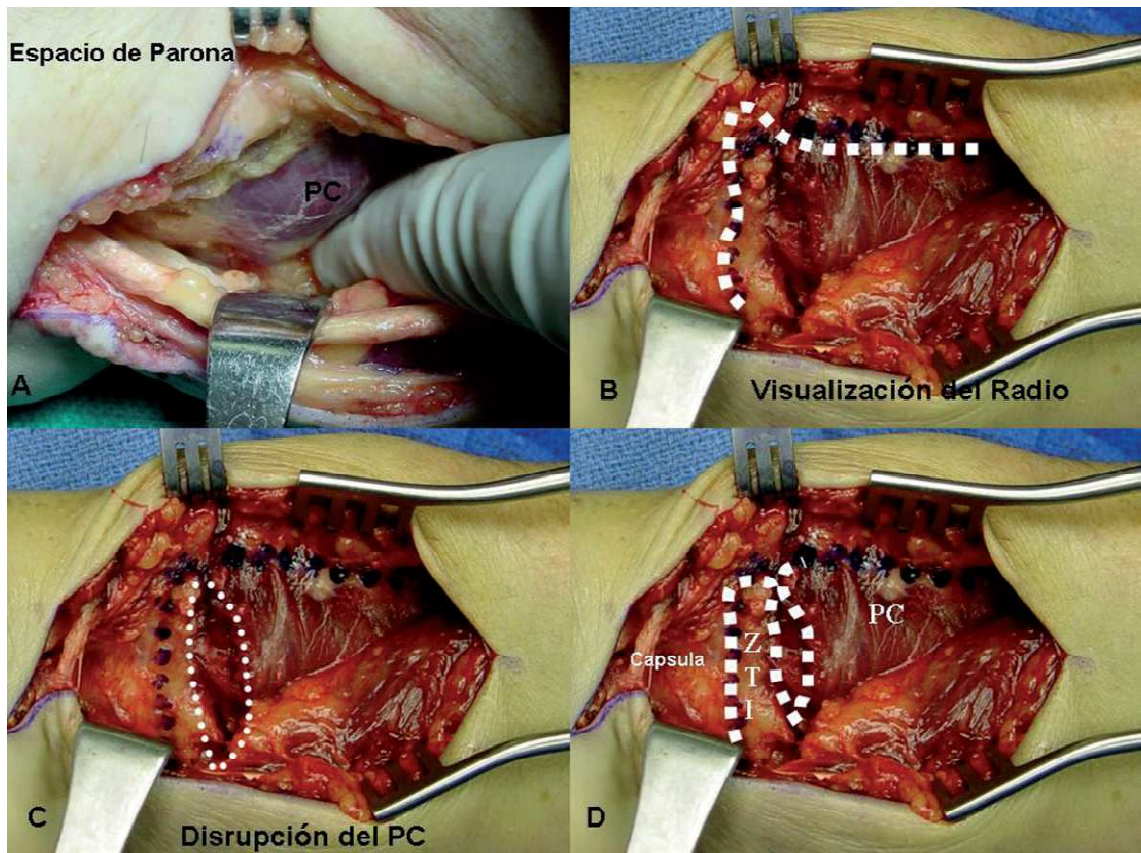
FCR una vez liberado de su vaina tendinosa - Proximal y Distal-, es movilizado a cubital exponiéndose el piso que va a ser escindido longitudinalmente.

Se escinde longitudinalmente, tomando las mismas precauciones de liberarlo proximal y distal.



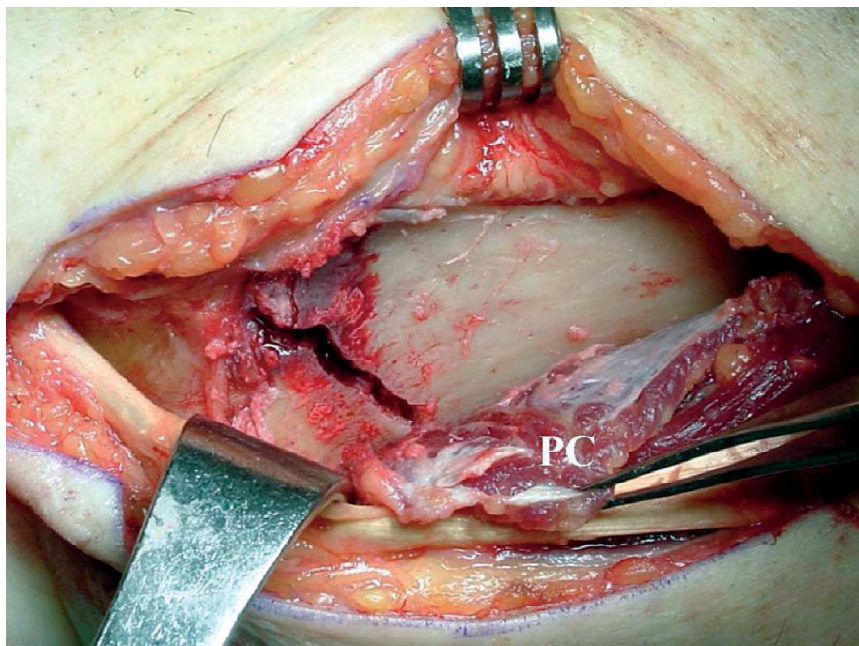
Detalle de la liberación distal del FCR.

Importante como en el paso anterior, a nivel distal liberar bien, por las mismas razones, recordar: es una vaina que envuelve al tendón del FCR liberar bien distalmente tanto por encima del tendón como por debajo del mismo, continuamos nuestro abordaje en profundidad a través del espacio entre el flexor pollicis longus y el septum radial, donde los numerosos vasos perforantes musculares requerirán de su cauterización.



A. Disección digital hasta el espacio de Parona. B. Completa visualización del Radio distal cubierto por el PC. C-D. Disrupción del pronador, comúnmente en la zona de conexión entre la Zona de Transición Intermedia y el pronador cuadrado

siguiendo en profundidad usando disección digital (A), hasta divisar el Espacio de Parona, sabrán que están ahí una vez divisen el Pronador en el fondo, ya que es un espacio virtual entre los tendones flexores y el pronador cuadrado, permitiéndonos observar el radio distal (B), el pronador cuadrado, normalmente con alguna disrupción producto de la fractura. (C) y la porción volar proximal de la cápsula radial, con la Zona de Transición Intermedia que los une (D). Se realiza sobre el pronador cuadrado una incisión en «L», distal justo por el límite entre la Zona de transición y el extremo más distal del pronador y lateral radial, liberándolo a través de una incisión en «L», de radial a cubital, permitiéndonos exponer la fractura.

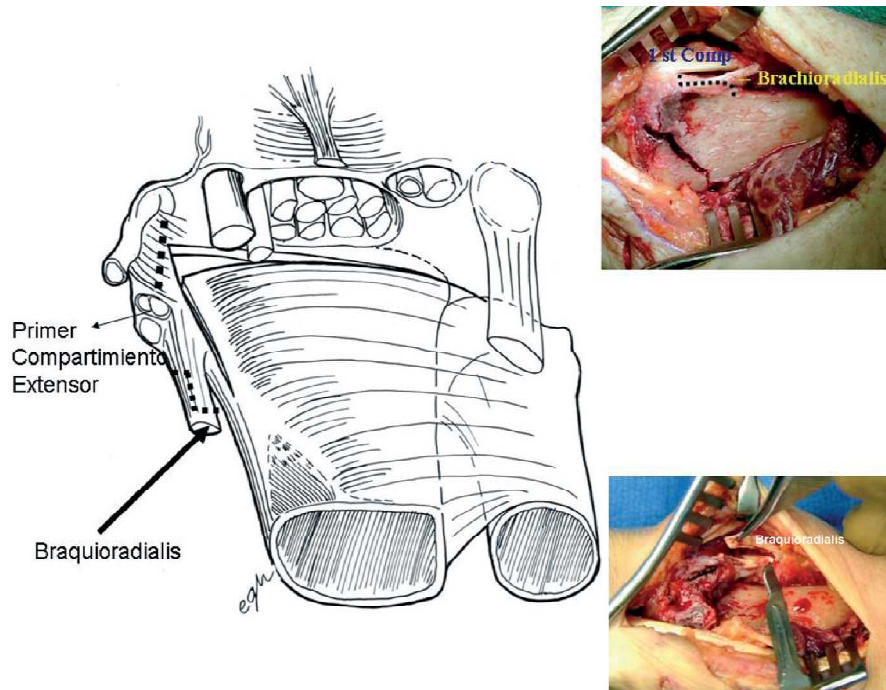


PC es liberado a través de una incisión en ZETA de Radial a Cubital. Perfecta exposición del radio y del sitio de fractura.

Esto es lo que nosotros hemos denominado un Abordaje Standard Volar, pero algunos casos más complejos donde ha ocurrido impactación, o pérdida de la longitud del radio, requerimos de poder traccionar con facilidad para obtener la reducción o desimpactación de los fragmentos, y a su vez que las estructuras o tejidos permanezcan sin tracción durante el resto del procedimiento, lo que nos permite mientras lo fijamos no tener que estar forcejeando con los tejidos; por eso es necesario relajar las estructuras blandas fijas al fragmento distal: Primer Compartimiento e inserción del Braquiorradialis. En otros casos es necesario poder acceder al lado dorsal de la fractura o requerir el uso de la técnica intrafocal para la reducción de los fragmentos intraarticulares, (esto no es más que usar los huesos carpianos a modo de molde para poder recolocar los fragmentos fracturarios intraarticulares), para ello extendemos el abordaje tradicional.

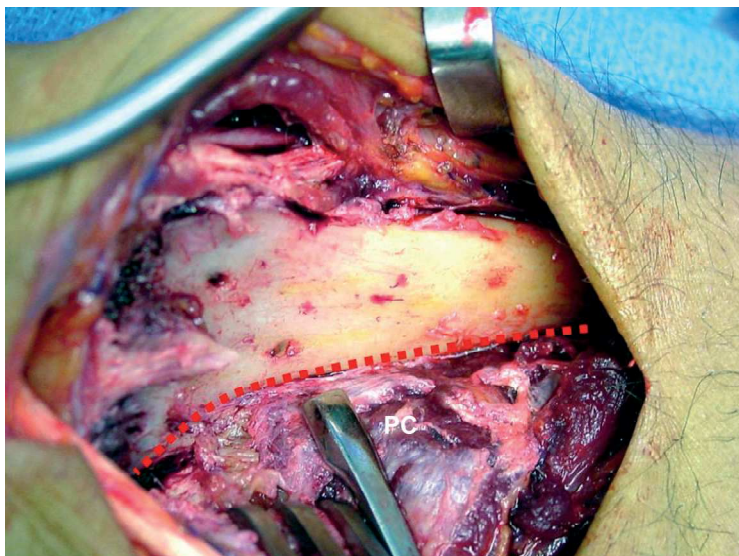
El Abordaje Extendido del FCR, está basado en la liberación del Septum Radial, liberación periférica del fragmento proximal y la pronación del fragmento proximal fuera del plano de la fractura que nos permite el acceso al lado dorsal e intrafracturario. El Septum radial próximalmente es una simple pared fascial que separa el compartimiento extensor del flexor, distalmente se transforma en una estructura más compleja formada por el primer compartimiento extensor y la inserción del braquiorradialis. La liberación del Septum Radial, se realiza mediante la apertura del primer compartimiento extensor y retracción a radial de APL y EPB,

el braquioradialis es liberado desde su inserción a hueso a través de la realización de una incisión en «Z» sobre la porción más distal, protegiendo la arteria radial distalmente.



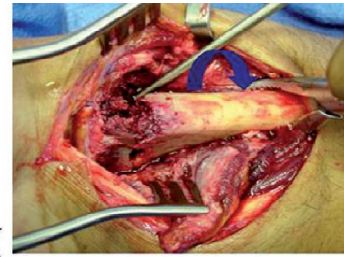
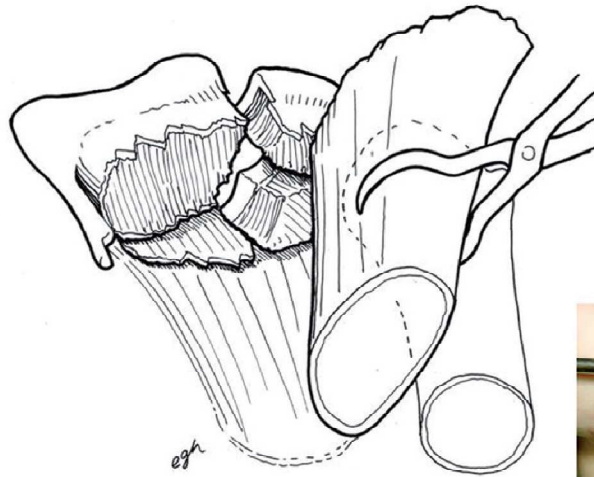
Abordaje Extendido del FCR: apertura del primer compartimiento, incisión en ZETA del Braquioradialis

El fragmento proximal debe ser desperiostizado, para permitirnos su manipulación.



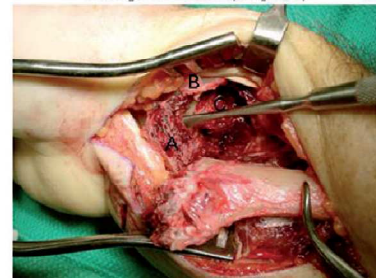
Desperiostización del radio preservando su inserción en el lado cubital, sitio de ingreso de la irrigación al radio.

Recordando que el aporte sanguíneo del fragmento es endosteal, por ende al desperiostizarlo no ponemos en riesgo su irrigación. Para completar la exposición pronamos el fragmento con la ayuda de un clamp óseo, permitiéndonos tener bajo visión directa los fragmentos intraarticulares, pudiendo manipularlos directamente y usar el carpo como molde en su reducción.

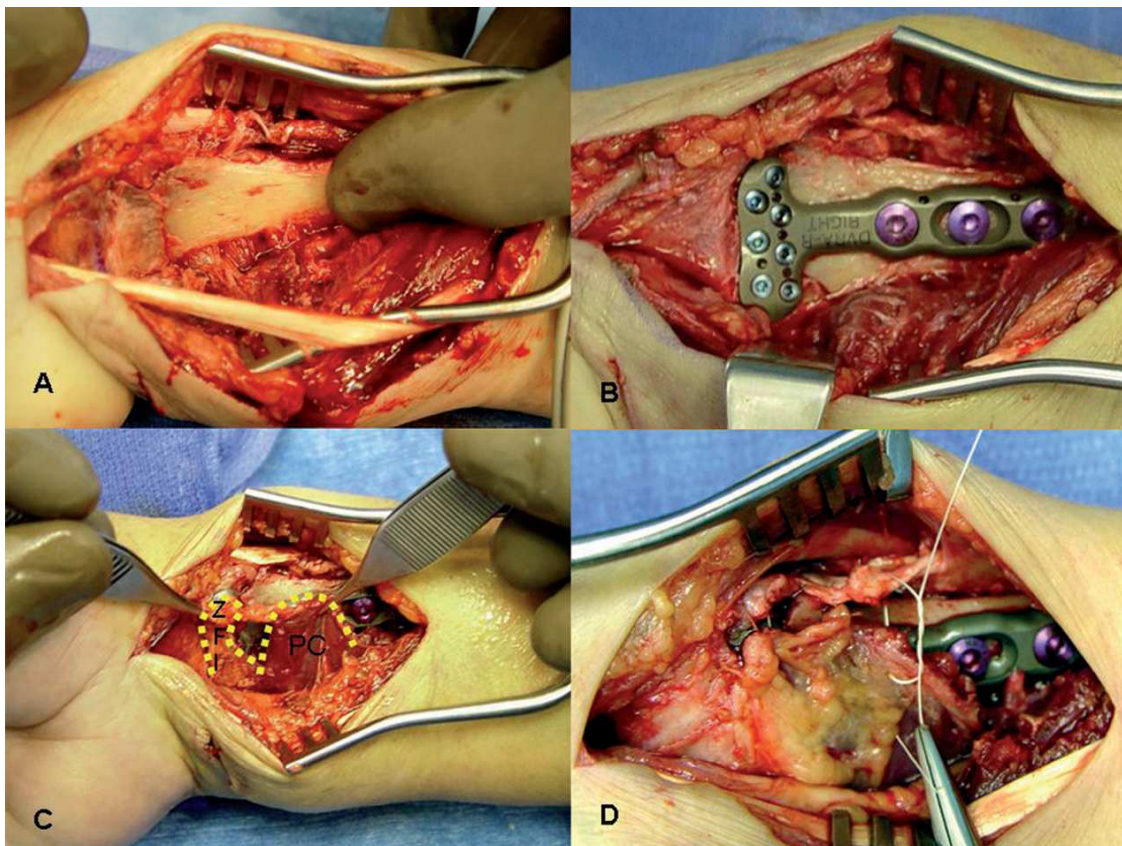


Rotación del Fragm. proximal

- A-Fragmento Volar (die-punch)
- B-Fragmento Radial estiloides
- C-Fragmento Dorsal (die-punch)



Pronación del fragmento proximal con ayuda de un clamp óseo.



A. Supinación del fragmento proximal y reducción de la fractura. B. Colocación de la placa (DVR - Hand Innovation - Depuy-JJ). C-D. Reposicionamiento del PC y la ZFI.

Seguido a la reducción de la fractura (A), supinamos el fragmento proximal con ayuda del clamp, se coloca la placa (B) y se reposiciona el Pronador Cuadrado cubriendo la placa (C-D). La zona de Transición Intermedia del PC cubre la porción más distal y el pronador cuadrado cubrirá el resto de la placa próximalmente. El Abordaje Extendido es recomendado en los siguientes casos: fracturas con fragmentos intraarticulares y/o dorsales, hematoma organizado, mal uniones nacientes, mal uniones establecidas y periosteum hipertrófico dorsal. El uso de este abordaje nos permite resolverlos, facilitando así el proceso de reducción de los fragmentos dorsales, de la reducción en las mal-union nacientes o la realización de una osteotomía en las ya establecidas con uso de injerto óseo y por último la resección del periosteum hipertrófico dorsal para facilitar la reducción.

Anexo C. Formatos de adquisición de datos

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
1					
Nombre:	Wilfred Palacio			Edad:	27
Sexo:	M	Documento:	CC	# 13874784	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	13	Fuerza flexión	14		
Fuerza torsión	20-18	Fuerza torsión	19-16	Kg	Kg
Fuerza axial	15	Fuerza axial	15		
Observaciones: Fracturas de brazo izquierdo (inmovilización con yeso)					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
2					
Nombre:	Juan Sebastian Roso			Edad:	22
Sexo:	M	Documento:	CC	#1098644558	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	10	Fuerza flexión	11		
Fuerza torsión	14-13	Fuerza torsión	9-11	Kg	Kg
Fuerza axial	12	Fuerza axial	11		
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
3					
Nombre:	Juan Rofriguez			Edad:	22
Sexo:	M	Documento:		#1049612135	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
4					
Nombre:	Jheferson Valderrama			Edad:	22
Sexo:	M	Documento:	CC	#1098643227	

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	6		Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	9-13		Fuerza torsión	9-7	
Fuerza axial	5		Fuerza axial	8	
Observaciones:					
Fisura codo (inmovilización)					

Mano dominante	derecho	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	11		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	17-13		Fuerza torsión	9-7	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
5					
Nombre:	Ivan Mora			Edad:	22
Sexo:	M	Documento:	CC	#1098653735	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	8		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	8-15		Fuerza torsión	12-11	
Fuerza axial	5,5		Fuerza axial	7	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
6					
Nombre:	Wilmer Sánchez			Edad:	22
Sexo:	M	Documento:	CC	#1052383472	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	6	
Fuerza torsión	20-14		Fuerza torsión	10-16	
Fuerza axial	8		Fuerza axial	5	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
7					
Nombre:	Natalia Garcia			Edad:	24
Sexo:	F	Documento:	CC	#1098608930	
Mano dominante	izquierda	Kg	Mano no dominante	derecha	Kg
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	9-9		Fuerza torsión	12-8	
Fuerza axial	5		Fuerza axial	6	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
8					
Nombre:	Eduardo Machuca			Edad:	25
Sexo:	M	Documento:	CC	#91538248	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	6	
Fuerza torsión	13-11		Fuerza torsión	10-10	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	6,5	
Observaciones: Fractura brazo derecho (inmovilización yeso)					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
9					
Nombre:	Luis Carlos Mateus			Edad:	22
Sexo:	M	Documento:		#1099204767	
Mano dominante	derecho	Kg	Mano no dominante	izquierdo	Kg
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	11	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
10					
Nombre:	David Mateus			Edad:	26
Sexo:	M	Documento:		# 91018133	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	6		Fuerza flexión	5	

Fuerza torsión	32-24	Fuerza torsión	21-34
Fuerza axial	7	Fuerza axial	7
Observaciones:			

Fuerza torsión	9-10	Fuerza torsión	7-9
Fuerza axial	6	Fuerza axial	7
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER			
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS			
11			
Nombre:	Libardo Alfonso Cadena		Edad: 22
Sexo:	M	Documento:	# 1098650281
Mano dominante	derecho	Mano no dominante	izquierdo
Fuerza flexión	14	Fuerza flexión	9
Fuerza torsión	14-16	Fuerza torsión	13-23
Fuerza axial	10	Fuerza axial	8
Kg			
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER			
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS			
12			
Nombre:	Danny Mora		Edad: 29
Sexo:	M	Documento:	CC #13741089
Mano dominante	derecho	Mano no dominante	izquierda
Fuerza flexión	10	Fuerza flexión	11
Fuerza torsión	30-23	Fuerza torsión	19-20
Fuerza axial	10	Fuerza axial	12
Kg			
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS	
13	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS	
14	

Nombre:	Andrés Nieto				Edad:	21
Sexo:	M	Documento:	CC	#1098669943		
Mano dominante	derecho		Mano no dominante	izquierdo		
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	8		
Fuerza torsión	20-31	Kg	Fuerza torsión	18-14	Kg	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	10		
Observaciones:						

Nombre:	Jorge Sánchez				Edad:	22
Sexo:	M	Documento:		#1098650090		
Mano dominante	izquierda		Mano no dominante	derecho		
Fuerza flexión	13		Fuerza flexión	12		
Fuerza torsión	20-14	Kg	Fuerza torsión	20-16	Kg	
Fuerza axial	14		Fuerza axial	13		
Observaciones: Fractura antebrazo derecho (inmovilización con yeso)						

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER						
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS						
15						
Nombre:	Sergio Valaguera				Edad:	22
Sexo:	M	Documento:		#1098650227		
Mano dominante	derecho		Mano no dominante	izquierdo		
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	10		
Fuerza torsión	12-18	Kg	Fuerza torsión	20-10	Kg	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER						
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS						
16						
Nombre:	Feidy Rodríguez				Edad:	24
Sexo:	M	Documento:		#1098607949		
Mano dominante	derecho		Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	8		Fuerza flexión	8		
Fuerza torsión	20-19	Kg	Fuerza torsión	19-18	Kg	

Fuerza axial	11	Fuerza axial	14
Observaciones:			

Fuerza axial	10	Fuerza axial	11
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER				
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS				
17				
Nombre:	Guillermo Mariote		Edad:	21
Sexo:	M	Documento:	#	1143329312
Mano dominante	derecho	Mano no dominante	izquierdo	
Fuerza flexión	7	Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	19-19	Fuerza torsión	23-15	
Fuerza axial	8	Fuerza axial	8,5	
		Kg		Kg
Observaciones:				

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER				
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS				
18				
Nombre:	Esteban Builes		Edad:	21
Sexo:	M	Documento:	#	1095801879
Mano dominante	Derecha	Mano no dominante	Izquierda	
Fuerza flexión	10	Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	21	Fuerza torsión	9	
Fuerza axial	8	Fuerza axial	10	
		Kg		Kg
Observaciones:				

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER				
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS				
19				
Nombre:	Oscar Florez		Edad:	22
Sexo:	M	Documento:	#	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER				
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS				
20				
Nombre:	Mariana Castañeda		Edad:	25
Sexo:	F	Documento:	#	

			1098643948
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda
Fuerza flexión	13	Fuerza flexión	14
Fuerza torsión	30-25	Fuerza torsión	29-26
Fuerza axial	14	Fuerza axial	15
		Kg	Kg
Observaciones:			

			1095907269
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda
Fuerza flexión	8,5	Fuerza flexión	5
Fuerza torsión	19-15	Fuerza torsión	10-20
Fuerza axial	10	Fuerza axial	9
		Kg	Kg
Observaciones:			
Fisura brazo izquierdo (inmovilización simple)			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER			
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS			
21			
Nombre:	Fredy Vargas		Edad:
Sexo:	M	Documento:	# 91107697
Edad:			36
Mano dominante	derecho		izquierdo
Fuerza flexión	14	Fuerza flexión	12
Fuerza torsión	34-30	Fuerza torsión	26-28
Fuerza axial	9	Fuerza axial	11
		Kg	Kg

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER			
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS			
22			
Nombre:	Jabid Quiroga		Edad:
Sexo:	M	Documento:	#
Edad:			39
Mano dominante	izquierdo	Mano no dominante	derecho
Fuerza flexión	9	Fuerza flexión	8
Fuerza torsión	12-19	Fuerza torsión	13-18
Fuerza axial	10	Fuerza axial	11
		Kg	Kg

Observaciones:

Observaciones:

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
23					
Nombre:	Angela Mancipe			Edad:	24
Sexo:	F	Documento:	#	1098614033	
Mano dominante	derecho	Kg	Mano no dominante	izquierdo	Kg
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	13-13		Fuerza torsión	9-13	
Fuerza axial	10		Fuerza axial	8	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
24					
Nombre:	Roxana Amaya			Edad:	25
Sexo:	F	Documento:	#	63561033	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	5,5		Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	10-9		Fuerza torsión	7-7	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	5	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
25					
Nombre:	Nohora Mayorga			Edad:	25
Sexo:	F	Documento:	#	63550071	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
26					
Nombre:	Leidy Taborda			Edad:	25
Sexo:	F	Documento:	#	63552599	
Observaciones:					

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	7		Fuerza flexión	6	
Fuerza torsión	15-10		Fuerza torsión	10-8	
Fuerza axial	9		Fuerza axial	8	
Observaciones:					

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	9-12		Fuerza torsión	10-9	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	5	
Observaciones: Fractura antebrazo izquierdo (inmovilización con yeso)					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
27					
Nombre:	Camilo Sierra			Edad:	23
Sexo:	M	Documento:	#	1057571061	
Mano dominante	derecho	Kg	Mano no dominante	izquierdo	Kg
Fuerza flexión	15		Fuerza flexión	12	
Fuerza torsión	17-13		Fuerza torsión	7-15	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
28					
Nombre:	Damian Madero			Edad:	23
Sexo:	M	Documento:	#	1098623034	
Mano dominante	derecho	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	9	
Fuerza torsión	13-14		Fuerza torsión	15-13	
Fuerza axial	8		Fuerza axial	10	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
29					
Nombre:	Andrés Lozano			Edad:	24
Sexo:	M	Documento:	#	1032361546	
Mano dominante	derecho	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	12	Fuerza flexión	19		
Fuerza torsión	18-19	Fuerza torsión	20-17		
Fuerza axial	9	Fuerza axial	9		
		Kg		Kg	
Observaciones:					
Dislocación de ambos codos					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
30					
Nombre:	Alejandro Aponte			Edad:	43
Sexo:	M	Documento:	CC	80414742	
Mano dominante	Izquierda	Mano no dominante	Derecha		
Fuerza flexión	9	Fuerza flexión	12		
Fuerza torsión	35-21	Fuerza torsión	19-31		
Fuerza axial	10	Fuerza axial	11		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
31					
Nombre:	Nubia Sánchez			Edad:	47
Sexo:	F	Documento:	#	42879013	
Mano dominante	Derecha	Mano no dominante	Izquierda		

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
32					
Nombre:	Irma Mármol			Edad:	44
Sexo:	F	Documento:	#	37875900	
Mano dominante	Derecha	Mano no dominante	Izquierda		

Fuerza flexión	4	Kg	Fuerza flexión	6	Kg
Fuerza torsión	9-8		Fuerza torsión	7-7	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

Fuerza flexión	8	Kg	Fuerza flexión	8	Kg
Fuerza torsión	13-13		Fuerza torsión	16-15	
Fuerza axial	10		Fuerza axial	13	
Observaciones:					
Fisura en mano derecha, enyesada por 1 mes.					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
33					
Nombre:	Ricardo Patiño			Edad:	55
Sexo:	M	Documento:	# 5718471		
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	19-20		Fuerza torsión	19-20	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	15	
Observaciones: Descodado del derecho, partido en rádio y cúbito, doble fractura.					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
34					
Nombre:	Gil Dario Melo			Edad:	48
Sexo:	M	Documento:	C.C 91012292		
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	7,5		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	17-32		Fuerza torsión	26-34	
Fuerza axial	9		Fuerza axial	7	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					

35					
Nombre:	Carlos Ortiz			Edad:	35
Sexo:	M	Documento:	C.C	91156488	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	10,5		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	21-16,5		Fuerza torsión	14-19,5	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	12,5	
Observaciones:					
Fractura radio distal mano derecha					

36					
Nombre:	Mario Biancha			Edad:	48
Sexo:	M	Documento:	C.C	91236811	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	13		Fuerza flexión	11	
Fuerza torsión	21-17		Fuerza torsión	17-18	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	15	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
37					
Nombre:	Rosaura Gutiérrez			Edad:	38
Sexo:	F	Documento:	C.C	63352189	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	7		Fuerza flexión	6	
Fuerza torsión	6-11		Fuerza torsión	13-13	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
38					
Nombre:	Cristobal Hernandez Muñoz			Edad:	45
Sexo:	M	Documento:	C.C	9465988	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	14		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	34-38		Fuerza torsión	31-25	

Fuerza axial	6,5	Fuerza axial	8
Observaciones:			

Fuerza axial	10	Fuerza axial	11
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
39					
Nombre:	Yolanda Redondo Rincón			Edad:	35
Sexo:	F	Documento:	C.C	63505232	
Mano dominante	Derecha	Mano no dominante	Izquierda		
Fuerza flexión	5	Fuerza flexión	5		
Fuerza torsión	13-12	Fuerza torsión	13-11		
Fuerza axial	6	Fuerza axial	6,5		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
40					
Nombre:	Fabio Ardila Redondo			Edad:	39
Sexo:	M	Documento:	C.C	91345632	
Mano dominante	Derecha	Mano no dominante	Izquierdo		
Fuerza flexión	10	Fuerza flexión	9		
Fuerza torsión	21-14	Fuerza torsión	17-18		
Fuerza axial	13	Fuerza axial	8		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
41					
Nombre:	liceth Estévez			Edad:	38
Sexo:	F	Documento:	C.C	63481123	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
42					
Nombre:	Moisés Solórzano			Edad:	51
Sexo:	M	Documento:	C.C	4898460	

Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	6		Fuerza flexión	6	
Fuerza torsión	13-11		Fuerza torsión	11-10	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	6,5	
Observaciones:					

Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	14,5		Fuerza flexión	15,5	
Fuerza torsión	30-34		Fuerza torsión	35-33	
Fuerza axial	15		Fuerza axial	14	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
43					
Nombre:	Diecila Apache			Edad:	53
Sexo:	F	Documento:	C.C	36156853	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	8,5		Fuerza flexión	7,5	
Fuerza torsión	12-10		Fuerza torsión	11-11	
Fuerza axial	8,5		Fuerza axial	8	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
44					
Nombre:	Jose García			Edad:	37
Sexo:	M	Documento:	C.C	91287271	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	8		Fuerza flexión	14	
Fuerza torsión	33-13		Fuerza torsión	12-17,5	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	11	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
45					
Nombre:	Azucena Cárdenas			Edad:	44
Sexo:	F	Documento:	C.C	28414018	
Mano dominante	Izquierda		Mano no dominante	Derecha	
Fuerza flexión	8		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	11-10		Fuerza torsión	10-7,5	
Fuerza axial	11		Fuerza axial	10	
		Kg			Kg
Observaciones:					
fractura de costilla izquierda					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
46					
Nombre:	Luis Eduardo García			Edad:	15
Sexo:	M	Documento:	T.I	950623-19926	
Mano dominante	Derecha		Mano no dominante	Izquierda	
Fuerza flexión	13,5		Fuerza flexión	13,5	
Fuerza torsión	21-17		Fuerza torsión	13-12	
Fuerza axial	11		Fuerza axial	12	
		Kg			Kg
Observaciones:					
fractura en los dos codos					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
47					
Nombre:	Yarey Katherine Sierra González			Edad:	15
Sexo:	F	Documento:	T.I	941107-08070	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
48					
Nombre:	Yuli González			Edad:	15
Sexo:	F	Documento:	T.I	#	

Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	8,5		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	12-14		Fuerza torsión	9-13	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	7,5	
Observaciones:					

Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	6-7		Fuerza torsión	5-5	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	4	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
49					
Nombre:	María del Carmen Aguilar Meneses			Edad:	15
Sexo:	F	Documento:	T.I	#	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	8		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	11-12		Fuerza torsión	13-12	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	7,5	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
50					
Nombre:	Brayan Stiven Ducon			Edad:	16
Sexo:	M	Documento:	T.I	#	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	12		Fuerza flexión	12	
Fuerza torsión	17-13		Fuerza torsión	11-13	
Fuerza axial	13		Fuerza axial	13	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
51					
Nombre:	Luis Carlos Hernandez			Edad:	17
Sexo:	M	Documento:	T.I	930604-29080	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	11		Fuerza flexión	13	
Fuerza torsión	13-22		Fuerza torsión	14-14	
Fuerza axial	11		Fuerza axial	10	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
52					
Nombre:	Jorge Andrés Martínez			Edad:	17
Sexo:	M	Documento:	T.I	930407-34626	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	13		Fuerza flexión	12	
Fuerza torsión	20-21		Fuerza torsión	21-17	
Fuerza axial	11		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
53					
Nombre:	Anderson Javier Parada Gómez			Edad:	16
Sexo:	M	Documento:	T.I	#	
Mano dominante	Izquierda	Kg	Mano no dominante	Derecha	Kg
Fuerza flexión	13		Fuerza	12	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
54					
Nombre:	Sandra Milena Hurtado			Edad:	18
Sexo:	F	Documento:	C.C	1010021027	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	12		Fuerza	13	

		flexión	
Fuerza torsión	17-15	Fuerza torsión	9-13
Fuerza axial	10	Fuerza axial	12
Observaciones:			

		flexión	
Fuerza torsión	11-9	Fuerza torsión	10-10
Fuerza axial	6,5	Fuerza axial	8
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
55					
Nombre:	Felix Duván García			Edad:	16
Sexo:	M	Documento:	T.I	931225-25528	
Mano dominante	Derecha	Mano no dominante	Izquierda		
Fuerza flexión	9	Fuerza flexión	10		
Fuerza torsión	22-17	Fuerza torsión	15-16	Kg	Kg
Fuerza axial	10	Fuerza axial	10		
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
56					
Nombre:	Yurley Pérez			Edad:	16
Sexo:	F	Documento:	T.I	940222-80705	
Mano dominante	Derecha	Mano no dominante	Izquierda		
Fuerza flexión	5,5	Fuerza flexión	5		
Fuerza torsión	7-7	Fuerza torsión	5-9	Kg	Kg
Fuerza axial	8	Fuerza axial	6		
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS	

57					
Nombre:	Laura Pedraza			Edad:	16
Sexo:	F	Documento:	T.I	931218-03036	
Mano dominante	Derecha	Kg	Mano no dominante	Izquierda	Kg
Fuerza flexión	8		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	12-9		Fuerza torsión	12-11	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	10	
Observaciones:					

58					
Nombre:	Leidy Sanabria			Edad:	23
Sexo:	F	Documento:	CC	# 1098632009	
Mano dominante	izquierda	Kg	Mano no dominante	derecha	Kg
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	11-9		Fuerza torsión	10-11	
Fuerza axial	4		Fuerza axial	5	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
59					
Nombre:	Jairo Garcia Quintero			Edad:	45
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91243648	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	11,5		Fuerza flexión	11,5	
Fuerza torsión	20-22		Fuerza torsión	13-23	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
60					
Nombre:	Reinaldo Bonilla Lizarazo			Edad:	52
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91230872	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	11		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	22-20		Fuerza torsión	23-24	

Fuerza axial	13	Fuerza axial	12
Observaciones:			

Fuerza axial	14	Fuerza axial	13
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
61					
Nombre:	Narciso Martinez			Edad:	49
Sexo:	M	Documento:	CC	# 5735564	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	12	Fuerza flexión	12		
Fuerza torsión	17-13	Fuerza torsión	19-16		
Fuerza axial	11	Fuerza axial	12		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
62					
Nombre:	Vidal Martinez Peña			Edad:	49
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91151094	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	12	Fuerza flexión	13		
Fuerza torsión	32-26	Fuerza torsión	21-29		
Fuerza axial	13	Fuerza axial	13		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
63					
Nombre:	Eduard Pérez			Edad:	30
Sexo:	M	Documento:	CC	# 13742687	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
64					
Nombre:	Sergio Niño			Edad:	26
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91524898	

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	7,5		Fuerza flexión	9	
Fuerza torsión	17-10		Fuerza torsión	13-15	
Fuerza axial	10		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	11		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	30-16		Fuerza torsión	20-23	
Fuerza axial	9		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
65					
Nombre:	Libardo Garcia			Edad:	40
Sexo:	M	Documento:	CC	# 5784691	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	17-22		Fuerza torsión	35-24	
Fuerza axial	8,5		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
66					
Nombre:	Fredy Rubiano			Edad:	25
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91535063	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	15		Fuerza flexión	15	
Fuerza torsión	33-25		Fuerza torsión	33-32	
Fuerza axial	14		Fuerza axial	15	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
67					
Nombre:	Fredy Carvajal			Edad:	32
Sexo:	M	Documento:	CC	# 13512186	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	13	Fuerza flexión	12		
Fuerza torsión	12-10	Fuerza torsión	13-14		
Fuerza axial	10	Fuerza axial	9		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
68					
Nombre:	Josue Garcia			Edad:	53
Sexo:	M	Documento:	CC	# 13835173	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	11	Fuerza flexión	14		
Fuerza torsión	13-11	Fuerza torsión	13-11		
Fuerza axial	12	Fuerza axial	12		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
69					
Nombre:	Sergio Rangel			Edad:	31
Sexo:	M	Documento:	CC	# 13718020	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
70					
Nombre:	Dalia Mayerly Morales			Edad:	30
Sexo:	F	Documento:	CC	# 37746644	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		

Fuerza flexión	11	Kg	Fuerza flexión	10	Kg
Fuerza torsión	13-21		Fuerza torsión	23-20	
Fuerza axial	9		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

Fuerza flexión	9,5	Kg	Fuerza flexión	9	Kg
Fuerza torsión	11-10		Fuerza torsión	11-11	
Fuerza axial	11		Fuerza axial	9,5	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
71					
Nombre:	Nancy Pico Castro			Edad:	47
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63328104	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	6	
Fuerza torsión	9-12		Fuerza torsión	13-11	
Fuerza axial	6,5		Fuerza axial	5	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
72					
Nombre:	Elizabeth Rojas			Edad:	33
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63515590	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	7		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	13-10		Fuerza torsión	12-10	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	6	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					

73					
Nombre:	Sandra Manrique			Edad:	32
Sexo:	F	Documento:	CC	# 37556846	
Mano dominante	izquierda	Kg	Mano no dominante	derecha	Kg
Fuerza flexión	6		Fuerza flexión	6	
Fuerza torsión	10-9		Fuerza torsión	12-9	
Fuerza axial	8		Fuerza axial	6	
Observaciones:					

74					
Nombre:	Magda Cristancho			Edad:	40
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63447201	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	7,5		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	12-13		Fuerza torsión	13-11	
Fuerza axial	5		Fuerza axial	8	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
75					
Nombre:	Luz Angela Joya			Edad:	37
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63485606	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	10-13		Fuerza torsión	12-13	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
76					
Nombre:	Claudia Torres			Edad:	47
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63302856	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	12-14		Fuerza torsión	18-12	

Fuerza axial	10	Fuerza axial	10
Observaciones:			

Fuerza axial	8	Fuerza axial	7,5
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
77					
Nombre:	Karina Fuentes			Edad:	31
Sexo:	F	Documento:	CC	# 37729989	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	7	Fuerza flexión	8		
Fuerza torsión	12-13	Fuerza torsión	13-11		
Fuerza axial	8	Fuerza axial	8		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
78					
Nombre:	Lucila Ortiz			Edad:	44
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63323916	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	13	Fuerza flexión	11		
Fuerza torsión	11-10	Fuerza torsión	16-15		
Fuerza axial	8	Fuerza axial	6		
		Kg		Kg	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
79					
Nombre:	Yolanda Rodriguez			Edad:	44
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63361667	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
80					
Nombre:	Edilma Ramirez			Edad:	31
Sexo:	F	Documento:	CC	# 37729857	

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	11-13		Fuerza torsión	11-13	
Fuerza axial	9,5		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	11		Fuerza flexión	9	
Fuerza torsión	18-20		Fuerza torsión	15-21	
Fuerza axial	11		Fuerza axial	10	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
81					
Nombre:	Maria Eugenia Ricaurte			Edad:	44
Sexo:	F	Documento:	CC	# 37943659	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	4		Fuerza flexión	4,5	
Fuerza torsión	6-8		Fuerza torsión	10-10	
Fuerza axial	7,5		Fuerza axial	7	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
82					
Nombre:	Mary Luz Gonzales			Edad:	43
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63335817	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	8		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	9-12		Fuerza torsión	9-10	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	6	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
83					
Nombre:	Carolina Agredo			Edad:	38
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63486545	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	7	Fuerza flexión	9		
Fuerza torsión	15-16	Fuerza torsión	15-18	Kg	Kg
Fuerza axial	9	Fuerza axial	9		
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
84					
Nombre:	Luz Stella Alarcon			Edad:	46
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63338104	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	8	Fuerza flexión	8		
Fuerza torsión	14-15	Fuerza torsión	14-11	Kg	Kg
Fuerza axial	6	Fuerza axial	8		
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
85					
Nombre:	Elda Maria Quintero			Edad:	45
Sexo:	F	Documento:	CC	# 63310561	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
86					
Nombre:	Luis Fernando Santander			Edad:	44
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91255267	
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		

Fuerza flexión	5	Kg	Fuerza flexión	4,5	Kg
Fuerza torsión	16-14		Fuerza torsión	15-15	
Fuerza axial	6		Fuerza axial	5	
Observaciones:					

Fuerza flexión	12	Kg	Fuerza flexión	13	Kg
Fuerza torsión	18-28		Fuerza torsión	23-21	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	11	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
87					
Nombre:	Nestor Bayona			Edad:	53
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91208325	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	12		Fuerza flexión	11	
Fuerza torsión	21-24		Fuerza torsión	18-26	
Fuerza axial	12		Fuerza axial	11	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
88					
Nombre:	Alexander Huerfano			Edad:	25
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91537277	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	9	
Fuerza torsión	15-16		Fuerza torsión	9,5-12	
Fuerza axial	8		Fuerza axial	8	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					

89					
Nombre:	Maurico Serrano			Edad:	34
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91044682	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	14-31		Fuerza torsión	19-17	
Fuerza axial	9		Fuerza axial	9	
Observaciones:					

90					
Nombre:	Pedro Gomez			Edad:	27
Sexo:	M	Documento:	CC	# 84110023	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	20-18		Fuerza torsión	16-14	
Fuerza axial	8		Fuerza axial	8	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
91					
Nombre:	Alvaro Durán			Edad:	29
Sexo:	M	Documento:		# 91078259	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	14		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	13-20		Fuerza torsión	16-14	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
92					
Nombre:	Karol Escorcía			Edad:	21
Sexo:	F	Documento:	CC	# 1098664905	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	7		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	11-10		Fuerza torsión	9-11	

Fuerza axial	8	Fuerza axial	9
Observaciones:			

Fuerza axial	9	Fuerza axial	8
Observaciones:			

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
93					
Nombre:	Diego Rincón			Edad:	20
Sexo:	M	Documento:	CC	#	1098688669
Mano dominante	derecha	Mano no dominante	izquierda		
Fuerza flexión	9	Fuerza flexión	9		
Fuerza torsión	14-25	Fuerza torsión	9-20		
Fuerza axial	10	Fuerza axial	10		
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
94					
Nombre:	Sergio Ardila			Edad:	20
Sexo:	M	Documento:	CC	#	1098680785
Mano dominante	izquierda	Mano no dominante	derecha		
Fuerza flexión	11	Fuerza flexión	9		
Fuerza torsión	14-11	Fuerza torsión	9-12		
Fuerza axial	10	Fuerza axial	10		
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
95					
Nombre:	Wilson Ariza			Edad:	48
Sexo:	M	Documento:	CC	#	2194039

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
96					
Nombre:	Gonzalo Torres			Edad:	21
Sexo:	M	Documento:	CC	#	

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda
Fuerza flexión	7		Fuerza flexión	8
Fuerza torsión	14-11		Fuerza torsión	10-10
Fuerza axial	7,5		Fuerza axial	7
Observaciones:				

				1098673334
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda
Fuerza flexión	14		Fuerza flexión	14
Fuerza torsión	32-20		Fuerza torsión	12-21
Fuerza axial	11		Fuerza axial	11
Observaciones:				

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
97					
Nombre:	Luis Fernando Mejia			Edad:	27
Sexo:	M	Documento:	# 7570685		
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	
Fuerza flexión	14		Fuerza flexión	15	
Fuerza torsión	33-33		Fuerza torsión	33-21	
Fuerza axial	13		Fuerza axial	12	

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
98					
Nombre:	Lisseth Ramirez			Edad:	21
Sexo:	F	Documento:	CC	# 1098675788	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	
Fuerza flexión	5		Fuerza flexión	5	
Fuerza torsión	6,5-6		Fuerza torsión	6-7	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	6,5	

Observaciones:

Observaciones:

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
99					
Nombre:	Carlos Raul Diaz			Edad:	24
Sexo:	M	Documento:	CC	#	1098660424
Mano dominante	derecha		Mano no dominante	izquierda	
Fuerza flexión	14		Fuerza flexión	11	
Fuerza torsión	15-18		Fuerza torsión	18-16	
Fuerza axial	8		Fuerza axial	10	
Kg					
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
100					
Nombre:	Victor Manrique			Edad:	22
Sexo:	M	Documento:	CC	#	1098657191
Mano dominante	derecha		Mano no dominante	izquierda	
Fuerza flexión	7		Fuerza flexión	7	
Fuerza torsión	8-16		Fuerza torsión	10-6	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	6	
Kg					
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
101					
Nombre:	Julian Cediell			Edad:	25
Sexo:	M	Documento:	CC	#	91534433
Observaciones:					

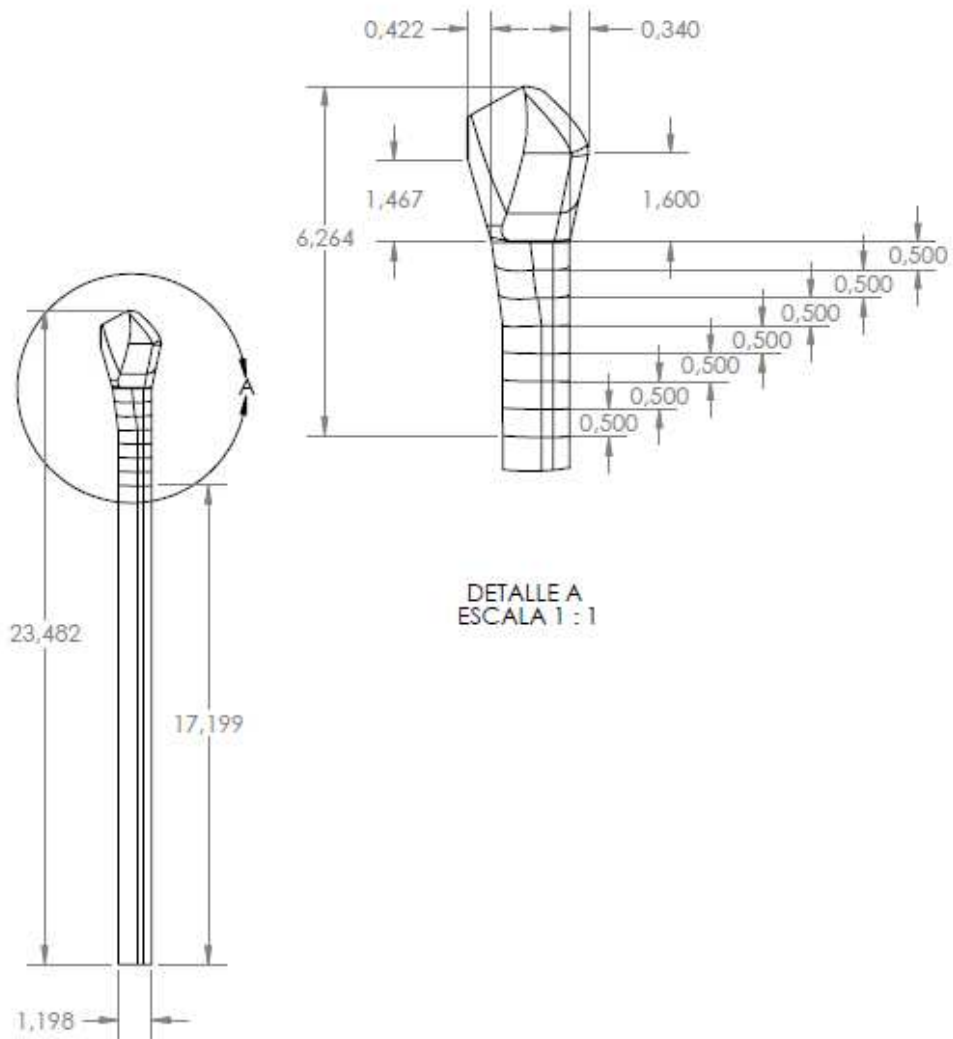
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
102					
Nombre:	Armando Moreno			Edad:	28
Sexo:	M	Documento:	CC	#	74188858
Observaciones:					

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	12	
Fuerza torsión	19-9		Fuerza torsión	16-16	
Fuerza axial	8		Fuerza axial	11	
Observaciones:					

Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	10		Fuerza flexión	10	
Fuerza torsión	18-12		Fuerza torsión	13-10	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	7	
Observaciones:					

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER					
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA - QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS					
103					
Nombre:	Luis Carlos Quitian			Edad:	27
Sexo:	M	Documento:	CC	# 91517953	
Mano dominante	derecha	Kg	Mano no dominante	izquierda	Kg
Fuerza flexión	9		Fuerza flexión	8	
Fuerza torsión	16-11		Fuerza torsión	8-13	
Fuerza axial	7		Fuerza axial	8	
Observaciones:					

Anexo D. Planos



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TORNEADAS: LINEAL: ANGULAR:				ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE:				FIRMA:		FECHA:		TÍTULO:			
DISEÑO:				VERIFICADO:		APROBADO:		N.º DE DIBUJO			
FABRICA:				CALIDAD:		MATERIAL:		plano 1 hueso			
PISO:				ESCALA: 1:2		HOJA 1 DE 1		A4			

