



Simulación de la inserción de una aguja en un tejido con realimentación de fuerza

Diana Marcela Dimas Alvarado

**UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BOGOTÁ D.C.
2014**



Simulación de la inserción de una aguja en un tejido con realimentación de fuerza

Diana Marcela Dimas Alvarado

1801477

Informe final de Auxiliar de Investigación para optar al título de Ingeniero en Mecatrónica.

Investigador Tutor
Ingeniero Byron Alfonso Pérez Gutiérrez M.Sc.

**UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BOGOTÁ D.C.
2014**

El informe final de Auxiliar de Investigación titulado: **“Simulación de la inserción de una aguja en un tejido con realimentación de fuerza”**, elaborado y presentado por la estudiante Diana Marcela Dimas Alvarado como requisito Parcial para optar al Título de Ingeniero en Mecatrónica fue aprobado por el jurado Calificador.

Jurado

Ingeniero Byron Alfonso Pérez Gutiérrez M.Sc.
Tutor

Dedico este trabajo principalmente a Dios por haberme permitido cumplir con mis metas y gracias a esas personas importantes en mi vida, que siempre estuvieron listas para brindarme toda su ayuda. Con todo mi cariño está trabajo de grado se los dedico a ustedes:

Mi Familia y amigos.

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi carrera.

A mis padres por apoyarme en todo momento, por lo valores que me han inculcado, por haberme dando la oportunidad de tener una excelente educación y en especial por ser un ejemplo de vida a seguir.

Finalmente al Ing. Byron Pérez por toda la colaboración brindada, durante la elaboración de este proyecto.

TABLA DE CONTENIDO

1	INTRODUCCIÓN	13
1.1	OBJETIVOS.....	13
1.1.1	Objetivo General	13
1.1.2	Objetivos Específicos	14
1.2	JUSTIFICACIÓN.....	14
1.3	ALCANCE	14
1.4	METODOLOGÍA	15
1.5	ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO	15
2	MARCO TEÓRICO	17
2.1	ESTADO DEL ARTE.....	17
2.2	MARCO CONCEPTUAL	18
2.2.1	Realidad Virtual.....	18
2.2.2	Aplicaciones de la Realidad Virtual en Medicina	19
2.2.3	Deformación de Objetos para Sistemas de Realidad Virtual.....	20
2.2.4	Tecnología Háptica	25
2.2.5	H3DAPI	27
2.2.6	Python	30
2.2.7	Propiedades Biomecánicas de los tejidos	30
2.2.8	Acceso Central Venoso.....	31
2.2.9	Tejido Blando	32
3	CARACTERIZACIÓN DE LOS TEJIDOS: Piel, Músculo Esquelético y Vena.....	35
3.1	PIEL.....	35
3.1.1	Propiedades mecánicas de componentes dérmicos	36
3.2	MÚSCULO ESQUELÉTICO	38
3.3	VENA.....	40
3.4	ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	41
3.4.1	Pre-procesador.....	42
3.4.2	Procesador.....	43
3.4.3	Post-procesador	44

4	INSERCIÓN DE UNA AGUJA EN TEJIDOS BLANDOS	47
4.1	FUERZAS DE INTERACCIÓN AGUJA – TEJIDO	47
4.2	SIMULACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS	49
4.2.1	Pre-procesador.....	51
4.2.2	Procesador	52
4.2.3	Post-procesador	53
4.3	SIMULACIÓN HÁPTICA	56
4.3.1	Desarrollo del Software	56
5	CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	60
6	REFERENCIAS	62
	ANEXOS.....	69
	A. Reporte Ansys Workbench™ Análisis estático.....	70
	Model (A4).....	70
	➤ Geometry.....	70
	➤ Coordinate Systems	72
	➤ Connections.....	73
	➤ Mesh.....	75
	Static Structural (A5)	77
	➤ Solution (A6).....	80
	B. Reporte Ansys Workbench™ Simulación Dinámica.....	85
	Model (A4).....	85
	➤ Geometry.....	85
	➤ Connections.....	88
	➤ Mesh.....	89
	Explicit Dynamics (A5)	91
	➤ Solution (A6).....	95

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Técnicas de Deformación	20
Figura 2. Curva Spline, Pn: Puntos de Control	21
Figura 3. Malla en forma de paralelepípedos asociada a un cuerpo.....	22
Figura 4. Grados de libertad de un eslabón	22
Figura 5. Sistema Masa-Resorte	23
Figura 6. Discretización de un dominio en elementos tetraédricos.	24
Figura 7. Notación del BEM y sus condiciones de frontera.....	25
Figura 8. Dispositivo Háptico Phantom Omni	27
Figura 9. Arquitectura H3DAPI.....	28
Figura 10. Catéter Venoso Central.	32
Figura 11. Anatomía de la piel.	33
Figura 12. Tipos de tejido muscular	33
Figura 13. Fibra Muscular	34
Figura 14. Sección de una Vena.....	35
Figura 15. Diagrama esquemático de la curva esfuerzo/deformación para la piel que muestra la morfología de la fibra de colágeno asociada.....	36
Figura 16. Modelo elástico de Hill.....	38
Figura 17. Curva elasticidad Muscular.....	39
Figura 18. (a) Curva Velocidad de elongación (b) Curva Deformación vs. Carga..	39
Figura 19. Comportamiento de las fibras elásticas y de colágeno por separado y en combinación.....	41
Figura 20. Geometría Tejidos	42
Figura 21. Geometría del modelo solido de los tejidos	43
Figura 22. Enmallado de la geometría	43
Figura 23. Condiciones de frontera y carga	44
Figura 24. Secuencia deformación total de los tejidos.....	44
Figura 25. Esfuerzos en los tejidos	46
Figura 26. Interacción inserción de una aguja con punta biselada en un tejido blando.....	47
Figura 27. La fuerza de fricción a lo largo del eje de la aguja y la fuerza en la punta de la aguja (F_t) durante la inserción.....	48
Figura 28. El tejido soporta elásticamente la aguja a medida que se inserta en él.	49
Figura 29. Geometría tejidos y aguja.....	50
Figura 30. Estructura Explicit Dynamics	51
Figura 31. Enmallado de los tejidos y la aguja.....	52
Figura 32. Condiciones de frontera en los tejidos y carga aplicada en la aguja. ...	52
Figura 33. Secuencia de Deformación 1.....	53

Figura 34. Secuencia de Deformación 2.....	54
Figura 35. Secuencia de Deformación 4.....	54
Figura 36. Secuencia de Deformación 4.....	55
Figura 37. Esfuerzos en los Tejidos.....	55
Figura 38. Aguja formato x3d.....	56
Figura 39. Entorno Virtual Inserción de una aguja en tejidos blandos.	57
Figura 40. Comportamiento de los tejidos ante la penetración de la aguja.....	58
Figura 41. Deformación de la malla.....	59
Figura 42. Usuario interactuando con el entorno.....	59

RESUMEN

El presente trabajo de auxiliar de investigación tiene como objetivo el desarrollo y evaluación de un simulador de entrenamiento, para la inserción de una aguja en tejidos blandos del cuerpo humano; mediante la implementación de un sistema que integra dispositivos hápticos y un prototipo de software. El proyecto se divide en tres grandes partes: La primera es el modelado del comportamiento de los tejidos blandos por medio de métodos de elementos finitos, la segunda es el desarrollo del prototipo de software, y la tercera son las pruebas de funcionamiento y evaluación del sistema final.

Se obtuvieron modelos hiperelásticos y lineales para los tejidos que demostraron gran fiabilidad en comparación con los resultados obtenidos en otros estudios.

PALABRAS CLAVE: Tejidos blandos, FEM, Simulador, Dispositivo Háptico.

ABSTRACT

This research assistant work aims the development and evaluation of a training simulator for the insertion of a needle into soft tissue of the human body; by implementing a system that integrates haptic devices and a software prototype. The project can be divided into three main parts: The first is modeling the behavior of soft tissues using finite element methods, the second is the development of prototype software, and third are the performance testing and evaluation final system.

Hyperelastic and linear models for tissues showed high reliability compared to the results obtained in other studies were obtained.

KEYWORDS: Soft tissue, FEM, Simulator, Haptic Device.

GLOSARIO

Biomecánica: es un área de conocimiento interdisciplinaria que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento y al equilibrio (incluyendo el estático) de los seres vivos. Es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano.

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

Coefficiente de Poisson: es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la de estiramiento.

Esfuerzo: es la intensidad de las fuerzas componentes internas distribuidas que resisten un cambio en la forma de un cuerpo. El esfuerzo se define en términos de fuerza por unidad de área.

Deformación: es el cambio de forma de un cuerpo, el cual se debe al esfuerzo, al cambio térmico, al cambio de humedad o a otras causas.

Isotropía: es la característica de los cuerpos cuyas propiedades físicas no dependen de la dirección en que son examinadas.

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

1 INTRODUCCIÓN

Uno de los mayores retos en el desarrollo de simuladores de procedimientos virtuales para entrenamiento en medicina, es garantizar un alto grado de realismo visual y táctil durante la interacción.

Los simuladores para entrenamiento en medicina son herramientas que apoyan el aprendizaje de técnicas complejas como el acceso venoso central. Con éstos pueden diseñarse diferentes casos de estudio que los estudiantes deberán afrontar, con la finalidad de ampliar sus habilidades. La simulación permite interactuar en forma repetitiva con las estructuras anatómicas de interés y visualizarlas desde cualquier perspectiva, proceso difícil de realizar con los pacientes reales.

Las tecnologías actuales permiten integrar conceptos de realidad virtual para incrementar el impacto de las técnicas existentes, como es el caso de las imágenes médicas con técnicas de procesamiento de imágenes y realidad virtual dentro de un simulador quirúrgico.

Los simuladores quirúrgicos son herramientas que facilitan el aprendizaje previo de técnicas complejas y contribuyen a la reducción de riesgos asociados a la práctica de un nuevo procedimiento.

Estos simuladores deben estar en capacidad de leer el conjunto de imágenes de entrada (i.e. tomografías computarizadas, resonancias magnéticas), proveer herramientas para segmentación y reconstrucción tridimensional de las estructuras anatómicas de interés. Aplicarles un modelo que represente sus propiedades biomecánicas y permitir la interacción usando diferentes canales sensoriales (i.e. vista usando visión tridimensional y tacto usando dispositivos hápticos principalmente) a través de un entorno virtual. La interacción del usuario con el entorno virtual debe estar soportada por un modelo físico que le permita navegarlo y que represente adecuadamente la manipulación del instrumental y su interacción con los tejidos [1].

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo General

Implementar un modelo que represente la fuerza de reacción al insertar una aguja en un tejido blando del cuerpo humano.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Modelar el comportamiento de un tejido blando ante la inserción de una aguja.
- Implementar el modelo en una simulación computacional de elementos finitos.
- Implementar el modelo en un prototipo con realimentación de fuerza.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Este proyecto de investigación busca la implementación de un sistema háptico activo para realimentación de fuerza al usuario, con el que podrá sentir las propiedades mecánicas de los tejidos involucrados en el acceso venoso central, siendo este uno de los desarrollos buscados con el proyecto “Simulador de Acceso Venoso Central en Pediatría Fase I”, herramienta necesaria para entrenar a profesionales de la salud.

Los simuladores para entrenamiento en medicina son herramientas que apoyan el aprendizaje de técnicas complejas como el acceso venoso central. La simulación permite interactuar en forma repetitiva con las estructuras anatómicas de interés y visualizarlas desde cualquier perspectiva, proceso difícil de realizar con los pacientes reales. Al representar de una manera realista el procedimiento, en comparación con los métodos tradicionales de prácticas en cadáveres o animales, se mejora la experiencia e interacción de aprendizaje del usuario (estudiante, profesor, especialista) en el simulador.

Los aportes sociales de este proyecto se reflejarían en la comunidad académica de la Facultad de Medicina de la Universidad a través de las prácticas de laboratorio donde el sistema propuesto se pueda utilizar. De esta manera, se pretende con este proyecto aportar a la comunidad científica nacional e internacional, posicionado al mismo tiempo al grupo de investigación DAVINCI y ubicándolo en tópicos de vanguardia, consolidando alianzas con laboratorios nacionales y extranjeros.

1.3 ALCANCE

Durante el desarrollo de esta propuesta de auxiliar de investigación se apoyará el desarrollo del modelo y simulaciones incluyendo un prototipo con realimentación de fuerza, el cual contara con una interfaz en el computador, utilizando el software y hardware existente en el Centro de Realidad Virtual.

1.4 METODOLOGÍA

La metodología propuesta para el desarrollo de este trabajo de grado está estructurada de la siguiente manera:

- Revisión estado del arte en modelos que describen tejidos blandos, simuladores y aplicaciones que integran sistemas hápticos.
- Determinación del modelo que describa las estructuras anatómicas involucradas en el acceso venoso central, definiendo sus propiedades biomecánicas.
- Implementar el modelo en una simulación computacional de elementos finitos.
- Elaborar la simulación computacional con realimentación de fuerzas.

1.5 ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO

En el segundo capítulo se estudia el estado del arte, con idea de establecer conocimiento general tanto en simulación de tejidos como en aplicaciones de las técnicas de realidad virtual utilizadas actualmente en medicina. El alcance de esta revisión se centra en los modelos implementados para simular el comportamiento de tejidos blandos, como lo son la piel, el musculo esquelético y los vasos sanguíneos y dentro de la realidad virtual, en las aplicaciones o simuladores desarrollados para aprendizaje de habilidades quirúrgicas.

En este mismo capítulo se describen los conceptos fundamentales necesarios para el desarrollo de este trabajo como los son las propiedades biomecánicas de los tejidos y la descripción de los tejidos involucrados en el acceso venoso central, entre otros.

En el tercer capítulo se hace la caracterización de los tejidos, describiendo sus propiedades biomecánicas detalladamente, partiendo de esto se determinan los modelos y los valores de los parámetros implementados en esta investigación.

Finalmente en este capítulo se realiza un análisis de elementos finitos donde se observa el comportamiento de los tejidos implementando los modelos seleccionados.

En el cuarto capítulo se hace un estudio sobre la interacción de fuerzas involucradas en la inserción de una aguja en los tejidos blandos para así llevar a cabo una simulación de elementos finitos para observar el comportamiento de los

tejidos durante su penetración con una aguja, y poder hacer una aproximación de los desplazamientos y tensiones presentados en los tejidos. De igual forma se implementa este modelo en un entorno virtual para poder interactuar con los tejidos obteniendo una realimentación de fuerzas.

Por último en el capítulo quinto se concluye acerca de los resultados obtenidos durante este trabajo de auxiliar de investigación.

2 MARCO TEÓRICO

2.1 ESTADO DEL ARTE

Simuladores virtuales de acceso vascular se encuentran en la literatura reciente ([2] [3]), éstos implementan modelos biomecánicos asociados a objetos tridimensionales que representan tejidos como la piel y los vasos. La interacción con el sistema se realiza a través de dispositivos que transmiten una sensación táctil al usuario cuando éste realiza un procedimiento sobre el cuerpo del paciente virtual presentado en una pantalla de video [4]. Una de las principales ventajas de estos sistemas es la versatilidad para simular procedimientos en pacientes adultos, geriátricos o pediátricos, de accesos en diferentes partes del cuerpo. Además, la información de la ejecución y progreso en la habilidad del procedimiento puede ser registrada y almacenada constantemente. Sin embargo, a pesar del realismo que puede llegar a generarse con este tipo de sistemas, aún resulta preferible por el personal practicante los modelos físicos, dada su mayor semejanza con el ambiente real [5].

En simulación computacional de tejidos se destacan diferentes trabajos en el modelado de tejidos blandos. Picinbono et al. [6] utilizan el modelo St. Venant-Kirchoff con FEM y comportamiento anisótropo para la simulación de tejidos con grandes desplazamientos. El modelo no lineal hiperelástico Neo-Hookean, fue utilizado en el simulador endoscópico de Sekely et al. [7]. Para incorporar comportamiento no lineal, Wu et al. [8] utiliza los modelos Mooney-Rivlin ([9] [10]) y Neo-Hookean en materiales con Hiperelásticidad.

Dentro de los trabajos más recientes se destacan los modelos hiperelástico utilizados por Mahmud et al. [11], donde adaptan el modelo de Ogden [12] para caracterizar tejidos blandos como la piel humana, y por Lapeer et al. [13], donde utilizan FEM para simular en tiempo real las deformaciones de la piel, sin embargo carecen de las propiedades viscosas que aumentan el realismo de la simulación.

En cuanto a los trabajos desarrollados en la Universidad en el área de realidad virtual y simulación en medicina se encuentran el proyecto “Cirugía virtual fase II” desarrollado por Aldana et al. [14], en el cual se implementó un prototipo háptico para interacción con pizas reales de laparoscopia con un ambiente virtual, por Vega [15] donde se planteó el modelo de Voigt del hígado para palpación en cirugía virtual y el grupo Davinci desarrolló un prototipo háptico para cirugía endoscópica de la nariz ([16] [1])

En el año 2012 se presenta la librería de código libre H3D-API para desarrollo háptico en C++, visualización y simulación interactiva en tiempo real. H3D-API es

compatible con diferentes dispositivos hápticos disponibles en el mercado; de tres, seis y siete grados de libertad [17].

El Depto. of Electronic Engineering, Universidad de Salford en Londres, en el año 2005; presentó un sistema de entrenamiento pre operativo de cirugía abierta para el remplazo total de cadera basado en el uso y acoplamiento de dos dispositivos hápticos de tres grados de libertad cada uno, obteniendo un solo dispositivo háptico de seis grados de libertad más fácil de usar y realista para el usuario al compararlo con los otros sistemas [18].

La empresa Laerdal desarrolló en el año 2010 el simulador Virtual I.V. que es un completo y totalmente interactivo sistema de aprendizaje para la formación en cateterismo intravenoso con potentes gráficos en 3D que proporcionan un realismo visual, mientras que un dispositivo háptico simula con precisión el sentido del tacto para una experiencia verdaderamente inmersiva [19].

2.2 MARCO CONCEPTUAL

2.2.1 Realidad Virtual

La realidad virtual se puede definir como I³ por Inmersión-Interacción-Imaginación [20]. Frente a la percepción del mundo real, la realidad virtual (VR) va a desarrollar un entorno físico del usuario simulado por un ordenador. En él se trata de recrear una realidad artificial, buscando engañar los sentidos de la percepción humana, en busca de una mayor inmersión en el sistema virtual abandonando los lazos con la percepción real.

Una gran parte de los entornos de realidad virtual son experiencias principalmente visuales, mostrando en una pantalla o por medio de unas gafas de visión estereoscópica ese mundo virtual. Dependiendo de la calidad de la simulación esta experiencia es más o menos realista.

Uno de los elementos que enriquece el engaño virtual es la posibilidad de la interacción con el mundo simulado. Los usuarios que interactúan con un entorno de realidad virtual pueden manipular el entorno mediante dispositivos de entrada estándar como un teclado, o por dispositivos especialmente diseñados como un ciberguante o un manipulador háptico. La realimentación háptica está ahora comenzando a obtener reconocimiento en aplicaciones de manipulación intensa, mientras que la alimentación por olfato y tacto están en el inicio de su desarrollo [20]

Un dispositivo háptico permite a un usuario tocar, sentir, manipular, crear, y cambiar objetos tridimensionales simulados dentro de un ambiente virtual. Este interfaz puede ser usado para entrenar habilidades físicas en aquellas técnicas

que requieren instrumentos especializados (por ejemplo, cirujanos, astronautas, en cuanto al aprendizaje de la mecánica de la habilidad a entrenar).

2.2.2 Aplicaciones de la Realidad Virtual en Medicina

Uno de los campos de aplicación de la realidad virtual como herramienta de apoyo para el desarrollo de nuevas técnicas de aprendizaje ha sido el campo de la cirugía.

La simulación virtual de una operación de cirugía es el resultado de combinar tres características fundamentales para alcanzar el realismo necesario que haga el sistema útil y convincente para el usuario. Debe lograrse [21]:

- Interacción en tiempo real con el usuario.
- Una visualización realista de la simulación del interior del cuerpo humano.
- Una realimentación de fuerza háptica de acuerdo a la interacción del cirujano con el cuerpo del paciente.

Se puede realizar la siguiente clasificación de aplicaciones de la realidad virtual en medicina [22]:

Telecirugía: Normalmente se aplica el término telecirugía a dos conceptos bastante diferentes. Por una parte existe en una operación de gran precisión, la limitación de resolución por parte del cirujano de acuerdo a su propia habilidad personal, experiencia y otros diferentes factores como pueden ser su estado físico, con lo cual lleva a pensar en la tele-manipulación de un bisturí quirúrgico robotizado por medio del cirujano permitiría aumentar la precisión en la operación. Por otra parte se habla de telecirugía haciendo referencia a la posibilidad de realizar operaciones remotas, a gran distancia física el cirujano del paciente.

Entrenamiento quirúrgico: En el proceso de aprendizaje de un cirujano novel se precisa tarde o temprano de la intervención sobre un paciente. Éste puede estar vivo o no, puede ser humano o de algún animal o incluso un maniquí, pero en cualquiera de los casos es un ensayo destructivo que no se puede repetir con el mismo paciente en las mismas circunstancias. Por lo tanto sólo se puede entrenar algunas patologías, las que se encuentren en el paciente o simulados en un maniquí. La creación de entrenadores de realidad virtual para cirugía permite repetir la misma operación tantas veces como se quiera sin tener que depender de un paciente físico para el aprendizaje de una determinada técnica.

Realidad Aumentada: Supone complementar la información disponible en el escenario real de la operación con la visión de lo que sucede internamente en el interior de un paciente virtual. Este sistema puede incluir todo tipo de ayudas

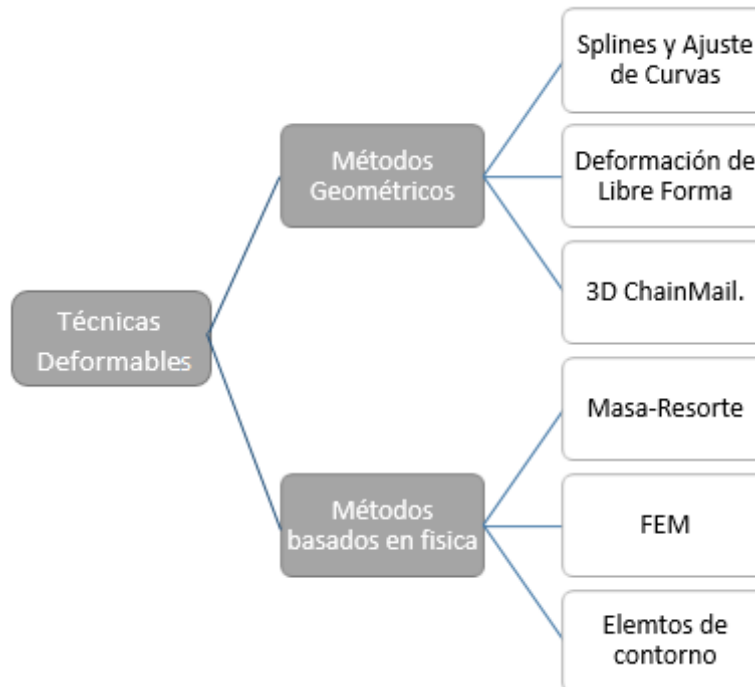
basadas en un sistema computarizado de apoyo-guía en la operación. Esta técnica se conoce como Realidad Aumentada.

2.2.3 Deformación de Objetos para Sistemas de Realidad Virtual

Cuando se habla de objetos deformables, se refiere a objetos que, debido a sus propiedades físicas, su forma puede ser modificada por la acción de otro cuerpo o agente externo (gravedad, viento, pinza, mano, etc.). Generalmente en los ambientes virtuales actuales, los objetos son representados por mallas triangulares o recientemente, como una colección de puntos en el espacio, de manera que una modificación de su forma implica una variación en la ubicación de los vértices y aristas de la malla en correspondencia con la acción que la provoca [23]. El cálculo de la nueva posición para cada vértice o arista de la malla es sumamente costoso para las PC actuales, más aún cuando se está en presencia de escenarios muy complejos, con cientos de miles de polígonos como es el escenario quirúrgico.

Entre las técnicas de deformación están presentes fundamentalmente dos tipos, ellas son: métodos geométricos y métodos basados en física.

Figura 1. Técnicas de Deformación



2.2.3.1 Métodos Geométricos

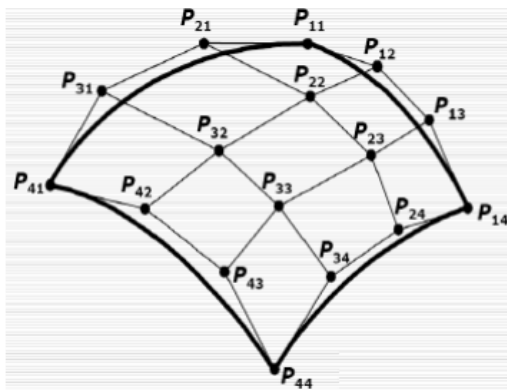
Los métodos geométricos son aquellos que emplean modelos de interpolación paramétrica para la estimación de la deformación, los cuales dependen sólo de relaciones no físicas. Aun cuando su analogía con las deformaciones físicas no son del todo obvias, esta técnica se ha hecho efectiva en algunos simuladores de cirugía debido a la velocidad del cálculo de la deformación.

- **Splines y Ajuste de Curvas**

Muchas de las técnicas de modelación de objetos deformables provienen del campo del diseño asistido por computadoras (CAD). Los diseñadores necesitan vías para especificar numéricamente curvas y superficies y refinar los objetos que modelan. De allí el surgimiento de las curvas de Bezier y otros métodos de especificar curvas con pequeños vectores de números, incluyendo los Splines, B-Splines, NURBS... [24].

Estos métodos se basan en controlar las deformaciones a objetos volumétricos mediante curvas, de manera general estas curvas están formadas por una serie de puntos llamados puntos de control. La forma de los objetos puede ser ajustada de manera predecible moviendo los puntos de control o variando la cantidad de ellos, como se muestra en la figura 2.

Figura 2. Curva Spline, P_n : Puntos de Control



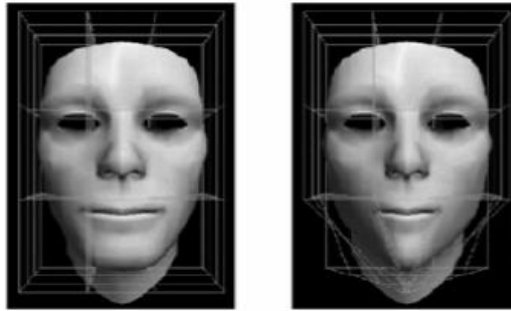
Fuente: http://www.rcim.sld.cu/revista_16/articulos_pdf/deformaciones.pdf

- **Deformación de Libre Forma**

El método de deformación de libre forma (FFD) es una herramienta muy rápida para representar y modelar objetos flexibles basada en deformaciones del espacio que los contiene [25].

Las deformaciones son definidas por funciones paramétricas cuyos valores son determinados a partir de puntos de control que usualmente conforman una malla o rejilla regular en forma de paralelepípedo y a cada uno de sus puntos le son asignados una serie de coordenadas locales (Figura 3).

Figura 3. Malla en forma de paralelepípedos asociada a un cuerpo



Fuente: http://www.rcim.sld.cu/revista_16/articulos_pdf/deformaciones.pdf

- **3D ChainMail**

3D ChainMail fue originalmente creado para deformar mallas uniformes. Está basado en geometría pero puede simular las propiedades de los materiales [26]. Su funcionamiento se basa en que los elementos son modelados por una cantidad n de eslabones enlazados entre sí, donde cada uno tiene un rango limitado de movimiento, de modo que el objeto que se esté simulando tenga un nivel de rigidez y elasticidad acorde con la capacidad de movimiento de cada eslabón, donde los vecinos más cercanos pueden estar en tres tiempos fundamentalmente: relajado, máximo comprimido y máximo extendido como se muestra en la figura 4.

Figura 4. Grados de libertad de un eslabón



Fuente: http://www.rcim.sld.cu/revista_16/articulos_pdf/deformaciones.pdf

2.2.3.2 Métodos basados en física

Entre los métodos basados en física, los Sistemas Masa-Resorte han sido los más populares, pero existen otras alternativas como el Método de Elementos Finitos (FEM) y Método de los Elementos de Frontera (BEM), que se sustentan en la física de materiales y la mecánica continua.

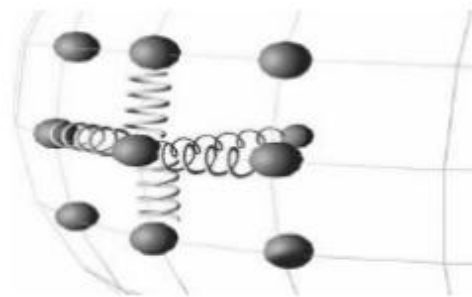
Los modelos de superficies elásticamente deformables, calculan la deformación resolviendo las ecuaciones lineales de elasticidad, lo que permite la simulación basada en los principios de la física. La extensión de esta técnica a 3D es el primer intento en la modelación de tejidos partiendo de elementos finitos. [27]

- **Sistemas Masa-Resorte**

Masa-Resorte es una técnica basada en física ampliamente usada para modelar objetos blandos, consiste en la discretización de los objetos como una malla de partículas y muelles. “Las partículas no son más que objetos que tienen masa, posición, velocidad y responden a la acción de fuerzas pero que carecen de extensión espacial.” [28]

“De manera general un sistema de masa resorte consta de n puntos de masa enlazadas con sus vecinos a través de muelles libres de masa de longitud natural mayor que cero” [29]. Todas sus implementaciones se sostienen sobre la Segunda Ley de Newton que define el movimiento de cada nodo y la Ley de Hooke que define la tensión que une a los nodos mediante muelles.

Figura 5. Sistema Masa-Resorte



Fuente: http://www.rcim.sld.cu/revista_16/articulos_pdf/deformaciones.pdf

- **Métodos de Elementos Finitos (FEM)**

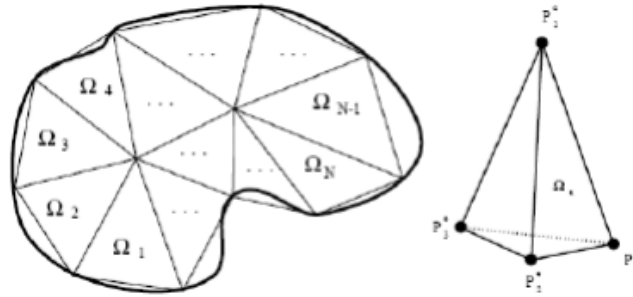
El Método de Elementos Finitos es uno de los más populares en las ciencias de la computación para resolver ecuaciones diferenciales en rejillas irregulares.

En esencia el método consiste en dividir el objeto en un conjunto finito de elementos mediante discretización geométrica y luego las propiedades físicas del objeto son interpoladas para cada elemento usando funciones de forma, de manera que la mecánica continua del objeto es expresada en términos de un conjunto de elementos. Cada uno de los elementos es asociado para obtener un conjunto de ecuaciones que representan la física del objeto [30].

Pudieran definirse una guía para el método como sigue:

1. Discretización geométrica: El cuerpo se subdivide en elementos más simples (usualmente tetraedros o hexaedros) en cada elemento se definen nodos que son puntos de control donde se evalúa el problema y describen localmente el material del objeto, ver la figura 6.

Figura 6. Discretización de un dominio en elementos tetraédricos.



Fuente: http://www.rcim.sld.cu/revista_16/articulos_pdf/deformaciones.pdf

2. Interpolación: Se usan funciones de forma (también conocidas como funciones base) para interpolar cualquier punto P del continuo.
3. Aplicación de la Mecánica Continua: Una vez discretizado el cuerpo y las funciones de forma se debe encontrar expresiones que empleen las ecuaciones de elasticidad en términos de los nodos de la malla. Esto permitirá calcular la distribución interna de tensiones del elemento, su formulación puede ser estática o dinámica.

Formulación Dinámica: Usando la dinámica de Lagrange y la Teoría de la Elasticidad, la ecuación de movimiento del modelo puede ser expresada por una EDO de segundo orden:

$$F = Mx'' + Dx' + Kx \quad (1)$$

Donde M, D y K son matrices de $3n \times 3n$ de masa, amortiguación y rigidez respectivamente y F es el vector fuerza aplicado al objeto [31].

Formulación Estática: La ecuación 5 puede ser simplificada dejando de tener en cuenta aspectos como la inercia, entonces la ecuación del movimiento puede ser expresada como:

$$F = Kx \quad (2)$$

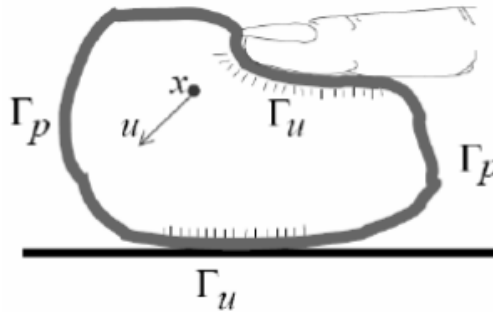
La principal ventaja de FEM es que puede producir simulaciones más realistas físicamente, sin embargo requiere de muchos cálculos, que solo pueden ser reducidos disminuyendo el número de nodos (elementos), lo que atenta contra la

exactitud del modelo [32].

- **Método de los Elementos de Contorno**

El Método de los Elementos de Contorno (Boundary Element Method, BEM), es una alternativa interesante al FEM estándar, porque todos los cálculos se realizan en la superficie del cuerpo elástico en lugar de su volumen como se representa en la Figura. 7. El método logra un aumento sustancial de la velocidad debido a que el problema tridimensional original, es reducido a dos dimensiones. Sin embargo, solo puede ser aplicado en cuerpos cuyo interior esté compuesto por un material homogéneo [33].

Figura 7. Notación del BEM y sus condiciones de frontera



Fuente: http://www.rcim.sld.cu/revista_16/articulos_pdf/deformaciones.pdf

De las ventajas de este método respecto a FEM para determinado tipo de soluciones puede decirse que: “BEM es más preciso que FEM para calcular fuerzas de contacto y quizás la mejor opción que ofrece BEM es que usa la misma discretización usada para el render, es decir, no se necesita otro enmallado, en FEM el interior del cuerpo debe ser enmallado” [34].

2.2.4 Tecnología Háptica

La tecnología háptica proviene del griego háptō (tocar, relativo al tacto) y significa todo aquello referido al contacto físico, especialmente cuando éste se usa de manera activa. Es la capacidad de interactuar con un medio por medio del sentido del tacto con una serie de receptores que nos dan información de la textura, forma, tamaño, relieve, etc. [35]

2.2.4.1 Dispositivos e Interfaces Hápticos

Los dispositivos hápticos buscan aplicar el sentido del tacto a la interacción humana con sistemas informáticos. Un dispositivo háptico es el que implica el

contacto físico entre la computadora y el usuario, por lo general mediante un dispositivo de entrada/salida, como una palanca de mando o guantes, que permiten transmitir los movimientos del cuerpo [36]. El usuario puede no sólo enviar la información a la computadora, sino recibir la información de la computadora en forma de una sensación sobre alguna parte del cuerpo, bien en un único punto con los dispositivos manipuladores, en una mano, con los ciberguantes o bien en todo el cuerpo con los exoesqueletos.

Hay dos caminos principales por los cuales un dispositivo háptico puede ser controlado, los paradigmas de control de impedancia y admitancia [36].

Impedancia: el usuario mueve el dispositivo, y el dispositivo reaccionará con una fuerza si es necesario en función del desplazamiento. Esta es la interacción básica entre el usuario y el bucle de control.

Admitancia: el dispositivo mide las fuerzas que el usuario ejerce sobre él, y reacciona con el movimiento (la aceleración, la velocidad, la posición).

La gran parte de simulaciones desarrolladas en entornos virtuales involucraban exclusivamente la vista y el oído; debido a la necesidad de simulaciones y entornos más realistas se ha acudido a la implementación de dispositivos e interfaces gráficas que permiten al usuario tocar, sentir y manipular los objetos simulados en el entorno virtual.

Algunos de los principales campos de aplicación de los interfaces hápticos son [14]:

- Medicina: Simuladores quirúrgicos para entrenamiento médico, micro robots para cirugía mínimamente invasivas, etc.
- Educacional: Proporcionando a los estudiantes la posibilidad de experimentar fenómenos a escalas nano y macro, escalas astronómicas, como entrenamiento para técnicos, etc.
- Entretenimiento: Juegos de video y simuladores que permiten al usuario sentir y manipular objetos virtuales, etc.
- Industria: Integración de interfaces hápticos en los sistemas CAD de tal forma que el usuario puede manipular libremente los componentes de un conjunto en un entorno inmersivo.
- Artes gráficas: Exhibiciones virtuales de arte, museos, escultura virtual etc.

Las interfaces hápticas pueden clasificarse en tres grandes grupos, según proporcionen: realimentación de fuerza, realimentación táctil, o realimentación propia receptiva.

Los interfaces que proporcionan realimentación de fuerza aportan datos relacionados con la dureza, peso e inercia del objeto virtual. Los interfaces que proporcionan una realimentación de fuerza táctil nos permiten adquirir datos tales como la geometría del objeto virtual, su rugosidad y temperatura, entre otros. Por último, los interfaces que proporcionan realimentación de fuerza propia receptiva nos dan información acerca de la posición del cuerpo del usuario o su postura.

2.2.4.2 Sistema Háptico Sensable Phantom Omni

Uno de los sistemas hápticos más usados a nivel mundial en aplicaciones de realidad virtual es el Phantom Omni desarrollado por la empresa Sensable.

Figura 8. Dispositivo Háptico Phantom Omni



Fuente: <http://www.dentsable.com/haptic-phantom-omni.htm>

Actualmente se dispone de varios modelos de este interface, cuyo número de grados de libertad en posicionamiento varía desde 3 hasta 6, pudiendo recibir realimentación de fuerza a lo largo de todos o algunos de estos grados de libertad. El espacio de trabajo de los distintos modelos varía considerablemente desde los modelos iniciales a los superiores. La fuerza máxima que puede proporcionar es de 22N en el modelo Premium 3.0 y la fuerza sostenida (24h.) es de 3N. Conforme avanzamos hacia modelos superiores, aumenta la inercia de los dispositivos, al tiempo que disminuye su rigidez. El Phantom renueva el estado de sus fuerzas cada milisegundo, y presenta una alta resolución posicional. [37]

2.2.5 H3DAPI

H3DAPI es una multiplataforma de código abierto, de escena gráfica APIx. H3D está escrito enteramente en C++ y utiliza OpenGL para la representación de gráficos y HAPI para el renderizado de hápticos. HAPI es una API háptica de código abierto desarrollado por el equipo detrás de API H3D [38].

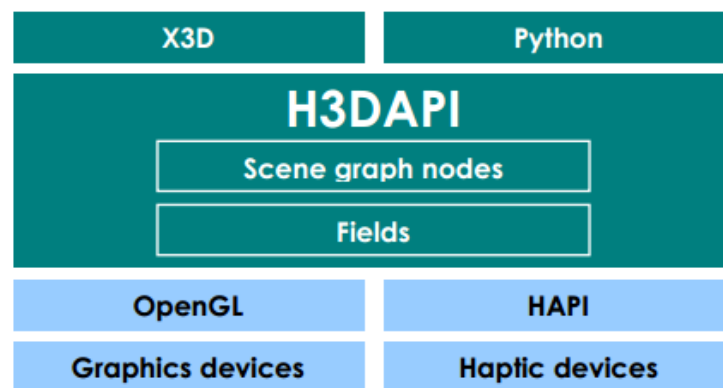
H3D está construida usando diversos estándares industriales:

- X3D: El formato de archivo extensible sucesor al estándar VRML. Además de ser un formato, es una norma abierta ISO para el diseño de escenas gráficas. [39]
- XML: Extensible Markup Language, es un formato de idioma utilizado en una amplia variedad de aplicaciones. El formato X3D está basado en XML. [40]
- OpenGL: Open Graphics Library, es el multi-idioma multi-plataforma estándar para los gráficos 3D. [41]
- STL: Es una gran colección de plantillas C++ que soportan el rápido desarrollo de aplicaciones de gran eficiencia.

A diferencia de la mayoría de los diferentes escenarios gráficos API, H3DAPI está diseñado principalmente para apoyar un proceso especial de rápido desarrollo. Mediante la combinación de X3D, C++ y el lenguaje de programación Python, H3DAPI ofrece tres modos de programación de aplicaciones que ofrecen velocidad de ejecución donde el rendimiento es fundamental, y la velocidad de desarrollo donde el rendimiento es menos crítico.

Esencialmente H3DAPI es una capa que encapsula gráficos y hápticos en una plataforma e implementa X3D y Python como una interfaz para el desarrollo de aplicaciones.

Figura 9. Arquitectura H3DAPI.



Fuente:

Una de las características importantes de H3DAPI es que proporciona flexibilidad al programador más allá de X3D y Python scripting. H3DAPI está diseñado para ser modular y fácilmente extensible, los desarrolladores de lo más avanzados pueden implementar gráficos de más bajo nivel y programación de hápticos con C++.

H3D API contiene nodos especiales para superficies, fuerzas, etc. Se explican los principales a continuación.

Superficies [42]:

- **DepthMapSurface:** Es un `H3DSurfaceNode` que utiliza una textura 2D para determinar la profundidad de la superficie.
- **SmoothSurface:** Define una superficie lisa, con dos campos de rigidez y amortiguación, que determina la rigidez y la velocidad de amortiguación de la superficie.
- **FrictionalSurface:** Se hereda de `SmoothSurface`. `FrictionalSurface` tiene dos campos adicionales para determinar propiedades de fricción: `staticFriction` define la fricción que se experimenta después del movimiento inicial cuando se reclina sobre la superficie, mientras que `dynamicFriction` define la fricción que se experimenta cuando se mueve a lo largo de la superficie.
- **MagneticSurface:** El `MagneticSurface` es una superficie en la que el objeto es atraído a la superficie, y las fuerzas se generan con el fin de mantener el objeto en la superficie.
- **OpenHapticsSurface:** Trabaja con `OpenHapticsRenderer`.

Efectos de Fuerza [43]:

- **ForceField:** Un campo de fuerza añade una fuerza constante a la escena. Los campos de fuerza se agregan con el nodo de fuerza, que sólo tiene un campo propio: la fuerza, un campo con tipo `SFVec3f` que especifica la fuerza para hacer.
- **MagneticGeometryEffect:** El efecto de la geometría magnética trabaja una fuerza magnética y se implementa en el nodo `MagneticGeometryEffect`.
- **PositionFunctionEffect:** Como su nombre lo indica, el efecto de la función de posición crea una fuerza en la escena controlada por una función de la posición. El nodo tiene campos `xFunction`, `yFunction` y `zFunction` que controla la fuerza en la x, y y z respectivamente. La fuerza generada es $F = \langle xFunction, yFunction, zFunction \rangle$.
- **SpringEffect:** Los `SpringEffect` modelan fuerzas ejercidas por resorte y se añade a una escena con el nodo `SpringEffect`.
- **TimeFunctionEffect:** El efecto de la función de tiempo crea una fuerza en la escena controlada por una función de tiempo. El nodo tiene campos `xFunction`, `yFunction` y `zFunction` que controla la fuerza en las direcciones x, y y z con respecto al tiempo.

ToggleGroup: El nodo `ToggleGroup` permite a los usuarios activar o desactivar los gráficos y / o renderizado de hápticos de nodos hijos. Contiene los campos `graphicsOn` y `hapticsOn` para este propósito. [44]

PythonScript: El nodo PythonScript es un enlace para el guión de lenguaje de Python, que se puede utilizar para, por ejemplo, modificar escenas y gestionar eventos. Para utilizar Python se tendrá que añadir uno de estos nodos a la escena gráfica. El nodo PythonScript especifica una URL a donde se encuentra el verdadero código Python. [45]

DeviceInfo: DeviceInfo es un nodo de X3DBindableNode que contiene los dispositivos que se utilizan con la API. Contiene, por ejemplo, todos los nodos H3DHapticsDevice que se utilizan para la renderización háptica, ratón y dispositivos de Magallanes.

2.2.6 Python

Es un lenguaje de programación interpretado cuya filosofía hace hincapié en una sintaxis muy limpia y que favorezca un código legible.

Se trata de un lenguaje de programación multiparadigma, esto significa que más que forzar a los programadores a adoptar un estilo particular de programación, permite varios estilos: programación orientada a objetos, programación imperativa y programación funcional. Es un lenguaje interpretado, dinámico y es multiplataforma.

Una característica importante de Python es la resolución dinámica de nombres; es decir, lo que enlaza un método y un nombre de variable durante la ejecución del programa (también llamado enlace dinámico de métodos).

Otro objetivo del diseño del lenguaje es la facilidad de extensión. Se pueden escribir nuevos módulos fácilmente en C o C++. Python puede incluirse en aplicaciones que necesitan una interfaz programable. [46]

2.2.7 Propiedades Biomecánicas de los tejidos

Teniendo en cuenta que durante el acceso venoso se debe introducir una aguja en el cuerpo humano a través de la piel hasta llegar al vaso sanguíneo, es necesario conocer las características mecánicas de los tejidos biológicos involucrados para poder realizar una simulación.

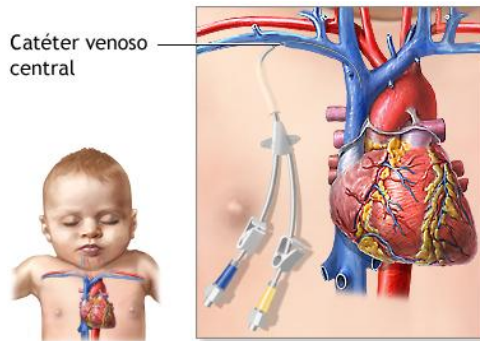
Las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos [47] se pueden describir mediante su ecuación constitutiva, la cual relaciona el campo cinemático, térmico y mecánico. Para el caso de la simulación de tejidos se estudian las relaciones entre esfuerzos y deformaciones, desplazamientos y fuerzas ([48] [49]), ya que estas relaciones son fundamentales en el modelado y la representación de modelos deformables. A continuación se describen algunas características mecánicas que permiten describir el comportamiento de los materiales [50].

- **Esfuerzo:** Cuando un cuerpo en equilibrio está sujeto a fuerzas externas, se generan fuerzas internas. La magnitud de estas fuerzas se define por su intensidad llama esfuerzo (stress). El esfuerzo es una medida de la distribución interna de la fuerza por unidad de área que equilibra y reacciona a las cargas externas o las condiciones de contorno aplicadas a un cuerpo.
- **Deformación:** Es el cambio de la forma bajo la acción de cargas.
- **Elasticidad:** Propiedad que se basa en la presunción de que el esfuerzo es una función unívoca de la deformación. Si se asume que el esfuerzo es una función lineal de la deformación, el modelo se denomina linealmente elástico, de lo contrario se llama elástico no lineal.
- **Viscoelásticidad:** Un material se dice que es viscoelástico si el material tiene una parte elástica (recuperable), así como una parte viscosa (no recuperable). Tras la aplicación de una carga, la deformación elástica es instantánea, mientras que la parte viscosa se produce con el tiempo.
- **Plasticidad:** Se basa en la presunción de que existe un esfuerzo de fluencia y que se puede desarrollar una deformación plástica o permanente cuando se alcanza este punto.
- **Hiperelásticidad:** Cuando un material puede estar sometido a grandes deformaciones sin presentar deformación permanente (sin que haya disipación interna de energía) se denomina hiperelástico. Estos materiales no tienen en consideración las deformaciones pasadas y su comportamiento no presenta histéresis. La relación esfuerzo-deformación se deriva de una función de energía de deformación.

2.2.8 Acceso Central Venoso

Un acceso venoso central consiste en un pequeño tubo (catéter) que se coloca en una vena del cuello o la parte superior del pecho. A través de esta vena se pueden administrar medicamentos o sustancias nutritivas y se puede extraer sangre sin la necesidad de pinchar el vaso repetidas veces. Hasta hace poco un acceso venoso central sólo se podía establecer mediante una intervención quirúrgica, pero hoy en día ya no hace falta este tipo de procedimiento [51].

Figura 10. Catéter Venoso Central.



Fuente: http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/19861.htm

2.2.9 Tejido Blando

Tal y como lo define su nombre tejido blando es el que no es rígido. Así pues, es un tejido adaptable y adaptador sobre el cual recaen los trastornos simbióticos con otros campos que el puramente estructural.

Hace referencia a Todos los tejidos corporales no óseos, como los músculos, la grasa, el tejido fibroso, los vasos sanguíneos o cualquier otro tejido conjuntivo del cuerpo.

Se tienen 3 tipos de tejidos involucrados en el acceso central venoso, que son: piel, músculo y vena. A continuación se hará una breve descripción de cada uno de estos

➤ Piel

La piel es el órgano vivo más pesado (de 3 a 4 kg) y el más amplio del cuerpo humano (de 1.5 a 2 m²). En permanente relación con los demás órganos, la piel puede revelar las disfunciones o enfermedades que padezcan otros órganos de nuestro cuerpo. La piel es heterogénea, anisotrópico y un material viscoelástico no lineal [52]. La piel tiene tres funciones básicas:

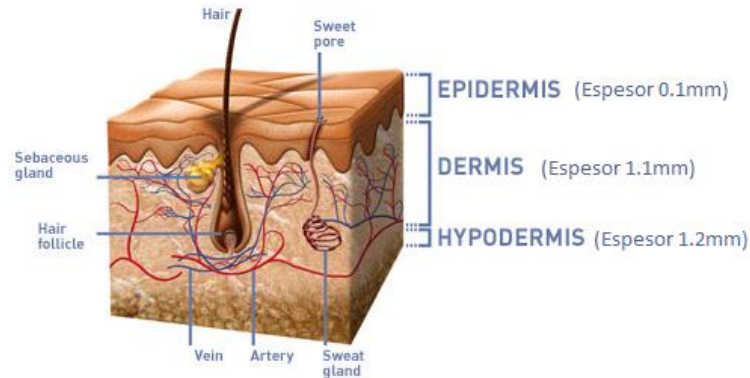
Protección: La piel protege al cuerpo de ataques mecánicos, físicos, químicos o microbianos desde el exterior.

Transmisión: La piel se utiliza para transmitir información entre el cuerpo y el mundo exterior a través de sus múltiples terminaciones nerviosas que reciben estímulos táctiles, térmicos y dolorosos.

Intercambio: La piel es el lugar donde se llevan a cambio numerosos intercambios entre el organismo y el exterior. Asimismo, participa en mecanismos complejos, como la regulación de la temperatura corporal y la síntesis de vitamina D.

La piel está formada por 3 capas superpuestas separadas entre sí:

Figura 11. Anatomía de la piel.

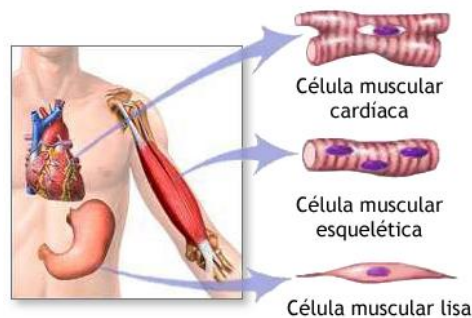


Fuente: <http://www.bioderma.com/es/a-la-escucha-de-tu-piel/la-piel-es-un-organo.html>

➤ **Músculo**

El tejido muscular se caracteriza porque está formado por células contráctiles que se han especializado al máximo para conseguir trabajo mecánico a partir de la energía química gracias a la interacción de las proteínas contráctiles actina y miosina [53].

Figura 12. Tipos de tejido muscular



Fuente: http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/19841.htm

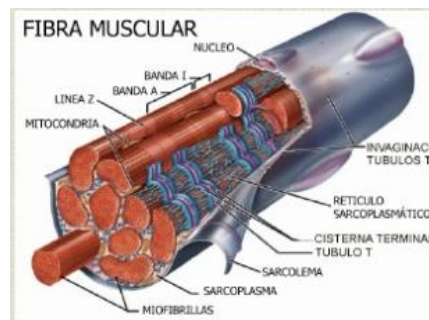
El tejido muscular puede clasificarse en diversos subtipos: cardíaco, liso y esquelético. Las células del músculo cardíaco están localizadas en las paredes del corazón, tienen apariencia estriada y están bajo control involuntario. Las fibras de músculo liso están localizadas en las paredes de los órganos viscerales huecos, a excepción del corazón, tienen apariencia estriada y también están bajo control involuntario. Las fibras del músculo esquelético se presentan en músculos que están adheridos al esqueleto, tienen apariencia estriada y están bajo control voluntario.

El músculo esquelético es un tipo de músculo que tiene como unidad fundamental el sarcómero, y que presenta, al verlo a través de un microscopio, estrías que

están formadas por las bandas claras y oscuras alternadas del sarcómero. Está formado por fibras musculares en forma de huso, con extremos muy afinados, y más cortas que las del músculo liso. Estas fibras poseen la propiedad de la plasticidad, es decir, cambian su longitud cuando son estiradas, y son capaces de volver a recuperar la forma original. Es el encargado del movimiento de los esqueletos axial y apendicular y del mantenimiento de la postura o posición corporal.

El tejido musculo esquelético está formado por haces de células muy largas (hasta 30 cm), cilíndricas y plurinucleadas, que contienen abundantes filamentos, las miofibrillas. El diámetro de las fibras musculares estriadas esqueléticas oscila entre 10 y 100 μm . Estas fibras se originan en el embrión por la fusión de células alargadas denominadas mioblastos. En las fibras musculares esqueléticas, los numerosos núcleos se localizan en la periferia, cerca del sarcolema. Esta localización característica ayuda a diferenciar el músculo esquelético del músculo cardíaco debido a que ambos muestran estriaciones pero en el músculo cardíaco los núcleos son centrales.

Figura 13. Fibra Muscular



Fuente: <http://es.scribd.com/doc/116033889/Biomecanica-de-tejido-muscular-pdf>

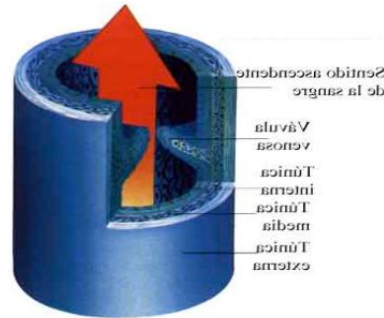
➤ Vena

Las Venas son vasos sanguíneos de paredes finas y preparadas para soportar baja presión a través de los cuales la sangre retorna al corazón. Se originan mediante pequeños ramos en las redes capilares y siguen dirección contraria a la de las arterias. El diámetro de las venas varía entre 0,1mm y más de 1mm. Las venas son de mayor volumen que las arterias el volumen de las venas varia con la constitución individual.

Están compuestas esencialmente por las 3 mismas capas (túnicas) que las arterias el espesor relativo de las capas es diferente. La túnica interna de las venas es más delgada que la de las arterias; la túnica media de las venas es

mucho más delgada que en las arterias, con relativamente poco músculo liso y fibras elásticas. La túnica externa de las venas es la capa más gruesa y está formada por fibras elásticas y colágeno ([54] [55]).

Figura 14. Sección de una Vena



Fuente: <http://www.uv.mx/personal/cblazquez/files/2012/01/Sistema-Venoso.pdf>

3 CARACTERIZACIÓN DE LOS TEJIDOS: Piel, Músculo Esquelético y Vena

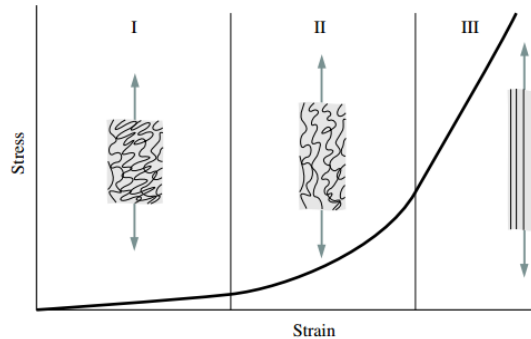
Intervenciones quirúrgicas, mecánicas y diagnósticas de los tejidos blandos han demostrado su gran facilidad para ser deformados o distorsionados [56] bajo pequeñas cargas, por lo que su comportamiento ha sido modelado mediante propiedades elásticas [57], hiperelásticas [58] y viscoelásticas [59]; en general, la respuesta constitutiva se ha planteado como anisotrópica, no lineal y viscoelástica [60], pero depende en gran medida de los métodos utilizados para cuantificar las propiedades mecánicas de estos.

3.1 PIEL

La piel es el órgano más grande del cuerpo humano con una complicada estructura de capas múltiples [61] que constituye su comportamiento de deformación compleja. Es un material heterogéneo compuesto por fibras de colágeno y elastina en una matriz de proteoglicanos. Actuando juntos, estos componentes son los responsables del comportamiento mecánico de la piel tal como se manifiesta en las curvas de esfuerzo/deformación (Figura 15). Estas curvas están caracterizadas por una región de baja rigidez en pequeñas tensiones seguidas del aumento dramático de la rigidez como la tensión haciéndose grandes. Se acepta generalmente que durante la región inicial, bajo la rigidez, las fibras de colágeno se alinean paralelamente a la dirección de estiramiento

máximo, mientras que ya sea la elastina y/o la matriz de proteoglicanos proporciona resistencia a la deformación. Una vez que las fibras de colágeno están suficientemente alineadas, la extensión adicional de la piel requiere la extensión de las fibras de colágeno, dando como resultado un aumento significativo en la rigidez de la piel.

Figura 15. Diagrama esquemático de la curva esfuerzo/deformación para la piel que muestra la morfología de la fibra de colágeno asociada.



Fuente: http://biomechanics.stanford.edu/me338/me338_project02.pdf

En la literatura, el módulo de Young de la piel, varía entre 0.42MPa y 0.85MPa para ensayos de torsión [62], 4.6MPa y 20MPa para ensayos de tracción [63], entre 0.05MPa y 0.15MPa para las pruebas de aspiración [64] y entre 1.1kPa y 8kPa [65] para ensayos de indentación. La principal desventaja de los métodos convencionales de tracción, 26 Comportamiento Mecánico de Tejidos Blandos Tipo Multicapa compresión, torsión y aspiración, es que modifican el estado natural de la piel, además los métodos de fijación del dispositivo experimental adicionan esfuerzos a la prueba, como consecuencia, los valores medidos de las propiedades mecánicas pueden ser afectados, y difícilmente puede estimarse el valor de pretensado inducido por los dispositivos mecánicos.

Las propiedades de la piel varían con la edad y ubicación del tejido por persona. Aunque la epidermis es más rígida que la dermis, por lo general la contribución de la epidermis a las propiedades mecánicas del espesor de la piel completa es despreciable. Se considera que las propiedades biomecánicas determinadas a partir de pruebas realizadas a la piel en su conjunto se deben principalmente al efecto del colágeno dérmico, ya que se obtienen resultados similares a partir de ensayos de colágeno [66].

3.1.1 Propiedades mecánicas de componentes dérmicos

Para entender el comportamiento mecánico de la piel, se describe el comportamiento mecánico de los componentes dérmicos [66].

- Colágeno

Las fibras de colágeno son el constituyente principal de la dermis (77% del peso seco libre de grasa) y forman una red irregular de fibras onduladas en espiral en dirección casi paralela con la superficie de la piel. Las fibras son separadas unas de otras a lo largo de la mayor parte de su longitud y unido por la sustancia fundamental. El colágeno se caracteriza por su alta resistencia a la tracción (1.5-3.5 MPa), baja extensibilidad (ruptura en las cepas en el orden de 5-6%), y una elevada rigidez (módulo de Young de aproximadamente 0,1 GPa a 1 GPa en la región lineal). El espesor de los haces es 1-40 micras.

- Elastina

Uno de los componentes más importantes de los tejidos es la elastina, quien provee elasticidad a las venas, arterias, parénquima pulmonar y mantiene la piel suave. Las fibras de elastina son el segundo componente principal de la dermis (4% del peso seco libre de grasa). Son menos rígidas que el colágeno y muestran deformaciones completamente reversibles. El espesor de la fibra es 0.5-8 micras.

- Reticulina

La reticulina se encuentra en cantidades mucho más pequeñas que los demás componentes (0,4% del peso seco libre de grasa). Las propiedades mecánicas de la reticulina no se conocen exactamente, pero se presume que su morfología es similar a la del colágeno, por lo que las propiedades son probablemente similares.

La predicción de la deformación de la piel siempre ha sido muy difícil [67], recientemente, un método experimental e innovador que utiliza el sistema de captura de movimiento se ha desarrollado, y se utiliza con éxito para medir la deformación de la piel humana *in vivo* [11]. Se encontró que los resultados experimentales son confiables y útiles.

Aunque la piel tiene un comportamiento viscoelástico, hiperelástico no lineal y anisotrópico [11] para este estudio, sólo se tuvo en consideración la Hiperelásticidad no lineal, ya que incluir todas estas propiedades en uno solo modelo sería muy complicado, esta hipótesis se toma de la investigación realizada por Tong y Fung [68].

Para definir el comportamiento de la piel se escogió emplear el modelo de Ogden [12], el cual describe un material hiperelástico isótropo cuya función de densidad de energía tiene la siguiente expresión:

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (3)$$

Siendo N un número arbitrario y los parámetros indeterminados μ_p representan el módulo cortante y α_p son constantes adimensionales.

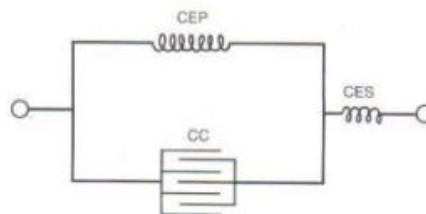
En el trabajo de Mahmud et al. [11] el objetivo principal era determinar las propiedades biomecánicas de la piel humana utilizando un modelo de elementos finitos. Los parámetros, μ y α , fueron variados de 10 a 110Pa y 26 a 110, respectivamente, encontrando que los valores que describen mejor el comportamiento de la piel son: $\mu= 110\text{Pa}$ y $\alpha=26$, los cuales serán adoptados en el desarrollo de proyecto.

3.2 MÚSCULO ESQUELÉTICO

El músculo esquelético es el tejido más abundante en el cuerpo humano, supone el 40%-45% del peso total del cuerpo. El cuerpo tiene más de 430 músculos esqueléticos, que se encuentran por pares a ambos lados del cuerpo.

Los tendones y los tejidos conectivos dentro y alrededor del vientre muscular son estructuras viscoelásticas. El comportamiento mecánico del músculo se puede describir mediante un modelo básico que involucra los elementos elásticos en serie, paralelo y el elemento contráctil. Hill [69], mostró que los tendones representan un componente elástico a modo de muelle localizado en serie con el componente contráctil representado por la actina y miosina; y el endomisio, epimisio, perimisio y sarcolema representan un segundo componente elástico localizado en paralelo con el componente contráctil.

Figura 16. Modelo elástico de Hill



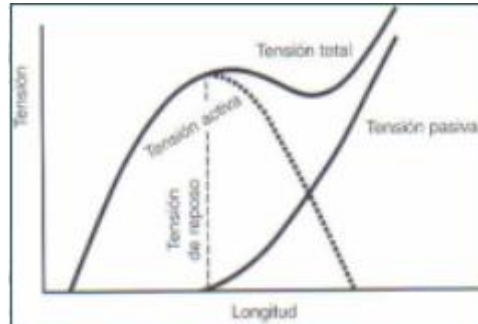
Fuente: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-401202012%20BM%20UPV.pdf>

- **Comportamiento Elástico Muscular**

En la unidad músculo tendinosa, el comportamiento elástico está determinado principalmente por los componentes conectivos y elementos contráctiles. La interacción de estos elementos con la deformación determina la curva

longitud/tensión elástica del músculo [70].

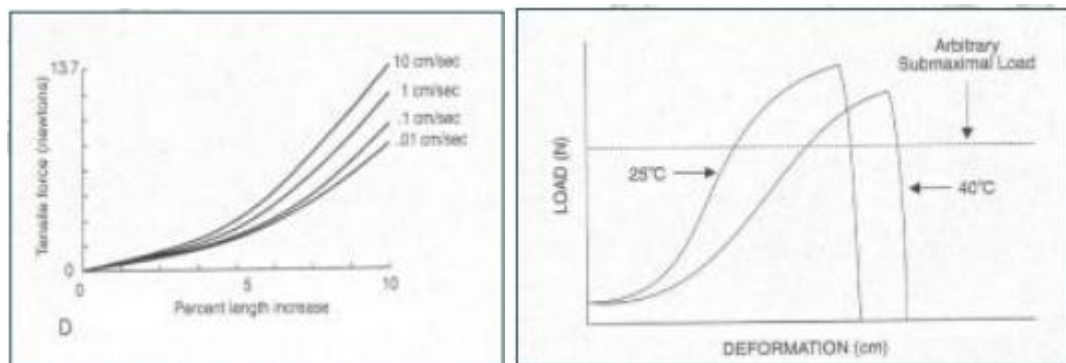
Figura 17. Curva elasticidad Muscular



Fuente: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-401202012%20BM%20UPV.pdf>

Debido a su comportamiento viscoelástico el músculo presenta mayor o menor rigidez de acuerdo a la velocidad de elongación. La temperatura del músculo determina su capacidad de elongación. Un aumento de la temperatura aumenta la elasticidad y disminuye la rigidez.

Figura 18. (a) Curva Velocidad de elongación **(b)** Curva Deformación vs. Carga



(a)

(b)

Fuente: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-401202012%20BM%20UPV.pdf>

El tejido muscular tiene un comportamiento altamente complejo, ya que es un material anisotrópico, no lineal, incompresible e hiperelástico [71].

Para definir el comportamiento del músculo se optó por el modelo de Mooney-Rivlin [9] el cual describe un material hiperelástico modelable cuya función de densidad de energía de deformación tiene la siguiente expresión:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (4)$$

Donde \bar{I}_1 y \bar{I}_2 son el primer invariante (invariante lineal) y segundo invariante (invariante cuadrático):

$$\begin{aligned} \bar{I}_1 &= J^{-2/3} I_1; & I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ \bar{I}_2 &= J^{-4/3} I_2; & I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \end{aligned} \quad (5)$$

J y λ_i son la relación de volumen elástico y los tramos principales, respectivamente. C_{10} y C_{01} son la constante que caracteriza la deformación desviadora del material y por último d es el parámetro de incompresibilidad de material .

En los trabajos de Teran et al. [71] y Zhiheng et al. [72], en los cuales se desarrollaron simulaciones de músculos esqueléticos definieron los valores típicos para estos parámetros: $C_{10} = 30000$ Pa, $C_{01} = 10000$ Pa, $K = 60000$ Pa.

El módulo de volumen inicial se define como, $K = \frac{2}{d}$ entonces obtenemos que $d=3.33 \times 10^{-5} \text{ Pa}^{-1}$

Teniendo en cuenta la eficiencia de la computación, se va adoptar el modelo de Mooney-Rivlin de dos parámetros para este trabajo.

3.3 VENA

La pared de la vena se compone de tres capas [54]:

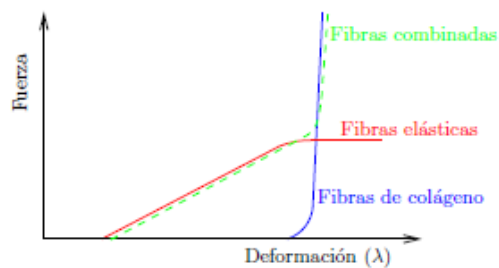
Túnica adventicia: Es la cubierta externa de las arterias y las venas. Se compone de tejido conjuntivo, de colágeno y fibras elásticas. Estas fibras permiten que las arterias y las venas se estiren para evitar la sobre-expansión debido a la presión que se ejerce sobre las paredes por el flujo sanguíneo.

Túnica Media: Es la capa media de las paredes de las arterias y las venas. Se compone de músculo liso y fibras elásticas. Esta capa es más gruesa en las arterias que en las venas.

Túnica íntima: Es la capa interna de las arterias y las venas. En arterias esta capa se compone de un revestimiento de la membrana elástica y el endotelio suave (tipo especial de tejido epitelial) que está cubierta por los tejidos elásticos. Las venas no contienen el revestimiento de la membrana elástica que se encuentra en las arterias. En algunas venas la capa túnica íntima también contiene las válvulas para evitar que la sangre fluya en una sola dirección.

Las fibras elásticas tienen un comportamiento elástico no lineal, ya que plastifican a partir de un determinado nivel de deformación [73]. En cambio, las fibras de colágeno empiezan a coger tensión a partir de un nivel más elevado de deformación, pero su rigidez es muchísimo mayor. La combinación de ambos grupos de fibras da lugar al comportamiento de la pared como se muestra en la Figura 19.

Figura 19. Comportamiento de las fibras elásticas y de colágeno por separado y en combinación



En el trabajo desarrollado por Biswas et al. [74] realizaron una simulación de un mapa de tensión venosa, donde se incluyeron parámetros como la presión interna, la presión aplicada, y el módulo de Young de tanto la pared de la vena como el del tejido circundante. Los valores utilizados para las estimaciones de módulo de Young para la pared de la vena y el tejido circundante se obtuvieron a partir de datos experimentales sobre muestras de tejidos venosos y musculares, El módulo de Young de la vena era no lineal y el módulo de Young del tejido circundante se estimó en 80 kPa.

En [73] se plantearon 3 modelos para tejidos venosos: modelo de Ogden, modelo neohookeano y finalmente modelo elástico lineal aproximado. Al hacer pruebas de estos modelos y comparando sus resultados con datos experimentales, se observaron valores muy aproximados. Por tanto, teniendo en cuenta la eficiencia computacional, se va adoptar el modelo elástico lineal, que define el Modulo De Young $E = 82770 \text{ Pa}$ y un radio de Poisson $\nu = 0.3$.

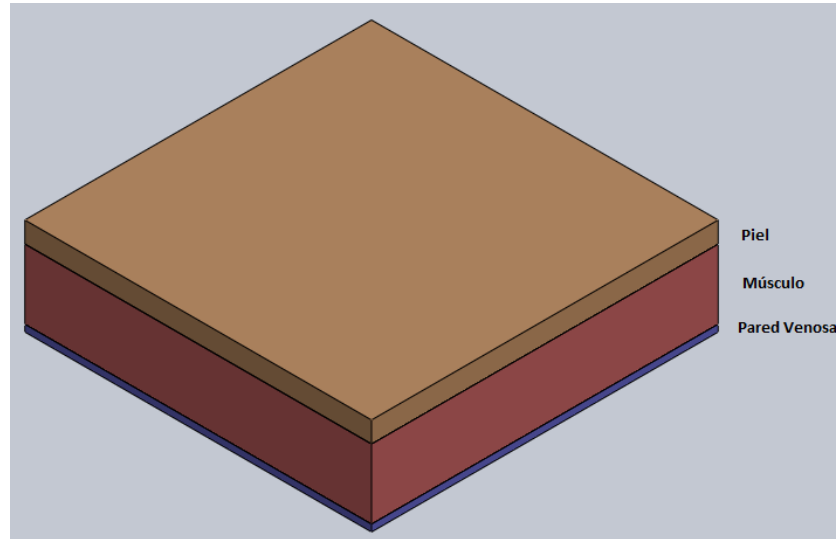
3.4 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Este estudio intenta desarrollar un modelo computacional simple pero robusto que emplea el método de elementos finitos para simular la deformación de los tejidos anteriormente mencionados con una precisión razonable. Para este análisis que es de tipo estructural se utiliza la versión de Ansys WorkbenchTM 14.5.

¹ <http://www.ansys.com/>.

Se plantea una geometría compuesta por 3 capas, que representa cada uno de los tejidos mencionados anteriormente (Figura 20).

Figura 20. Geometría Tejidos



Las dimensiones y características de cada tejido (capa) se especifican en la tabla 1.

Tabla 1. Características Tejidos

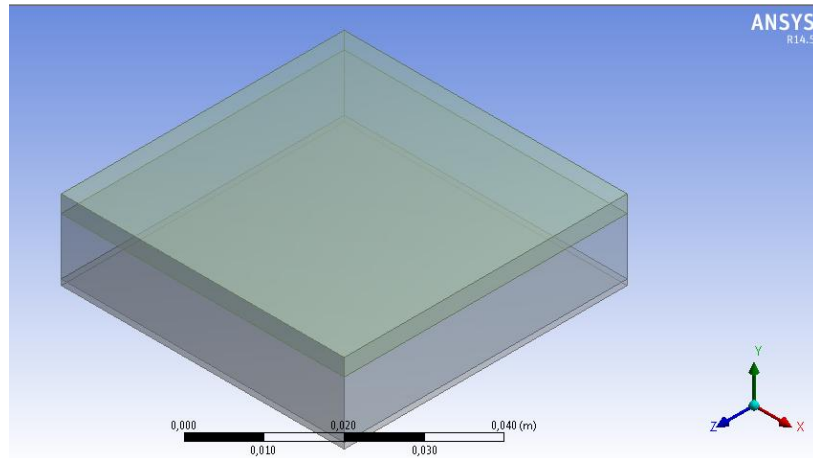
<i>Tejido</i>	<i>Dimensiones (mm)</i>	<i>Modelo</i>	<i>Parámetros</i>
<i>Piel</i>	<i>50x50x3</i>	<i>Ogden</i>	$\mu = 110 \text{ Pa}$ $\alpha = 26$
<i>Músculo</i>	<i>50x50x10</i>	<i>Mooney-Rivlin</i>	$C_{10} = 30000 \text{ Pa}$ $C_{01} = 10000 \text{ Pa}$ $d = 3,33 \text{ E-5}$
<i>Vena</i>	<i>50x50x1</i>	<i>Elasticidad Isotrópica</i>	$E = 82770 \text{ Pa}$ $\nu = 0.3$

3.4.1 Pre-procesador

Con las dimensiones especificadas en la Tabla 1 se construyen la geometría en SolidWorks™² (Figura 20) y se importó al *DesignModeler* del Workbench en formato IGES con la ventaja que reconoce automáticamente los contactos existentes entre cada una de los tejidos

² <http://www.solidworks.com/>

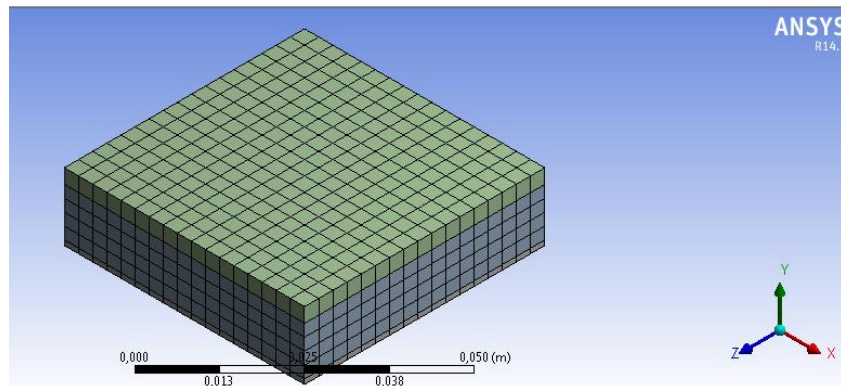
Figura 21. Geometría del modelo solido de los tejidos



La malla se genera con un tamaño de elemento de 3 mm y se seleccionó la creación de elementos hexaédricos. Para enmallar cada capa se debe seleccionar el material para cada tejido. El resultado del enmallado se muestra en la figura 22.

Se crearon los materiales y se les asignó su modelo correspondiente en el *Engineering Data*, agregando la densidad de cada tejido que es de 2.2 g/cm^3 para la piel, 1.0599 g/cm^3 para el músculo y finalmente $1,2 \text{ g/cm}^3$ para la pared venosa.

Figura 22. Enmallado de la geometría

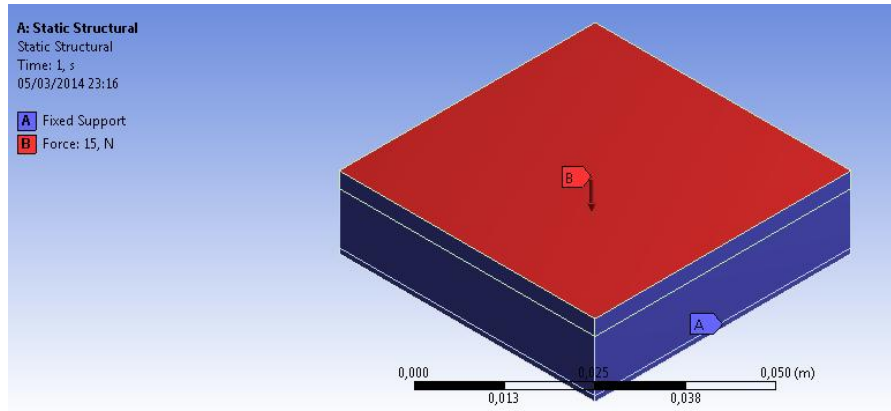


3.4.2 Procesador

Las condiciones de frontera son aplicadas en las áreas laterales y no permiten ningún desplazamiento o rotación. Se simuló una carga actuando desde la capa

de la piel, que ejerce un desplazamiento a lo largo del eje Y, el valor de esta carga es de 15N.

Figura 23. Condiciones de frontera y carga



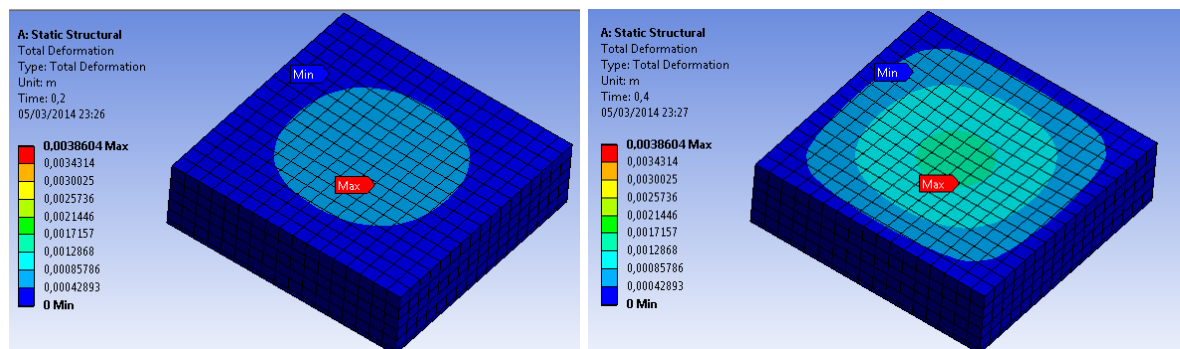
Ya con todas las condiciones dispuestas en el análisis se procede a solucionarlo, es importante que dentro de los controles de solución en las opciones de análisis este habilitado la opción *Large Deflection*.

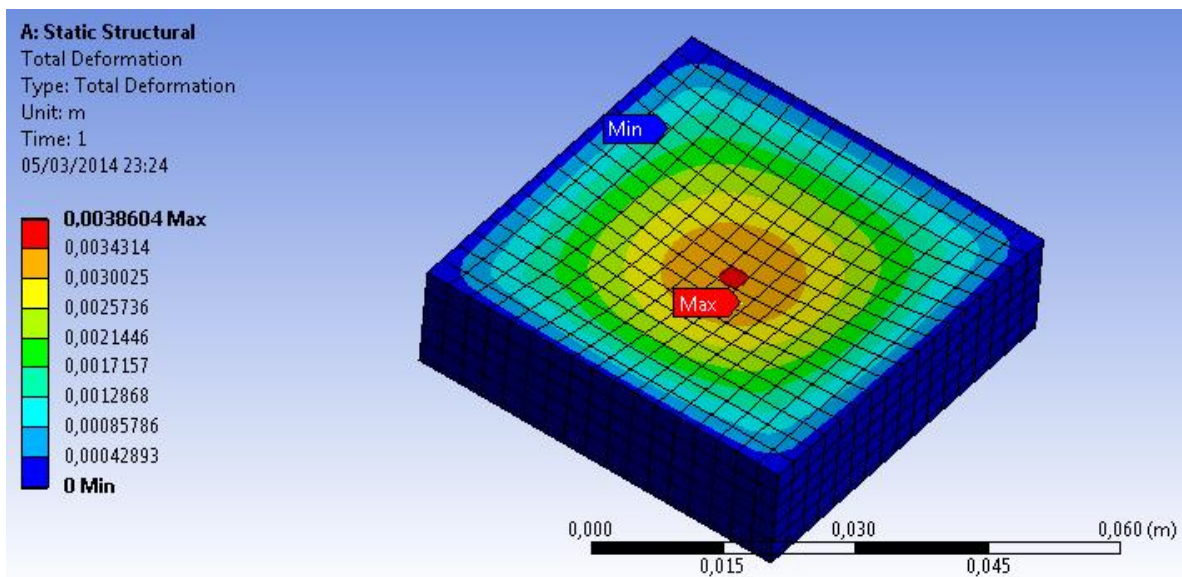
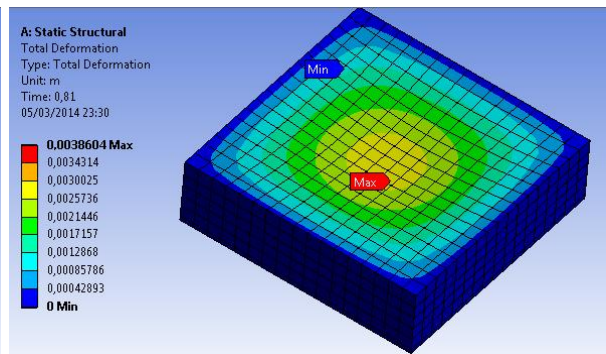
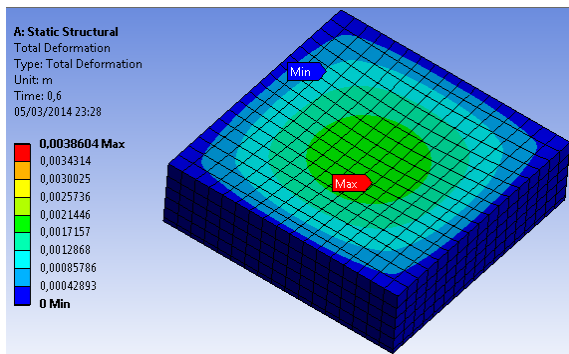
3.4.3 Post-procesador

Ansyes resuelve las matrices de rigidez de los materiales para encontrar los desplazamientos y esfuerzos, para así simular su comportamiento.

La secuencia de la deformación total de los tejidos se muestra a continuación. Encontrando que bajo esas condiciones la máxima deformación equivale a 3.86 mm y se centra en el origen de la fuerza aplicada.

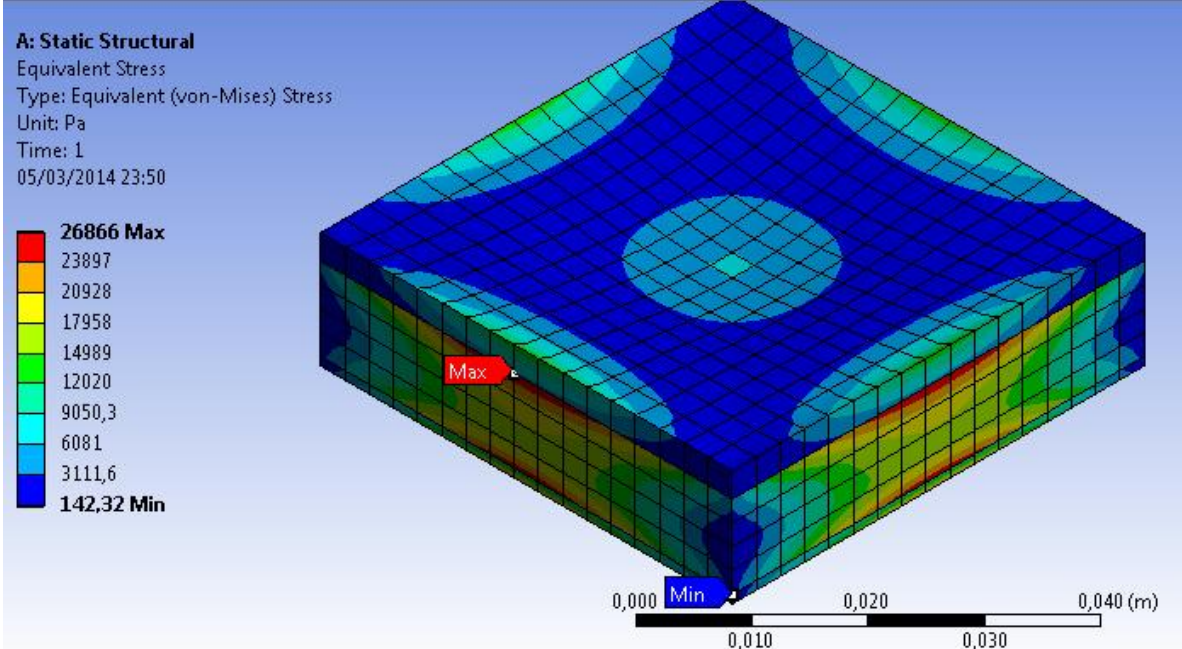
Figura 24. Secuencia deformación total de los tejidos





El esfuerzo está concentrado en los contactos existentes entre cada capa de tejido, como se puede ver en la figura 25, siendo este de 26886 Pa.

Figura 25. Esfuerzos en los tejidos



4 INSERCIÓN DE UNA AGUJA EN TEJIDOS BLANDOS

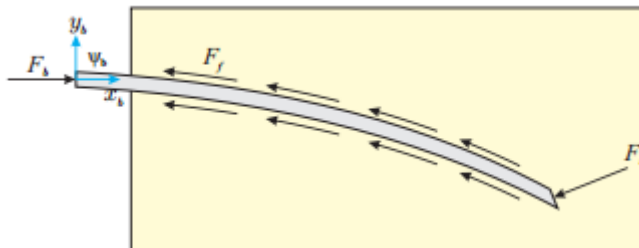
La inserción de una aguja en tejidos blandos consiste en una compleja interacción de muchas fuerzas, posición de la aguja y las propiedades de los tejidos involucrados:

- Cada tejido tiene varias propiedades de viscosidad, elasticidad, densidad y de fricción.
- El método de inserción puede variar dependiendo del ángulo de inclinación de la aguja y la velocidad de inserción.
- Propiedades de la aguja pueden variar, incluyendo el ángulo de la punta de la aguja, tipo de punta y el calibre de la aguja.

4.1 FUERZAS DE INTERACCIÓN AGUJA – TEJIDO

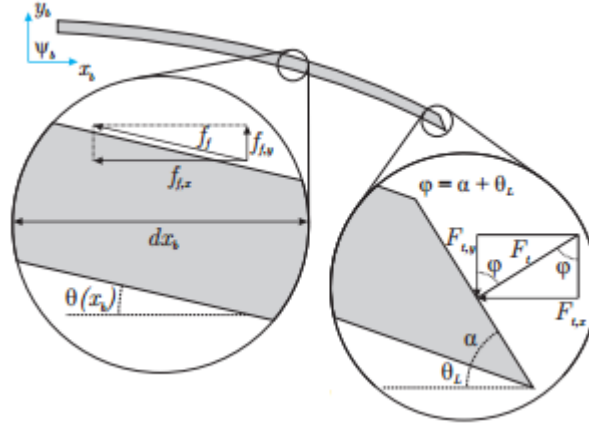
Las fuerzas de interacción se desarrollan contemplando la inserción de una aguja con punta biselada en tejido blando (Figura 26). La fuerza de inserción medida en la base de la aguja (F_b) se descompone en una fuerza de fricción a lo largo del eje de la aguja (F_f) y en una fuerza que actúa perpendicular a la punta de la aguja (F_t). El tejido blando se considera viscoelástico [75], lo que significa que la fuerza de fricción aumenta a medida que la velocidad relativa entre la aguja y el tejido circundante aumenta. La fuerza en la punta de la aguja es el resultado al corte del tejido [13], [14].

Figura 26. Interacción inserción de una aguja con punta biselada en un tejido blando.



Fuente: Autores [75].

Figura 27. La fuerza de fricción a lo largo del eje de la aguja y la fuerza en la punta de la aguja (F_t) durante la inserción.



Fuente: Autores [75].

Debido a la flexión de la aguja durante la inserción en tejido blando (Figura. 27), tanto la fuerza de fricción como la fuerza en la punta están constituidos por componentes actuando en la dirección x_b - y y_b - (expresado en ψ_b). La pendiente de la aguja ($\theta(x_b)$) es definida como el ángulo entre el eje de la aguja y el marco de coordenadas de la base de la aguja (ψ_b) observado en la ubicación x_b a lo largo del eje de la aguja. Aprovechando el desnivel de la aguja, los componentes ($f_{f,x}$ y $f_{f,y}$) de la fuerza de la fricción (f_f) puede ser evaluado:

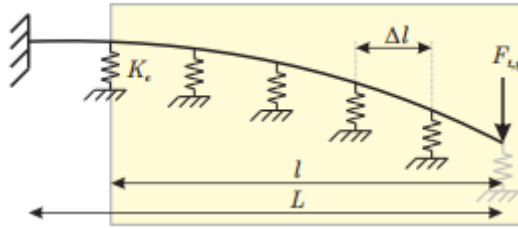
$$\begin{aligned} f_{f,x} &= f_f \cos(\theta(x_b)) \\ f_{f,y} &= f_f \sin(\theta(x_b)) \end{aligned} \quad (6)$$

Dónde la fuerza de fricción (f_f) se define como fricción por unidad de longitud de aguja insertada (dx_b). La fuerza de fricción total ($F_{f,x}$ y $F_{f,y}$) se obtiene mediante la integración de (6) sobre la longitud de la aguja insertada (L).

$$\begin{aligned} F_{f,x} &= \int_{L-l}^L f_f \cos(\theta(x_b)) \\ F_{f,y} &= \int_{L-l}^L f_f \sin(\theta(x_b)) \end{aligned} \quad (7)$$

Donde L es la longitud total de la aguja (Figura 28)

Figura 28. El tejido soporta elásticamente la aguja a medida que se inserta en él.



Fuente: Autores [75].

Usando la pendiente en la punta de la aguja ($\theta_L = \theta(L)$) y el ángulo de bisel de la aguja (α), F_t se puede descomponer en dos componentes ($F_{t,x}$ y $F_{t,y}$)

$$\begin{aligned} F_{t,x} &= F_t \sin(\alpha + \theta_L) \\ F_{t,y} &= F_t \cos(\alpha + \theta_L) \end{aligned} \quad (8)$$

La fuerza de inserción (F_b) es la fuerza requerida para insertar la aguja en el tejido. En un instante dado en el tiempo durante la inserción, las fuerzas a lo largo del eje x_b están en equilibrio y se pueden expresar como

$$F_b = -(F_{t,x} + F_{f,x}) \quad (9)$$

Si se conoce la cantidad de fricción durante la inserción de la aguja, la fuerza de la punta de la aguja ($F_{t,x}$) se puede calcular restando la fuerza de fricción ($F_{f,x}$) de la fuerza de inserción (F_b). Usando (9) y la fuerza en la punta de la aguja horizontal, se puede calcular la fuerza de la punta transversal.

4.2 SIMULACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS

Esta simulación se lleva a cabo con el fin de modelar el comportamiento de los tejidos durante su penetración con una aguja, esto con el fin de determinar los desplazamientos y tensiones presentados en los tejidos.

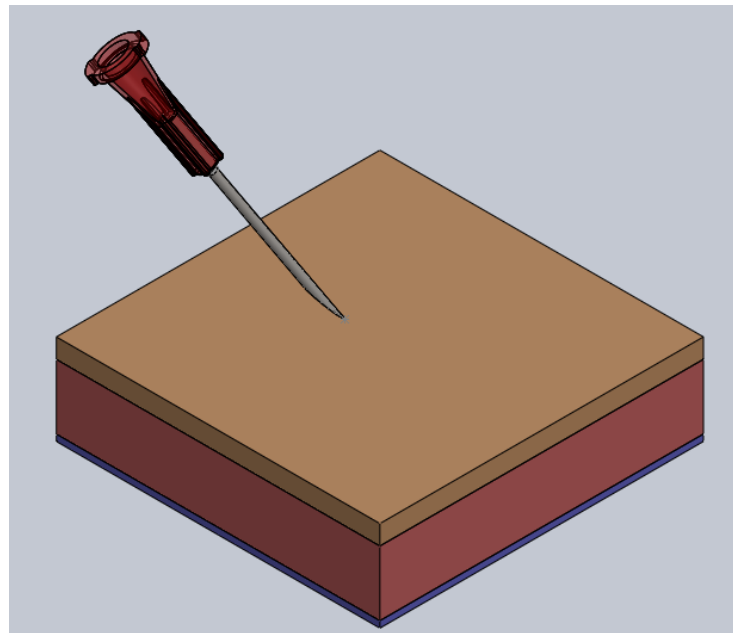
La interacción se simula con una aguja hipodérmica 18G x 1", este tipo de agujas están hechas de acero inoxidable, la punta de la aguja hipodérmica es biselada, es decir, se aprecia que la terminación de la aguja es en realidad un corte oblicuo del cuerpo, que permite apreciar además que el cuerpo es hueco; además, el extremo que, visto desde abajo, hace parecer a la aguja más larga, termina en una pequeña pero afilada punta; este diseño de la punta permite que la aguja pueda hacer fácilmente una incisión en casi cualquier parte del cuerpo [76].

Tabla 2. Propiedades Mecánicas acero inoxidable

Nombre de propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	1.9e+011	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.29	NA
Módulo cortante	7.5e+010	N/m ²
Densidad	8000	kg/m ³
Límite de tracción	5.1702e+008	N/m ²
Límite elástico	2.0681e+008	N/m ²
Coefficiente de dilatación térmica	1.8e-005	/Kelvin
Conductividad térmica	16	W/(m.K)
Calor específico	500	J/(kg.K)

Como se muestra en la figura a continuación, el modelo de los tejidos es el mismo utilizado en el análisis de elementos finitos desarrollado anteriormente.

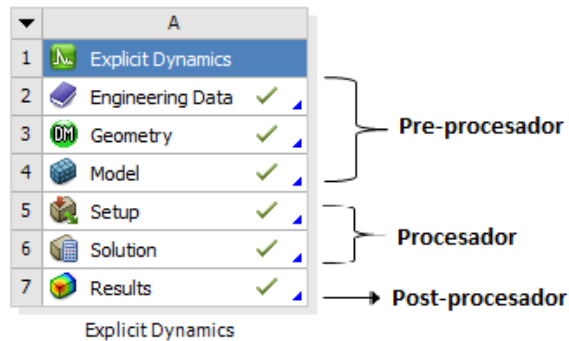
Figura 29. Geometría tejidos y aguja.



Para la simulación de la inserción la aguja se utiliza el componente *Explicit Dynamics* de la versión de Ansys Workbench™ 14.5, el cual es utilizado para resolver problemas dinámicos transitorios no lineales y se caracteriza por tener un amplia gama de tipos de contactos, capacidad de modelado de materiales avanzados y es un programa robusto para desarrollar análisis de grandes deformaciones.

La estructura de *Explicit Dynamics* se puede agrupar en Pre-procesador, Procesador y Post-procesar, como se muestra en la Figura 30.

Figura 30. Estructura Explicit Dynamics



4.2.1 Pre-procesador

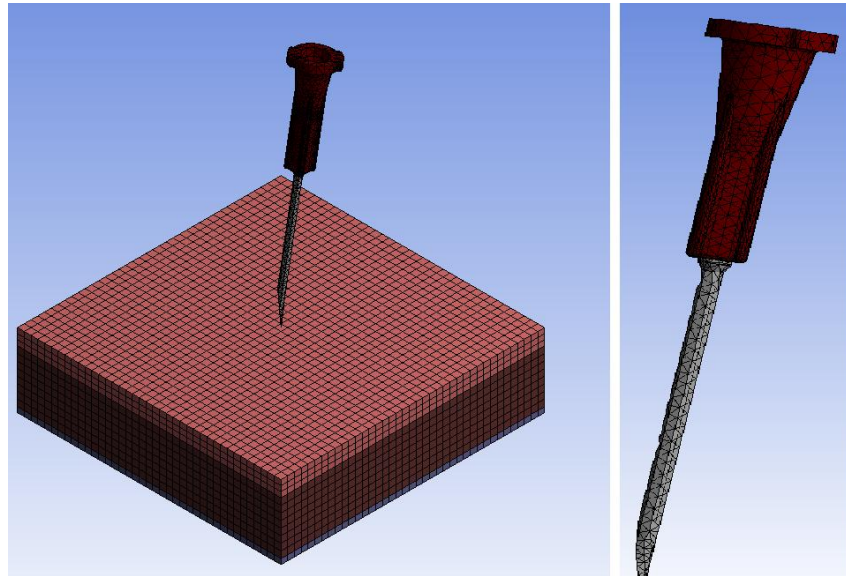
En el *Engineering Data* se crearon 3 materiales correspondientes a la piel, el músculo y la pared venosa con la propiedades especificadas en la Tabla 1 y densidades de 2.2 g/cm^3 , 1.0599 g/cm^3 , $1,2 \text{ g/cm}^3$, respectivamente y se añadió el material acero inoxidable definido en la biblioteca del programa para la aguja.

Seguido a esto en SolidWorks™ (Figura 29) se hizo el ensamble incorporando la aguja al ensamble ya realizado de los tejidos y se importó al *DesignModeler* del Workbench en formato IGES.

Importada la geometría en el *Mechanical* se asigna a cada componente su material correspondiente y dentro de las características de la aguja, esta se define como un cuerpo rígido, la malla es creada automáticamente como se muestra en la Figura 31, para los tejidos creó elementos hexaédricos y para la aguja elementos tetraédricos.

Para este tipo de simulaciones no se toman en cuenta los contactos existentes entre las piezas ya que son reemplazados por la asignación de Interacciones entre los cuerpos, por tal motivo se elimina la carpeta de contactos creada al importar el modelo. Al agregar la interacción se seleccionan todos los cuerpos, hay 4 tipos de interacciones para este estudio se escoge con Fricción con un coeficiente de fricción dinámica equivalente a 9.87, que se toma de la investigación desarrollada por Fukushima et al. [77].

Figura 31. Enmallado de los tejidos y la aguja.

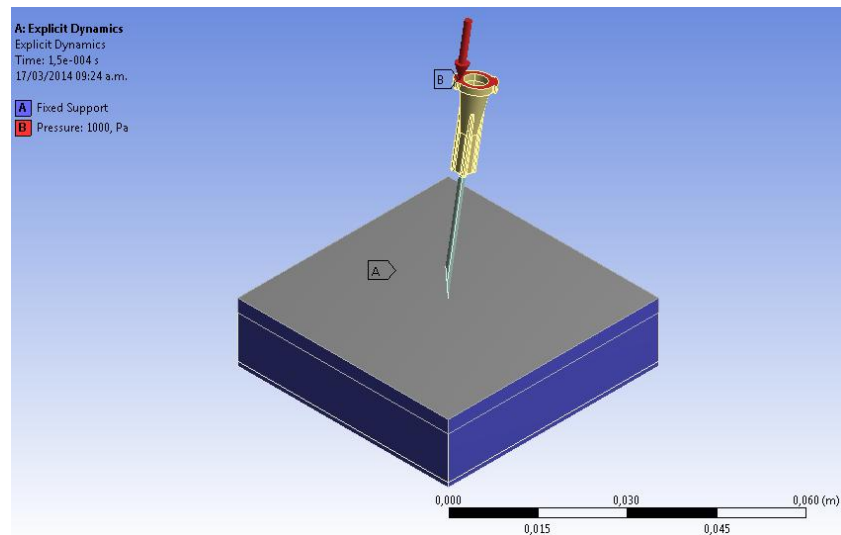


4.2.2 Procesador

Dentro de las condiciones iniciales del modelo se asigna una velocidad constante de 50 mm/s a la aguja.

Las condiciones de frontera son aplicadas en las áreas laterales y no permiten ningún desplazamiento o rotación. Y se aplicó una presión en la cara superior del cono de la aguja equivalente a 1000 Pa.

Figura 32. Condiciones de frontera en los tejidos y carga aplicada en la aguja.



Ya con todas las condiciones dispuestas en el análisis se procede a solucionarlo, es importante que dentro de los controles de solución en las opciones de análisis este habilitado la opción *Large Deflection*.

4.2.3 Post-procesador

Ansys resuelve las matrices de rigidez de los materiales para encontrar los desplazamientos y esfuerzos, para así simular su comportamiento.

La secuencia de deformación se muestra en las figuras 33 a 36 y el stress total en los tejidos en la Figura 37 a continuación:

Figura 33. Secuencia de Deformación 1.

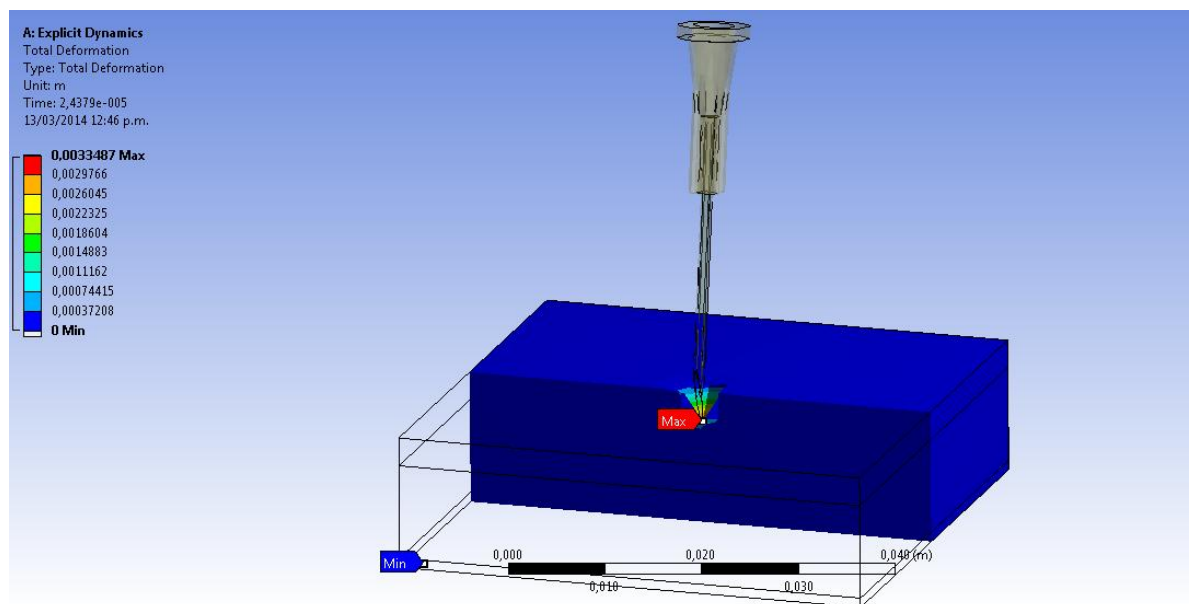


Figura 34. Secuencia de Deformación 2.

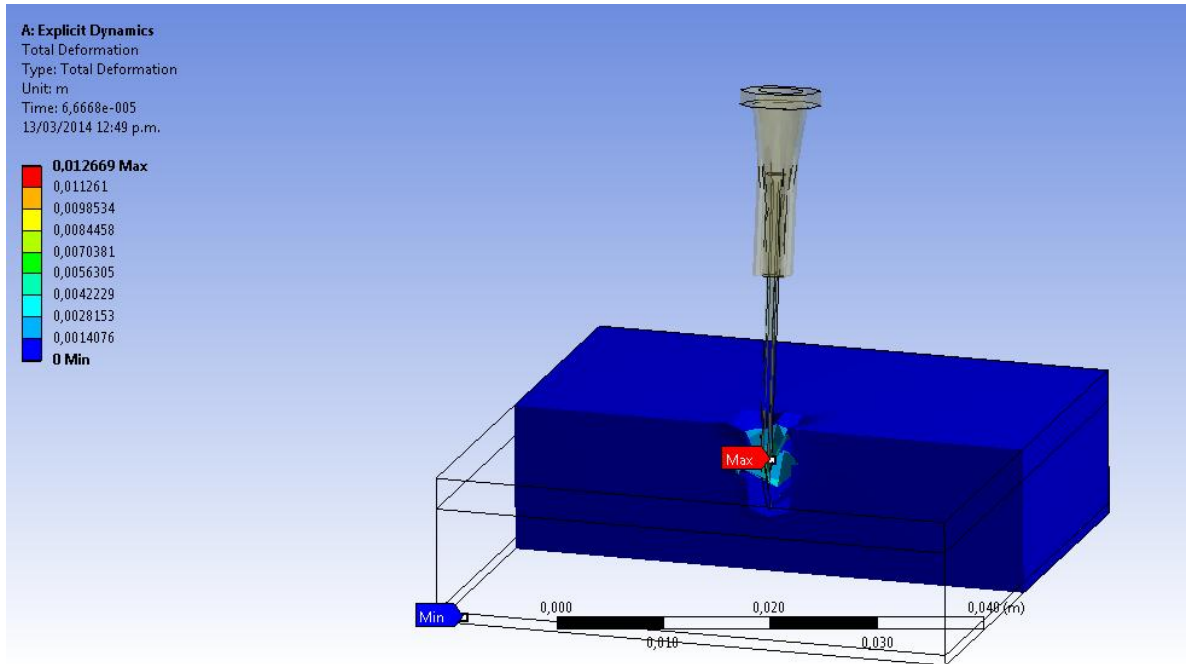


Figura 35. Secuencia de Deformación 4.

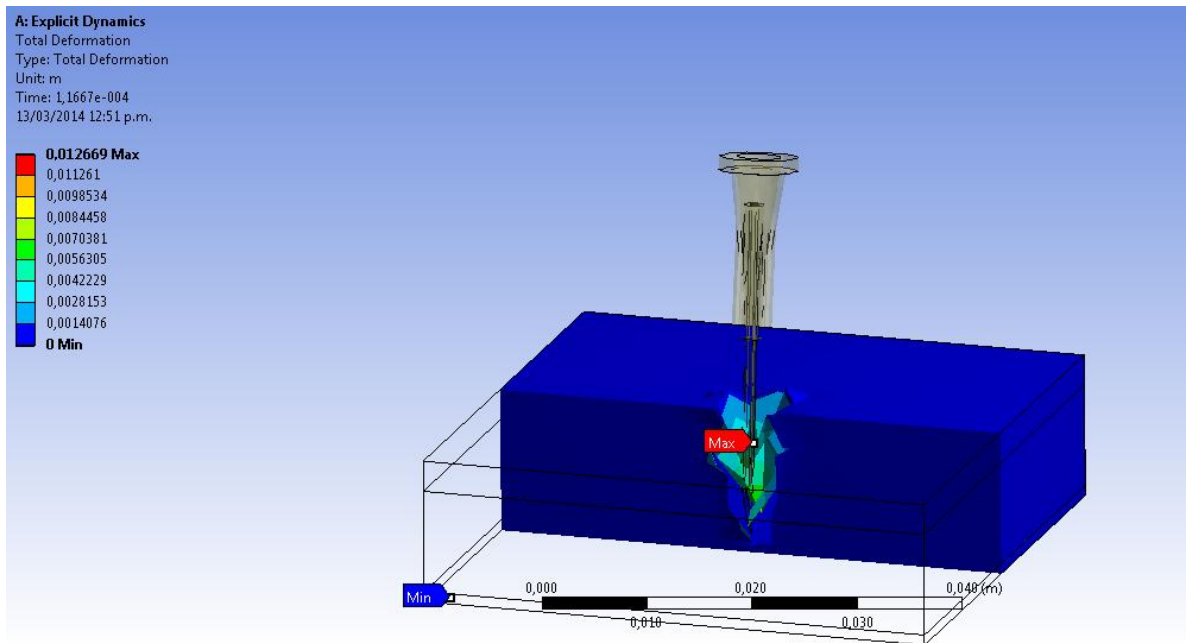
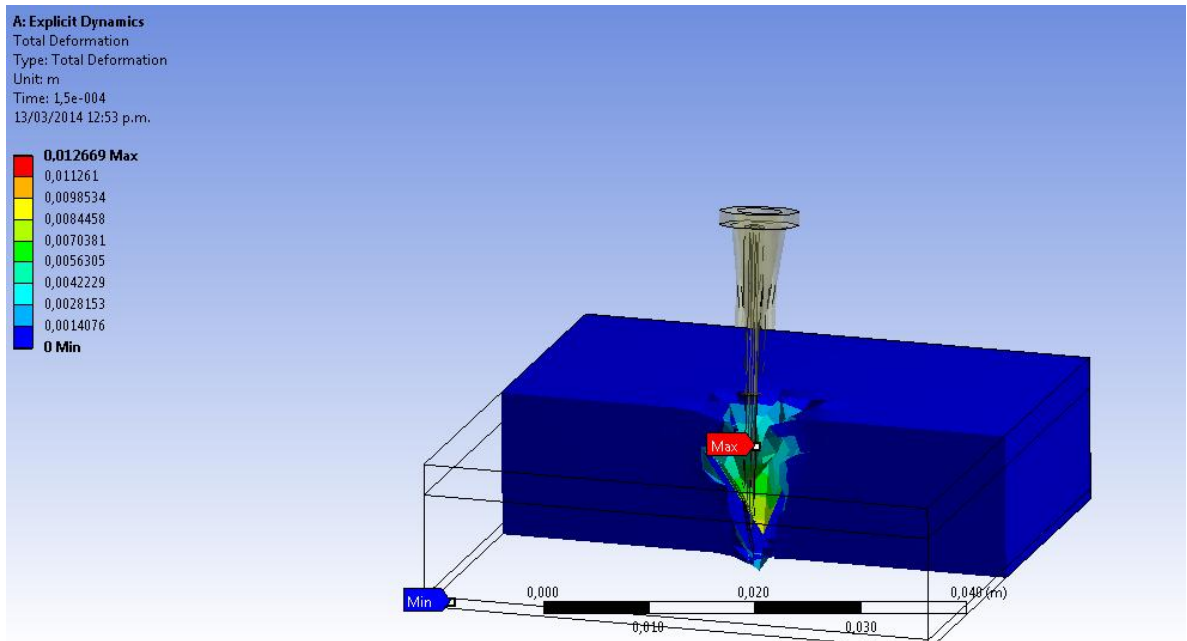
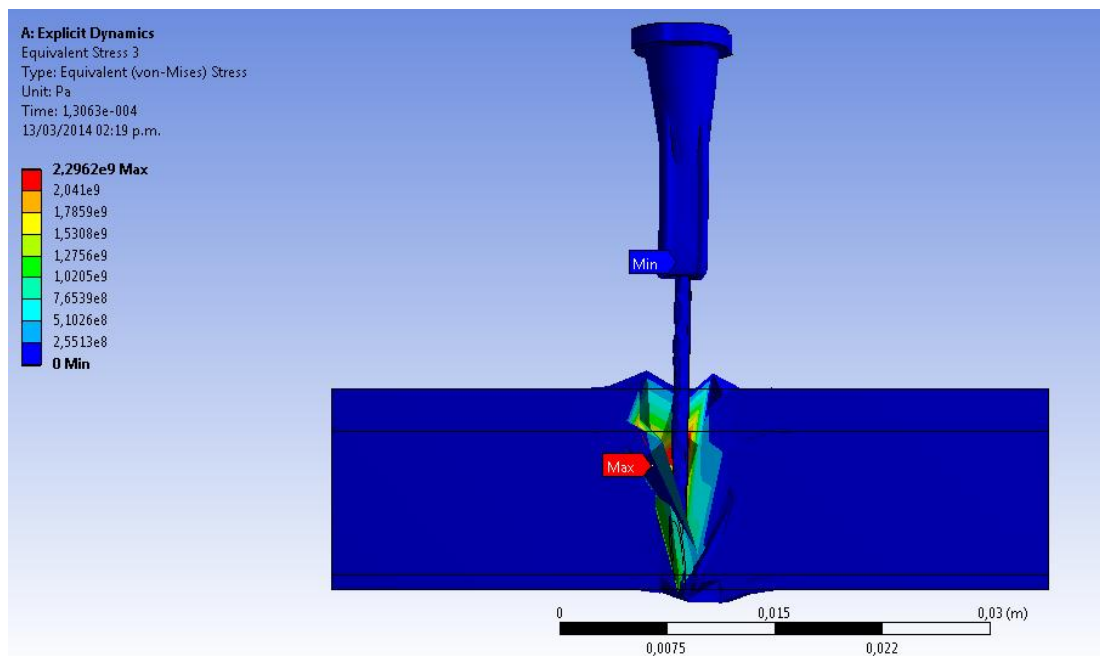


Figura 36. Secuencia de Deformación 4.



Se encontró que la deformación máxima es de 12,7 mm ubicada alrededor de los puntos de inserción de la aguja, estos valores fueron aproximadamente iguales a los obtenidos por otros investigadores [78].

Figura 37. Esfuerzos en los Tejidos.



La distribución de las tensiones de Von Mises a lo largo de los tejidos, va aumentando a lo largo que la aguja penetra los tejidos. Como era de esperarse, la máxima tensión, así como la máxima deformación de los tejidos, se produce en el punto más cercano donde la aguja empieza a penetrar el tejido y es de 2.3×10^9 Pa.

Como la aguja es descrita como un cuerpo rígido los cálculos de deformación y estrés no se realizan para la aguja, y ninguna deformación se produce en esta.

4.3 SIMULACIÓN HÁPTICA

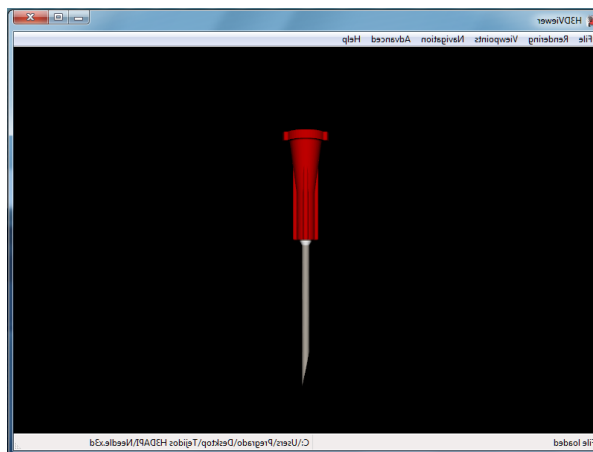
El software a desarrollar tiene como objetivo la implementación de una aplicación donde el usuario pueda interactuar con una aguja asociada al dispositivo háptico e insertarla a elementos virtuales que representan a los tejidos estudiados a lo largo de esta investigación.

4.3.1 Desarrollo del Software

Se escogió el desarrollador H3DAPI, el cual es una plataforma abierta de desarrollo de ambientes, por sus características expuestas en detalle anteriormente.

Inicialmente se importó la geometría de la aguja creada en SolidWorks™ al programa Blender™³, el cual es un programa informático multi-plataforma, dedicado especialmente al modelado, iluminación, renderizado, animación y creación de gráficos tridimensionales, con ayuda de este se exportar la aguja en formato x3d y ser implementada en H3DAPI.

Figura 38. Aguja formato x3d



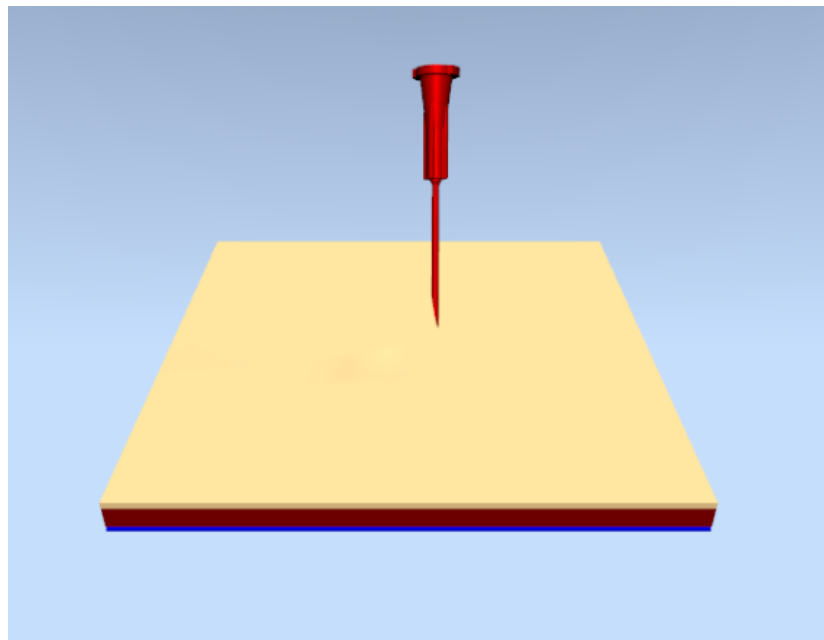
³ <http://www.blender.org/>

Para que la aguja sea el stylus con el que se interactúe dentro del entorno virtual creado se debe agregar dicho archivo en *LocalDisk/H3D/H3DAPL/settings/common/stylus* y ser configurado en el H3DLoad Settings.

Dentro del entorno virtual se encuentran 3 capas que representan cada tejido conservando las dimensiones con las cuales se han desarrollado el resto de simulaciones y contenidas en la Tabla 1.

El entorno grafico obtenido es el que se muestra en la figura a continuación

Figura 39. Entorno Virtual Inserción de una aguja en tejidos blandos.

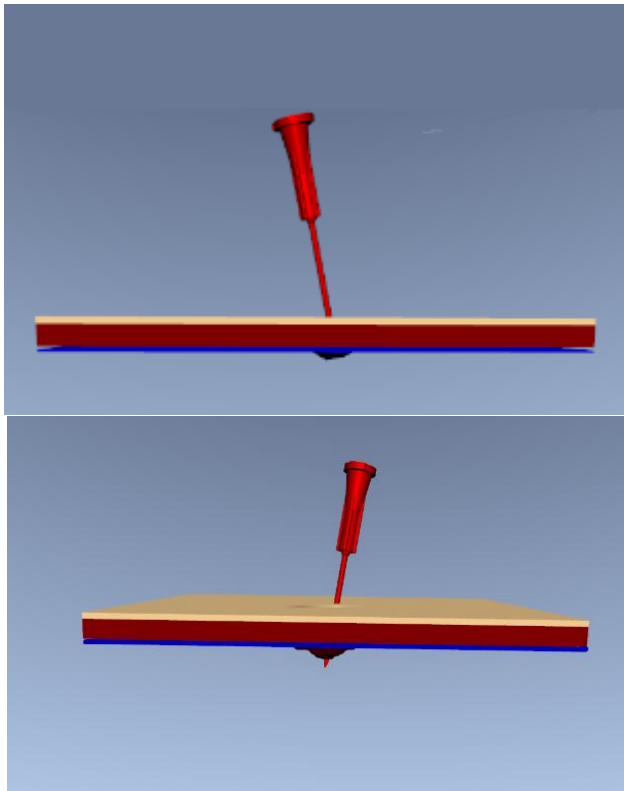


Como la librería H3DAPL no tiene los modelos hiperelásticos, se usan las constantes lineales que se obtienen de la gráficas del análisis estático (Figura 24), que se encuentra en los anexos en el apartado de Reporte Ansys Workbench™ Simulación dinámica.

Las propiedades de cada tejido son definidas por medio del comando *FrictionalSurface* especificando las fricciones estática y dinámica respectivas para cada tejido.

Una característica importante de cada volumen es que es definido como *DeformableShape* lo cual permite que cada tejido sea penetrado y a su vez deformado por la aguja.

Figura 40. Comportamiento de los tejidos ante la penetración de la aguja.

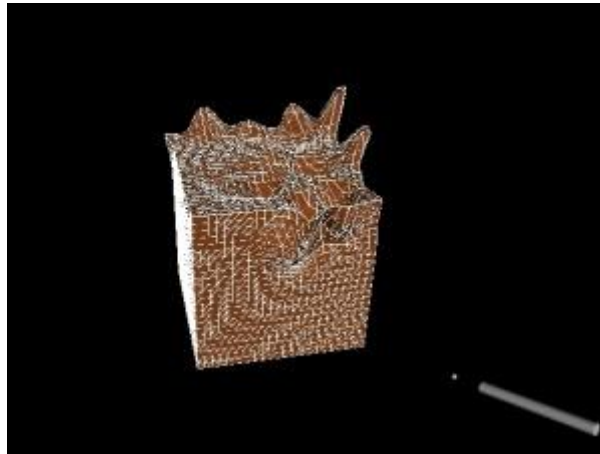


DeformableShape tiene tres parámetros que están relacionados con la descripción de la plasticidad:

- *origCoord*: contiene las coordenadas de la geometría antes de la deformación, especificados por las coordenadas de la geometría de *DeformableShap*.
- *restingCoord*: contiene las coordenadas finales de la geometría después de la deformación.
- *deformedCoord*: son las coordenadas de la geometría como se produce la deformación.

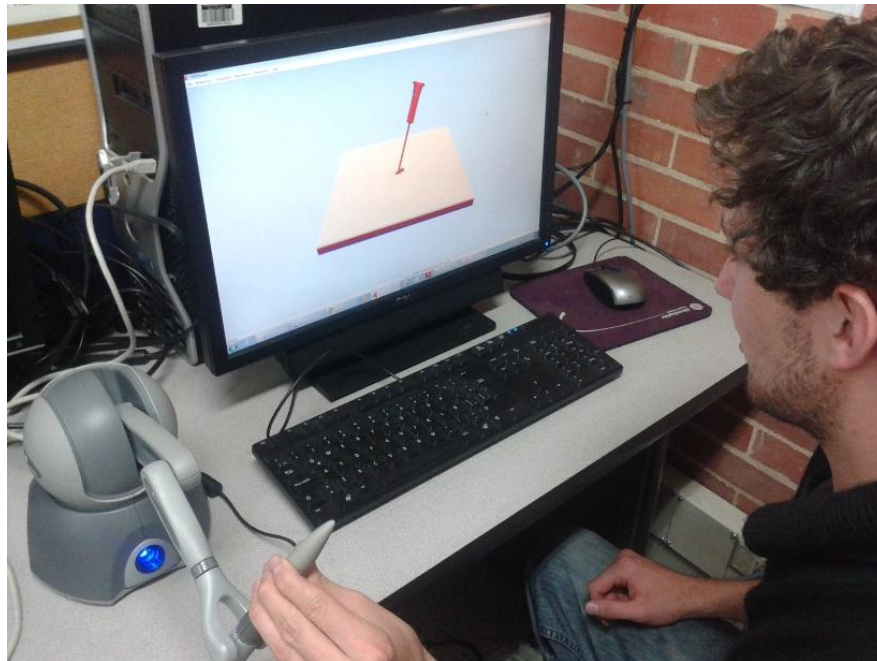
Para que la deformación se mantenga cuando no hay contacto con el dispositivo háptico, este comportamiento se ajusta mediante el campo de plasticidad del nodo *CoordinateDeformer*. Como indica su nombre, este parámetro controla la plasticidad de la deformación. Para este caso porque se ha establecido una plasticidad diferente de cero para obtener una deformación plástica.

Figura 41. Deformación de la malla



La secuencia de comandos de Python asociados a este entorno virtual tiene como propósito crear y configurar un nodo IndexedTriangleSet como la geometría del DeformableShape, ya que con este es que se reproducen las deformaciones que se presentan al insertar la aguja en los tejidos.

Figura 42. Usuario interactuando con el entorno.



5 CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

- Los tejidos blandos son un objeto de estudio, gracias a la necesidad de generar métodos y conocimientos que aporten al campo de la medicina asistiendo y mejorando procedimientos realizados en esta área.
- Por medio del estudio del arte realizado se obtuvieron algunos de los parámetros biomecánicos que describen el comportamiento de los tejidos (piel, músculo esquelético y pared venosa). Los autores consultados plantean varios modelos discriminando algunas de las propiedades de estos tejidos, por lo que dificultó la selección de los modelos que mejor describieran los comportamientos de dichos tejidos.
- El costo computacional de las simulaciones de los tejidos fue un factor decisivo en la escogencia de los modelos a implementar.
- Los modelos hiperelásticos implementados para la piel y el músculo esquelético y el modelo lineal para la pared venosa, se ajustan razonablemente al comportamiento de los materiales biológicos en comparación con los resultados obtenidos en otras investigaciones ([67] [73] [11]).
- La simulación de elementos finitos de la inserción de una aguja en los tejidos proporcionó datos fiables en comparación con los obtenidos en otras investigaciones ([78] [30]).
- El desarrollo de la simulación háptica en la plataforma H3DAPI resultó de fácil implementación, debido a que fue posible asociar la aguja al Phantom Omni en el entorno virtual sin ningún contratiempo permitiendo así la interacción deseada entre la aguja y los tejidos.
- Para futuros trabajos se recomienda la implementación de geometrías más complejas para la representación de los tejidos, para casos específicos.
- Para aumentar el realismo y así mismo aproximaciones más cercanas de los resultados se puede considerar plantear modelos que describan mejor los tejidos descritos.

- Se recomienda la adaptación de los modelos hiperelásticos (Ogden y Mooney-Rivlin) a la librería H3DAP, teniendo en cuenta que es un código abierto y la programación de estos para su cálculo en tiempo real.

6 REFERENCIAS

- [1] B. A. Pérez, D. M. Martínez y O. E. Rojas, «Endoscopic Endonasal haptic surgery simulator prototype: a rigid endoscope model,» de *IEEE Virtual Reality 2010 Conference*, Waltham, 2010.
- [2] M. Ursino , J. L. Tasto, B. H. Nguyen, R. Cunningham y G. L. Merri, «CathSim: an intravascular catheterization simulator on a PC,» *Stud Health Technol Inform*, 1999.
- [3] S. Ullrich y K. Torsten , «Haptic Palpation for Medical Simulation in Virtual Environments,» *IEEE Transactions On Visualization And Computer Graphics*, vol. 18, nº 4, 2012.
- [4] A. Radetzky, A. Nürnberger y D. Pretschner, «Elastodynamic Shape Modeler: A Tool for Defining the Deformation Behavior of Virtual Tissue,» *RadioGraphics*, nº 20, pp. 865-881, 2000.
- [5] S. A. Engum, P. Jeffries y L. Fisher, «Intravenous catheter training system: computer-based education versus traditional learning methods,» *Am J Surg*, vol. 186, nº 1, pp. 67-74, 2003.
- [6] G. Picinbono, H. Delingette y N. Ayache, «Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation,» *Graph. Models*, vol. 65, pp. 305-321, 2003.
- [7] G. Székely, «Virtual reality-based simulation of endoscopic surgery,» *Teleoper. Virtual Environ*, vol. 3, nº 9, pp. 310-333, 2000.
- [8] 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*, p. 349–358, 2011.
- [9] M. Mooney, «A theory of large elastic deformation,» *Journal of Applied Physics*, vol. 11, nº 9, p. 582–592, 1940.
- [10] R. S. Rivlin, «Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. IV. Further Developments of the General Theory,» *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, vol. 241, nº 835, p. 379–397, 1948.
- [11] J. Mahmud , N. Adull , M. Hussain y L. Mahmud , «Characterisation of Soft

Tissues Biomechanical Properties Using 3D Numerical Approach,» de *IEEE Business Engineering and Industrial Applications Colloquium (BEIAC)*, Langkawi, Malaysia, 2013.

- [12] R. W. Ogden, «Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids,» *Mathematical and Physical Sciences*, vol. 326, nº 1567, p. 565–584, 1972.
- [13] R. J. Lapeer, P. D. Gasson y V. Karri, «A hyperelastic finite-element model of human skin for interactive real-time surgical simulation,» de *IEEE Trans Biomed Eng*, 2011.
- [14] A. Aldana y S. Yañez, «Adaptación de pinzas de laparoscopia a dispositivos hapticos phantom omni y desarrollo de software de evaluación,» Trabajo de Grado. Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, 2013.
- [15] L. Vega-Medina, G. Tibamoso y B. A. Perez-Gutierrez, «VR Tool for Interaction with the Abdomen Anatomy,» de *Communications in Computer and Information Science*, 2013.
- [16] B. A. Pérez, A. Ariza y J. C. Hernandez, «Mechatronic Prototype for Rigid Endoscopy Simulation,» de *International Conference, Virtual and Mixed Reality, Held as Part of HCI International*, Orlando, 2011.
- [17] «H3DAPI,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.h3dapi.org/>. [Último acceso: 26 Enero 2014].
- [18] N. G. Tsagarakis, «A 5 dof haptic interface for pre-operative planning of surgical access in hip arthroplasty,» de *Eurohaptics Conference*, 2005.
- [19] «Virtuall.V. Simulator,» Laerdal, 2008. [En línea]. Available: <http://www.laerdal.com/us/doc/245/Virtual-I-V-Simulator..> [Último acceso: 15 Enero 2014].
- [20] B. G. C, «Haptic feedback for virtual reality,» *Virtual Reality and Prototyping Workshop*, Laval, Francia, 1999.
- [21] J. López, «Aportaciones al diseño mecánico de los entrenadores,» Madrid, 2007.
- [22] R. Sabata, «M.D. “Cybersurgery. Advanced Technologies for,» John Wiley & sons, New York, 1998.
- [23] O. Camejo y R. Orozco, «Deformación de Objetos para Sistemas de

Realidad Virtual.,» 2009.

- [24] S. Gibson y B. Mirtich, «A Survey of Deformable Modeling in Computer,» 1997.
- [25] M. Hsu , J. Hughes y H. Kaufman, «Direct Manipulation of Free-Form,» 1992.
- [26] C. Dräger, «A ChainMail Algorithm for Direct Volumen Deformation in Virtual Endoscopic Simulation,» 2005.
- [27] G. Székely , «Virtual Reality-Based Simulation of Endoscopic Surgery,» Zürich, Switzerland, 2000.
- [28] A. Witking , «Physically Based Modeling. Particle System Dynamics,» 2001.
- [29] T. Vassilev y B. Spanlang , «A Mass-Spring Model for Real Time Deformable,» 2001.
- [30] C. Mendoza, «Soft Tissue Interactive Simulations for Medical Applications Including 3D Cutting and Force Feedbac,» Francia, 2003.
- [31] C. Mendoza , K. Sundaraj y C. Laugier , «Issues in Deformable Virtual Objects Simulation with Force Feedback”,» Francia, 2002.
- [32] A. Al-khalifah y D. Roberts , «Survey of modeling approaches for medical simulators,» Manchester, UK, 2004.
- [33] A. Nealen , M. Müller y R. Keiser, «Physically Based Deformable Models in Computer Graphics,» 2005.
- [34] L. Doug y K. Dinesh , «Accurate Real Time Deformable Objects,» Canada, 1999.
- [35] C. Ming , M. Otaduy y A. Peters, «Haptic Rendering: Foundations, Algorithms and Applications,» 2008.
- [36] R. Adams y B. Hannaford, «Stable Haptic Interaction with Virtual,» *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 15, nº 3, 1999.
- [37] «Geomagic,» [En línea]. Available: <http://geomagic.com/en/products/Phantom-Omni/overview..>
- [38] «SenseGraphics,» [En línea]. Available: http://www.sensegraphics.com/index.php?page=shop.product_details&category_id=6&flypage=shop.flypage_sensegraphics&product_id=17&option=com_v

irtuemart&Itemid=83..

- [39] «X3D: The Extensible 3D File Format,» [En línea]. Available: <http://www.web3d.org..>
- [40] «XML: Extensible Markup Language,» [En línea]. Available: <http://www.w3.org/XML>.
- [41] «OpenGL: Open Graphics Library,» [En línea]. Available: <http://www.opengl.org>.
- [42] «H3DAPI,» [En línea]. Available: <http://www.h3dapi.org/modules/mediawiki/index.php/Surfaces>.
- [43] «H3DAPI,» [En línea]. Available: http://www.h3dapi.org/modules/mediawiki/index.php/Force_effects.
- [44] «H3DAPI,» [En línea]. Available: http://www.h3dapi.org/modules/mediawiki/index.php/Toggle_group.
- [45] «H3DAPI,» [En línea]. Available: http://www.h3dapi.org/modules/mediawiki/index.php/H3DAPI_with_Python.
- [46] «Python Programming Language,» [En línea]. Available: [http://www.python.org/..](http://www.python.org/)
- [47] Y. C. Fung, «Biomechanics: Mechanical properties of living tissues,» *Springer*, vol. 2nd edition, 1993.
- [48] G. Tibamoso, B. A. Perez-Gutierrez y A. Uribe-Quevedo, «3D Liver Volume Reconstructed for Palpation Training,» *Journal Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 184, pp. 450-452., 2013.
- [49] S. Timoshenko y J. N. Goodier, *Theory of Elasticity*, McGraw-Hill, 1951.
- [50] A. Bedford y W. Fowler, *Engineering Mechanics - Statics and Dynamics.*, Prentice Hall, 2004.
- [51] «CIRSE: Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe,» [En línea]. Available: <http://www.cirse.org/index.php?pid=100&lang=3>. [Último acceso: 3 Marzo 2014].
- [52] I. Chen, «UCSD,» 2010. [En línea]. Available: http://www.meyersgroup.ucsd.edu/literature_reviews/2010/Literature%20Revi

ew_Chen.pdf. [Último acceso: 4 Diciembre 2013].

- [53] D. Ariel, «MedlinePlus,» A.D.A.M, 2 Noviembre 2013. [En línea]. Available: http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/19841.htm. [Último acceso: 28 Enero 2014].
- [54] J. G. Tortora y B. Derrickson, «El Aparato Circulatorio: vasos sanguíneos y hemodinamia,» de *Principios de Anatomía y Fisiología*, Médica Panamericana, pp. 740-807.
- [55] F. Quiroz-Gutiérrez, «Venas,» de *Tratado de Anatomía humana*, Editorial Porrúa, pp. 133-188.
- [56] H. Zhong y T. Peters, «A real time hyperelastic tissue mode,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, pp. 185-193, 2007.
- [57] 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, nº 5, pp. 599-606, 2008.
- [58] A. Samani y D. Plewes, «A method to measure the hyperelastic parameters of ex vivo breast tissue samples,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 49, nº 18, pp. 4395-4405, 2004.
- [59] M. Kauer, «Inverse finite element characterization of soft tissues with aspiration experiments,» SWISS FEDERAL INSTITUTE OF TECHNOLOGY, Zürich, 2001.
- [60] J. Su, H. Zou y T. Guo, «The Study of Mechanical Properties on Soft Tissue of Human,» 2009.
- [61] P. A. Payne , «Measurement of properties and function of skin,» *Clinical Physics & Physiological Measurement*, vol. 12, nº 2, pp. 105-129, 1991.
- [62] P. G. Agache, C. Monneur y J. L. Leveque, «Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo,» *Arch Dermatol Res*, vol. 269, nº 3, pp. 221-232, 1980.
- [63] J. F. Manschot y A. J. Brakkee, «The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo—II The Model,» *Journal of Biomechanic*, vol. 19, nº 7, pp. 517-521, 1986.
- [64] F. M. Hendriks, D. Brokken, M. Van Eemeren, C. W. Oomens, F. Baaijens y

- B. Horsten, «A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin,» *Skin Research and Technology*, vol. 9, nº 3, p. 274–283, 2003.
- [65] 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, nº 5, pp. 599-606, 2008.
- [66] G. L. Wilkes, I. A. Brown y R. H. Wildnauer, «The biomechanical properties of skin,» *CRC Crit Rev Bioeng*, vol. 1, nº 4, pp. 453-495, 1973.
- [67] M. M. A. M. H. C. E. A. C. M. M. J. Adull N, «Determining Hyperelastic Parameters of Human Skin Using 2D Finite Element Modelling and Simulation,» de *2012 IEEE Symposium on Humanities, Science and Engineering Research*, 2012.
- [68] P. Tong y Y. C. Fung , «The stress-strain relationship for the skin,» *Journal of Biomechanics*, vol. 9, nº 10, pp. 649-657, 1976.
- [69] A. V. Hill, «The heat of shortening and dynamics constants of muscles,» *Proc. R. Soc. Lond*, 1938.
- [70] S. Sepúlveda, «Universidad Pedro de Valdivia,» 23 Marzo 2012. [En línea]. Available: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4017/%7B85599091-D7EA-4454-A04C-AD0A3FD8DC8C%7D/2012/S1/5.%202012%20BM%20UPV.pdf>. [Último acceso: 4 Marzo 2014].
- [71] J. Teran , E. Sifakis, S. Blemker , V. Ng-Thow-Hing V, C. Lau y R. Fedkiw, «Creating and Simulating Skeletal Muscle from the Visible Human Data Set,» *IEEE TRANSACTIONS ON VISUALIZATION AND COMPUTER GRAPHICS*, vol. 11, nº 3, pp. 317-328, 2005.
- [72] J. Zhiheng, D. Zhijiang y W. Monan, «A Novel Finite Element Method based Biomechanical Model for HIT-Robot Assisted Orthopedic Surgery System,» China.
- [73] J. Calvo , «Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos,» Madrid, 2006.
- [74] R. Biswas, P. Patel, D. Park, T. Cichonski, M. Richards, J. Rubin, J. Hamilton y W. Weitzel, «Venous elastography: Validation of a novel high-resolution ultrasound method for measuring vein compliance using finite element analysis,» *Seminars in Dialysis*, vol. 23, nº 105-109, 2010.

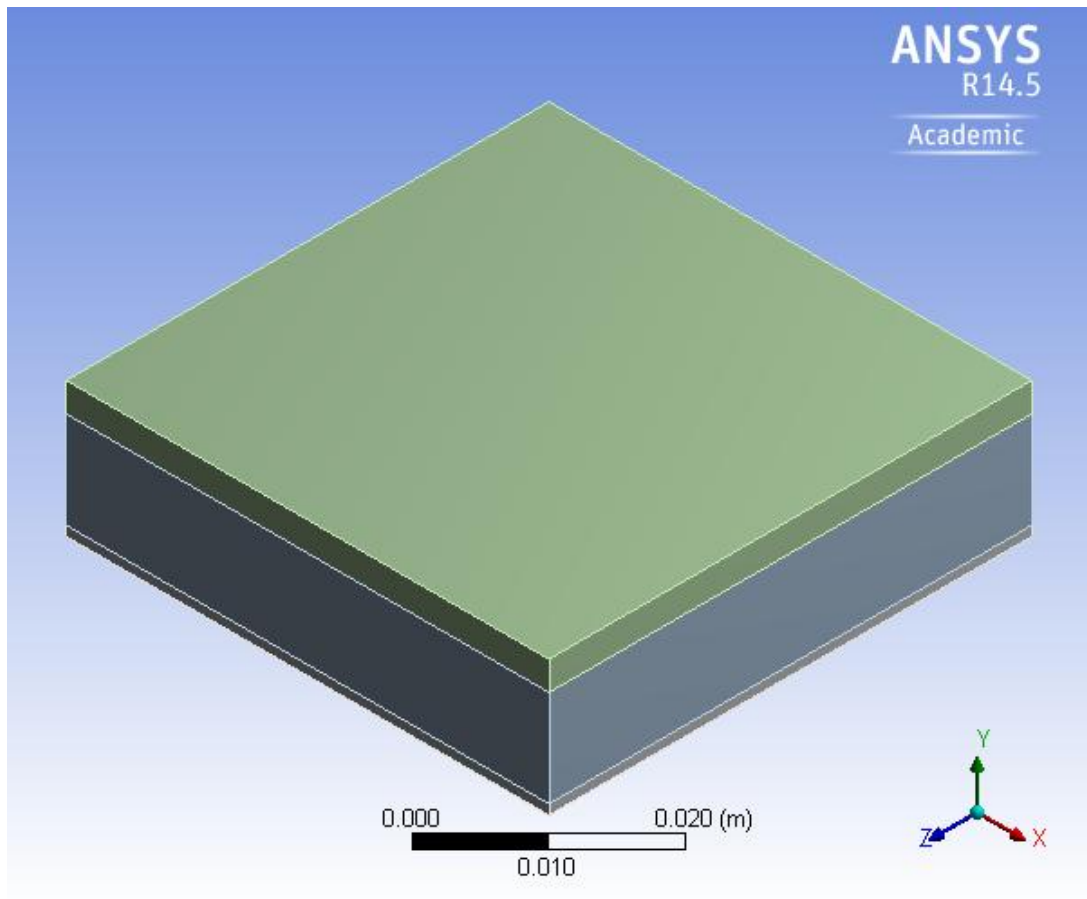
- [75] R. J. Roesthuis, Y. R. Van Veen, A. Jahya y S. Misra, «Mechanics of Needle-Tissue Interaction,» de *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, San Francisco, CA, USA, 2011.
- [76] «Wikipedia,» Fundación Wikimedia, Inc., 21 Noviembre 2013. [En línea]. Available: http://es.wikipedia.org/wiki/Aguja_hipod%C3%A9rmica. [Último acceso: 10 Marzo 2014].
- [77] Y. Fukushimaa, K. Saito y K. Naemura, «Estimation of the cutting force using the dynamic friction coefficient obtained by reaction force during the needle insertion,» *Procedia CIRP*, vol. 5, p. 265 – 269, 2013.
- [78] M. Oldfield, D. Dini, G. Giordano, F. Rodriguez y Baena, «Detailed finite element modelling of deep needle insertions into a soft tissue phantom using a cohesive approach,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 16, nº 5, pp. 530-543, 2013.

ANEXOS

A. Reporte de Ansys Workbench™ 14.5 Análisis Estático



First Saved	Wednesday, March 05, 2014
Last Saved	Tuesday, March 18, 2014
Product Version	14.5 Release
Save Project Before Solution	Yes
Save Project After Solution	Yes



Model (A4)

➤ Geometry

TABLE 1
Model (A4) > Geometry

Object Name	<i>Geometry</i>
State	Fully Defined
Definition	
Source	E:\PMV_files\dp0\SYS\DM\SYS.agdb
Type	DesignModeler
Length Unit	Meters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Body Color
Bounding Box	
Length X	5.e-002 m
Length Y	1.4e-002 m
Length Z	5.e-002 m
Properties	
Volume	3.5e-005 m ³
Mass	4.6e-002 kg
Scale Factor Value	1.
Statistics	
Bodies	3
Active Bodies	3
Nodes	10368
Elements	1734
Mesh Metric	None
Basic Geometry Options	
Parameters	Yes

Parameter Key	DS
Attributes	No
Named Selections	No
Material Properties	No
Advanced Geometry Options	
Use Associativity	Yes
Coordinate Systems	No
Reader Mode Saves Updated File	No
Use Instances	Yes
Smart CAD Update	No
Attach File Via Temp File	Yes
Temporary Directory	C:\Users\pregrado\AppData\Roaming\Ansys\v145
Analysis Type	3-D
Decompose Disjoint Geometry	Yes
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

TABLE 2
Model (A4) > Geometry > Parts

Object Name	<i>Vena</i>	<i>Musuclo</i>	<i>Piel</i>
State	Meshed		
Graphics Properties			
Visible	Yes		
Transparency	1		
Definition			
Suppressed	No		
Stiffness Behavior	Flexible		
Coordinate System	Default Coordinate System		
Reference Temperature	By Environment		
Material			

Assignment	Vena	Musculo	Piel
Nonlinear Effects	Yes		
Thermal Strain Effects	Yes		
Bounding Box			
Length X	5.e-002 m		
Length Y	1.e-003 m	1.e-002 m	3.e-003 m
Length Z	5.e-002 m		
Properties			
Volume	2.5e-006 m ³	2.5e-005 m ³	7.5e-006 m ³
Mass	3.e-003 kg	2.65e-002 kg	1.65e-002 kg
Centroid X	-1.1081e-002 m		
Centroid Y	1.1403e-002 m	1.6903e-002 m	2.3403e-002 m
Centroid Z	-2.2983e-002 m		
Moment of Inertia Ip1	6.2525e-007 kg·m ²	5.7417e-006 kg·m ²	3.4499e-006 kg·m ²
Moment of Inertia Ip2	1.25e-006 kg·m ²	1.1042e-005 kg·m ²	6.875e-006 kg·m ²
Moment of Inertia Ip3	6.2525e-007 kg·m ²	5.7417e-006 kg·m ²	3.4499e-006 kg·m ²
Statistics			
Nodes	2196	5976	2196
Elements	289	1156	289
Mesh Metric	None		

➤ **Coordinate Systems**

TABLE 3
Model (A4) > Coordinate Systems > Coordinate System

Object Name	<i>Global Coordinate System</i>
State	Fully Defined
Definition	
Type	Cartesian
Coordinate System ID	0.

Origin	
Origin X	0. m
Origin Y	0. m
Origin Z	0. m
Directional Vectors	
X Axis Data	[1. 0. 0.]
Y Axis Data	[0. 1. 0.]
Z Axis Data	[0. 0. 1.]

➤ **Connections**

TABLE 4
Model (A4) > Connections

Object Name	<i>Connections</i>
State	Fully Defined
Auto Detection	
Generate Automatic Connection On Refresh	Yes
Transparency	
Enabled	Yes

TABLE 5
Model (A4) > Connections > Contacts

Object Name	<i>Contacts</i>
State	Fully Defined
Definition	
Connection Type	Contact
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	All Bodies
Auto Detection	
Tolerance Type	Slider

Tolerance Slider	0.
Tolerance Value	1.8021e-004 m
Use Range	No
Face/Face	Yes
Face/Edge	No
Edge/Edge	No
Priority	Include All
Group By	Bodies
Search Across	Bodies

TABLE 6
Model (A4) > Connections > Contacts > Contact Regions

Object Name	<i>Contact Region</i>	<i>Contact Region 2</i>
State	Fully Defined	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Contact	1 Face	
Target	1 Face	
Contact Bodies	Vena	Musuclo
Target Bodies	Musuclo	Piel
Definition		
Type	Bonded	
Scope Mode	Automatic	
Behavior	Program Controlled	
Trim Contact	Program Controlled	
Trim Tolerance	1.8021e-004 m	
Suppressed	No	
Advanced		
Formulation	Program Controlled	

Detection Method	Program Controlled
Penetration Tolerance	Program Controlled
Elastic Slip Tolerance	Program Controlled
Normal Stiffness	Program Controlled
Update Stiffness	Program Controlled
Pinball Region	Program Controlled

➤ **Mesh**

TABLE 7
Model (A4) > Mesh

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	0
Sizing	
Use Advanced Size Function	Off
Relevance Center	Coarse
Element Size	3.e-003 m
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Medium
Transition	Fast
Span Angle Center	Coarse
Minimum Edge Length	1.e-003 m
Inflation	
Use Automatic Inflation	None
Inflation Option	Smooth Transition
Transition Ratio	0.272
Maximum Layers	5

Growth Rate	1.2
Inflation Algorithm	Pre
View Advanced Options	No
Patch Conforming Options	
Triangle Surface Mesher	Program Controlled
Advanced	
Shape Checking	Standard Mechanical
Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Number of Retries	Default (4)
Extra Retries For Assembly	Yes
Rigid Body Behavior	Dimensionally Reduced
Mesh Morphing	Disabled
Defeaturing	
Pinch Tolerance	Please Define
Generate Pinch on Refresh	No
Automatic Mesh Based Defeaturing	On
Defeaturing Tolerance	Default
Statistics	
Nodes	10368
Elements	1734
Mesh Metric	None

Static Structural (A5)

TABLE 8
Model (A4) > Analysis

Object Name	<i>Static Structural (A5)</i>
State	Solved
Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Static Structural
Solver Target	Mechanical APDL
Options	
Environment Temperature	22. °C
Generate Input Only	No

TABLE 9
Model (A4) > Static Structural (A5) > Analysis Settings

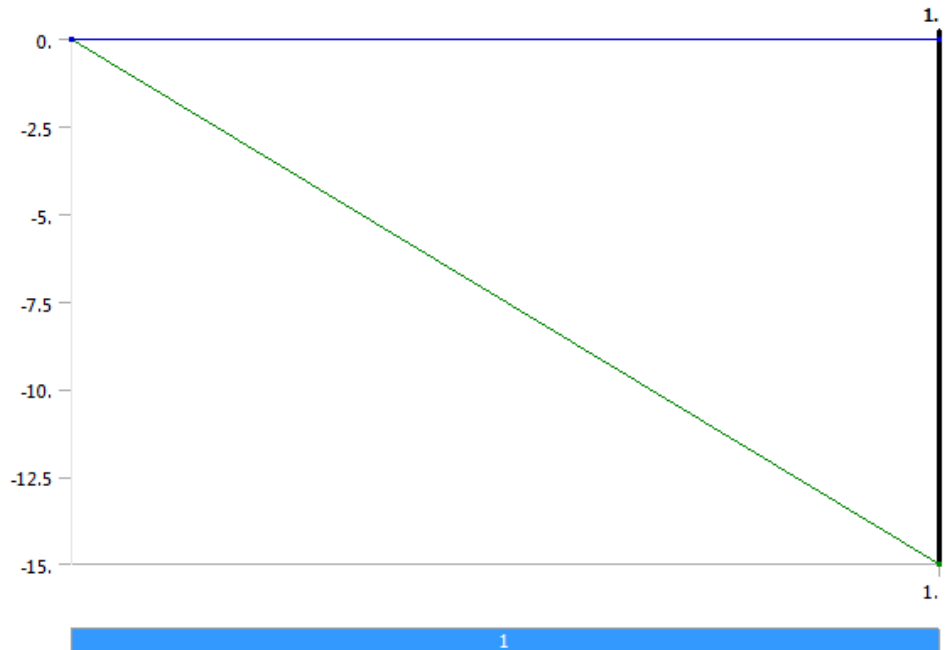
Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
Step Controls	
Number Of Steps	1.
Current Step Number	1.
Step End Time	1. s
Auto Time Stepping	Program Controlled
Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Program Controlled
Large Deflection	On

Inertia Relief	Off
Restart Controls	
Generate Restart Points	Program Controlled
Retain Files After Full Solve	No
Nonlinear Controls	
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Convergence	Program Controlled
Rotation Convergence	Program Controlled
Line Search	Program Controlled
Stabilization	Off
Output Controls	
Stress	Yes
Strain	Yes
Nodal Forces	No
Contact Miscellaneous	No
General Miscellaneous	No
Store Results At	All Time Points
Max Number of Result Sets	Program Controlled
Analysis Data Management	
Solver Files Directory	E:\PMV_files\dp0\SYS\MECH\
Future Analysis	None
Scratch Solver Files Directory	
Save MAPDL db	No
Delete Unneeded Files	Yes
Nonlinear Solution	Yes
Solver Units	Active System
Solver Unit System	mks

TABLE 10
Model (A4) > Static Structural (A5) > Loads

Object Name	<i>Fixed Support</i>	<i>Force</i>
State	Fully Defined	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	12 Faces	1 Face
Definition		
Type	Fixed Support	Force
Suppressed	No	
Define By		Components
Coordinate System		Global Coordinate System
X Component		0. N (ramped)
Y Component		-15. N (ramped)
Z Component		0. N (ramped)

FIGURE 1
Model (A4) > Static Structural (A5) > Force



➤ **Solution (A6)**

TABLE 11
Model (A4) > Static Structural (A5) > Solution

Object Name	<i>Solution (A6)</i>
State	Solved
Adaptive Mesh Refinement	
Max Refinement Loops	1.
Refinement Depth	2.
Information	
Status	Done

TABLE 12
Model (A4) > Static Structural (A5) > Solution (A6) > Solution Information

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
Solution Information	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0
Update Interval	2.5 s
Display Points	All
FE Connection Visibility	
Activate Visibility	Yes
Display	All FE Connectors
Draw Connections Attached To	All Nodes
Line Color	Connection Type
Visible on Results	No
Line Thickness	Single
Display Type	Lines

TABLE 13
Model (A4) > Static Structural (A5) > Solution (A6) > Results

Object Name	Total Deformation	Equivalent Stress
State	Solved	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	All Bodies	
Definition		
Type	Total Deformation	Equivalent (von-Mises) Stress
By	Time	
Display Time	Last	
Calculate Time History	Yes	
Identifier		
Suppressed	No	
Results		
Minimum	0. m	142.32 Pa
Maximum	3.8604e-003 m	26866 Pa
Minimum Occurs On	Vena	
Maximum Occurs On	Piel	Musuclo
Minimum Value Over Time		
Minimum	0. m	30.162 Pa
Maximum	0. m	142.32 Pa
Maximum Value Over Time		
Minimum	7.9533e-004 m	6777.2 Pa
Maximum	3.8604e-003 m	26866 Pa
Information		
Time	1. s	
Load Step	1	

Substep	7	
Iteration Number	31	
Integration Point Results		
Display Option		Averaged

FIGURE 2
Model (A4) > Static Structural (A5) > Solution (A6) > Total Deformation

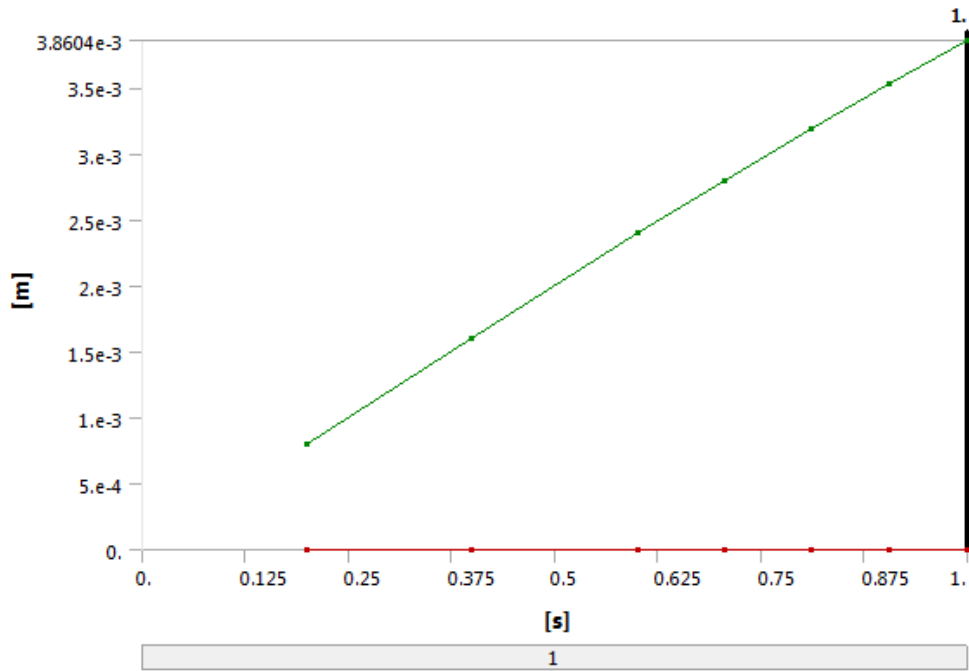


TABLE 14
Model (A4) > Static Structural (A5) > Solution (A6) > Total Deformation

Time [s]	Minimum [m]	Maximum [m]
0.2		7.9533e-004
0.4		1.6032e-003
0.6		2.3971e-003
0.705	0.	2.7995e-003
0.81	0.	3.1892e-003
0.905	0.	3.5302e-003
1.	0.	3.8604e-003

0.
0.82
0.
0.

FIGURE 3
Model (A4) > Static Structural (A5) > Solution (A6) > Equivalent Stress

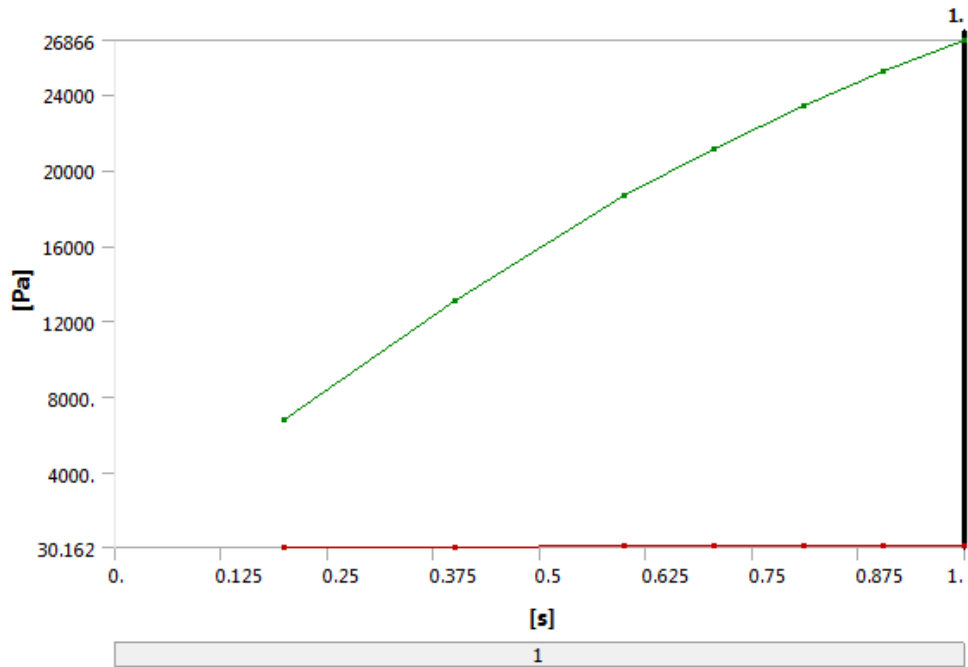


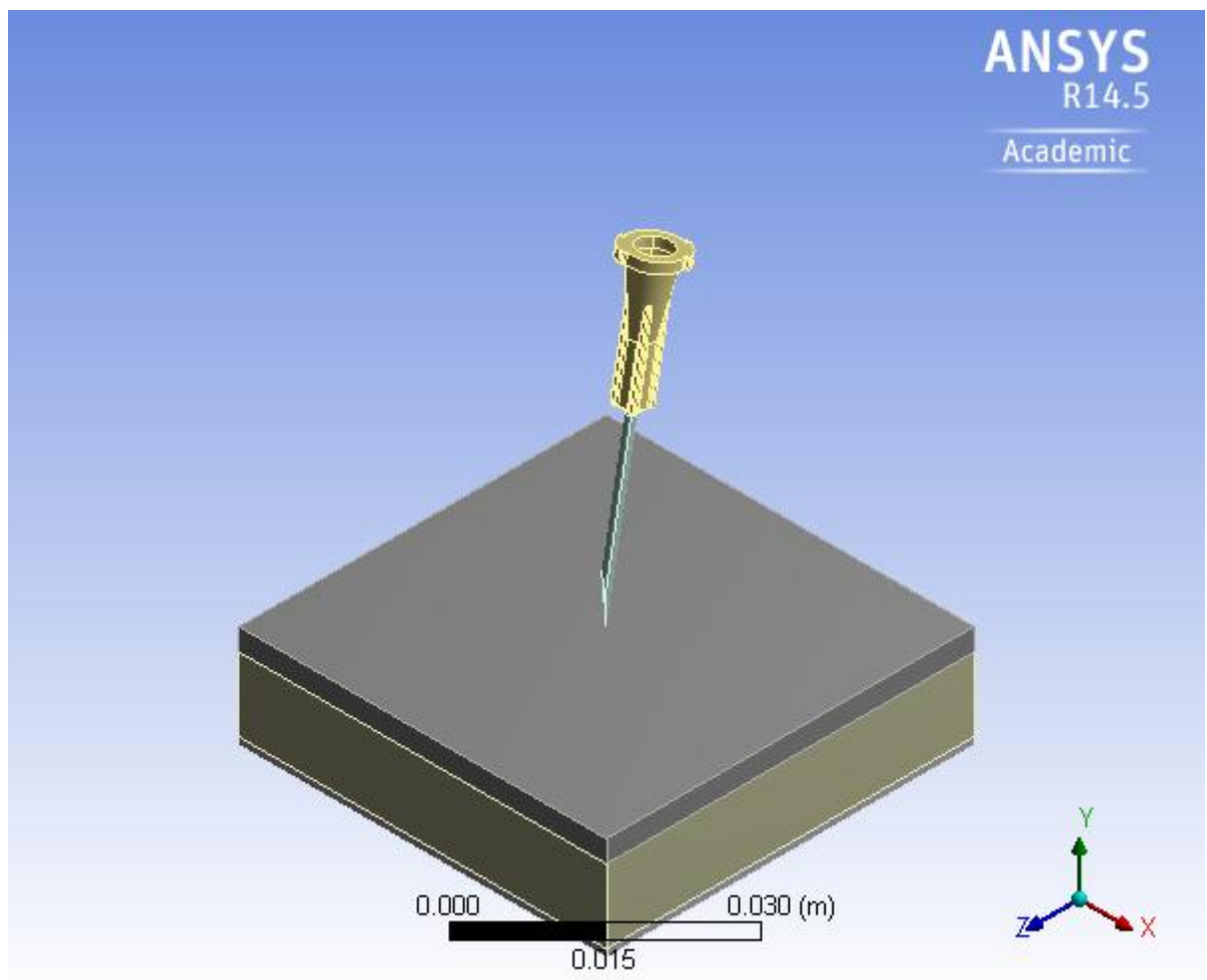
TABLE 15
Model (A4) > Static Structural (A5) > Solution (A6) > Equivalent Stress

Time [s]	Minimum [Pa]	Maximum [Pa]
0.2	30.162	6777.2
0.4	59.073	13110
0.6	87.819	18638
0.705	102.58	21157
0.81	117.04	23407
0.905	129.82	25227
1.	142.32	26866

B. Reporte de Ansys Workbench™ 14.5 Simulación Dinámica



First Saved	Tuesday, February 25, 2014
Last Saved	Thursday, March 13, 2014
Product Version	14.5 Release
Save Project Before Solution	Yes
Save Project After Solution	Yes



Model (A4)

➤ Geometry

TABLE 1
Model (A4) > Geometry

Object Name	<i>Geometry</i>
State	Fully Defined
Definition	
Source	C:\Users\Pregrado\Documents\Tejidos\Tejido.IGS
Type	Iges
Length Unit	Meters
Display Style	Body Color
Bounding Box	
Length X	5.e-002 m
Length Y	5.5889e-002 m
Length Z	5.e-002 m
Properties	
Volume	3.5157e-005 m ³
Mass	4.6345e-002 kg
Scale Factor Value	1.
Statistics	
Bodies	5
Active Bodies	5
Nodes	11680
Elements	16622
Mesh Metric	None
Basic Geometry Options	
Solid Bodies	Yes
Surface Bodies	Yes

Line Bodies	No
Parameters	Yes
Parameter Key	DS
Attributes	No
Named Selections	No
Material Properties	No
Advanced Geometry Options	
Use Associativity	Yes
Coordinate Systems	No
Reader Mode Saves Updated File	No
Use Instances	Yes
Smart CAD Update	No
Attach File Via Temp File	Yes
Temporary Directory	C:\Users\Pregrado\AppData\Local\Temp
Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None
Decompose Disjoint Geometry	Yes
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

TABLE 2
Model (A4) > Geometry > Parts

Object Name	<i>Part 1</i>	<i>Part 2</i>	<i>Part 3</i>	<i>Part 4</i>	<i>Part 5</i>
State	Meshed				
Graphics Properties					
Visible	Yes				
Transparency	1				
Definition					
Suppressed	No				
Stiffness Behavior	Rigid	Flexible			

Reference Temperature	By Environment				
Reference Frame	Lagrangian				
Coordinate System		Default Coordinate System			
Material					
Assignment	Stainless Steel	Polyethylene	Vena	Musculo	Piel
Bounding Box					
Length X	2.8304e-003 m	1.0096e-002 m	5.e-002 m		
Length Y	3.1704e-002 m	1.9016e-002 m	1.e-003 m	1.e-002 m	3.e-003 m
Length Z	8.4818e-003 m	1.3117e-002 m	5.e-002 m		
Properties					
Volume	2.8766e-008 m ³	1.2841e-007 m ³	2.5e-006 m ³	2.5e-005 m ³	7.5e-006 m ³
Mass	2.2294e-004 kg	1.2199e-004 kg	3.e-003 kg	2.65e-002 kg	1.65e-002 kg
Centroid X	-1.1579e-002 m	-1.164e-002 m	-1.1081e-002 m		
Centroid Y	4.7866e-002 m	5.9831e-002 m	1.2306e-002 m	1.7806e-002 m	2.4306e-002 m
Centroid Z	-2.6665e-002 m	-2.8894e-002 m	-2.2983e-002 m		
Moment of Inertia Ip1	1.4462e-008 kg·m ²	3.9139e-009 kg·m ²	6.2525e-007 kg·m ²	5.7417e-006 kg·m ²	3.4499e-006 kg·m ²
Moment of Inertia Ip2	9.819e-011 kg·m ²	5.1993e-010 kg·m ²	1.25e-006 kg·m ²	1.1042e-005 kg·m ²	6.875e-006 kg·m ²
Moment of Inertia Ip3	1.4462e-008 kg·m ²	3.9612e-009 kg·m ²	6.2525e-007 kg·m ²	5.7417e-006 kg·m ²	3.4499e-006 kg·m ²
Statistics					
Nodes	600	2332	1458	5103	2187

Elements	1752	8786	676	4056	1352
Mesh Metric	None				

➤ **Connections**

TABLE 3
Model (A4) > Connections

Object Name	<i>Connections</i>
State	Fully Defined
Auto Detection	
Generate Automatic Connection On Refresh	Yes
Transparency	
Enabled	Yes

TABLE 4
Model (A4) > Connections > Body Interactions

Object Name	<i>Body Interactions</i>
State	Fully Defined
Advanced	
Contact Detection	Trajectory
Formulation	Penalty
Body Self Contact	Program Controlled
Element Self Contact	Program Controlled
Tolerance	0.2

TABLE 5
Model (A4) > Connections > Body Interactions > Body Interaction

Object Name	<i>Body Interaction</i>
State	Fully Defined
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	5 Bodies

Definition	
Type	Frictional
Friction Coefficient	0.3
Dynamic Coefficient	9.87
Decay Constant	0.
Suppressed	No

➤ **Mesh**

TABLE 6
Model (A4) > Mesh

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Explicit
Relevance	0
Sizing	
Use Advanced Size Function	Off
Relevance Center	Medium
Element Size	Default
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	High
Transition	Slow
Span Angle Center	Coarse
Minimum Edge Length	6.7804e-005 m
Inflation	
Use Automatic Inflation	None
Inflation Option	Smooth Transition
Transition Ratio	0.272
Maximum Layers	5

Growth Rate	1.2
Inflation Algorithm	Pre
View Advanced Options	No
Patch Conforming Options	
Triangle Surface Mesher	Program Controlled
Advanced	
Shape Checking	Explicit
Element Midside Nodes	Dropped
Straight Sided Elements	
Number of Retries	Default (4)
Extra Retries For Assembly	Yes
Rigid Body Behavior	Full Mesh
Rigid Face Mesh Type	Quad/Tri
Mesh Morphing	Disabled
Defeaturing	
Pinch Tolerance	Please Define
Generate Pinch on Refresh	No
Automatic Mesh Based Defeaturing	On
Defeaturing Tolerance	Default
Statistics	
Nodes	11680
Elements	16622
Mesh Metric	None

Explicit Dynamics (A5)

TABLE 7
Model (A4) > Analysis

Object Name	<i>Explicit Dynamics (A5)</i>
State	Solved
Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Explicit Dynamics
Solver Target	AUTODYN
Options	
Environment Temperature	22. °C
Generate Input Only	No

TABLE 8
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Initial Conditions

Object Name	<i>Initial Conditions</i>
State	Fully Defined

TABLE 9
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Initial Conditions > Initial Condition

Object Name	<i>Pre-Stress (None)</i>	<i>Velocity</i>
State	Fully Defined	
Definition		
Pre-Stress Environment	None	
Input Type		Velocity
Define By		Vector
Total		0.050. m/s
Direction		Defined

Suppressed		No
Scope		
Scoping Method		Geometry Selection
Geometry		2 Bodies

TABLE 10
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Analysis Settings

Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
Analysis Settings Preference	
Type	Program Controlled
Step Controls	
Resume From Cycle	0
Maximum Number of Cycles	1e+07
End Time	1.5e-004 s
Maximum Energy Error	0.1
Reference Energy Cycle	1e+06
Initial Time Step	Program Controlled
Minimum Time Step	Program Controlled
Maximum Time Step	Program Controlled
Time Step Safety Factor	0.9
Characteristic Dimension	Diagonals
Automatic Mass Scaling	No
Solver Controls	
Precision	Double
Solve Units	mm, mg, ms
Beam Solution Type	Truss
Beam Time Step Safety Factor	0.5
Hex Integration Type	Exact

Shell Sublayers	3
Shell Shear Correction Factor	0.8333
Shell BWC Warp Correction	Yes
Shell Thickness Update	Nodal
Tet Integration	Average Nodal Pressure
Shell Inertia Update	Recompute
Density Update	Program Controlled
Minimum Velocity	1.e-006 m s ⁻¹
Maximum Velocity	1.e+010 m s ⁻¹
Radius Cutoff	1.e-003
Minimum Strain Rate Cutoff	1.e-010
Euler Domain Controls	
Domain Size Definition	Program Controlled
Display Euler Domain	Yes
Scope	All Bodies
X Scale factor	1.2
Y Scale factor	1.2
Z Scale factor	1.2
Domain Resolution Definition	Total Cells
Total Cells	2.5e+05
Lower X Face	Flow Out
Lower Y Face	Flow Out
Lower Z Face	Flow Out
Upper X Face	Flow Out
Upper Y Face	Flow Out
Upper Z Face	Flow Out
Euler Tracking	By Body
Damping Controls	

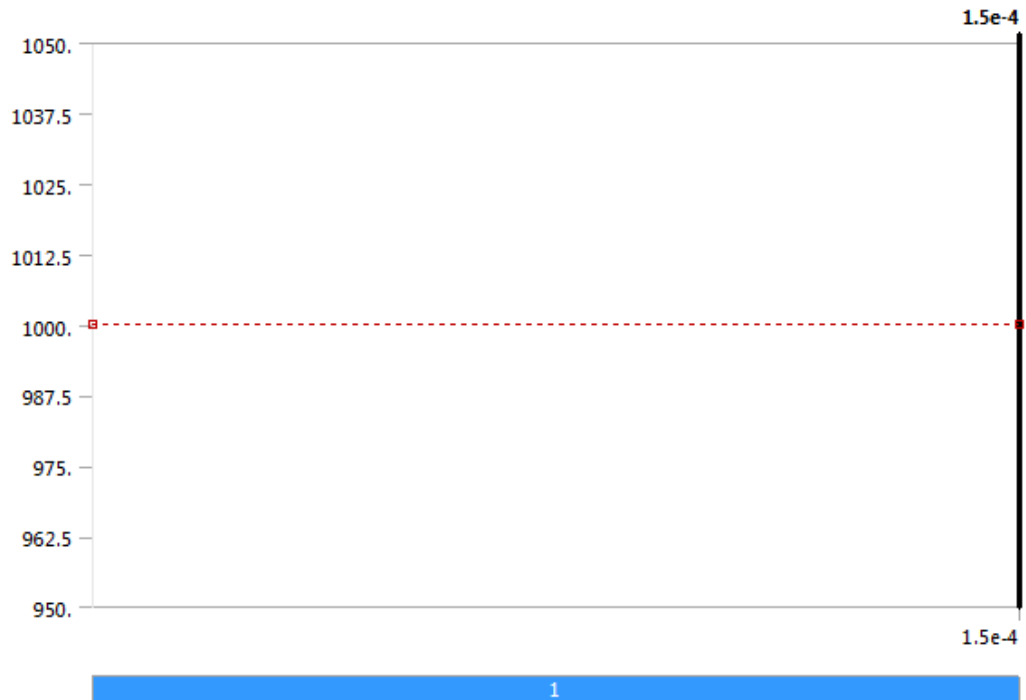
Linear Artificial Viscosity	0.2
Quadratic Artificial Viscosity	1.
Linear Viscosity in Expansion	No
Hourglass Damping	AUTODYN Standard
Viscous Coefficient	0.1
Static Damping	0.
Erosion Controls	
On Geometric Strain Limit	Yes
Geometric Strain Limit	1.5
On Material Failure	No
On Minimum Element Time Step	No
Retain Inertia of Eroded Material	Yes
Output Controls	
Save Results on	Equally Spaced Points
Number of points	80
Save Restart Files on	Equally Spaced Points
Number of points	5
Save Result Tracker Data on	Cycles
Cycles	100
Output Contact Forces	Off
Analysis Data Management	
Solver Files Directory	E:\Tejidos\Tejido 5_files\dp0\SYS\MECH\
Scratch Solver Files Directory	

TABLE 11
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Loads

Object Name	<i>Fixed Support</i>	<i>Pressure</i>
State	Fully Defined	
Scope		

Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	12 Faces	1 Face
Definition		
Type	Fixed Support	Pressure
Suppressed	No	
Define By		Normal To
Magnitude		1000. Pa (step applied)

FIGURE 1
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Pressure



➤ **Solution (A6)**

TABLE 12
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Solution

Object Name	<i>Solution (A6)</i>
State	Solved
Information	
Status	Done

TABLE 13
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Solution (A6) > Solution Information

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
Solution Information	
Solution Output	Solver Output
Update Interval	2.5 s
Display Points	All
Display Filter During Solve	Yes

TABLE 14
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Solution (A6) > Results

Object Name	<i>Total Deformation</i>	<i>Equivalent Stress</i>
State	Solved	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	3 Bodies	
Definition		
Type	Total Deformation	Equivalent (von-Mises) Stress
By	Time	
Display Time	Last	
Calculate Time History	Yes	
Identifier		
Suppressed	No	
Results		
Minimum	0. m	0. Pa
Maximum	1.2654e-002 m	2.2962e+009 Pa
Minimum Occurs On	Part 3	
Maximum Occurs On	Part 5	
Minimum Value Over Time		

Minimum	0. m	0. Pa
Maximum	0. m	0. Pa
Maximum Value Over Time		
Minimum	0. m	0. Pa
Maximum	1.2654e-002 m	2.2962e+009 Pa
Information		
Time	1.3063e-004 s	
Set	71	
Integration Point Results		
Display Option		Averaged

FIGURE 2
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Solution (A6) > Total Deformation

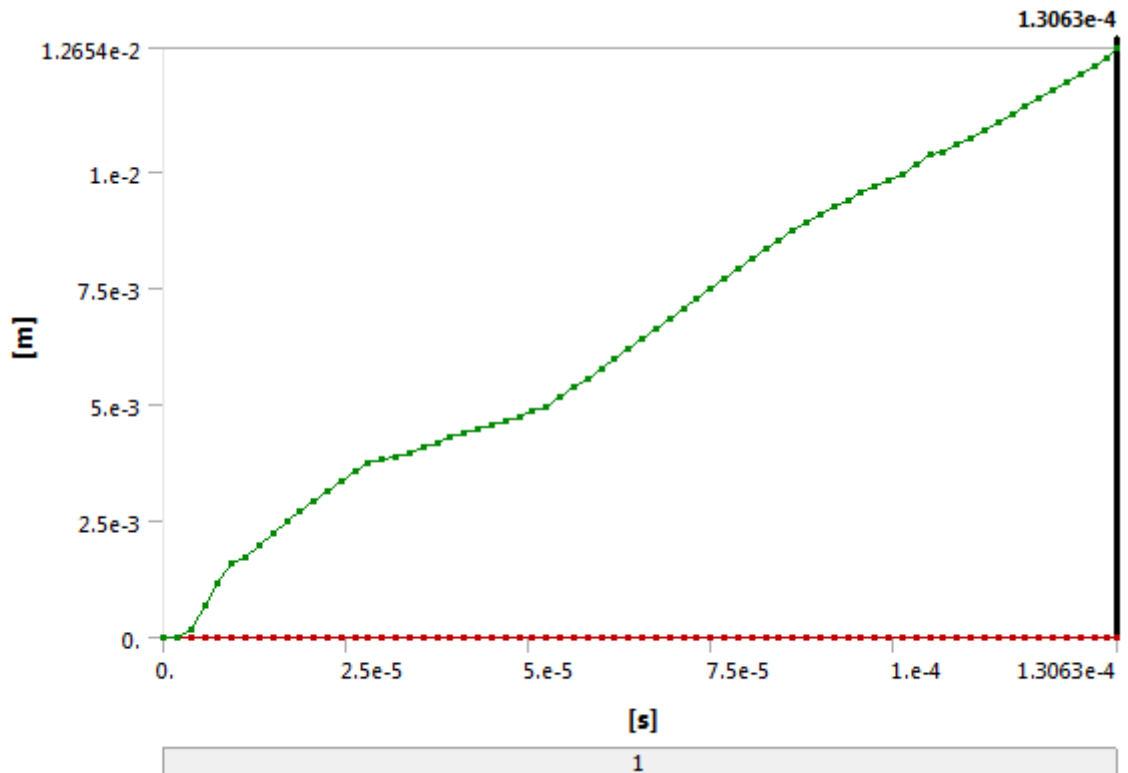


TABLE 15
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Solution (A6) > Total Deformation

Time [s]	Minimum [m]	Maximum [m]
1.1755e-038		0.
1.8794e-006		0.
3.7532e-006		1.7024e-004
5.627e-006		6.7687e-004
7.5009e-006		1.1512e-003
9.3793e-006		1.5762e-003
1.1253e-005		1.7168e-003
1.3127e-005		1.988e-003
1.5001e-005		2.247e-003
1.6879e-005		2.4998e-003
1.8753e-005		2.723e-003
2.0627e-005		2.9428e-003
2.2501e-005	0.	3.1543e-003
2.4379e-005	0.	3.3493e-003
2.6253e-005	0.	3.562e-003
2.8126e-005	0.	3.7254e-003
3.0004e-005	0.	3.8292e-003
3.1878e-005	0.	3.8907e-003
3.3752e-005	0.	3.9677e-003
3.5629e-005	0.	4.0798e-003
3.7503e-005	0.	4.1868e-003
3.9379e-005	0.	4.2863e-003
4.1253e-005	0.	4.3793e-003
4.3127e-005	0.	4.4665e-003
4.5003e-005	0.	4.5486e-003

4.6878e-005		4.6373e-003
4.8751e-005		4.7468e-003
5.0627e-005		4.8528e-003
5.2504e-005		4.9556e-003
5.4375e-005		5.1571e-003
5.6254e-005		5.3613e-003
5.8129e-005		5.5639e-003
6.0004e-005		5.7735e-003
6.1879e-005		5.985e-003
6.3752e-005		6.1983e-003
6.5628e-005		6.4096e-003
6.75e-005		6.6156e-003
6.9376e-005		6.8323e-003
7.1253e-005		7.0526e-003
7.3128e-005		7.2779e-003
7.5001e-005		7.5014e-003
7.6876e-005		7.713e-003
7.8753e-005		7.9248e-003
8.0625e-005		8.1334e-003
8.2501e-005		8.3371e-003
8.4379e-005		8.5322e-003
8.6251e-005		8.7165e-003
8.8128e-005		8.8983e-003
9.0005e-005		9.0755e-003
9.1876e-005		9.2451e-003
9.3754e-005		9.4031e-003
9.5627e-005		9.56e-003
9.7504e-005		9.6979e-003

9.9379e-005		9.8195e-003
1.0125e-004		9.9598e-003
1.0313e-004		1.0152e-002
1.05e-004		1.0391e-002
1.0688e-004		1.0431e-002
1.0875e-004		1.0571e-002
1.1063e-004		1.0733e-002
1.125e-004		1.0883e-002
1.1438e-004		1.1045e-002
1.1625e-004		1.1216e-002
1.1813e-004		1.1394e-002
1.2e-004		1.1564e-002
1.2188e-004		1.1745e-002
1.2375e-004		1.1929e-002
1.2563e-004		1.2094e-002
1.275e-004		1.2256e-002
1.2938e-004		1.2426e-002
1.3063e-004		1.2654e-002

FIGURE 3
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Solution (A6) > Equivalent Stress

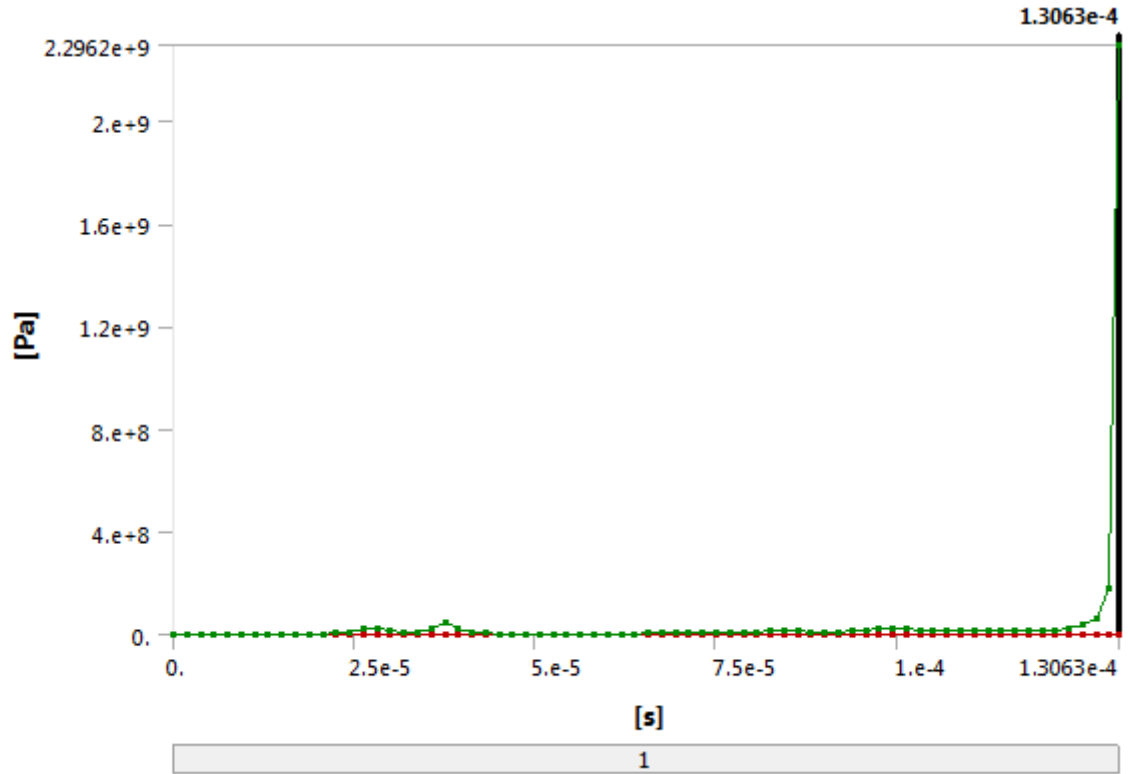


TABLE 16
Model (A4) > Explicit Dynamics (A5) > Solution (A6) > Equivalent Stress

Time [s]	Minimum [Pa]	Maximum [Pa]
1.1755e-038		0.
1.8794e-006		0.
3.7532e-006		80.298
5.627e-006		378.67
7.5009e-006	0.	1242.9
9.3793e-006	0.	5332.1
1.1253e-005	0.	9885.7
1.3127e-005	0.	30017
1.5001e-005	0.	95759
1.6879e-005	0.	3.1292e+005

1.8753e-005		9.2642e+005
2.0627e-005		2.485e+006
2.2501e-005		5.7686e+006
2.4379e-005		1.1391e+007
2.6253e-005		2.0387e+007
2.8126e-005		2.2875e+007
3.0004e-005		1.5535e+007
3.1878e-005		7.9366e+006
3.3752e-005		6.8536e+006
3.5629e-005		2.2753e+007
3.7503e-005		4.3393e+007
3.9379e-005		2.2571e+007
4.1253e-005		1.0167e+007
4.3127e-005		5.5633e+006
4.5003e-005		2.968e+006
4.6878e-005		2.2287e+006
4.8751e-005		2.0595e+006
5.0627e-005		1.9368e+006
5.2504e-005		1.8831e+006
5.4375e-005		1.8606e+006
5.6254e-005		1.9242e+006
5.8129e-005		2.0828e+006
6.0004e-005		2.3834e+006
6.1879e-005		2.8599e+006
6.3752e-005		3.5081e+006
6.5628e-005		4.2628e+006
6.75e-005		5.09e+006
6.9376e-005		5.972e+006

7.1253e-005		6.6701e+006
7.3128e-005		7.0414e+006
7.5001e-005		9.5514e+006
7.6876e-005		1.0965e+007
7.8753e-005		9.3132e+006
8.0625e-005		8.2773e+006
8.2501e-005		1.2677e+007
8.4379e-005		1.4753e+007
8.6251e-005		1.2704e+007
8.8128e-005		9.8526e+006
9.0005e-005		8.473e+006
9.1876e-005		1.1679e+007
9.3754e-005		1.4989e+007
9.5627e-005		1.6085e+007
9.7504e-005		1.9711e+007
9.9379e-005		2.0896e+007
1.0125e-004		1.976e+007
1.0313e-004		1.7432e+007
1.05e-004		1.6074e+007
1.0688e-004		1.5183e+007
1.0875e-004		1.4653e+007
1.1063e-004		1.4645e+007
1.125e-004		1.4685e+007
1.1438e-004		1.4275e+007
1.1625e-004		1.3436e+007
1.1813e-004		1.3564e+007
1.2e-004		1.3795e+007
1.2188e-004		1.4692e+007

1.2375e-004		2.3544e+007
1.2563e-004		3.7904e+007
1.275e-004		5.9192e+007
1.2938e-004		1.8238e+008
1.3063e-004		2.2962e+009