



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Imagenología y distribución de cargas en la muñeca normal y postquirúrgica

Kalenia María Márquez Flórez

Universidad Nacional de Colombia
Facultad Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica
Bogotá D.C., Colombia
2014

Imageneología y distribución de cargas en la muñeca normal y postquirúrgica

Kalenia María Márquez Flórez

Tesis de investigación presentada como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Ingeniería Mecánica

Director:

Ph.D. Diego Alexander Garzón Alvarado

Codirector:

Dr. Enrique Manuel Vergara Amador

Línea de Investigación:

Mecánica Computacional

Grupo de Investigación:

Grupo Modelado y Métodos Numéricos en Ingeniería - GNUM

Universidad Nacional de Colombia

Facultad Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica

Bogotá D.C., Colombia

2014

A mis padres y a mi hermano.

*“He hallado libertad y salvación en mi locura;
la libertad de estar solo y salvo de ser
comprendido, porque aquellos que nos
comprenden esclavizan algo nuestro”*

Gibran Khalil Gibran

Agradecimientos

Un trabajo de este tipo no se puede realizar en solo, se necesita del apoyo de otros para poder llevarlo a cabo, directa o indirectamente. Por eso, quisiera agradecer especialmente al director de este trabajo, profesor Diego Alexander Garzón Alvarado, cuyo interés y apoyo fueron constantes, así como su orientación y correcciones fueron de gran ayuda en estos años en que desarrolle mi labor académica, que culminan en este documento de tesis.

Quisiera extender mi agradecimiento a mis padres, Francisco Márquez e Iveth Florez, a mi hermano, Blake Márquez, y al resto de mi familia que con su paciencia, apoyo y ánimos me sostuvieron durante los buenos momentos y las dificultades; agradezco profundamente a quien me ha ayudado, acompañado y apoyado estos años, Yesid Suarez. Adicionalmente, agradezco a mis compañeros de maestría y a los que están en doctorado, tuve la fortuna de conocerlos, y su apoyo moral fue fundamental para culminar este trabajo. Así mismo, al Ing. Guillermo Cárdenas, quien me respaldó desde que emprendí este proyecto, nunca olvidaré muchos de sus consejos.

Debo agradecer a los estudiantes a quienes les he impartido en estos semestres, que sin saberlo, me enseñaron a tener paciencia. Al taekwondo, deporte complemento que le da balance a mi vida. También quisiera agradecer al soporte de Functionbay Inc., con el software RecurDyn.

Por último, agradezco a la Universidad Nacional de Colombia, *Alma Mater* que me ha cobijado estos años, y la que le debo lo que soy ahora.

Gracias!



Resumen

En este trabajo se determinó la distribución de cargas en la articulación radio-carpiana en la muñeca, bajo condiciones de carga y geometría, asociadas a tratamientos de artrodesis en estado estático. Para esto, se empleó el método discreto *Rigid Body Spring Model* (RBSM) en un modelo tridimensional de una muñeca sana. El método RBSM también se aplicó a modelos en los cuales se simulaban condiciones de la muñeca luego de algún tratamiento de artrodesis, y los resultados obtenidos se compararon con aquellos reportados por otros autores. Adicionalmente, se identificó las consecuencias de dichas artrodesis sobre la distribución de cargas en la superficie articular radio-carpiana, y se determinó si los resultados favorecían, mantenían, o empeoraban la enfermedad osteoartítica que se estuviese tratando.

En los modelos de la muñeca se consideraron los ligamentos tanto extrínsecos como intrínsecos que contribuyen a la estabilidad de la articulación, así como el cartílago entre los huesos que la componen, teniendo en cuenta sus propiedades mecánicas. Tanto los ligamentos como el cartílago se modelaron como materiales elástico lineales, en otras palabras, como resortes que sólo actúan bajo cargas de tensión para los primeros y compresión para el cartílago. La rigidez de cada resorte fue obtenida a partir de estudios anteriores por otros autores, dependiendo del coeficiente de elasticidad y la relación de Poisson de los materiales.

Por otro lado, se tomaron en consideración las observaciones de ortopedistas y cirujanos especializados en la mano, acerca de la posición de los extremos de los tornillos empleados en placas de fijación de fracturas del radio-distal, con relación a la superficie articular radio-carpiana. Ante esta inquietud se propone una metodología para definir el ángulo óptimo en la toma de radiografías que permita visualizar la superficie articular radio distal como filo, de forma tal que se logre determinar si el tornillo ha dañado la superficie articular o está a punto de hacerlo. Para esto, se propuso obtener archivos tridimensionales en formato STL,

logrados a partir de tomografías del radio en posición neutra, esto con el objetivo de determinar las diferentes inclinaciones de la articulación radio-carpiana. Aunque en otros estudios se han estimado estas inclinaciones, se ha hecho de forma experimental y sobre articulaciones de cadáveres, por lo tanto, en las radiografías tomadas a los ángulos obtenidos no se puede apreciar de forma concreta la superficie articular distal del radio de filo. Adicionalmente, no se cuenta con un valor que sirva de patrón sobre las inclinaciones en la población colombiana.

Tanto la metodología para determinar la distribución de cargas en las superficies articulares distales del radio y el cúbito, como para establecer las inclinaciones del radio distal, son un avance en la relación entre el ámbito clínico y las herramientas computacionales; permitiendo establecer las posibles consecuencias de tratamientos aplicados en la mano en cuanto a la transmisión de cargas, sirviendo como una asistencia al cirujano.

Palabras clave: Biomecánica, Muñeca, Osteoartritis, Radio distal, Artrodesis, Articulación Radio-carpiana.

Abstract

In this work it was determined the load distribution on the radio-carpal joint at the wrist under load and geometry conditions, associated to treatments for arthrodesis in static state. To that end, the discrete method RBSM (Rigid Body Spring Model) was used in a three-dimensional model of a healthy wrist. This method was applied to models where wrist conditions after arthrodesis treatment were simulated, and the results of these models were compared with those found by other authors. Additionally, the conditions of such arthrodesis over the load distribution on the radio-carpal joint were identified, and determined if the results favored, maintained, or worsened treated osteoarthritis disease.

On the models of the wrist were taken into account both intrinsic and extrinsic ligaments, that contribute to joint stability, as well as the cartilage between the bones that compose it, considering their mechanical properties. Both ligaments and cartilage were modeled as elastic-linear materials, ergo, as springs that only act under tension loading for the firsts and

compression for the cartilage. Stiffness for each spring was obtained from earlier studies by other authors, depending of the elasticity coefficient and Poisson's ratio of the materials.

Furthermore, observations from hand specialist orthopedists and surgeons were taken into consideration, related to the location of the screw ends used in fracture fixation plates of the distal radius, with relation to the radio-carpal articular surface. Given this concern, a methodology is proposed to define the optimal angle for x-ray imaging, which allows visualizing the distal articular surface as an edge, in a way that it would be possible to determine whether the screw end has damaged the articular surface or is about to. For this, it was proposed to obtain three-dimensional files in STL format, from CT-scans of the radius in neutral position, with the purpose of determining different inclinations of the radio-carpal joint. Although these inclinations have been estimated by other studies, they have been experimental and using ex-vivo specimens, thus, on CT-scans taken to the obtained angles it cannot be precisely appreciated the radius edge distal articular surface. In addition, it is not taken as a pattern-worthy value over inclinations for Colombian population.

Both the methodology to determine load distribution on the distal articular surfaces of radius and ulna, and the establishment of the inclinations of distal radius, are an advancement in the relation between the medical area and the computational tools; allowing to clarify the possible consequences of treatments applied on the hand with respect to load transmission, serving as an aid to the surgeon.

Keywords: Biomechanics, Wrist, Osteoarthritis, Distal Radius, Arthrodesis, Radio-Carpal Joint.

Contenido

	Pág.
Introducción	1
1. Revisión bibliográfica.....	5
1.1 Anatomía de la mano.....	5
1.1.1 Huesos de la Mano	6
1.1.2 Ligamentos en la muñeca	8
1.2 Patologías comunes en la muñeca	9
1.2.1 Fractura del radio distal	9
1.2.2 Osteoartritis de la muñeca	11
1.2.3 Enfermedad de Kienböck	13
1.3 Modelos de la articulación de la muñeca.....	14
1.3.1 Modelado por elementos finitos de la muñeca.....	14
1.3.2 Modelado por el método de cuerpos rígidos conectados por resortes (<i>Rigid Body Spring Modeling - RBSM</i>).....	15
2. Método para el cálculo de las medidas angulares de la articulación del radio distal .	17
2.1 Introducción	17
2.2 Método planteado	21
2.2.1 Obtención de datos	22
2.2.2 Modelo CAD.....	23
2.2.3 Calculo de las inclinaciones	25
2.3 Resultados del caso estudiado	29
2.4 Discusión.....	30
2.5 Conclusiones	36
3. Distribución teórica de carga en la articulación radio y cúbito carpiana.....	37
3.1 Introducción	37
3.2 Materiales y Métodos	38
3.2.1 Geometría.....	39
3.2.2 Cargas aplicadas	39
3.2.3 Condiciones de frontera.....	40
3.2.4 Modelo del cartílago.....	40
3.2.5 Ligamentos	42
3.3 Resultados	43
3.4 Discusión.....	46
3.5 Conclusiones	50
4. Análisis teórico de la distribución de carga en la superficie articular radio-carpiana para diferentes tratamientos de artrodesis.....	53

4.1	Introducción	53
4.2	Materiales y métodos	55
4.2.1	Artrodesis Modeladas.....	56
4.3	Resultados	57
4.3.1	Tratamientos para SLAC/SNAC	59
4.3.2	Tratamientos para otras enfermedades artríticas.....	63
4.4	Discusión	65
4.4.1	Tratamientos para SLAC/SNAC	65
4.4.2	Tratamientos para otras enfermedades artríticas.....	67
4.5	Conclusiones	68
5.	Conclusiones generales y recomendaciones.....	69
5.1	Conclusiones generales	69
5.2	Productos	71
5.3	Trabajo futuro	72

Lista de figuras

	Pág.
FIGURA 1-1 MANO VISTA DESDE EL PLANO LATERAL, CON TERMINOLOGÍA ANATÓMICA.....	5
FIGURA 1-2 MANO VISTA DESDE EL PLANO LATERAL CON TERMINOLOGÍA ANATÓMICA.....	5
FIGURA 1-3 HUESOS DE LA MANO	6
FIGURA 1-4 TÚNEL DEL CARPO	7
FIGURA 1-5 ESQUEMA DE LA CONEXIÓN DE LOS RESORTES EN EL MÉTODO RBSM	16
FIGURA 2-1 POSICIÓN DEL BRAZO EN UNA RADIOGRAFÍA ANTEROPOSTERIOR ESTÁNDAR DE MUÑECA (MODIFICADO DE [69]).....	18
FIGURA 2-2 POSICIÓN DEL BRAZO EN UNA RADIOGRAFÍA LATERAL ESTÁNDAR DE MUÑECA (TOMADO DE [69])	18
FIGURA 2-3 A) RADIOGRAFÍA ANTEROPOSTERIOR; SE PUEDE OBSERVAR LA INCLINACIÓN RADIAL QUE REPRESENTA EL ÁNGULO ENTRE UNA LÍNEA QUE CONECTA LA PARTE MÁS DISTAL DEL RADIO CON LA CARA CUBITAL DEL RADIO DISTAL. B) RADIOGRAFÍA LATERAL; SE PUEDE VER LA INCLINACIÓN PALMAR QUE REPRESENTA EL PLANO DE INCLINACIÓN DE LA SUPERFICIE ARTICULAR DEL RADIO DISTAL (MODIFICADO DE [74]).....	19
FIGURA 2-4 DIAGRAMA QUE MUESTRA LA INCLINACIÓN DEL ANTEBRAZO RESPECTO A LA MESA DE LOS RAYOS-X EN. A) RADIOGRAFÍA ANTEROPOSTEIOR, CON EL BRAZO INCLINADO AL ÁNGULO PALMAR. B) RADIOGRAFÍA LATERAL CON EL ANTEBRAZO INCLINADO AL ÁNGULO RADIAL.	20
FIGURA 2-5 ESQUEMA DE LA METODOLOGÍA PROPUESTA PARA DETERMINAR LA INCLINACIÓN DE LAS SUPERFICIES ARTICULARES	22
FIGURA 2-6 UBICACIÓN Y ORIENTACIÓN DE LA MANO EN VISTA ISOMÉTRICA	23
FIGURA 2-7 UBICACIÓN Y ORIENTACIÓN DE LA MUÑECA CON RESPECTO A UNA SUPERFICIE HORIZONTAL	24
FIGURA 2-8 VISUALIZACIÓN DEL RADIO COMO UN ARCHIVO CON FORMATO .STL	24
FIGURA 2-9 DESCRIPCIÓN DEL ARCHIVO STL	25
FIGURA 2-10 FORMATO DE UN ARCHIVO STL DEL TIPO ASCII, DONDE SE DESCRIBEN LAS DOS CARAS DE LA FIGURA 2-9	25
FIGURA 2-11 EN LA DERECHA SE OBSERVAN LOS ELEMENTOS SELECCIONADOS QUE SE ENCUENTRAN EN LA SUPERFICIE ARTICULAR, COLOR MAGENTA.	26
FIGURA 2-12 EN AZUL SE MUESTRA LA SUPERFICIE ARTICULAR QUE ESTA EN CONTACTO CON EL HUESO ESCAFOIDES Y EN VERDE LA QUE ARTICULA CON EL SEMILUNAR.....	27
FIGURA 2-13 INCLINACIONES DE LOS VECTORES DE SUPERFICIE	30
FIGURA 2-14 RADIOGRAFÍA ANTEROPOSTERIOR TOMADA CON EL ANTEBRAZO INCLINADO 8.1°	31
FIGURA 2-15 RADIOGRAFÍA LATERAL CON EL ANTEBRAZO INCLINADO 6.9°	31
FIGURA 2-16 IMAGEN ANTEROPOSTERIOR TOMADA CON EL ANTEBRAZO INCLINADO 10.4°	32
FIGURA 2-17 IMAGEN LATERAL TOMADA CON EL ANTEBRAZO INCLINADO 12.7°	32
FIGURA 2-18 IMAGEN ANTEROPOSTERIOR TOMADA CON EL ANTEBRAZO INCLINADO 5.8°	33
FIGURA 2-19 IMAGEN LATERAL TOMADA CON EL ANTEBRAZO INCLINADO 13.3°	33
FIGURA 2-20 IMÁGENES ANTEROPOSTERIORES TOMADAS CON EL ANTEBRAZO INCLINADO: A)0°, B) 12°, C) 9.3°.	34

FIGURA 2-21 "RADIOGRAFÍAS" LATERALES TOMADAS CON EL ANTEBRAZO INCLINADO: A) 0°, B) 23°.35

FIGURA 3-1 COMPARACIÓN DE LOS TAMAÑOS DE LOS ELEMENTOS PARA LAS MALLAS EMPLEADAS. A) ELEMENTOS CON UN ÁREA PROMEDIO DE 0.18 mm² Y B) ELEMENTOS CON ÁREAS PROMEDIO DE 0.73 mm².39

FIGURA 3-2 DIAGRAMA DE LOS HUESOS EN RECURDYN®, VISTA PALMAR DE LA MUÑECA, SE MUESTRAN LAS CARGAS. LOS NOMBRES DE LOS HUESOS NUMERADOS EN LA FIGURA: 1-I METACARPO; 2-II METACARPO; 3-III METACARPO; 4-IV METACARPO; 5-V METACARPO; 6-RADIO; 7-CÚBITO.41

FIGURA 3-3. A) MODELO 1: CON ELEMENTOS CON 0.18 mm² DE ÁREA; B) MODELO 2 CON ELEMENTOS 0.73 mm² DE ÁREA. LOS NOMBRES DE LOS HUESOS NUMERADOS SON: 1- TRAPECIO; 2- TRAPEZOIDE; 3- GRANDE; 4- GANCHOSO; 5- ESCAFOIDES; 6-SEMILUNAR; 7-PIRAMIDAL; 8-RADIO; 9-CÚBITO.42

FIGURA 3-4 LIGAMENTOS MODELADOS EN EL PRESENTE ESTUDIO. A) LIGAMENTOS EXTRÍNECOS (PALMAR); B) LIGAMENTOS INTRÍNECOS (PALMAR); C) LIGAMENTOS DORSALES. CÚBITO-SEMILUNAR (PALMAR-1), CÚBITO-PIRAMIDAL (PALMAR-2), ESCAFOIDES-SEMILUNAR (PALMAR-3, DORSAL-19), SEMILUNAR-PIRAMIDAL (PALMAR-4, DORSAL-20), ESCAFOIDES-GRANDE (PALMAR-5) STT (6), GRANDE-PIRAMIDAL (PALMAR-7), GANCHOSO-PIRAMIDAL (PALMAR-8), GRANDE-TRAPEZOIDE (PALMAR-9, DORSAL-22), TRAPEZOIDE-TRAPECIO (PALMAR-10, DORSAL-23), GANCHOSO-GRANDE (PALMAR-11, DORSAL-24), RADIO-ESCAFOIDES (12), RADIO-GRANDE (13), RADIO-SEMILUNAR (14), CÚBITO-GRANDE (15), FLEXOR RETINACULUM (16), RADIO-CÚBITO DISTAL (17), RADIO-PIRAMIDAL (18), ESCAFOIDES-PIRAMIDAL (DORSAL-21). ESTOS DIAGRAMAS NO INCLUYEN LOS LIGAMENTOS QUE CONECTAN LOS CARPOS CON LOS METACARPOS, NI LOS INTER-METACARPÍANOS.43

FIGURA 3-5 RESULTADOS OBTENIDOS DEL PORCENTAJE DE LA CARGA APLICADA QUE SE TRANSMITE A TRAVÉS DE LAS SUPERFICIES ARTICULARES RELACIONADAS CON EL ESCAFOIDES, SEMILUNAR, PIRAMIDAL, RADIO Y CÚBITO. A) PARA EL MODELOS ELEMENTOS CON ÁREA DE 0.18 mm²; B) PARA EL MODELOS ELEMENTOS CON ÁREA DE 0.73 mm².45

FIGURA 3-6 DISTRIBUCIÓN DE LA FUERZA EN LA SUPERFICIES ARTICULAR DEL RADIO DISTAL. EN A), B), C) Y D) SE MUESTRA LA DISTRIBUCIÓN DE LA FUERZAS EN LAS SUPERFICIES ARTICULARES DEL RADIO Y CÚBITO PARA EL MODELO CON ELEMENTOS DE 0.18 mm² DE ÁREA, DONDE A) ES LA DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS PARA LA SUPERFICIE ARTICULAR DEL RADIO CON EL ESCAFOIDES, B) PARA LAS SUPERFICIES ARTICULARES ENTRE DEL SEMILUNAR CON EL RADIO, C) DISTRIBUCIÓN PARA EL SEMILUNAR Y EL CÚBITO Y D) PARA LA SUPERFICIE ARTICULAR ENTRE EL PIRAMIDAL Y EL CÚBITO. EN E), F), G) Y H) SE MUESTRA LA DISTRIBUCIÓN DE LA FUERZAS EN LAS SUPERFICIES ARTICULARES DEL RADIO Y CÚBITO PARA EL MODELO CON ELEMENTOS DE 0.73 mm² DE ÁREA, E) ES LA DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS PARA LA SUPERFICIE ARTICULAR DEL RADIO CON EL ESCAFOIDES, F) PARA LAS SUPERFICIES ARTICULARES ENTRE DEL SEMILUNAR CON EL RADIO, G) DISTRIBUCIÓN PARA EL SEMILUNAR Y EL CÚBITO Y H) PARA LA SUPERFICIE ARTICULAR ENTRE EL PIRAMIDAL Y EL CÚBITO46

FIGURA 3-7 COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN ESTE ESTUDIO CON AQUELLOS OBTENIDOS POR OTROS AUTORES PARA EL PORCENTAJE DE LA CARGA APLICADA TRANSMITIDA POR LA SUPERFICIE ARTICULAR A) ENTRE EL RADIO Y EL ESCAFOIDES, Y B) ENTRE EL RADIO Y EL SEMILUNAR. LAS ABREVIATURAS EMPLEADAS EN LAS FIGURAS ESTÁN RELACIONADAS CON LOS ESTUDIOS ANTERIORES DE LA SIGUIENTE MANERA: M: TRABAJO DESARROLLADO EN MAJIMA ET AL. [21]; SC: TRABAJO DESARROLLADO EN SHUIND ET AL. [12]; W: TRABAJO DESARROLLADO EN WATANABE ET AL. [101]; G: TRABAJO DESARROLLADO EN GENDA ET AL. [89]; HA: TRABAJO DESARROLLADO EN HARA ET AL. [99]; I2D: TRABAJO DESARROLLADO EN IWASAKI ET AL. [19]; S: TRABAJO DESARROLLADO EN SHORT ET AL. [102]; H: TRABAJO DESARROLLADO EN HORII ET AL. [64]; I3D: TRABAJO DESARROLLADO EN IWASAKI ET AL. [100]. MODEL1 SON LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN ESTE ESTUDIO PARA EL MODELO CON ELEMENTOS DE 0.18 mm² DE ÁREA, Y MODEL2 SON LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN ESTE ESTUDIO PARA EL MODELOS MODELO CON ELEMENTOS DE 0.73 mm² DE ÁREA.47

FIGURA 3-8 COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN ESTE ESTUDIO CON AQUELLOS OBTENIDOS POR OTROS AUTORES PARA EL PORCENTAJE DE LA CARGA APLICADA TRANSMITIDA POR A) EL TRIÁNGULO FIBROCARILAGINOSO, Y B) POR LA SUPERFICIE ARTICULAR ENTRE EL RADIO-CARPIANA. LAS ABREVIATURAS EMPLEADAS EN LAS FIGURAS ESTÁN RELACIONADAS CON LOS ESTUDIOS ANTERIORES DE LA SIGUIENTE MANERA: M: TRABAJO DESARROLLADO EN MAJIMA ET AL. [21]; SC: TRABAJO DESARROLLADO EN SHUIND ET AL. [12]; W: TRABAJO DESARROLLADO EN WATANABE ET AL. [101]; G: TRABAJO DESARROLLADO EN GENDA ET AL. [89]; GI: TRABAJO DESARROLLADO EN GISLASON ET AL. [30]; HA: TRABAJO DESARROLLADO EN HARA ET AL. [99]; I2D: TRABAJO DESARROLLADO EN IWASAKI ET AL. [19]; S: TRABAJO DESARROLLADO EN SHORT ET AL. [102]; H: TRABAJO DESARROLLADO EN HORII ET AL. [64]; I3D: TRABAJO DESARROLLADO EN IWASAKI ET AL. [100]. MODEL1 SON LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN ESTE ESTUDIO PARA EL MODELO CON ELEMENTOS DE 0.18 mm ² DE ÁREA, Y MODEL2 SON LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN ESTE ESTUDIO PARA EL MODELOS MODELO CON ELEMENTOS DE 0.73 mm ² DE ÁREA.	48
FIGURA 4-1 MODELOS SIMULADOS DE ARTRODESIS QUE SE EMPLEAN PARA TRATAR SLAC/SNAC ETAPA II, LOS HUESOS EN GRIS SON LOS FUSIONADOS. A) TRES ESQUINAS (FUSIÓN DE LOS HUESOS SEMILUNAR, GRANDE Y GANCHOSO); B) TRES ESQUINAS CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES; C) ESCAFOIDES-GRANDE-SEMILUNAR (SCL); D) CUATRO ESQUINAS (FUSIÓN DE LOS HUESOS SEMILUNAR, GRANDE, GANCHOSO Y PIRAMIDAL); E) GRANDE-SEMILUNAR (CL); F) GRANDE-SEMILUNAR (CL) CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES.	56
FIGURA 4-2 MODELOS SIMULADOS DE ARTRODESIS, LOS HUESOS EN GRIS SON LOS FUSIONADOS. A) CUATRO ESQUINAS (FUSIÓN DE LOS HUESOS SEMILUNAR, GRANDE, GANCHOSO Y PIRAMIDAL) CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES, APLICADO PARA TRATAR SLAC/SNAC ETAPA III; B) ESCAFOIDES-SEMILUNAR (SL); C) RADIO-ESCAFOIDES-SEMILUNAR (RSL); D) ESCAFOIDES-GRANDE (SC); E) SEMILUNAR-PIRAMIDAL (STri); F) TRIESCAFOIDES (STT- FUSIÓN DE LOS HUESOS ESCAFOIDES, TRAPECIO, TRAPEZOIDE).....	57
FIGURA 4-3 PORCENTAJE DE LA CARGA EXTERNA APLICADA QUE SE TRANSMITE POR LA SUPERFICIE ARTICULAR ENTRE EL RADIO Y EL ESCAFOIDES (RS) Y A TRAVÉS DE LA SUPERFICIE ARTICULAR ENTRE EL RADIO Y EL SEMILUNAR (RL), PARA LAS ARTRODESIS EMPLEADAS EN EL TRATAMIENTO DE SLAC/SNAC ETAPAS II Y III. NORMAL: MUÑECA SANA; 3CORNER: FUSIÓN TRES ESQUINAS; 3CORNERNoS: FUSION TRES ESQUINAS CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES; SCL: FUSIÓN DE LOS HUESOS ESCAFOIDES-GRANDE-SEMILUNAR; 4CORNER: FUSIÓN CUATRO ESQUINAS; CL: FUSIÓN DE LOS HUESOS GRANDE Y SEMILUNAR; CLNoS: FUSIÓN DE LOS HUESOS GRANDE Y SEMILUNAR CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES; 4CORNERNoS: FUSIÓN CUATRO ESQUINAS CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES.	60
FIGURA 4-4 PORCENTAJE DE LA CARGA EXTERNA APLICADA QUE SE TRANSMITE POR LA SUPERFICIE ARTICULAR ENTRE EL CÚBITO Y EL SEMILUNAR (UL) Y A TRAVÉS DE LA SUPERFICIE ARTICULAR ENTRE EL CÚBITO Y EL PIRAMIDAL (UT), PARA LAS ARTRODESIS EMPLEADAS EN EL TRATAMIENTO DE SLAC/SNAC ETAPAS II Y III. NORMAL: MUÑECA SANA; 3CORNER: FUSIÓN TRES ESQUINAS; 3CORNERNoS: FUSION TRES ESQUINAS CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES; SCL: FUSIÓN DE LOS HUESOS ESCAFOIDES-GRANDE-SEMILUNAR; 4CORNER: FUSIÓN CUATRO ESQUINAS; CL: FUSIÓN DE LOS HUESOS GRANDE Y SEMILUNAR; CLNoS: FUSIÓN DE LOS HUESOS GRANDE Y SEMILUNAR CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES; 4CORNERNoS: FUSIÓN CUATRO ESQUINAS CON REMOCIÓN DEL ESCAFOIDES.	61
FIGURA 4-5 DISTRIBUCIÓN DE LA PRESIÓN DE CONTACTO PARA LAS SUPERFICIES ARTICULARES RADIO-ESCAFOIDES, RADIO-SEMILUNAR, CÚBITO-SEMILUNAR, Y CÚBITO-PIRAMIDAL, EN LOS TRATAMIENTOS DE ARTRODESIS APLICADOS A SLAC/SNAC II Y III.....	62
FIGURA 4-5 PORCENTAJE DE LA CARGA EXTERNA TRANSMITIDA A TRAVÉS DE LAS SUPERFICIES ARTICULARES ENTRE: A) RADIO Y EL ESCAFOIDES (RS), RADIO Y SEMILUNAR (RS); B) CÚBITO Y SEMILUNAR (UL), Y EL CÚBITO Y PIRAMIDAL (UT); PARA UNA MUÑECA NORMAL Y PARA LAS SIGUIENTES ARTRODESIS: ESCAFOIDES-SEMILUNAR (SL), ESCAFOIDES-GRANDE (SC), LUNOPIRAMIDAL (LTri), Y TRIESCAFOIDES (STT)	63

FIGURA 4-7 DISTRIBUCIÓN DE LA PRESIÓN DE CONTACTO PARA LAS SUPERFICIES ARTICULARES RADIO-ESCAFOIDES, RADIO-SEMILUNAR, CÚBITO-SEMILUNAR, Y CÚBITO-PIRAMIDAL, EN LOS TRATAMIENTOS DE FUSIÓN ENTRE LOS HUESOS ESCAFOIDES-SEMILUNAR (SL), ESCAFOIDES-GRANDE (SC), LUNOPIRAMIDAL (LTri) Y TRIESCAFOIDES (STT).....64

Lista de tablas

	Pág.
TABLA 2-1 ÁNGULOS DE CADA SUPERFICIE CON RESPECTO A CADA PLANO	29
TABLA 3-1 COMPONENTES RECTANGULARES DE LAS FUERZAS APLICADAS EN LOS METACARPOS.....	40
TABLA 3-2 CONSTANTE DE RIGIDEZ DE LOS LIGAMENTOS; TOMADO DE [12], [34]	42
TABLA 3-3 RESUMEN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS	45
TABLA 4-1 RESUMEN DE LAS ARTROSIS DE MUÑECA MÁS COMUNES Y SU TRATAMIENTO CON ARTRODESIS MÁS FRECUENTE.	54
TABLA 4-2 PORCENTAJES DE LA CARGA EXTERNA APLICADA QUE SE TRANSMITE POR LAS SUPERFICIES ARTICULARES DISTALES DEL RADIO Y EL CÚBITO EN UNA MUÑECA NORMAL Y DESPUÉS DE UN TRATAMIENTO DE ARTRODESIS.	58

Lista de Símbolos y abreviaturas

Símbolos con letras latinas

Símbolo	Término
A	Área
E	Módulo de elasticidad del cartílago
F	Fuerza en cada resorte
K	Constante de rigidez
L_0	Longitud del resorte inicial
L_1	Longitud del resorte final
\hat{n}	Vector normal a la superficie
S	Área de superficie
U	Vector unitario en dirección de un eje cartesiano
NoS	Remoción del escafoides

Símbolos con letras griegas

Símbolo	Término
ν	Coefficiente de Poisson

Subíndices

Subíndice	Término
i	Elemento o resorte i

Abreviaturas

Abreviatura	Término
RBSM	Cuerpos rígidos conectados por resortes (<i>Rigid Body Spring Model</i>)
MP	Metacarpo falángica
PIP	Proximal Inter-Falángica
DIP	Distal Inter-Falángica
SLAC	Colapso carpiano avanzado del ligamento escafolunar (<i>Scapholunate Advance Colapse</i>)
SNAC	Colapso carpiano avanzado por no-uniión (<i>Scaphoid Non-union Advance Colapse-SNAC</i>)
SC	Escafoides-Grande
HC	Ganchoso-Grande
FEM	Método de los elementos finitos (<i>Finite Element Method</i>)

Abreviatura Término

<i>TAC</i>	Tomografía Axial Computarizada
<i>CAD</i>	Diseño asistido por computador (<i>Computer Aided Design</i>)
<i>STL</i>	Estereolitografía
<i>MBD</i>	Dinámica multi-cuerpo (<i>Multi-Body Dynamics</i>)
<i>TFCC</i>	Triangulo Fibro-Cartilaginoso Complejo
<i>SCL</i>	Escafoides-Grande-Semilunar
<i>CL</i>	Grande-Semilunar
<i>RSL</i>	Radio-Escafoides-Semilunar
<i>SL</i>	Escafoides-Semilunar
<i>LT</i>	Semilunar-Piramidal

Introducción

El término mano (*Manus*) viene del término griego *Manipulus*, el cual se interpreta como manipular [1]. El hombre utiliza la mano como herramienta para operar objetos, sirve como ojos para los ciegos, los mudos hablan con ella, se emplean para saludar, suplicar, condenar y señalar [2]; además ha sido acreditada como símbolo de poder [3] y extensión del intelecto [4]. Aunque se dice que la mano es el logro más grande de la evolución humana, estudios han mostrado que nuestras sensibles manos móviles con pulgares oponibles son parte también de los ancestros vertebrados del hombre [2]. Sin embargo, una mano simiesca nunca ha construido un cuchillo de piedra, esto se debe a que la mano del hombre se ha venido adaptando a las diferentes funciones que le ha tocado desarrollar a lo largo de su historia [1].

La mano es de suma importancia en la formación de la civilización humana, pues su funcionalidad propulsó a la humanidad a caminar erecta y desarrollarse en adelante. Por lo tanto, existe un profundo interés en estudiar su complejo mecanismo, al cual está subyugada toda la extremidad superior, incluyendo la articulación de la muñeca. Esta articulación, a la par que la del tobillo, es una de las más complejas en el cuerpo humano, debido a la cantidad de huesos que la componen, los ligamentos que los unen y estabilizan, y la forma asombrosa en que todo este conjunto interactúa. Sin embargo, al ser una articulación del tipo sinovial, es susceptible a enfermedades degenerativas del cartílago hialino que recubre los huesos.

Una comprensión sobre la distribución de cargas de compresión en las superficies articulares de la muñeca es fundamental para el estudio biomecánico de procedimientos quirúrgicos, patologías y diseño de implantes. Adicionalmente, la descripción de las presiones en las superficies articulares en la muñeca conlleva un reto, debido a su alta complejidad geométrica y mecánica. Por ejemplo, sólo la superficie articular del radio distal tiene forma tanto bi-plana como bi-concava, que interactúan a su vez con huesos de morfología compleja.

Una degeneración en la superficie articular de la muñeca, conocida como osteoartritis, puede generar un malfuncionamiento de esta articulación, comprometiendo en muchos sentidos la estabilidad de una persona. La osteoartritis es una enfermedad degenerativa en donde hay pérdida progresiva del cartílago articular, generando dolor y disminución del movimiento de la articulación. Estas condiciones pueden dificultar las actividades diarias de una persona, y un descenso en su calidad de vida. Existe una amplia variedad de opciones para el tratamiento de esta patología, y entre los enfoques quirúrgicos se realizan las artrodesis parcial de muñeca [5]–[11]. En estos tratamientos se fusionan huesos de la articulación con el fin de modificar la distribución de cargas a través de articulación radio-carpiana, y así mitigar el desarrollo de la osteoartritis. Por lo anterior, es necesario evaluarlas y así seleccionar el tratamiento más adecuado. Un camino para esto es comparar la distribución de cargas sobre el cartílago articular de una articulación sana con una patológica, y con aquella después del tratamiento quirúrgico [12].

Para afrontar esta incertidumbre se han empleado métodos tanto experimentales e invasivos [13], [14], como computacionales, que intentan aproximarse a las condiciones mecánicas a las que estaría sujeta la muñeca [15]. El primero, al ser invasivo, puede afectar las condiciones fisiológicas como la geometría y los tejidos. Por otro lado, los métodos computacionales están limitados a los recursos de procesamiento disponibles y las condiciones de frontera impuestas para alcanzar la convergencia, limitando su aplicabilidad en el ámbito clínico [16]. Aun con lo anterior, los modelos computacionales, siendo una representación matemática idealizada, se han tornado en una herramienta relevante para el estudio biomecánico de articulaciones tan complejas como la muñeca, ya que permite comparar, de manera directa, el efecto de cambios en la estructura de carpos y la geometría de la articulación [17].

Pocos son los estudios computacionales de los efectos sobre la distribución de cargas en la superficie articular del radio distal, debido a un tratamiento de artrodesis aplicado. Dentro de las técnicas computacionales usadas para determinar las cargas en la articulación de la muñeca, se encuentra el modelado por cuerpos rígidos conectados por resortes (*Rigid Body Spring Model-RBSM*) [12], [18], [19], [19]–[22] y el modelado por elementos finitos [23]–[30]. Esta última, se ha empleado para determinar la distribución de esfuerzos en la capa del cartílago bajo condiciones estáticas. Sin embargo, se encuentra limitada a los recursos

computacionales y a la complejidad que conlleva dividir el dominio en elementos discretos. Por su parte, el método *RBSM*, reduce contratiempos al suponer los huesos como cuerpos rígidos y los tejidos blandos como resortes que actúan bajo cargas de tensión o compresión, convirtiéndose en una opción aplicable en un ambiente clínico.

El objetivo principal de este trabajo fue determinar la distribución de fuerzas en la articulación radio-carpiana en la muñeca, bajo condiciones de cargas y geométricas asociadas a tratamientos de artrodesis. Para esto, se desarrolló un modelo biomecánico del comportamiento estructural de la articulación de la muñeca normal mediante el método *RBSM* (*Rigid Body Spring Model*). Adicionalmente, se modela y compara la distribución de cargas en la muñeca normal con la que se presenta después de un tratamiento quirúrgico de artrodesis. Por otro lado, se propone una metodología para definir el ángulo óptimo para toma de radiografías que permita visualizar la superficie articular distal del radio como filo.

En adelante este trabajo está dividido en 5 partes. En la primera, se hace una breve descripción anatómica de la articulación de la muñeca. Adicionalmente, se describen las patologías relevantes que afectan la mano junto con sus posibles tratamientos. Además, se definen los métodos computacionales que se han empleados para el análisis de cargas en la muñeca. En la sección siguiente, se plantea una metodología para determinar los ángulos de inclinación de las superficies articulares distales del radio. En la tercera parte, se plantea y valida un modelo tridimensional de la muñeca empleando *RBSM* para determinar la distribución de cargas en la articulación radio-carpiana. La cuarta sección, se muestra la aplicación del modelo (*RBSM*) para el análisis de cargas en la articulación radio-carpiana en tratamientos de artrodesis en la muñeca. Finalmente, en la última sección se presentan las conclusiones generales y recomendaciones del trabajo.

1. Revisión bibliográfica

1.1 Anatomía de la mano

La mano, es uno de los mecanismos más intrincados del cuerpo humano, con veinticuatro grupos musculares controlado a través de varias ramas nerviosas, además de un sistema articular de varios huesos con grandes posibilidades mecánicas [31]. Para su estudio, existe una terminología estándar que permite referirse a las partes de la mano (Figura 1-1 y Figura 1-2).

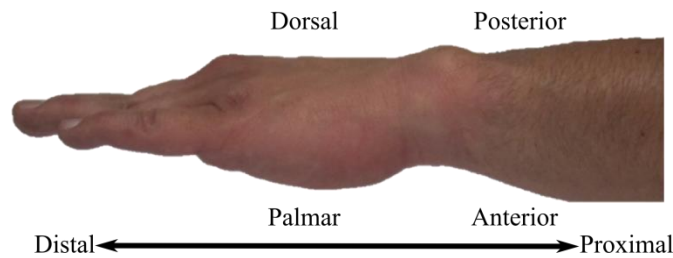


Figura 1-1 Mano vista desde el plano lateral, con terminología anatómica.

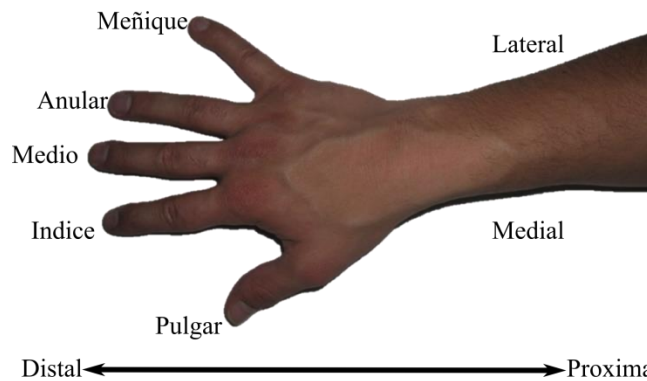


Figura 1-2 Mano vista desde el plano lateral con terminología anatómica.

1.1.1 Huesos de la Mano

La mano está conformada por 27 huesos, de los cuales 14 son falanges que forman los dedos (2 en el pulgar y 3 en los demás). También hacen parte de la mano los 5 metacarpos y los 8 carpos que al acoplarse con los huesos radio y cúbito constituyen la articulación de la muñeca [32] (Figura 1-3). Los carpos son huesos cortos que se organizan en dos filas; en la más proximal se ubican el escafoides, semilunar, piramidal y el pisiforme, y la fila distal está compuestas por los huesos trapecio, trapezoide, grande y ganchoso (Figura 1-3) [33]. Estos últimos huesos articulan con los extremos proximales de los metacarpos; sin embargo, los metacarpos II al V articulan de forma estrecha con la fila distal de carpos, causando que su movimiento independiente quede limitado (Figura 1-3) [31]. Aunque el pisiforme es considerado como parte de la fila proximal de los carpos, este es un hueso sesamoideo del tendón *flexor carpi ulnaris* (Figura 1-3) [34]. Adicionalmente, en el plano transversal de la mano, los carpos forman una concavidad cerrada hacia el lado palmar debido al ligamento *flexor retinaculum*, creándose el túnel del carpo (Figura 1-4).

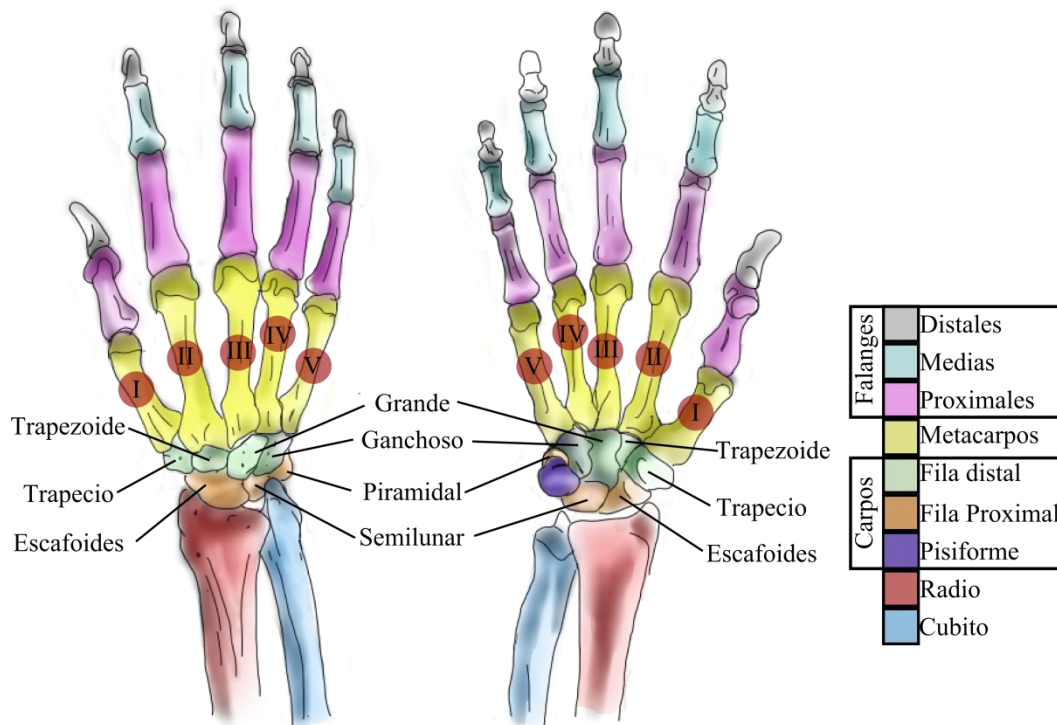


Figura 1-3 Huesos de la mano

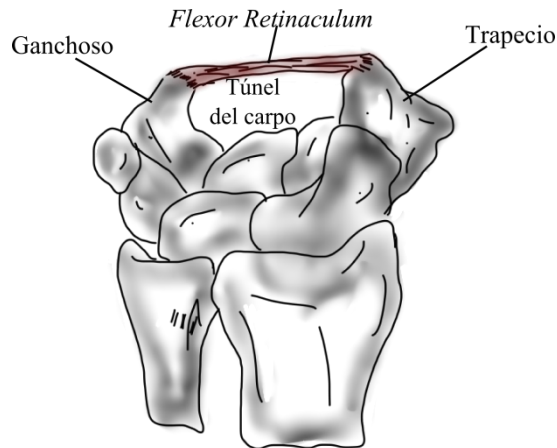


Figura 1-4 Túnel del carpo

Por otro lado, la parte central de los metacarpos tienen forma arqueada, y los extremos distales son casi hemisféricos para recibir la superficies cóncava de los extremos proximales de las primeras falanges [31], conocidas como falanges proximales [32]. Las otras dos falanges que componen el dedo se denominan falanges medias y distales (Figura 1-3), y en el pulgar sólo se tienen falanges distal y proximal. Cada dedo está compuesto por tres articulaciones: la metacarpofalángica (MP), la proximal interfalángica (PIP), y la distal interfalángica (DIP) [32].

La articulación radio-carpiana es una articulación del tipo condilar, que permite flexión/extensión, aducción/abducción y circunducción. Además, la superficie articular distal del radio es tanto bicóncava (considerando las áreas que articulan con el hueso escafoides y con el hueso semilunar), como biplana (debido a la inclinación radial y palmar) [35].

Las articulaciones intercarpianas y metcarpocarpianas son del tipo de articulación plana, que permite el deslizamiento y un poco de rotación entre los huesos, excepto para el primer metacarpo, que tiene una articulación con forma de silla de montar con los carpos, admitiendo movimientos de flexion/extensión, aducción/abducción y oposición [33]. Por otro lado las articulaciones metacarpofalángicas son del tipo condilar, y las interfalángicas tienen forma de bisagra permitiendo movimientos de flexión/extensión [33].

Por otra parte, la muñeca es una articulación del tipo sinovial [33], por lo tanto tiene un amplio rango de movimiento [36]. Este tipo de articulación están formado por una capsula

articular que, con apoyo de los ligamentos, mantienen en contacto las superficies articulares aislándolas del resto de estructuras [36]. Adicionalmente, la capsula articular está recubierta en su parte interna por la membrana sinovial, responsable de segregar un líquido para la lubricación y nutrición del cartílago hialino que recubre los huesos [36]. Este tipo de cartílago es de la clase embrionaria, con la característica de tener muy poca irrigación vascular, por lo que depende del fluido sinovial para su subsistencia. Consecuentemente, este tipo de articulación es susceptible a enfermedades degenerativas.

1.1.2 Ligamentos en la muñeca

La estabilidad estática de la compleja configuración ósea de la muñeca, está determinada por una estructura ligamentosa. La disposición de estos ligamentos es elaborada, y su tamaño y forma varía de individuo a individuo [37]. Los ligamentos pueden categorizarse en dos grupos: ligamentos intrínsecos y extrínsecos [38]. Los intrínsecos interconectan los huesos carpos, mientras que los extrínsecos se encargan de la conexión entre los carpos y los huesos radio, cúbito y metacarpos [4]. Adicionalmente, dependiendo de su ubicación pueden clasificarse en dorsal y palmar.

En la zona palmar, los ligamentos extrínsecos pueden dividirse en los radio-carpianos, y cúbito-carpianos [34]. En el primer grupo se encuentran los ligamentos que van del hueso radio al grande, y del radio al semilunar; por el lado cúbito-carpiano se tienen los que van del cúbito al semilunar, del cúbito al grande, y del cúbito al piramidal. En la zona dorsal, sólo se cuenta con un ligamento extrínseco que une el hueso radio con el piramidal [39].

Los ligamentos intrínsecos son pequeñas fibras que conectan los huesos del carpo con otros de su misma fila o entre ellas [34]. Del lado palmar se tienen los ligamentos que conectan los carpos escafoides-grande, grande-piramidal, escafoides-semilunar, semilunar-piramidal, piramidal-ganchoso, grande-trapezoide, trapezoide-trapecio y ganchoso-grande [34]. Estos últimos tres, que interconectan la fila distal de los huesos carpos, tienen un ligamento homónimo en la zona dorsal, lo mismo sucede para los ligamentos semilunar-piramidal, piramidal-ganchoso, y escafoides-semilunar. Adicionalmente, el ligamento escafotrapecio-trapezoide (STT) hace parte de los ligamentos intrínsecos palmares, aunque como está al

mismo nivel que los extrínsecos palmares, algunas veces se clasifica como un ligamento extrínseco [39].

Se han realizado estudios sobre el comportamiento mecánico de tejidos blandos, como los ligamentos de la muñeca [40]–[42]. Sin embargo, los resultados presentados para caracterizar mecánicamente los ligamentos han sido determinados mediante técnicas diversas, por lo tanto las propiedades mecánicas obtenidas de estos tejidos pueden no ser comparables [17]. Pese a esta gran variabilidad, los valores obtenidos pueden aportar bases para determinar el comportamiento de la muñeca (especialmente la rigidez) cuando se realiza un modelo mecánico [17].

1.2 Patologías comunes en la muñeca

Al observar la anatomía de la muñeca, se puede inferir que debido a su estructura elaborada, así como la interacción de tantos huesos, ligamentos y superficies articulares, es verosímil que se produzcan un sinnúmero de patologías en dicha articulación. Estas pueden ser producto de diferentes factores, como cambios anormales en la carga, desgaste o rotura de ligamentos, fracturas, artritis, entre otras. Las patologías articulares más comunes incluyen la artrosis (osteoartritis), condromalacia y daño del tejidos blandos, siendo la artrosis la que se presenta con mayor frecuencia [43].

1.2.1 Fractura del radio distal

La comprensión del contexto anatómico y mecánico alrededor de la fractura de radio distal, ha aumentado el interés en el desarrollo de dispositivos, sean ortesis, prótesis o fijadores externos que restauren la estabilidad en esta zona del hueso [44].

Por otro lado, existe la posibilidad de que la incidencia de este tipo de fractura se incremente con el aumento de la población adultos mayores; la osteoporosis es un factor que contribuye a que se presenten este tipo de fractura en los ancianos [44], debido a que la severidad de la fractura está directamente relacionada con la densidad ósea [45].

Los mecanismos más comunes para que se genere fractura del radio distal son las caídas con apoyo en la mano extendida, que generalmente causan desplazamiento dorsal y radial del

extremo distal del radio [46]. Las fracturas en el radio distal tienden a agruparse en patrones reconocibles, los cuales son clasificados de acuerdo con epónimos o con su reproducibilidad anatómica, diagnóstico, pronóstico, lesiones en los tejidos blandos y su tratamiento [44].

Los principios básicos para el tratamiento de fracturas del radio distal, deben ser los mismos para cualquier tipo de fractura, es decir, reconstrucción anatómica, fijación estable, y recuperación rápida del movimiento [47]. Sin embargo, la fractura del radio distal, en ocasiones, pueden convertirse una lesión compleja con interrupciones en la superficie articular, generando inestabilidad y daño en el tejido blando (cartílago o ligamentos) [48]. En estos casos, se requiere de fijaciones adicionales para mantener la estabilidad de la articulación, y generalmente es preferible emplear una fijación externa que permita una pronta recuperación antes que un tratamiento quirúrgico [48]. En las fracturas no desplazadas, o con un grado de desplazamiento tal que al reducir la fractura se mantenga estable, se aplica un tratamiento conservador, donde se inmoviliza la articulación del radio distal con un yeso. Mientras que en los casos donde la fractura es inestable, se emplea un tratamiento quirúrgico donde se implantan dispositivos como tornillos y clavos que estabilicen la fractura [49].

Se han desarrollado implantes y técnicas con el objeto de mejorar las fijaciones en las fracturas del radio distal [47]. La técnica más común es mediante una reducción abierta con el empleo de placas, sean dorsales o palmares, sobre todo en fracturas intra-articulares con desplazamiento, preservando tanto la longitud del radio como las inclinaciones de su superficie articular distal [50]. La aproximación más usual para estabilizar la fractura del radio distal es por medio de placas de fijación palmar. Aunque muchos autores han reportado buenos resultados clínicos después de emplear una placa dorsal, a pesar de la complejidad que conlleva acomodar el perfil de la placa en el dorso del radio [50]. Sin embargo, la aproximación dorsal puede generar roturas y tendinitis en los tendones extensores dorsales de la mano, debido al contacto directo que puede darse entre la placa y estos tejidos blandos [51], [47]. Por lo tanto, la opción quirúrgica empleada para fijar fracturas intra-articulares del radio distal, dependerá de las preferencias y experiencia del cirujano [50].

Por otra parte, existen consideraciones que se deben tener en cuenta para una buena reducción y recuperación de la fractura. Es importante que no se presente un acortamiento

en la longitud del radio, así como cambios en la inclinación dorsal de la superficie articular. Estudios han demostrado que pequeños cambios en estos factores pueden generar inestabilidad en la articulación de la muñeca [46]. Una inclinación de 20 grados o más en la superficie articular, provoca cambios significativos en la distribución de cargas, generando una mayor concentración de presión en las superficies articulares radio-cúbito-distales [46].

1.2.2 Osteoartritis de la muñeca

La osteoartritis es una patología que consiste en una degradación del cartílago articular que recubre los huesos. Existen varias causas, tanto idiopáticas como traumáticas, para que se desencadene esta afección. Anormalidades congénitas en la muñeca pueden producir incongruencias en la articulación, alterando el patrón de cargas en las superficies articulares y degeneración temprana del cartílago en la muñeca [52].

Eventos traumáticos, como lesiones en huesos y ligamentos, pueden generar osteoartritis debido a que se modifican los patrones de carga en la superficie articular. Por ejemplo, se sabe que lesiones crónicas del ligamento que conecta el escafoides con el semilunar pueden causar inestabilidades en las articulaciones intercarpianas, alterando la cinemática de la muñeca y condiciones de carga, causando en últimas, una degeneración de la articulación radio-carpiana [52].

- **Colapso carpiano avanzado del ligamento escafolunar (*Scapholunate Advance Colapse-SLAC*) y Colapso carpiano avanzado por no-uniión (*Scaphoid Non-union advance colapse-SNAC*)**

El SLAC puede explicarse por lesiones traumáticas del ligamento escafolunar, que generan inestabilidades en la fila proximal del carpo [53]. Sin embargo, se ha reportado que la pseudogota puede ser una de las causas de SLAC [54]. Estos factores originan cambios en la geometría de la articulación, así como deformación de los huesos grande, semilunar y escafoides que pueden limitar el movimiento de los mismos, y a su vez, las superficies articulares que rodean estos huesos pueden desgastarse causando SLAC [55]. Por otro lado la aparición de esta enfermedad, SLAC, puede no estar ligada con algún evento traumático, y su sintomatología no necesariamente presenta algún tipo de dolor [54]. Adicionalmente, el escafoides tiende a sufrir enfermedades degenerativas, siendo particularmente susceptible

la articulación del escafoides con el radio [56]. Cuando el soporte que brinda el escafoides a la articulación se ve afectado, se genera un patrón de colapso del lado radial de la articulación, conduciendo a que se genere SLAC [56].

Por otro lado, ante una fractura y una posterior no-uni6n del escafoides es factible la generaci6n adicional de cambios degenerativos predecibles en la articulaci6n de la mu1eaca, as6 mismo una fractura en el radio o c6bito distal tambi6n puede causar cambios en geometr6a y cargas, que conlleva a la osteoartritis tambi6n conocida como SNAC [55].

Como la mayor6a de formas de osteoartritis, SLAC y SNAC se desarrollan en etapas [55]:

- o Etapa I: Osteoartritis en la superficie articular entre el estiloides del radio y el escafoides.
- o Etapa II: La superficie articular entre el radio y el escafoides se ve afectada.
- o Etapa III: La superficie articular entre el radio y el escafoides, as6 como entre el carpo grande y el semilunar se encuentra deteriorada.
- o Etapa IV: La osteoartritis afecta por completo la articulaci6n radio-carpiana (radio-escafoides y radio-semilunar), adem6s de la articulaci6n de hueso grande con el semilunar.

Frecuentemente, a los pacientes con este tipo de osteoartritis se les trata con acercamientos no quir6rgicos. El uso de yesos, f6rulas, medicamentos antiinflamatorios, e inyecciones intra-articulares a base de corticosteroides, puede mejorar la funci6n de la articulaci6n y disminuir el dolor [52]. Sin embargo, la garant6a de reducir el dolor con medios no quir6rgicos es limitada [52].

Si se aplica una opci6n quir6rgica en un paciente con osteoartritis, el objetivo principal ser6a eliminar el dolor asociado con las articulaciones artr6ticas, tratando de preservar tanto movimiento como sea posible en las superficies articulares adyacentes [52]. Las opciones quir6rgicas para tratar patolog6as como SLAC o SNAC en la mu1eaca incluyen artrodesis total o parcial de mu1eaca, carpectom6a proximal de mu1eaca, denervaci6n, o retirar el estiloides del radio; con SNAC existe la opci6n adicional de retirar el fragmento del escafoides con mal-uni6n [54]. Finalmente, en los casos m6s severos de osteoartritis (donde

se ven afectados los huesos del carpo, así como la superficie articular distal del radio) es necesaria una artrodesis total de muñeca [52].

1.2.3 Enfermedad de Kienböck

La enfermedad de Kienböck consiste en una necrosis ósea del hueso semilunar, que inicia con un colapso progresivo del mismo, seguido por un colapso completo de las articulaciones de los carpos [57]. Se tiene la teoría de que algunas articulaciones de muñeca normales tienen riesgo de padecer esta enfermedad, debido al patrón de vascularización en el hueso semilunar [26]. La primera descripción de esta enfermedad fue realizada por Robert Kienböck en 1910 [58]. Sin embargo, a pesar que hace más de 100 años se tiene una descripción de dicha patología, la causa exacta de la enfermedad sigue siendo incierta [57]; su causa puede ser multifactorial [26].

La enfermedad de Kienböck se presenta generalmente de manera unilateral, y normalmente se asocia con algún historial de trauma menor o repetitivo [57], causando micro-fracturas internas en el hueso trabecular seguido de una deficiencia vascular [26]. La enfermedad es de progresión lenta, sin alguna sintomatología específica, por lo tanto, ocasionalmente es detectada por alguna radiografía de rutina de la muñeca. Aunque en algunos casos suele presentarse dolor en la parte dorsal de la muñeca, debilidad y movimiento restringido, y en los casos avanzados, alguna inflamación [57].

Lichtman *et al.* [59] realizaron una clasificación de la enfermedad de Kienböck de modo que pudiese categorizarse en 4 etapas de acuerdo con la severidad de la misma, y por tanto realizar comparaciones entre los tratamientos para cada etapa de esta enfermedad.

- Etapa I: La radiografía de la mano tiene una apariencia normal; no obstante puede percibirse una leve posibilidad de fractura de compresión en el hueso semilunar [59].
- Etapa II: El hueso semilunar presenta un cambio en su densidad; sin embargo, su forma y tamaño son normales [59].
- Etapa III: En esta etapa el semilunar ya ha colapsado, asociado con un desplazamiento proximal del hueso grande, y una deformación de la arquitectura de los carpos [59].

- Etapa IV: En esta etapa se presentan todas las características de la etapa III, así como cambios degenerativos en las superficies articulares de los otros carpos [59].

Entre los tratamientos para esta enfermedad se considera la revascularización del hueso semilunar, la descompresión del mismo, y procedimientos para disminuir el dolor [57]. En el último método se incluyen procesos como artroplastia de la muñeca, denervación, artrodesis, que puede ir desde remplazo o escisión del hueso semilunar y parte de otros huesos hasta un remplazo prostético completo de muñeca [57].

La descompresión del hueso semilunar puede alcanzarse mediante un acortamiento del radio o aumentando la longitud del cúbito [57]. También, se aplican tratamientos de artrodesis en los huesos del carpo, como la fusión escafoides-trapecio-trapezoide (STT), escafoides-grande (SC) o ganchoso-grande (HC) [57].

1.3 Modelos de la articulación de la muñeca

1.3.1 Modelado por elementos finitos de la muñeca

El método de los elementos finitos (*Finite Element Method - FEM*) es una técnica computacional que emplea un análisis numérico para determinar la solución aproximada de ecuaciones diferenciales parciales usadas en problemas de ingeniería. Este método puede emplearse para estimar las distribuciones de esfuerzos, cargas y deformaciones de sólidos, como huesos y tejidos blandos.

Esta técnica ha sido muy poco usada para el análisis de cargas en la muñeca. El primer trabajo donde se aplicó este método en la muñeca, en 2-dimensiones [24], aunque se ha reportado que estudios en 2D no proveen una representación adecuada de la articulación de la muñeca [17]. Posteriormente en el año 2003 por Carrigan *et al.* [60], investigan el patrón de esfuerzos en la muñeca bajo condiciones estáticas, empleando un modelo tridimensional donde se incluían los huesos del carpo, el radio y el cúbito. Luego, en el 2007, Ezquerro *et al.* [23], realizaron un modelo tridimensional del hueso escafoides y sus superficies articulares, en la cual estudiaron cómo la posición de los alambres de Kirschner afectaban la estabilidad del escafoides, cuando una fractura de este hueso era reducida con estos alambres. Posteriormente, Ledoux *et al.* [26], realizaron un análisis bi-dimensional de la

articulación de la muñeca para varias etapas de la enfermedad de Kienbock. Por otro lado, Guo *et al.* [29], desarrollaron un modelo tridimensional donde aplicó el método de los elementos finitos para analizar los efectos biomecánicos de dividir el ligamento transversal en el carpo.

Gíslason *et al.* [30], desarrollaron un modelo tridimensional de una muñeca aplicando el método de elementos finitos, donde se cuantifica la transferencia de carga interna a través de la articulación durante una actividad de agarre. Posteriormente, realizaron un estudio donde proponen una metodología para crear modelos por elementos finitos de articulaciones tan complejas como la muñeca, y los efectos que pueden producir añadir restricciones adicionales en la solución del modelo [28]. Por su parte, Majors y Wayne [27] desarrollaron y validaron un modelo de elementos finitos de la muñeca. También, Varga *et al.* [25] desarrollaron un modelo donde evalúan las fuerzas de contacto en el cartílago que recubre el hueso escafoides para varias posiciones funcionales.

1.3.2 Modelado por el método de cuerpos rígidos conectados por resortes (*Rigid Body Spring Modeling - RBSM*)

Este método fue originalmente propuesto por Kawai [61]–[63], como una alternativa que emplea elementos discretos para resolver problemas de crecimiento de grieta. El método probó ser efectivo para el análisis de problemas no lineales con gran deformación plástica [63]. En RBSM, se divide el dominio en elementos con un único nodo considerado en los centroides de los mismos, lo que permite que los elementos tengan cualquier forma y seis grados de libertad [63]. Por otro lado, los desplazamientos infinitesimales entre elementos se definen con las direcciones de sus caras, la posición de los centroides, y condicionados a deformaciones de resortes normales y transversales a las caras de los elementos [63]. Las características de estos resortes están fijadas de acuerdo con las propiedades del material, siguiendo la ley de Hook y la del criterio de falla de Mohr-Coulomb [63]. Adicionalmente las fallas de los resortes también dependerán de las propiedades del material, prescindiéndose de aquellos que cumplen el criterio de falla [63].

El método propuesto por Kawai fue modificado posteriormente para otras aplicaciones, entre ellas las biomecánicas, en donde se consideran los huesos como cuerpos rígidos, y el

cartílago como un conjunto de resortes que actúan bajo cargas de compresión, mientras que los ligamentos se modelan como resortes que sólo soportan cargas de tensión. La superficie de los huesos se discretiza, y los resortes que hacen el papel de cartílago conectan los centroides de los elementos de la superficie de un hueso a los del otro (Figura 1-5). En general, este método es eficiente desde el punto de vista computacional para determinar la distribución de fuerzas articulares y tensiones en los ligamentos, sin necesidad de hacer un análisis complejo por elementos finitos.

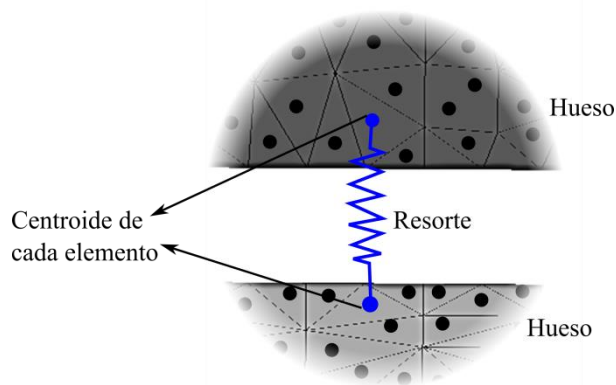


Figura 1-5 Esquema de la conexión de los resortes en el método RBSM

Inicialmente Horii *et al.* [64], aplicaron RBSM para analizar la distribución de cargas en un modelo 2D de la muñeca bajo condiciones estáticas, evaluando diferentes procedimientos quirúrgicos aplicados en la enfermedad de Kienböck. Shuind *et al.* [12], también desarrollaron un modelo bidimensional empleando RBSM para analizar la distribución de cargas en la articulación radio-carpiana. Por otra parte, Iwasaki *et al.* [19], aplicaron el mismo método para analizar los cambios en la distribución de fuerzas a través de la muñeca en diferentes etapas de la enfermedad de Kienböck. Posteriormente, Iwasaki *et al.* [65], realizaron un análisis tridimensional donde se determina cuáles fusiones carpianas reducen de manera eficiente las cargas en el hueso semilunar. Genda y Horii [22], y Majima *et al.* [21] realizaron un análisis tridimensional de la muñeca, determinando la distribución de carga en esta articulación para diferentes posiciones: neutra, funcional y en extensión. Adicionalmente, hasta el momento se ha desarrollado un sólo estudio cinemático de la muñeca en donde aplican el método RBSM, y donde los resultados obtenidos se comparan con datos experimentales [17].

2. Método para el cálculo de las medidas angulares de la articulación del radio distal

2.1 Introducción

La causa más común de fracturas en el radio es debido una compresión axial con dorsiflexión de la articulación de la muñeca [66]. Diversos autores han tratado de clasificar este tipo de lesión, para lo cual tomaron en consideración criterios tales como la afectación articular, el grado de conminución, el desplazamiento y el mecanismo de lesión [67].

Los tratamientos más comunes para este tipo de fracturas son el conservador y el quirúrgico [49]. El primero se emplea en fracturas no desplazadas o en aquellas que aunque se hayan desplazado, después de la reducción se mantienen estables con inmovilización posterior empleando un yeso. Para fracturas inestables es preferible el tratamiento quirúrgico [49]. El mejoramiento de los métodos de fijación y una aproximación aceptable del realineamiento anatómico de la reducción de estas fracturas, han llevado a aumentar las posibilidades de éxito de una fijación quirúrgica del radio distal [35].

Generalmente para la fijación de fracturas en la articulación distal del radio, en el tratamiento quirúrgico, se emplean placas y tornillos cerca de la superficie articular [68]. Sin embargo, una vez reducida la fractura resulta difícil determinar la posición relativa de los tornillos respecto a la superficie articular, con el empleo de radiografías anteroposterior (Figura 2-1) y lateral (Figura 2-2), perpendiculares al eje del hueso [68]. Esta dificultad se origina en la anatomía del radio distal cuya superficie articular es tanto bicóncava (considerando las áreas que articulan con el hueso escafoides y con el hueso semilunar) como biplana (debido a la inclinación radial y palmar). Es por esta característica que las radiografías estándar de muñeca no proveen una óptima visualización de la superficie articular y por lo tanto, no permiten una evaluación precisa sobre la posición de los tornillos respecto a la misma [35].

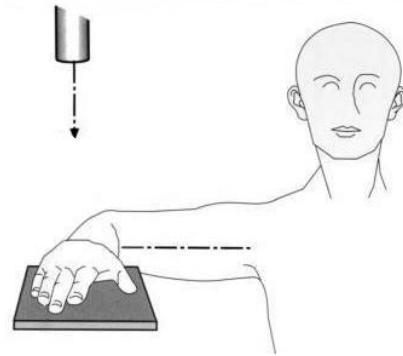


Figura 2-1 Posición del brazo en una radiografía anteroposterior estándar de muñeca (modificado de [69])

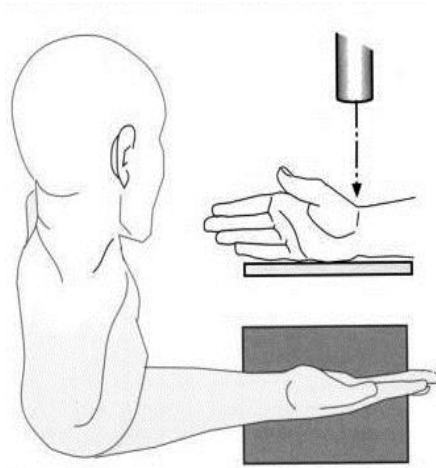


Figura 2-2 Posición del brazo en una radiografía lateral estándar de muñeca (tomado de [69])

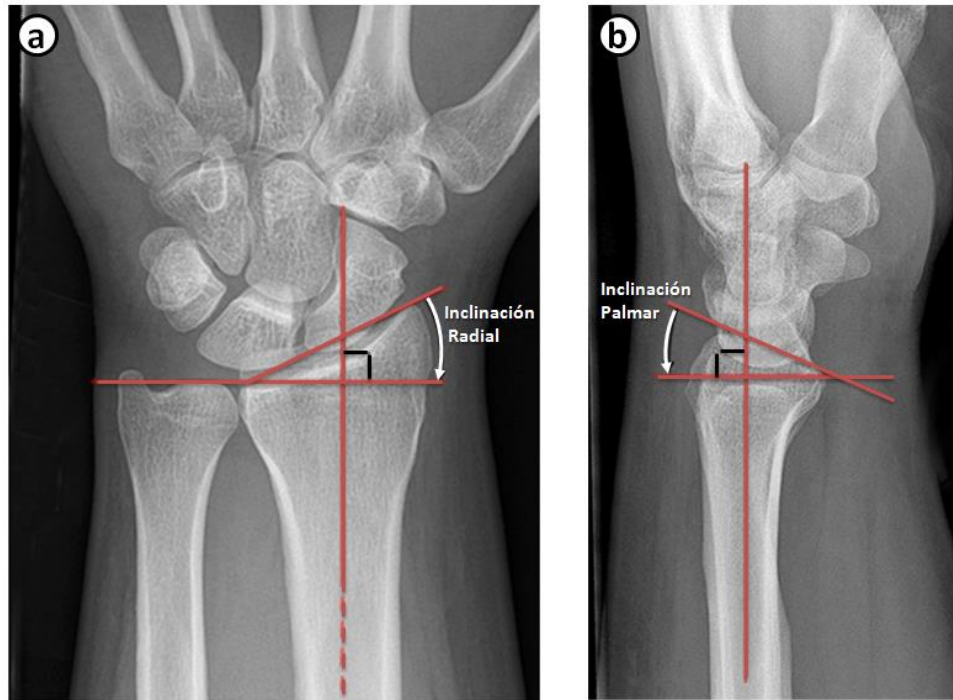


Figura 2-3 a) Radiografía anteroposterior; se puede observar la inclinación radial que representa el ángulo entre una línea que conecta la parte más distal del radio con la cara cubital del radio distal. b) Radiografía lateral; se puede ver la inclinación palmar que representa el plano de inclinación de la superficie articular del radio distal (Modificado de [74])

Para tomar las radiografías a partir de las cuales se determina la posición relativa de los tornillos, normalmente se emplean los ángulos de inclinación palmar y radial (Figura 2-3). Múltiples estudios se han realizado para determinar cuáles son estos ángulos. Generalmente se toman radiografías de personas o cadáveres en diferentes inclinaciones, diferenciando su sexo y edad, y a partir de estas se determina una inclinación promedio. En algunos estudios se observó que la inclinación palmar tiene un promedio de 12° , y la inclinación radial de 23° , aproximadamente [70]. Estos ángulos se miden con respecto a una línea perpendicular al eje central del radio (Figura 2-3); otros autores señalan que es en promedio 24° , variando en un rango entre 9° y 29° [71]. También se ha encontrado que la inclinación palmar en las mujeres (con media de 12.4°), es diferente a la de los hombres (con media de 9.3°) [72]. Zanetti *et al.* [66] y Johnson *et al.* [73] determinaron que la supinación o pronación de la mano (rotación), influyen en la estimación de la inclinación palmar del radio distal, por lo tanto, constituyen aspectos a considerar a la hora de realizar las mediciones. Por otro lado,

Boyce *et al.* [35] proponen emplear, para una radiografía anteroposterior, una inclinación del antebrazo de 12° y una rotación (pronación) de 15° . A su vez, para una lateral, proponen una inclinación de 22° y una rotación de 15° . Si en una radiografía anteroposterior, se inclina el antebrazo al valor del ángulo palmar, y en una lateral, al valor del ángulo radial (Figura 2-4), los labios de la superficie articular se observarían superpuestos, de modo que se puede establecer de forma aproximada, si los tornillos de fijación sobresalen en la articulación [68]. Sin embargo, este método presenta fallas, pues la visibilidad no brinda total claridad al no considerar la anatomía biplana simultáneamente con la bicóncava [35], [75].

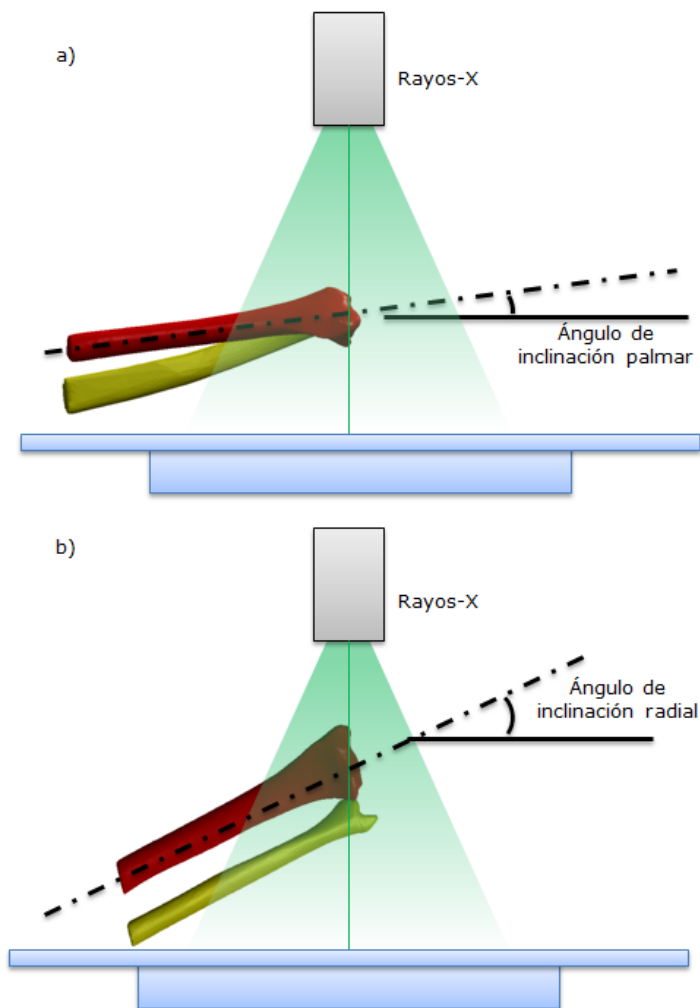


Figura 2-4 Diagrama que muestra la inclinación del antebrazo respecto a la mesa de los rayos-x en. a) Radiografía anteroposterior, con el brazo inclinado al ángulo palmar. b) Radiografía lateral con el antebrazo inclinado al ángulo radial.

El propósito de este capítulo es presentar una metodología para hallar los ángulos que determinan la orientación de la superficie articular en cuestión, de modo que sirvan como guía para establecer la inclinación del antebrazo en la toma de radiografías, en los casos en que se requiera una vista de filo de esta superficie. En ésta metodología, a diferencia de los métodos empleados por otros autores (los cuales dependen de la calidad de imágenes radiográficas y un buen criterio por parte de los evaluadores), se emplea reconstrucción tridimensional a partir de imágenes de tomografía axial computarizada (TAC), y mediante herramientas computacionales se determina con mayor exactitud la orientación de esta superficie. Esto permitirá a médicos ortopedistas, durante un tratamiento quirúrgico de fractura del radio distal, una visualización de filo de la superficie articular del radio distal, como herramienta para establecer con mayor precisión la posición relativa de los tornillos de fijación de la placa de osteosíntesis con respecto a esta superficie.

2.2 Método planteado

En este capítulo se explica una metodología que consta de tres fases: obtención de datos, modelo CAD y determinación de las inclinaciones; las cuales se detallan en la (Figura 2-5). Adicionalmente, esta metodología se aplicó a un caso de estudio, donde se determinaron las inclinaciones de las superficies articulares distales del radio y se compararon con las encontradas en trabajos anteriores desarrollado por otros autores [66], [71].

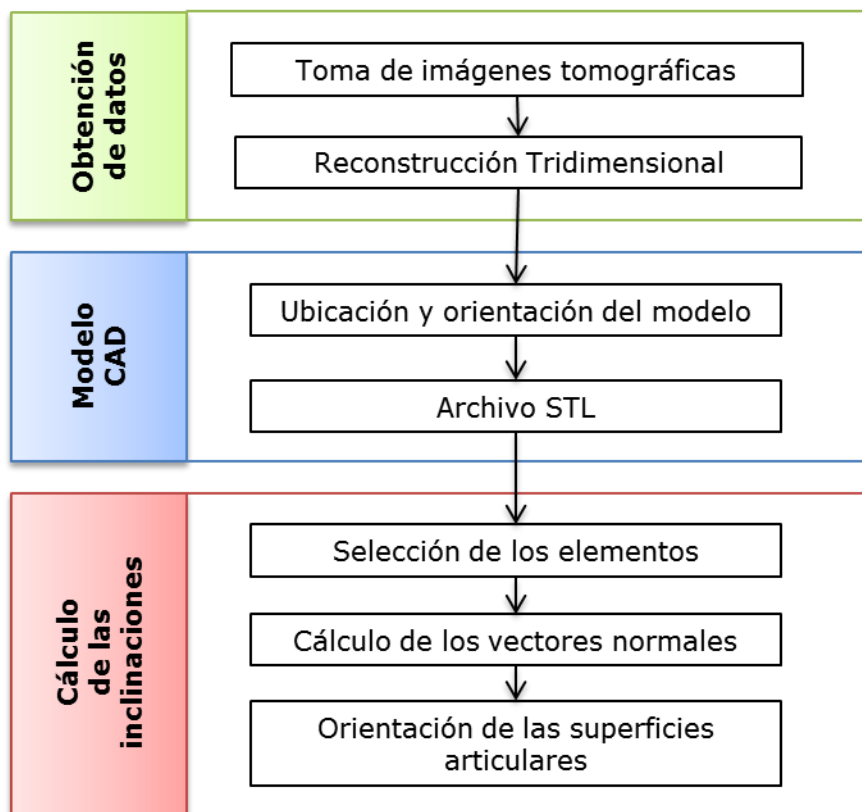


Figura 2-5 Esquema de la metodología propuesta para determinar la inclinación de las superficies articulares

2.2.1 Obtención de datos

- **Toma de imágenes tomográficas**

A partir de imágenes tomadas por tomografía axial computarizada (TAC), se realiza la reconstrucción tridimensional de los huesos y la piel de la articulación a analizar. Estandarizar la toma de las imágenes es importante [69], por lo cual se propone que la posición del brazo al realizar la tomografía sea igual a aquella con la que se efectúa una radiografía anteroposterior estándar; es decir, el brazo debe abducirse 90° . La articulación del codo también requiere estar a 90° y la muñeca debe estar completamente apoyada sobre la mesa (Figura 2-1).

▪ **Reconstrucción tridimensional**

Esta reconstrucción se realiza mediante un software especializado (Mimics® de *Materialise*). Cada parte fue reconstruida como un elemento diferente (cada uno de los huesos y la piel), de modo que pudieran exportarse como elementos independientes.

2.2.2 Modelo CAD

▪ **Ubicación y orientación**

Para las tomografías tomadas siguiendo el protocolo propuesto anteriormente (sección □) se puede emplear la ubicación y orientación del radio obtenidas desde Mimics®. Sin embargo, en el caso estudiado, el brazo se encontraba con cierta inclinación, por lo cual se empleó Rhino3D® (*McNeel*) para convertirlo en sólido, a partir de un archivo con formato de estereolitografía (.STL) desde Mimics. Posteriormente, se importó el archivo en el software SolidWorks® (*Dassault Systèmes SolidWorks Corp*), donde se reorientó el brazo según lo requerido. Tomando como referencia una placa ubicada paralela al plano xz (Figura 2-6), se orienta el antebrazo en dirección del eje z , de tal manera que la articulación distal del radio esté en el sentido positivo; luego se apoya la muñeca y el antebrazo en la placa, evitando una inclinación lateral considerable (Figura 2-6 y Figura 2-7). Una vez se tenga certeza de la ubicación y orientación del brazo en el espacio, respecto al origen de un sistema cartesiano, se exporta el radio como un archivo de formato con extensión .STL del tipo ASCII (Figura 2-8).

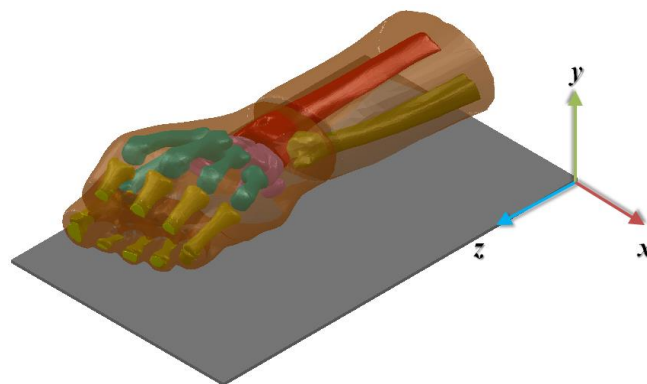


Figura 2-6 Ubicación y orientación de la mano en vista isométrica

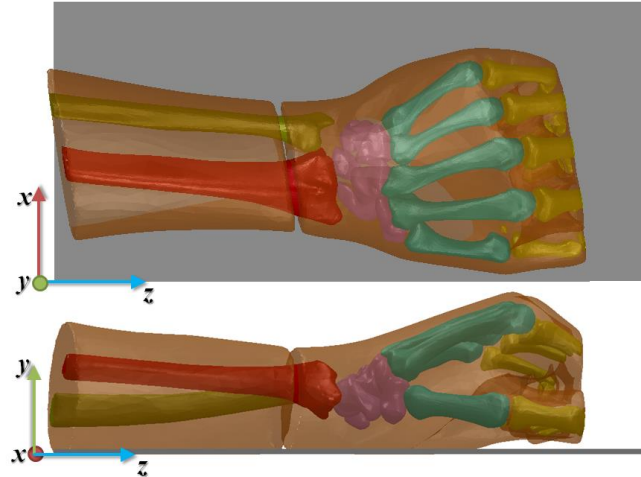


Figura 2-7 Ubicación y orientación de la muñeca con respecto a una superficie horizontal

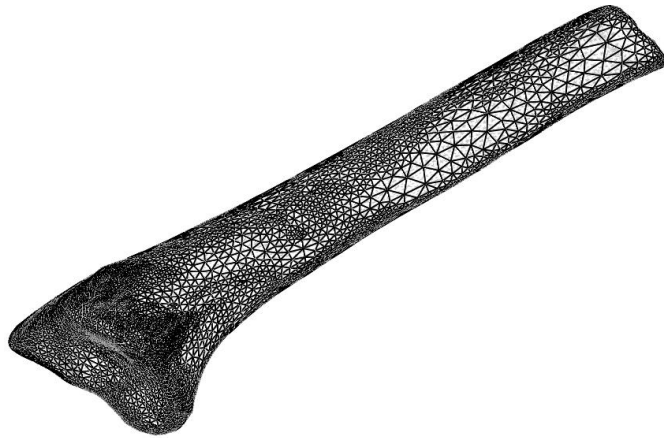


Figura 2-8 Visualización del radio como un archivo con formato .STL

▪ Archivos de estereolitografía (.STL)

Los archivos de estereolitografía se emplearon debido a que describen la geometría de la superficie de un objeto tridimensional empleando una malla de triángulos, definiendo el vector normal (perpendicular al plano) de cada uno en dirección exterior al objeto, y ordenando sus vértices de acuerdo con la regla de la mano derecha. En la Figura 2-9 se muestran dos elementos triangulares de una malla con extensión .STL, donde se definen los números de los nodos y los vectores normales a cada elemento. Estos archivos se pueden crear tanto en representación binaria como ASCII. Sin embargo, a diferencia del binario, el tipo ASCII puede ser leído y modificado como un archivo de texto. La estructura de un archivo .STL tipo ASCII, inicia con la enunciación del sólido, luego se precisa cada

elemento con su vector normal y con las coordenadas de cada uno de sus vértices, tal como se observa en la Figura 2-10, en donde se describen los dos elementos mostrados en la Figura 2-9.

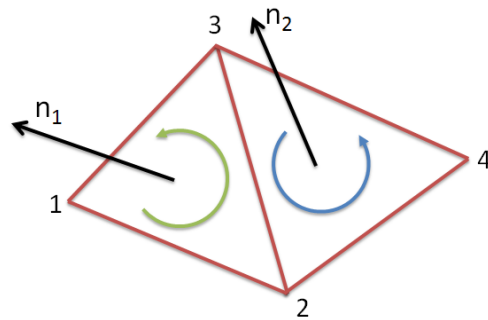


Figura 2-9 Descripción del archivo STL

```

Solid
:
facet normal n1x n1y n1z
outer loop
Vertex 1x 1y 1z
vertex 2x 2y 2z
vertex 3x 3y 3z
endloop
Endfacet

facet normal n2x n2y n2z
outer loop
Vertex 3x 3y 3z
vertex 2x 2y 2z
vertex 4x 4y 4z
endloop
Endfacet
:
End solid
    
```

Figura 2-10 Formato de un archivo STL del tipo ASCII, donde se describen las dos caras de la Figura 2-9

2.2.3 Cálculo de las inclinaciones

- Selección de los elementos

Con el archivo en formato .STL, se identificaron el número de triángulos y vértices (nodos) que posee el modelo del hueso, así como sus conectividades y su ubicación respecto a un

sistema cartesiano. Esto permite identificar los elementos (triángulos) cuyo vector normal tenga positiva la componente en el eje longitudinal (eje z, componente k) (Figura 2-11). A su vez, de estos elementos se seleccionan aquellos que se encuentren en el 10% más distal del hueso; esto se realizó para descartar aquellos por debajo de la superficie articular, que estarían orientados positivamente en el eje z. Los elementos que se obtienen pertenecen a la superficie articular del radio (Figura 2-11).

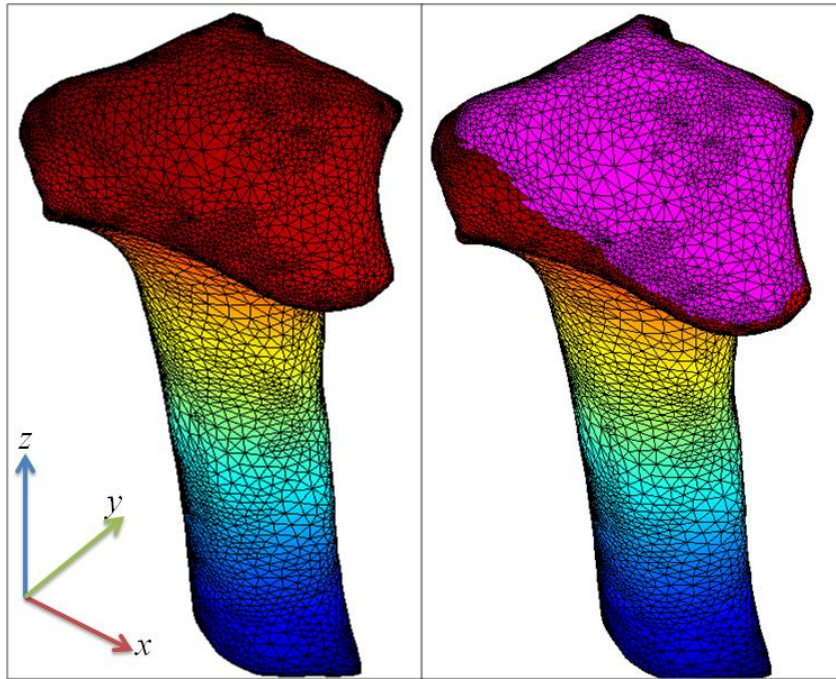


Figura 2-11 En la derecha se observan los elementos seleccionados que se encuentran en la superficie articular, color magenta.

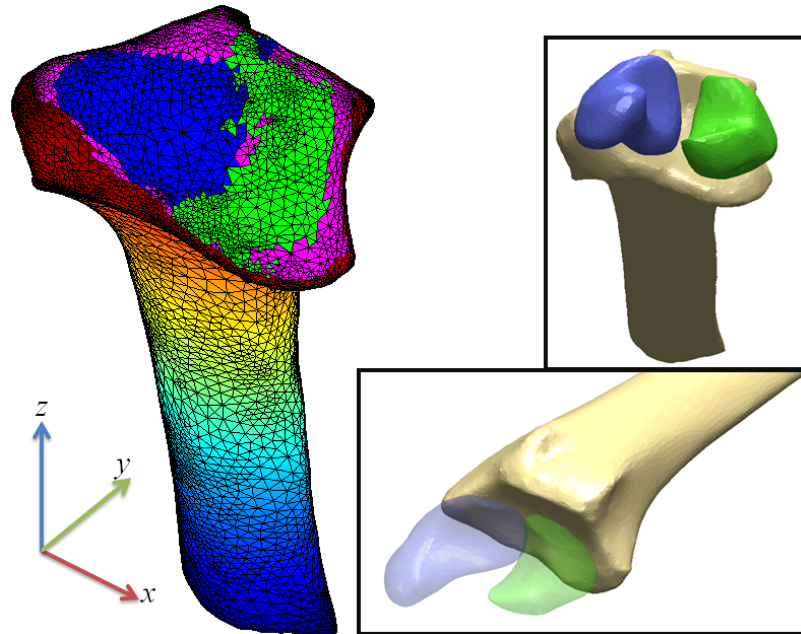


Figura 2-12 En azul se muestra la superficie articular que esta en contacto con el hueso escafoides y en verde la que articula con el semilunar.

Luego de determinar los elementos ubicados en la superficie, se diferenci6 entre aquellos que se encontraban en el 6rea que articula con el hueso escafoides y los del 6rea que articula con el semilunar, para lo cual se tom6 como referencia la componente de los vectores normales en el eje x (componente en direcci6n i) (Figura 2-12). Si el valor absoluto de esta componente es menor o igual a 0.25, el elemento pertenece a la cara que articula con el hueso semilunar (color verde en la Figura 2-12). Por otro lado, aquellos elementos cuya componente en el eje x sea mayor a 0.25, se considera que articulan con el hueso escafoides (color azul en la Figura 2-12).

- **C6culo del vector normal con respecto a cada superficie articular**

En esta fase se calcul6 un 6nico vector normal para cada fosa de la superficie articular del radio distal (verde y azul) (Figura 2-12). Teniendo en cuenta que el vector de 6rea de una superficie est6 definido por la ecuaci6n (2-1), donde \hat{n} es el vector unitario normal a la superficie y S su 6rea. Por otro lado, para una superficie orientable S compuesta por un conjunto de 6reas planas S_i (como es el caso de las superficies analizadas) el vector de 6rea

está dado por la ecuación (2-2), donde \hat{n}_i es el vector unitario normal de la superficie i y S_i es su área [76].

$$S = \hat{n} S \quad (2-1)$$

$$S = \sum_i \hat{n}_i S_i \quad (2-2)$$

Debido a que el archivo STL no proporciona el área de cada triángulo, esta debió calcularse mediante la aplicación de la ecuación (2-3), donde A, B y C son vectores que indican las coordenadas de los nodos (vértices) del triángulo. Luego se realizó la sumatoria de estas áreas multiplicadas por su vector normal, como lo muestra la ecuación (2-2); esto se hizo tanto para la superficie articular verde (la que articula con el hueso semilunar), como para la azul (la que articula con el hueso escafoides) (Figura 2-12). Finalmente se obtienen dos vectores normales a cada superficie articular (detalles en la siguiente sección - 2.5.3).

$$Area_T = \frac{|(A - B) \times (A - C)|}{2} \quad (2-3)$$

▪ **Determinación de la orientación de las superficies articulares**

Mediante el cálculo de los cosenos directores de los vectores normales de cada superficie, se puede determinar la orientación de cada cara articular, es decir, los ángulos con respecto a cada eje del sistema cartesiano. Para esto, se emplea la ecuación (2-4) donde U es un vector unitario en dirección de algún eje coordenado (p.e. para el eje x , $U = [1,0,0]$), y S es el vector normal a cada superficie articular. El ángulo complementario de θ , es el ángulo de este vector S respecto a un plano al cual el vector U es perpendicular, es decir plano yz .

$$\theta = \text{acos} \left(\frac{|U \cdot S|}{|S|} \right) \quad (2-4)$$

Con los ángulos calculados, se determina la inclinación a la que se debe colocar el brazo al tomar una radiografía, dependiendo de la superficie articular que se quiera observar en vista de filo. Si alguna superficie se quiere ver en una radiografía anteroposterior, se debe inclinar el antebrazo el mismo ángulo que el formado por su vector normal con el plano xz (donde el vector normal a la superficie estaría paralelo a este plano) (Figura 2-13). En cambio si se

quiere emplear una radiografía lateral, se deberá inclinar el antebrazo al ángulo comprendido entre el vector normal de la superficie y el plano yz (Figura 2-13).

2.3 Resultados del caso estudiado

Se estudió un caso para este capítulo en el que, después de aplicar el método aquí planteado, se encontró que el vector normal a la cara de la superficie articular que está en contacto con el hueso escafoides (de color azul), tiene un ángulo respecto al plano xz de 8.1093° ; respecto al plano yz el ángulo obtenido fue de 21.7425° (Figura 2-13). Por otra parte, para la cara de la superficie que articula con el hueso semilunar (de color verde), el vector normal tiene un ángulo con respecto al plano xz de 10.414° y respecto al plano yz de 6.9353° (Figura 2-13).

Al considerar la superficie articular en su totalidad (es decir, sin hacer distinción entre las áreas que articulan con los huesos escafoides y semilunar), inclinación que se asemeja a la que se intenta obtener en otras metodologías observadas, el ángulo obtenido respecto al plano xz fue de 5.7801° , y respecto al plano yz el ángulo fue de 13.2584° .

En la siguiente tabla (Tabla 2-1) se muestran los ángulos de cada fosa articular y de toda la superficie con respecto a cada plano. Por otro lado, en la Figura 2-13 se muestra un esquema de los ángulos encontrados.

Tabla 2-1 Ángulos de cada superficie con respecto a cada plano

Superficie	Plano xz	Plano yz	Plano xy
Toda la superficie	5.8°	13.3°	75.5°
Superficie en contacto con el hueso semilunar (verde)	-10.4°	6.9°	77.4°
Superficie en contacto con el hueso escafoides (azul)	-8.1°	21.7°	66.6°

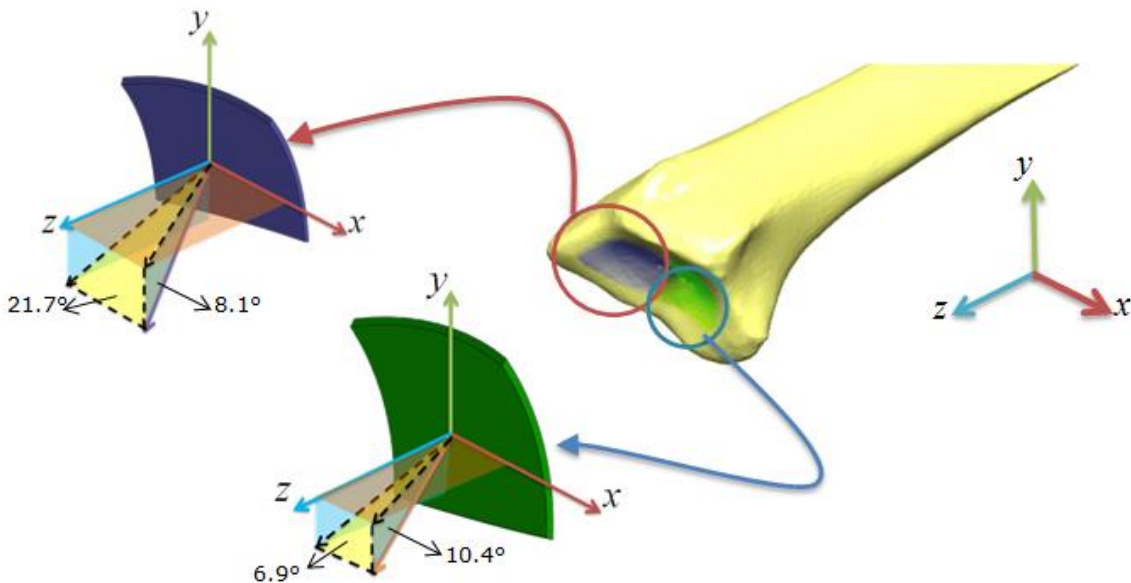


Figura 2-13 Inclinaciones de los vectores de superficie

2.4 Discusión

En este capítulo desarrollo una metodología para determinar la orientación de la superficie articular del radio distal. Adicionalmente se aplicó a un caso, al que se le determinó las inclinaciones de cada fosa articular (la que articula con el huesos escafoides y con semilunar) así como de la superficie articular del radio distal en su totalidad respecto a cada plano desde el cual se toman radiografías normalmente (anteroposterior y lateral).

Considerando los resultados obtenidos, se observa que desde un plano anteroposterior al inclinarse el brazo a 8.1° , se podrá ver la superficie que articula con el hueso escafoides de filo (Figura 2-14). Esta imagen se complementaria, con desde un plano lateral donde se incline el brazo 6.9° , viéndose la superficie que articula con el hueso semilunar de filo (Figura 2-15).

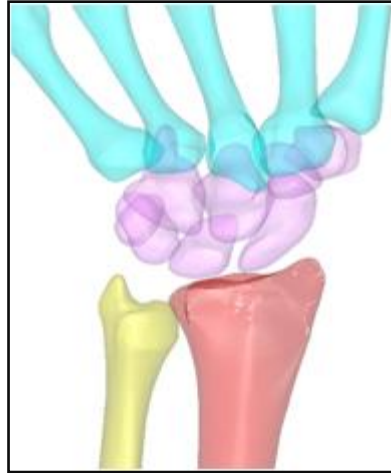


Figura 2-14 Radiografía anteroposterior tomada con el antebrazo inclinado 8.1° .¹

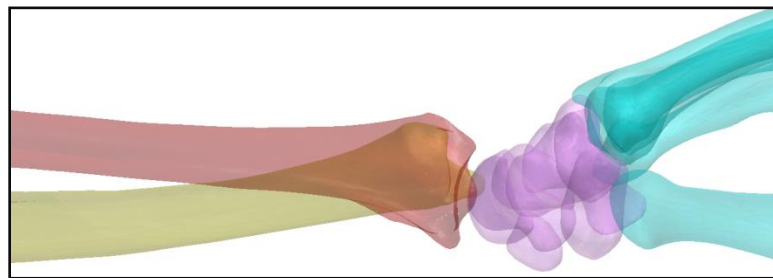
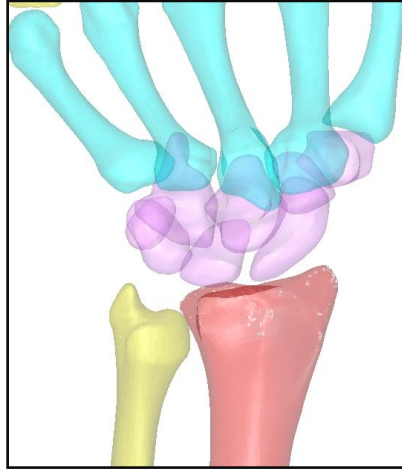


Figura 2-15 Radiografía lateral con el antebrazo inclinado 6.9° .²

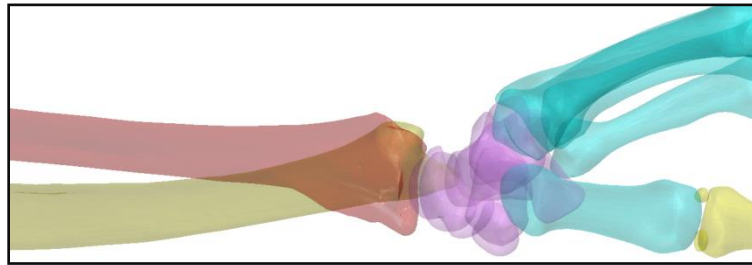
Otra opción factible consiste en inclinar el antebrazo 10.4° en un plano anteroposterior y así visualizar de filo la superficie que articula con el hueso semilunar (Figura 2-16). En el caso de del plano lateral, el brazo se inclina 21.7° viéndose de filo la cara articular que está en contacto con el hueso escafoides (Figura 2-17).

¹ Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista superior y se inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.

² Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista lateral y se inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.



*Figura 2-16 Imagen anteroposterior tomada con el antebrazo inclinado 10.4° .*³

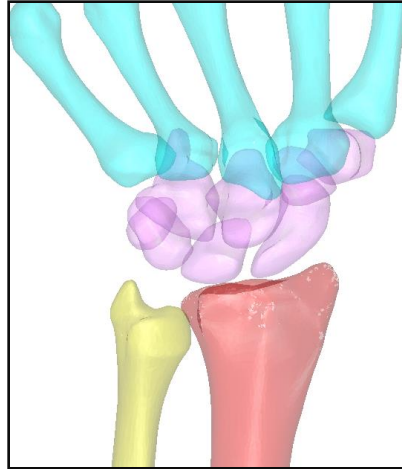


*Figura 2-17 Imagen lateral tomada con el antebrazo inclinado 12.7° .*⁴

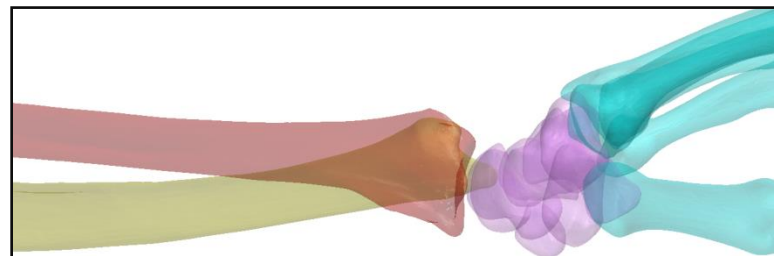
Por otro lado, también se puede visualizar de filo la superficie articular en su totalidad (sin diferenciar entre la que articula con el hueso escafoides y el semilunar) desde un plano anteroposterior, para esto el brazo deberá inclinarse 5.8° (Figura 2-18). En cambio, en el plano lateral la inclinación deberá ser de 13.3° (Figura 2-19).

³ Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista superior y se inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.

⁴ Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista lateral y se inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.



*Figura 2-18 Imagen anteroposterior tomada con el antebrazo inclinado 5.8°.*⁵



*Figura 2-19 Imagen lateral tomada con el antebrazo inclinado 13.3°.*⁶

Ahora bien, si se realiza una comparación entre las imágenes anteroposteriores del antebrazo inclinado a los ángulos hallados (Figura 2-14, Figura 2-16, y Figura 2-18), se observa que aquellas tomadas con inclinaciones de 8.1° y 5.8° presentan mayor parte de la superficie articular de filo. Así mismo, al comparar estas inclinaciones con las propuestas en [70]–[72] (aproximadamente 9° y 12°) (Figura 2-20-b, c), se observa que las encontradas en este estudio son más adecuadas para visualizar de filo la superficie articular (Figura 2-14, Figura 2-16, y Figura 2-18).

⁵ Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista superior y se inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.

⁶ Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista lateral y se inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.

En cuanto la visualización desde un plano lateral (Figura 2-15, Figura 2-17, y Figura 2-19), cuando se contrastan las imágenes obtenidas con las inclinaciones halladas, se puede ver que 6.9° es el ángulo que parece más efectivo para ver las superficies articulares de filo, seguido de 13.3° ; ángulos a los que, en la vista lateral, se observan de filo la superficie que articula con el hueso escafoides y la superficie articular en su totalidad, respectivamente. De igual forma, comparando las inclinaciones halladas con las propuestas en [70], [71] (aproximadamente 23°), la rotación del antebrazo en 6.9° , al igual que en 13.3° , muestran de forma más clara la superficie articular distal del radio de filo (Figura 2-21).

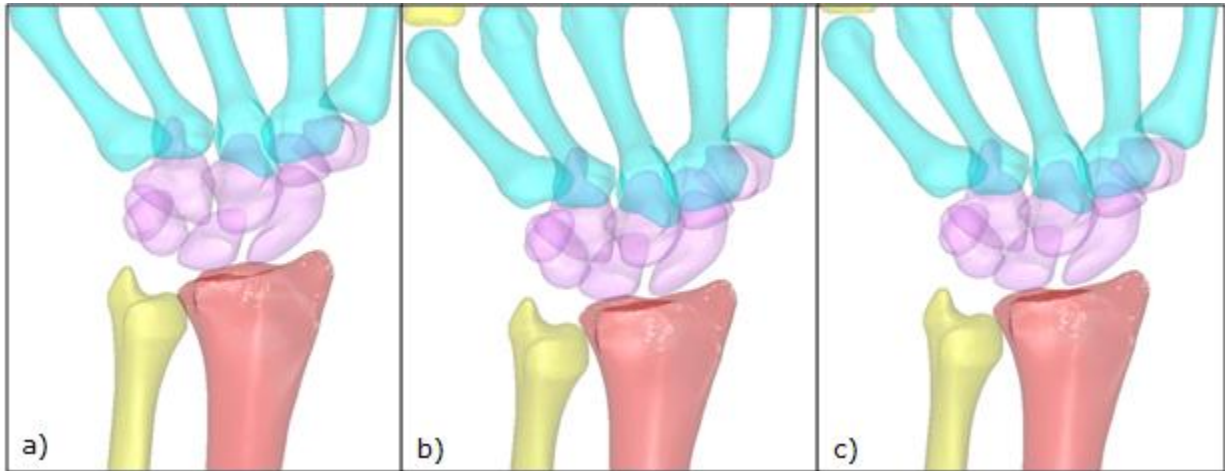


Figura 2-20 Imágenes anteroposteriores tomadas con el antebrazo inclinado: a) 0° , b) 12° , c) 9.3° .⁷

Teniendo en cuenta las comparaciones anteriores, se observó que para el caso estudiado es efectivo tomar dos imágenes laterales: una donde se prefiera observar la fosa que articula con el hueso semilunar y otra donde se observe de filo la superficie que articula con el hueso escafoides. Es decir, al tomar dos imágenes desde el plano lateral (una donde se incline el antebrazo 6.9° y en la otra a 21.7°) se visualizarán de filo las superficies que articulan con el hueso semilunar y con el escafoides, respectivamente. Adicionalmente, estas radiografías pueden complementarse con una anteroposterior donde se observe de filo la superficie articular en su totalidad, para lo cual se debe inclinar el brazo 5.8° .

⁷ Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista superior y se inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.

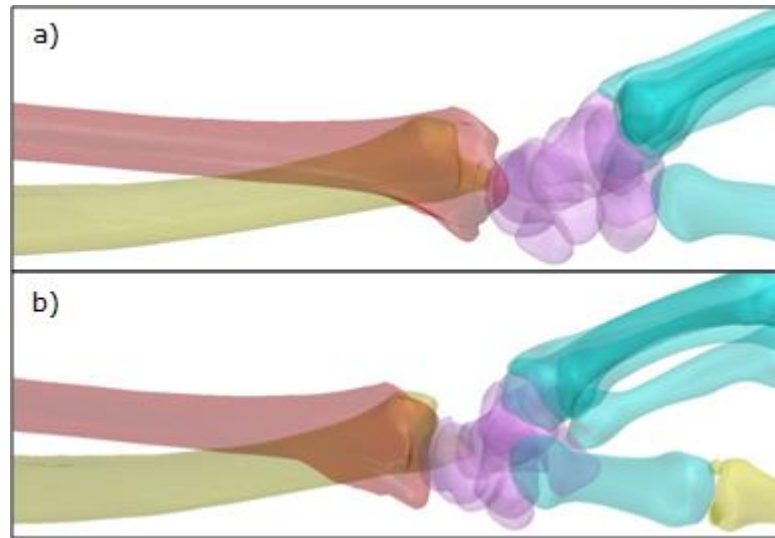


Figura 2-21 "Radiografías" laterales tomadas con el antebrazo inclinado: a) 0° , b) 23° .⁸

Por otra parte, aunque se determinó la orientación de dos superficies, se puede notar que la inclinación encontrada de aquella que articula con el hueso escafoides (de color azul) es cercana a las inclinaciones palmares y radiales encontradas por otros estudios [35], [72]. Esto se debe a que la inclinación de esta fosa de la superficie articular es mucho más pronunciada respecto a la otra. Por otro lado, en comparación con otras investigaciones y literatura encontrada [71], [73] se observa que los ángulos hallados en este estudio para la superficie aquella que articula con el hueso escafoides, se encuentran dentro del rango.

Así mismo, si se considera toda la superficie articular, los ángulos de inclinación encontrados no se aproximan a los hallados para cada fosa articular, lo cual es de esperarse debido a que esta combina dos superficies con orientaciones significativamente diferentes. Además, la diferencia porcentual entre estos ángulos y los encontrados por otras investigaciones es grande, del 40% al 50%. Esto se explica por el hecho de que en otros estudios sólo se emplea la inclinación palmar y radial para determinar cuál debe ser el ángulo al que debe posicionarse el brazo en la toma de las radiografías, dando como resultado una superposición de los labios de la superficie articular; lo cual no garantiza una vista tangencial

⁸ Se suponen los huesos semitransparentes, de modo que simule la visualización de una radiografía. Se toma una vista lateral y de inclina el antebrazo al ángulo determinado, tal como se haría en la toma de una radiografía, y se captura la imagen.

de esta. En cambio, la inclinación del brazo basándose en la orientación de cada superficie articular, según se propone, implica que cada una sea vista de filo en la radiografía y así se hará más fácil determinar si los tornillos han sobrepasado alguna de estas superficies.

2.5 Conclusiones

Este capítulo presentó la propuesta de una nueva metodología para determinar la orientación de la superficie articular del radio distal, útil para la toma de radiografías donde se necesite ver dicha superficie de filo. Esta metodología atiende la anatomía compleja de esta articulación, al tomar en consideración que la orientación de la fosa articular del hueso escafoides es muy diferente a la del semilunar. Para esto, se emplea reconstrucción tridimensional del hueso radio, a partir de imágenes tomadas por tomografía axial computarizada.

Se aplicó la metodología propuesta en un caso de estudio para evaluar la su efectividad. Considerando los resultados obtenidos, puede afirmarse que esta metodología para determinar las orientaciones de las superficies articulares puede llegar a ser efectiva. Lo anterior se basa en el hecho que, al comparar las imágenes del brazo inclinado los ángulos aquí hallados con los propuestos por otros autores, se observa mayor parte de las superficies de la articulación de filo en los primeros.

3. Distribución teórica de carga en la articulación radio y cúbito carpiana

3.1 Introducción

La muñeca es la articulación entre el antebrazo y la mano, formada por la interacción de 15 huesos [34] estabilizados por los ligamentos que los interconectan [5]. A esta articulación la componen el extremo distal del radio y el cúbito, los ocho huesos del carpo, y la parte proximal de los cinco metacarpos. Cuando existen condiciones de alta concentración de carga en la muñeca, el cartílago que recubre los huesos puede llegar a deteriorarse, causando dolor, mal funcionamiento y degeneración progresiva en la articulación [5], [77]–[79], afectando la funcionalidad de la extremidad superior [80]. Para tratar estas afecciones se han empleado diversos tratamientos quirúrgicos [5], los cuales pueden categorizarse en aquellos que remueven sólo una parte del hueso afectado [5], [81], [82], un hueso completo [5], [83], o una artrodesis (osificación artificial entre dos o más huesos de una articulación a través de cirugía) total o parcial de la muñeca [5], [83], [84].

Debido a la variedad de opciones en los tratamientos, es necesario identificar el más adecuado en la reducción y redistribución de cargas. Para esto, es preciso comparar la distribución de cargas en una articulación sana con una patológica, y aquella después del tratamiento quirúrgico [12]. Para abordar este problema, se han empleado métodos experimentales y computacionales que intentan aproximarse a las condiciones mecánicas a las que estaría sujeta la muñeca [15]. Los métodos más usados van desde técnicas *ex-vivo* para medir presiones y esfuerzos [13], que requieren un espécimen de la articulación extraído de un cadáver, hasta el uso de herramientas computacionales. Sin embargo, estas últimas incluyen restricciones no fisiológicas para alcanzar la convergencia, como restricciones para simular los tejidos blandos que rodean la articulación, que juegan un papel importante en la estabilización de la misma [28], [29], [60].

El método computacional más común es el de elementos finitos [28], que ha probado ser efectivo con articulaciones de geometría simple como la cadera [85], [86] y la rodilla [87], [88], pero no tanto en articulaciones complejas como el tobillo y la muñeca [28]. En este tipo de modelos, dividir el dominio en elementos discretos suele ser muy demandante y se requieren importantes recursos computacionales, lo que limita su aplicabilidad en el ámbito clínico [16].

Según lo mencionado anteriormente, en este capítulo se presenta un estudio tridimensional sobre la distribución de cargas en la muñeca, aplicando un método de elementos discretos conocido como cuerpos rígidos conectados por resortes (*Rigid Body Spring Model –RBSM*) [21]. Con este método se puede analizar la distribución de fuerzas en una articulación, donde se consideran los huesos como cuerpos rígidos, el cartílago se modela por medio de resortes ordenados bajo la acción de cargas de compresión exclusivamente, los ligamentos como resortes que sólo soportan cargas de tensión [89], y el sistema en equilibrio estático bajo cargas externas [12]. Adicionalmente, el método RBSM es capaz de predecir la distribución de cargas en articulaciones con un bajo costo computacional, sin importar la geometría de la articulación o las deformaciones [90]. El RBSM se ha aplicado anteriormente en el análisis de la distribución de cargas en la articulación de la muñeca tanto en dos dimensiones [12], [19], [64], como en el espacio [21], [22].

El propósito principal de esta parte del trabajo es determinar la distribución de fuerzas en la articulación Radio-Cúbito-Carpiana bajo condiciones de carga propias del agarre de empuñadura en una articulación de muñeca fisiológica, en condiciones de equilibrio estático. Los resultados obtenidos se comparan con estudios anteriores desarrollados por otros autores. Adicionalmente, se determina cómo el cambio en la densidad de malla afecta el resultado final, y así determinar el efecto de este factor sobre modelo.

3.2 Materiales y Métodos

El estudio inició con la obtención del modelo tridimensional de la articulación de la muñeca a la cual se le aplicó el método RBSM. Los elementos se ensamblaron en un software de análisis dinámico multi-cuerpo Recurdyn® (*Multi-Body Dynamics – MBD*) de Functionbay, Inc. Seoul, Korea [91].

3.2.1 Geometría

Los modelos tridimensionales de los huesos se obtuvieron a partir de imágenes segmentadas de la tomografía axial computarizada de la muñeca en posición neutra (kV: 120; *Slice Thickness*: 0.5 mm; ma: 60) de una persona viva, obtenida con consentimiento informado. Posteriormente, las imágenes se procesaron en Mimics® 10.01 (Materialize, Belgium), cada sólido se malló en ICEM CFD 14.5 (ANSYS, Inc.) con elementos triangulares de forma tal que el área de los elementos fuese similar. Se generaron dos modelos con diferente cantidad de elementos sobre su superficie (Figura 3-1). Luego, estas mallas se importaron como archivos con formato .STL en el software RecurDyn® (Functionbay, Inc. Seoul, Corea), donde cada hueso se consideró como un sólido independiente.

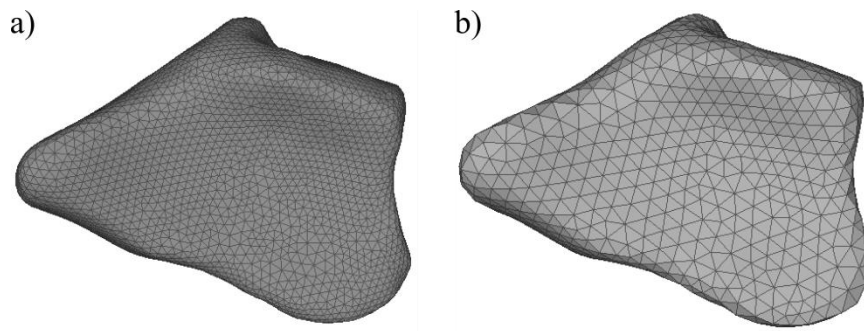


Figura 3-1 Comparación de los tamaños de los elementos para las mallas empleadas. a) Elementos con un área promedio de 0.18 mm^2 y b) elementos con áreas promedio de 0.73 mm^2 .

3.2.2 Cargas aplicadas

Se aplicaron cargas en cada metacarpo a lo largo de sus ejes longitudinales, basándose en cálculos teóricos [92]–[94]. Una carga total de 142 N fue aplicada a los metacarpos, empleando un protocolo idéntico al usado en estudios anteriores [12], [19], [21], [22]; estos trabajos también determinaron la distribución de cargas en la articulación radio-carpiana. Las cargas se aplicaron del extremo distal al proximal, con valores de 21.5 N, 34.3 N, 42.2 N, 25.9 N, y 18.1 N, en los metacarpos I, II, III, IV y V, respectivamente (Figura 3-2), las cuales son las reacciones que se presentan en los metacarpos cuando la muñeca se encuentra en la posición funcional de empuñadura [12], [19]. En la Tabla 3-1 se muestran las componentes de las fuerzas en cada metacarpo, para el sistema cartesiano mostrado en la Figura 3-2. El origen del sistema cartesiano fue situado a una altura cercana al promedio

de los carpos y cerca al extremo palmar del radio, con el eje x orientado en dirección medial, el eje y en dirección dorsal, y el eje z en dirección distal (Figura 3-2).

Tabla 3-1 Componentes rectangulares de las fuerzas aplicadas en los metacarpos

Metacarpo I	(7.412, 3.988, -19.78)
Metacarpo II	(-0.1263, -8.12, -33.311)
Metacarpo III	(-6.545, -6.286, -41.202)
Metacarpo IV	(-7.275, -4.509, -24.429)
Metacarpo V	(-8.662, -1.8641, -15.761)

3.2.3 Condiciones de frontera

Los modelos se restringieron fijando el extremo proximal del cúbito y permitiendo el movimiento medial/lateral del radio con restricción plana en su extremo proximal (Figura 3-2). Los metacarpos sólo pueden moverse en la dirección distal/proximal y a los huesos del carpo sólo se les permitió trasladarse y girar en un plano, con el fin de incluir el efecto sobre estos huesos de la cápsula articular.

3.2.4 Modelo del cartílago

El cartílago se modeló como un conjunto de elementos discretos distribuidos en las superficies articulares. Estos elementos se simularon como resortes lineales que actúan bajo cargas de compresión únicamente y se ubicaron de tal forma que su longitud fuera la mínima posible (Figura 3-3). La constante de rigidez para cada superficie articular se calculó considerando la ecuación (3-1) [90], [95]:

$$k_i = \frac{(1 - \nu)E}{(1 - 2\nu)(1 + \nu)} * \frac{A_i}{h_i} \quad (3-1)$$

donde h_i es el promedio de la longitud de los resortes en cada superficie articular, E es el módulo de elasticidad del cartílago, que se asumió como de 5 MPa [23], [25], [96], [97]; ν el módulo de Poisson con un valor de 0.45 [23], [96], y A_i es el promedio de las áreas de los elementos conectados por el resorte i . Por lo tanto, la fuerza en cada resorte se calcula proporcional a su deformación, de acuerdo con la ecuación (3-2):

$$F_i = k_i(L_o - L_1) \quad (3-2)$$

donde k_i es la constante del resorte calculada con (3-1), L_o es la longitud inicial del resorte, y L_1 es la longitud final, luego de encontrar la posición de equilibrio. Se realizaron dos modelos, uno con elementos cuya área promedio es de 0.18 mm^2 , obteniéndose un total de

14,410 resortes, y el otro con elementos de área 0.73 mm^2 , en promedio, y con 3,244 resortes (Figura 3-3).

Se supuso que el cartílago del triángulo fibrocartilaginoso (*Triangular FibroCartilage Complex - TFCC*) interactuaba con el carpo piramidal, y se modeló mediante resortes que conectan el cúbito con el hueso semilunar y con el piramidal. Adicionalmente, las propiedades de este complejo cartilaginoso se simularon de forma similar a los otros cartílagos de la muñeca.

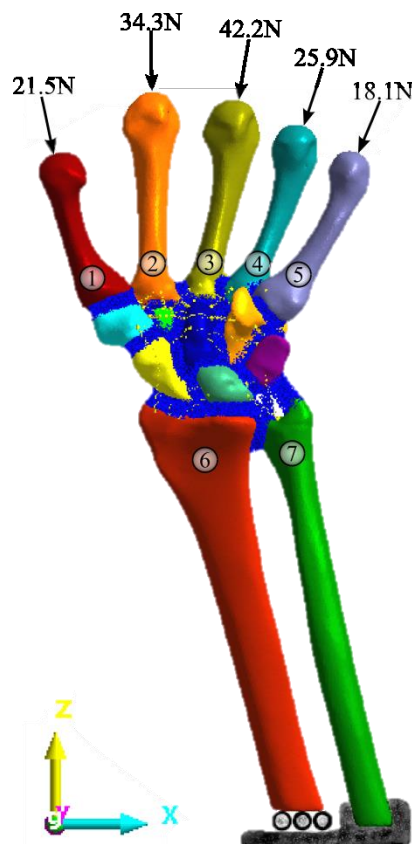


Figura 3-2 Diagrama de los huesos en RecurDyn®, vista palmar de la muñeca, se muestran las cargas. Los nombres de los huesos numerados en la figura: 1-I Metacarpo; 2-II Metacarpo; 3-III Metacarpo; 4-IV Metacarpo; 5-V Metacarpo; 6-Radio; 7-Cúbito.

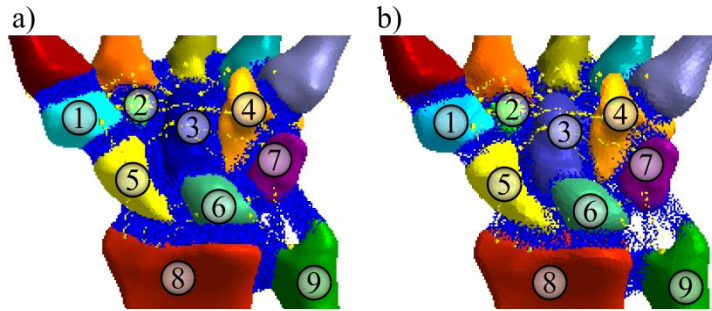


Figura 3-3. a) Modelo 1: con elementos con 0.18 mm^2 de área; b) modelo 2 con elementos 0.73 mm^2 de área. Los nombres de los huesos numerados son: 1- Trapecio; 2- Trapezoide; 3-Grande; 4- Ganchoso; 5- Escafoides; 6-Semilunar; 7-Piramidal; 8-Radio; 9-Cúbito.

3.2.5 Ligamentos

Los ligamentos se modelaron como resortes lineales que actúan exclusivamente bajo cargas de tensión, uno por ligamento. Las inserciones anatómicas de los 50 ligamentos modelados se determinaron con base en estudios anatómicos previos [34], [40], [98] (Figura 3-4). La constante de rigidez para los resortes se determinó asimismo a partir de estudios anteriores [12], [34] (Tabla 3-2). De otro lado, las longitudes libres de los resortes-ligamentos se consideraron como las mismas que las obtenidas cuando se ubicaron en la muñeca en posición neutra. Finalmente, no se consideró el efecto de la envoltura de los ligamentos en los huesos, debido a que no es posible modelarlo con el tipo de elementos (resortes) empleado.

Tabla 3-2 Constante de rigidez de los ligamentos; tomado de [12], [34]

Ligamentos	Rígidez (N/mm)
Cúbito-Semilunar (Palmar)	40
Cúbito-Piramidal (Palmar)	40
Cúbito-Grande (Palmar)	50
Escafoides-Semilunar (Palmar)	260
Semilunar-Piramidal (Palmar)	301
Escafoides-Grande (Palmar)	40
STT	150
Grande-Piramidal (Palmar)	40
Ganchoso-Piramidal (Palmar)	50
Grande-Trapezoide (Palmar)	300
Trapezoide-Trapecio (Palmar)	300
Ganchoso-Grande (Palmar)	325
Radio-Escafoides (Palmar)	40
Radio-Grande (Palmar)	50
Radio-Semilunar (Palmar)	75
Radio-Piramidal (Dorsal)	75
Escafoides-Semilunar (Dorsal)	260
Semilunar-Piramidal (Dorsal)	121

Ligamentos	Rígidez (N/mm)
Escafoides-Piramidal (Dorsal)	50
Grande-Trapezoide (Dorsal)	300
Trapezoide-Trapecio (Dorsal)	300
Ganchoso-Grande (Dorsal)	325
Radio-Cúbito (Dorsal)	30
<i>Flexor Retinaculum</i>	130
<i>Carpos-Metacarpus</i>	de 75 N/mm a 200 N/mm
<i>Inter-Metacarpianos</i>	200 N/mm

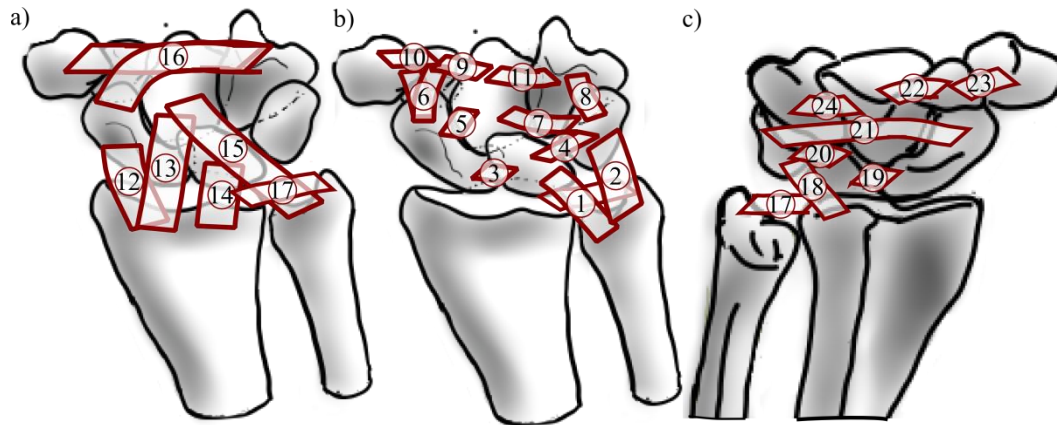


Figura 3-4 Ligamentos modelados en el presente estudio. a) Ligamentos extrínsecos (Palmar); b) Ligamentos intrínsecos (Palmar); c) Ligamentos dorsales. Cúbito-Semilunar (Palmar-1), Cúbito-Piramidal (Palmar-2), Escafoides-Semilunar (Palmar-3, Dorsal-19), Semilunar-Piramidal (Palmar-4, Dorsal-20), Escafoides-Grande (Palmar-5) STT (6), Grande-Piramidal (palmar-7), Ganchoso-Piramidal (palmar-8), Grande-Trapezoide (Palmar-9, Dorsal-22), Trapezoide-Trapecio (Palmar-10, Dorsal-23), Ganchoso-Grande (Palmar-11, Dorsal-24), Radio-Escafoides (12), Radio-Grande (13), Radio-Semilunar (14), Cúbito-Grande (15), flexor retinaculum (16), Radio-Cúbito distal (17), Radio-Piramidal (18), Escafoides-Piramidal (Dorsal-21). Estos diagramas no incluyen los ligamentos que conectan los carpos con los metacarpos, ni los inter-metacarpianos.

3.3 Resultados

Se desarrolló un análisis de la distribución de cargas en las superficies articulares distales del radio y el cúbito bajo condiciones de equilibrio estáticas, empleando el método discreto RBSM. Así mismo, se realizaron dos modelos de elementos de malla con tamaños diferentes mediante el software RecurDyn®.

Adicionalmente, se determinó la carga total en la superficie sumando las componentes de la fuerza de cada resorte articular. En la Tabla 3-3 se muestra un resumen de los resultados obtenidos en este capítulo, detallando las componentes cartesianas tanto de las fuerzas

aplicadas como de la fuerza en cada resorte. Dichos resultados muestran que se transmite más carga a través de la superficie articular distal del radio ($\approx 87\%$, de la carga externa aplicada) que por la del cúbito ($\approx 19\%$ de la carga externa aplicada). Adicionalmente, se encontró que la articulación radio-escafoides transmite un 50.8% de la carga aplicada, siendo de un 36% para la superficie entre el radio y el semilunar. Hay que destacar que la mayor parte de la carga que llega al cúbito, se transmite a través de la superficie articular entre este y el piramidal. En cambio, entre el cúbito y el semilunar, se transmite cerca de un 5% de la carga aplicada.

En la Figura 3-5 se muestra el porcentaje de la carga externa transmitida entre superficies articulares para los modelos desarrollados en este capítulo (con elementos de áreas de 0.18 mm^2 y de 0.73 mm^2). La diferencia del porcentaje de carga externa transmitida a través de las superficies articulares no es mayor al 2% , entre los dos modelos, excepto para las superficies articulares entre el hueso grande y el semilunar, y entre el radio y semilunar. Adicionalmente, comparando los resultados obtenidos para la carga total que llega al radio y al cúbito juntos, ésta fue de un 103% respecto a la carga externa aplicada, con una diferencia relativa de 0.5% entre los modelos. Finalmente, el movimiento de los huesos para alcanzar el equilibrio estático no excedió 0.3 mm .

Adicional a las cargas totales calculadas para cada superficie articular, se obtuvo la distribución de fuerzas en la superficie articular del radio y el cúbito, la cual se concentró principalmente en el lado palmar de las superficies articulares (Figura 3-6).

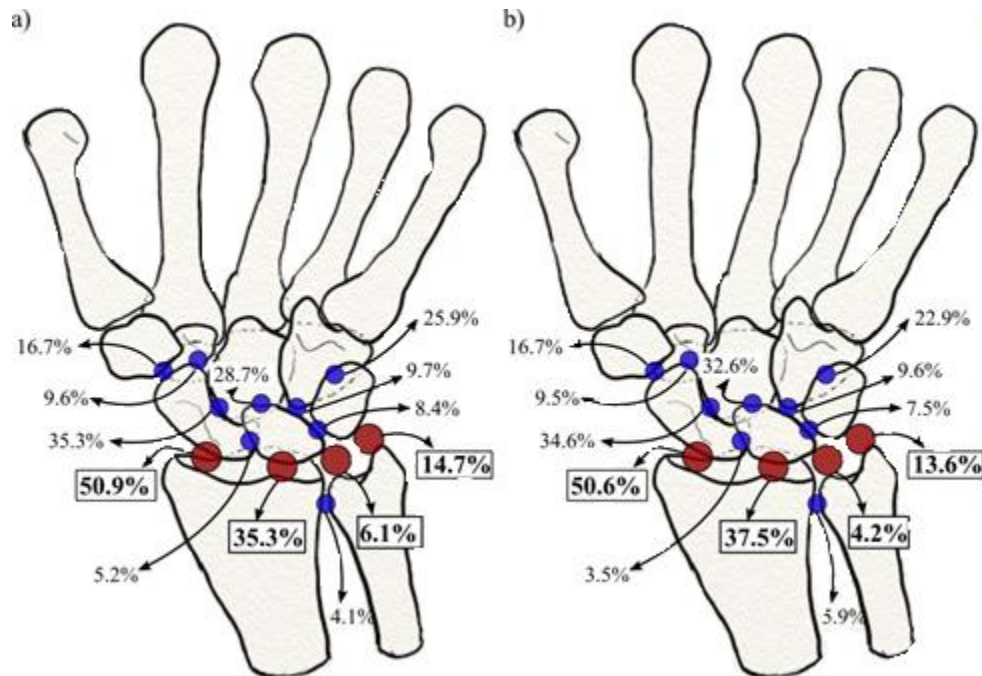


Figura 3-5 Resultados obtenidos del porcentaje de la carga aplicada que se transmite a través de las superficies articulares relacionadas con el escafoides, semilunar, piramidal, radio y cúbito. a) Para el modelos elementos con área de 0.18 mm²; b) Para el modelos elementos con área de 0.73 mm².

Tabla 3-3 Resumen de los resultados obtenidos

		Radio											
		Radio-Escafoides				Radio-Semilunar				Total Radio			
		X	Y	Z	Mag	X	Y	Z	Mag	X	Y	Z	Mag
Modelo 1		27.7%	35.1%	51.4%	50.9%	8.9%	2.1%	35.8%	35.3%	18.8%	33.0%	87.2%	86.1%
Modelo 2		21.8%	37.5%	51.0%	50.6%	25.1%	2.4%	38.0%	37.5%	3.4%	35.2%	89.0%	87.8%
		Cúbito											
		Cúbito-Semilunar				Cúbito-Piramidal				Total Cúbito			
		X	Y	Z	Mag	X	Y	Z	Mag	X	Y	Z	Mag
Modelo 1		32.9%	12.7%	4.6%	6.1%	71.7%	1.4%	12.5%	14.7%	104.6%	11.3%	17.1%	20.6%
Modelo 2		22.5%	8.5%	3.2%	4.2%	64.5%	3.2%	11.7%	13.6%	87.0%	5.3%	14.9%	17.6%
										Total Radio+Cúbito			
										X	Y	Z	Mag
	Modelo 1									85.8%	44.3%	104.3%	103.5%
	Modelo 2									90.4%	40.4%	103.9%	103.0%

Nota: **Radio-Escafoides:** Porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficie articular entre el Radio y el Escafoides; **Radio-Semilunar:** Porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficie articular entre el Radio y el Semilunar; **Cúbito-Semilunar:** Porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficie articular entre el Cúbito y el Semilunar; **Cúbito-Piramidal:** Porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficie articular entre el Cúbito y el Piramidal. **Total Radio:** Porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficie articular distal del Radio; **Total Cúbito:** Porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficie articular distal del Cúbito; **Total Radio+Cúbito Total Radio:** Porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficies articular distal del Radio y Cúbito juntas. **Modelo 1:** modelo con elementos se 0.18 mm² de área; **Modelo 2:** modelos modelo con elementos de 0.73 mm² de área.

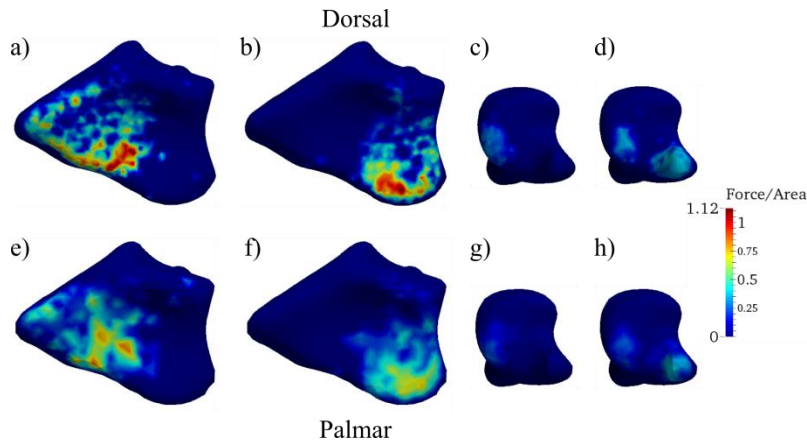


Figura 3-6 Distribución de la fuerza en las superficies articulares del radio distal. En a), b), c) y d) se muestra la distribución de las fuerzas en las superficies articulares del radio y cúbito para el modelo con elementos de 0.18 mm^2 de área, donde a) es la distribución de fuerzas para la superficie articular del Radio con el escafoides, b) para las superficies articulares entre del semilunar con el radio, c) distribución para el semilunar y el cúbito y d) para la superficie articular entre el piramidal y el cúbito. En e), f), g) y h) se muestra la distribución de la fuerzas en las superficies articulares del radio y cúbito para el modelo con elementos de 0.73 mm^2 de área, e) es la distribución de fuerzas para la superficie articular del Radio con el escafoides, f) para las superficies articulares entre del semilunar con el radio, g) distribución para el semilunar y el cúbito y h) para la superficie articular entre el piramidal y el cúbito

3.4 Discusión

En este capítulo se analizó el comportamiento de la articulación de la muñeca bajo condiciones estáticas, determinándose la distribución de la carga en la superficie articular radio-carpiana. Otros estudios han determinado cómo es esta distribución en la muñeca, como en Hara *et al.*[99], donde se emplearon películas sensibles a la presión, en lugar del cartílago articular, en muñecas de cadáveres. También se ha empleado el método discreto de elementos rígidos conectados por resortes (RBSM), como en los trabajos de Horii *et al.*[64], Schuind *et al.*[12], Iwasaki *et al.*[19], Genda *et al.* [89], Iwasaki *et al.* [100], Majima *et al.* [21], y Manal *et al.* [18] para una muñeca fisiológica, una patológica, y la misma después del tratamiento aplicado. Adicionalmente, para el análisis de la distribución de carga en la misma articulación, se ha empleado el método de los elementos finitos (FEM), como en Gislason *et al.* [30], donde se analiza la distribución de cargas en la muñeca durante un agarre.

En la Figura 3-7 y Figura 3-8 se muestran gráficos comparativos entre los resultados encontrados en el estudio y aquellos obtenidos por los autores anteriormente mencionados, para una muñeca sana, con condiciones de carga y de frontera similares a los aquí propuestos. Por ejemplo, para los dos modelos planteados en este estudio la fuerza transmitida por superficie articular entre el radio y el escafoides fue del 51%, y el resultado obtenido por otros autores fue en promedio del 50%. Lo mismo ocurre con el porcentaje de carga obtenida entre el radio y el semilunar, donde el promedio de los trabajos citados fue del 34%, siendo en los resultados obtenidos en este estudio del 36%. En cuanto al porcentaje de la carga transmitida al cúbito, los valores hallados se encuentran dentro del rango de los resultados publicados en estudios previos, ubicándose un 2% por encima de la media de los trabajos anteriores; lo mismo se observa para la superficie articular radio-carpiana.

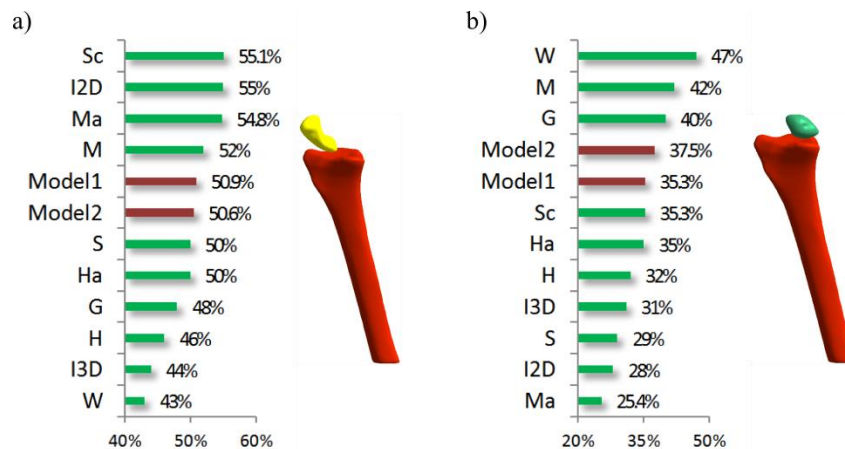


Figura 3-7 Comparación de los resultados obtenidos en este estudio con aquellos obtenidos por otros autores para el porcentaje de la carga aplicada transmitida por la superficie articular a) entre el radio y el escafoides, y b) entre el radio y el semilunar. Las abreviaturas empleadas en las figuras están relacionadas con los estudios anteriores de la siguiente manera: M: trabajo desarrollado en Majima et al. [21]; Sc: trabajo desarrollado en Shuind et al. [12]; W: trabajo desarrollado en Watanabe et al. [101]; G: trabajo desarrollado en Genda et al. [89]; Ha: trabajo desarrollado en Hara et al. [99]; I2D: trabajo desarrollado en Iwasaki et al. [19]; S: trabajo desarrollado en Short et al. [102]; H: trabajo desarrollado en Horii et al. [64]; I3D: trabajo desarrollado en Iwasaki et al. [100]. Model1 son los resultados obtenidos en este estudio para el modelo con elementos de 0.18 mm^2 de área, y Model2 son los resultados obtenidos en este estudio para el modelo con elementos de 0.73 mm^2 de área.

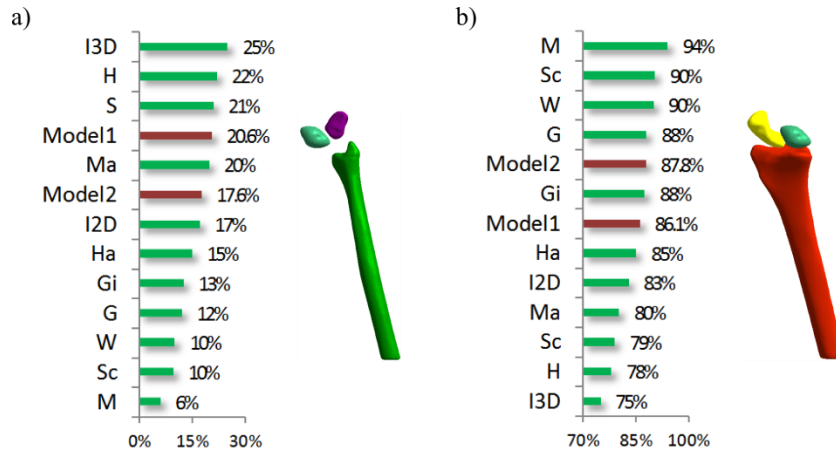


Figura 3-8 Comparación de los resultados obtenidos en este estudio con aquellos obtenidos por otros autores para el porcentaje de la carga aplicada transmitida por a) el triángulo fibrocartilaginoso, y b) por la superficie articular entre el radio-carpiana. Las abreviaturas empleadas en las figuras están relacionadas con los estudios anteriores de la siguiente manera: M: trabajo desarrollado en Majima et al. [21]; Sc: trabajo desarrollado en Shuind et al. [12]; W: trabajo desarrollado en Watanabe et al. [101]; G: trabajo desarrollado en Genda et al. [89]; Gi: trabajo desarrollado en Gislason et al. [30]; Ha: trabajo desarrollado en Hara et al. [99]; I2D: trabajo desarrollado en Iwasaki et al. [19]; S: trabajo desarrollado en Short et al. [102]; H: trabajo desarrollado en Horii et al. [64]; I3D: trabajo desarrollado en Iwasaki et al. [100]. Model1 son los resultados obtenidos en este estudio para el modelo con elementos de 0.18 mm^2 de área, y Model2 son los resultados obtenidos en este estudio para el modelo con elementos de 0.73 mm^2 de área.

Cuando se analizan los resultados reportados por otros estudios se observa que, dado el grado de dispersión, a partir de estos no es posible determinar una distribución de la carga para cada superficie articular. Lo anterior, debido a que dichos datos tienen una desviación aproximada del 6%, con coeficientes de variación del 7% al 20% para las superficies articulares del radio, y del 40% para las del cúbito. Adicionalmente, no se encuentra una distinción importante entre los modelos, bien sea en 3D o 2D, o empleando RBSM o FEM.

Por otra parte, se obtuvo que la carga total recibida por el radio y el cúbito supera en un 3% a la carga externa aplicada (Tabla 3-3). Esta diferencia puede ser explicada por un error propio del método o debido a las condiciones asumidas en el modelo. También puede ser consecuencia de momentos internos y cambios en la dirección de las fuerzas aplicadas cuando llegan al radio y al cúbito.

Las cargas estimadas para las superficies articulares del semilunar son las que presentan más variación, debido principalmente al cambio en el tamaño de los elementos de la malla

empleada (Figura 3-5), específicamente, la superficie articular más sensible es aquella entre el hueso grande y el semilunar. Por lo tanto, cambios en la distribución de cargas en las articulaciones asociadas con el hueso semilunar dependen de los parámetros del modelo. De ser así, variaciones en la configuración de la muñeca pueden impactar en la transmisión de carga a través de las superficies articulares del semilunar, aumentando o disminuyendo drásticamente la concentración de cargas en superficies asociadas al semilunar. Estas diferencias en la transmisión de cargas pueden relacionarse bien sea con la densidad de malla, la rigidez del cartílago y ligamentos, o condiciones anatómicas, como posiciones de los huesos, superficies articulares o ligamentos lesionados, lo que puede ser causado por diversas patologías en la articulación radio-carpiana. Se considera que esta hipótesis puede ser objeto de análisis en futuros trabajos.

En la Figura 3-6 se muestra la distribución de la carga en la superficie articular del radio y el cúbito con el escafoides, el semilunar y el piramidal. Para estas condiciones de carga puede notarse que parte de las fuerzas transmitidas a las superficies articulares distales del radio y el cúbito, se concentran en la zona palmar de las superficies articulares, coincidiendo con los resultados encontrados por Hara *et al.* [99], y Genda y Horii [22]. Además, independientemente del tamaño de malla, se encontraron puntos de alta concentración de carga en la articulación radio-carpiana, a diferencia de la cúbito-carpiana donde la carga se distribuye de forma más uniforme. Este resultado puede explicarse por las restricciones impuestas en los carpos; sin embargo el resultado obtenido es similar al encontrado por Genda y Horii [22]. Por lo tanto, si la carga externa fuese mayor, es decir, si el objeto empuñado tuviese mayor peso o la persona simplemente realizara una fuerza exagerada y repetitiva al empuñar, puede empezar a generarse desgaste en estos puntos de alta concentración de carga. Adicionalmente, si se considera que por la fosa del escafoides se transmite más carga que por la fosa del semilunar, entonces la superficie articular radio-escafoides tiene mayor riesgo de sufrir de osteoartritis, y esto sucedería mucho antes que en la articulación radio-semilunar. Si bien es sabido que la osteoartritis en la fosa del escafoides en el radio es una de las etapas de dos enfermedades degenerativas progresivas comunes en la muñeca, SLAC/SNAC (colapso avanzado escafolunar y colapso avanzado de la no unión

del escafoides), se necesitarían más estudios sobre la distribución de cargas en diferentes posiciones funcionales.

No se consideró realizar una validación experimental del modelo, en la medida en que los resultados obtenidos (a pesar de sus limitaciones) coinciden con las observaciones clínicas. Así mismo, los resultados encontrados son cercanos a aquellos determinados por Hara *et al.* [99], donde se realizó un estudio *in-vitro* de las distribuciones de carga en la muñeca; y se ubican dentro del rango de valores encontrados en otros estudios (Figura 3-7 y Figura 3-8).

3.5 Conclusiones

El método RBSM, empleado en este estudio, es un procedimiento no invasivo que permite predecir cambios en la cantidad y distribución de fuerzas debido a cambios en la disposición de los carpos, en las superficies articulares del radio y el cúbito distal en condiciones estáticas, pero sin llegar a ser una representación cuantitativa precisa de la distribución de cargas.

Este método es aplicable clínicamente en las articulaciones de pacientes, aunque con limitaciones derivadas del hecho de que el cartílago y los ligamentos se suponen como materiales elástico lineales, y las inserciones anatómicas de los últimos se simplifican como puntos y no como las regiones que realmente son. Adicionalmente, los huesos se simplifican como cuerpos rígidos, por lo que su deformación, no se toma en consideración, más aún porque no es grande comparada con la de los tejidos blandos. Así mismo, las restricciones aplicadas simulan las condiciones fisiológicas, sin ser exactamente iguales, y como se realiza un análisis estático los efectos inerciales de los huesos se consideran despreciables. No obstante, los resultados obtenidos en el presente estudio son comparables con los aquellos reportados por otros autores (Figura 3-7 y Figura 3-8), lo cual permite concluir que la metodología empleada es de utilidad para determinar -de forma teórica- los cambios en la distribución de cargas en la muñeca producto de una patología, las condiciones en las que esta puede generarse, o valorar tratamientos quirúrgicos en dicha articulación.

En la siguiente parte de este trabajo (Capítulo 4), se aplicará la metodología empleada para determinar cambios en la distribución de cargas en la articulación distal del radio y el cúbito debido a tratamientos de artrodesis aplicados en la muñeca.

4. Análisis teórico de la distribución de carga en la superficie articular radio-carpiana para diferentes tratamientos de artrodesis

4.1 Introducción

Hay varios factores que pueden generar la artrosis de muñeca, por ejemplo, anomalías congénitas en las articulaciones radio-carpiana, ulno-carpiana y radio-cubital distal de la muñeca pueden resultar en incongruencias articulares, alterando los patrones de carga y causando degeneración en el cartílago [52]. Un caso no tratado de una necrosis avascular, como en la enfermedad de Kienböck, puede llevar a una artritis radio-carpiana [52]. Otra forma de artrosis de la muñeca se produce en la articulación escafoides-trapecio-trapezoide, que puede ocurrir sin comprometer las otras articulaciones de la misma [52]. Eventos traumáticos también pueden producir artritis en esta articulación, por ejemplo, un ligamento lesionado puede generar inestabilidad intercarpiana, alterando la cinemática de la muñeca, así como la carga de las superficies articulares, produciendo degeneración en la articulación radio-carpiana [52]. Colapso escafosemilunar avanzado (*SLAC-scapholunate advance collapse*) y colapso avanzado del escafoides (*SNAC-scaphoid nonunion advance collapse*), son los patrones más comunes de la osteoartritis de la muñeca (SNAC es causada por un trauma, mientras que el SLAC puede ser el resultado de pseudogota, apareciendo sin un historial de lesión) [54].

Las artrodesis inter-carpianas parciales son útiles para el tratamiento de trastornos específicos del carpo [7]. La fusión de determinados huesos del carpo puede maximizar la recuperación postoperatoria del movimiento y la fuerza en la muñeca, a la vez que reduce el dolor y la inestabilidad de esta articulación [7]. Estas ventajas han llevado a que la artrodesis total o parcial de muñeca se mantenga como una alternativa importante para el cirujano de la mano, y como procedimiento de salvamento en pacientes con alguna patología de esta

articulación [56], pero todavía hay controversia en cuanto a la técnica quirúrgica adecuada [53]. En la Tabla 4-1 se resumen algunas artrosis de muñeca junto a sus tratamientos de artrodesis más comunes.

A la hora de seleccionar la opción de tratamiento adecuada, el cirujano de la mano debe tener en cuenta varios factores como el grado de estabilidad, la cronicidad de la lesión, y las exigencias funcionales del paciente [55]. Esta decisión también se apoya en las historias clínicas, que soportan los resultados en cuanto a reducción del dolor, movilidad final, y tasas de fusión [7], [53], [54], [103]–[106]. Existen estudios del comportamiento biomecánico y distribución de fuerza/presión en las superficies articulares para una muñeca normal y una con artrodesis [16], [27]. Un enfoque de estos estudios utiliza especímenes ex-vivo y películas sensibles a la presión [107]. También se aplican modelos computacionales para explorar el comportamiento biomecánico de las fuerzas de contacto en articulaciones, siendo de gran utilidad para evaluar los resultados de los diversos procedimientos quirúrgicos [16].

Tabla 4-1 Resumen de las artrosis de muñeca más comunes y su tratamiento con artrodesis más frecuente.

Osteoartritis	Artrodesis	Huesos fusionados	Descripción del tratamiento
SLAC/SNAC Etapa I			Estiloidectomía Radial, reconstrucción del tejido blando y del escafoides [56].
SLAC/SNAC Etapa II	Tres esquinas	Semilunar, Grande, Ganchoso	Aplicado para preservar movilidad articular y aliviar dolor [56][108].
		Semilunar, Grande, Ganchoso con remoción del escafoides	
	SCL	Escafoides, Grande, Semilunar	Mantiene el contacto articular y la transmisión de carga por la articulación radiocarpiana cuando no hay una pérdida significativa en el cartilago de la fosa del escafoides en el radio, pero pocos estudios han reportado esta fusión como tratamiento para SLAC/SNAC II. [103].
	Cuatro esquinas	Semilunar, Grande, Ganchoso, Piramidal	Está contraindicado para cualquier forma de artropatía en la articulación radio-semilunar [56].
Semilunar, Grande, Ganchoso, Piramidal con remoción del escafoides			
CL	Grande, Semilunar	Tratamiento alternativo al cuatro esquinas y está contraindicado cuando hay enfermedades degenerativas en las articulación radio-semilunar, aunque estudios recientes muestran que la no fusión es uno de sus mayores problemas [56].	
	Grande, Semilunar con remoción del escafoides		
SLAC/SNAC Etapa III	Cuatro esquinas	Semilunar, Grande, Ganchoso, Piramidal con remoción del escafoides	Está contraindicado para cualquier forma de artropatía en la articulación radio-semilunar [56].

Osteoartritis	Artrodesis	Huesos fusionados	Descripción del tratamiento
SLAC/SNAC Etapa IV	Arthrodesis total	Todos los huesos del carpo con el radio y el cúbito	
Osteoartritis degenerativa radioescafoidea	RSL	Radio, Escafoides, Semilunar	Elimina la articulación adolorida mientras preserva movimiento de la muñeca a través de las articulaciones intercarpianas intactas, aunque la limitación del movimiento después de la cirugía sigue siendo un tema de preocupación [107].
Disociación del escafoides con el semilunar	SL	Escafoides, Semilunar	Este procedimiento no es predecible para tratar disociación del escafoides con el semilunar [109], debido a las altas tasas de complicación reportadas [56].
Rotura del ligamento Lunopiramidal y sus inestabilidades, artritis degenerativa	LT	Semilunar, Piramidal	Esta fusión es demandante y debe emplearse cemento óseo para asegurar la fusión [8]. La técnica quirúrgica y el tiempo de inmovilización influyen en los resultados clínicos y la tasa de complicación de esta fusión [56].
Enfermedad de Kienböck	SC	Escafoides, Grande	
	STT	Escafoides-Trapezio-Trapezoide	Esta artrodesis estabiliza la columna radial de los carpos, de modo que la transmisión de carga es a través de la articulación del radio con el escafoides, descargando la articulación radio-semilunar, preservando un rango de movimiento de la muñeca aceptable [104].

Con base en lo anterior, el objetivo de este capítulo es presentar la aplicación del modelo en 3D-RBSM de la articulación de la muñeca, desarrollado en el capítulo anterior (Capítulo 3), para identificar los efectos biomecánicos de las artrodesis de muñeca comúnmente usadas en tratamientos de artrosis. Para esto se analizó la distribución de fuerzas en la articulación radio-carpiana y se comparó con los diferentes tratamientos aplicados para la misma enfermedad. Este estudio resume las predicciones de la mecánica de la articulación radio-carpiana, sirviendo como complemento en la elección del tratamiento más adecuado para un paciente.

4.2 Materiales y métodos

Se partió del modelo 3-D de la mano, descrito en el capítulo anterior. Sobre el mismo simulamos diferentes tratamientos de artrodesis de la muñeca y se compararon con una muñeca en condiciones normales. Se empleó la misma geometría y condiciones de carga y frontera que las expuestas en el capítulo anterior (Capítulo 3), aunque para este estudio sólo se consideraron mallas con elementos de área 0.18 mm^2 . De igual manera, el cartílago y los

ligamentos se simularon exactamente igual que en el modelo propuesto en el capítulo anterior.

4.2.1 Artrodesis Modeladas

En este estudio se modelaron 12 de las artrodesis más utilizadas como tratamiento para diversas enfermedades de la osteoartritis (Tabla 4-1). Esto se logró tomando los huesos fusionados como un sólo cuerpo rígido, por lo tanto no fue necesario considerar los resortes de cartílago ni los ligamentos entre ellos, pues no existiría movimiento relativo entre los huesos. En las Figura 4-1 y Figura 4-2 se muestran los modelos de artrodesis simulados.

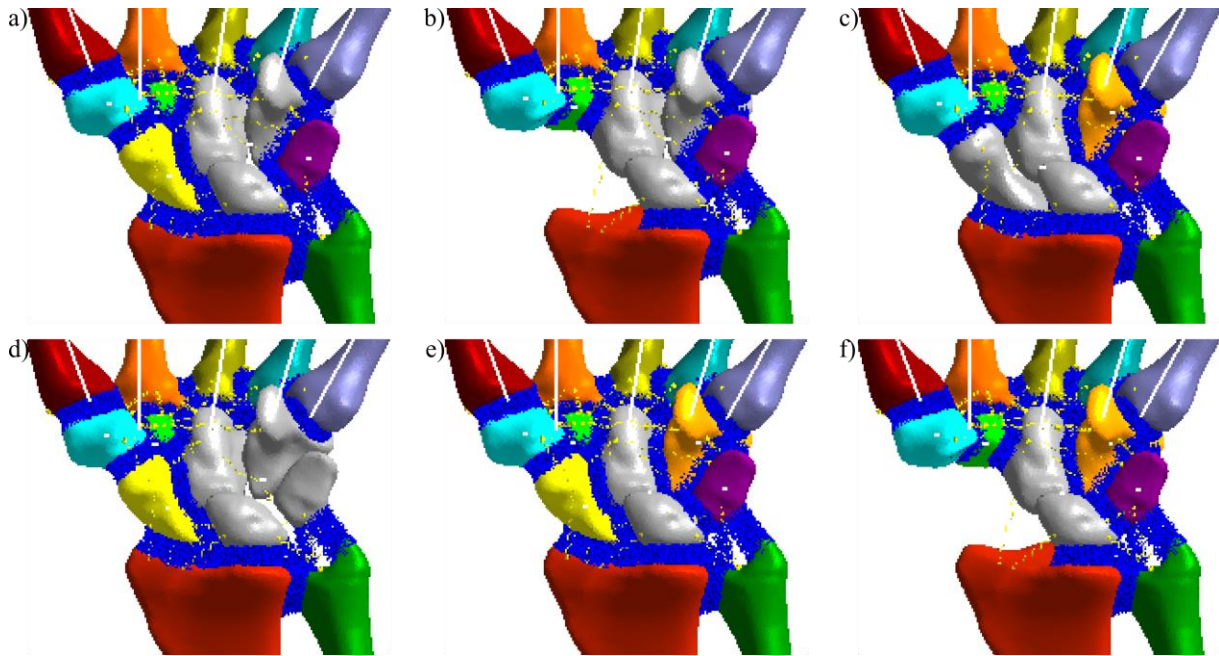


Figura 4-1 Modelos simulados de artrodesis que se emplean para tratar SLAC/SNAC etapa II, los huesos en gris son los fusionados. a) Tres esquinas (fusión de los huesos semilunar, grande y ganchoso); b) tres esquinas con remoción del escafoides; c) Escafoides-Grande-Semilunar (SCL); d) cuatro esquinas (fusión de los huesos semilunar, grande, ganchoso y piramidal); e) Grande-Semilunar (CL); f) Grande-Semilunar (CL) con remoción del escafoides.

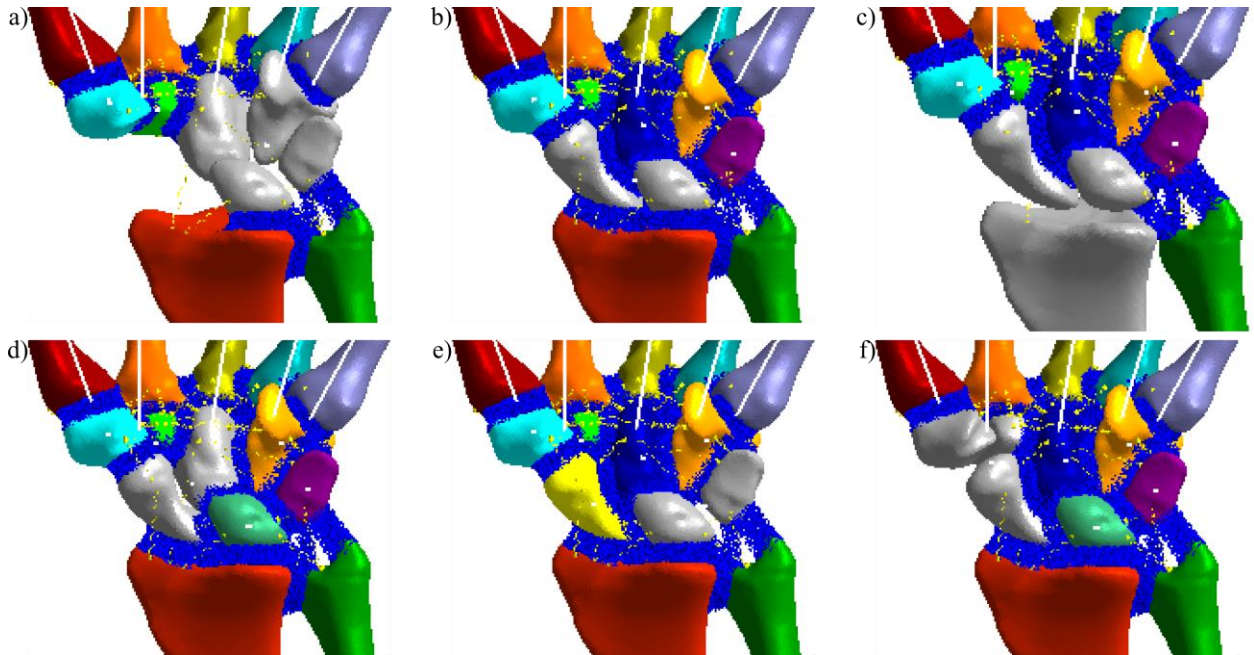


Figura 4-2 Modelos simulados de artrodesis, los huesos en gris son los fusionados. a) Cuatro esquinas (fusión de los huesos semilunar, grande, ganchoso y piramidal) con remoción del escafoides, aplicado para tratar SLAC/SNAC etapa III; b) Escafoides-Semilunar (SL); c) Radio-Escafoides-Semilunar (RSL); d) Escafoides-Grande (SC); e) Semilunar-Piramidal (STri); f) Triescafoides (STT- Fusión de los huesos Escafoides, Trapecio, Trapezoide).





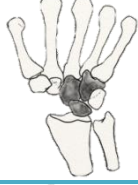








4.3 Resultados

El método RBSM se utilizó para analizar la distribución de la fuerza a través de la articulación radio-carpiana para 13 configuraciones diferentes de la muñeca, incluyendo la articulación normal y 12 opciones de artrodesis. Todos los modelos se resuelven en RecurDyn® como un problema estático con un consumo de tiempo entre 13 y 32.5 segundos. En los modelos donde no había remoción del escafoides, el desplazamiento medio de los huesos fue de 0.24 mm ; cerca de la muñeca normal, y en los modelos con remoción de escafoides los desplazamientos fueron mayores (0.6 mm). El primer metacarpo fue el hueso con desplazamientos más altos, excepto en aquellos con remoción de escafoides, donde los desplazamientos de este hueso y del trapecio fueron similares.

También se analizó la transmisión de la fuerza a través de cada superficie articular; esta se calculó como un porcentaje de la carga aplicada externa y se consideraron las componentes cartesianas de cada fuerza. Todos los modelos mostraron que un 103% de la carga aplicada

externa se transmite a través de las articulaciones radio-carpiana distal y cúbito-carpiana; para los modelos con remoción del escafoides la transmisión de fuerza total a través de las mismas articulaciones fue de 112%.

Tabla 4-2 Porcentajes de la carga externa aplicada que se transmite por las superficies articulares distales del radio y el cúbito en una muñeca normal y después de un tratamiento de artrodesis.

		Radio	Cúbito	Total			Radio	Cúbito	Total
	Normal	86.1%	20.6%	103.5%		4CornerNoS	75.1%	41.7%	112.1%
	3Corner	87.6%	18.5%	103.4%		SL	85.4%	20.7%	102.9%
	3CornerNoS	75.0%	41.3%	111.4%		RSL	87.2%	14.3%	99.0%
	SCL	86.6%	19.6%	103.3%		SC	87.8%	17.9%	102.8%
	4Corner	86.2%	20.2%	103.5%		LTri	85.6%	21.0%	103.5%
	CL	84.8%	22.2%	104.0%		STT	87.3%	18.5%	102.8%
	CLNoS	73.9%	43.4%	112.4%					

4.3.1 Tratamientos para SLAC/SNAC

Se analizaron las opciones de artrodesis para el tratamiento de SLAC/SNAC etapa II de la muñeca (3Corner, 3CornerNoS, SCL, 4Corner, CL y artrodesis CLNOS), y en todos los modelos la fuerza a través de las fosas radio-escafoides se redujo más de un 7%, en comparación con una muñeca normal; excepto en la artrodesis SCL que sólo reduce la fuerza un 0.8% (Figura 4-3). Esta disminución en la transmisión de la carga a través de la articulación de la superficie radio-escafoides fue compensada con un aumento en la fuerza transmitida a través de la semilunar, similar al porcentaje reducido en el escafoides (Figura 4-3).

Adicionalmente la carga total a través del radio presentó una diferencia marginal con aquella en la muñeca normal, entre 0.1% y 1.5% (Tabla 4-2). Sin embargo, en los modelos de tratamiento con remoción del escafoides, el semilunar compensa con la duplicación de la fuerza transmitida al radio (Figura 4-3), en comparación con la de una muñeca normal.

Por otra parte, entre las opciones de artrodesis del SLAC/SNAC etapa II y la muñeca normal, no se encontró una variación importante en cuanto a la transmisión de carga a través de la articulación de la articulación cúbito-semilunar (Figura 4-4), sólo alrededor del 1.4% respecto a la normal, con la excepción de los modelos con remoción del escafoides, donde el cúbito tiene que soportar parte de la fuerza que no se transmite a través del radio.

Un resultado similar se ve en la carga transmitida a través de la articulación entre el cúbito y el piramidal; siendo la fusión tres esquinas (3Corner) la que reduce más la carga, cerca de un 3.4% menos que una articulación normal (Figura 4-4). Por otro lado, la fusión de los huesos grande y semilunar (CL) tiende a transmitir el mismo porcentaje de carga que en la muñeca sana (Figura 4-4).

También se comparó la distribución de la presión de contacto entre los diferentes modelos (Figura 4-5). En todos los modelos la carga de contacto se transmitió a través de las mismas áreas; la principal diferencia radica en la concentración de carga por unidad de área. En los modelos que simulan tratamientos para SLAC / SNAC II y III, la carga máxima en la articulación radio-escafoides es menor que en la configuración normal (Figura 4-5). También, en la fosa del semilunar en el radio, la fuerza pico es mayor que en la muñeca

normal, con lo cual se compensa la reducción en la carga transmitida desde el escafoides al radio (Figura 4-5). Por otro lado, la carga transmitida a través de la articulación cúbito-semilunar aumenta en todos los tratamientos SLAC / SNAC II y III, pero con una distribución más uniforme (Figura 4-5).

Adicionalmente, en los modelos con remoción del escafoides se observa un incremento en la transmisión de carga a través de la articulación cúbito-semilunar (artrodesis grande-semilunar, tres y cuatro esquinas, con remoción de escafoides), pero también con una distribución más uniforme (Figura 4-5).

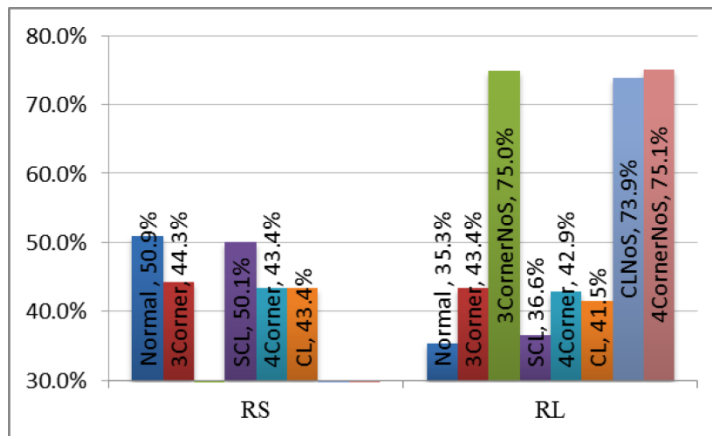


Figura 4-3 Porcentaje de la carga externa aplicada que se transmite por la superficie articular entre el radio y el escafoides (RS) y a través de la superficie articular entre el radio y el semilunar (RL), para las artrodesis empleadas en el tratamiento de SLAC/SNAC etapas II y III. Normal: Muñeca sana; 3Corner: fusión tres esquinas; 3CornerNoS: fusión tres esquinas con remoción del escafoides; SCL: fusión de los huesos escafoides-Grande-Semilunar; 4Corner: Fusión cuatro esquinas; CL: Fusión de los huesos grande y semilunar; CLNoS: Fusión de los huesos grande y semilunar con remoción del escafoides; 4CornerNoS: Fusión cuatro esquinas con remoción del escafoides.

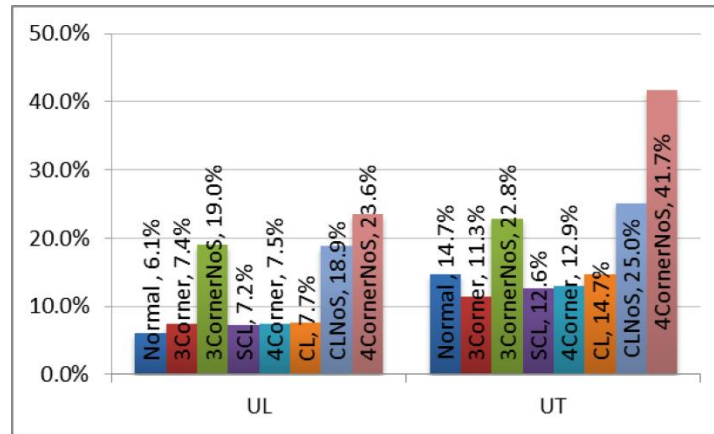


Figura 4-4 Porcentaje de la carga externa aplicada que se transmite por la superficie articular entre el cúbito y el semilunar (UL) y a través de la superficie articular entre el cúbito y el piramidal (UT), para las artrodesis empleadas en el tratamiento de SLAC/SNAC etapas II y III. Normal: Muñeca sana; 3Corner: fusión tres esquinas; 3CornerNoS: fusión tres esquinas con remoción del escafoides; SCL: fusión de los huesos escafoides-Grande-Semilunar; 4Corner: Fusión cuatro esquinas; CL: Fusión de los huesos grande y semilunar; CLNoS: Fusión de los huesos grande y semilunar con remoción del escafoides; 4CornerNoS: Fusión cuatro esquinas con remoción del escafoides.

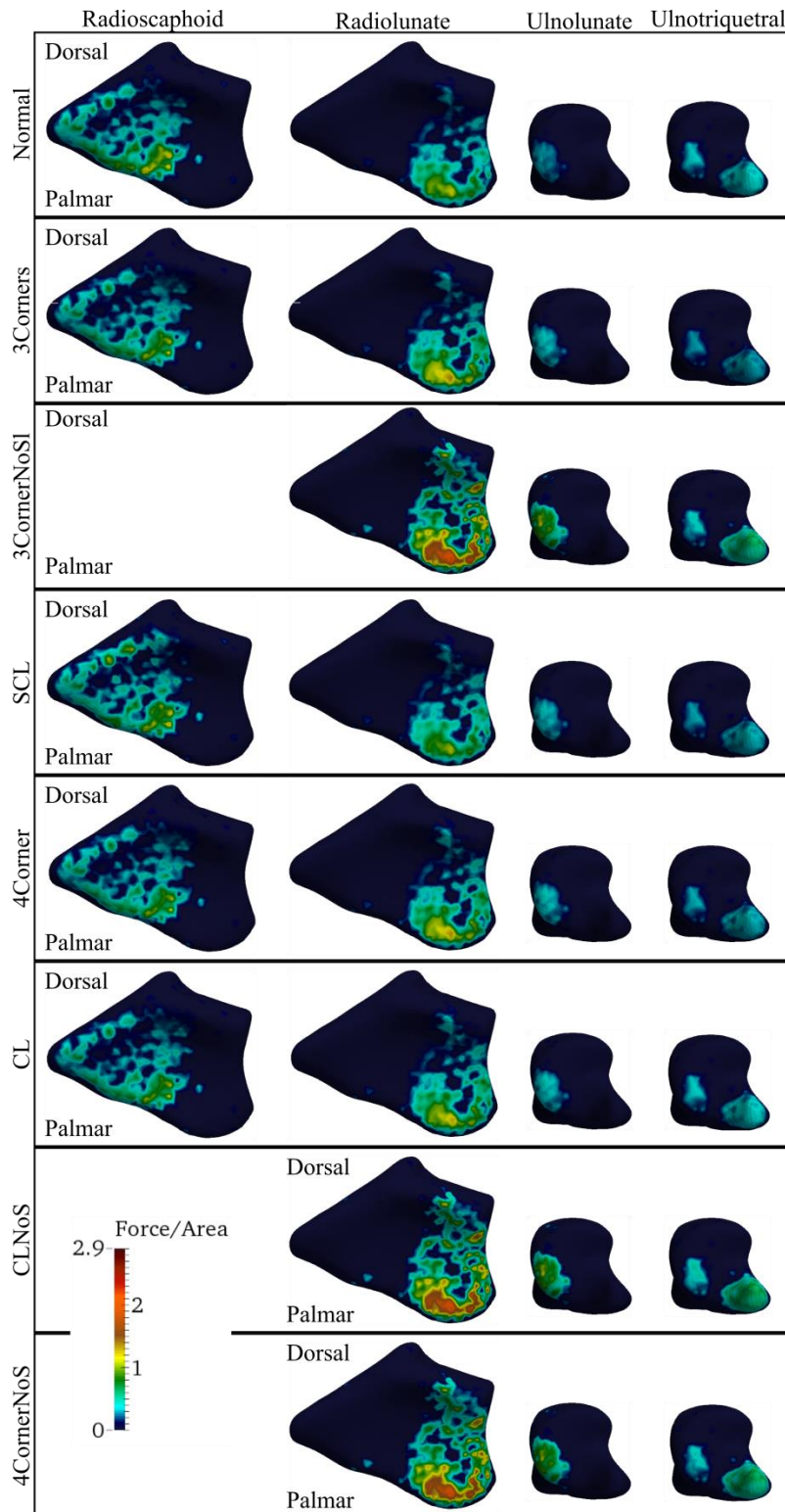


Figura 4-5 Distribución de la presión de contacto para las superficies articulares radio-escafoideas, radio-semilunar, cúbito-semilunar, y cúbito-piramidal, en los tratamientos de artrodesis aplicados a SLAC/SNAC II y III

4.3.2 Tratamientos para otras enfermedades artríticas

Adicional a SLAC/SNAC se analizaron otras artrodesis comunes (SL, RSL, SC, LTri, STT); en todas ellas se fusionan los huesos implicados en la enfermedad artrítica, excepto en la fusión STT que se utiliza generalmente en el tratamiento de la enfermedad de Kienböck.

La mayoría de artrodesis simuladas procuran reducir la fuerza transmitida a través de la fosa del semilunar en el radio, siendo la artrodesis semilunar-piramidal (LTri) la excepción (Figura 4-6). Las artrodesis triscaphoides (STT) y la escafoides-grande (SC) fueron los tratamientos que redujeron en mayor medida la carga transmitida a través de la articulación de la radio-semilunar, alrededor del 4% en comparación con la muñeca normal. Este efecto es compensado con un incremento en la fuerza transmitida a través de las articulaciones radio-escafoide y cúbito-semilunar (Figura 4-6). Por último, en la artrodesis de RSL se analiza la fuerza total que llega a las bases del radio y el cúbito, y se observó que esta artrodesis reduce la carga transmitida a través del cúbito, generando una sobrecarga en el radio (Tabla 4-2).

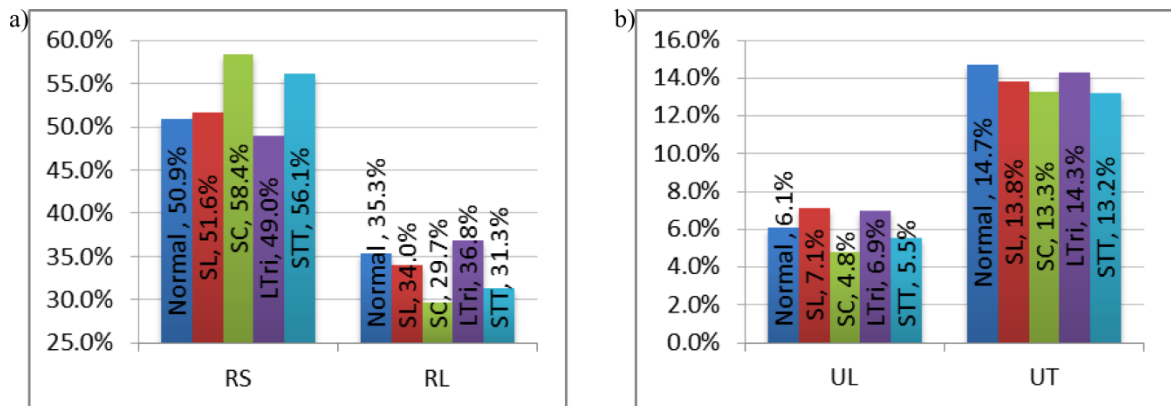


Figura 4-6 Porcentaje de la carga externa transmitida a través de las superficies articulares entre: a) radio y el escafoides (RS), radio y semilunar (RS); b) cúbito y semilunar (UL), y el cúbito y piramidal (UT); para una muñeca normal y para las siguientes artrodesis: escafoides-semilunar (SL), escafoides-grande (SC), lunopiramidal (LTri), y triscaphoides (STT)

En la Figura 4-7 se muestra la distribución de carga para los tratamientos de artrodesis (SL, RSL, SC, LTri, STT). Las distribuciones de carga obtenidas se corresponden con los

porcentajes de incremento y reducción de carga transmitidos a través de cada superficie articular.

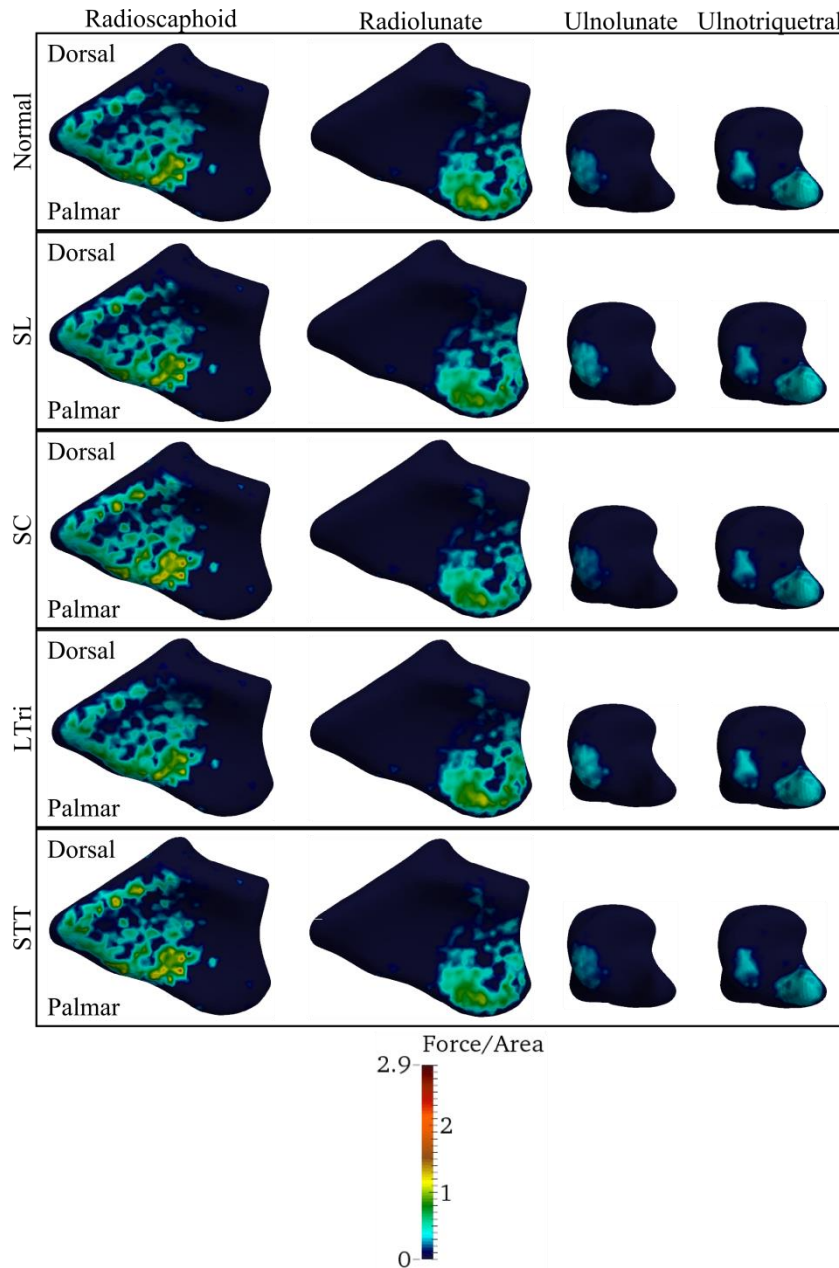


Figura 4-7 Distribución de la presión de contacto para las superficies articulares radio-escafoideas, radio-semilunar, cúbito-semilunar, y cúbito-piramidal, en los tratamientos de fusión entre los huesos escafoides-semilunar (SL), escafoides-grande (SC), Lunopiramidal (LTri) y triescafoides (STT)

4.4 Discusión

En este capítulo se desarrolló un estudio tridimensional empleando RBSM en modelos de la muñeca para evaluar la distribución de cargas en la articulación de la muñeca para diferentes tratamientos de artrodesis. Un trabajo similar fue el desarrollado por Iwasaki *et al.* [100]; quienes determinaron cuáles fusiones inter-carpianas empleadas como tratamiento para la enfermedad de Kienböck, reducen de forma eficiente las cargas en el hueso semilunar. En dicho estudio, analizan 3 fusiones aplicadas para la enfermedad de Kienböck: grande-ganchoso (CH), escafoides-trapecio-trapezoide (STT), y escafoides-grande (SC), concluyendo que la fusión grande-ganchoso (CH) es inefectiva en la reducción de cargas en el hueso semilunar [100]. Por otra parte, Viegas *et al.* [110] analizaron la distribución de cargas en la articulación radio-carpiana para artrodesis aplicadas en el grado III de la inestabilidad perisemilunar, empleando películas sensibles a la presión en la muñeca de un cadáver. De este estudio concluyen que la fusión escafoides-semilunar (SL), escafoides-grande-semilunar (SCL), y grande semilunar (CL) distribuyen la fuerza de manera más uniforme en las fosas articulares del radio con el escafoides y el semilunar [110].

4.4.1 Tratamientos para SLAC/SNAC

Se analizaron las opciones para una artrodesis SLAC / SNAC Etapa II de la muñeca (Tabla 4-2). En estas enfermedades se presenta un cambio artrítico de la faceta escafoides del radio distal [55], por esta razón el tratamiento debe implicar una reducción en la transmisión de la carga a través de la articulación radio-escafoides. En la Figura 4-3 se puede ver que todos los tratamientos para estas enfermedades logran reducir la carga sobre la superficie articular radio-escafoides. Sin embargo, la artrodesis escafoides-grande-semilunar (SCL) sólo reduce la carga a través de este conjunto en un 0.8%, mientras que los otros tratamientos logran reducir la carga en casi un 8% (Figura 4-3). Por lo tanto, la artrodesis escafoides-grande-semilunar (SCL) no se recomienda para el tratamiento de SLAC / SNAC Etapa II, aún más cuando exista la posibilidad de aplicar cualquiera de los otros tratamientos considerados en este estudio (Tabla 4-1).

Por otro lado, cualquier artrodesis aplicada como tratamiento, debe preservar una articulación normal con huesos adyacentes [56], por lo que las condiciones de carga sobre

las articulaciones funcionales que quedan deben ser cercanas a aquellas presentes en la configuración normal. Por lo tanto, si la carga transmitida a través de la articulación radio-escafoides se reduce en un tratamiento para el SLAC / SNAC Etapa II, entonces la carga a través de la fosa del semilunar debe estar tan cerca como sea posible a las condiciones normales. En los tratamientos modelados para SLAC / SNAC Etapa II, se observó que todas las artrodesis aumentan la carga transmitida a través de la articulación radio-semilunar; y las que menos provocan este efecto son las artrodesis escafoides-grande-semilunar (SCL), y la grande-semilunar (CL) (Figura 4-3).

La carga en la articulación cúbito-semilunar aumenta de forma similar en todos los tratamientos, excepto en aquellos con remoción del escafoides (Figura 4-4). Sin embargo, se resalta que en la artrodesis grande-semilunar (CL), la carga transmitida a través articulación cúbito-piramidal no dista de las condiciones normales, mientras que en otras artrodesis se reduce, con la excepción de aquellas en donde se remueve el escafoides.

En las artrodesis en el tratamiento de SLAC/SNAC II con remoción del escafoides (tres esquinas-*3CornerNoS* y artrodesis grande-semilunar-*CLNoS* con remoción del escafoides), la carga transmitida a través de la articulación radio-semilunar y en la cúbito-carpiana aumentan considerablemente (Tabla 4-2). Debido a que la distribución de carga es similar entre ellos, se deben tener en cuenta otros factores a la hora de seleccionar uno de estos tratamientos, como los deseos del paciente, el estado funcional de la muñeca y la experiencia del cirujano y sus preferencias, así como las tasas de fusión [111].

Para las SLAC/SNAC etapa III, el tratamiento habitual es la artrodesis de cuatro esquinas (*4Corner*) con remoción de escafoides, un procedimiento con una alta tasa de complicaciones [105]. En este procedimiento, la carga a través de las articulaciones radio-semilunar y cúbito-semilunar aumenta considerablemente como consecuencia de la compensación por la ausencia del escafoides, pero su magnitud es similar a la de los tratamientos con remoción de escafoides para SLAC/SNAC etapa II (Figura 4-3).

Los tratamientos de fusiones de tres (*3Corner*) y cuatro esquinas (*4Corner*) tienen casi la misma distribución de carga a través de las articulaciones radio-carpiana y cúbito-carpiana (Figura 4-3, Figura 4-4 y Figura 4-5), obteniendo el mismo rango de movimiento postoperatorio; sin embargo, sus tasas de fusión deben ser examinadas [108]. La cuatro

esquinas ha demostrado tener altas tasas de fusión [10], [112], y proporcionar alivio fiable del dolor [113]; pero puede ocurrir una osteoartritis degenerativa, debido al área de contacto articular más pequeña cuando se extirpa el escafoides [103].

Finalmente, la artrodesis escafoides-grande-semilunar (SCL) sacrifica rango de movimiento para el alivio del dolor [103], con una baja reducción de la carga relativa a través de las superficie articular radioescafoidea; no obstante, las distribuciones de carga se encuentran cerca de la muñeca normal, pero distribuida de manera más uniforme.

4.4.2 Tratamientos para otras enfermedades artríticas

Por otro lado, hemos analizado otras artrodesis comunes, donde los huesos relacionados con la enfermedad artrítica se fusionan (Tabla 4-1), por lo que la superficie de la articulación degradada es eliminada. Excepto en las fusiones triescafoides (STT) y escafoides-grande (SC) que se aplican en la enfermedad de Kienböck; cuando se presenta una necrosis avascular del semilunar debido a la compresión de este hueso [100].

La artrodesis STT estabiliza la columna radial del carpo, transmitiendo la carga a través de la articulación radio-escafoides, descargando la superficie radio-semilunar [104]. El modelo para la artrodesis STT desarrollado en este estudio, mostró que las cargas transmitidas desde el semilunar al radio y el cúbito se reducen 4% y 0.6%, respectivamente (Figura 4-6 y Figura 4-7). Por lo tanto, la artrodesis triescafoides (STT) es un tratamiento recomendado para la enfermedad de Kienböck.

Por otra parte, la artrodesis escafosemilunar (SC) puede sugerirse como tratamiento para la enfermedad de Kienböck, debido a que reduce más la carga transmitida a través de las articulaciones radio-semilunar y cúbito-semilunar (Figura 4-6), por lo tanto el dolor en los pacientes [114], lo que coincide con los hallazgos del estudio de Iwasaki *et al.* [100] y Viegas *et al.* [110]. De todas formas, los cirujanos deben considerar que la reducción de cargas en las superficies articulares del hueso semilunar en las fusiones STT y SC, generan un incremento en las cargas transmitidas en la fosa articular del escafoides en el radio, comparado con una muñeca normal (Figura 4-6).

Las otras artrodesis (escafoides-semilunar-*SL* y semilunar-piramidal-*LTri*) tienden a mantener la carga a través de las articulaciones radio-carpiana y cúbito-carpiana, cercanas a la configuración normal. Por ejemplo, la fusión del escafoides y el semilunar (SL), aunque tiene una distribución de la carga atractiva (Figura 4-6 y Figura 4-7), la fusión ósea es difícil de lograr [115]. Por su lado, la artrodesis semilunar-piramidal (STri) es un procedimiento exigente con complicaciones en la fusión, requiriendo injerto de hueso para asegurarla [116], pero con un efecto mínimo en el rango de movimiento de la muñeca [8].

4.5 Conclusiones

En este capítulo se desarrollaron modelos de la articulación radio-carpiana, simulando las condiciones de la muñeca con artrodesis aplicando el método RBSM. Se simularon 12 tratamientos de artrodesis en los carpos de la muñeca, encontrándose que aquellos que tratan SLAC/SNAC etapas II-III, tienden a reducir la carga en la articulación del radio con el escafoides, cumpliendo con el propósito del tratamiento. Aunque la fusión escafoides-grande-semilunar (SCL) es menos efectiva en esta labor, distribuye la carga de manera más uniforme que los otros tratamientos, lo cual es un resultado deseable.

Cuando es necesario retirar el hueso escafoides, la fusión tres esquinas (3Corner) y grande-semilunar (CL) deben considerarse para tratar SLAC/SNAC-II; y cuatro esquinas con remoción del escafoides para SLAC/SNAC-III. Para tratar la enfermedad de Kienböck, se sugiere la fusión triscafoidea (STT) y escafoides-grande (SC), siendo esta última más efectiva en reducir la carga a través de la articulación del semilunar con el radio y el cúbito. Al momento de realizar un tratamiento de artrodesis se debe considerar asimismo, tanto los cambios en la transmisión de cargas, como las tasas de fusión de huesos, y la reducción de dolor en los pacientes.

Los modelos desarrollados en este capítulo son una aproximación de los cambios en la distribución de cargas para diferentes tratamientos de artrodesis. Sin embargo, los resultados obtenidos permiten extraer conclusiones sobre el resultado del procedimiento quirúrgico. Adicionalmente, se deben tener en cuenta las limitaciones del modelo expuestas en el capítulo anterior (Capítulo 3).

5. Conclusiones generales y recomendaciones

5.1 Conclusiones generales

Este trabajo se planteó con el objetivo de determinar la geometría de la articulación distal del radio; y se determinó una metodología para definir los ángulos de inclinación de las superficies articulares del radio distal. Adicionalmente, se construyó y validó un modelo mediante RBSM para determinar cambios en la distribución de cargas de la articulación radio-carpiana, que posteriormente fue aplicado para establecer cambios de carga en la articulación como consecuencia de tratamientos de artrodesis.

La primera parte del trabajo presenta una metodología computacional en la que se emplean archivos de estereolitografía (.STL) para determinar las inclinaciones de las superficies articulares del radio. Se comprobó que la metodología propuesta es de eficiente para la toma e interpretación de radiografías, donde sea necesario visualizar alguna de las superficies articulares distales del radio de filo. Esta aplicación es útil para establecer, en un contexto quirúrgico, la ubicación relativa de tornillos de fijación de una órtesis respecto a la superficie articular del radio.

Adicionalmente, realizar un estudio sobre las inclinaciones articulares radiales distales, puede ser de gran utilidad a la hora de establecer la relación entre estas y las enfermedades de artrosis relacionadas con la muñeca. A partir de esto, se observa necesario realizar un estudio que incluya herramientas estadísticas que permita establecer los efectos de las inclinaciones de la articulación del radio distal con las enfermedades osteoartriticas en la muñeca.

Asimismo, se presentó un modelo que permite determinar la distribución de cargas de las superficies articulares radio-carpianas mediante el uso del método de cuerpos rígidos conectados por resortes RBSM. Allí se modelaron dos tamaños de mallas diferentes, y a

partir de los cuales se obtuvieron resultados similares a los reportados en trabajos anteriores. Por lo tanto, se puede concluir que el modelo desarrollado es completamente válido para determinar, de forma teórica, la manera en que se distribuyen las cargas para una muñeca tanto sana como con alguna patología, aun sin llegar a ser una representación cuantitativa exacta. Adicionalmente, se considera que el método RBSM puede emplearse para el análisis de cargas en articulaciones con un bajo costo computacional, por lo que puede ser empleado en un contexto clínico, o cuando se necesiten hacer múltiples análisis.

En los modelos desarrollados en este estudio se encontró que en una muñeca normal el porcentaje de la carga externa aplicada, transmitida a través del radio, fue en promedio del 87%, y del 19% para el caso del cúbito. Por otra parte, se empleó RBSM en 12 diferentes tratamientos de artrodesis para las enfermedades de osteoartritis más comunes y los resultados se compararon con una muñeca sana.

En general las modelaciones corroboran que los tratamientos de artrodesis empleados llegan a reducir o producir condiciones favorables de carga en aquellas superficies articulares donde se ha generado osteoartritis. Los tratamientos de artrodesis pueden llegar a reducir hasta en un 6% la carga sobre alguna de las superficies articulares radio-carpianas o tienden a uniformizar la carga, cuando no se ha removido ningún carpo. A pesar de esto, se debe tener en cuenta que si las cargas se reducen en alguna de las “columnas”, las fuerzas deberán transmitirse por alguna otra, lo que puede generar complicaciones en otras superficies articulares; dependiendo al final de las condiciones fisiológicas y anatómicas de cada persona.

En aquellas superficies articulares donde se ha removido algún carpo, se evidenció que hay un aumento del 12% en las cargas totales que llegan al radio y al cúbito. Este aumento puede explicarse por los efectos palanca generados por la disposición de los carpos, debido a la falta de uno de estos huesos; para este estudio se simuló la remoción del escafoides.

Es necesario observar que si bien los modelos computacionales brindan una aproximación sobre la distribución de cargas y aunque los resultados de estos muestren un tratamiento como atractivo, se deben contemplar otros factores a la hora de sopesar el procedimiento a aplicar. La voluntad del paciente es uno de los elementos que deben tenerse en cuenta, considerando a su vez si para él es aceptable el grado de movimiento con que la articulación

quedaría luego de la cirugía. Además, se debe tener en cuenta el grado de complejidad de cada artrodesis que depende de los huesos que sean fusionados, así como de la experiencia con la que cuenta el cirujano. Así mismo, y quizás el factor más influyente es el grado de fusión que se alcanza con cada artrodesis, el cual varía en función del método empleado para la fijación, los huesos fusionados, y también de la experiencia del cirujano.

Los modelos computacionales aplicados en el contexto biomecánico son una buena aproximación de los fenómenos biológicos analizados, con la ventaja de no ser invasivos. Sin embargo, pueden llegar a consumir altos recursos computacionales, lo que es un factor que pierde importancia gracias al avance tecnológico continuo en capacidad de procesamiento de los ordenadores.

Por lo tanto, comparado con otros métodos computacionales (como el de los elementos finitos), resulta ser de gran utilidad el uso de RBSM en un ámbito clínico, dado que permiten analizar la distribución de cargas en articulaciones tan complejas como la muñeca precisando pocos recursos computacionales. No obstante, se deben tener las limitaciones con las que cuenta este método computacional (en general todos los de este tipo), como son las propiedades de los materiales, las restricciones aplicadas, y el hecho de que cada persona tiene una geometría y fisiología distinta.

5.2 Productos

Como producto de este trabajo se han elaborado 2 artículos presentados a revistas internacionales, uno de los cuales ya ha sido evaluado y publicado [117], mientras que el otro se encuentra en revisión por parte de la revista *Computers in Biology and Medicine* - *Manuscript Number: CBM-D-14-00565*. Adicionalmente, para la fecha de la versión final del este documento, se está preparando un artículo en el que se detallan los resultados del trabajo desarrollado en esta tesis respecto a la distribución de cargas en la articulación radio-carpiana para tratamientos de artrodesis.

El trabajo desarrollado, permitió establecer la metodología para aplicar el método RBSM a una articulación coxofemoral de un infante de 1 año, con el fin de determinar las distribuciones de carga en la superficie articular al emplear el arnés Pavlik como tratamiento para la displasia de cadera. Este estudio fue aceptado en el 12^{vo} simposio Internacional de

Métodos Computacionales en Biomecánica e Ingeniería Biomédica (*12th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering-CMBBE*).

5.3 Trabajo futuro

Los temas desarrollados en este estudio permiten pensar en la profundización de ciertos aspectos, entre los cuales se encuentran:

- Un análisis estadístico en Colombia de las propiedades geométricas del radio, considerando las inclinaciones articulares de las superficies distales del radio.
- Así mismo, este estudio puede complementarse con la determinación de la distribución de cargas en la articulación radio-carpiana, empleando el mismo método RBSM, para la población colombiana, y relacionarla con las inclinaciones de las superficies articulares distales del radio.
- Se identifica como necesidad considerar otros factores en los modelos simulados tales como las acciones musculares, hacer el estudio en diferentes posiciones funcionales de la muñeca, e incluso si es posible hacer análisis dinámico de esta articulación en labores de la vida cotidiana.
- Se propone como trabajo futuro avanzar en el desarrollo de un software que aplique los principios aquí planteados y que pueda ser usado como herramienta en un contexto clínico. De ser posible, sólo sería necesario como insumo la geometría tridimensional de los huesos del paciente a partir de una tomografía que aunada a otros parámetros, permitiría determinar las inclinaciones palmares y radiales de la fosa del escafoides y del semilunar en el radio, así como los cambios esperados en las distribuciones de carga en la articulación de la muñeca ante un determinado tratamiento quirúrgico.

Bibliografía

- [1] R. J. Monreal, “La Mano, Origen, Evolucion y su Papel en la Sociedad,” *Rev. Cuba. Ortop. y Traumatol.*, vol. 21, 2007.
- [2] E. J. Alpenfels, “The anthropology and social significance of the human hand,” *Artif. Limbs*, vol. 2, no. 2, pp. 4–21, 1955.
- [3] M. Harty, “The hand of man,” *Phys. Ther.*, vol. 51, no. 7, pp. 81–777, 1971.
- [4] J. Johnson, “Validation of radiocarpal joint contact models based on images from a clinical MRI scanner,” University of Kansas, 2012.
- [5] S. Ankarath, “Chronic wrist pain: Diagnosis and management,” *Curr. Orthop.*, vol. 20, no. 2, pp. 141–151, Apr. 2006.
- [6] H. K. Watson, D. M. Monacelli, R. S. Milford, and D. A. Iv, “Treatment of Kienbiick ’ s Disease With Scaphotrapezio-trapezoid Arthrodesis,” pp. 9–15, 1996.
- [7] H. K. Watson, J. Weinzweig, P. M. Guidera, J. Zeppieri, and D. Ashmead, “One thousand intercarpal arthrodeses,” *J. Hand Surg. Br.*, vol. 24, no. 3, pp. 307–15, Jun. 1999.
- [8] P. M. Guidera, H. K. Watson, T. a Dwyer, G. Orlando, J. Zeppieri, and M. Yasuda, “Lunotriquetral arthrodesis using cancellous bone graft,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 26, no. 3, pp. 422–7, May 2001.
- [9] H. K. Watson and R. F. Hempton, “Limited wrist arthrodeses. I. The triscaphoid joint,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 5, no. 4, pp. 320–327, 1980.
- [10] A. Y. Shin, “Four-corner arthrodesis,” *J. Am. Soc. Surg. Hand*, vol. 1, no. 2, pp. 93–111, May 2001.
- [11] H. K. Watson, “Limited wrist arthrodesis,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. NO 149, pp. 126–136, 1980.
- [12] F. Schuind, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, K. N. An, and E. Y. Chao, “Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two-dimensional

- study in the posteroanterior plane.," *J. Biomech.*, vol. 28, no. 5, pp. 587–601, May 1995.
- [13] P. Tang, J. Gauvin, M. Muriuki, J. H. Pfaeffle, J. E. Imbriglia, and R. J. Goitz, "Comparison of the 'contact biomechanics' of the intact and proximal row carpectomy wrist.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 34, no. 4, pp. 660–70, Apr. 2009.
- [14] H. Shaaban, G. Giakas, M. Bolton, R. Williams, P. Wicks, L. R. Schecker, and V. C. Lees, "The load-bearing characteristics of the forearm: pattern of axial and bending force transmitted through ulna and radius.," *J. Hand Surg. Br.*, vol. 31, no. 3, pp. 274–9, Jun. 2006.
- [15] R. A. Brand, "Joint Contact Stress: A reasonable surrogate for biological processes?," *Iowa Orthop. J.*, vol. 25, pp. 82–94, 2005.
- [16] J. E. Johnson, P. Lee, T. McIff, E. B. Toby, and K. Fischer, "Computationally Efficient MRI-based Surface Contact Modeling as a Tool to Evaluate Joint Injuries and Outcomes of Surgical Interventions Compared to Finite Element Modeling.," *J. Biomech. Eng.*, vol. 136, no. April, pp. 1–9, Jan. 2014.
- [17] S. Fischli, "Simulation of wrist kinematics on the basis of a rigid body spring model," Queen's University, 2007.
- [18] K. Manal, X. Lu, M. K. Nieuwenhuis, P. J. M. Helders, and T. S. Buchanan, "Force transmission through the juvenile idiopathic arthritic wrist: a novel approach using a sliding rigid body spring model.," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 1, pp. 125–33, Jan. 2002.
- [19] N. Iwasaki, E. Genda, a Minami, K. Kaneda, and E. Y. Chao, "Force transmission through the wrist joint in Kienböck's disease: a two-dimensional theoretical study.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 23, no. 3, pp. 415–24, May 1998.
- [20] S. Fischli, R. W. Sellens, M. Beek, and D. R. Pichora, "Simulation of extension, radial and ulnar deviation of the wrist with a rigid body spring model.," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 9, pp. 1363–6, Jun. 2009.
- [21] M. Majima, E. Horii, H. Matsuki, H. Hirata, and E. Genda, "Load transmission through the wrist in the extended position.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 33, no. 2, pp. 182–8, Feb. 2008.
- [22] E. Genda and E. Horii, "Theoretical stress analysis in wrist joint--neutral position and functional position.," *J. Hand Surg. Br.*, vol. 25, no. 3, pp. 292–5, Jun. 2000.
- [23] F. Ezquerro, S. Jiménez, a Pérez, M. Prado, G. de Diego, and a Simón, "The influence of wire positioning upon the initial stability of scaphoid fractures fixed

- using Kirschner wires A finite element study.," *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, no. 6, pp. 652–60, Jul. 2007.
- [24] M. Oda, H. Hashizume, and T. Miyake, "A stress distribution analysis of a ceramic lunate replacement for Kienböck's disease," *J. Hand ...*, vol. 25B, no. 5, pp. 492–498, 2000.
- [25] P. Varga, P. Schefzig, E. Unger, W. Mayr, P. K. Zysset, and J. Erhart, "Finite element based estimation of contact areas and pressures of the human scaphoid in various functional positions of the hand.," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 5, pp. 984–90, Mar. 2013.
- [26] P. Ledoux, D. Lamblin, A. Wuilbaut, and F. Schuind, "A finite-element analysis of Kienbock's disease.," *J. Hand Surg. Eur. Vol.*, vol. 33, no. 3, pp. 286–91, Jun. 2008.
- [27] B. J. Majors and J. S. Wayne, "Development and validation of a computational model for investigation of wrist biomechanics.," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 11, pp. 2807–15, Nov. 2011.
- [28] M. K. Gíslason, B. Stansfield, and D. H. Nash, "Finite element model creation and stability considerations of complex biological articulation: The human wrist joint.," *Med. Eng. Phys.*, vol. 32, no. 5, pp. 523–31, Jun. 2010.
- [29] X. Guo, Y. Fan, and Z.-M. Li, "Effects of dividing the transverse carpal ligament on the mechanical behavior of the carpal bones under axial compressive load: a finite element study.," *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 2, pp. 188–94, Mar. 2009.
- [30] M. K. Gislason, D. H. Nash, A. Nicol, A. Kanellopoulos, M. Bransby-Zachary, T. Hems, B. Condon, and B. Stansfield, "A three-dimensional finite element model of maximal grip loading in the human wrist.," *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, vol. 223, no. 7, pp. 849–61, Oct. 2009.
- [31] C. Taylor and R. Schwarz, "The anatomy and mechanics of the human hand," *Artical Limbs*, vol. 2, no. 2, pp. 22–35, 1955.
- [32] L. Jones and S. Lederman, *Human hand function*. Oxford University Press, 2006.
- [33] F. H. Martini, M. J. Timmons, and R. B. Tallitsch, *Human anatomy*, 7th ed. Pearson Education, 2012.
- [34] M. Garcia-Elias, "Carpal Instability," in *Green's Operative Hand Surgery*, 6th ed., S. W. Wolfe, Ed. Philadelphia, 2011.

- [35] B. M. Boyce and J. Ryu, "Radiographic evaluation of the distal radius using two novel biplanar 'pitch-and-roll' views: a preliminary cadaveric study.," *Hand (N. Y.)*, vol. 4, no. 4, pp. 432–436, Dec. 2009.
- [36] A. Viladot Voegeli, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer Science & Business Media, 2001, p. 342.
- [37] V. Feipel and M. Rooze, "The capsular ligaments of the wrist: morphology, morphometry and clinical applications," *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 21, no. 3, pp. 175–180, 1999.
- [38] J. Taleisnik, "The ligaments of the wrist," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 1, no. 2, pp. 110–118, Sep. 1976.
- [39] J. M. Wolf and A. Y. Shin, "Radius/Carpus/Distal Radioulnar Joint : Bones and Ligaments," in *Principles and Practice of Wrist Surgery*, D. Slutsky, Ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2010, pp. 3–9.
- [40] S. F. Viegas, S. Yamaguchi, N. L. Boyd, and R. M. Patterson, "The dorsal ligaments of the wrist: anatomy, mechanical properties, and function.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 24, no. 3, pp. 456–68, May 1999.
- [41] F. Schuind, K.-N. An, L. Berglund, R. Rey, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, and E. Y. S. Chao, "The distal radioulnar ligaments: A biomechanical study," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 16, no. 6, pp. 1106–1114, Nov. 1991.
- [42] P. C. Bettinger, W. P. Smutz, R. L. Linscheid, W. P. Cooney, and K. N. An, "Material properties of the trapezial and trapeziometacarpal ligaments.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 25, no. 6, pp. 1085–95, Nov. 2000.
- [43] S. F. Viegas, R. M. Patterson, J. A. Hokanson, and J. Davis, "Wrist anatomy: incidence, distribution, and correlation of anatomic variations, tears, and arthrosis.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 18, no. 3, pp. 463–75, May 1993.
- [44] S. W. Wolfe, "Distal Radius Fractures," in *Green's Operative Hand Surgery*, 6th ed., S. W. Wolfe, Ed. Philadelphia, 2011.
- [45] F. A. Liporace, M. R. Adams, J. T. Capo, and K. J. Koval, "Distal radius fracture," *J. Orthop. Trauma*, vol. 223, no. 10, pp. 739–748, 2009.
- [46] D. J. Pogue, S. F. Viegas, R. M. Patterson, P. D. Peterson, D. K. Jenkins, T. D. Sweo, and J. a Hokanson, "Effects of distal radius fracture malunion on wrist joint mechanics.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 15, no. 5, pp. 721–7, Sep. 1990.

- [47] R. Peine, D. A. Rikli, R. Hoffmann, G. Duda, and P. Regazzoni, "Comparison of three different plating techniques for the dorsum of the distal radius: a biomechanical study.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 25, no. 1, pp. 29–33, Jan. 2000.
- [48] D. Ring, J. B. Jupiter, J. Brennwald, U. Büchler, and H. Hastings, "Prospective multicenter trial of a plate for dorsal fixation of distal radius fractures.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 22, no. 5, pp. 777–84, Sep. 1997.
- [49] E. A. Pancorbo Sandoval, J. C. Martín Tirado, A. Delgado Quiñonez, and J. Henández Hernández, "Tratamiento de las fracturas del extremo distal del radio," *Rev. Cuba. Investig. biomédicas*, vol. 19, no. 2, 2005.
- [50] D. S. Ruch and A. Papadonikolakis, "Volar versus dorsal plating in the management of intra-articular distal radius fractures.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 31, no. 1, pp. 9–16, Jan. 2006.
- [51] J. L. Orbay and D. L. Fernandez, "Volar fixation for dorsally displaced fractures of the distal radius: A preliminary report," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 27, no. 2, pp. 205–215, Mar. 2002.
- [52] K. E. Weiss and C. M. Rodner, "Osteoarthritis of the wrist.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 32, no. 5, pp. 725–46, Jan. 2007.
- [53] A. K. Dacho, S. Baumeister, G. Germann, and M. Sauerbier, "Comparison of proximal row carpectomy and midcarpal arthrodesis for the treatment of scaphoid nonunion advanced collapse (SNAC-wrist) and scapholunate advanced collapse (SLAC-wrist) in stage II.," *J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg.*, vol. 61, no. 10, pp. 1210–8, Oct. 2008.
- [54] R. J. Strauch, "Scapholunate advanced collapse and scaphoid nonunion advanced collapse arthritis--update on evaluation and treatment.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 36, no. 4, pp. 729–35, Apr. 2011.
- [55] N. Caggiano and K. S. Matullo, "Carpal instability of the wrist.," *Orthop. Clin. North Am.*, vol. 45, no. 1, pp. 129–40, Jan. 2014.
- [56] G. I. Bain, P. Odimu, and P. Tuner, "Partial Carpal Fusions," in *Principles and practice of wrist surgery*, D. Slutsky, Ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2010, pp. 373–382.
- [57] U. Z. Pellenberg, "Treatment options in Kienböck ' s disease," vol. 75, pp. 715–726, 2009.

- [58] J. P. Wagner and K. C. Chung, "A historical report on Robert Kienböck (1871-1953) and Kienböck's Disease.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 30, no. 6, pp. 1117-21, Nov. 2005.
- [59] D. M. Lichtman, A. H. Alexander, G. R. Mack, and S. F. Gunther, "Kienböck's disease—Update on silicone replacement arthroplasty," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 7, no. 4, pp. 343-347, Jul. 1982.
- [60] S. D. Carrigan, R. A. Whiteside, D. R. Pichora, S. C. F, and C. F. Small, "Development of a Three-Dimensional Finite Element Model for Carpal Load Transmission in a Static Neutral Posture," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 31, no. 6, pp. 718-725, 2003.
- [61] T. Kawai and Y. Toi, "A New Element in Discrete Analysis of Plane Strain Problems," *J. Sesian Kenkyu, Inst. Ind. Sci. Univ. Tokyo*, vol. 29, pp. 208-210, Apr. 1977.
- [62] T. Kawai, A. Kikuchi, and N. Takeuchi, "Analysis of a three dimensional crack problem by a new discrete model, advances in inelastic analysis," in *American Society of Mechanical Engineers, Applied Mechanics Division, AMD*, 1987, vol. 88, pp. 145-152.
- [63] A. Kikuchi, T. Kawai, and N. Suzuki, "The rigid bodies—spring models and their applications to three-dimensional crack problems," *Comput. Struct.*, vol. 44, no. 1-2, pp. 469-480, Jul. 1992.
- [64] E. Horii, M. Garcia-Elias, K. N. An, A. Bishop, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, and E. Y. S. Chao, "Effect on force transmission across the carpus in procedures used to treat Kienböck's disease," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 15A, pp. 393-400, 1990.
- [65] N. Iwasaki and E. Genda, "Biomechanical analysis of limited intercarpal fusion for the treatment of Kienböck's disease: A three-dimensional theoretical study," *J. ...*, no. 10, 1998.
- [66] M. Zanetti, L. a Gilula, H. a Jacob, and J. Hodler, "Palmar tilt of the distal radius: influence of off-lateral projection initial observations.," *Radiology*, vol. 220, no. 3, pp. 594-600, Sep. 2001.
- [67] J. M. Abad, F. García de Lucas, P. J. Delgado, and A. Fuentes, "Clasificación de las fracturas de la extremidad distal del radio dentro del medio laboral," *Patol. del apartao locomotro*, vol. 5, no. II, 2007.
- [68] M. I. Boyer, K. J. Korcek, R. H. Gelberman, L. a Gilula, K. Ditsios, and B. a Evanoff, "Anatomic tilt x-rays of the distal radius: an ex vivo analysis of surgical fixation," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 29, no. 1, pp. 116-122, Jan. 2004.

- [69] W. H. M. Castro, J. Jerosch, and T. W. Grossman, *Examination and Diagnosis of Musculoskeletal Disorders*. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag, 2001.
- [70] S. Solgaard, "Angle of inclination of the articular surface of the distal radius," *Radiologe*, vol. 24, no. 7, pp. 8–346, 1984.
- [71] F. A. Schuind, R. L. Linscheid, K. N. An, and E. Y. Chao, "A normal data base of posteroanterior roentgenographic measurements of the wrist," *J Bone Jt. Surg Am*, vol. 74, no. 9, pp. 1418–1429, 1992.
- [72] F. Mann, S. Kang, and L. Gilula, "Normal palmar tilt: Is dorsal tilting really normal?," *J. Hand Surg. J. Br. Soc. Surg. Hand*, vol. 17, no. 3, pp. 315–317, Jun. 1992.
- [73] P. Johnson and R. Szabo, "Angle measurements of the distal radius: a cadaver study," *Skeletal Radiol.*, vol. 22, pp. 243–246, 1993.
- [74] F. A. Mann, A. J. Wilson, and L. A. Gilula, "Radiographic evaluation of the wrist: what does the hand surgeon want to know?," *Radiology*, vol. 184, no. 1, pp. 15–24, 1992.
- [75] D. Kumar, L. Breakwell, S. C. Deshmukh, and B. K. Singh, "Tangential views of the articular surface of the distal radius-aid to open reduction and internal fixation of fractures.," *Injury*, vol. 32, no. 10, pp. 783–6, Dec. 2001.
- [76] M. R. Spiegel, *Schaum's outline of theory and problems of vector analysis and an introduction to tensor analysis*. McGraw-Hill, 1959, p. 225.
- [77] J. A. Buckwalter, "Articular Cartilage Injuries," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 402, pp. 21–37, 2002.
- [78] J. A. Buckwalter, "Articular cartilage: injuries and potential for healing.," *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 28, no. 4, pp. 192–202, Oct. 1998.
- [79] W. H. Day, S. A. V. Swanson, and M. A. R. Freeman, "Contact Pressure in the Loaded Human Cadaver Hip," *J. bone Jt. Surg.*, vol. 57B, no. 3, pp. 302–313, 1975.
- [80] M. Garcia-Elias and M. A. V. Folgar, "The management of wrist injuries: an international perspective.," *Injury*, vol. 37, no. 11, pp. 1049–56, Nov. 2006.
- [81] R. G. Eaton, S. Z. Glickel, and J. W. Littler, "Tendon interposition arthroplasty for degenerative arthritis of the trapeziometacarpal joint of the thumb," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 10, no. 5, pp. 645–654, Sep. 1985.

- [82] I. Kessler and I. Rehovot, "Silicone arthroplasty of the trapeziometacarpal joint," *J. bone Jt. Surg.*, vol. 55B, no. 2, pp. 285–291, 1973.
- [83] H. K. Watson, J. Ryu, and A. DiBella, "An approach to Kienböck's disease: Triscaphe arthrodesis," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 10, no. 2, pp. 179–187, Mar. 1985.
- [84] H. K. Watson, R. Belniak, and M. Garcia-Elias, "Treatment of scapholunate dissociation: preferred treatment--STT fusion vs other methods.," *Orthopedics*, vol. 14, no. 3, pp. 365–8; discussion 368–70, Mar. 1991.
- [85] M. Viceconti, M. Davinelli, F. Taddei, and A. Cappello, "Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies.," *J. Biomech.*, vol. 37, no. 10, pp. 1597–605, Oct. 2004.
- [86] F. Taddei, A. Pancanti, and M. Viceconti, "An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models," *Med. Eng. Phys.*, vol. 26, no. 1, pp. 61–69, Jan. 2004.
- [87] M. Bendjaballah, A. Shirazi-Adl, and D. Zukor, "Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus," *Clin. Biomech.*, vol. 12, no. 3, pp. 139–148, Apr. 1997.
- [88] E. Peña, B. Calvo, M. a Martínez, D. Palanca, and M. Doblaré, "Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 20, no. 5, pp. 498–507, Jun. 2005.
- [89] E. Genda, E. Horii, Y. Suzuki, T. Kasahara, and Y. Tanaka, "Three dimensional rigid body spring modeling and its application for human joints," in *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2, Volume 2*, 1999, p. 850.
- [90] G. Li, M. Sakamoto, and E. Y. S. Chao, "A comparison of different methods in predicting static pressure distribution in articulating joints," *J. Biomech.*, vol. 30, no. 6, pp. 635–638, 1997.
- [91] FunctionBay, "Functionbay." [Online]. Available: <http://eng.functionbay.co.kr/>. [Accessed: 29-Apr-2014].
- [92] K. N. An, E. Y. Chao, W. P. Cooney, and R. L. Linscheid, "Forces in the normal and abnormal hand.," *J. Orthop. Res.*, vol. 3, no. 2, pp. 202–11, Jan. 1985.
- [93] E. Y. Chao, J. D. Opgrande, and F. E. Axmear, "Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions," *J. Biomech.*, vol. 9, no. 6, pp. 387–IN2, Jan. 1976.

- [94] W. P. Cooney and E. Y. Chao, "Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 59, no. 1, pp. 27–36, Jan. 1977.
- [95] L. Blankevoort, J. H. Kuiper, R. Huiskes, and H. J. Grootenboer, "Articular contact in a three-dimensional model of the knee.," *J. Biomech.*, vol. 24, no. 11, pp. 1019–1031, Jan. 1991.
- [96] G. Li, O. Lopez, and H. Rubash, "Variability of a Three-Dimensional Finite Element Model Constructed Using Magnetic Resonance Images of a Knee for Joint Contact Stress Analysis," *J. Biomech. Eng.*, vol. 123, no. 4, p. 341, 2001.
- [97] R. R. Pillai, B. Thoomukuntla, G. a Ateshian, and K. J. Fischer, "MRI-based modeling for evaluation of in vivo contact mechanics in the human wrist during active light grasp.," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 12, pp. 2781–7, Jan. 2007.
- [98] M. Nanno, W. L. Buford, R. M. Patterson, C. R. Andersen, and S. F. Viegas, "Three-dimensional analysis of the ligamentous attachments of the first carpometacarpal joint.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 31, no. 7, pp. 1160–70, Sep. 2006.
- [99] T. Hara, E. Horii, K.-N. An, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, and E. Y. S. Chao, "Force distribution across wrist joint: Application of pressure-sensitive conductive rubber," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 17, no. 2, pp. 339–347, Mar. 1992.
- [100] N. Iwasaki, E. Genda, P. J. Barrance, A. Minami, K. Kaneda, and E. Y. Chao, "Biomechanical analysis of limited intercarpal fusion for the treatment of Kienböck's disease: a three-dimensional theoretical study.," *J. Orthop. Res.*, vol. 16, no. 2, pp. 256–63, Mar. 1998.
- [101] K. Watanabe, R. Nakamura, E. Horii, and T. Miura, "Biomechanical analysis of radial wedge osteotomy for the treatment of Kienböck's disease.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 18, no. 4, pp. 686–90, Jul. 1993.
- [102] W. H. Short, F. W. Werner, M. D. Fortino, and A. K. Palmer, "Distribution of pressures and forces on the wrist after simulated intercarpal fusion and Kienböck's disease," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 17, no. 3, pp. 443–449, May 1992.
- [103] M. Klausmeyer and D. Fernandez, "Scaphocapitolunate arthrodesis and radial styloidectomy: a treatment option for posttraumatic degenerative wrist disease.," *J. Wrist Surg.*, vol. 1, no. 2, pp. 115–22, Nov. 2012.
- [104] R. Meier, M. van Griensven, and H. Krimmer, "Scaphotrapeziotrapezoid (STT)-arthrodesis in Kienbock's disease.," *J. Hand Surg. Br.*, vol. 29, no. 6, pp. 580–4, Dec. 2004.

- [105] G. I. Bain and A. C. Watts, "The outcome of scaphoid excision and four-corner arthrodesis for advanced carpal collapse at a minimum of ten years.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 35, no. 5, pp. 719–25, May 2010.
- [106] J. S. Lee, M. J. Park, and H. J. Kang, "Scaphotrapeziotrapezoid arthrodesis and lunate excision for advanced Kienböck disease.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 37, no. 11, pp. 2226–32, Nov. 2012.
- [107] A. M. Holleran, R. J. Quigley, G. H. Rafijah, and T. Q. Lee, "Radioscapholunate arthrodesis with excision of the distal scaphoid: comparison of contact characteristics to the intact wrist.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 38, no. 4, pp. 706–11, Apr. 2013.
- [108] M. Dutly-Guinand and H. P. von Schroeder, "Three-Corner midcarpal arthrodesis and scaphoidectomy: a simplified volar approach.," *Tech. Hand Up. Extrem. Surg.*, vol. 13, no. 1, Mar. 2009.
- [109] S. Horn and L. K. Ruby, "Attempted scapholunate arthrodesis for chronic scapholunate dissociation," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 16, no. 2, pp. 334–339, Mar. 1991.
- [110] S. F. Viegas, R. M. Patterson, P. D. Peterson, D. J. Pogue, D. K. Jenkins, T. D. Sweo, and J. A. Hokanson, "Evaluation of the biomechanical efficacy of limited intercarpal fusions for the treatment of scapho-lunate dissociation," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 15, no. 1, pp. 120–128, Jan. 1990.
- [111] J. Laulan, G. Bacle, C. de Bodman, N. Najihi, J. Richou, E. Simon, Y. Saint-Cast, L. Obert, A. Saraux, P. Bellemère, T. Dréano, M. Le Bourg, and D. Le Nen, "The arthritic wrist. II-The degenerative wrist: indications for different surgical treatments.," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 97, no. 5, pp. 37–41, Jun. 2011.
- [112] B. Bedford and S. S. Yang, "High fusion rates with circular plate fixation for four-corner arthrodesis of the wrist.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 468, no. 1, pp. 163–8, Jan. 2010.
- [113] M. Skie, M. Grothaus, D. Ciocanel, and V. Goel, "Scaphoid excision with four-corner fusion: a biomechanical study.," *Hand (N. Y.)*, vol. 2, no. 4, pp. 194–8, Dec. 2007.
- [114] G. R. Sennwald, H. Ufenast, and S. Gallen, "Scaphocapitate Arthrodesis for the Treatment of Kienböck's Disease," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 20A, no. 3, pp. 506–510, 1995.
- [115] a I. Zubairy and W. a Jones, "Scapholunate fusion in chronic symptomatic scapholunate instability.," *J. Hand Surg. Br.*, vol. 28, no. 4, pp. 311–4, Aug. 2003.

-
- [116] D. L. Nelson, P. R. Manske, D. L. Pruitt, L. a Gilula, and R. a Martin, "Lunotriquetral arthrodesis.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 18, no. 6, pp. 1113–20, Nov. 1993.
- [117] K. Marquez Flórez, D. A. Garzón Alvarado, and E. Vergara Amador, "Método para el cálculo de las medidas angulares de la articulación del radio distal," *Rev. Cuba. Investig. Biomédicas*, vol. 31, no. 3, pp. 332–351.