

**ESTUDIO DE LAS FUERZAS DE CONTACTO E INTERACCIONES
DE UN INSTRUMENTO QUIRÚRGICO APLICADO SOBRE UN
MODELO DE SIMULACIÓN DE TEJIDO**



**HAROLD FERNEY GÓMEZ GUAMANGA
JESÚS ORLANDO LUNA MONTILLA**

**MONOGRAFÍA PRESENTADA COMO REQUISITO PARA OPTAR AL
TÍTULO DE INGENIERO EN AUTOMÁTICA INDUSTRIAL**

Director: Mg. Hermes Fabián Vargas Rosero
Codirector: Ing. Diego Gerardo Gómez Orozco
Codirector asignado: Karin Correa Arana

**Universidad del Cauca
Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Programa de Ingeniería en Automática Industrial
Popayán, septiembre de 2021**

Resumen estructurado

Antecedentes

La automatización quirúrgica representa un enorme avance tecnológico en el campo médico debido, principalmente, a la enorme reducción de la carga cognitiva del cirujano, especialmente en las tareas repetitivas como la sutura, otorgando menor tiempo y mayor seguridad para el paciente. Sin embargo, uno de los mayores desafíos en la medicina asistida por robots es conocer y predecir el comportamiento de los tejidos blandos frente a las diferentes fuerzas ejercidas por un instrumento quirúrgico. Este proyecto de investigación tiene como desafío analizar el comportamiento mecánico de la piel humana ante las fuerzas de contacto y las interacciones de una aguja quirúrgica durante un procedimiento de sutura simple con ayuda de software de simulación.

Objetivos

El objetivo general de la investigación se centra en el análisis del comportamiento mecánico de la piel humana ante las fuerzas de contacto que ejerce un instrumento quirúrgico durante un procedimiento de sutura, en cuanto a los objetivos específicos, estos son:

1. Definir las fuerzas de contacto e interacciones de instrumento sobre tejido en sutura quirúrgica.
2. Caracterizar las fuerzas involucradas en el contacto aguja tejido mediante un software de simulación.
3. Integrar los resultados del estudio para la sutura virtual en una herramienta de simulación robótica.

Métodos

Primero. Es necesario realizar una revisión sistemática de la literatura, la cual permite confirmar la necesidad de desarrollar este proyecto de investigación.

Segundo. Se define el procedimiento de sutura caracterizando las fuerzas asociadas.

Tercero. Se realiza el modelo geométrico de la aguja, la piel del antebrazo y el tejido muscular.

Cuarto. Se malla el modelo geométrico y se asignan las condiciones iniciales.

Quinto. Se eligen los modelos fisicomatemáticos para la piel y el músculo. El comportamiento elástico no lineal de la piel está determinado un modelo QLV, que incluye una función de energía de deformación tipo Ogden y una función de relajación reducida representada por medio de una serie de Prony.

Sexto. Se realiza la simulación de penetración y rotación de una aguja quirúrgica a través de la piel en un software de análisis por elementos finitos.

Séptimo. Finalmente, se realiza la simulación de la rotación de la aguja en una herramienta de simulación robótica.

Resultados

El estudio de las fuerzas de contacto e interacciones de un instrumento quirúrgico aplicado sobre un modelo de simulación de tejido produjo los siguientes resultados.

Modelado de la piel a partir de geometrías simplificadas utilizando una representación monocapa. Los resultados de la simulación por elementos finitos para la interacción de la aguja con el modelo del tejido son calculados.

Obtención de las fuerzas de interacción entre la aguja y el material biológico por medio del análisis por elementos finitos. Se presentan tres tipos de fuerzas: fuerzas de contacto, fuerzas externas y fuerzas de reacción de los diferentes cuerpos.

Visualización las fuerzas que ejerce una aguja sobre la piel a medida que esta avanza dentro del tejido para un procedimiento de sutura de manera virtual. Se calculan las fuerzas respecto al ángulo de penetración de la aguja utilizando una solución de cálculo rápido que incrementa mínimamente la carga computacional.

Las fuerzas calculadas se encuentran dentro del rango encontrado en la literatura, de forma que estas pueden ser utilizadas en los ambientes robóticos de sutura autónoma y simuladores de entrenamiento o de carácter educativo.

Conclusiones

Este proyecto de investigación presentó el análisis del comportamiento mecánico de la piel humana ante las fuerzas de contacto ejercidas por un instrumento quirúrgico durante el procedimiento de sutura, integrando un modelo que tiene en cuenta las propiedades viscoelásticas y no linealidades de la piel humana. Además

de las fuerzas de contacto se extraen las fuerzas externas y las fuerzas de reacción existentes entre los tejidos de la aguja, la piel y el músculo facilitando el análisis de la interacción entre un instrumento quirúrgico y un tejido blando. También se presentó una simulación de inserción y movimiento de una aguja quirúrgica en una herramienta de simulación robótica, donde se precisa la fuerza a proporcionar para una aguja en función de su ángulo de penetración. Simultáneamente, se desarrolló un nuevo enfoque de simulación que toma en consideración la integración de robots en el quirófano y el ángulo de inserción de la aguja sobre la piel.

Palabras clave: sutura, fuerza de interacción herramienta-tejido, análisis por elementos finitos, robótica médica, modelo viscoelástico, piel, modelos constitutivos.

Structured Abstract

Background

Surgical automation represents an enormous technological advance in the field of medicine, mainly due to the enormous reduction of the surgeon's cognitive load, especially in repetitive tasks such as suturing, granting less time and greater safety for the patient. However, one of the greatest challenges in robot-assisted medicine is to know and predict the behavior of soft tissues against the different forces exerted by a surgical instrument. The challenge of this research project is to analyze the mechanical behavior of human skin in the face of contact forces and interactions of a surgical needle during a simple suturing procedure with the help of simulation software.

Objectives

The general objective of the research is focused on the analysis of the mechanical behavior of human skin against the contact forces exerted by a surgical instrument during a suture procedure, in terms of the specific objectives, these are:

1. To define the contact forces and interactions of instrument on tissue in surgical suturing.
2. To characterize the forces involved in needle-tissue contact using simulation software.
3. To integrate the study results for the virtual suturing into a robotic simulation tool.

Methods

First. A systematic review of the literature is necessary, which confirms the need to develop this research project.

Second. The suturing procedure is defined by characterizing the associated forces.

Third. The geometric model of the needle, the skin of the forearm and the muscle tissue is made.

Fourth. The geometric model is meshed and the initial conditions are assigned.

Fifth. Physical-mathematical models for the skin and muscle are chosen. The non-linear elastic behavior of the skin is determined by a QLV model, which includes an Ogden-type deformation energy function and a reduced relaxation function represented by means of a Prony method.

Sixth. The penetration and rotation simulation of a surgical needle through the skin is performed in finite element analysis software.

Seventh. Finally, needle rotation simulation is performed in a robotic simulation tool.

Results

The study of the contact forces and interactions of a surgical instrument applied on a tissue simulation model produced the following results.

Skin modeling from simplified geometries using a monolayer representation. The results of the finite element simulation for the interaction of the needle with the tissue model are calculated.

Obtaining the interaction forces between the needle and the biological material through finite element analysis. Three types of forces are presented: contact forces, external forces and reaction forces of the different bodies.

Visualization of the forces that a needle exerts on the skin as it moves into the tissue for a virtual suturing procedure. Forces are calculated relative to the angle of penetration of the needle using a quick calculation solution that minimally increases the computational load.

The forces exerted by a needle on the skin as it moves into the tissue are visualized for a virtual suturing procedure. As well as, the forces are calculated with respect to the angle of penetration of the needle, using a quick calculation solution that minimally increases the computational load.

The calculated forces are within the range found in the literature, so that they can be used in robotic environments such as autonomous suturing and training or educational simulators.

Conclusions

This research project presented the analysis of the mechanical behavior of human skin against the contact forces exerted by a surgical instrument during the suturing procedure, integrating a model that takes into account the viscoelastic and non-linear

properties of human skin. In addition to contact forces, external forces and reaction forces between needle and tissues are also extracted, facilitating analysis of the interaction between a surgical instrument and soft tissue. A simulation of the insertion and movement of a surgical needle in a robotic simulation tool was also presented, where the force to be provided for a needle is specified according to its penetration angle. A new simulation approach that takes into account the integration of robots in the operating room and the angle of insertion of the needle into the skin was also developed.

Keywords: Suture, tool-tissue interaction force, finite element analysis, medical robotics, viscoelastic model, skin, constitutive models.

Lista de siglas

CAD: *Computer Assisted Design* (Diseño asistido por computador).

CAE: *Computer Assisted Engineering* (Ingeniería asistida por computador).

CAM: *Computer Assisted Manufacturing* (Fabricación asistida por computador).

FEA: *Finite Element Analysis* (Análisis por elementos finitos).

FEM: *Finite Element Model* (Modelado por elementos finitos).

IOP: *Intraocular Pressure* (presión intraocular).

NIRF: *Near-InfraRed Fluorescent* (Fluorescencia de infrarrojo cercano).

OCT: *Optical Coherence Tomography* (tomografía de coherencia óptica).

QLV: *Quasi-linear Viscoelastic* (Viscoelástico Cuasi-Lineal).

RVE: *Representative Volume Element* (Elemento de Volumen Representativo).

SPH: *Smoothed-particle hydrodynamics* (hidrodinámica de partículas suavizadas).

STAR: *Smart Tissue Autonomous Robot* (Robot Autónomo Inteligente para Tejidos).

Índice General

	Pág.
Lista de figuras.....	X
Lista de tablas.....	XII
Glosario	XIII
CAPÍTULO 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA, OBJETIVOS Y METODOLOGÍA.....	1
1.1. Introducción.....	2
1.2. Planteamiento del problema.....	2
1.3. Objetivos	4
1.3.1. Objetivo general.....	4
1.3.2. Objetivos específicos.....	4
1.4. Hipótesis de solución	4
1.5. Aportes del proyecto	5
1.6. Metodología	5
1.7. Organización del documento.....	6
CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE.....	7
2.1. Estado del arte	8
CAPÍTULO 3. MARCO CONCEPTUAL	16
3.1. Heridas.....	17
3.2. Cierre de herida o sutura.....	17
3.3. Materiales del hilo de sutura	19
3.4. Aguja de sutura	19
3.5. Movimientos de la aguja en sutura.....	22
3.5.1. Movimiento holonómico	23
3.5.2. Movimiento no holonómico	23
3.6. Fuerzas de contacto en inserción de agujas	24

CAPÍTULO 4. ESTRUCTURA DE LA PIEL, MODELO CONSTITUTIVOS Y MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS.....	26
4.1. Estructura de la piel	27
4.2. Caracterización de la piel y el músculo	29
4.3. Modelos constitutivos	33
4.3.1. Modelos fenomenológicos	33
4.3.2. Modelos semiestructurales	36
4.3.3. Modelos semiestructurales con fibras distribuidas.....	39
4.4. Análisis por elementos finitos.....	42
CAPÍTULO 5. FUERZAS DE CONTACTO E INTERACCIONES DE UN INSTRUMENTO QUIRÚRGICO: RESULTADOS, DISCUSIÓN Y SIMULACIÓN	46
5.1. Modelo de la aguja y el tejido para la simulación	48
5.2. Mallado de la geometría y definición de condiciones iniciales	49
5.3. Modelo fisicomatemático asociado	50
5.4. Interacciones de la aguja sobre el tejido de la piel.....	51
5.4.1. Fuerza de contacto y fuerza externa de la aguja	52
5.4.2. Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel	56
5.4.3. Fuerza de contacto de la piel y fuerza de reacción de la aguja y el músculo	58
5.5. Simulación de las interacciones del instrumento quirúrgico utilizando una herramienta robótica	59
5.5.1. Simulación en CoppeliaSim®	59
5.5.2. Desarrollo de la escena.....	60
CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	68
6.1. Conclusiones.....	69
6.2. Trabajos futuros	71
6.3. Referencias	72

Lista de figuras

	Pág.
2.1: División del área de deformación debido a la interacción instrumento-tejido.....	11
2.2: Sistema STAR integrado por visión pleóptica 3D y NIRF, detección de fuerza, posicionamiento submilimétrico y herramientas quirúrgicas accionadas	13
2.3: Escenas de entrenamiento y sutura. Fila superior: tareas de adiestramiento: ubicación de anillos en clavijas (a) y recolección de elementos (b). Fila inferior: escena de sutura con realidad aumentada: registro de heridas (c) y planificación y ejecución (d).....	14
2.4: Posición real y estimada para la aguja en simulación.....	15
3.1: Pasos de una sutura	19
3.2: Agujas rectas y curvas	21
3.3: Agujas de sección cónica y triangular	21
3.4: Posición de la aguja antes de la penetración en el tejido	23
3.5: Trayectoria de movimiento holonómica	23
3.6: Trayectoria de movimiento no holonómica	24
3.7: Posiciones de la aguja para movimiento holonómico (izquierda) y no holonómico (derecha).....	24
3.8: Componentes de la fuerza de inserción de una aguja. En rojo, fuerza de rigidez; verde, fuerza de corte, y azul, fuerza de fricción.....	25
4.1: Representación de las diferentes capas de la piel.....	27
4.2: Líneas de Langer	31
4.3: Respuesta de la piel abdominal y de la espalda de la rata	31
4.4: Comportamiento viscoelástico típico de tejidos blandos jóvenes y maduros (a), y constantes de tiempo de relajación en función de la edad para un par elevado y un par bajo (b).....	32
4.5: Curva de estrés-deformación para la piel	33
4.6: Esquema del modelo de Maxwell generalizado	37

4.7: Representación del modelo <i>shear-lag</i> . Configuración inicial de fibras rizadas (a), soportan cargas solo cuando están completamente enderezadas (b)	38
4.8: Resumen de los modelos constitutivos que se utilizan para representar el comportamiento mecánico de la piel	41
4.9: Mapa de la distribución de estrés de Von Mises para once modelos FEA de mandíbulas de armadillo	43
5.1: Modelo de aguja y tejido para simulación	48
5.2: Aguja quirúrgica para sutura	49
5.3: Fuerza de contacto y fuerza externa para la aguja en dirección X	52
5.4: Fuerza de contacto y fuerza externa para la aguja en dirección Y	53
5.5: Fuerza de contacto y fuerza externa para la aguja en dirección Z.....	53
5.6: Fuerzas de contacto de la aguja	54
5.7: Fuerza de inserción sobre el hígado y la piel de un cerdo	55
5.8: Magnitud de las fuerzas para el movimiento holonómico (a) y no holonómico (b).....	56
5.9: Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel en dirección X.....	57
5.10: Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel en dirección Y	57
5.11: Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel en dirección Z	58
5.12: Fuerza de contacto para la aguja y el músculo y fuerza de reacción para la piel en dirección Z.....	59
5.13: Robot sujetando a la aguja quirúrgica.....	61
5.14: Diagrama jerárquico asociado al modelo del robot	62
5.15: Diagrama de bloques asociado al cálculo de la cinemática del robot.....	63
5.16: Escena elaborada para simulación de una sala de cirugía con asistencia robotizada.....	64
5.17: Planos agregados a la escena para la identificación del avance de la punta de la aguja	64
5.18: Movimiento de la aguja y presentación de las fuerzas asociadas.....	66

Lista de tablas

	Pág.
3.1: Elección de hilos de sutura y tiempo para la retirada de puntos en piel	20
4.1: Espesor de la piel para algunas partes del cuerpo	29
4.2: Módulos de tangente, fallas por deformación y fallas por tensión encontrados para diferentes especies y experimentos.....	30
4.3: Características de cinco programas para análisis de elementos finitos.....	45
5.1: Cinemática asociada al movimiento de la aguja	50
5.2: Resumen de las fuerzas encontradas en la simulación FEM.....	52

Glosario

Anastomosis: conexión quirúrgica entre dos estructuras.

Anisotropía: propiedad general de la materia según la cual cualidades como elasticidad, temperatura, conductividad, velocidad de propagación de la luz, varían según la dirección en que son examinadas.

Automatizar: aplicar máquinas o procedimientos automáticos en la realización de un proceso o en una industria.

Cinemática: rama de la mecánica que describe el movimiento de los objetos sólidos sin considerar las causas que lo originan (las fuerzas) y se limita, principalmente, al estudio de la trayectoria en función del tiempo.

Convergencia: garantía que luego de realizar un buen número de repeticiones (iteraciones), las aproximaciones obtenidas terminan por acercarse cada vez más al verdadero valor buscado.

Dehiscencia: apertura espontánea de una parte o de un órgano que se había suturado durante una intervención quirúrgica.

Dinámica: rama de la física que describe la evolución en el tiempo de un sistema físico en relación con los motivos o causas que provocan los cambios de estado físico o de movimiento.

Elasticidad: propiedad de un cuerpo para recuperar su forma cuando cesa la fuerza que la altera.

Elastografía: tipo de prueba de diagnóstico por imagen que busca fibrosis en el hígado.

Epitelizar: cubrir de nuevo la piel mediante la multiplicación de células epiteliales en el proceso de regeneración y reparación de una herida.

Filtro de Kalman: algoritmo que sirve para identificar el estado oculto (no medible) de un sistema dinámico lineal incluso cuando el sistema está sometido a ruido blanco aditivo.

Fortran: lenguaje de programación de alto nivel de propósito general, procedimental e imperativo, que está especialmente adaptado al cálculo numérico y a la computación científica.

Fuerza de contacto: fuerza existente al interactuar dos objetos entre sí, tocándose físicamente.

Fuerza de reacción: fuerza que actúa en dirección opuesta a la fuerza que se aplica sobre un cuerpo.

Háptica: estudio del comportamiento del contacto y las sensaciones.

Ley de Hooke: establece que el alargamiento unitario que experimenta un cuerpo elástico es directamente proporcional a la fuerza aplicada sobre el mismo.

Linealidad: el valor esperado de la variable dependiente depende linealmente de las variables independientes.

Modelado computacional: modelo matemático que requiere extensos recursos computacionales para estudiar el comportamiento de un sistema complejo por medio de la simulación por computadora.

Modelo: esquema teórico que representa una realidad compleja o un proceso complicado y que sirve para facilitar su comprensión.

Módulo de Young: parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

Python: lenguaje de programación de alto nivel de propósito general, soporta orientación a objetos, programación imperativa y programación funcional.

Step: formato de intercambio estándar ISO que contiene datos tridimensionales, puede ser reconocido por múltiples programas.

STL: formato de archivo informático para diseño asistido por computadora (CAD) que define la geometría de objetos 3D, excluyendo información como color, texturas o propiedades físicas.

Sutura: intervención médica en la cual se junta las heridas de la piel, de los órganos internos, de los tejidos vasculares y de cualquier otro tejido después de haber sido dañados o separados.

Tensión de Von Mises: magnitud física proporcional a la energía de distorsión.

Teoría de contacto de Hertz: teoría relativa al contacto elástico estático entre cuerpos según la cual el máximo esfuerzo de compresión tiene lugar en la superficie de contacto y el máximo esfuerzo tangencial unidireccional se encuentra a una cierta profundidad por debajo del contacto.

Viscoelasticidad: tipo de comportamiento reológico anelástico que presentan ciertos materiales que exhiben propiedades viscosas y propiedades elásticas cuando se deforman.

CAPÍTULO 1.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA, OBJETIVOS Y METODOLOGÍA

Contenido del capítulo

1.1.	Introducción.....	2
1.2.	Planteamiento del problema.....	2
1.3.	Objetivos	4
1.3.1.	Objetivo general.....	4
1.3.2.	Objetivos específicos.....	4
1.4.	Hipótesis de solución	4
1.5.	Aportes del proyecto	5
1.6.	Metodología	5
1.7.	Organización del documento.....	6

1.1. Introducción

Los procedimientos quirúrgicos implican el contacto de un instrumento con diferentes órganos o tejidos y en su mayoría involucran la sutura. Hoy en día, los cirujanos se asisten utilizando herramientas robotizadas que permiten optimizar la destreza y la capacidad de razonamiento, el uso de robots en los procedimientos quirúrgicos amplía las capacidades de los cirujanos e introduce enfoques innovadores como es el caso de cirugía mínimamente invasiva, donde se requiere de altas habilidades y buena retroalimentación visual de los órganos y/o tejidos [1], [2]. Por tal razón, la automatización quirúrgica representa un enorme avance tecnológico en el campo médico, debido principalmente a la reducción de la carga cognitiva del cirujano, especialmente en las tareas repetitivas, otorgando menor tiempo en la realización de los procedimientos médicos y brindando mayor seguridad para el paciente.

Se debe tener en cuenta que las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos varían según la edad, el sexo, la masa corporal y el estado, ya sea: sano o enfermo. De igual manera, los tratamientos previos influyen en el comportamiento mecánico de los tejidos, razones por las cuales se exigen diferentes valores de fuerza sobre los instrumentos médicos para realizar un procedimiento quirúrgico sobre un tejido biológico [3]. Adicionalmente, el comportamiento mecánico de los tejidos biológicos blandos varía en cada persona debido a la presencia de múltiples capas de material biológico de diferente espesor y composición, este tipo de comportamiento se estudia teniendo en cuenta las propiedades viscoelásticas, no lineales y anisotrópicas de los materiales. Es por lo anterior, que uno de los mayores desafíos en la medicina asistida por la robótica es tratar de conocer el comportamiento de los tejidos blandos frente a las diferentes cargas (o fuerzas) ejercidas por un instrumento quirúrgico [4].

1.2. Planteamiento del problema

En una sutura se desarrollan algunas tareas repetitivas como el posicionamiento de la aguja, la punción del tejido, la conducción de la aguja a través del tejido y el atado de los hilos de sutura. De acuerdo a que este tipo de tareas son repetitivas sería bastante interesante realizarlas de forma automatizada por que permitirían potencializar el procedimiento a realizar [5], [6], y por ende se deben considerar las distintas deformaciones del tejido y diferentes fuerzas de reacción producidas en cada tarea establecida [7].

Como se mencionó anteriormente, el desempeño de las tareas quirúrgicas puede mejorar con el uso de la asistencia robótica, dichas plataformas tienen la ventaja potencial de proporcionar destreza y precisión adicional a los cirujanos [8]. No obstante, en la sutura asistida por robot existen algunos problemas debidos principalmente a la falta de retroalimentación háptica [9], donde grandes concentraciones de fuerza en las puntas de los sujetadores de instrumentos y la limitada percepción de profundidad dan lugar a roturas de sutura intraoperatoria y

posoperatoria [10]–[13]. La retroalimentación de las fuerzas generadas permiten minimizar las roturas en el anudado de los hilos de sutura, debido a la aplicación de fuerzas más bajas por parte de los cirujanos novatos en el uso de asistentes robóticos, por ejemplo, el 20% de las muestras tomadas entre cirujanos sin experiencia en el uso del sistema quirúrgico teleoperado da Vinci y sin realimentación visual de las fuerzas, resultaron en roturas de la sutura al momento de realizar el anudado, donde la fuerza promedio de rotura aplicada fue de 4.40 ± 1.62 Newtons mientras que la fuerza promedio sin rotura en el anudado fue de 2.71 ± 1.14 Newtons, posteriormente se activó la realimentación visual de la fuerza y se redujeron significativamente las fuerzas máximas aplicadas a 2.42 ± 0.64 Newtons [14]. En contraste, la aplicación inadecuada de fuerzas en sutura puede limitar el flujo sanguíneo induciendo restricciones en la curación de la herida, incluso puede llegar a provocar infecciones en la incisión. Así, como también permitir una cicatrización excesiva o dehiscencia de la herida [15], [16].

Los modelos computacionales usados en sutura, cierre de heridas e incisiones proporcionan pautas importantes para las cirugías robóticas que involucran este tipo de procedimientos y llega a ser importante tener conocimiento de los rangos de los valores de fuerza. Conocer los requisitos de fuerza resulta benéfico, en primer lugar, porque se proporciona una comprensión de la magnitud de las fuerzas que un robot necesita aplicar para las diferentes geometrías de las heridas, y en segundo lugar, el tiempo de curación de la herida se reduce debido a la realización de cortes geométricos óptimos del tejido [4].

En el área de modelado computacional para sutura y cierre de heridas se han realizado diferentes avances, particularmente mediante el uso de técnicas de modelado por elementos finitos, aunque existen grandes desafíos provenientes de la dificultad de caracterizar completamente las condiciones de carga dinámica, las diferentes geometrías [17] y las complejas propiedades de los materiales anisotrópicos de los tejidos humanos. Dado que el incremento de la precisión en los modelos para los materiales y las geometrías exige una alta fidelidad de las mallas para el análisis por elementos finitos [18], [19]. Las suturas actualmente aún son difíciles de modelar en un entorno de elementos finitos debido a los complejos bucles y nudos, y, por lo tanto, se han evitado en la mayoría de los estudios de modelos computacionales. Centrándose estos en la determinación de las fuerzas de sutura para el cierre de la herida utilizando técnicas de tracción del colgajo de la herida [4]. Con la inclusión de las suturas en un modelo de elementos finitos, el comportamiento de la malla es aún más difícil de predecir, debido a la alta posibilidad de falla de la malla por el sobre entrenamiento de elementos rígidos, así como por el cambio repentino en la formulación del contacto (deslizamiento o rotura) entre la sutura y el tejido [20]. Además, la forma de ciertas cargas máximas puede cambiar conduciendo a grandes errores en la predicción de la mecánica de cierre de la herida [21].

Recientemente, se realizó un estudio de las propiedades mecánicas de tejido blando en el procedimiento de sutura y se formuló un modelo de fuerzas para el procedimiento de sutura [22], la efectividad del modelo fue validada suturando una

porción de músculo de cerdo donde las curvas de fuerza no fueron completamente consistentes comparadas con las adquiridas por un sensor de par. Para proporcionar realismo en la representación de los tejidos blandos, se deben tener en cuenta las propiedades mecánicas, tales como la viscoelasticidad, la no linealidad [23], la no homogeneidad y la anisotropía como se mencionó anteriormente, [19], [24], lo que permite mayor precisión en el cálculo de la retroalimentación háptica y mejor estimación del comportamiento del tejido y la aguja. Las situaciones anteriormente mencionadas nos llevan a la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuál es el comportamiento de un tejido blando con propiedades viscoelásticas, no lineales, como la piel, bajo las fuerzas de un instrumento quirúrgico (como una aguja) en un procedimiento de sutura, para su posterior implementación en una herramienta de simulación robótica?

La estimación del comportamiento y la caracterización mecánica adecuada de los tejidos biológicos blandos tiene gran importancia en la medicina, porque hipotéticamente influirá positivamente en el desarrollo de simuladores de realidad virtual y en el diseño de sistemas de retroalimentación de fuerza en el área de robótica médica [22]. Así como también mejorará la planificación preoperatoria de la cirugía gracias a la automatización en la manipulación de tejidos por medio de un modelo capaz de predecir su compleja dinámica [25].

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Analizar el comportamiento mecánico de la piel humana ante las fuerzas de contacto ejercidas por un instrumento quirúrgico durante un procedimiento de sutura.

1.3.2. Objetivos específicos

Definir las fuerzas de contacto e interacciones de instrumento sobre tejido en sutura quirúrgica.

Caracterizar las fuerzas que intervienen en el contacto aguja tejido mediante un software de simulación.

Integrar los resultados del estudio para la sutura virtual en una herramienta de simulación robótica.

1.4. Hipótesis de solución

El desarrollo de este proyecto busca definir el comportamiento mecánico que experimenta la piel humana cuando es atravesada por una aguja quirúrgica en el

procedimiento de sutura, utilizando el método de análisis por elementos finitos, el cual es complementado con herramientas de simulación robótica. Hipotéticamente, al analizar las fuerzas que son ejercidas por los instrumentos quirúrgicos se podría mejorar la predicción del complejo comportamiento de los órganos o tejidos, y de igual forma se mejoraría la realización del procedimiento de una sutura asistida por robot.

1.5. Aportes del proyecto

En el marco de la línea de trabajo sobre robótica quirúrgica que desarrolla el Grupo de Automática Industrial, los estudios y análisis en tareas de cirugía robótica revisten especial interés, dada su complejidad y gran cantidad de parámetros relacionados. Además, disponer de una herramienta que muestre claramente el comportamiento de los tejidos a partir de las fuerzas aplicadas en la ejecución de una sutura robótica, será de gran interés con el fin de proveer al cirujano y al ingeniero de un plan detallado de cuál sería el mejor acceso utilizando robots.

1.6. Metodología

A continuación, se presenta la metodología para la realización de este proyecto, la cual está constituida por una serie de actividades definidas gradualmente y fundamentadas en el cumplimiento de cada uno de los objetivos específicos. Simultáneamente, se presentan las fases de mayor relevancia durante la ejecución del proyecto.

I. Diagnóstico y estado del arte

Al inicio de este proyecto fue necesario realizar una revisión bibliográfica, donde se da una recopilación de información base relacionada con las posiciones, tipos de contacto y fuerzas ejercidas por una aguja quirúrgica sobre tejido superficial. Adicionalmente de contar con información fundamental asociada al modelado de tejidos biológicos y herramientas de simulación para análisis por elementos finitos.

II. Simulación de la trayectoria de aguja quirúrgica en sutura

Se establecen los modelos fisicomatemáticos asociados al tejido biológico y a la aguja, simulando la trayectoria que sigue la aguja quirúrgica sobre el tejido para un tipo específico de sutura y se obtienen los resultados del análisis por elementos finitos.

III. Simulación de sutura con herramienta de simulación robótica

Luego de obtener los resultados del modelado por elementos finitos (FEM) de la simulación de conducción de aguja sobre tejido blando, se considera realizar la

simulación del procedimiento de sutura con ayuda de CoppeliaSim® se describe su realización y los resultados.

IV. Divulgación de resultados

Durante y al final del proyecto se presentarán los avances de la investigación y se finaliza con la redacción del documento y remisión de un artículo a una revista indexada nacional o internacionalmente.

1.7. Organización del documento

En el capítulo 1, se presentó la introducción, la descripción del problema, los objetivos, la hipótesis de investigación, la metodología a seguir utilizada durante las etapas de consecución de los objetivos y el orden del documento.

En el capítulo 2 se presenta el estado del arte, lo cual corresponde a los resultados y recopilación de información base relacionada con las fuerzas ejercidas de una aguja quirúrgica sobre tejido superficial, modelado de tejidos y sutura autónoma. También, se detallan los aportes del proyecto.

En el capítulo 3, se presenta el marco conceptual, donde se presentan algunos conceptos de relevancia con relación al procedimiento de sutura y especialmente a los movimientos de la aguja quirúrgica.

En el capítulo 4, se describe la estructura de la piel, los diferentes modelos constitutivos para tejidos blandos y las herramientas software para análisis por elementos finitos más utilizadas.

En el capítulo 5, se describe la simulación por elementos finitos del movimiento de la aguja en el tejido basada en el procedimiento de sutura y se describen los resultados. Además, se describe la simulación del movimiento de una aguja de sutura en una herramienta de simulación robótica.

Finalmente, en el capítulo 6, se presentan las conclusiones, trabajos futuros de la investigación, donde se consideran los aspectos a mejorar de la presente investigación, y las referencias bibliográficas.

Nota: las imágenes y/o figuras que se presentan en este documento son de fuente propia, en caso contrario, en la imagen se especifica la referencia correspondiente.

CAPÍTULO 2.

ESTADO DEL ARTE

Contenido del capítulo

2.1. Estado del arte	8
----------------------------	---

2.1. Estado del arte

En general, los estudios realizados sobre el análisis de la deformación de los tejidos blandos toman en consideración algunas de las complejas propiedades físicas, lo que da lugar a diferentes investigaciones que buscan formular el comportamiento mecánico de los tejidos blandos. Una buena formulación fisicomatemática puede ser usada posteriormente en el desarrollo de sistemas capaces de ejecutar determinadas tareas quirúrgicas. A continuación, se mencionan algunas investigaciones sobre el modelado de tejidos blandos, incluyendo fuerzas de inserción de agujas y se refieren algunos de los sistemas robóticos usados en cirugía.

Moreno *et al.* [26] evalúan algunos modelos utilizados para proponer una formulación fisicomatemática que permita modelar el comportamiento mecánico material y su respuesta al someterse ante acciones externas de naturaleza mecánica como la tracción. Estos autores encuentran que los tejidos se modelan conforme a la ley de Hooke y la teoría de contacto de Hertz, de acuerdo a su comportamiento elástico lineal. Sin embargo, cuando estos tejidos son sometidos a grandes deformaciones presentan un comportamiento no lineal (hiperelasticidad), por lo cual, las teorías de elasticidad lineal no son suficientes para modelar este tipo de comportamiento. Para estos casos se utilizan modelos hiperelásticos, los cuales se dividen en dos categorías: modelos fenomenológicos y modelos estadísticos.

Los modelos fenomenológicos no se derivan de la teoría fundamental (ley de Hooke y teoría de contacto de Hertz), sino que luego de la realización de un número suficiente de pruebas experimentales es posible describir una relación (esfuerzo-deformación) que solo es aplicable para condiciones de carga específicas. Por otra parte, los modelos estadísticos usan información sobre la microestructura del material como base de su modelo (por ejemplo, la deformación aplicada al tramo de la cadena molecular).

Cabe resaltar que, aunque los modelos estadísticos captan mejor el comportamiento de algunas variables físicas (como la temperatura), su formulación matemática es más compleja. En contraste, la mayoría de los modelos hiperelásticos modelan satisfactoriamente el comportamiento mecánico del material a tasas altas de carga, mientras que a tasas más bajas de carga varían considerablemente. Aun teniendo en cuenta las variables anteriores existen otras variables que hacen que el comportamiento mecánico del tejido varíe, tales como la textura, el espesor, el nivel de hidratación, el tipo y la ubicación del tejido, y esto involucra que el modelado de la deformación sea más complejo [26].

Entre algunas investigaciones, se destacan la de Tran *et al.* [27], Su *et al.* [28] y Zisis *et al.* [29], por usar un modelo hiperelástico neohookeano para determinar las propiedades de la piel humana, mientras que Groves *et al.* [30], establecen un modelo constitutivo de la piel humana capaz de representar el comportamiento anisotrópico no lineal. Estos últimos autores también compararon las propiedades

biomecánicas de la piel humana con las del tejido de roedor (ratas) encontrando que la diferencia más notable es la respuesta inicial del tejido a cargas bajas, donde la extensión del tejido fue mucho mayor para la piel humana que su contraparte murina. El experimento se desarrolló incrementando lentamente la carga de 0 a 2 Newtons. La respuesta de los tejidos ante las cargas sugiere que se debe tener cuidado al usar piel murina como modelo biomecánicamente representativo del tejido humano.

Liu *et al.* [31] mencionan que los tejidos biológicos blandos exhiben una naturaleza viscoelástica compleja, son difíciles de sujetar, puesto que se deslizan con facilidad, y su deformación afecta la respuesta de carga. Estos autores destacan que la mayoría de los métodos de deformación existentes están basados en un modelo mecánico elástico, el cual no puede describir con precisión la deformación de los tejidos blandos.

Benítez y Montáns [32] de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Aeronáutica y del Espacio de Madrid, revisan los principales enfoques de modelado de materiales biológicos fibrosos blandos para modelar estados de deformación no homogéneos en la piel a través del análisis de elementos finitos, a partir de la comprensión del comportamiento mecánico de la piel, de su microestructura y de la evidencia experimental disponible. Estos autores afirman que, la piel es un tejido blando arquetípico que presenta muchas características comunes a otros tejidos biológicos blandos, como ser una estructura reforzada con colágeno multicapa, con comportamiento no lineal, de características anisotrópicas, que incluye viscosidad, efectos de precondicionamiento, tensiones internas, crecimiento y adaptación del tejido. Además, se recalca que la estructura de la piel varía según la ubicación, la edad, el sexo, la raza y las enfermedades que haya soportado.

Es importante resaltar que la piel tiene tres capas principales: la epidermis, la dermis y la hipodermis. Para tensiones bajas la respuesta mecánica de la piel está gobernada por las fibras de elastina, mientras que la principal contribución mecánica en las tensiones grandes corresponde a las fibras de colágeno, siendo la distribución de colágeno (de preferencia direccional) la responsable del comportamiento anisotrópico de la piel, encontrando que el Módulo de Young para el Colágeno está entre 1 y 10 GPa y entre 100 y 350 KPa para la Elastina. También se menciona que la unidad mecánica y térmica más importante de la piel es la dermis, que suele modelarse como un material ortotrópico. De manera similar, la hipodermis actúa mecánicamente como un amortiguador a causa de los adipocitos (células grasas) que la componen, que a su vez se encargan de almacenar energía y proporcionar aislamiento térmico.

Los modelos fenomenológicos tienen la ventaja de no depender de la comprensión de la estructura del material, razón por la cual se han utilizado en la simulación de polímeros y se ha adecuado su uso en el modelado de tejidos biológicos en general y de la piel en particular, siendo el modelo más simple, el modelo neohookeano. Sin embargo, estos modelos son precisos únicamente para tensiones moderadas, para grandes tensiones se utilizan los modelos polinomiales. En los modelos

polinomiales, el acoplamiento entre algunos de los términos es débil, por lo que es común considerar solo términos no acoplados (que no describen ninguna interacción entre ellos), dando lugar a nuevos modelos tales como: el modelo de Mooney o el modelo Mooney-Rivlin. A partir del teorema de expansión de Taylor, se deduce que el modelo polinomial puede generar excelentes predicciones si se consideran suficientes términos, pero al mismo tiempo, la determinación de los parámetros del material puede ser engorrosa, propensa a complicaciones numéricas y producir un comportamiento inestable. Por tal razón, otros modelos buscan una representación en términos de funciones más ajustadas, para poder utilizar menos parámetros, como es el caso de los modelos Rivlin-Saunders y Gent-Thomas [32].

Algunas investigaciones han tenido en cuenta los modelos fenomenológicos para incluir la hiperelasticidad en sus modelos de materiales, como en el caso de Wu *et al.* [33] que proponen un esquema de refinamiento adaptativo optimizado para la simulación FEM no lineal, utilizando un método de simulación de deformación de cuerpos blandos en tiempo real, representando la no linealidad del material por medio del modelo de Mooney-Rivlin y el modelo neohookeano. Por su parte, Chanda *et al.* [34] de los Departamentos de Ingeniería Mecánica, Mecánica Aeroespacial y de Ciencias Biológicas de la Universidad de Alabama, caracterizan el comportamiento mecánico promedio de un maniquí biofidelico de tejido de piel humana utilizando un modelo de Veronda-Westmann, el cual es un modelo fenomenológico expresado mediante una función exponencial que captura la curva de tensión-deformación específica de los tejidos biológicos blandos. Luego de desarrollar el fantoma de tejido cutáneo humano de gran fidelidad utilizando silicona, produjeron un corte en el material y suturaron para cerrar la simulación de herida, posteriormente, estudiaron el efecto de la variación del tamaño de la herida, la sutura y la tensión previa en el comportamiento mecánico de la piel humana por medio de pruebas mecánicas uniaxiales y encontraron que la piel suturada mejora las propiedades mecánicas de la piel herida asemejándose a la piel natural sin heridas y que el comportamiento no lineal se puede caracterizar utilizando modelos de materiales constitutivos hiperelásticos como Mooney-Rivlin, Fung, Ogden, Yeoh, Veronda-Westmann y Martins. En relación con el modelo de Mooney, Oomens *et al.* [35] mencionan que este modelo presenta dificultades para describir el comportamiento no lineal y, por tal razón, algunos investigadores utilizan un modelo Ogden o un tipo de modelo Fung para simular el comportamiento mecánico de la piel.

Más tarde, Chanda y Callaway [36] caracterizaron el comportamiento mecánico de los compuestos blandos utilizando los modelos de Mooney-Rivlin, Humphrey y Veronda-Westmann. Estos modelos fueron comparados con el comportamiento mecánico anisotrópico de la piel humana, los tejidos pélvicos y los tejidos cerebrales, y detectaron que los anteriores modelos no eran los más sofisticados para la imitación precisa de las propiedades del material anisotrópico para tejidos blandos.

Como se mencionó anteriormente, los tejidos biológicos blandos exhiben una naturaleza viscoelástica compleja debido a lo cual la gran mayoría de los modelos no pueden describir con precisión el comportamiento de deformación de los tejidos blandos, por esta razón, Liu *et al.* [31], estudiaron la deformación y la retroalimentación háptica de los tejidos blandos en cirugía virtual basada en un modelo hepático mediante el uso de un dispositivo de retroalimentación de fuerza llamado PHANTOM OMNI® [37] desarrollado por SensAble Company™ en Estados Unidos. Los autores resaltan que los modelos más comunes y más utilizados están basados en mallas (como los FEM de mecánica continua y base matemática sólida, pero de elevada carga computacional y los modelos de masa-resorte que son de más fácil implementación y manejan cambios topológicos a un costo computacional reducido, pero no son muy precisos) aunque suelen surgir malformaciones y distorsiones e, idealmente, no pueden satisfacer las necesidades de la simulación de cirugía virtual en tiempo real. Por lo anterior, presentan un método libre de mallas para simular la interacción entre la herramienta quirúrgica virtual y el tejido blando, llamado hidrodinámica de partículas suavizadas SPH (con alta carga computacional pero mayor precisión que el modelo masa-resorte). Revelan que la metodología SPH es adecuada para simular la deformación de tejido blando y el cálculo de la retroalimentación de fuerza, y la SPH basada en el área de interacción local dinámica tiene una mayor eficiencia computacional significativamente comparada con el SPH habitual.

En la figura 2.1 se muestran las áreas del tejido que se deforman luego de un contacto con un instrumento quirúrgico encontradas por el estudio anterior, donde se describe la existencia de un área de interacción, justo donde se ubica el instrumento quirúrgico, seguida de un área de propagación, que se deforma menos que la anterior y finalmente el área de no deformación mucho más alejada de la región donde contacta el instrumento médico al tejido.

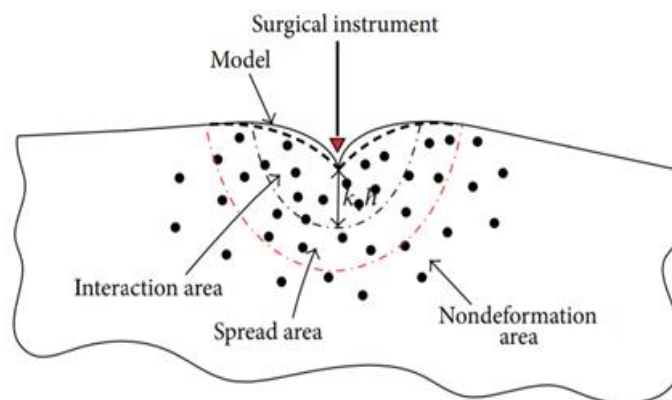


Figura 2.1: División del área de deformación debido a la interacción instrumento-tejido. Fuente: [31].

Se debe tener en cuenta que la aplicación de fuerzas óptimas entre los tejidos y las herramientas utilizadas en cirugía es fundamental tanto para el procedimiento

quirúrgico como también para el aprendizaje médico. El conocimiento de las fuerzas de interacción herramienta-tejido es un aspecto muy importante para la seguridad y eficiencia del rendimiento quirúrgico. Sugiyama *et al.* [38] comparan variables de fuerza entre cirujanos con diferentes niveles de habilidad y encontraron que **más del 50 % de los errores del cirujano son atribuibles a fuerzas excesivas que resultan en sangrado o repeticiones de las tareas**. Los autores resaltan que los cirujanos novatos aplican mayores fuerzas que los cirujanos intermedios o experimentados durante el desarrollo de las diferentes tareas quirúrgicas y dicha experiencia se puede incrementar gracias al uso de tecnología, como los simuladores virtuales, en donde modelos computacionales intentan replicar las condiciones reales de un escenario quirúrgico.

Okamura *et al.* [39] observaron que se producen fuerzas de interacción en la punta y a lo largo del eje de la aguja cuando se inserta una aguja recta sobre tejido blando, razón por la cual formularon un modelo de fuerza que simula dicha inserción, dividiendo la fuerza de inserción en tres fuerzas esenciales: fuerzas de rigidez, fuerzas de fricción y fuerzas de corte. La fuerza en la punta de la aguja se produce por el corte del tejido y la fuerza a lo largo del eje de la aguja se debe a la fricción entre la aguja y el tejido. Jackson *et al.* [40], mencionan que la fuerza de fricción y la fuerza de corte son imposibles de eliminar de la fuerza total de interacción aguja-tejido, pero la fuerza de barrido puede reducirse o incluso eliminarse si la aguja se mueve idealmente, puesto que al girar la aguja alrededor de su centro, la trayectoria se encuentra definida en forma de circunferencia, lo cual no genera áreas adicionales que puedan ser lesionadas dentro del tejido.

Existe un consenso general en la comunidad médica de que seguir la curvatura natural de la aguja produce la mejor sutura [41]. Cuando una aguja rígida de sutura se mueve a través de un tejido blando se genera una fuerza de distorsión interna estableciendo una fuente de trauma para el tejido. Por lo que las pautas de sutura recomiendan que la punta de la aguja penetre en la muestra de tejido de forma ortogonal, lo cual incrusta completamente la aguja en la muestra de tejido.

Park *et al.* [42], proponen un sistema de inserción de aguja integrado por tomografía de coherencia óptica (OCT) y por el sistema de control de presión intraocular (IOP) para medir las características de inserción de la aguja en el ojo. Observaron que, cuando la aguja solo toca la superficie del tejido sin hacer punción, esta comienza a recibir una fuerza del tejido y simultáneamente el tejido presenta un comportamiento mecánico de resorte, por lo que esta fuerza se denota como fuerza de rigidez. Cuando se produce la punción, la fuerza cae rápidamente y la aguja se inserta dentro del tejido. Mientras se mueve dentro del tejido, la aguja corta el tejido interior y experimenta fricción, lo que conlleva a la enunciación de las fuerzas de corte y de fricción respectivamente. Los autores también mencionan que el tipo de aguja es uno de los aspectos más relevantes a tener en cuenta cuando la aguja se inserta en el tejido blando, porque el diámetro y la forma de la punta de la aguja determinan la fuerza de inserción. De igual manera, la velocidad relativa entre la aguja y el tejido puede conducir a deformaciones del tejido gracias a la fuerza de

interacción, por lo que también se debe tener en cuenta al momento de realizar una sutura.

Dentro de otros estudios importantes se encuentra el realizado por Jackson *et al.* [40] del Departamento de Ingeniería Eléctrica y Ciencias de la Computación de la Universidad Case Western Reserve en Cleveland, proponen emplear un filtro de Kalman sin pérdidas (UFK) para cirugía mínimamente invasiva asistida por robot que modela los componentes de fuerza en sutura y de la fuerza de deformación interna en particular, la cual es generada por una aguja a medida que se conduce a través de una muestra de tejido. El propósito del uso del filtro no es modelar con precisión la interacción de aguja-tejido real, sino desarrollar un marco para un impulso óptimo de la aguja aislando las fuerzas de deformación de las fuerzas totales con el fin de reducir las fuerzas internas de deformación del tejido.

Por otro lado, Shademan *et al.* [43] mejoran un sistema capaz de realizar diferentes tareas quirúrgicas, el cual consta de un Robot Autónomo de Tejido Inteligente (STAR, ver figura 2.2), de 8 grados de libertad con tecnología de imágenes inteligentes integradas por visión pleóptica 3D y NIRF (Fluorescencia de infrarrojo cercano). Los autores demuestran que el sistema STAR es tan hábil como los cirujanos expertos en ubicación de agujas sobre tejidos blandos deformables, sin embargo, es más lento en anastomosis que en cirugía abierta.

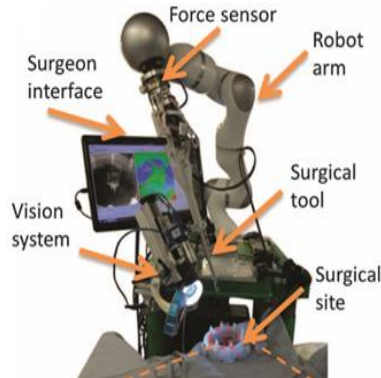


Figura 2.2: Sistema STAR integrado por visión pleóptica 3D y NIRF, detección de fuerza, posicionamiento submilimétrico y herramientas quirúrgicas accionadas. Fuente: [43].

El sistema STAR detectó un rango de movimiento típico de las deformaciones de los tejidos blandos ubicado entre 0 y 6.5 mm. Los anteriores autores mencionan que las cirugías que involucran tejidos blandos no se han realizado de forma autónoma debido a limitaciones tecnológicas, tales como: la falta de sistemas de visión capaz de distinguir y rastrear los tejidos en entornos quirúrgicos dinámicos y la falta de algoritmos inteligentes que puedan ejecutar tareas quirúrgicas complejas. La ejecución de tareas quirúrgicas sobre tejidos blandos sigue siendo completamente manual bajo un paradigma controlado por humanos, la cirugía robótica autónoma se ha limitado a aplicaciones con anatomía rígida, como el corte óseo, porque estas

son más predecibles, pero se espera que con la creciente adopción de la cirugía asistida por robot se puedan realizar estas labores de manera automatizada.

Finalmente, Ferro *et al.* [44] diseñan un filtro de Kalman extendido para estimar la posición de la aguja que fusiona la información cinemática de los sensores propioceptivos del robot Da Vinci con la información visual proporcionada por una cámara endoscópica monocular, la información visual permite detectar deslizamientos o movimientos no definidos inicialmente, causados por la interacción con los tejidos. El filtro brinda una estimación de la postura de la aguja a través de las velocidades lineales y angulares de la pinza proporcionada por la cinemática del manipulador y corregida por medio de la reconstrucción de la posición basada en el sistema de visión. Posteriormente, los autores desarrollan dos escenas de entrenamiento para mostrar la capacidad del robot simulado interactuando con objetos dinámicos rígidos.

En la figura 2.3 se muestran las escenas creadas por los anteriores autores para el adiestramiento en el sistema y desarrollo de una sutura con realidad aumentada.

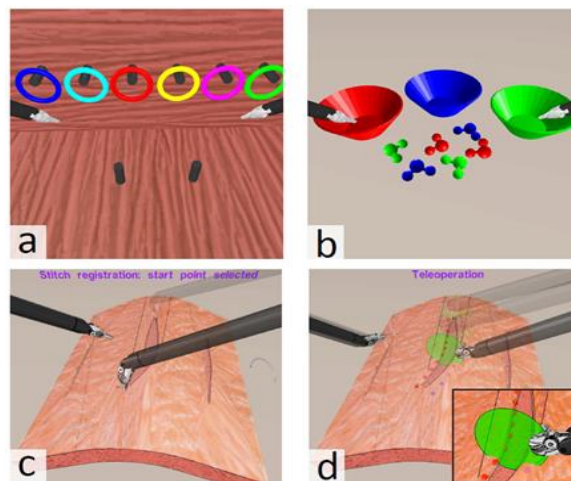


Figura 2.3: Escenas de entrenamiento y sutura. Fila superior: tareas de adiestramiento: ubicación de anillos en clavijas (a) y recolección de elementos (b). Fila inferior: escena de sutura con realidad aumentada: registro de heridas (c) y planificación y ejecución (d). Fuente: [45].

Como se puede observar en la anterior figura, existe una primera escena de sutura donde se muestra la posibilidad de integrar información para realidad aumentada dentro del entorno simulado y una segunda escena donde se ilustra el seguimiento de trayectoria de una aguja sobre una fantoma en sutura.

En la figura 2.4 se muestran las posiciones reales y las posiciones estimadas para la aguja en el procedimiento de sutura virtual propuesto por los anteriores autores, exponiendo la potencialidad de implementar algoritmos avanzados como el filtro de Kalman extendido basados en el sistema de visión.

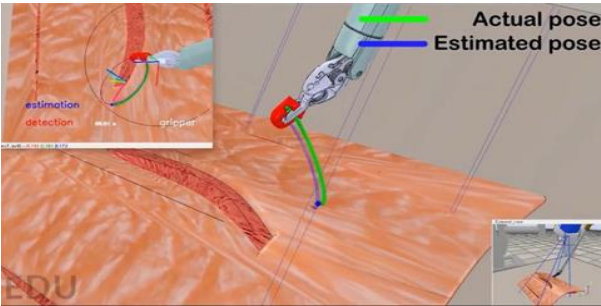


Figura 2.4: Posición real y estimada para la aguja en simulación. Fuente: [46].

CAPÍTULO 3.

MARCO CONCEPTUAL

Contenido del capítulo

3.1.	Heridas.....	17
3.2.	Cierre de herida o sutura.....	17
3.3.	Materiales del hilo de sutura	19
3.4.	Aguja de sutura	19
3.5.	Movimientos de la aguja en sutura.....	22
3.5.1.	Movimiento holonómico	23
3.5.2.	Movimiento no holonómico	23
3.6.	Fuerzas de contacto en inserción de agujas	24

A continuación, se presentan algunos conceptos de relevancia con relación al procedimiento de sutura y los movimientos típicos de la aguja quirúrgica.

3.1. Heridas

Una herida es una lesión o pérdida de continuidad en un tejido, la cual es normalmente sangrante, puede ser originada a diferentes agentes etiológicos, como accidentes (golpe, corte con un objeto afilado o punzante) o una agresión quirúrgica y se pueden clasificar de diferentes maneras [47], siendo las más comunes las que se mencionan a continuación.

Según su causa: están definidas por los bordes del objeto que las ocasiona, tales como las heridas por instrumento punzocortante, heridas por contusión, heridas por proyectil de arma de fuego, heridas por machacamiento o atrición, heridas por laceración o por mordedura.

Según su profundidad: aquí se encuentran las excoriaciones, que son lesiones superficiales que afectan la epidermis y cicatrizan sin dejar huella visible, las heridas superficiales que involucran la piel y el tejido adiposo, así como también las heridas profundas que afectan a los planos superficiales, la aponeurosis y los músculos, ocasionando eventualmente la lesión de vasos sanguíneos, nervios y tendones. Finalmente se consideran las heridas penetrantes que lesionan los planos superficiales y llegan hasta el interior de grandes cavidades como el abdomen, el cráneo y tórax.

Según su grado de complejidad: simples-superficiales que comprometen únicamente la piel y el tejido celular subcutáneo; heridas complejas-profundas que comprometen grandes vasos, nervios o estructuras anatómicas como el músculo, hueso y glándulas profundas.

En el área de urgencias de los hospitales, las heridas sobre la piel son bastante frecuentes y en su mayoría requieren de una sutura, la sutura es el procedimiento médico más utilizado para el cierre de heridas, siendo su propósito favorecer y mejorar la cicatrización.

3.2. Cierre de herida o sutura

La sutura es una tarea fundamental para casi todos los procedimientos quirúrgicos, este procedimiento se puede definir como la aproximación de los bordes de una herida por medio de puntos, utilizando materiales de sutura (existen diferentes materiales como hilos, grapas, suturas adhesivas y adhesivos tisulares), instrumental quirúrgico y agujas adecuadas que son escogidas de acuerdo al área lesionada [48]. La cirugía en la piel abarca desde suturas simples de laceraciones hasta movimientos complejos del tejido. Así como describe Berckley *et al.* [7] una sutura manual con hilo consta de diferentes pasos repetitivos como punción,

rotación, salida y atado de nudos. Para la realización básica de un procedimiento de cierre de herida profunda usando hilos de sutura se deben seguir los pasos mencionados a continuación.

Paso 1. Punción de entrada y rotación: si la fuerza normal de la aguja aplicada a la superficie de la piel excede una fuerza de punción prescrita, se permite que la aguja pase a través de la superficie de la piel. La rotación de la aguja hace que el punto de punción de entrada se deslice a lo largo del eje de la aguja. El desplazamiento en el punto de punción de entrada y la deformación resultante del tejido se determinan mediante el desplazamiento de la aguja.

Paso 2. Punción de salida interna: cuando la aguja sale de la herida, el desplazamiento del punto de salida de la herida se limita a la aguja. La rotación de la aguja hace que el punto de salida de la herida se deslice a lo largo del eje de la aguja.

Paso 3. Liberación y agarre: la aguja es liberada por el soporte de la aguja y luego se asegura nuevamente desde el interior de la herida.

Paso 4. Salida interna: la aguja atraviesa la primera parte del tejido. A medida que la aguja se desplaza a través del punto de punción de entrada y de salida, los desplazamientos confinados de cada uno de estos puntos son liberados.

Paso 5. Punción interior: la aguja es empujada a través del interior de la herida en el lado opuesto. La rotación de la aguja hace que el punto de entrada de la herida se deslice a lo largo del eje de la aguja. El desplazamiento de este punto se limita a la aguja.

Paso 6. Punción de salida: se debe empujar la aguja a través de la superficie de la piel. Si la fuerza normal aplicada a la superficie de la piel excede una fuerza de punción prescrita, se permite que la aguja pase a través de la superficie de la piel. El punto de punción de salida se limita a la aguja junto con el punto de entrada de la herida.

Paso 7. Liberación y agarre: se suelta la aguja y se la vuelve a sujetar desde fuera de la superficie de la piel.

Paso 8. Salida: la aguja pasa a través del tejido. A medida que la aguja se desplaza a través del punto de entrada de la herida y el punto de punción de salida, los desplazamientos confinados de cada uno de estos puntos se liberan de la aguja.

Paso 9. Anudado: se ata un nudo y se tira de la sutura para cerrar la herida.

Cada paso deriva deformaciones del tejido y fuerzas de reacción, por lo cual su estudio es de gran importancia para el exitoso desarrollo de dicho procedimiento médico.

En la figura 3.1 se muestran gráficamente los anteriores pasos.

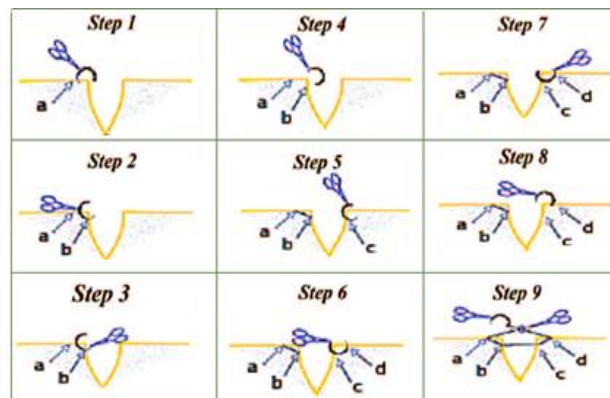


Figura 3.1: Pasos de una sutura. Fuente: [7].

3.3. Materiales del hilo de sutura

Existen diferentes tipos de hilos para sutura definiéndose bajo algunas consideraciones como su origen: naturales o sintéticos, su número de hilos: de un solo hilo (monofilamento) o de múltiples hilos trenzados (multifilamento), y su tiempo de permanencia en los tejidos: absorbibles o no absorbibles [47], [48]. Las suturas absorbibles se utilizan para puntos sobre la mucosa, puntos subdérmicos o en tejido celular subcutáneo cuando las heridas son muy profundas, logrando una mejor aproximación de los tejidos, disminuyendo la tensión en los bordes de la piel y cerrando otros posibles espacios. Las suturas absorbibles también se utilizan para cerrar heridas en niños lactantes, preescolares y escolares evitando la remoción de los puntos, debido a la ansiedad y dolor que causa este procedimiento médico [49], [50]. Para suturar la piel, se utilizan suturas no absorbibles las cuales generan menos reacciones fisicoquímicas de los tejidos, pero necesitan ser retiradas en determinado tiempo de acuerdo a la región corporal donde se encuentren.

El calibre del hilo de sutura a emplear y su permanencia varían de acuerdo a la zona anatómica (ver tabla 3.1). Del mismo modo, los puntos deben ser retirados en el tiempo indicado, de lo contrario la herida puede abrirse o crear una epitelización sobre el hilo de la aguja dejando una marca permanente.

3.4. Aguja de sutura

Tal como se indica en [50], las agujas están diseñadas para guiar el hilo de sutura a través de los tejidos produciendo el menor daño, su selección está determinada por el tipo de tejido a suturar, la accesibilidad de la zona a intervenir y el grosor del hilo empleado.

Existen diversos tipos de agujas, según su forma se pueden clasificar en:

Estudio de las fuerzas de contacto e interacciones de un instrumento quirúrgico aplicado sobre un modelo de simulación de tejido

Rectas: se manejan con los dedos, permitiendo una precisión limitada, por lo que no son indicadas para su uso en cirugía menor, más bien, se emplean para cierres cutáneos de incisiones largas.

Región anatómica	Sutura cutánea	Sutura subcutánea	Tiempo de retiro de puntos (días)	
			Adultos	Niños
Cuero cabelludo	Grapas Seda 2.0	Vicryl® o Dexon® 3.0	7 - 9	6 - 8
Párpados	Monofilamento 6.0 Seda 6.0	-	3 - 5	3 - 5
Orejas	Monofilamento 4.0 - 5.0 Seda 4.0 - 5.0	-	4 - 5	3 - 5
Nariz	Monofilamento 4.0 Seda 4.0	Vicryl® o Dexon® 4.0	4 - 6	3 - 5
Labios	Monofilamento 4.0 Seda 4.0	Vicryl® o Dexon® 4.0	4 - 6	4 - 5
Frente, cuello y resto de cara	Monofilamento 4.0 - 5.0 Seda 4.0 - 5.0	Vicryl® o Dexon® 4.0	4 - 6	3 - 5
Tronco / abdomen	Monofilamento 3.0 - 4.0	Vicryl® o Dexon® 3.0	7 - 12	7 - 9
Espalda	Monofilamento 3.0 - 4.0	Vicryl® o Dexon® 3.0	12 - 14	11 - 13
Extremidad superior / mano	Monofilamento 4.0	Vicryl® o Dexon® 3.0	8 - 10	7 - 9
Pulpejo	Monofilamento 4.0	-	10 - 12	8 - 10
Extremidad inferior	Monofilamento 3.0 Grapas	Vicryl® o Dexon® 3.0	8 - 12	7 - 10
Pie	Monofilamento 4.0	Vicryl® o Dexon® 3.0	10 - 12	8 - 10
Pene	Monofilamento 4.0	Vicryl® o Dexon® 3.0	7 - 10	6 - 8

Tabla 3.1: Elección de hilos de sutura y tiempo para la retirada de puntos en piel. Fuente: [47].

Curvas: se manejan con portaagujas. La aguja se sujeta desde una zona ubicada entre el tercio medio y posterior de esta, permitiendo una mayor precisión y accesibilidad. Pueden tener diferentes arcos de circunferencia, siendo las agujas de 3/8 de circunferencia y de 1/2 circunferencia las más apropiadas en cirugía menor.

En la figura 3.2 se presentan diferentes tipos de aguja, agrupados según su forma.

Las agujas quirúrgicas también se pueden clasificar según su sección:

Triangular o cortante: poseen bordes cortantes. Permiten atravesar tejidos de significativa resistencia como la piel y el tejido subcutáneo, por lo que son de elección preferida para su uso en cirugía menor. Pueden ser de corte reverso (dos bordes cortantes a los lados y el tercero en la parte exterior de la curvatura) o de corte convencional (el tercer borde cortante está orientado hacia el interior de la aguja).

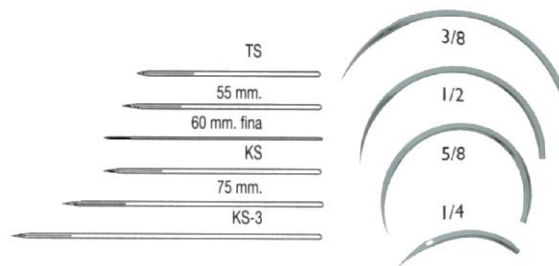


Figura 3.2: Agujas rectas y curvas. Fuente: [50].

Cónicas: su sección es redonda, afiladas progresivamente hasta la punta. Son útiles en tareas sobre tejidos muy blandos (aponeurosis o parénquimas), pero no son adecuadas para suturas cutáneas debido a la resistencia de la estructura biológica.

Espatuladas: son relativamente planas, tanto en la punta como en la base y los bordes cortantes angulados a los lados. Se usan principalmente en oftalmología y suturas viscerales.

En la figura 3.3 se presentan las agujas de sección cónica y triangular.



Figura 3.3: Agujas de sección cónica y triangular. Fuente: [50].

Las agujas quirúrgicas son fabricadas a partir de acero templado inoxidable de alta calidad y, generalmente, el hilo de sutura está ensamblado en la aguja con un diámetro similar que disminuye el traumatismo tisular [47], [49].

3.5. Movimientos de la aguja en sutura

Existe un procedimiento para sutura manual donde se logra establecer una trayectoria semicircular para aguja, las pautas se detallan a continuación listando algunos de los componentes más importantes en la realización de una sutura de calidad [51].

1. La aguja pica el tejido ortogonalmente. Cuando se inserta la aguja de manera que la punta esté orientada ortogonalmente hacia la superficie del tejido, se logra minimizar el estrés sobre el tejido.
2. El tirón entre el tejido y la aguja durante la sutura debe minimizarse. Minimizar la fuerza de interacción entre el tejido y la aguja reduce el estrés del tejido interno y, en consecuencia, reduce el traumatismo tisular adicional por la sutura.
3. La longitud de la aguja sujeta durante la sutura debe ser la adecuada, de manera que la aguja pueda volver a agarrarse con éxito. Dado que el soporte de la aguja no se puede insertar a través del tejido, debe haber un punto intermedio durante la sutura donde la pinza pueda sujetar la punta de la aguja.
4. La profundidad final de la aguja en el tejido es un componente importante de una sutura exitosa. La profundidad real está determinada por muchos factores, incluyendo tanto la herida que se cierra como el tamaño de la aguja.
5. La punta de la aguja solo debe tocar el tejido en el sitio de inserción, del mismo modo, la pinza para la aguja no debe producir tensión innecesaria en el tejido.

En la figura 3.4 se muestra la ubicación de la aguja antes de picar el tejido, donde A es la distancia inicial entre la punta de la aguja y el punto de inserción G, F es la ubicación por donde se espera que salga la aguja del tejido, y M es la ubicación de la herida a reparar. Idealmente, M se encuentra a mitad de camino entre G y F.

Es muy importante que la aguja sea reorientada después de penetrar en el tejido, de modo que salga por el punto correcto en el lado opuesto de la herida. Hay varias maneras para reorientar la aguja, una de ellas se denomina restricción holonómica, que consiste en utilizar un “punto estático” que permita el movimiento de la aguja sin deformar el tejido, minimizando su traumatismo general. Otro método de reorientación, denominado restricción no holonómica, consiste en desplazar la punta de la aguja de manera que solo se dirija hacia adelante, en dirección tangente, con el fin de evitar que la punta de la aguja desgarre el tejido lateralmente.

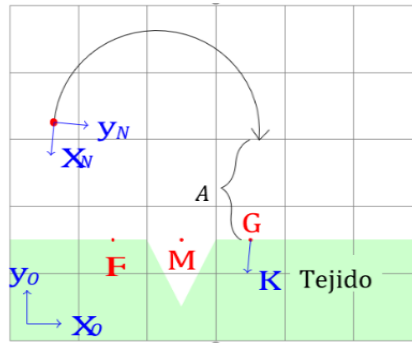


Figura 3.4: Posición de la aguja antes de la penetración en el tejido. Fuente: [51].

3.5.1. Movimiento holonómico

La rotación se calcula sobre el sitio donde la aguja penetra en el tejido, con el fin de evitar el estrés en el punto de penetración de la aguja. En la figura 3.5 se aprecia la posición inicial y final de la aguja, teniendo en cuenta que durante la reorientación el centro de la aguja C se mueve circularmente alrededor del punto G' , a una velocidad angular Ω_1 hasta llegar a C' . Simultáneamente, la aguja se encuentra girando alrededor de su centro C a una velocidad angular Ω_2 . La vista discontinua de la aguja indica su orientación después de completar la alineación.

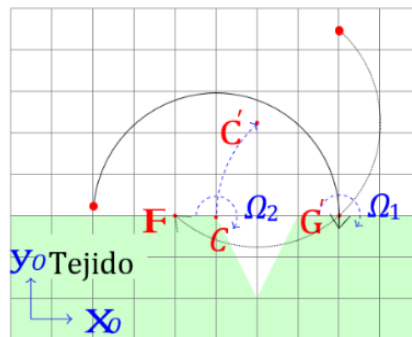


Figura 3.5: Trayectoria de movimiento holonómica. Fuente: [51].

3.5.2. Movimiento no holonómico

Aquí la aguja se conduce de manera que la velocidad en la punta sea tangente a la punta de la aguja, por lo cual la velocidad del centro de la aguja también debe ser tangente al vector de la punta. En la figura 3.6 se indica este movimiento, el vector V_c , está relacionado con el movimiento del centro de la aguja C hacia el centro de la aguja deseado C' . Puesto que V_c es paralelo a X_n no se apunta directamente al destino C' . La línea discontinua representa una posible posición de la aguja después de llegar al punto de salida F . La nueva posición de la aguja no pasa a través del punto G' , esto se debe al hecho de que el movimiento invariable de G' debe ser sacrificado con el fin de mantener la restricción del movimiento.

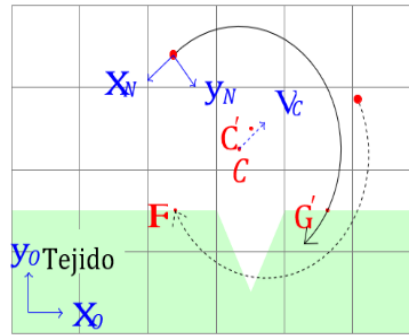


Figura 3.6: Trayectoria de movimiento no holonómica. Fuente: [51].

En la figura 3.7 se aprecia la posición de la aguja mientras se desplaza dentro del tejido para el movimiento holonómico, así como también para el movimiento no holonómico. La aguja está representada por secciones de color verde, amarillo y rojo, la parte verde corresponde a la porción de la aguja fuera del tejido, la parte amarilla indica el ingreso de la aguja al tejido y la porción roja indica la porción de la aguja que se encuentra dentro del tejido.

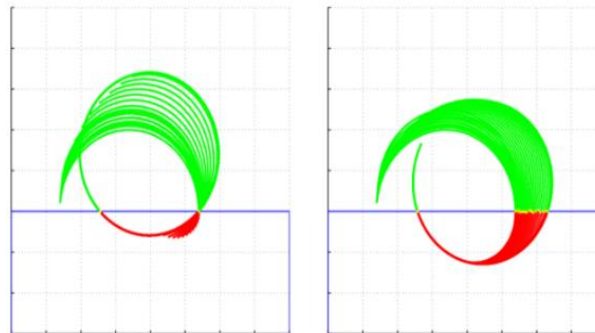


Figura 3.7: Posiciones de la aguja para movimiento holonómico (izquierda) y no holonómico (derecha). Fuente: [51].

Las dos reorientaciones tienen diferentes efectos generales sobre el tejido, en el movimiento holonómico la aguja barre un área pequeña y no existe área barrida sobre el punto de inserción de la aguja al tejido, en el movimiento no holonómico el estrés tisular producido por la punta de la aguja se minimiza, pero la aguja barre un área más grande y se inserta más profundamente.

3.6. Fuerzas de contacto en inserción de agujas

Como se mencionó anteriormente, Okamura *et al* [39] caracterizan las fuerzas de inserción de una aguja sobre tejido blando donde observaron que, cuando ocurre la punción existe un pico en la fuerza aplicada al tejido, seguido de algunas variaciones. Dichos cambios sucesivos en la fuerza son consecuencia de la fricción, las fuerzas de corte, la rigidez interna de las estructuras, las colisiones y perforaciones del tejido. El valor total de la fuerza de la aguja está definido por la

suma de tres diferentes fuerzas: la fuerza de rigidez, la fuerza de fricción y la fuerza de corte [52]:

$$F_{\text{aguja}}(x) = F_{\text{rigidez}}(x) + F_{\text{fricción}}(x) + F_{\text{corte}}(x) \quad (1)$$

En la figura 3.8 se presenta con detalle las fuerzas de inserción de la aguja sobre el tejido. Cuando la aguja toca la superficie del tejido empieza a experimentar una fuerza del tejido (el cual muestra un comportamiento mecánico similar a un resorte) especificada como fuerza de rigidez. La fuerza de rigidez se produce antes de que ocurra la punción mientras que la fuerza de fricción y la fuerza de corte se producen luego de esta punción principal. Cuando se efectúa la punción, la fuerza total disminuye rápidamente y la aguja se inserta dentro del tejido. Mientras se mueve por el interior del tejido, la aguja va cortando las estructuras que encuentra a su paso y, simultáneamente, experimenta la fuerza de fricción, estas fuerzas se denominan fuerza de corte y fuerza de fricción respectivamente.

La fuerza de corte incluye la deformación plástica derivada del corte del tejido, así como de la fuerza resultante de la rigidez tisular sobre la punta de la aguja. La fuerza de fricción también es una función de la rigidez interna del tejido y es generada principalmente a los lados del cuerpo de la aguja porque actúa en oposición al movimiento de la aguja en toda su longitud [42], [52], [53].

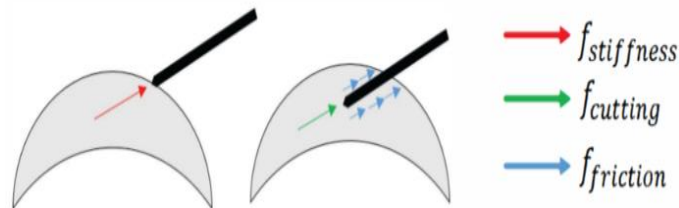


Figura 3.8: Componentes de la fuerza de inserción de una aguja. En rojo, fuerza de rigidez; verde, fuerza de corte, y azul, fuerza de fricción. Fuente: [42].

CAPÍTULO 4.

ESTRUCTURA DE LA PIEL, MODELO CONSTITUTIVOS Y MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS

Contenido del capítulo

4.1.	Estructura de la piel	27
4.2.	Caracterización de la piel y el músculo	29
4.3.	Modelos constitutivos	33
4.3.1.	Modelos fenomenológicos	33
4.3.2.	Modelos semiestructurales	36
4.3.3.	Modelos semiestructurales con fibras distribuidas.....	39
4.4.	Análisis por elementos finitos.....	42

Los modelos usados para representar el comportamiento mecánico de la piel deben tener en cuenta su estructura y composición. A continuación, se describen las principales capas, así como también se indican algunos estudios que buscan caracterizar la piel. Posteriormente, se presenta en resumen algunos modelos constitutivos para tejidos blandos.

4.1. Estructura de la piel

La piel es la capa más externa y el órgano superficial más grande del cuerpo, regula la temperatura y actúa como una barrera protectora primaria contra agentes externos como el calor, la luz, las infecciones y las lesiones. En los humanos, la piel representa hasta el 16% del peso corporal total de un adulto cubriendo una superficie de aproximadamente 1.6 m² [54]. Su estructura se puede descomponer en tres regiones principales, la epidermis, la dermis y la hipodermis [54]–[57].

En la figura 4.1 se aprecian las principales capas de la piel.

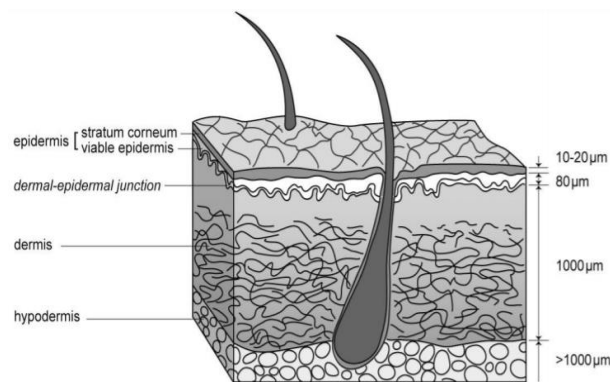


Figura 4.1: Representación de las diferentes capas de la piel. Fuente: [57].

La epidermis es la capa externa de la piel y posee una capa queratinizada resistente, su espesor varía dependiendo de su ubicación anatómica. La dermis es un tejido conectivo fibroelástico denso, más grueso que la epidermis, contiene células dérmicas llamadas fibroblastos, vasos sanguíneos, vasos linfáticos y terminaciones nerviosas. Adicionalmente, en la dermis se localizan las glándulas sebáceas y las glándulas sudoríparas. La hipodermis es la capa más profunda de la piel y se ubica contigua al músculo, el espesor de esta capa varía con la localización anatómica, edad, género, raza, estado nutricional y endocrino del organismo, siendo más gruesa en las mejillas, senos, caderas, nalgas, muslos, palmas de las manos y plantas de los pies, y es considerablemente delgada en los párpados, la nariz y los labios [54], [57].

Las medidas de las capas de la piel son variables, en consecuencia, el espesor total de la piel también es variable, tal como revela Lee y Hwang [58], el espesor de la piel varía desde 521 µm hasta 1977 µm, siendo los párpados, el prepucio y la piel inguinal las zonas anatómicas con pieles más delgadas, mientras que la piel ubicada

Estudio de las fuerzas de contacto e interacciones de un instrumento quirúrgico aplicado sobre un modelo de simulación de tejido

en la espalda es la más gruesa. De igual manera, Cunha *et al.* [59] encontraron que el grosor de la piel difiere significativamente entre hombres y mujeres, la piel de la mejilla, la espalda, el dorso de las manos, la parte posterior del muslo y la planta de los pies son más gruesas en los hombres que en las mujeres. Los autores también indican que falta claridad en la definición entre la hipodermis y el tejido celular subcutáneo, comentan que la hipodermis corresponde únicamente al tejido adiposo superficial, mas no al tejido adiposo profundo debido a diferencias en anatomía, histología y metabolismo. Simultáneamente, Lancerotto *et al.* [60] exponen que el tejido adiposo superficial y el tejido adiposo profundo son variables entre individuos. Para personas obesas, el espesor promedio del tejido adiposo superficial fue de 17.18 mm y de 18.50 mm para el tejido adiposo profundo, mientras que en individuos con peso normal dichos valores fueron de 3.66 mm y 3.14 mm respectivamente.

En la tabla 4.1 se presentan los valores de espesor de la piel encontrados para algunas zonas del cuerpo.

Región anatómica	Especímenes (n)	Epidermis (µm)	Dermis (µm)	E+D (µm)	E/(E+D) (%)
Frente	14	93.6 ± 22.3	788.2 ± 145.6	865.9 ± 136.8	10.6
Párpado	28	54.4 ± 9.6	469.2 ± 119.7	521.2 ± 115.8	7.5
Mejilla	28	98.2 ± 26.7	1076.6 ± 225.0	1141.1 ± 292.3	8.3
Barbilla	15	84.0 ± 23.3	763.9 ± 317.1	857.1 ± 247.8	9.9
Cuello	14	91.1 ± 21.8	1318.2 ± 364.2	1408.0 ± 362.1	6.4
Axila	12	70.6 ± 24.7	940.3 ± 176.2	1011.1 ± 178.1	6.9
Abdomen	29	79.4 ± 33.9	1248.4 ± 262.5	1331.6 ± 254.2	6.0
Espalda	23	76.8 ± 25.9	1941.6 ± 321.1	1976.9 ± 395.1	3.7
Nalga	14	137.7 ± 54.5	1585.5 ± 536.3	1721.4 ± 555.1	7.9
Pene	11	31.2 ± 5.7	514.8 ± 145.0	546.0 ± 141.9	5.7
Brazo (frente)	11	69.2 ± 21.9	943.4 ± 235.6	1012.6 ± 233.3	6.8
Brazo (dorso)	14	83.5 ± 36.2	1030.4 ± 327.8	1171.8 ± 379.3	7.4
Frente del antebrazo	17	74.1 ± 25.4	1020.4 ± 208.5	1133.1 ± 214.7	6.7
Dorso del antebrazo	8	102.1 ± 34.0	1077.4 ± 161.5	1182.0 ± 165.0	8.7
Dorso de la mano	12	189.2 ± 63.1	932.9 ± 121.9	1065.0 ± 130.4	16.8
Palma	11	600.9 ± 96.8	745.6 ± 163.5	1349.4 ± 189.5	44.6
Muslo (Anterior)	17	87.4 ± 27.7	1058.1 ± 147.6	1144.0 ± 156.2	8.2
Muslo (lateral)	18	94.8 ± 23.6	1217.6 ± 318.3	1331.9 ± 333.5	7.2
Muslo (posterior)	14	102.3 ± 48.6	1006.5 ± 219.7	1118.5 ± 178.1	9.2

Pierna (anterior)	20	91.2 ± 25.8	921.5 ± 194.3	1016.0 ± 219.8	9.0
Pierna (lateral)	22	109.2 ± 18.3	1013.4 ± 307.2	1122.8 ± 208.4	9.7
Pierna (posterior)	15	129.6 ± 44.1	981.6 ± 148.2	1052.4 ± 261.3	11.6
Pie (dorso)	13	163.1 ± 18.6	1001.1 ± 259.2	1164.4 ± 280.9	14.0

Tabla 4.1: Espesor de la piel para algunas partes del cuerpo. Fuente: [58].

4.2. Caracterización de la piel y el músculo

Las propiedades mecánicas de la piel se han investigado usando diferentes técnicas experimentales in vivo y ex vivo, incluyendo técnicas invasivas y no invasivas tales como la extensometría, la torsión, la succión y la indentación. Los resultados obtenidos varían ampliamente en sus parámetros debido a la falta de estandarización de las pruebas (ver tabla 4.2). En general, las pruebas de indentación se han utilizado por su relativa simplicidad y numerosas investigaciones en experimentos a nivel mundial [55], [61].

Autor	Año	Especie - región	Tipo de experimento	Módulo de tangente E (MPa)	Falla por deformación	Falla por tensión (MPa)
Jansen and Rottier [62]	1958	Humano - Abdomen	Tensión uniaxial ex vivo	2.9 - 54.0	0.17 - 2.07	1 - 24
Stark et al. [63]	1977	Humano - Espalda	Tensión uniaxial in vivo y ex vivo	0.26 - 0.83	0.16 - 0.52	No aplica.
Vogel and Hilgner [64]	1979	Rata – Dorso de la piel	Tensión uniaxial ex vivo	35.2 - 36.9	0.63 - 0.86	10.6
Agache et al. [65]	1980	Humano - Espalda	Torsión in vivo	0.42 - 0.85	No aplica.	No aplica.
Dunn and Silver [66]	1983	Humano - Abdomen y Tórax	Tensión uniaxial ex vivo	0.1 - 18.8	1.0	7
Vogel [67]	1987	Humano – No registrado	Tensión uniaxial ex vivo	15 - 150	0.3 - 1.15	5 - 32
Haut [68]	1989	Rata – Dorso de la piel	Test de tensión dinámica ex vivo	4.4 - 11.1	0.52 - 1.25	1.2 - 3.2
Shadwick et al. [69]	1992	Rinoceronte - Espalda y flancos	Tensión uniaxial ex vivo	107.8 - 237.3	0.24 - 0.33	14.5 - 30.5
Diridollou et al. [70]	1998	Humano – Frente y brazos	Succión in vivo	0.12 - 0.25	No aplica.	No aplica.
Ankersen et al.	1999	Cerdo –	Tensión	No reportado.	0.49 +/- 0.28	14.5 +/- 7.0

Estudio de las fuerzas de contacto e interacciones de un instrumento quirúrgico aplicado sobre un modelo de simulación de tejido

[71]		Espalda y Abdomen	uniaxial ex vivo			
Hendriks et al. [72]	2003	Humano - Frente	Succión in vivo	0.056 +/- 0.021	No aplica.	No aplica.
Khatyr et al. [73]	2004	Humano - Tibia	Tensión uniaxial in vivo	0.13 - 0.66	No aplica.	No aplica.
Ventre et al. [74]	2006	Bovino - Espalda	Tensión uniaxial ex vivo	50.11 +/- 7.47	0.59 +/- 0.06	16.80 +/- 1.95
Jacquemoud et al. [75]	2007	Humano - Frente y brazos	Tensión uniaxial ex vivo	19.5 - 87.1	0.27 - 0.59	5.7 - 12.6
Jachowickz et al. [76]	2007	Humano - Cara y brazos	Indentación in vivo	0.007 - 0.033	No aplica.	No aplica.
Pailler-Mattei et al. [77]	2008	Humano - Brazo	Indentación in vivo	0.0045 - 0.008	No aplica.	No aplica.
Zhou et al. [78]	2010	Cerdo - Abdomen	Tensión uniaxial ex vivo	0.9 - 4.2	1.23 - 1.26	0.25 - 1.0
Lim et al. [79]	2011	Cerdo - Espalda y Abdomen	Test de tensión dinámica ex vivo	No reportado.	0.16 - 0.30	0.1 - 0.8
Wong et al. [80]	2012	Cerdo - Párpados, Espalda, Abdomen, and pecho	Tensión uniaxial ex vivo	0.121 - 0.532	No reportado.	No reportado.
Ni Annaidh et al. [81]	2012	Humano - Espalda	Tensión uniaxial ex vivo	83.3 +/- 34.9	0.54 +/- 0.17	21.6 +/- 8.4
Gallagher et al. [82]	2012	Humano - Espalda	Tensión uniaxial ex vivo	146 - 171	0.37 - 0.55	30 - 37
Sherman et al. [83]	2016	Conejo - Espalda y vientre	Tensión uniaxial ex vivo	11.5 - 40.4	0.74 - 1.33	4.52 - 16.75

Tabla 4.2: Módulos de tangente, fallas por deformación y fallas por tensión encontrados para diferentes especies y experimentos. Fuente: [55].

Las propiedades mecánicas de la piel dependen de muchos indicadores siendo los parámetros más importantes: el tipo de piel, el espesor de cada capa y la región anatómica del cuerpo. Además, tales propiedades varían de un punto a otro, condición definida como anisotropía. Las propiedades anisotrópicas de la piel varían en dirección de la carga aplicada, debido a la tensión natural direccional la cual es la responsable de la existencia de las líneas de Langer en la piel humana, dichas líneas indican la dirección donde la piel es más resistente [55], [61], [84].

En la figura 4.2 se presentan las líneas de Langer para las extremidades superiores.

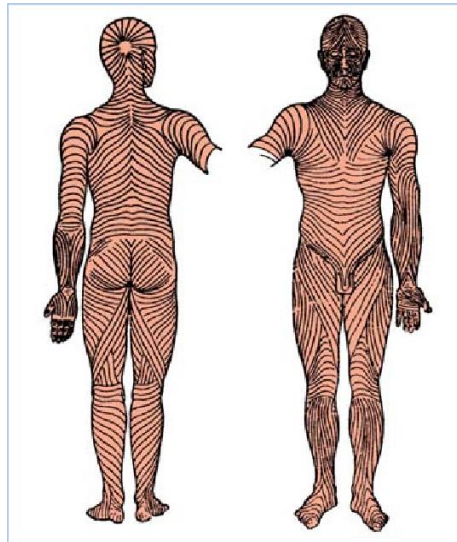


Figura 4.2: Líneas de Langer. Fuente: [85].

Otro tipo de comportamiento de la piel es el causado por la viscoelasticidad denominado comportamiento viscoelástico, donde el material puede tener velocidades de deformación diferentes de cero y continuar deformándose incluso en ausencia de fuerzas. Las propiedades viscoelásticas se rigen generalmente por la naturaleza de la matriz extracelular, la resistencia de las fibras de colágeno y de elastina son las que generan este comportamiento en la dermis. Cuando se estira y se mantiene a un nivel de tensión constante, el estrés dentro del material de la piel decae con el tiempo. Karimi *et al.* [86] estudiaron la respuesta de relajación de la piel de rata en la espalda y el abdomen, manteniendo una tensión uniaxial del 40 % después de preparar y preacondicionar la muestra (carga inicial igual a 50 N) durante 2 minutos. Los resultados mostraron que el pico de estrés en los tejidos de la piel del abdomen es mayor que en los de la espalda. Además, tanto los tejidos de la piel de la espalda como del abdomen alcanzaron un equilibrio de estrés luego de 100 segundos, lo que indica que el comportamiento mecánico viscoelástico para la piel es dependiente del tiempo. En la figura 4.3 se muestran las respuestas de la piel de rata.

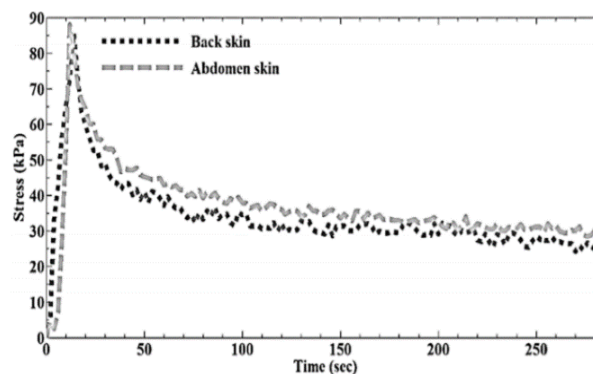


Figura 4.3: Respuesta de la piel abdominal y de la espalda de la rata. Fuente: [86].

Por otra parte, la edad es un factor que afecta la rigidez de la piel humana. La pérdida de elasticidad es atribuida al deshilado y fragmentación de las fibras elásticas a edad avanzada, así como la pendiente promedio de la curva tensión-deformación disminuye a través de la maduración, alcanzando un mínimo entre los 15 y 25 años, luego aumenta a medida que avanza la edad. Del mismo modo, el tiempo de relajación progresivo disminuye linealmente con la edad [56].

En la figura 4.4 se presentan las curvas de comportamiento para tejidos jóvenes y de mayor edad, así como las constantes del tiempo de relajación según la edad.

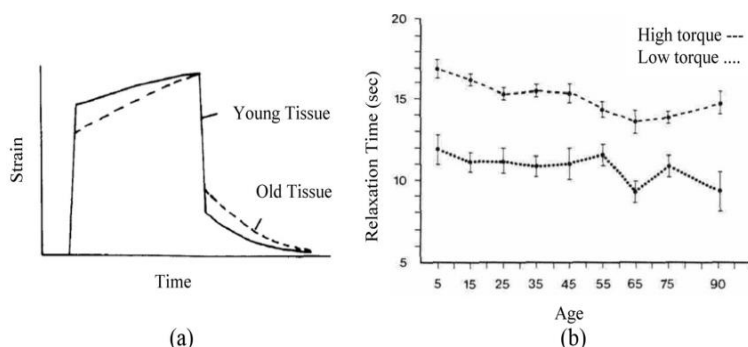


Figura 4.4: Comportamiento viscoelástico típico de tejidos blandos jóvenes y maduros (a), y constantes de tiempo de relajación en función de la edad para un par elevado y un par bajo (b). Fuente: [56].

En su revisión literaria, Joodaki y Panzer [56], también encontraron que la respuesta mecánica del tejido de la piel es altamente no lineal debido a la composición de sus componentes microestructurales y se puede definir la curva de estrés-deformación en tres fases. Fase I: tensión uniaxial baja, la piel es relativamente suave y gran parte de la respuesta estructural se lleva sobre los componentes de elastina, debido a que las fibras de colágeno están flojas y no soportan carga alguna. Fase II: la piel se estira a niveles de tensión más altos que los presentados en la fase anterior, la rigidez del material aumenta rápidamente a medida que las fibras de colágeno se agrupan, se enderezan y comienzan a transportar la mayor parte de la carga. Fase III: todas las fibras de colágeno se encuentran alineadas y el sistema tiene su mayor rigidez. Al comparar los resultados de las pruebas de cargas altas sobre la piel, se demuestra que el colágeno es la estructura de soporte principal en la región lineal de la curva de tensión-deformación.

En la figura 4.5 se presentan las fases de la curva de estrés-deformación.

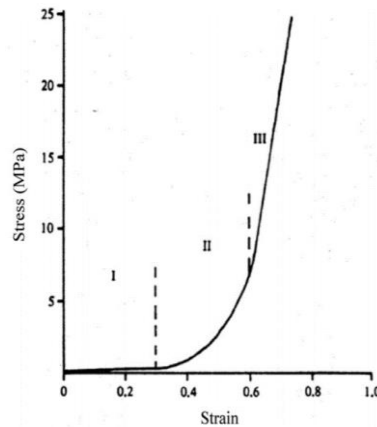


Figura 4.5: Curva de estrés-deformación para la piel. Fuente: [56].

En conclusión, la piel es un material anisotrópico, no lineal, viscoelástico, tisular y específico del sujeto, que produce resultados experimentales muy variables. Respecto al módulo de Young, es una medida de elasticidad lineal no apropiada para un material no lineal como la piel [55]. Es importante mencionar que, el músculo esquelético es uno de los tejidos más abundantes en el cuerpo humano. Los tendones y tejidos conectivos dentro y alrededor del vientre muscular también son estructuras viscoelásticas al igual que la piel, la interacción de los componentes conectivos y elementos contráctiles determinan la curva longitud-tensión elástica del músculo y es por ello que el músculo presenta un comportamiento complejo por ser un material anisotrópico, no lineal, incompresible e hiperelástico [87].

4.3. Modelos constitutivos

Existe una gran variedad de modelos que intentan reproducir el comportamiento mecánico de la piel, algunos estudios modelan a la piel como un **material monocapa** que advierten las propiedades efectivas de la piel sin diferenciar las propiedades mecánicas de cada capa que la constituye, mientras que otros estudios tienen en cuenta la formulación **multicapa** que prestan atención, fundamentalmente, a las propiedades mecánicas de la dermis y la epidermis [56]. En [55] se listan los principales modelos desarrollados a lo largo de los años para probar las propiedades elásticas, viscoelásticas y disipativas no lineales de la piel. Estos modelos se rigen por leyes constitutivas macroscópicas y formulaciones de base estructural, dichos modelos se describen a continuación.

4.3.1. Modelos fenomenológicos

La respuesta se basa en observaciones empíricas donde existe una ligera aproximación al comportamiento del tejido, algunos ejemplos son el modelo de Ogden, el modelo de Fung o el modelo de Mooney-Rivlin que define la función de densidad de energía de deformación W mediante la siguiente expresión:

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (2)$$

Donde C_1 y C_2 son las propiedades constantes del material, I_1 e I_2 corresponden a la primera y la segunda invariante del tensor de deformación de Cauchy-Green. Si C_2 es igual a 0, el modelo es equivalente al modelo neo-hookeano.

La formulación presentada en (2) es de tipo isotrópica y por ende no logra capturar la anisotropía del tejido, produciendo inconsistencias en los resultados, dando lugar a interpretaciones ambiguas y, por lo anterior, no son recomendados para representar el complejo comportamiento de la piel. Sin embargo, se pueden encontrar leyes constitutivas hiperelásticas para la representación del comportamiento elástico no lineal con base en modelos semiestructurales como:

Modelo QLV

Este modelo describe la relación tensión-deformación de materiales biológicos blandos mediante la descomposición lineal de tensiones en una parte elástica y otra dependiente de los eventos pasados [54], la respuesta al estrés dependiente del tiempo $\sigma(t)$ está definida en forma integral como:

$$\sigma(t) = \int_{-\infty}^t g(t - \tau) \frac{\partial \sigma_{el}(\tau)}{\partial t} d\tau \quad (3)$$

Donde $g(t)$ es la función de relajación reducida y σ_{el} es la tensión nominal elástica instantánea. La tensión elástica puede ser cualquier función no lineal elegida para describir la deformación del tejido. La expresión (3) contiene un componente dependiente de los eventos pasados a través de la integral de tiempo y es esencialmente una convolución entre la relajación reducida $g(t)$ y la derivada en el tiempo del componente elástico de la tensión $\sigma(\tau)$. Se pueden encontrar diferentes formas para representar $g(t)$, incluidas las series de Prony, las funciones exponenciales, las funciones logarítmicas y las funciones de ley de potencias.

El método/serie de Prony se usa para descomponer una señal mediante M exponenciales complejas y muestrea regularmente una función F de la siguiente forma:

$$F_n = \sum_{m=1}^M B_m e^{\lambda_m t} \quad (4)$$

Donde B_m es la componente de amplitud de la serie y λ los valores propios.

Frecuentemente, las funciones de relajación reducidas son representadas aplicando la formulación del método de Prony de la siguiente manera:

$$g(t) = g_\infty + \sum_{i=1}^N g_i e^{-t/\tau_i} \quad (5)$$

Donde τ_i corresponde a los tiempos de relajación, g_i representa los coeficientes del módulo y g_∞ el módulo a largo plazo.

El modelo QLV generalmente ofrece una buena flexibilidad con una cantidad ajustable de parámetros descriptivos, pero una aparente limitación del enfoque QLV es que, la forma integral captura todo el historial de deformaciones sin enfatizar los eventos recientes, una consideración muy importante para altas velocidades de deformación [55].

Modelo Viscoelástico diferencial

Este modelo se usa cuando las deformaciones recientes tienen mayor influencia en el estado de tensión que las que ocurren en el pasado lejano. Para un material viscoelástico sujeto a disipación de energía, su comportamiento mecánico puede definirse mediante el segundo tensor de Piola-Kirchhoff S , de la siguiente manera:

$$S = 2\rho_0 \frac{\partial W_e}{\partial C} + 2 \frac{\partial W_v}{\partial \dot{C}} \quad (6)$$

Donde W_e denota el potencial elástico, W_v el potencial viscoelástico, C el tensor de deformación de Cauchy-Green, \dot{C} su primera derivada en el tiempo, y ρ_0 la densidad inicial del material. La formulación detallada (6) permite el modelado de materiales viscoelásticos no lineales mediante la introducción de potenciales elásticos y viscoelásticos adecuados.

Modelo de Volokh

Este modelo describe el comportamiento mecánico de materiales anisotrópicos blandos inducido por daños en su estructura mediante la introducción de limitadores de energía. Cuando se presenta una falla en el material, la tensión global disminuye y el comportamiento ya no puede seguir la función de energía de deformación del material intacto. La función para la energía de deformación ψ se sugiere de la siguiente manera:

$$\psi(\phi, m, W) = \frac{\phi}{m} \left[\Gamma\left(\frac{1}{m}, 0\right) - \Gamma\left(\frac{1}{m}, \frac{W^m}{\phi^m}\right) \right] \quad (7)$$

Donde ϕ es el limitador de energía, m describe la nitidez de la transición de falla, W es la función de energía de deformación del material intacto, y Γ es la función gamma superior incompleta ($\Gamma(s, x) = \int_x^\infty t^{s-1} e^{-t} dt$). Es de notar que si $\phi = \infty$, entonces $\psi = W^m$, que corresponde a un material sin fallos, de lo contrario la energía siempre está limitada por el valor de ϕ . Si se tiene buena información sobre la anisotropía del material, el modelo reproduce satisfactoriamente el comportamiento de ablandamiento a alta deformación con un número relativamente bajo de parámetros adicionales.

4.3.2. Modelos semiestructurales

Este tipo de modelos tiene en cuenta la constitución del material para incluir su comportamiento mecánico e interacciones relativas. En el caso de la piel, se pueden atribuir algunas características de constituyentes específicos, como direcciones preferidas de la anisotropía que representan la alineación de algunas fibras en el tejido. Debido a su nivel de complejidad, se pueden introducir mayores parámetros que estén asociados con componentes específicos o procesos físicos dentro del tejido, requiriendo un conocimiento previo de la estructura de la piel. Dentro de los modelos semiestructurales tenemos:

Modelo de Arruda-Boyce

Este modelo, también conocido como modelo de ocho cadenas, se introdujo inicialmente para reproducir el comportamiento de elastómeros similares al caucho a altos niveles de deformación, basándose en el cambio de entropía al estirar las macromoléculas. La formulación isotrópica se basa en un elemento de volumen representativo (RVE) cúbico que consta de ocho cadenas articuladas libremente. La longitud inicial de cada cadena se puede describir mediante un recorrido aleatorio con $r_0 = l\sqrt{N}$, donde N indica el número de segmentos de la cadena y l su longitud. La longitud de una cadena completamente extendida r_L viene dada por $r_L = Nl$, por lo que un tramo de la elongación de bloqueo λ_{lock} se puede definir como:

$$\lambda_{lock} = \frac{r_L}{r_0} = \sqrt{N} \quad (8)$$

En este modelo la función de densidad de energía para una sola cadena, con la hipótesis de incompresibilidad material, es la siguiente:

$$W(\lambda_{chain}) = n k_B \theta \left[\lambda_{lock} \lambda_{chain} \beta - \lambda_{lock}^2 \ln \left(\frac{\sinh \beta}{\beta} \right) \right] \quad (9)$$

Donde n es la densidad de la cadena, k_B la constante de Boltzmann, θ la temperatura absoluta, λ_{chain} la elongación de una cadena simple y β es la inversa de la función de Langevin: $\beta = \mathcal{L}^{-1} \left(\frac{\lambda_{chain}}{\lambda_{lock}} \right)$, y $\mathcal{L}(\beta) = \coth \beta - \frac{1}{\beta}$.

El modelo Arruda-Boyce solo requiere la identificación de dos parámetros: la densidad de la cadena n y el número de segmentos por cadena N , que pueden agregar significado físico a la descripción. Este modelo es una forma simple pero eficiente de representar un material fibroso, donde algunos aspectos físicos se pueden integrar relacionando la deformación de la cadena con el proceso de enderezamiento de las fibras de colágeno en la dermis. Sin embargo, puede resultar difícil interpretar físicamente la naturaleza de los puntos de unión de las cadenas en el centro y en las esquinas del RVE.

Modelos de Maxwell generalizados

Estos modelos consisten en una disposición en serie o en paralelo de componentes viscosos y elásticos que generalmente imitan la disposición a microescala de los componentes dentro del material (ver figura 4.6). Existen tres representaciones comunes para este tipo de modelos, los modelos Maxwell, Kelvin-Voigt y Standard, aunque también se pueden formar otros modelos ensamblando, en serie o en paralelo algunas representaciones. El modelo de Maxwell generalizado se puede definir como:

$$M(t) = \begin{cases} 0 & \text{para } t = 0 \\ M_\infty + \sum_{k=1}^n M_k e^{-t/\tau_k} & \text{para } t \geq 0 \end{cases} \quad (10)$$

Donde M es el módulo de corte efectivo y M_∞ el módulo de corte efectivo a largo plazo.

En la figura 4.6 se representa la distribución de los componentes viscosos y elásticos para el modelo de Maxwell generalizado.

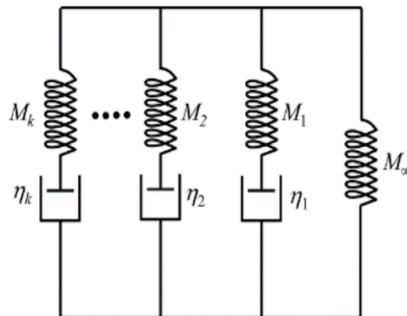


Figura 4.6: Esquema del modelo de Maxwell generalizado. Fuente: [61].

Modelo shear-lag

Este tipo de modelo tiene en consideración el desplazamiento relativo entre fibras durante la deformación, se define una celda unitaria representativa que consta de dos fibrillas elásticas discontinuas incrustadas en una matriz viscosa. Al aplicar una carga de tracción en los bordes de la celda, las dos fibrillas se mueven en direcciones opuestas generando cizallamiento en la interfaz de la matriz. En la figura 4.7 se presenta la configuración de las fibras y el efecto de aplicar una carga de tracción transferida a la matriz mediante un esfuerzo cortante. Una carga de tracción es aplicada en dirección x , (+P para la fibra 1 y -P para la fibra 2) y puesto que cada fibra tiene una longitud inicial L , la longitud de la celda unitaria será $L/2$, con radio r . Las fibras deben ser mucho más rígidas que la matriz viscoelástica con el fin de que las tensiones de cada fibra σ_i puedan equilibrarse con esfuerzos cortantes circunferenciales τ , de la siguiente manera:

$$\frac{\partial \sigma_1(x, t)}{\partial x} = -\frac{\partial \sigma_2(x, t)}{\partial x} = \frac{2\tau(x, t)}{r} \quad (11)$$

Adicionalmente, el equilibrio de fuerzas en la celda unitaria produce la siguiente relación:

$$P(x, t) = \pi r^2 (\sigma_1(x, t) + \sigma_2(x, t)) \quad (12)$$

Los esfuerzos cortantes conducen a un deslizamiento relativo δ entre la fibra 1 y la fibra 2, definido como:

$$\delta(x, t) = u_1(x, t) - u_2(x, t) \quad (13)$$

Donde u representa el deslizamiento de una fibra.

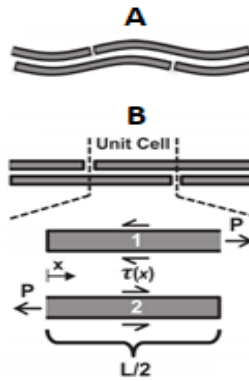


Figura 4.7: Representación del modelo *shear-lag*. Configuración inicial de fibras rizadas (A), soportan cargas solo cuando están completamente enderezadas (B). Fuente: [55].

La relación constitutiva en cada fibra está dada por:

$$\sigma_i(x, t) = E_f \frac{\partial u_i(x, t)}{\partial x} \quad (14)$$

Donde E_f es el módulo de Young de las fibras.

Las ecuaciones (12), (13) y (14) se pueden reorganizar, de forma que:

$$\sigma_1(x, t) = \frac{E_f \partial \delta(x, t)}{2 \partial x} + \frac{P(x, t)}{2\pi r^2} \quad (15)$$

$$\sigma_2(x, t) = -\frac{E_f \partial \delta(x, t)}{2 \partial x} + \frac{P(x, t)}{2\pi r^2}$$

Por último, la deformación por cizallamiento de la matriz interfibrilar $\gamma(x, t)$ se expresa como:

$$\gamma(x, t) = \frac{\partial(x, t)}{h} \quad (16)$$

Donde h es el espaciado vertical entre las fibras.

Reordenando las ecuaciones (11), (15) y (16), se obtiene:

$$\frac{rhE_f \partial^2 \gamma(x, t)}{4 \partial x^2} = \tau(\gamma) \quad (17)$$

Entonces, la evolución de γ depende de la ley constitutiva entre el esfuerzo cortante τ y la deformación por cizallamiento γ .

4.3.3. Modelos semiestructurales con fibras distribuidas

En estos modelos la red fibrosa de los tejidos biológicos se representa mediante una familia de fibras con orientaciones distribuidas, incrustadas en una matriz isotrópica. Se debe tener en cuenta que, se pueden obtener representaciones más completas del comportamiento de la piel acoplando diferentes modelos constitutivos de elasticidad no lineal, con incorporación de viscoelasticidad y comportamiento disipativo.

Modelo de Weiss-Groves

Este modelo propuesto para la descripción de ligamentos intentando explicar el proceso de desgarro de las fibras de colágeno, considera tres familias de fibras con distintas orientaciones y la función de energía de deformación W_{Weiss} se representa por un modelo de Veronda-Westmann W_{VW} , al mismo tiempo incorpora un componente volumétrico W_{vol} y el aporte de las fibras W_{fiber} , obteniendo:

$$W_{Weiss} = W_{VW}(I_1, I_2) + W_{vol}(J) + \sum_{i=1}^3 W_{fiber}(\lambda_i) \quad (18)$$

Donde λ_i simboliza la elongación de la fibra.

Teniendo en cuenta que,

$$W_{VW}(I_1, I_2) = C_1(e^{C_2(I_1-3)} - 1) - \frac{C_1 C_2}{2}(I_2 - 3) \quad (19)$$
$$W_{vol}(J) = \frac{k}{2}(\ln J)^2$$

El modelo Weiss-Groves requiere inicialmente de la identificación de quince parámetros, que se pueden reducir a seis si las tres familias de fibras comparten las mismas propiedades [55].

Modelo de Lanir

Este modelo tiene en cuenta la contribución de la elastina en la deformación total del tejido y se basa en un elemento de volumen representativo (RVE). Este RVE consiste de una sustancia isotrópica modelada por una función neohookeana, incluyendo una fracción de colágeno ϕ_c y otra de elastina ϕ_e . A este modelo se le asocia la energía de deformación W_{Lanir} a través de la siguiente expresión.

$$W_{Lanir} = (1 - \phi_c - \phi_e) \frac{\mu}{2} (I_1 - 3) + \phi_c W_c(\lambda) + \phi_e W_e(\lambda) \quad (20)$$

Las fibras de colágeno son onduladas y presentan un comportamiento elástico lineal unidimensional cuando se despliegan. Además, se doblan bajo cargas de compresión y no se requiere carga para enderezarlas completamente (la tensión en las fibras se considera de tipo uniaxial). Con relación al colágeno, el tramo de bloqueo x también sigue una función de distribución de probabilidad denominada $D_c(x)$, implicando que no todas las fibras siguen la misma geometría y curvatura, por ende, se requiere un estiramiento diferente para enderezarlas por completo. La función de densidad de energía para un tipo de fibra dado se define mediante la integración de la energía elástica sobre las distribuciones angulares y de bloqueo. Así:

$$W_c(\lambda) = \int_0^\pi R_c(\theta) \int_1^{\lambda(\theta)} D_c(x) \frac{K_c}{2} \left(\frac{\lambda(\theta)}{x} - 1 \right)^2 dx d\theta \quad (21)$$
$$W_e(\lambda) = \int_0^\pi R_e(\theta) \frac{K_e}{2} (\lambda(\theta) - 1)^2 d\theta$$

Donde R es la distribución estadística de la fibra, K la rigidez y $\lambda(\theta)$ la elongación de la fibra. De acuerdo a la ecuación (21) se debe utilizar integración numérica en el modelo de Lanir.

En resumen, existen diversos modelos fenomenológicos que incluyen parámetros empíricos y que tienen significado físico limitado. Los modelos semiestructurales tienen en cuenta los elementos estructurales y su comportamiento mecánico respectivo. También existen modelos semiestructurales con fibras distribuidas que tienen en cuenta los elementos estructurales e incluyen su respectivo comportamiento mecánico (distribuido por medio de familias de fibras). De acuerdo a la revisión literaria se ha encontrado que los modelos fenomenológicos de elasticidad no lineal no se siguen utilizando en la mayoría de los casos debido a la incapacidad para capturar la anisotropía tisular [55].

En la figura 4.8 se recopila la información asociada a los diferentes modelos usados para representar la elasticidad no lineal, la viscoelasticidad y el comportamiento disipativo de la piel.

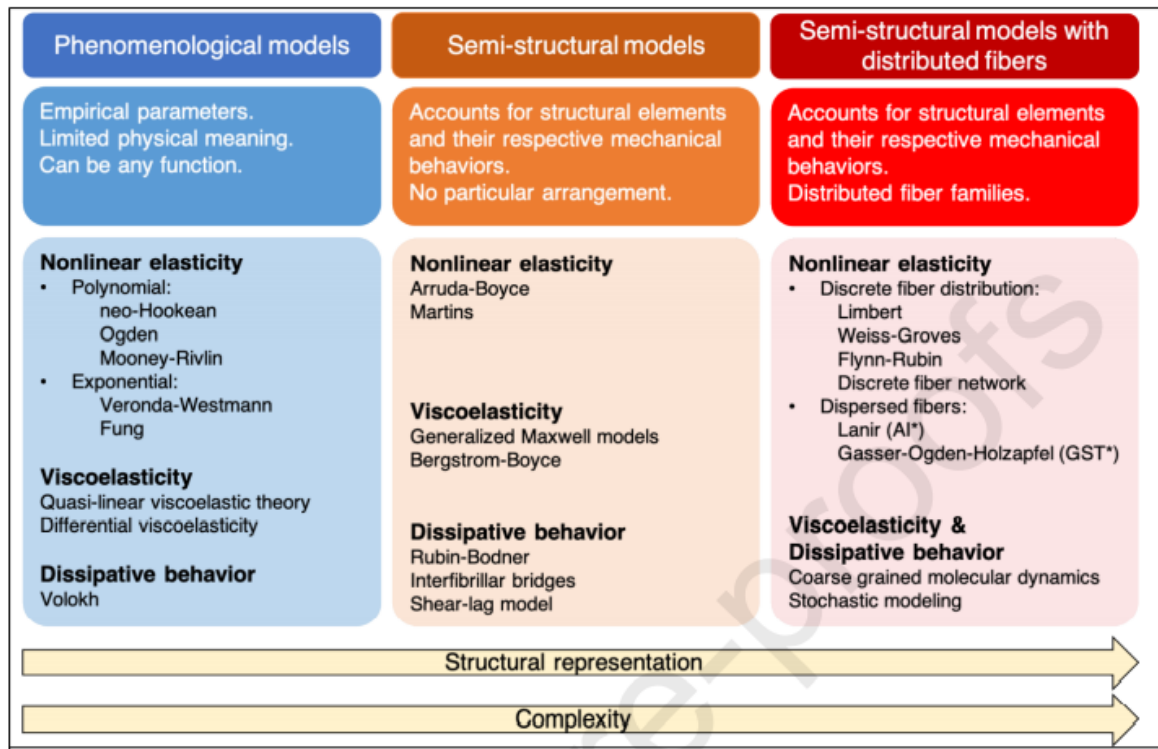


Figura 4.8: Resumen de los modelos constitutivos que se utilizan para representar el comportamiento mecánico de la piel. Fuente: [55].

De acuerdo a la figura 4.8 se han clasificado los modelos constitutivos en tres categorías: en modelos fenomenológicos, en semiestructurales y en semiestructurales con fibras distribuidas.

Es de tener en cuenta que, las simulaciones a realizar en este trabajo deben incluir una capa de tejido muscular con el fin de que la simulación tenga mayor realismo, por ello, se ha realizado la revisión bibliográfica sobre los modelos asociados al comportamiento para este tipo de tejidos. Como se mencionó anteriormente, las propiedades mecánicas del músculo también presentan un comportamiento anisotrópico, no lineal y viscoelástico similar al expuesto para la piel. Varios autores coinciden en que la estimación del módulo de Young, para el tejido muscular, se encuentra alrededor de los 100 KPa [28], [88], [89].

Gahagnon *et al.* [90] simularon el tejido muscular del antebrazo de 5 mm de espesor con un módulo elástico de 2,000 KPa, un coeficiente de Poisson de 0.4 y densidad igual a 1,200 kg/m³. Los resultados de este estudio muestran la efectividad de las pruebas elastográficas para describir y cuantificar el comportamiento anisotrópico de la piel del antebrazo in vivo. Otros estudios como el realizado por Su *et al.* [28] simulan el comportamiento viscoso del antebrazo usando una función de estrés-relajación definida mediante las series de Prony y asumen los siguientes parámetros: $g_1 = 0.549$ y $\tau_1 = 6.01$ s. Los resultados de este equipo muestran que la simulación por elementos finitos presenta algunas discrepancias con los datos experimentales siendo la principal causa de esta variación la diferencia en las

propiedades viscoelásticas entre el modelo de material y el tejido blando real. Por consiguiente, la precisión de los modelos por elementos finitos depende no solo de la calidad de la geometría del modelo, sino también de la biofidelidad de las propiedades asignadas al material.

4.4. Análisis por elementos finitos

En biomecánica computacional, el análisis por elementos finitos (FEA, siglas en inglés de *Finite Element Analysis*) es cada vez más popular entre los investigadores debido a su capacidad para representar el comportamiento biomecánico de las estructuras anatómicas. Este tipo de análisis es especialmente útil donde los enfoques experimentales no están disponibles (porque es muy difícil realizar test de compresión de tejido cerebral). A continuación, se presentan algunos de los *software* más utilizados en simulación por elementos finitos.

El análisis por elementos finitos es una técnica que actúa dividiendo una estructura en un número finito (normalmente miles o millones) de elementos discretos con propiedades geométricas conocidas, normalmente se usan como elementos los triángulos, tetraedros y cubos. Si la geometría es simple, la deformación unitaria y el estrés en el material se pueden resolver aplicando soluciones analíticas. Cuando se utilizan geometrías complejas (como las observadas en la mayoría de los casos biológicos) puede ser difícil o incluso imposible calcular la deformación y el estrés en el material, por lo tanto, FEA ofrece un enfoque alternativo aproximando la solución a través de la subdivisión de geometrías complejas en múltiples elementos finitos de geometría más simple [91].

En general, después de aplicar algunas condiciones de carga a la estructura que se desea analizar, la tensión y deformación unitaria producida por estas cargas se calculan en cada uno de estos pequeños elementos y los resultados se expresan utilizando mapas de color (mostrando los diferentes niveles de estrés). Por ejemplo, en la figura 4.9 se muestra un mapa de color que asocia los resultados de estrés a un análisis de diferentes mandíbulas de armadillo con la finalidad de caracterizar su comportamiento biomecánico.

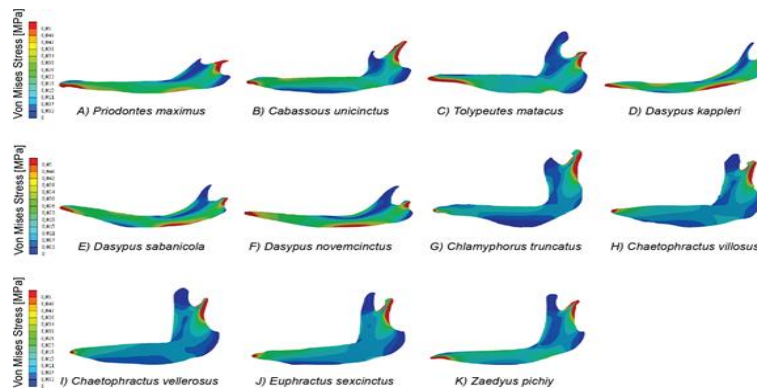


Figura 4.9: Mapa de la distribución de estrés de Von Mises para once modelos FEA de mandíbulas de armadillo. Fuente: [91].

Existen diferentes herramientas software para realizar el análisis por elementos finitos. A continuación, se describen las principales herramientas.

ANSYS®

Producto modular para análisis estructural, transferencia de calor, reacciones químicas, diseño CAD, dinámica de fluidos y electromagnetismo. Lagan *et al.* [92], comparan un modelo de material hiperelástico implementado en ANSYS® para evaluar los datos experimentales obtenidos de la prueba de tracción uniaxial de la piel de cerdo tomada desde diferentes ubicaciones del cuerpo (espalda y abdomen) y encuentran posible utilizar modelos hiperelásticos para evaluar las propiedades de la piel utilizando métodos FEM basados en una prueba de tracción estática. Sin embargo, algunas de las desventajas de este software son el gran costo computacional y de tiempo por parte del usuario, la cantidad de puntos en el mallado del objeto se debe aumentar en los lugares donde el gradiente de la propiedad a analizar resulta muy grande con el fin de obtener resultados más precisos, además de presentar inconsistencias en el proceso de importación de geometrías [93].

ABAQUS UNIFIED FEA®

Solución modular para subestructuras multinivel automáticas y aplicaciones de análisis de frecuencia, con diferentes capacidades adicionales para estudiar multifísica que incluye la parte eléctrica, térmica, acústica, fluidos, dinámica hidráulica, análisis de presión bajo cargas estructurales. Ofrece la posibilidad de incrementar artificialmente la densidad del material en todo el modelo, región o elemento en particular, sin alterar razonablemente la respuesta del sistema, reduciendo el tiempo de cómputo en un análisis con un método dinámico explícito, resultando especial para análisis de choques e impactos. Existe una amplia documentación detallada, basta biblioteca de materiales con posibilidad de modificarlos para mejorar la precisión de los resultados, su interfaz gráfica es básica, usa el lenguaje de bajo nivel Fortran y a Python como alternativa.

Un inconveniente del Software Abaqus® 2017 es que no es compatible con algunos archivos generados por SolidWorks®, debido a lo anterior, estos archivos deben ser convertidos previamente al formato STEP o IGS.

FEBIO®

Este enfoque ofrece diferentes soluciones para elasticidades de tipo isotrópica, isotrópica transversal y ortotrópica, tiene en cuenta la compresibilidad de los sólidos, los elementos contráctiles y esponjosos, así como también las propiedades de los materiales multigeneracionales, los fluidos, los potenciales eléctricos y corrientes, las reacciones químicas, los desplazamientos prescritos, las fuerzas nodales y las fuerzas de presión.

FEBio® ofrece la capacidad de representar el contacto sin fricción para materiales elásticos, viscoelásticos, rígidos y multifásicos, así como el contacto por fricción para materiales elásticos y viscoelásticos. El código fuente está disponible gratuitamente para uso no comercial, incluida la investigación académica y las aplicaciones de enseñanza.

NASTRAN®

Herramienta CAD, CAM y CAE, estándar industrial para el cálculo de tensiones, vibraciones, durabilidad, fatiga, ruido, acústica y aeroelasticidad. Posee un *solver* implícito para análisis estático y análisis dinámico de baja velocidad y la opción de soluciones explícitas para simulación de impacto o simulación de conformado de metal.

El *solver* está estructurado sobre la base de tres archivos: la parte idealizada, el archivo FEM y el archivo SIM. La parte idealizada está vinculada a la parte CAD, aunque solo es una representación de ella, pudiendo sintonizarlo y eliminar características sin afectar la pieza original. El FEM contiene la malla y el archivo SIM contiene las cargas y restricciones. El mallado es rápido en comparación con otros tipos de software, pero los tiempos de ejecución del archivo SIM pueden ser un poco lentos a veces. Además, si una ejecución falla, no proporciona mucha información sobre el error, y se debe analizar un archivo de resultados largo y engorroso.

COMSOL®

Es un paquete de software de análisis y resolución por elementos finitos para varias aplicaciones físicas y de ingeniería, especialmente fenómenos acoplados o multifísicos. COMSOL MULTIPHYSICS® ofrece una amplia interfaz a MATLAB® y *toolboxes* que proporcionan una amplia variedad de posibilidades de programación, preprocesado y posprocesado. En general, la solución puede ser lenta si se involucran geometrías complejas y la convergencia de la solución a menudo puede convertirse en un desafío debido a los problemas de mallado. Si COMSOL MULTIPHYSICS® se usa con una licencia de red flotante, es posible usar el modo

de operación cliente-servidor para acceder a los recursos de cálculo remotos con el fin de resolver modelos de gran tamaño. La curva de aprendizaje de este software es profunda porque se debe entender perfectamente cada parámetro a ser usado en el modelo.

En la tabla 4.3 se presenta un resumen de las principales características de las herramientas software utilizadas para análisis por elementos finitos.

CARACTERÍSTICA	PROGRAMA PARA ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS				
	FEBIO®	NASTRAN®	COMSOL®	ANSYS®	ABAQUS CAE®
Dinámica explícita		✓		✓	✓
Penetración		✓		✓	✓
Modelador gráfico de geometría	✓		✓	✓	✓
Mallado manual gráfico				✓	✓
Importación CAD			✓	✓	✓
Unidades GNU			✓	✓	
Estática lineal	✓	✓	✓	✓	✓
Desplazamientos grandes y no lineales	✓	✓	✓	✓	✓
Contacto no lineal		✓	✓	✓	✓
Transitorio lineal		✓	✓	✓	✓
Transitorio no lineal	✓	✓		✓	✓
Frecuencia natural		✓	✓	✓	✓
Pandeo lineal		✓	✓	✓	✓
Acústica			✓	✓	✓
Transferencia de calor	✓	✓	✓	✓	✓
Electromagnetismo	✓		✓	✓	✓
Flujos	✓		✓	✓	✓
Interacción de fluidos			✓	✓	✓
Elementos sólidos		✓	✓	✓	✓
Elementos de concha		✓	✓	✓	✓
anisotropía	✓	✓	✓	✓	✓
Compuestos		✓		✓	✓
Hiperelasticidad	✓	✓	✓	✓	✓
Plasticidad		✓	✓	✓	✓
Viscoelasticidad	✓	✓	✓	✓	✓
Piezoelectricidad		✓	✓	✓	✓

Tabla 4.3: Características de cinco programas para análisis de elementos finitos. Fuente: [94].

A continuación, se presenta el estudio de las fuerzas de contacto e interacciones de un instrumento quirúrgico aplicado sobre un modelo de simulación de tejido humano.

CAPÍTULO 5.

FUERZAS DE CONTACTO E INTERACCIONES DE UN INSTRUMENTO QUIRÚRGICO: RESULTADOS, DISCUSIÓN Y SIMULACIÓN

Contenido del capítulo

5.1.	Modelo de la aguja y el tejido para la simulación	48
5.2.	Mallado de la geometría y definición de condiciones iniciales	49
5.3.	Modelo fisicomatemático asociado	50
5.4.	Interacciones de la aguja sobre el tejido de la piel.....	51
5.4.1.	Fuerza de contacto y fuerza externa de la aguja.....	52
5.4.2.	Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel	56
5.4.3.	Fuerza de contacto de la piel y fuerza de reacción de la aguja y el músculo	58
5.5.	Simulación de las interacciones del instrumento quirúrgico utilizando una herramienta robótica	59
5.5.1.	Simulación en CoppeliaSim®	59
5.5.2.	Desarrollo de la escena	60

Recordemos que lo que se desea estudiar es la interacción entre un instrumento quirúrgico (aguja médica) y tejido blando (piel) en un procedimiento de sutura. Por tal razón y de acuerdo a la información presentada en la tabla 4.3, se escoge el software ANSYS® versión 2019 R3 para realizar la simulación¹ de elementos finitos asociada a este proyecto. A continuación, se presentan los modelos geométricos utilizados, los modelos fisicomatemáticos asociados, el mallado de la geometría y la definición de condiciones iniciales. Finalmente se presenta la interacción de la aguja sobre el tejido de la piel y el movimiento de la aguja utilizando una herramienta de simulación robótica.

5.1. Modelo de la aguja y el tejido para la simulación

Con el fin de facilitar el mallado de la geometría en el software de simulación y reducir la exigencia computacional, se simula la piel posterior del antebrazo como un material monocapa donde se encuentra una herida simple y superficial causada por un instrumento cortopunzante de borde filo. De esta manera, en Ansys Workbench® se diseña el modelo geométrico asociado de la piel y el músculo que cuenta con las siguientes dimensiones: 104 mm * 104 mm con 2.38 mm de espesor para la capa de la piel y 10.3 mm de espesor para el tejido muscular con respecto al sistema de referencias asociado (que tiene su origen en la superficie de la piel, justo en la mitad de la herida). También se incluye un corte en el tejido, de manera que muestra una herida superficial provocada por un instrumento cortopunzante de 58 mm de largo con 10 mm de profundidad y una apertura máxima a la mitad de la herida de 1 mm, como se presenta en la figura 5.1.

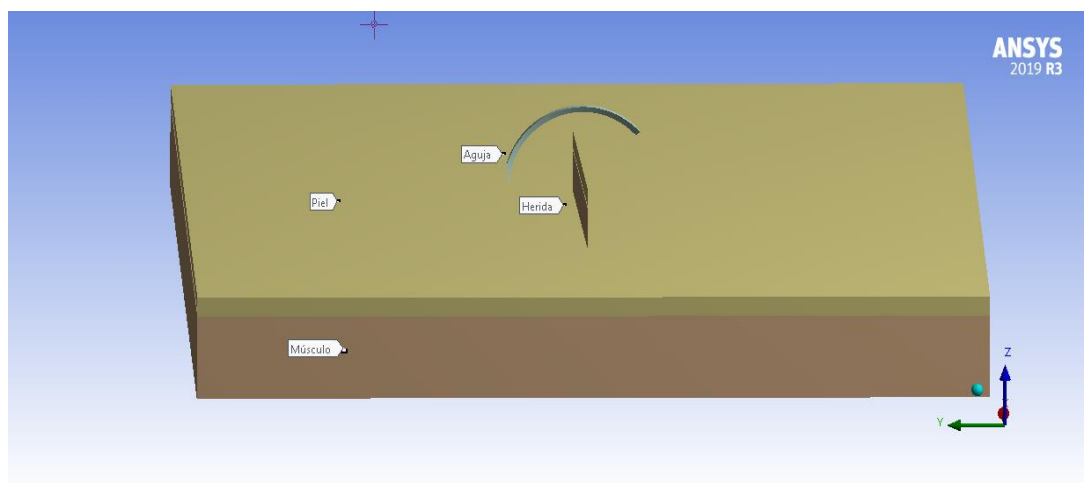


Figura 5.1: Modelo de aguja y tejido para simulación.

¹ Las especificaciones del equipo son: Workstation Dell Precision 5720 AIO con sistema Windows 10 pro®, procesador Intel® core™ i7-7700 y 64 GB de memoria RAM.

En la figura 5.1 se presentan las geometrías utilizadas para realizar posteriormente la simulación y la inserción de la aguja en el tejido. La piel se presenta con una coloración naranja y verde, el tejido muscular de color café y la aguja de color gris metálico.

Considerando que los cirujanos seleccionan la forma y diámetro de la aguja basándose en el área y la geometría del tejido [95], se procede a utilizar una aguja monofilamento 4.0 para realizar una sutura sobre la extremidad superior (ver tabla 3.1) de $\frac{3}{8}$ de circunferencia, de corte inverso y 24 mm de longitud, encontrando como modelo para la aguja la sutura comercial Ethicon® MCP935H. La aguja se diseña con ayuda del software CAD SOLIDWORKS® en su versión 2018.

En la figura 5.2 se presenta el modelo geométrico de la aguja para realizar la simulación de una sutura simple.

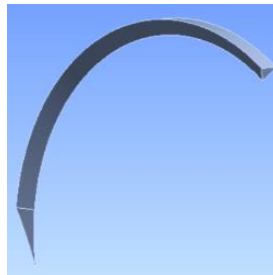


Figura 5.2: Aguja quirúrgica para sutura.

Luego de importar el modelo de la aguja es muy importante que su punta se posicione de manera ortogonal y a una distancia muy cercana de la superficie de la piel para minimizar el tiempo de solución.

5.2. Mallado de la geometría y definición de condiciones iniciales

Luego de definir el modelo geométrico de la aguja y los tejidos se malla la geometría refinando las caras externas y el contorno de la herida. Después se asignan las cargas y las condiciones iniciales. El movimiento de la aguja es de tipo holonómico (ver sección 3.5.1), de forma que la aguja ingresa por un único punto y a medida que la aguja avanza por el tejido el centro de la aguja también se desplaza. Para lograr este movimiento se definen 15 pasos que indican la posición de la aguja en un tiempo determinado (ver tabla 5.1). El movimiento circular del centro de la aguja corresponde a una ecuación de circunferencia con 10.1859 mm de radio, centrada en $Y = 10.1859$ mm y $Z = 0$ mm, definida por la siguiente formulación.

$$f(y) = \sqrt{10.1859^2 - (y - 10.1859)^2} \quad (22)$$

En la tabla 5.1 se presentan los valores asociados a los cambios de posición y rotación de la aguja con respecto a nuestro sistema de referencias, donde X, Y y Z

indican la posición del centro de la aguja sobre los ejes X, Y y Z respectivamente. El movimiento rotacional de la aguja está definido por su rotación sobre el eje X, restringiendo las velocidades de rotación de la aguja a las velocidades reportadas en la literatura de acuerdo al procedimiento manual de sutura [22].

PASO/TIEM PO [s]	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	ROTACIÓN X [deg]	ROTACIÓN Y [deg]	ROTACIÓN Z [deg]
0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	22	0	0
2	0	0.2	2.009	44	0	0
3	0	0.4	2.826	66	0	0
4	0	0.6	3.444	88	0	0
5	0	0.8	3.957	110	0	0
6	0	1.0	4.401	132	0	0
7	0	1.2	4.796	154	0	0
8	0	1.4	5.154	176	0	0
9	0	1.6	5.480	198	0	0
10	0	1.8	5.782	220	0	0
11	0	2.0	6.062	242	0	0
12	0	2.2	6.323	264	0	0
13	0	2.4	6.568	264	0	0
14	0	2.6	6.798	286	0	0
15	0	2.8	7.014	308	0	0

Tabla 5.1: Cinemática asociada al movimiento de la aguja.

5.3. Modelo fisicomatemático asociado

Teniendo en cuenta los diferentes modelos que se han usado para modelar el comportamiento de la piel (sección 4.3), se selecciona un modelo QLV que es un modelo fenomenológico que tiene en cuenta la viscoelasticidad del material y se puede implementar en el software de simulación escogido anteriormente. El modelo QLV seleccionado para representar el comportamiento mecánico de la piel se basa en las expresiones (3) y (5) (ver página 34). Para este modelo se ha ajustado una función de energía de deformación tipo Ogden con $\mu = 0.0096$ MPa y $\alpha = 35.993$. La viscoelasticidad cuasilineal está determinada por una serie de Prony con $g_1^{-P} = 0.3398$ y $\tau_1^G = 1.685$ s (valores tomados como referencia de acuerdo a la revisión de la literatura y presentados por Flynn *et al* en el estudio [84]. Recordando que la precisión de los experimentos tuvo un error de ajuste del 7.23 %).

El modelo usado en este estudio considera que el tejido muscular tiene un módulo de Young de 100 KPa, un módulo elástico de 0.4 y corresponde con otros estudios presentados a nivel mundial [28], [88]–[90].

La aguja presenta un comportamiento rígido y se le asignan las propiedades del acero inoxidable conocidas mundialmente.

5.4. Interacciones de la aguja sobre el tejido de la piel

Una vez definido el modelo geométrico de la aguja y el tejido, se le infiere el modelo fisicomatemático asociado al comportamiento mecánico de la piel y el músculo. Posteriormente, se procede a realizar la simulación FEM donde se calculan las fuerzas de interacción entre la aguja y el tejido y luego se realiza el análisis de estas.

A continuación, se presentan los resultados de las fuerzas de interacción, éstas son: fuerzas de contacto (Contact Force), fuerzas externas (External Force) y fuerzas de reacción (Force Reaction) reportando sus valores mínimos y máximos en newton. La notación del tipo de fuerza indica el elemento sobre el cual la fuerza es calculada, de manera que, A referencia a la aguja, M al músculo y P a la piel. Las combinaciones AP, AM se refieren a la agrupación aguja-piel o aguja-músculo respectivamente y *All bodies* denota la agrupación de todos los elementos.

Para facilitar el estudio y la facilidad de interpretación para el personal médico de estas variables se separan de acuerdo a cada eje coordenada.

Tipo de fuerza	Geometría	Orientación	Mínimo [N]	Máximo [N]
Contact Force A	1 cuerpo	Eje X	-2.9282	1.9964
		Eje Y	-2.3782	7.2689
		Eje Z	-6.7139	3.0993
Contact Force all bodies	3 cuerpos	Eje X	-0.0014	0.0002
		Eje Y	-0.0118	0.0016
		Eje Z	-0.0065	0.0014
Contact Force M	1 cuerpo	Eje X	-2.4065	3.8441
		Eje Y	-6.7447	1.3795
		Eje Z	-3.0367	5.9254
Contact Force AP	2 cuerpos	Eje X	-3.8442	2.4065
		Eje Y	-1.3795	6.7447
		Eje Z	-5.9254	3.0367
Contact Force AM	2 cuerpos	Eje X	-1.9155	2.5605
		Eje Y	-5.1345	5.1811
		Eje Z	-3.2634	1.9367
External Force A	2 cuerpos	Eje X	-2.9282	1.9964
		Eje Y	-2.3782	7.2689
		Eje Z	-6.7136	3.0993
External Force P	1 cuerpo	Eje X	-2.5605	1.9156
		Eje Y	-5.1811	5.1345
		Eje Z	-1.9367	3.2634
External Force M	1 cuerpo	Eje X	-2.4955	3.5288

		Eje Y	-2.2025	2.5592
		Eje Z	-1.6813	2.1378
Force Reaction A	1 cuerpo	TOTAL	0.0000	8.4960
Force Reaction P	1 cuerpo	TOTAL	0.0000	5.5734
Force Reaction P	1 cuerpo	Eje X	-2.5605	1.9156
		Eje Y	-5.1811	5.1345
		Eje Z	-1.9367	3.2634

Tabla 5.2: Resumen de las fuerzas encontradas en la simulación FEM.

5.4.1. Fuerza de contacto y fuerza externa de la aguja

La figura 5.3 muestra la curva de valores calculados para la fuerza de contacto y para la fuerza externa de la aguja en dirección X.

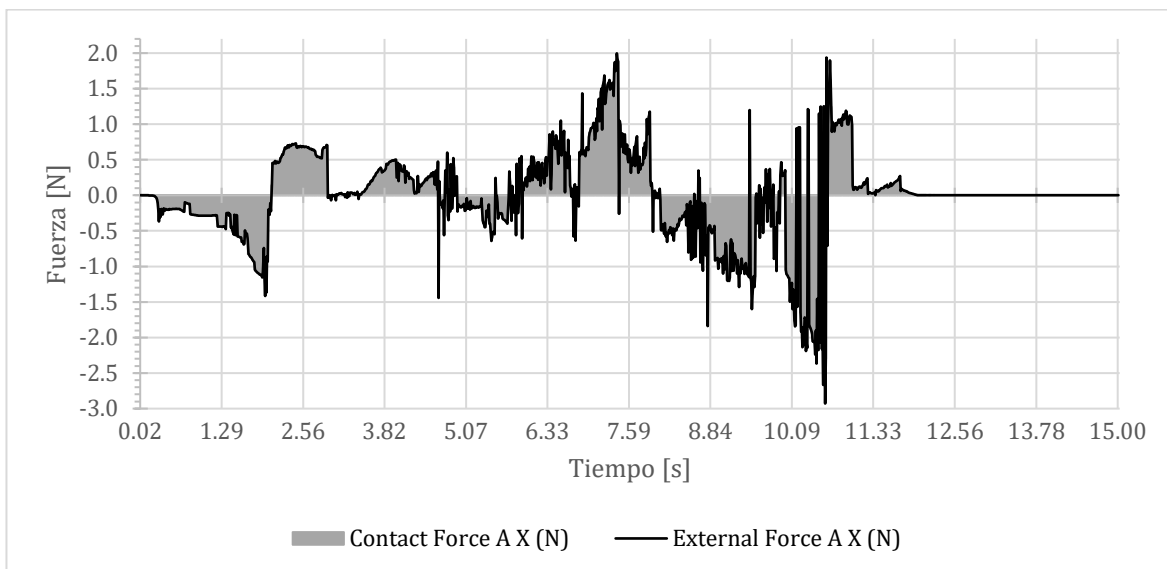


Figura 5.3: Fuerza de contacto y fuerza externa para la aguja en dirección X.

La figura 5.4 describe los valores de la fuerza de contacto y de la fuerza externa para la aguja en dirección Y, donde se puede observar que la mayoría de la fuerza de contacto es positiva debido a que la aguja siempre está presionando el tejido en dirección Y negativa, salvo cuando el tejido se rompe y la aguja no toca físicamente el tejido y este intenta regresar a su forma inicial. La fuerza de contacto final, estabilizada en cero, indica que la aguja rompe el tejido y este no ofrece ninguna resistencia.

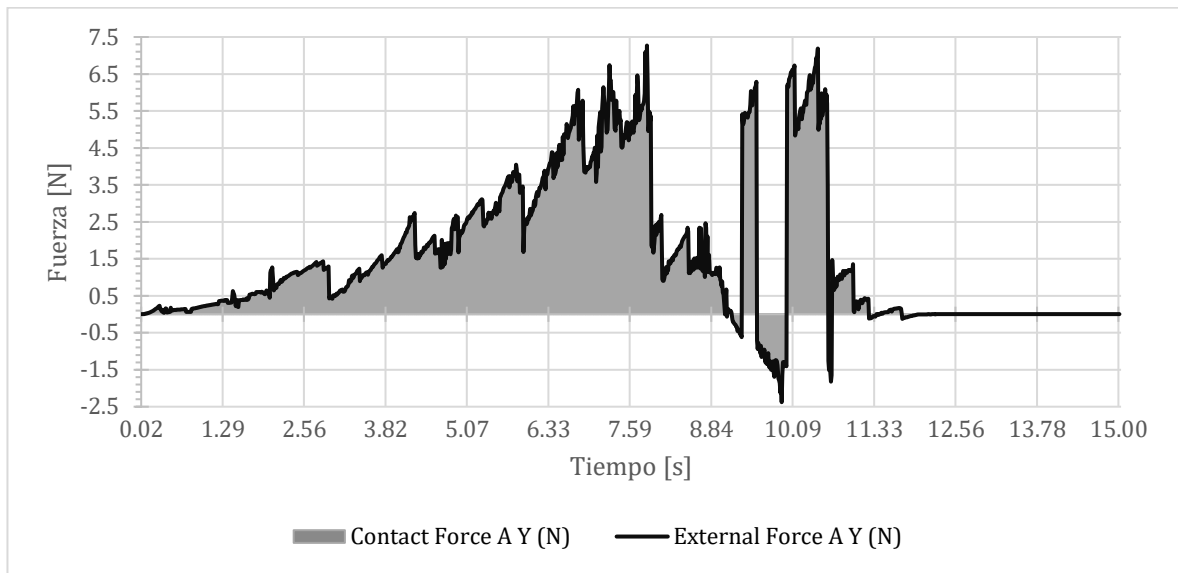


Figura 5.4: Fuerza de contacto y fuerza externa para la aguja en dirección Y.

La figura 5.5 describe los valores de la fuerza de contacto y de la fuerza externa para la aguja con dirección Z.

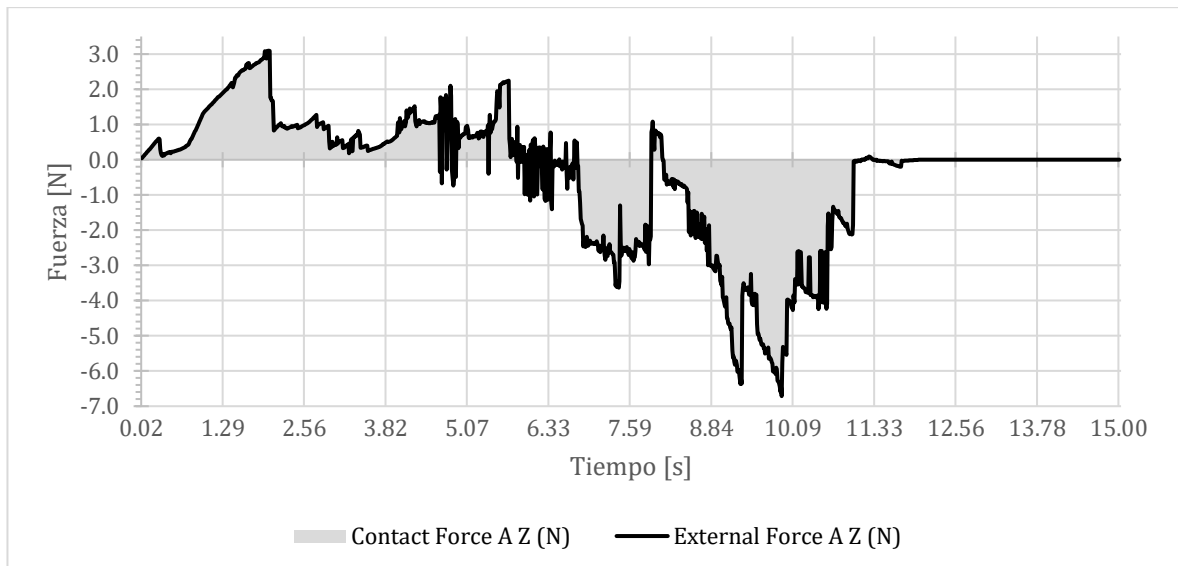


Figura 5.5: Fuerza de contacto y fuerza externa para la aguja en dirección Z.

Los valores positivos y negativos de la fuerza de contacto en dirección Z indican que la aguja presiona el tejido para penetrar y posteriormente tira de este para salir por el otro lado de la herida, el pico positivo indica la punción de entrada en el tejido mientras que los picos negativos la punción de salida de la punta y del cuerpo de la aguja.

Analizando las figuras 5.3, 5.4 y 5.5 se establece la equivalencia entre la fuerza de contacto y la fuerza externa de la aguja. La fuerza externa de la aguja es la

responsable del movimiento de la aguja debido a que las cargas son aplicadas sobre una de sus caras y por lo tanto es la causante de la existencia de contacto entre los cuerpos que encuentra en su camino.

Para determinar la fuerza de contacto resultante para la aguja se utiliza la expresión (23).

$$F_m = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (23)$$

Donde, F_m es la magnitud de la fuerza resultante dadas las magnitudes vectoriales de las tres dimensiones, determinadas por F_x , F_y y F_z respectivamente. A continuación, se muestra la fuerza de contacto resultante de la aguja.

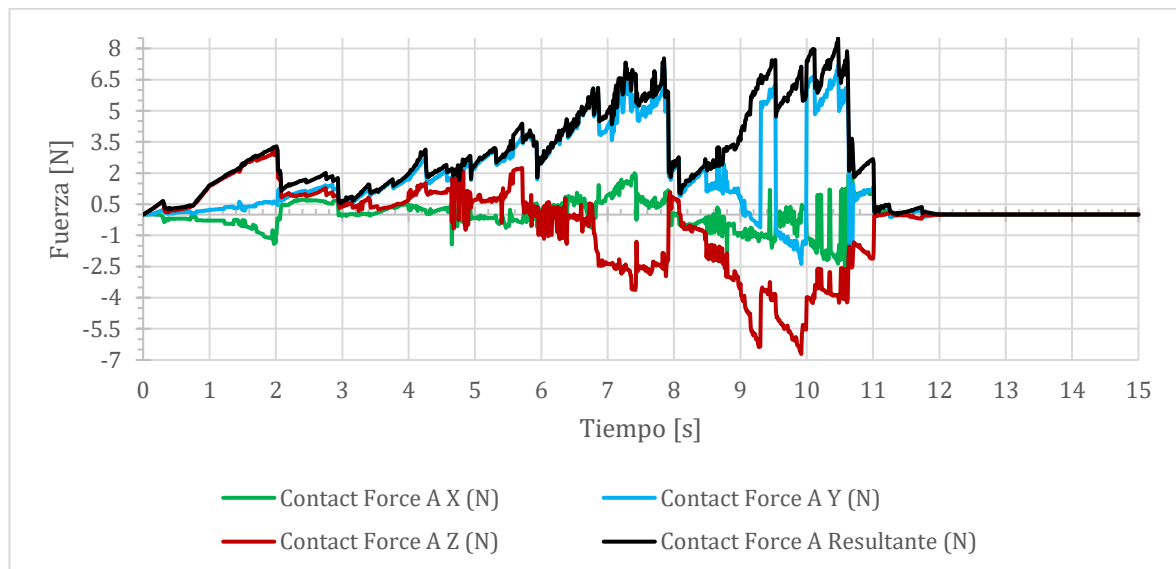


Figura 5.6: Fuerzas de contacto de la aguja.

Teniendo en cuenta la figura anterior, la fuerza resultante (curva de color negro) es un poco mayor que el valor absoluto de las máximas fuerzas vectoriales. El primer pico (dado en el tiempo cercano a 2 s) representa la fuerza de contacto requerida para la punción de entrada de la aguja, el segundo pico (justo antes de 8 s) indica la fuerza de contacto requerida para la punción de salida de la punta de la aguja por el otro lado de la herida y los últimos picos (entre 9 s y 11 s) evidencian la fuerza de contacto existente cuando se extrae el cuerpo de la aguja. La fuerza al final se establece en 0 N debido que el tejido es fracturado por la aguja y no existe contacto en la simulación.

El primer pico de fuerza es característico de la curva de fuerza de inserción de una aguja, esta información es coherente con los resultados reportados experimentalmente por Bao *et al.* en el estudio [96]. La figura 5.7 presenta la fuerza de inserción típica de una aguja en el hígado y la piel de un cerdo, los cuales son tejidos blandos de animales con características semejantes a las humanas.

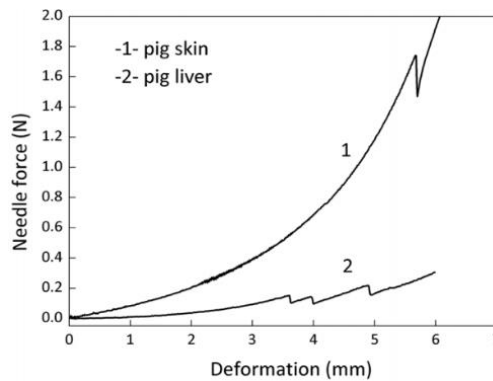


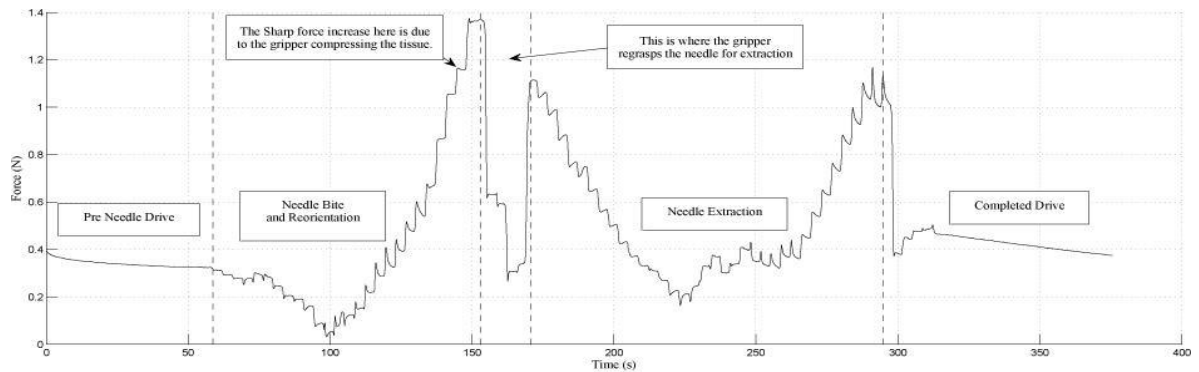
Figura 5.7: Fuerza de inserción sobre el hígado y la piel de un cerdo. Fuente: [96].

Comparando las figuras 5.6 y 5.7 se observa un primer pico de tensión seguido de una leve caída que indica la punción de la aguja sobre el tejido blando, los valores numéricos de la fuerza en el pico de punción difieren entre los diferentes tejidos probablemente debido a influencias como la velocidad, la geometría de la aguja, las propiedades mecánicas, la localización y el tipo de tejido blando. Por lo cual el resultado obtenido es acorde, coherente y aproximado con otros estudios reportados en la literatura [51], [96].

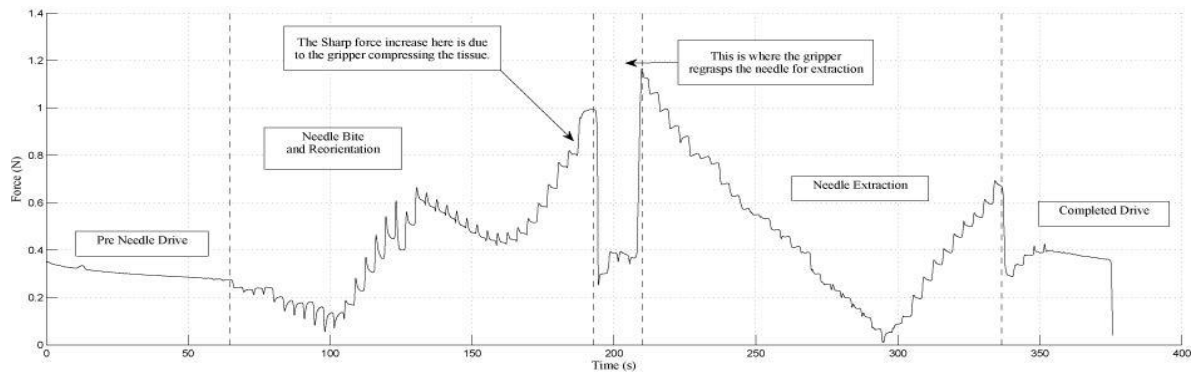
Para facilitar la comparación del análisis de interacciones entre este y otros estudios reportados en la literatura se presenta la curva de fuerzas para el movimiento holonómico y no holonómico de la aguja calculadas por Jackson y Cavusoglu [51].

La figura 5.8 muestra la magnitud de las fuerzas detectadas por Jackson y Cavusoglu cuando una aguja se mueve de forma holonómica (a) y no holonómica (b). También se presentan las etapas del avance de la aguja iniciando con la sujeción y orientación, siguiendo con la punción y reorientación, continuando con la liberación y nueva sujeción, y finalizando con la extracción total de la aguja.

Estudio de las fuerzas de contacto e interacciones de un instrumento quirúrgico aplicado sobre un modelo de simulación de tejido



(a) Force Magnitude for the Holonomic Motion



(b) Force Magnitude for the Non Holonomic motion

Figura 5.8: Magnitud de las fuerzas para el movimiento holonómico (a) y no holonómico (b). Fuente: [51].

Comparando la evolución de las fuerzas de las figuras 5.6 y 5.8 se encuentra similitud en cuanto a picos de fuerza en la punción de entrada, punción de salida y extracción de la aguja. Sin embargo los valores numéricos de la fuerza en nuestra simulación son mucho mayores a los hallados experimentalmente por Jackson y Cavusoglu [51] (3.29 N contra 0.4 N aproximadamente para la punción de entrada, 7.53 N contra 1.4 N aproximadamente para la punción de salida y 8.5 N contra 1.3 N aproximadamente para la extracción durante el movimiento de tipo holonómico), esta diferencia puede estar asociada al uso de un fantoma de tejido subcuticular y los tiempos de ejecución de la sutura (15 s en este estudio contra 375 s aproximadamente en el encontrado en la literatura).

5.4.2. Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel

En nuestro estudio, también se encuentra equivalencia entre la fuerza de reacción y la fuerza externa de la piel al ser penetrada por la aguja. La figura 5.9 muestra la curva de valores para estas fuerzas en dirección X.

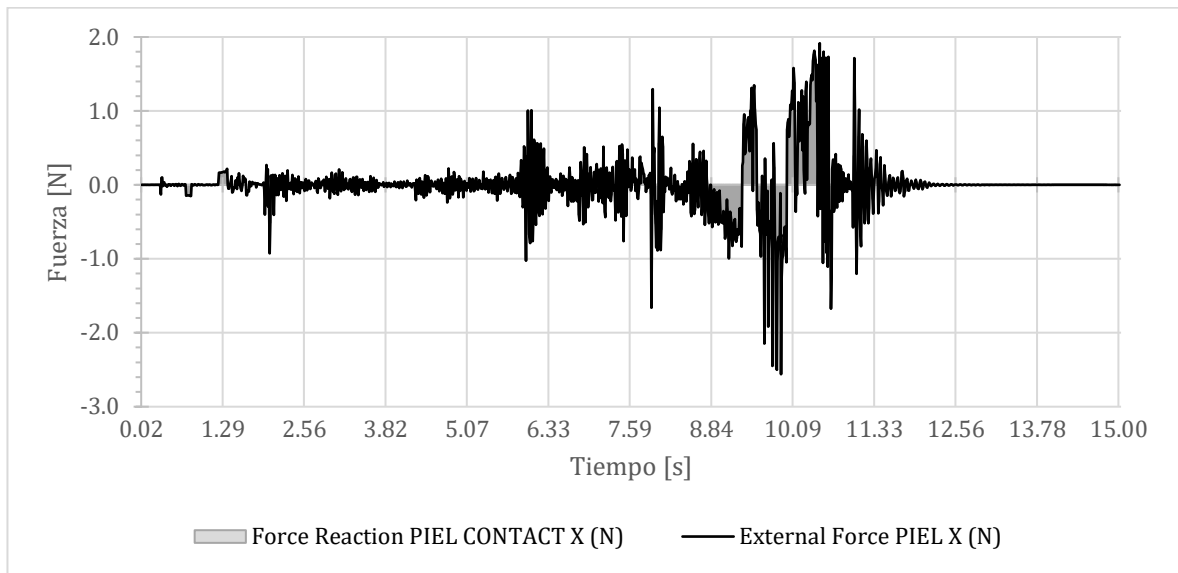


Figura 5.9: Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel en dirección X.

Tomando en cuenta la figura anterior, se puede notar que la fuerza externa de la piel tiene un primer pico negativo debido a la punción de entrada de la aguja, posteriormente se mantienen los niveles de fuerza hasta que punciona internamente la segunda parte de la herida y se incrementan los picos de tensión tanto como se introduce la aguja en el tejido hasta que ocurre la punción de salida (manteniendo dos puntos de contacto con la aguja y uno con el tejido muscular). Finalmente se rompe el modelo geométrico del tejido y la piel no percibe más fuerzas externas.

La figura 5.10 muestra los valores numéricos de la fuerza de reacción y de la fuerza externa de la piel en dirección Y.

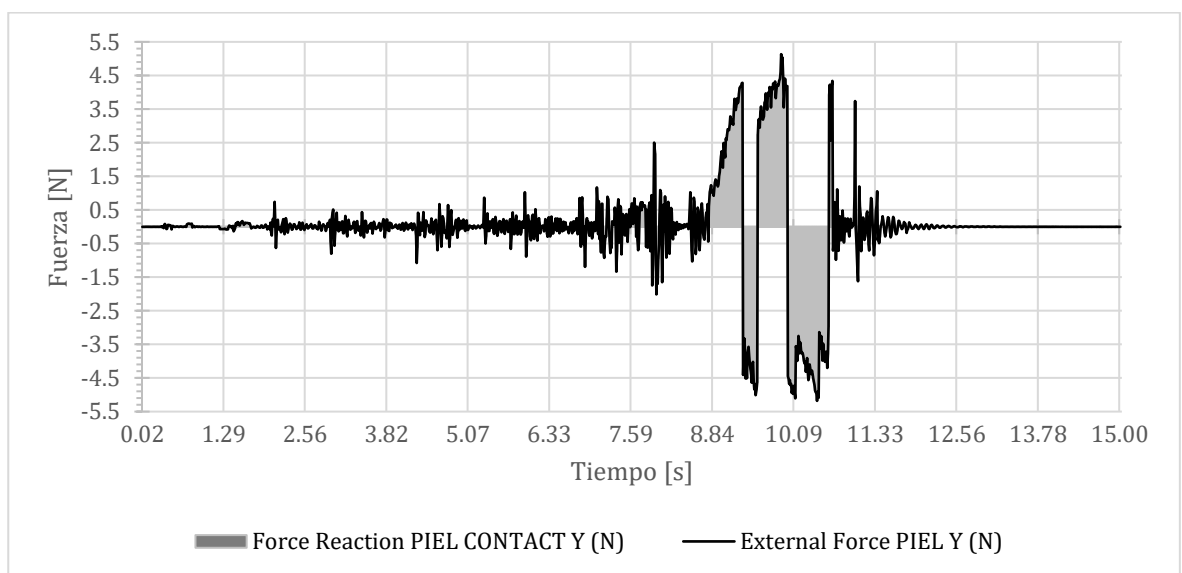


Figura 5.10: Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel en dirección Y.

La figura 5.11 muestra los valores de la fuerza de reacción y fuerza externa de la piel en dirección Z.

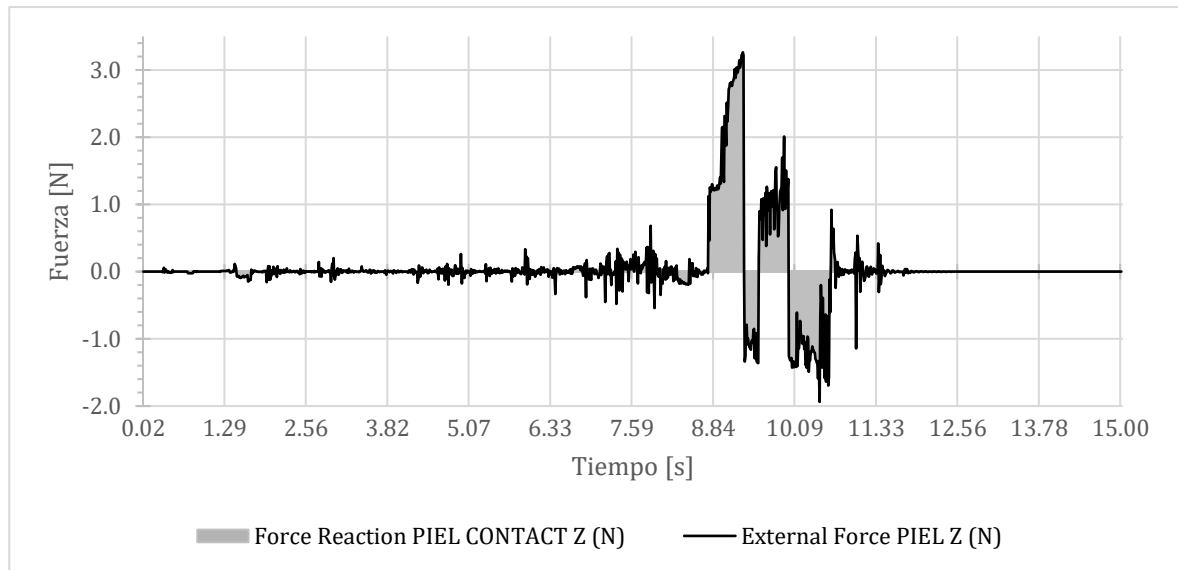


Figura 5.11: Fuerza de reacción y fuerza externa de la piel en dirección Z.

Teniendo en cuenta las figuras 5.9, 5.10 y 5.11 se observa que se incrementan las fuerzas externas de la piel cuando la aguja empieza a salir del tejido (alrededor de 8 s), posiblemente debido a que la aguja tiene fricción con el modelo de la piel en dos regiones, una primera ubicada en el punto de punción de entrada y otra sobre el punto de punción de salida, hasta que la cabeza de la aguja atraviesa completamente el punto de punción de entrada manteniendo contacto solo en el punto de salida, y finalmente se rompe el modelo del tejido. También se puede observar que la fuerza de reacción de la piel es igual a la fuerza externa que esta experimenta.

5.4.3. Fuerza de contacto de la piel y fuerza de reacción de la aguja y el músculo

En este estudio se encuentra que los valores numéricos de la fuerza de reacción en la piel son inversos aditivos (opuestos) a los valores de la fuerza de contacto sobre la aguja y el músculo agrupados. La figura 5.12 muestra los valores de la fuerza de contacto que experimentan la aguja y el músculo agrupados y la fuerza de reacción de la piel en dirección Z.

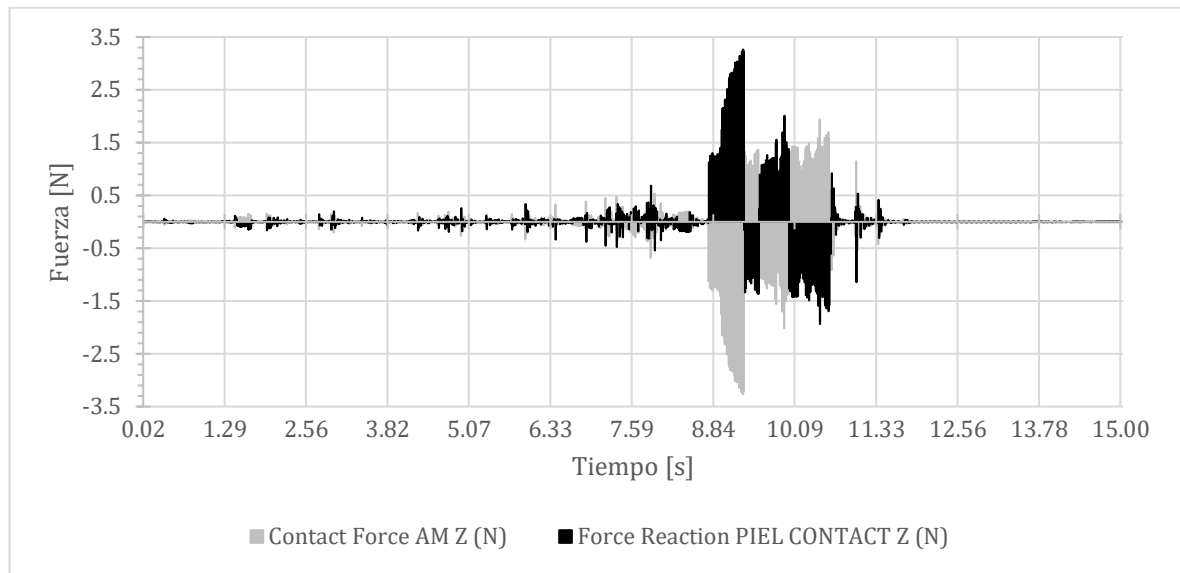


Figura 5.12: Fuerza de contacto para la aguja y el músculo y fuerza de reacción para la piel en dirección Z.

Como se observa en la figura anterior, la curva de la fuerza de reacción de la piel es un reflejo de la curva de la fuerza de contacto que percibe la aguja y el músculo en dirección Z. Es importante mencionar que se verifica la repetición de esta particularidad en todas las otras direcciones (las curvas de todas las fuerzas se encuentran en los anexos), esto indicaría que la piel reacciona a las fuerzas de los cuerpos con quien presenta algún contacto, es decir, el modelo de la aguja y el músculo.

5.5. Simulación de las interacciones del instrumento quirúrgico utilizando una herramienta robótica

Una vez se han calculado las fuerzas de contacto e interacciones de la aguja quirúrgica en una sutura simple se procede a realizar una simulación de sutura realizada con ayuda de una herramienta robótica.

5.5.1. Simulación en CoppeliaSim®

Uno de los simuladores más utilizados en robótica se llamaba V-Rep (descontinuado en el 2019) de la empresa Coppelia Robotics®, el cual era libre, gratuito y permitía diferentes modos de simulación incluyendo la cinemática inversa y la detección de colisiones. Actualmente, estas características han sido incluidas en el simulador de robots CoppeliaSim® (de los mismos desarrolladores de V-Rep) permitiendo crear simulaciones complejas.

CoppeliaSim® está compuesto de un entorno de desarrollo integrado basado en una arquitectura de control distribuido, permitiendo que cada objeto o modelo pueda

controlarse individualmente, ya sea mediante un *script* integrado, un *plugin*, un nodo ROS o un cliente API remoto. Los controladores pueden ser codificados en diferentes lenguajes de programación, entre los que se incluyen C/C++, Python, Java, Lua, Matlab u Octave. CoppeliaSim® se utiliza para el desarrollo de algoritmos, simulaciones de automatización de fábricas, creación y verificación rápida de prototipos, educación relacionada con la robótica y monitoreo remoto y de seguridad [97].

En este proyecto se simula el movimiento de una aguja sobre tejido biológico blando teniendo en cuenta las fuerzas halladas en nuestro estudio. Por esta razón se decide utilizar un modelo del robot UR3, el cual cuenta con seis articulaciones (cada una con una rotación de 360° excepto la última con rotación infinita). Unida a su última articulación se ubica una pinza que sujeta a la aguja quirúrgica con el propósito de producir su movimiento holonómico.

Con relación a la escena, esta debe ser contextualizada imitando el procedimiento de sutura en una sala de operaciones y, por la misma razón, se debe incluir un modelo de herida sobre la piel. Puesto que la carga computacional puede ser alta debido a la presencia de múltiples elementos y texturas que componen la escena, se busca una solución de cálculo rápido estimando la fuerza de la aguja a partir del ángulo de penetración en el tejido. Para establecer el porcentaje de avance de la aguja en el tejido se utiliza la característica del software conocida como detección de colisiones que proporciona un chequeo rápido de impactos y calcula mínimas distancias entre mallas o nubes de puntos.

La existencia de una interfaz de programación de aplicaciones (API) remota, con una gran cantidad de funciones empotradas, permite controlar la simulación y el simulador de forma remota. Para programar el movimiento del brazo robótico, donde se encuentra ubicada la pinza que sujeta a la aguja de sutura, se utiliza el software Matlab®/Simulink® (versión R2021a). Usando la librería para Matlab® suministrada por el software de simulación robótica se establece a CoppeliaSim Edu® (Versión 4.2.0) como servidor y a Matlab® como cliente. A continuación, se presenta la configuración de la escena en CoppeliaSim Edu®.

5.5.2. Desarrollo de la escena

Inicialmente, en el software de simulación robótica se debe crear una nueva escena donde se agrega el modelo del robot UR3. CoppeliaSim® permite importar sencillamente diversos formatos de mallas, por lo que se añaden las geometrías de la pinza y de la aguja cargados mediante archivos .OBJ. La figura 5.13 muestra al robot UR3 sujetando a la aguja por medio de la pinza después de que los modelos son escalados y orientados correctamente.

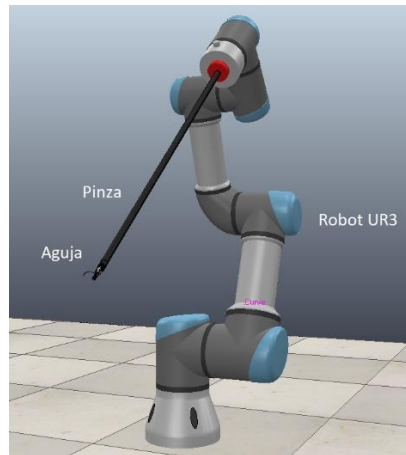


Figura 5.13: Robot sujetando a la aguja quirúrgica.

Luego de ubicar el robot y sus componentes adjuntos, se procede a iniciar la conexión de la API remota creando un *child script* (archivo con una pequeña colección de rutinas escritas en Lua que permiten manejar una función particular en una simulación) asociado a la geometría de la pinza donde se indica el puerto de la conexión por medio de la instrucción `simRemoteApi.start` (ver anexo A).

La figura 5.14 muestra el diagrama jerárquico de los elementos que componen el modelo del robot, donde se puede observar que la aguja está unida a la pinza (que cuenta con numerosos elementos los cuales son nombrados con la terminación `TOOL1`) y cada articulación (nombrada como `UR3_link#`) está unida a la anterior hasta llegar a la base del robot UR3.

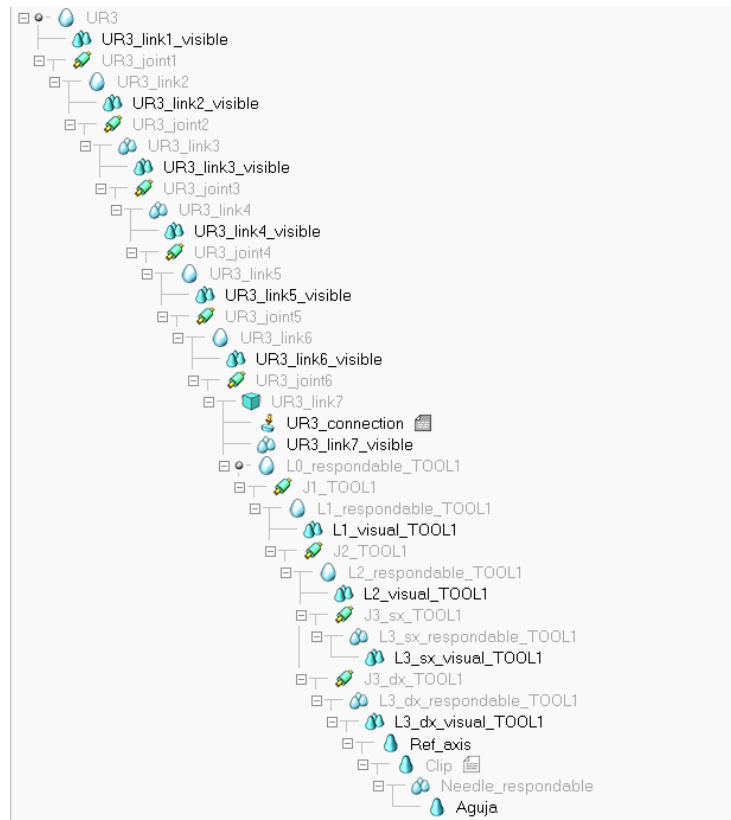


Figura 5.14: Diagrama jerárquico asociado al modelo del robot.

Seguidamente, en Matlab® se procede a revisar si la conexión es exitosa y de ser así, se continua a definir la cinemática del robot.

Para implementar el movimiento de trayectoria circular para la aguja, se crea en Simulink® un diagrama de bloques que tiene como entrada las coordenadas y orientaciones X, Y y Z asociadas al movimiento de trayectoria circular en tres dimensiones, las cuales están descritas por medio de la ecuación (22). Estas coordenadas son enviadas a una función que corresponde al modelo geométrico inverso MGI del robot, dicha función produce un arreglo con los valores de posiciones para cada articulación. La figura 5.15 presenta el diagrama de bloques utilizado para calcular la posición de cada articulación del robot de manera que se cumplan las condiciones clave del movimiento holonómico de la aguja.

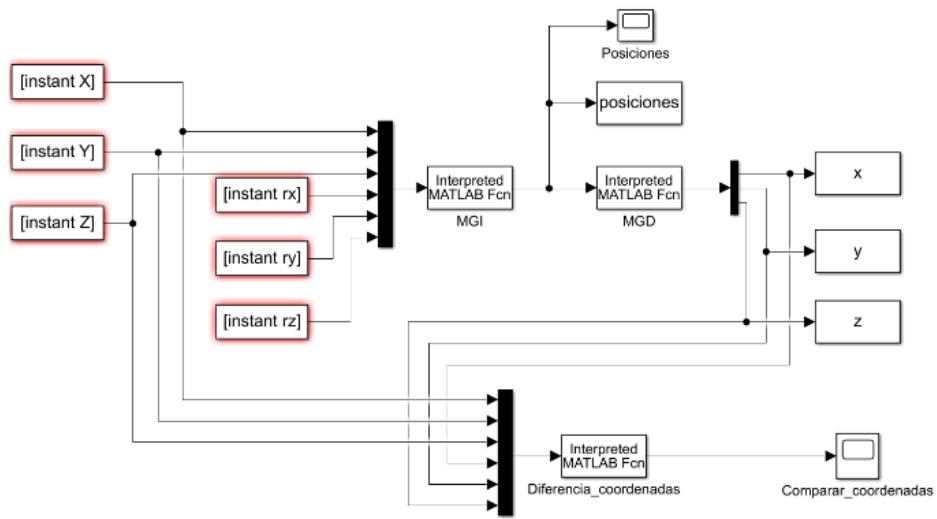


Figura 5.15: Diagrama de bloques asociado al cálculo de la cinemática del robot.

Como se ve en la figura anterior, las coordenadas y orientaciones del efector final corresponden a los valores de la trayectoria circular en tres dimensiones que se debe alcanzar (los valores de la trayectoria y su tiempo de duración están definidos previamente), por tal razón corresponden a los valores de entrada al MGI del robot, aquí son procesados por la función que emula el robot y produce los valores de las posiciones de cada articulación, estos valores son enviados al modelo geométrico directo del robot MGD con el fin de comparar las coordenadas resultantes con las iniciales. Posteriormente, las posiciones son remitidas a la simulación de CoppeliaSim® usando las funciones de la librería remota consiguiendo el movimiento deseado del robot.

Luego de definir el movimiento de la aguja, se agrega el modelo en tres dimensiones de un paciente con una herida en el brazo a la escena y algunos elementos característicos de una sala de operaciones, tal como se aprecia en la figura 5.16.

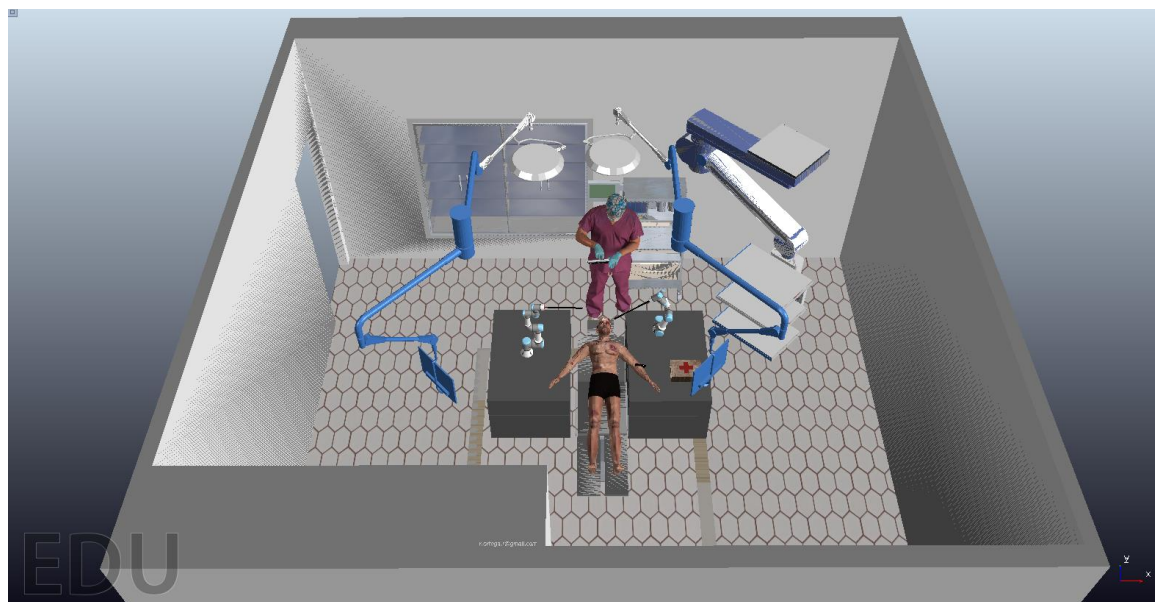


Figura 5.16: Escena elaborada para simulación de una sala de cirugía con asistencia robotizada.

Con la finalidad de conocer el porcentaje de trayectoria recorrida por la aguja dentro del tejido se añaden algunos planos (forma geométrica primitiva soportada por el software) orientados hacia el centro de la herida sobre la superficie de la piel, tal como se aprecia en la figura 5.17. De esta manera se puede conocer la existencia de una colisión entre la aguja y un plano indicando el avance de la punta de la aguja gracias a la identificación del plano colisionado.

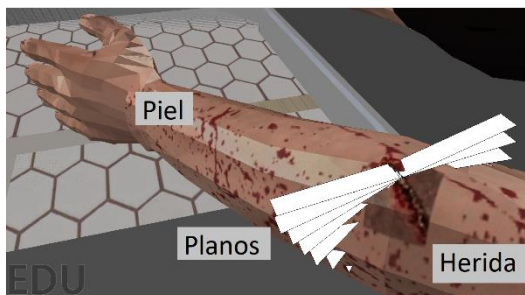


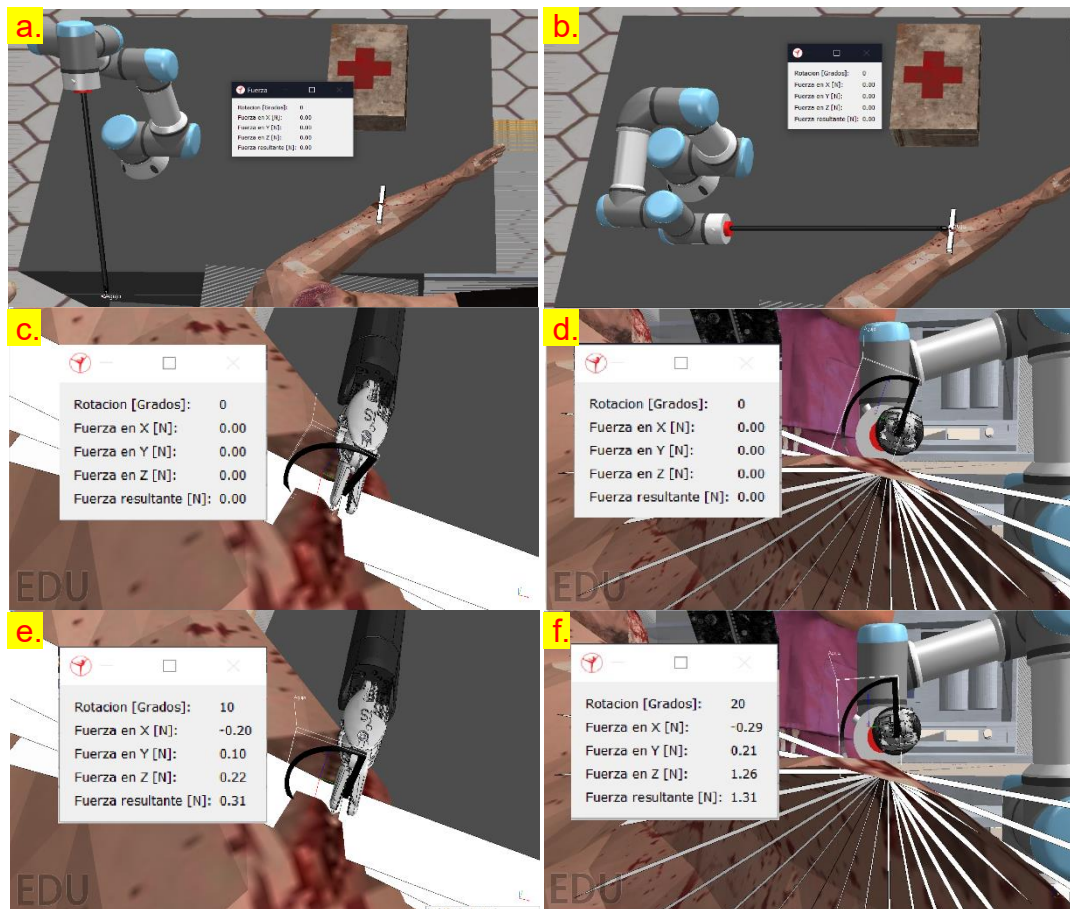
Figura 5.17: Planos agregados a la escena para la identificación del avance de la punta de la aguja.

En el *child script* asociado a la pinza también se programa la detección de colisión entre la aguja y los diferentes planos. En caso de existir alguna colisión, se identifica el plano colisionado asociando el giro de la aguja al avance de la aguja por su trayectoria circular. El primer plano (nombrado Plane0) se ubica justo sobre la superficie de la piel manteniendo un extremo en el centro de la herida, si hay un primer contacto de la aguja con este plano significa que la aguja está intentando puncionar al tejido. De la misma manera, si existe una primera colisión entre la aguja y el plano 9 (nombrado como Plane9) significa que la aguja ya ha ingresado al tejido y girado 90° a partir de la superficie de la piel. Es de tener en cuenta que cada plano está posicionado cada 10 grados de circunferencia a partir de la superficie de la

herida donde se ubica el primer plano (Plane0 a 0°) y el décimo noveno plano (Plane18 con un ángulo de 180° respecto a Plane0).

Se determina la rotación asociada de las fuerzas de contacto de la aguja halladas en el capítulo anterior, es decir, puesto que en la simulación por FEM la aguja se mantuvo girando a la misma velocidad, de forma que ejecuta su desplazamiento total en 15 s, es posible calcular el ángulo de giro vinculado de cada dato de fuerza en X, Y, Z y resultante por medio de una regla de tres directa, relacionando el tiempo total de simulación con el ángulo total (308°) girado por la aguja. La información es guardada en un archivo .CSV que puede ser leído por el software de simulación robótica.

Al conocer la posición de la punta de la aguja en la simulación por medio de las colisiones es posible determinar la fuerza asociada leyendo el archivo .CSV mencionado anteriormente. En CoppeliaSim® se ejecuta la escena y en Matlab® se establece el movimiento del robot, el avance de la aguja se muestra en la siguiente secuencia de imágenes.



Estudio de las fuerzas de contacto e interacciones de un instrumento quirúrgico aplicado sobre un modelo de simulación de tejido

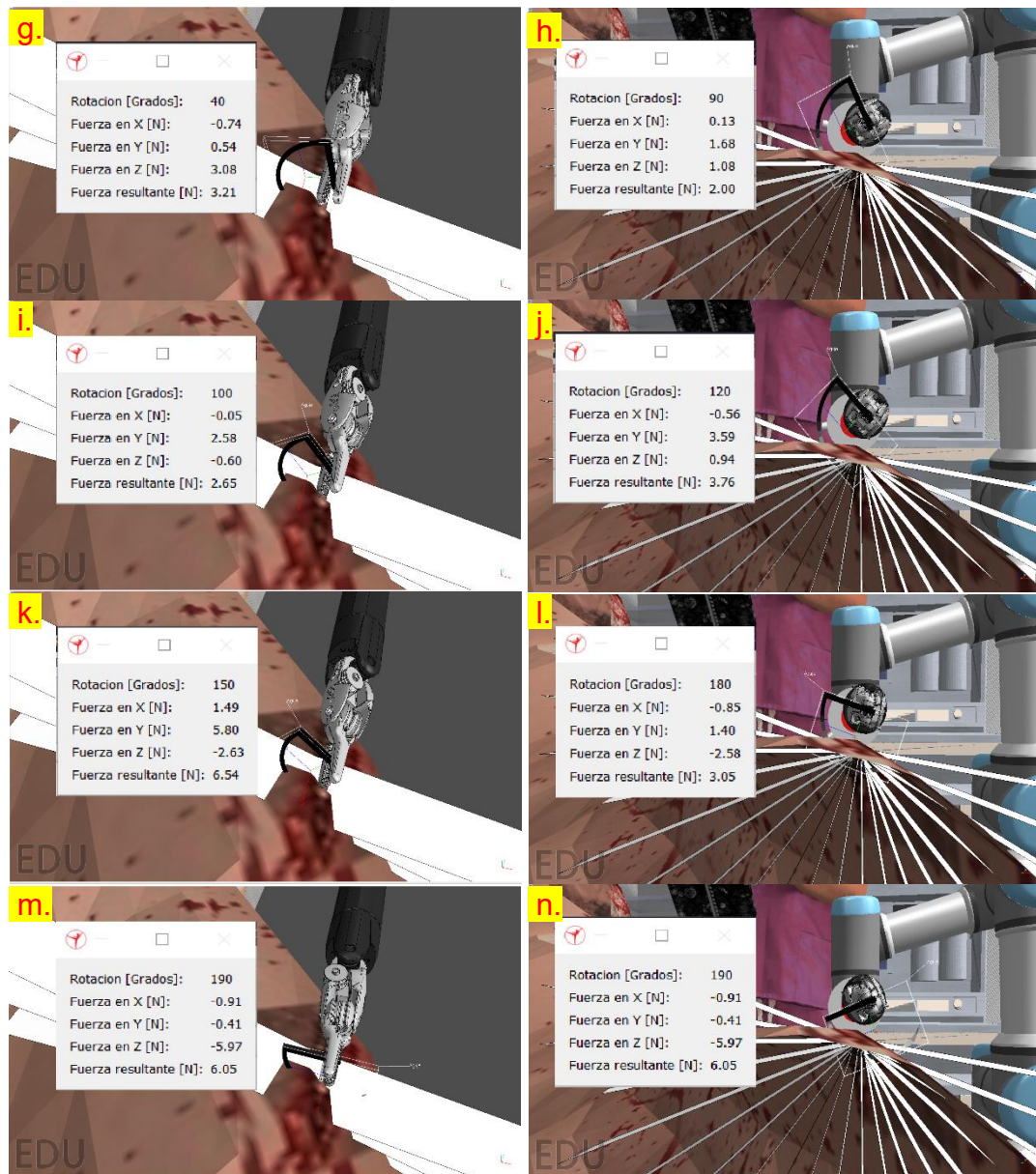


Figura 5.18: Movimiento de la aguja y presentación de las fuerzas asociadas.

La figura 5.18 muestra el avance y rotación de la aguja, a medida que va girando dentro del tejido colisiona con los diferentes planos revelando su ángulo de giro respecto a la superficie. En la posición inicial del robot la aguja se encuentra alejada de la región a suturar (a), cuando se activa el movimiento del robot, la aguja es posicionada cerca del tejido sobre el punto de punción (b). Posteriormente, la aguja inicia su trayectoria circular rotando e interactuando con los planos a su paso presentando la fuerza respectiva (a la derecha de la figura: vista desde el exterior de la herida y a la izquierda: la vista interna). Es importante aclarar que a la aguja se le adicionó una pequeña extensión en su cabeza con dirección hacia su centro con el fin de facilitar el cálculo del movimiento holonómico.

La simulación desarrollada muestra la rotación alcanzada por la aguja y la fuerza (en las coordenadas X, Y, Z y resultante) que debe aplicarse a la aguja para llevar a cabo el procedimiento médico de sutura con ayuda de un sistema robotizado. La solución encontrada es de cálculo rápido, lo que permite ejecutar la simulación sin añadir demasiada carga computacional.

A continuación, se presentan las conclusiones de nuestro estudio y los trabajos futuros.

CAPÍTULO 6.

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Contenido del capítulo

6.1.	Conclusiones.....	69
6.2.	Trabajos futuros	71
6.3.	Referencias	72

6.1. Conclusiones

Este proyecto presentó el análisis de las fuerzas de contacto que tienen lugar cuando una aguja quirúrgica está atravesando el tejido de la piel. Usando un modelo fenomenológico QLV ajustado, se representa el comportamiento viscoelástico no lineal de la piel. La elasticidad no lineal está definida mediante una función de energía de deformación de tipo Ogden y la viscoelasticidad cuasilineal está determinada por medio de una serie de Prony. Presentando los resultados de las fuerzas de contacto y resaltando que estas están dentro del rango mencionado en la literatura. Se establece un gran avance para el desarrollo de simulaciones por elementos finitos para los tejidos biológicos blandos como para el procedimiento médico de sutura. Es de resaltar que adicional a las fuerzas de contacto, también se extraen las fuerzas externas y las fuerzas de reacción existentes entre los tejidos de la aguja, la piel y el músculo facilitando el análisis de la interacción entre un instrumento quirúrgico y un tejido blando. Las fuerzas encontradas tienen la potencialidad de definir restricciones en los sistemas médicos de entrenamiento virtual y de cirugía real asistida por robot (por supuesto, con ayuda y supervisión de personal médico y técnico profesional), por esta razón, se presentó una simulación de inserción y movimiento de una aguja quirúrgica en una herramienta de simulación robótica, donde se precisa la fuerza a proporcionar para una aguja en función de su ángulo de rotación.

Otras conclusiones principales obtenidas durante el desarrollo del proyecto se presentan a continuación.

Se ha construido un extenso y detallado estado del arte sobre el análisis de la deformación de los tejidos blandos y su modelado, incluyendo las fuerzas de inserción de agujas. También, se han descrito algunos de los sistemas robóticos usados en cirugía.

Se ha modelado fisicomatemáticamente el tejido biológico siendo esta una tarea compleja. La falta de estandarización en las técnicas de caracterización origina la existencia de variedad de valores en los parámetros que integran las propiedades mecánicas de los tejidos blandos, por tal motivo, estos modelos solo son válidos para condiciones específicas.

Se presenta la simulación por elementos finitos de la respuesta del tejido bajo una carga aplicada sobre una aguja, calculando y visualizando las curvas de fuerzas de contacto, fuerzas de reacción y fuerzas externas asociadas.

El desarrollo de la simulación en Ansys Workbench® resultó de moderada implementación debido a que la asignación de las cargas es engorrosa y se debe tener mucho cuidado en la configuración de la solución. Sin embargo, la creación de los modelos geométricos y la definición de los modelos fisicomatemáticos asociados es sencilla brindando alta potencialidad para el análisis de los tejidos biológicos.

Se presentó una novedosa forma de calcular el avance de la aguja dentro del tejido y la fuerza de contacto respectiva, utilizando una solución de cálculo rápido que incrementa mínimamente la carga computacional.

Desde una perspectiva clínica, los resultados de la simulación obtenidos permiten cuantificar las fuerzas que deben ser aplicadas a una aguja en el procedimiento de sutura asistida por robot, ayudando a establecer la cinemática del robot, así como también a mejorar las plataformas virtuales de enseñanza y entrenamiento. Por esta razón y para análisis posteriores se anexan los resultados.

6.2. Trabajos futuros

Durante la realización de las actividades de investigación y desarrollo del proyecto, se encontraron variedad de ejes temáticos que pudieron ser incorporados, pero por el alcance de la investigación debieron ser postergados para futuras fases de evolución de este proyecto. A continuación, se presentan algunas líneas de investigación y actividades que podrán ser ejecutadas en el futuro próximo.

- Actualización de las fuerzas de contacto, utilizando un modelo de la piel más completo y realista (multicapa que incluya el comportamiento anisotrópico), que defina e incluya las posibles restricciones reales (con la ayuda de un cirujano) del procedimiento completo de sutura.
- El músculo presenta un comportamiento complejo por ser un tejido biológico blando. Nuestras simulaciones se han centrado en el estudio de las fuerzas de contacto de una aguja y el tejido de la piel incluyendo un modelo muy simple del músculo.
- Las simulaciones tienen en consideración un procedimiento de sutura simple, existen otros tipos de suturas que sería importante analizarlos, así como también el movimiento no holonómico.
- En general, sigue siendo difícil comprender completamente la respuesta mecánica altamente compleja del tejido de la piel, que depende significativamente de las técnicas de caracterización aún no estandarizadas. Por ende, el éxito de las simulaciones computacionales depende en gran medida de la formulación de leyes constitutivas apropiadas y de la identificación precisa y fiable de los parámetros materiales correspondientes.

6.3. Referencias

- [1] D. B. Camarillo, T. M. Krummel, y J. K. Salisbury, “Robotic technology in surgery: Past, present, and future”, *The American Journal of Surgery*, vol. 188, núm. 4, pp. 2–15, oct. 2004, doi: 10.1016/j.amjsurg.2004.08.025.
- [2] E. Bauzano, B. Campos, I. Garcia-Morales, y V. Muñoz-Martinez, “Asistencia de Robots Colaborativos para Procedimientos de Sutura Vía Cirugía Mínimamente Invasiva”, 2013.
- [3] C. G. Corrêa, F. L. S. Nunes, E. Ranzini, R. Nakamura, y R. Tori, “Haptic interaction for needle insertion training in medical applications: The state-of-the-art”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 63, pp. 6–25, ene. 2019, doi: 10.1016/j.medengphy.2018.11.002.
- [4] A. Chanda, T. Ruchti, y V. Unnikrishnan, “Computational Modeling of Wound Suture: A Review”, *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 11, pp. 165–176, 2018, doi: 10.1109/RBME.2018.2804219.
- [5] H. Dehghani, S. Farritor, D. Oleynikov, y B. Terry, “Automation of Suturing Path Generation for da Vinci-Like Surgical Robotic Systems”, en *2018 Design of Medical Devices Conference*, Minneapolis, Minnesota, USA, abr. 2018, p. V001T07A008. doi: 10.1115/DMD2018-6871.
- [6] S. A. Pedram, P. Ferguson, J. Ma, E. Dutton, y J. Rosen, “Autonomous suturing via surgical robot: An algorithm for optimal selection of needle diameter, shape, and path”, en *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Singapore, Singapore, may 2017, pp. 2391–2398. doi: 10.1109/ICRA.2017.7989278.
- [7] J. Berkley, G. Turkiyyah, D. Berg, M. Ganter, y S. Weghorst, “Real-time finite element modeling for surgery simulation: an application to virtual suturing”, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 10, núm. 3, pp. 314–325, may 2004, doi: 10.1109/TVCG.2004.1272730.
- [8] A. Zihni *et al.*, “Comparison of precision and speed in laparoscopic and robot-assisted surgical task performance”, *Journal of Surgical Research*, vol. 223, pp. 29–33, mar. 2018, doi: 10.1016/j.jss.2017.07.037.
- [9] A. Sagitov, T. Tsoy, H. Li, y E. Magid, “Automated open wound suturing: detection and planning algorithm”, *JRNAL*, vol. 5, núm. 2, p. 144, 2018, doi: 10.2991/jrnal.2018.5.2.16.
- [10] A. Abiri *et al.*, “Suture Breakage Warning System for Robotic Surgery”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 66, núm. 4, pp. 1165–1171, abr. 2019, doi: 10.1109/TBME.2018.2869417.
- [11] Y. Dai *et al.*, “Biaxial sensing suture breakage warning system for robotic surgery”, *Biomed Microdevices*, vol. 21, núm. 1, p. 10, mar. 2019, doi: 10.1007/s10544-018-0357-6.
- [12] A. Abiri *et al.*, “Tensile strength and failure load of sutures for robotic surgery”, *Surg Endosc*, vol. 31, núm. 8, pp. 3258–3270, ago. 2017, doi: 10.1007/s00464-016-5356-1.
- [13] A. Abiri *et al.*, “Multi-Modal Haptic Feedback for Grip Force Reduction in Robotic Surgery”, *Sci Rep*, vol. 9, núm. 1, p. 5016, dic. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-40821-1.

- [14] C. E. Reiley, T. Akinbiyi, D. Burschka, D. C. Chang, A. M. Okamura, y D. D. Yuh, “Effects of visual force feedback on robot-assisted surgical task performance”, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 135, núm. 1, pp. 196–202, ene. 2008, doi: 10.1016/j.jtcvs.2007.08.043.
- [15] S. Baranoski y E. A. Ayello, *Wound care essentials: Practice principles*. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- [16] N. Marsidi, S. A. M. Vermeulen, T. Horeman, y R. E. Genders, “Measuring Forces in Suture Techniques for Wound Closure”, *Journal of Surgical Research*, vol. 255, pp. 135–143, nov. 2020, doi: 10.1016/j.jss.2020.05.033.
- [17] A. L. Feng, J. H. Clark, N. Agrawal, W. Moussa, y J. D. Richmon, “Neck incision planning for total laryngectomy: A finite element analysis”, *Journal of Biomechanics*, vol. 48, núm. 15, pp. 4149–4154, nov. 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.022.
- [18] A. Cavicchi, L. Gambarotta, y R. Massabò, “Computational modeling of reconstructive surgery: The effects of the natural tension on skin wrinkling”, *Finite Elements in Analysis and Design*, vol. 45, núm. 8–9, pp. 519–529, jun. 2009, doi: 10.1016/j.finel.2009.02.006.
- [19] A. Chanda, V. Unnikrishnan, H. E. Richter, y M. E. Lockhart, “A biofidelic computational model of the female pelvic system to understand effect of bladder fill and progressive vaginal tissue stiffening due to prolapse on anterior vaginal wall: Computational Study of Bladder Fill and Anterior Vaginal Prolapse”, *Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng.*, vol. 32, núm. 11, p. e02767, nov. 2016, doi: 10.1002/cnm.2767.
- [20] A. Chanda y W. Upchurch, “Biomechanical Modeling of Wounded Skin”, *J. Compos. Sci.*, vol. 2, núm. 4, p. 69, dic. 2018, doi: 10.3390/jcs2040069.
- [21] A. Chanda y V. Unnikrishnan, “A REALISTIC 3D COMPUTATIONAL MODEL OF THE CLOSURE OF SKIN WOUND WITH INTERRUPTED SUTURES”, *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 17, núm. 01, p. 1750025, feb. 2017, doi: 10.1142/S0219519417500257.
- [22] S. Gao *et al.*, “Force Modeling of Tool-Tissue Interaction Force During Suturing”, en *Intelligent Robotics and Applications*, vol. 11745, H. Yu, J. Liu, L. Liu, Z. Ju, Y. Liu, y D. Zhou, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 297–309. doi: 10.1007/978-3-030-27529-7_26.
- [23] H. Xie, J. Song, Y. Zhong, y C. Gu, “Kalman Filter Finite Element Method for Real-Time Soft Tissue Modeling”, *IEEE Access*, vol. 8, pp. 53471–53483, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2981400.
- [24] M. Freutel, H. Schmidt, L. Dürselen, A. Ignatius, y F. Galbusera, “Finite element modeling of soft tissues: Material models, tissue interaction and challenges”, *Clinical Biomechanics*, vol. 29, núm. 4, pp. 363–372, abr. 2014, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.01.006.
- [25] C. Shin, P. W. Ferguson, S. A. Pedram, J. Ma, E. P. Dutson, y J. Rosen, “Autonomous Tissue Manipulation via Surgical Robot Using Learning Based Model Predictive Control”, en *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Montreal, QC, Canada, may 2019, pp. 3875–3881. doi: 10.1109/ICRA.2019.8794159.

- [26] M. Moreno, C. Plazaola, G. González, M. Zambrano, y C. Spadafora, “Revisión de Modelos Hiperelásticos utilizados en Tejidos”, *KEG*, vol. 3, núm. 1, p. 100, feb. 2018, doi: 10.18502/keg.v3i1.1417.
- [27] H. V. Tran, F. Charleux, M. Rachik, A. Ehrlacher, y M. C. Ho Ba Tho, “Characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 10, núm. 6, pp. 401–407, dic. 2007, doi: 10.1080/10255840701550287.
- [28] J. Su, H. Zou, y T. Guo, “The Study of Mechanical Properties on Soft Tissue of Human Forearm In Vivo”, en *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Beijing, China, jun. 2009, pp. 1–4. doi: 10.1109/ICBBE.2009.5163671.
- [29] Th. Zisis, V. I. Zafiropoulou, y A. E. Giannakopoulos, “Evaluation of material properties of incompressible hyperelastic materials based on instrumented indentation of an equal-biaxial prestretched substrate”, *International Journal of Solids and Structures*, vol. 64–65, pp. 132–144, jul. 2015, doi: 10.1016/j.ijsolstr.2015.03.019.
- [30] R. B. Groves, S. A. Coulman, J. C. Birchall, y S. L. Evans, “An anisotropic, hyperelastic model for skin: Experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 18, pp. 167–180, feb. 2013, doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.10.021.
- [31] X. Liu, R. Wang, Y. Li, y D. Song, “Deformation of Soft Tissue and Force Feedback Using the Smoothed Particle Hydrodynamics”, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2015, pp. 1–10, 2015, doi: 10.1155/2015/598415.
- [32] J. M. Benítez y F. J. Montáns, “The mechanical behavior of skin: Structures and models for the finite element analysis”, *Computers & Structures*, vol. 190, pp. 75–107, oct. 2017, doi: 10.1016/j.compstruc.2017.05.003.
- [33] X. Wu, M. S. Downes, T. Goktekin, y F. Tendick, “Adaptive Nonlinear Finite Elements for Deformable Body Simulation Using Dynamic Progressive Meshes”, *Computer Graphics Forum*, vol. 20, núm. 3, pp. 349–358, sep. 2001, doi: 10.1111/1467-8659.00527.
- [34] A. Chanda, V. Unnikrishnan, Z. Flynn, y K. Lackey, “Experimental study on tissue phantoms to understand the effect of injury and suturing on human skin mechanical properties”, *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 231, núm. 1, pp. 80–91, ene. 2017, doi: 10.1177/0954411916679438.
- [35] C. W. J. Oomens, M. van Vijven, y G. W. M. Peters, “Skin Mechanics”, en *Biomechanics of Living Organs*, Elsevier, 2017, pp. 347–357. doi: 10.1016/B978-0-12-804009-6.00016-X.
- [36] A. Chanda y C. Callaway, “Tissue Anisotropy Modeling Using Soft Composite Materials”, *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2018, pp. 1–9, 2018, doi: 10.1155/2018/4838157.
- [37] “Haptic Device Guides”. https://support.3dsystems.com/s/article/Haptic-Device-Guides?language=en_US (consultado ago. 29, 2021).

- [38] T. Sugiyama, S. Lama, L. S. Gan, Y. Maddahi, K. Zareinia, y G. R. Sutherland, “Forces of Tool-Tissue Interaction to Assess Surgical Skill Level”, *JAMA Surg*, vol. 153, núm. 3, p. 234, mar. 2018, doi: 10.1001/jamasurg.2017.4516.
- [39] A. M. Okamura, C. Simone, y M. D. O’Leary, “Force Modeling for Needle Insertion Into Soft Tissue”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, núm. 10, pp. 1707–1716, oct. 2004, doi: 10.1109/TBME.2004.831542.
- [40] R. C. Jackson, V. Desai, J. P. Castillo, y M. C. Cavusoglu, “Needle-tissue interaction force state estimation for robotic surgical suturing”, en *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Daejeon, South Korea, oct. 2016, pp. 3659–3664. doi: 10.1109/IROS.2016.7759539.
- [41] J. P. Ruurda, I. A. M. J. Broeders, B. Pulles, F. M. Kappelhof, y C. van der Werken, “Manual robot assisted endoscopic suturing: Time-action analysis in an experimental model”, *Surg Endosc*, vol. 18, núm. 8, pp. 1249–1252, ago. 2004, doi: 10.1007/s00464-003-9191-9.
- [42] I. Park, M. J. Kim, y W. K. Chung, “The development of system for measurement of needle insertion force into eye”, en *2016 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, Xian, China, ago. 2016, pp. 899–900. doi: 10.1109/URAI.2016.7734004.
- [43] A. Shademan, R. S. Decker, J. D. Opfermann, S. Leonard, A. Krieger, y P. C. W. Kim, “Supervised autonomous robotic soft tissue surgery”, *Sci. Transl. Med.*, vol. 8, núm. 337, pp. 337ra64-337ra64, may 2016, doi: 10.1126/scitranslmed.aad9398.
- [44] M. Ferro, G. Fontanelli, F. Ficuciello, B. Siciliano, y M. Vendittelli, “Vision-based suturing needle tracking with Extended Kalman Filter”, presentado en *Computer/Robot Assisted Surgery workshop*, 2017.
- [45] G. A. Fontanelli, M. Selvaggio, M. Ferro, F. Ficuciello, M. Vendittelli, y B. Siciliano, “A V-REP Simulator for the da Vinci Research Kit Robotic Platform”, en *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, Enschede, ago. 2018, pp. 1056–1061. doi: 10.1109/BIOROB.2018.8487187.
- [46] “A V-REP simulator for the da Vinci research kit robotic platform - YouTube”. https://www.youtube.com/watch?v=BfIQ7HfeUj8&ab_channel=PRISMALab (consultado ago. 26, 2021).
- [47] F. E. Calero, G. V. M. Méndez, H. J. S. Albán, y J. V. R. Pacheco, “Tratamiento en heridas de piel”, *RECIMUNDO: Revista Científica de la Investigación y el Conocimiento*, vol. 1, núm. 4, pp. 577–609, 2017, doi: 10.26820/recimundo/1.4.2017.577-609.
- [48] “Principios en técnicas de suturas de piel: una guía para estudiantes”, *Rev. Medicas UIS*, vol. 31, núm. 2, pp. 65–76, sep. 2018, doi: 10.18273/revmed.v31n2-2018008.
- [49] J. Hochberg, K. M. Meyer, y M. D. Marion, “Suture Choice and Other Methods of Skin Closure”, *Surgical Clinics of North America*, vol. 89, núm. 3, pp. 627–641, jun. 2009, doi: 10.1016/j.suc.2009.03.001.
- [50] Sociedad Valenciana de Medicina Familiar y Comunitaria y Grupo de Cirugía Menor y Dermatología, *Manual práctico de cirugía menor*. Valencia: Obrapropia, 2012.

- [51] R. C. Jackson y M. C. Cavusoglu, "Needle path planning for autonomous robotic surgical suturing", en *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Karlsruhe, Germany, may 2013, pp. 1669–1675. doi: 10.1109/ICRA.2013.6630794.
- [52] F. Zhong, Y. Wang, Z. Wang, y Y.-H. Liu, "Dual-Arm Robotic Needle Insertion With Active Tissue Deformation for Autonomous Suturing", *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, núm. 3, pp. 2669–2676, jul. 2019, doi: 10.1109/LRA.2019.2913082.
- [53] R. C. Jackson y M. C. Cavusoglu, "Modeling of needle-tissue interaction forces during surgical suturing", en *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, St Paul, MN, USA, may 2012, pp. 4675–4680. doi: 10.1109/ICRA.2012.6224756.
- [54] G. Limbert, "Mathematical and computational modelling of skin biophysics: a review", *Proc. R. Soc. A.*, vol. 473, núm. 2203, p. 20170257, jul. 2017, doi: 10.1098/rspa.2017.0257.
- [55] A. Pissarenko y M. A. Meyers, "The materials science of skin: Analysis, characterization, and modeling", *Progress in Materials Science*, vol. 110, p. 100634, may 2020, doi: 10.1016/j.pmatsci.2019.100634.
- [56] H. Joodaki y M. B. Panzer, "Skin mechanical properties and modeling: A review", *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 232, núm. 4, pp. 323–343, abr. 2018, doi: 10.1177/0954411918759801.
- [57] G. M., "Skin layer mechanics", 2010, doi: 10.6100/IR657803.
- [58] L. Y. y H. K., "Skin thickness of Korean adults", *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 24, núm. 3–4, pp. 183–189, ene. 2002, doi: 10.1007/s00276-002-0034-5.
- [59] M. Cunha, A. Cunha, y C. A. Machado, "Hypodermis and subcutaneous adipose tissue two different structures", *Surgical and Cosmetic Dermatology*, vol. 6, pp. 355–359, ene. 2014.
- [60] L. Lancerotto, C. Stecco, V. Macchi, A. Porzionato, A. Stecco, y R. De Caro, "Layers of the abdominal wall: anatomical investigation of subcutaneous tissue and superficial fascia", *Surg Radiol Anat*, vol. 33, núm. 10, pp. 835–842, dic. 2011, doi: 10.1007/s00276-010-0772-8.
- [61] S. J. M. Yazdi, K. S. Cho, y N. Kang, "Characterization of the viscoelastic model of in vivo human posterior thigh skin using ramp-relaxation indentation test", *Korea-Aust. Rheol. J.*, vol. 30, núm. 4, pp. 293–307, nov. 2018, doi: 10.1007/s13367-018-0027-5.
- [62] L. H. Jansen y P. B. Rottier, "Some Mechanical Properties of Human Abdominal Skin Measured on Excised Strips", *Dermatology*, vol. 117, núm. 2, pp. 65–83, 1958, doi: 10.1159/000255569.
- [63] H. L. Stark, "Directional variations in the extensibility of human skin", *British Journal of Plastic Surgery*, vol. 30, núm. 2, pp. 105–114, abr. 1977, doi: 10.1016/0007-1226(77)90001-7.
- [64] H. G. Vogel y W. Hilgner, "The 'step phenomenon' as observed in animal skin", *Journal of Biomechanics*, vol. 12, núm. 1, pp. 75–81, ene. 1979, doi: 10.1016/0021-9290(79)90011-3.
- [65] P. G. Agache, C. Monneur, J. L. Leveque, y J. De Rigal, "Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo", *Arch Dermatol Res*, vol. 269, núm. 3, pp. 221–232, dic. 1980, doi: 10.1007/BF00406415.

- [66] M. G. Dunn y F. H. Silver, “Viscoelastic Behavior of Human Connective Tissues: Relative Contribution of Viscous and Elastic Components”, *Connective Tissue Research*, vol. 12, núm. 1, pp. 59–70, ene. 1983, doi: 10.3109/03008208309005612.
- [67] H. Vogel, “Age dependence of mechanical and biochemical properties of human skin. I: Stress-strain experiments, skin thickness and biochemical analysis”, *Bioengineering and the skin*, vol. 3, núm. 1, pp. 67–91, 1987.
- [68] R. C. Haut, “The Effects of Orientation and Location on the Strength of Dorsal Rat Skin in High and Low Speed Tensile Failure Experiments”, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 111, núm. 2, pp. 136–140, may 1989, doi: 10.1115/1.3168354.
- [69] Robert E. Shadwick, A. P. Russell, y R. F. Lauff, “The structure and mechanical design of rhinoceros dermal armour”, *Phil. Trans. R. Soc. Lond. B*, vol. 337, núm. 1282, pp. 419–428, sep. 1992, doi: 10.1098/rstb.1992.0118.
- [70] S. Diridollou *et al.*, “An In Vivo Method for Measuring the Mechanical Properties of the Skin Using Ultrasound”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, núm. 2, pp. 215–224, feb. 1998, doi: 10.1016/S0301-5629(97)00237-8.
- [71] J. Ankersen, A. E. Birkbeck, R. D. Thomson, y P. Vanezis, “Puncture resistance and tensile strength of skin simulants”, *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 213, núm. 6, pp. 493–501, jun. 1999, doi: 10.1243/0954411991535103.
- [72] F. M. Hendriks, D. Brokken, J. T. W. M. Van Eemeren, C. W. J. Oomens, F. P. T. Baaijens, y J. B. A. M. Horsten, “A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin: Non-linear mechanical behaviour of human skin”, *Skin Research and Technology*, vol. 9, núm. 3, pp. 274–283, ago. 2003, doi: 10.1034/j.1600-0846.2003.00019.x.
- [73] F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, y J.-M. Lagarde, “Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy”, *Skin Res Technol*, vol. 10, núm. 2, pp. 96–103, may 2004, doi: 10.1111/j.1600-0846.2004.00057.x.
- [74] M. Ventre, M. Padovani, A. Covington, y P. Netti, “Composition, structure and physical properties of foetal calf skin”, *Proceedings of IULTCS-EUROCONGRESO*, 2006.
- [75] C. Jacquemoud, K. Bruyere-Garnier, y M. Coret, “Methodology to determine failure characteristics of planar soft tissues using a dynamic tensile test”, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, núm. 2, pp. 468–475, ene. 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.12.010.
- [76] J. Jachowicz, R. McMullen, y D. Prettypaul, “Indentometric analysis of in vivo skin and comparison with artificial skin models”, *Skin Res Technol*, vol. 13, núm. 3, pp. 299–309, ago. 2007, doi: 10.1111/j.1600-0846.2007.00229.x.
- [77] C. Pailler-Mattei, S. Bec, y H. Zahouani, “In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, núm. 5, pp. 599–606, jun. 2008, doi: 10.1016/j.medengphy.2007.06.011.
- [78] B. Zhou, F. Xu, C. Q. Chen, y T. J. Lu, “Strain rate sensitivity of skin tissue under thermomechanical loading”, *Phil. Trans. R. Soc. A.*, vol. 368, núm. 1912, pp. 679–690, feb. 2010, doi: 10.1098/rsta.2009.0238.

- [79] J. Lim, J. Hong, W. W. Chen, y T. Weerasooriya, “Mechanical response of pig skin under dynamic tensile loading”, *International Journal of Impact Engineering*, vol. 38, núm. 2–3, pp. 130–135, feb. 2011, doi: 10.1016/j.ijimpeng.2010.09.003.
- [80] V. W. Wong, K. Levi, S. Akaishi, G. Schultz, y R. H. Dauskardt, “Scar Zones: Region-Specific Differences in Skin Tension May Determine Incisional Scar Formation”, *Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 129, núm. 6, pp. 1272–1276, jun. 2012, doi: 10.1097/PRS.0b013e31824eca79.
- [81] A. Ní Annaidh, K. Bruyère, M. Destrade, M. D. Gilchrist, y M. Otténio, “Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 5, núm. 1, pp. 139–148, ene. 2012, doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.08.016.
- [82] A. Gallagher, A. Ní Annaidh, y K. Bruyère, “Dynamic tensile properties of human skin”, presentado en IRCOBI Conference 2012, 12-14 September 2012, Dublin (Ireland), 2012.
- [83] V. R. Sherman, Y. Tang, S. Zhao, W. Yang, y M. A. Meyers, “Structural characterization and viscoelastic constitutive modeling of skin”, *Acta Biomaterialia*, vol. 53, pp. 460–469, abr. 2017, doi: 10.1016/j.actbio.2017.02.011.
- [84] C. Flynn, A. Taberner, y P. Nielsen, “Mechanical characterisation of in vivo human skin using a 3D force-sensitive micro-robot and finite element analysis”, *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 10, núm. 1, pp. 27–38, feb. 2011, doi: 10.1007/s10237-010-0216-8.
- [85] J. C. Bellido Vallejo, *Cuaderno enfermero sobre cirugía menor, heridas y suturas*. Jaén: Ilustre Colegio Oficial de Enfermería de Jaén, 2008.
- [86] A. Karimi, M. Haghghatnama, A. Shojaei, M. Navidbakhsh, A. Motevalli Haghi, y S. J. Adnani Sadati, “Measurement of the viscoelastic mechanical properties of the skin tissue under uniaxial loading”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, vol. 230, núm. 2, pp. 418–425, abr. 2016, doi: 10.1177/1464420715575169.
- [87] J. Teran, E. Sifakis, S. S. Blemker, V. Ng-Thow-Hing, C. Lau, y R. Fedkiw, “Creating and Simulating Skeletal Muscle from the Visible Human Data Set”, *IEEE Trans. Visual. Comput. Graphics*, vol. 11, núm. 3, pp. 317–328, may 2005, doi: 10.1109/TVCG.2005.42.
- [88] S. F. Levinson, M. Shinagawa, y T. Sato, “Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity”, *Journal of Biomechanics*, vol. 28, núm. 10, pp. 1145–1154, oct. 1995, doi: 10.1016/0021-9290(94)00173-2.
- [89] J. T. Iivarinen, R. K. Korhonen, y J. S. Jurvelin, “Experimental and numerical analysis of soft tissue stiffness measurement using manual indentation device - significance of indentation geometry and soft tissue thickness”, *Skin Res Technol*, vol. 20, núm. 3, pp. 347–354, ago. 2014, doi: 10.1111/srt.12125.
- [90] S. Gahagnon, Y. Mofid, G. Josse, y F. Ossant, “Skin anisotropy in vivo and initial natural stress effect: A quantitative study using high-frequency static elastography”, *Journal of Biomechanics*, vol. 45, núm. 16, pp. 2860–2865, nov. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.032.
- [91] J. Marcé-Nogué, S. De Esteban-Trivigno, T. A. Püschel, y J. Fortuny, “The intervals method: a new approach to analyse finite element outputs using

- multivariate statistics”, *PeerJ*, vol. 5, p. e3793, oct. 2017, doi: 10.7717/peerj.3793.
- [92] S. Łagan, A. Chojnacka-Brożek, y A. Liber-Kneć, “FEM Analysis of Hyperelastic Behavior of Pig’s Skin with Anatomical Site Consideration”, en *Biomechanics in Medicine and Biology*, vol. 831, K. Arkusz, R. Będziński, T. Klekiel, y S. Piszczatowski, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 202–209. doi: 10.1007/978-3-319-97286-2_18.
- [93] M. Toren y M. Çelebi, “A Comparison of The Programmes Using Finite Element Software in Electrical Machine Design”, *International Journal of Applied Mathematics, Electronics and Computers*, pp. 391–391, dic. 2016, doi: 10.18100/ijamec.280546.
- [94] “FEA Compare”. <http://feacompare.com/> (consultado ago. 26, 2021).
- [95] S. Aghajani Pedram, P. Ferguson, J. Ma, E. Dutton, y J. Rosen, “Optimal Needle Diameter, Shape, and Path in Autonomous Suturing”, *arXiv*, p. arXiv-1901, 2019.
- [96] X. Bao, W. Li, M. Lu, y Z. R. Zhou, “Experiment study on puncture force between MIS suture needle and soft tissue”, *Biosurface and Biotribology*, vol. 2, núm. 2, pp. 49–58, jun. 2016, doi: 10.1016/j.bsbt.2016.05.001.
- [97] “CoppeliaSim User Manual”. <https://www.coppeliarobotics.com/helpFiles/index.html> (consultado ago. 29, 2021).