SUBSECRETARÍA DE EDUCACIÓN SUPERIOR
DIRECCIÓN GENERAL DE EDUCACIÓN SUPERIOR TECNOLÓGICA

Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez

Departamento de Ingeniería Mecánica

MEMORIA DE RESIDENCIA PROFESIONAL

Diseño de Prótesis Externa de Mama

Presentada por

Francisco Javier Trejo Gutiérrez

Como requisito para la obtención del grado de:
Ingeniero Mecánico

Director de tesis:
Dr. José María Rodríguez Lelis

Comision revisora:

M.C. Ignacio Arrioja Cardenas
M.I. Lorenzo Marciano Vazquez
M.C. Fernando Alfonso May Arrioja
M.C. Juan Carlos Niños Torres

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas. México. Enero 2016

Contenido

Lista de Figuras ii
Lista de Tablas ii

Resumen 1
Introducción 2

Capítulo I: Estado del arte
1.1. Introducción 4
1.2. Biomecánica 5

Capítulo II: Teoría Básica
2.1. Introducción 14
2.2. Anatomía de la mama 14
2.3. Cáncer de mama 16
2.4. Cáncer de mama en México 19
2.5. Propiedades mecánicas de los tejidos mamarios 23

Capítulo III: Metodología
3.1. Introducción 26
3.2. Análisis de la anatomía del seno 26
3.3. Proceso de diseñado 27

Capítulo IV: Pruebas y Resultados
4.1. Introducción 32
4.2. Método de Elemento Finito 32
4.3. Cargas y condiciones de contorno 33
4.4. Análisis de deformaciones 35
4.4.1. Análisis aplicando cargas sobre los ejes “x” y “y” 35
4.4.2. Análisis aplicando cargas sobre los ejes “x”, “y” y “z” 38
4.4.3. Análisis aplicando diferentes cargas sobre los ejes “x”, “y” y “z” 41
4.4.4. Análisis aplicando presión 44
4.4.5. Análisis aplicando cargas sobre el eje “y” 47
4.5. Resultados 50

Referencias 51

Lista de Figuras y Tablas

Figura	Descripción	Pagina
Figura 1.1.	Aristóteles 384-322 a.C.	6
Figura 1.2.	Bocetos anatómicos de Leonardo da Vinci	6
Figura 1.3.	Portada del libro “Motu animalium” de Borelli	8
Figura 2.1.	Anatomía de la mama femenina	15
Figura 2.2.	Cáncer ductal	17
Figura 2.3.	Cáncer Lobulliares	17
Figura 2.4.	Porcentaje de mujeres que acuden a servicios de salud preventiva	21
Figura 3.1	Tejidos que constituyen al seno femenino.	26
Figura 3.2.	Base de la Prótesis en forma de gota	27
Figura 3.3.	Curva que da volumen y forma de la prótesis	27
Figura 3.4.	Curvas a diferentes alturas de la base de la prótesis	28
Figura 3.5.	Prótesis sólida recubierta	28
Figura 3.6.	Representación del tejido adiposo del seno	29
Figura 3.7.	Representación del tejido glandular mediante una semiesfera	29
Figura 3.8.	Corte transversal de la prótesis	30
Figura 3.9.	Corte transversal exponiendo las superficies de los tejidos	30
Figura 3.10.	Prótesis externa de mama	31
Figura 4.1.	Subdominios, tejido glandular y tejido adiposo respectivamente.	34
Figura 4.2.	Desplazamiento subdominio en metros	35
Figura 4.3.	Figura 4.3. Deformación de las aristas del tejido glandular.	36
Figura 4.4.	Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal	37
Figura 4.5.	Vista inferior de las deformaciones.	37
Figura 4.6.	Deformación en centímetros.	38
Figura 4.7.	Deformación de las aristas del tejido glandular.	39
Figura 4.8.	Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal.	40
Figura 4.9.	Vista inferior de las deformaciones.	40
Figura 4.10.	Desplazamiento en centímetros.	41
Figura 4.11.	Deformación de las aristas del tejido glandular.	42
Figura 4.12.	Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal.	43
Figura 4.13.	Vista inferior de las deformaciones.	43

Figura 4.14. Desplazamiento de la prótesis. 44
Figura 4.15. Deformación de las aristas del tejido glandular. 45
Figura 4.16. Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal. 46
Figura 4.17. Vista inferior de las deformaciones 46
Figura 4.18. Deformación vista lateral. 47
Figura 4.19. Deformación de las aristas del tejido glandular. 48
Figura 4.20. Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal. 49
Figura 4.21. Vista inferior de las deformaciones. 49

Tablas **Descripción** **Pagina**

Tabla 2.1. Tasa de letalidad hospitalaria 21
Tabla 2.2. Tasa de mortalidad 23
Tabla 2.3. Propiedad mecánicas de tejidos 24
Tabla 2.4. Propiedades mecánicas de componentes del tejido mamario 25

Resumen

Antes de comenzar con el diseño de la prótesis de mama se realizó una investigación sobre la anatomía de la mama para determinar su geometría, composición, propiedades mecánicas, etc. En la investigación encontramos que el seno femenino se compone de tejidos de los cuales son; tejido glandular que constan de un conjunto de entre 15 y 20 lóbulos que se encargan de producir la lactancia en el post-parto, el tejido adiposo que ocupa los espacios entre cada lóbulo y tejidos, el tejido conectivo que es un conjunto de conductos que van desde los lóbulos hacia la salida del senos por el pezón, por último se encuentra la piel que es la que recubre todo los tejidos anteriores. En cuanto a la geometría, no existe una geometría específica que represente el seno femenino. Los senos femeninos varían en forma, tamaño y peso, un seno pequeño puede pesar alrededor de los 500 gramos mientras que un seno grande puede pesar alrededor de los 1,000 gramos. En las propiedades mecánicas encontramos que los tejidos blandos son casi incompresibles por lo tanto la razón de Poisson es de aproximadamente 0.5. En cuanto el módulo de Young para el tejido glandular es de aproximadamente 10 KPa, y para el tejido adiposo es de aproximadamente 1 KPa. Teniendo conocimientos de la anatomía de la mama se procedió a obtener un modelo del seno, se optó por una prótesis de forma de una gota.

Introducción

Desde la edad madura hasta la vejez, una de las principales causas de muerte en mujeres es el cáncer; y dentro de estos tumores malignos, se destacan el cáncer de mama y el cáncer de cérvico-uterino. *

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), el cáncer más frecuente entre las mujeres es el de mama, que a nivel mundial representa 16% de todos los cánceres femeninos. Se estima que cada año se detectan 1.38 millones de casos nuevos. Este padecimiento se presenta con más frecuencia en países desarrollados, pero tiene mayor impacto en la población de países de bajos y medios ingresos como México, debido al aumento de la esperanza de vida, la ubicación y cambios en el modo de vida.

En México, 30 de cada 100 mujeres que salen de un hospital por tumor maligno en 2011, padecen cáncer de mama.

La OMS celebra cada 19 de Octubre el Día Internacional de Cáncer de Mama, con el objeto de sensibilizar sobre la importancia de identificar en etapas tempranas esta enfermedad. En este sentido, el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), con el propósito de apoyar esta ardua labor, presenta un panorama general de dicha enfermedad en la población mexicana.

Cuando el cáncer de mama está muy avanzado y ha invadido todo el seno, la mujer se tiene que someter a la Mastectomía, que es el proceso de extirpación de la glándula mamaria afectada. A esto se suma el impacto en la autoestima, el que puede experimentar una baja debido a casos como la pérdida de una de sus mamas o del cabello, símbolo innegable de femineidad.

Con base al problema que se presenta se decidió por diseñar una prótesis externa de mama que sea accesible a la comunidad femenina que padece de esta grave enfermedad. Diseñar una prótesis que sea de calidad, económica, confortable y que se asemeje al seno normal femenina es el objetivo de este trabajo.

El contenido de este trabajo se divide en cinco capítulos:

- El capítulo I presenta el estado del arte, el cual contiene una breve descripción de los trabajos que se han realizado sobre los senos y tejidos de la mama.
- El capítulo II contiene la teoría básica como la anatomía del seno femenino, los tipos de cáncer, el cáncer en México.
- El capítulo III se explica paso a paso como se fue desarrollando el diseño de la prótesis.
- El capítulo IV presenta las pruebas experimentales a las que se sometió la prótesis para determinar el comportamiento bajo distintas cargas y los resultados que se obtuvieron.
- El capítulo V contiene las conclusiones del análisis de los resultados.

Capítulo I: Estado del Arte

1.1. Introducción

En este capítulo se presentan algunos acontecimientos históricos sobre los avances que ha tenido la Biomecánica, desde los antiguos griegos quienes observaban los movimientos de los animales para luego estudiar las partes que de constituían a los mismos. La exploración de los cuerpos muertos de soldados para el análisis del funcionamiento de los órganos fue un gran avance, sin embargo en aquellos tiempos que apenas se tenía pocos conocimientos del cuerpo se cometieron algunas equivocaciones como considerar el corazón como parte del sistema respiratorio. Es así como el interés del funcionamiento del cuerpo humano cada vez es mayor. En la actualidad se realizan estudios *in vitro* como en *in vivo* de varios órganos del cuerpo, como también huesos, etc. Los investigadores interesados por conocer las propiedades de los diferentes tejidos del cuerpo, someten estos tejidos a diferentes pruebas para conocer sus propiedades. Los tejidos blandos como es el caso de los tejidos que constituyen el seno femenino, en la actualidad han despertado mucho interés por conocer las propiedades mecánicas en comparación de las anormalidades que ocasiona el cáncer de mama sobre estos tejidos. El cáncer de mama en la actualidad es un tema de suma importancia, por esta causa los estudios de los tejidos blandos del seno son cada vez más abundantes para la detección a tiempo de las anormalidades en estos tejidos. También han surgido múltiples simulaciones del seno femenino para determinar los diferentes comportamientos que puede tener el seno bajo compresión mecánica o bajo los efectos de gravedad. La Biomecánica es la encargada de estudiar el funcionamiento de cada parte del cuerpo para así realizar estudios sobre estas partes y poder llegar a sustituir o reparar alguna de estas partes con materiales biocompatibles que pueda realizar el mismo funcionamiento o similar a la parte defectuosa.

1.2. Biomecánica

El concepto de biomecánica es la combinación de las palabras biología y mecánica. La biomecánica 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).

Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

Este fuerte impulso de los últimos años es compatible con el interés que el movimiento y comportamiento resistente de los seres vivos ha suscitado prácticamente de siempre. Los textos más antiguos que contienen conceptos de Biomecánica son probablemente el clásico libro griego “De las partes de los animales” de Aristóteles (384-322 a.C.) (Fig. 1) y el libro Chino “Nei Jing” (o Internal Classic) que se transmitió junto a las enseñanzas de Confucio. Aristóteles, por ejemplo, presentó una descripción de la anatomía y de la función de los órganos internos. Su análisis del movimiento de la uretra para transportar la orina desde el riñón hasta la vejiga es realmente encomiable. Sin embargo, cometió el error de considerar el corazón como un órgano respiratorio, probablemente debió a que nunca llego a ver sangre en su interior ya que realizaba las autopsias en cuerpos fallecidos en guerras varios días tras la muerte. Aristóteles también escribió el libro “Del movimiento de los animales”, “Nei Jing” trata de la circulación en el hombre y establece que las venas son el lugar donde se retiene la sangre, proviniendo toda ella del corazón y circulando siempre sin parar.

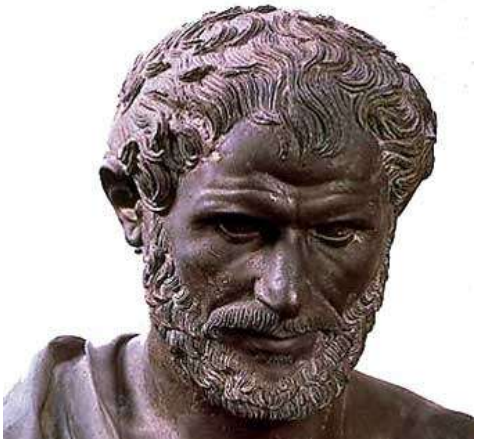


Fig. 1.1. Aristóteles 384-322 a.C.

Otros científicos más modernos han contribuido también a aspectos particulares relacionados con la Biomecánica. Leonardo Da Vinci (1452-1519) se puede considerar como el primer científico biomecánico. Sus observaciones del movimiento humano cumplían sorprendentemente la tercera ley de Newton. Además, trató temas como el grado de locomoción, el efecto de correr en contra del viento, la proyección del centro de gravedad sobre la base de apoyo, el proceso de caminar y otros. Observemos en la figura 2 algunos bocetos anatómicos dibujados por Lonardo da Vinci.

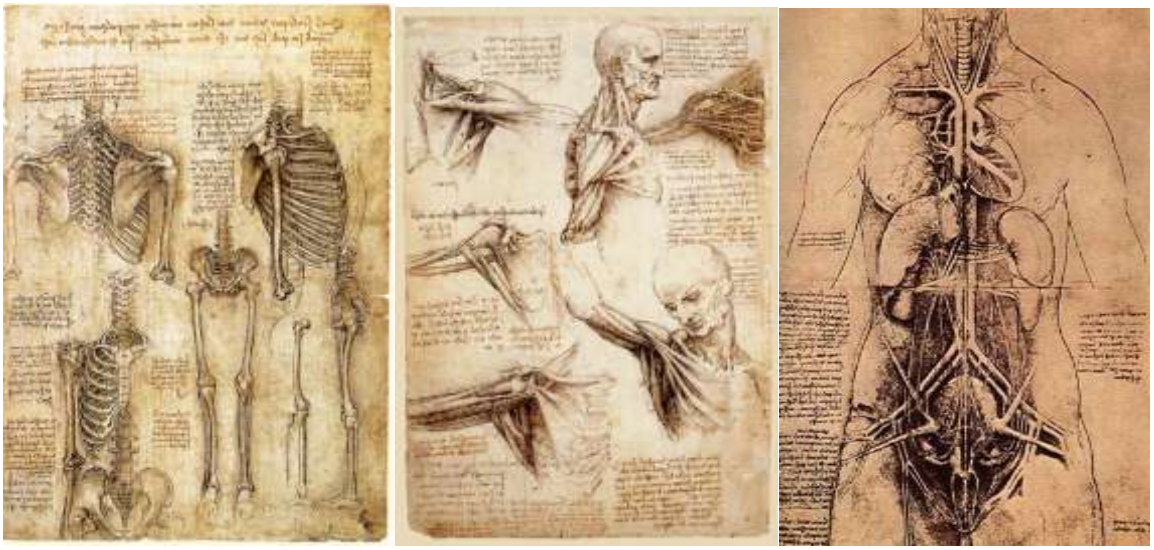


Fig. 1.2. Bocetos anatómicos de Leonardo da Vinci.

Galileo Galilei (1564-1642), quién estudió Medicina antes de llegar a ser un famoso físico, descubrió la constancia del periodo del péndulo y lo utilizó para medir el pulso sanguíneo. Inventó el termoscopio y fue también el primero en diseñar un microscopio en el sentido moderno en 1609. Fue también Galileo quién estableció que las matemáticas son la herramienta esencial para la ciencia, sin las cuales la naturaleza no se puede entender apropiadamente, planteando las bases de la Mecánica Racional tal como hoy se entiende.

Miguel Servet (1551-1553), el gran investigador aragonés no suficientemente reconocido, planteó el principio de la circulación pulmonar. Fue, sin embargo, William Harvey (1578-1658), quién siguiendo los trabajos de Servet, descubrió en 1615, y publicó su demostración en 1628, la circulación sanguínea mayor basándose tan sólo en razonamientos lógicos, es decir, sin la utilización de microscopio y sin la posibilidad de ver los capilares sanguíneos. La parte esencial de la demostración de Harvey fue consecuencia de la aplicación del principio de medida de Galileo, estableciendo que el funcionamiento del corazón implicaba la circulación sanguínea. Otro compañero de Galileo, Santorio (1561-1636), profesor de Medicina en Padua, utilizó el mismo método de medida de Galileo para comparar el peso del cuerpo humano en diferentes instantes de tiempo y en diversas posiciones. Los descubrimientos de Galileo, Santorio y Harvey imprimieron un importante empuje al intento de explicar procesos vitales en términos mecánicos.

Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), eminente matemático y astrónomo, amigo de Galileo y Malpighi, se encargó de clarificar el movimiento de los músculos y la dinámica del cuerpo. Estudió el vuelo de los pájaros y el movimiento de los peces bajo el agua, así como el funcionamiento del corazón y de los intestinos en su obra póstuma “De motu animalium” (Fig. 3).

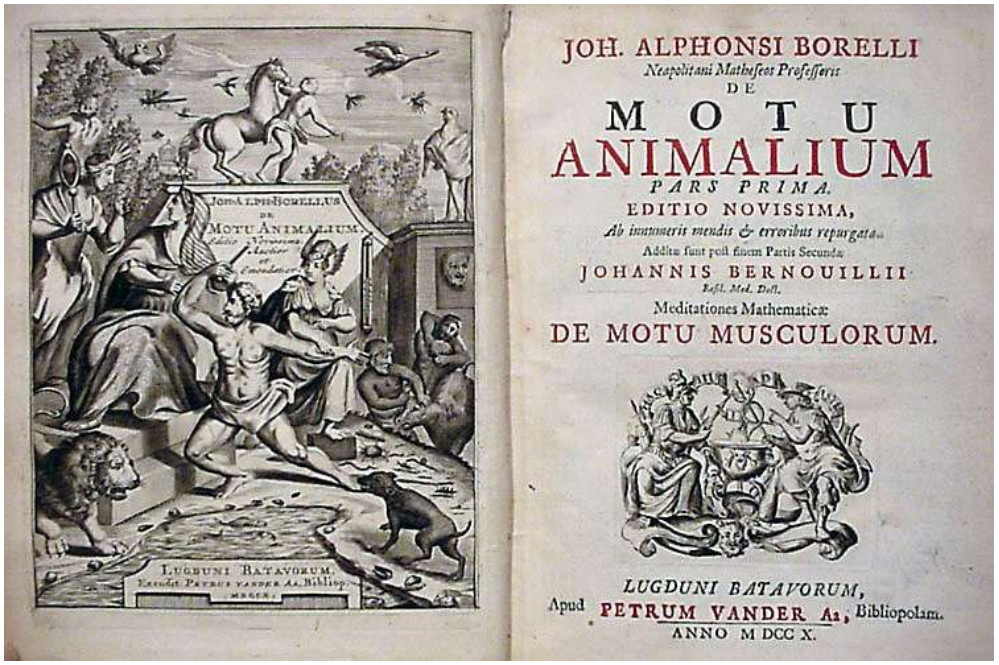


Fig. 1.3. Portada del libro “Motu animalium” de Borelli.

Robert Boyle (1627-1691) estudió el pulmón y argumentó la función del aire en el agua con respecto a la respiración de los peces. Leonhard Euler (1707-1783) escribió un primer trabajo referente a la propagación de ondas del pulso a través de las arterías (1775). Thomas Young (1773-1829) estudió la formación de la voz humana a través de las vibraciones, relacionando éstas con la elasticidad de los materiales. Jean Poiseuille (1797-1869) determinó la relación flujo-presión en el interior de un tubo. Su más importante aportación fue la de establecer la condición de “no-deslizamiento” como la condición de contorno más apropiada entre un fluido viscoso y una pared sólida. Su relación empírica, conocida como ley de Poiseuille, se utiliza con bastante asiduidad en cardiología.

Hermann Von Helmholtz (1821-1894), conocido también como “el padre de la Bioingeniería”, hizo amplias contribuciones en los campos de la Óptica, Acústica, Termodinámica, Electrodinámica, Fisiología y Medicina. En concreto aplicó parte de sus descubrimientos al estudio de la visión, la transferencia de sonidos y el tono de voz.

Etienne Jules Marey (1830-1904) destacó por sus importantes investigaciones en el campo de la cinemática del aparato locomotor. Fue el primer científico que construyó aparatos de medida para el estudio del movimiento humano, desarrolló una primera plataforma de fuerza donde se podían visualizar las fuerzas entre la piel y el suelo y fue el primero en utilizar la fotografía en el estudio del movimiento humano.

Desde entonces, muchos otros científicos han contribuido al avance de la Biomecánica que se ha ido configurando y especializando en múltiples campos de aplicación, siendo prácticamente imposible citar a todos ellos. [1]

Los primeros trabajos se centraron en tejidos como los tendones, ligamentos o arterias. Sin embargo hoy en día, con el desarrollo de los ordenadores, se puede encontrar una amplia variedad de pruebas constitutivas de un gran número de tejidos blandos (cerebro, hígado, corazón, mama, etc.).

Un claro ejemplo de tejido blando es la mama ya que soporta deformaciones de hasta el 60%. En el campo del modelado mamario, se han desarrollado una gran cantidad de estudios biomecánicos de la mama para analizar su comportamiento en diversas situaciones.

Oliver et al. [2] propone un nuevo enfoque para la clasificación de imágenes de las mamografías de acuerdo con le densidad del parénquima de mama. El enfoque se basa en la agrupación de los pixeles con un comportamiento similar, en este caso, que consisten en tejido similar. Posteriormente, las características de las texturas extraídas de cada región se utilizan para clasificar toda la mama en una de las tres categorías; graso, glandular mamario y denso. Para esto utilizaron un algoritmo desarrollado anteriormente, basada en el nivel de información gris. Este algoritmo comienza por encontrar un umbral utilizando histograma, con el fin de separar el fondo del resto de los objetos de la mamografía. Para la clasificación utilizaron dos tipos de clasificadores: el algoritmo de K-Nearest Neighbours y un clasificador de árbol de decisión.

Peter Miller el at. [3] trabajó con el análisis de textura que proporciona un enfoque flexible para discriminar entre las regiones glandular y graso por medio del uso de granulometría y la energía de textura para clasificar el tejido mamario. Una característica de textura de la granulométrica es el tamaño de elemento de estructuración para producir el mayor cambio en la suma de valor de pixel (el pico más alto de la gráfica derivada). Este corresponde con el tamaño más prominente de la estructura en la imagen, que da una baja respuesta para imágenes suaves y una respuesta superior para las imágenes que contienen principalmente gruesas líneas o manchas.

Thomas Krouskop at al. [4] investigó una nueva modalidad de imagen, la eslastografía. En general, el objetivo de esta, es crear una imagen de la distribución de un parámetro físico relacionado con las propiedades mecánicas del tejido. Más específicamente, consiste en aplicar una pequeña fuerza de compresión cuasiestática al tejido, comparando el registro de la radiofrecuencia antes y después de la compresión para estimular los movimientos axiales locales por medio de una correlación técnica. Estas estimaciones de movimiento axila, que se muestran como una imagen a escala de grises llamada elastograma. Con el fin de relacionar las cepas estimadas para las propiedades biomecánicas o los tejidos subyacentes, se requiere un modelo mecánico. Las muestras se ensayaron a tres velocidades (0.1, 1.0 y 4.0 Hz) de deformación para evaluar la naturaleza viscoelástica de interés. Consideran que las propiedades elásticas de los tejidos blandos dependen de la microestructura y microestructura organizacional de sus moléculas. Para este estudio los tipos de tejidos considerados son la grasa, tejido glandular y fibroso, carcinoma instraductal y el carcinoma ductal invasivo. Para el tejido mamario se basa en datos obtenidos de un total de 142 muestras de tejido (38 grasa, 31 glandular, 18 fibroso, 23 carcinoma intraductal y 32 carcinoma infiltrante ductal).

Parris S. Wellman et al. [5] ha hecho una serie de mediciones de las propiedades mecánicas de una variedad de tejidos de mama, tanto normal como anormal, en la compresión. Han calculado sus módulos elásticos y las contantes a un ajuste

exponencial al esfuerzo nominal, con los datos de deformación nominal calculados a partir de datos de desplazamiento de fuerza medidos durante pruebas de indentación perforadas. Con el fin de estimular el módulo de elasticidad del tejido de la indentación de las pruebas de punzón que asumen que los distintos tipos de tejido (tumor, glandular normal, grasa, etc.) puede ser modelado como homogénea, y que su comportamiento en compresión puede ser modelado como aproximadamente isotrópica, casi incompresible que implica que el coeficiente de Poisson es 0.5. Los resultados obtenidos fueron que los carcinomas son vistos como altamente no lineales y bastante rígidos, mientras que la grasa es casi lineal y extremadamente sueva.

Amit Gefer y Benny Dilmoney [6] tienen como objetivo revisar la mecánica de la mama normal. Por primera parte revisaron la anatomía de la mama y la importancia de los cambios relacionados con el envejecimiento. Como segundo punto muestran las características mecánicas de todos los componentes del tejido de la mama, realizan aproximaciones sobre fuerzas que actúan sobre el pecho durante las actividades cotidianas. En el estudio presentan los datos de las fuerzas internas en la mama apoyadas por los ligamentos suspensorios, musculo facial pectoral y las costillas, son calculadas con el fin de llegar a modelar de forma biomecánica de la mama, así como para la evaluación de las cargas que actúan sobre las reparaciones quirúrgicas y los implantes mamarios.

En tanto que Albert Kellner el at. [7] presenta un método de simulación de la compresión mecánica de la mama, que es ideal para el uso con datos volumétricos (Tomografía computarizada CT). Este método consiste en la segmentación y la clasificación de los datos volumétricos en varios tipos de materiales, junto con un algoritmo de elementos finitos (FE) modificado a partir de un enfoque originalmente desarrollado para calcular las propiedades elásticas lineales eficaces de materiales heterogéneos compuestos con microestructuras distribuidos.

David [8] en su trabajo de Modelado de mama para correspondencia mamográfica Multi-modal habla sobre el modelado biomecánico que busca la similitud realista

de los tejidos blandos bajo deformaciones por fuerzas externas, la asignación de propiedades físicas fiables para estructuras anatómicas virtuales con el fin de hacer que interactúan según las leyes físicas. Presenta una revisión de diversos métodos de modelado deformable, con énfasis especial en los modelos físicos. En el método de Modelado de Volumen Deformable es un diseño asistido por computadora que se utilizan modelos deformables para crear y editar curvas complejas, superficies y sólidos. El modelado incluye tanto el material del cuerpo que se desea simular y la forma en que será manipulada. Otro método mencionado es el método de modelado no físico, que proporciona un comportamiento preciso y realista de nuestros modelos deformables bajo perturbaciones externas que implica una base física y una sólida matemática. En el modelado físico, la aplicación de las cargas externas en un cuerpo elástico produce su deformación, y la eliminación de las cargas externas significa la restauración a su forma original. Existen modelos que se basan en principios físicos, también llamada *modelos no continuos.* Unos de los métodos más precisos es el *Método de Elementos Finitos* que fue desarrollado por primera vez por M. J. Turner durante el periodo de 1050-1962 y de los principales divulgadores fueron J. H. Argyris, R. W. Cloug, H.C. Martin y O. C. Zienkiewicz. En el método del elemento finito, el objeto se deforma de manera física, después de resolver el problema matemático en respuesta a los estímulos externos.

Cem Oazam [9]. en este trabajo investigó la influencia de la rigidez del tejido mamario en la forma de los senos en la posición vertical. Para este fin, la mama es modelada por un semielipsoide con una capa de piel que lo recubre. Para simplificar el problema, modelamos grasa y tejido glandular por el mismo material homogéneo con algunas propiedades medias. Nosotros llamamos aún más este material simplemente tejido mamario. Por lo tanto, la mama se modela como un objetivo compuesto con la superficie interior de la piel pegada a la superficie exterior del tejido mamario.

Dejamos que el modelo de deformación creado por gravedad. La dirección de la aceleración gravitacional es paralela a la base del modelo de mama. Fueron

capaces de adaptarse a la misma experimentación usando el modelo Neo-Hookean. Simulaciones variando el Neo-Hookean para la piel y el parámetro de Mooney-Rivlin del tejido mamario.

Para estudiar el efecto de la rigidez de la piel en la forma del pecho, eligieron el módulo de Young de la cape a ser E= 2500 Pa y la disminución progresiva de este valor por 500 Pa en las simulaciones posteriores.

Para este trabajo se ha elegido un modelo sencillo, consiste en un cubo de medidas 1x1x1 mm. Se decidieron realizar las simulaciones considerando ambos materiales como hiperelásticos, isótropos y cuasi-incompresibles, modelados mediante una función de energía libre Neo-Hookeana. [10]

Debido a que la proporción de grasa en la mama femenina varía de una mujer a otra, se han analizado varias proporciones de grasa (0%, 10%, 30%, 50%, 70%, 90%, 100%). Con 8 modelos de elementos finitos para cada una con diferentes distribuciones aleatorias de grasa. Cada modelo de elemento finito se ha sometido a casos de cargas de compresión, tracción y cortante, ajustando unas constantes del modelo de comportamiento para cada modelo de EF de forma que se minimice el error cometido en la respuesta del modelo frente a los tres casas de carga de forma conjunta. Finalmente, se comprueba si el modelo de comportamiento propuesto (con unas constantes intermedias) se ajusta correctamente al material compuesto, formando por grasa y tejido glandular.

Capítulo II: Teoría Básica

2.1. Introducción

Los senos se presentan en hombre como en mujeres, en los hombres las mamas se quedan rudimentarias, es decir, no tienden a desarrollarse como en el caso de las mujeres. La mama está conformada por diferentes tejidos, los principales son; el tejido glandular que es la encargada de la producción de leche, el tejido adiposo en cual le da soporte y consistencia al resto del seno y la piel quien conserva los tejidos. Las células del cuerpo se dividen, crecen y mueren en forma ordenada, en casos particulares las células crecen de forma descontrolando formando un tumor, el tumor puede invadir todo el órgano si no se detecta a tiempo e incluso puede invadir a los demás órganos. El cáncer de mama en México, 30 de cada 100 mujeres que salen de un hospital por tumores malignos en 2011 padecen cáncer de mama. Las mujeres que se encuentran en el proceso de post-mastectomía requieren de un aditamento para simular la forma del seno, para llevar a cabo la elaboración de la prótesis se requiere conocer las propiedades mecánicas de los tejidos como el módulo de Young y la razón de Poisson.

2.2. Anatomía de la mama

Las mamas están presentes en los dos sexos, pero en el varón se mantienen rudimentarias. En la mujer varían en su desarrollo según la edad. Hasta la pubertad se mantienen poco desarrolladas, y su máximo desarrollo se produce durante la lactancia. [11]

La mama es una glándula apocrina bien diferenciada que segrega leche durante la lactancia. Se sitúan por delante de los pectorales y se extienden desde el esternón hasta la línea media de la axila. La mama está compuesta por una fina capa externa de piel con una capa de tejido adiposo de espesor comprendido entre varios milímetros hasta alrededor de un centímetro. Por debajo de la capa adiposa se encuentra el tejido conjuntivo que actúa como soporte y que contiene vasos

sanguíneos, canales linfáticos y una cantidad variable de tejido adiposo. También incluye el tejido glandular que contiene de 15 a 20 lóbulos que a su vez se subdividen en lobulillos que drenan a través del sistema ductal hasta el pezón. En la Figura 2.1 se observa la anatomía de la mama.

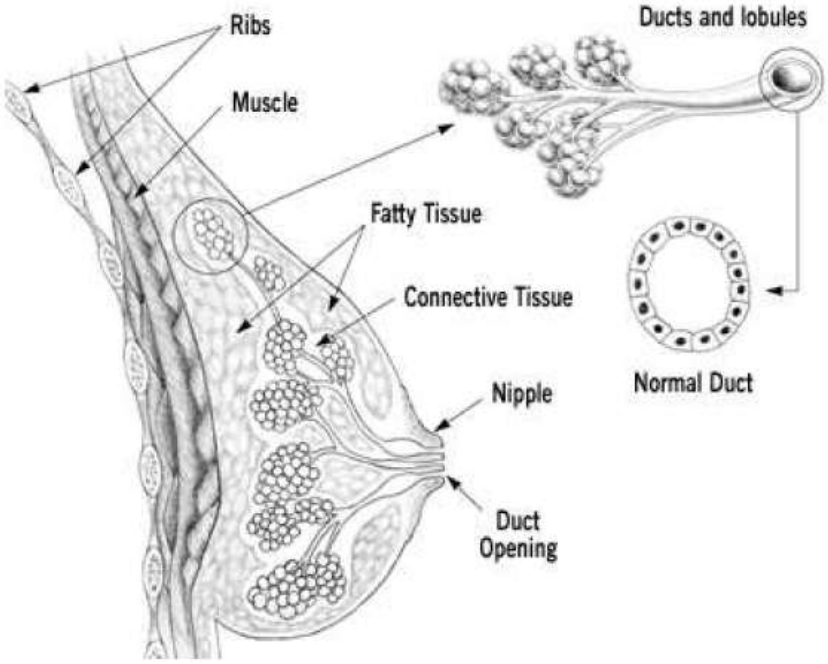


Figura 2.1. Anatomía de la mama femenina.

Cada una de estas estructuras tiene una disposición anatómica precisa. Los elementos glandulares o lóbulos mamarios (en número de 12 a 20) ocupan la parte profunda de la mama en las regiones retroareolar y cuadrantes externos, cada uno de ellos con su conducto galactóforo correspondiente que acaba abocando en el pezón. El tejido fibroso que sirve de sostén a la glándula, une el aspecto más superficial del tejido glandular que presenta un aspecto serrado (crestas fibroglandulares de Duret) a la cara profunda de la dermis merced a los llamados ligamentos de Cooper. El tejido glandular puede extenderse más allá de los límites de la mama mediante prolongaciones de las cuales la más conocida y frecuente es la prolongación axilar.

La grasa se dispone en dos capas de tamaño variable que son la capa adiposa subcutanea y la retromamaria. Además de manera casi constante hay grasa en cantidad variable entre los lóbulos mamarios a modo de islotes.

La piel de la mama posee un grosor constante excepto en la región del complejo areola-pezón, donde se modifica en grosor y en apariencia; la piel es más gruesa y de aspecto ondulado por la presencia de unas glándulas sebáceas llamadas "tubérculos de Morgagni" que durante el embarazo son más prominentes y secretan una sustancia denominada calostro (tubérculos de Montgomery).

El tamaño y la composición de la mama varían ampliamente de una mujer a otra y a lo largo de la edad. En la infancia, la mama está compuesta principalmente de tejido adiposo y en la pubertad comienza a desarrollarse el tejido glandular continuando hasta la madurez. A partir de la menopausia este tejido se sustituye gradualmente por grasa. Sin embargo, la edad no es el único factor determinante ya que existen otros tales como el espesor o los tratamientos hormonales que influyen de forma notable en la composición del tejido mamario. [12]

2.3. Cáncer de mama

Las células sanas del cuerpo se dividen, crecen y mueren en forma ordenada. En algunos casos, las células presentan un crecimiento descontrolado en alguna parte del cuerpo, originando un tumor.

Estos tumores pueden ser benignos o malignos, de acuerdo a las siguientes características:

- Los tumores benignos (no cancerosos) no se propagan y no siempre constituyen una amenaza para la vida.
- Los tumores malignos (cancerosos) no solamente colonizan el órgano donde se encuentran localizados; sus células se desprenden y penetran en el sistema linfático y sanguíneo, de esta manera se alojan en otros sitios del cuerpo, formando nuevos tumores. Este proceso es conocido como

metástasis y es justo en esta fase cuando la enfermedad es más difícil de tratar, sino es que imposible.

No se conoce la causa exacta, pero la predisposición genética y el medio ambiente son factores importantes para el desarrollo de cáncer. Se sabe que las células cancerosas sufren una modificación en su información genética, es decir a nivel del ADN (Ácido Desoxirribonucleico). [13]

El cáncer de mama es el tumor maligno que se origina en el tejido de la glándula mamaria. Cuando las células tumorales proceden del tejido glandular de la mama y tienen capacidad de invadir los tejidos sanos de alrededor y de alcanzar órganos alejados e implantarse en ellos, hablamos de cáncer de mama.

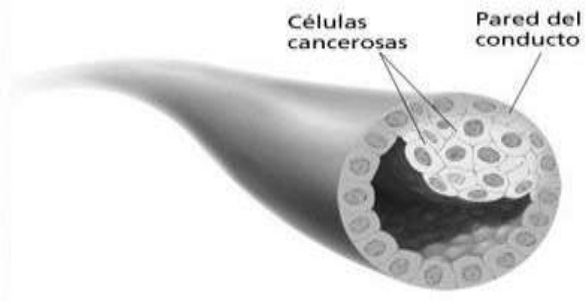


Figura 2.2. Cáncer ductal.

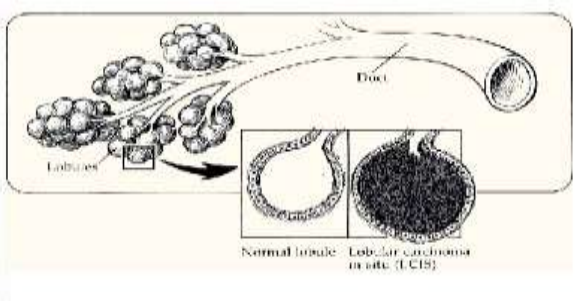


Figura 2.3. Cáncer lobulliares.

La mayoría de los cánceres de mama comienza en las células que recubren los conductos (cánceres *ductales* Figura 2.2.). Algunos cánceres de mama se originan en las células que recubren los lobulillos (cánceres lobulillares Figura 2.3.), mientras que un pequeño número se origina en otros tejidos. [14]

El 80% de los cánceres de mama se desarrollan en mujeres sin factores de riesgo y se consideran esporádicos. Un 80% de las mujeres que padecen un cáncer de mama no presentan factores de riesgo, y dentro de estos factores de riesgo hay unos modificables y otros que no lo son.

Los factores de riesgo no modificables son:

- Sexo femenino: el principal factor de riesgo de cáncer de mama es el sexo femenino, pero no debe olvidarse que un 1% de los casos de cáncer de mama se dan en hombres.
- Edad: a mayor edad más riesgo de cáncer de mama, más del 75% de los cánceres de mama son en alrededor de los 50 años.
- Factores genéticos: son especialmente importantes las mutaciones de los genes BRCA1 y BRCA2.
- Historia familiar de cáncer de mama.
- Raza: es más frecuente en raza blanca.
- Biopsias de mama previa con resultado de atipias.
- Mujeres con menarquía (edad de primera regla) precoz, menor de 12 años y con menopausia después de los 50 años.
- Radiación recibida: las pacientes que han recibido radioterapia en el tórax tienen más riesgo de cáncer de mama.

Factores de riesgo modificables:

- Paridad: las mujeres sin hijos o las que han tenido el primer hijo después de los 30 años tienen mayor riesgo de cáncer de mama.
- Obesidad: la obesidad aumenta el riesgo de cáncer de mama.
- Alcohol: El consumo de alcohol aumenta el riesgo de cáncer de mama.
- Tratamiento hormonal sustitutivo en la menopausia más de 5 años. [15]

El simple hecho de ser mujer es el principal riesgo de padecer cáncer de seno. Aunque las mujeres tienen muchas más células en el seno que los hombres, la razón principal por la que ellas padecen más cánceres de seno, consiste en que las células del seno están expuestas constantemente a los efectos de estimulación de crecimiento de las hormonas femeninas, estrógeno y progesterona. Los hombres pueden padecer cáncer de seno, pero esta enfermedad es

aproximadamente 100 veces más común entre las mujeres que en los hombres. [16]

¿Cuál es el tratamiento del cáncer mamario?

El tratamiento depende de la etapa en que se haya diagnosticado el cáncer. Siempre que sea posible se realizará una tumorectomía (extirpación del tumor con área circundante de tejido normal), y si es necesario vaciamiento de los ganglios linfáticos axilares. En ocasiones es necesario realizar una mastectomía. La mastectomía es la extirpación de una o ambas glándulas mamarias. [17]

A esto se suma el impacto en la autoestima, principalmente de las mujeres, el que puede experimentar una baja debido a casos como la pérdida de una de sus mamas o del cabello, símbolo innegable de femineidad.

El sentirse atractiva es solo una parte de su autoimagen. La Dra. Wendy Schain, psicóloga quien ofrece consultas a hombres y mujeres que han tenido cáncer, describe la autoestima como un grupo de cuentas bancarias:

- Una cuenta contiene el patrimonio neto de su persona física: lo que su cuerpo puede hacer y cómo luce.
- La segunda cuenta contiene su parte social: qué tan fácilmente se relaciona con los demás y el apoyo emocional con el que puede contar.
- La tercera cuenta es la suma total de su logro personal: sus logros académicos, laborales y en sus relaciones interpersonales y con la familia.
- La cuarta cuenta es para su lado espiritual: sus creencias morales y religiosas, y la fuerza que obtiene de ello. [18]

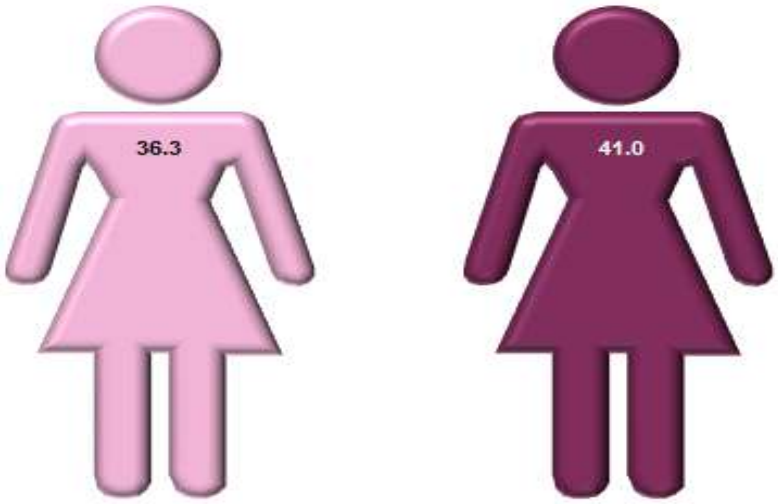
2.4. Cáncer de mama en México

La Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) 2012, reporta que de las mujeres de 20 años o más que asistieron en el último año a algún servicio de medicina preventiva para detección de este cáncer, a 36.3% se les realizó

exploración clínica de los senos; y en las mujeres de 40 a 69 años, a 41% se les hizo una mastografía.

Porcentaje de mujeres que acuden a servicios de salud preventiva para detección de cáncer de mama en el último año por tipo de estudio 2012

Exploración clínica	**Mastografía**
Mujeres de 20 años y más	Mujeres de 40 a 69 años



Durante 2011, las entidades que realizaron el mayor número de mastografías en instituciones públicas de salud son el Distrito Federal (33.1%), Puebla (10.9%) y Baja California (5.3%) que son también las entidades que tienen las tasas más altas de mastografías realizadas entre la población femenina en riesgo (de 20 a 69 años) con 2,114.24, 1,223.91 y 1,070.70 estudios por cada 100 mil mujeres en ese grupo de edad, respectivamente. Llama la atención que Veracruz y Jalisco se ubican entre los estados con porcentajes altos de estudios realizados (lugar 5 y 6, respectivamente) y tengan las tasas más bajas de mujeres evaluadas en relación con el total de su población en riesgo. Presentan tasas de 278.27 y 279.37 por cada 100 mil mujeres en edad de riesgo (lugar 26 y 25, respectivamente). También hay otros estados que con porcentajes aparentemente bajos de pruebas realizadas como Baja California Sur (1.0%, lugar 18), Campeche (1.3%, lugar 15) y Colima (0.5%, lugar 22), se ubican entre los que tiene las tasas más altas de

mujeres beneficiadas con el estudio (983 en Baja California Sur, 959 en Campeche, y 492.63 en Colima por cada 100 mil mujeres de 20 a 69 años, que las ubican en el lugar 4, 5 y 14, respectivamente).

Por entidad federativa, se observa que en 2011 los estados con el mayor número de casos nuevos de tumores malignos de mama son Veracruz (52.02 casos por cada 100 mil mujeres de 20 años y más), Jalisco (45.91 de cada 100 mil) y San Luis Potosí (41.44); mientras que en Guerrero, Quintana Roo y Guanajuato, la identificación de casos nuevos de neoplasias mamarias es muy baja (3.58, 5.25 y 7.32 por cada 100 mil mujeres, respectivamente).

Tabla 2.1. Tasa de letalidad hospitalaria de cáncer de mama en mujeres de 20 años y más, por entidad federativa 2011

Por casa 100 egresos hospitalarios

Entidad federativa	Tasa
Estados Unidos Mexicanos	4.4
Aguascalientes	2.2
Baja California	7.6
Baja California Sur	14.7
Campeche	9.8
Coahuila de Zaragoza	10.1
Colima	6.4
Chiapas	2.4
Chihuahua	11.0
Distrito Federal	4.8
Durango	8.5
Guanajuato	8.1
Guerrero	5.6
Hidalgo	16.9
Jalisco	2.3
México	8.3

Michoacán de Ocampo	0.4
Morelos	6.9
Nayarit	1.7
Nuevo León	6.8
Oaxaca	0.6
Puebla	3.8
Querétaro	6.7
Quintana Roo	6.1
San Luis Potosí	8.0
Sinaloa	6.4
Sonora	6.9
Tabasco	2.9
Tamaulipas	6.6
Tlaxcala	66.7
Veracruz de Ignacio de la Llave	4.6
Yucatán	7.1
Zacatecas	11.4

A nivel estatal, se observa que la tasa de letalidad es heterogénea, ya que mientras en Michoacán, Oaxaca, Nayarit, Aguascalientes, Jalisco y Chiapas, de cada 100 mujeres de 20 años y más hospitalizadas por tumores malignos de mama fallecen menos de tres, en estados como Hidalgo mueren 17; y en Tlaxcala se presentan 67 defunciones de cada 100 mujeres hospitalizadas, situación que es grave, ya que además es el estado con el porcentaje más bajo de mastografías realizadas en instituciones públicas de salud.

Considerando que la mortalidad por cáncer mamario es más alta entre las mujeres; por grupo de edad se observa que el número de muertes se incrementa con la edad. Entre las mujeres de 30 a 39 años, la tasa observada de mortalidad para 2011 es de 4.46 por cada 100 mil mujeres de ese grupo de edad, ésta se triplica para la población de 40 a 49 años (14.51 de cada 100 mil), y alcanza 26.71

entre las de 50 a 59 años; la tasa más alta se ubica en la población adulta mayor de 80 años y más (65.53 casos de cada 100 mil mujeres).

Tabla 2.2. Tasa de mortalidad observada en mujeres de 20 años y más, por cáncer de mama según grupo de edad

Por 100 mil mujeres de cada grupo de edad

Grupo de edad	Total
20 a 29	0.40
30 a 39	4.46
40 a 49	14.51
50 a 59	26.71
60 a 64	35.37
65 a 74	38.06
75 a 79	43.38
80 y más	65.53

Por entidad federativa, con excepción del Distrito Federal (20.66 muertes por cada 100 mil mujeres de 20 años y más), es la región norte del país donde se concentran las tasas más altas de mortalidad observada, siendo Chihuahua (20.71 mujeres de cada 100 mil de 20 años y más), Coahuila (20) y Baja California Sur (19.08), las que presentan las más elevadas; en contraparte, las entidades en donde se ubican las tasas más bajas de defunciones por cáncer de mama en mujeres de 20 años y más son Quintana Roo (5.96 fallecimientos), Oaxaca (7.18) y Campeche (8.18). [19]

2.5. Propiedades mecánicas de los tejidos mamarios

Los órganos del cuerpo humano están compuestos, por lo general, por distintos tipos de tejidos, cada uno de los cuales cumple una determinada función en dicho órgano. Desde un punto de vista mecánico, se puede decir que están formados por una mezcla de materiales, que en muchos casos pueden tener propiedades

muy diferentes y que se encuentran distribuidos de una cierta forma en el órgano en cuestión. La complejidad estriba, en primer lugar, en el caso desconocimiento de las propiedades mecánicas de los tejidos vivos, más particularmente de los tejidos blandos, y el segundo lugar, en que la distribución de los mismos no suele estar perfectamente definida, es decir, que en la mayoría de las ocasiones se entremezclan entre ellos quedando sus límites bastante difuminados.

Este trabajo en concreto se centra en un órgano, la mama femenina. En una mujer adulta está compuesta principalmente por grasa, el sistema glandular mamario, piel y ligamento.

La forma más sencilla de abordar el problema de como modelar el comportamiento de un determinado material, y de forma lógica la primera opción por la que se comienza, es considerar que el comportamiento es de tipo elástico, esto es, determinar su módulo de Young *E*, ya que hay que tener en cuenta que el material se considera incompresible, y por lo tanto, de los dos parámetros necesarios para caracterizar un material elástico, normalmente *E* y *v*, éste último queda conocido.

En tanto que Albert L. et al. [20] en su artículo presenta el módulo de Young y la razón de Poisson para la piel, tejido adiposo y el tejido glandular. En la tabla 2.3 se presentan los datos mencionados anteriormente.

Tabla 2.3. Propiedades mecánicas de tejidos

Material	**Módulo de Young**	**Razón de Poisson**
Piel	88.0 KPa	0.490
Adiposo	1.0 KPa	0.490
Glandular	10.0 KPa	0.490

También Amit Gefen y Benny Dilmoney en su artículo con el título de "*Mechanics of the Woman´s Breast*" mencionan el módulo de *Young* para el tejido glandular que es igual a 10.0 KPa. También mencionan las propiedades mecánicas de las partes que componen el seno como las costillas, el musculo pectoral, etc. Estas

propiedades obtenidas experimentalmente a continuación se presenta la tabla 2.4 que estos investigadores describes en su artículo sobre las propiedades mecánicas de tejidos de la mama.

Tabla 2.4. Propiedades mecánicas de componentes del tejido mamario

Tipo de tejido	Modulo elástico [KPa]	Esfuerzo ultimo [MPa]
Costillas	2,000,000 – 14,000,000	100
Musculo pectoral mayor y menor	*En dirección longitudinal:* Carga dinámica: ~30. *En dirección transversal:* Carga dinámica: 1.5 – 6 Carga estática: 0.75 – 3.6	0.4 – 0.7
Fascia pectoral	100 – 2,000	20 - 100
Ligamentos suspensorios	80,000 – 400,000	Sin datos disponibles
Tejido glandular	7.5 - 66	Sin datos disponibles
Adiposo	0.5 - 25	Sin datos disponibles
Piel	200 – 3,000	20

Capítulo III: Metodología

3.1. Introducción

En este tercer capítulo se explica la metodología que se lleva acabo para el desarrollo del Diseño de la Prótesis Externa de Mama, como primer punto se analizó la anatomía de los senos y así tomar la decisión de la forma que tomaría la prótesis. En segundo, teniendo un modelo se comenzó a realizar el modelado de la prótesis por medio de un software para diseño.

3.2. Análisis de la anatomía del seno

En la anatomía se encuentran cuatro principales tejidos que componen el seno, tejido glandular, tejido adiposo, tejido conectivo y la piel (Figura 3.1). En base a estos tejidos se consideró tomar dos de los tejidos más abundantes en los senos que son el tejido glandular (considerando el tejido glandular y el tejido conectivo como uno mismo) y el tejido adiposo. El tejido glandular constituye aproximadamente el 65% del total del tejido, mientras el tejido adiposo el 35%. En el tejido glandular se encuentran las glándulas que son pequeñas bolsas, conectadas entre sí por el tejido conectivo. El tejido adiposo es la encargada de la consistencia y de envolver al tejido conectivo y al tejido glandular.

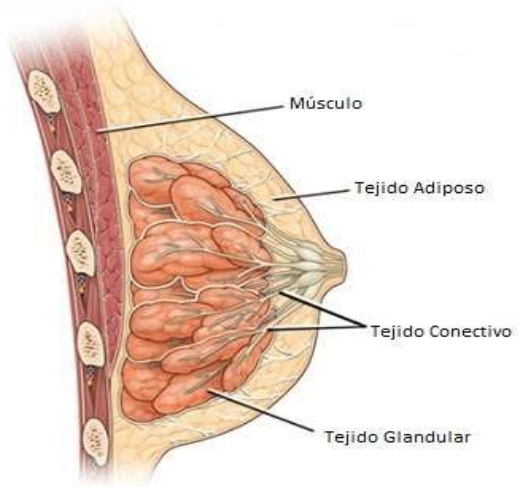


Figura 3.1. Tejidos que constituyen al seno femenino.

En cuanto a la forma de la mama se observó que la forma más similar al seno es la forma de una gota. Con base a estas observaciones se comenzó a realizar el diseñado.

3.3. Proceso de Diseñado

Comprendiendo la forma del seno y los tejidos a tomar en cuenta se procede a diseñar la forma de la prótesis. El diseño consta de dos etapas, la primera es el diseño del tejido adiposo que como antes se dijo constituye el 35% de todo el tejido mamario, en la segunda etapa se crea el tejido glandular que es el tejido más abundante dentro del seno con un 65% del tejido total del seno.

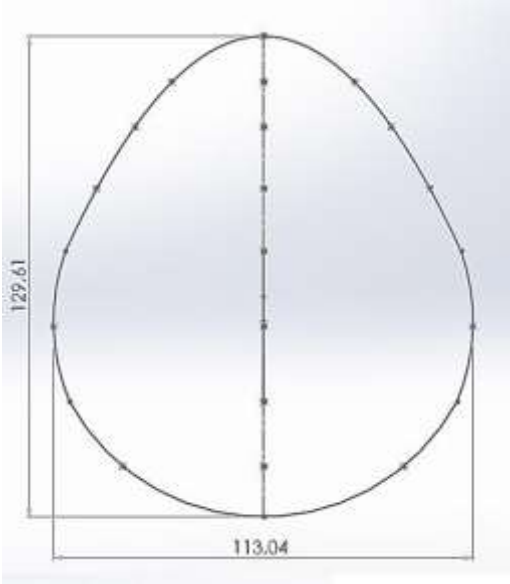


Fig. 3.2. Bese de la Prótesis en forma de gota.

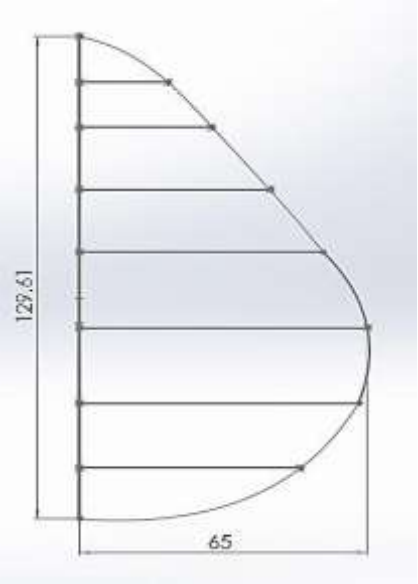


Fig. 3.3. Curva que da volumen y forma a la prótesis.

Para diseñar la primera parte que es el tejido adiposo, se comenzó realizando la base del seno dando la forma de una gota, se trazó una línea para definir la altura de la prótesis con una longitud de 129.61 milímetros, se trazó otra línea perpendicular a la primera con una longitud de 113.04 milímetros para determinar ancho que esta debe ser como se muestra en la figura 3.2. Para darle volumen a la prótesis se crearon líneas auxiliares perpendiculares a la base a diferentes

alturas, la máxima altura de las líneas se encuentra por debajo de la mitad de la altura de la base y mide 65 milímetros como se observa en la figura 3.3.

Con la ayuda de las líneas auxiliares se crearon curvas a lo largo de la base que unen los extremos de la base con las líneas auxiliares como se observa en la figura 3.4.

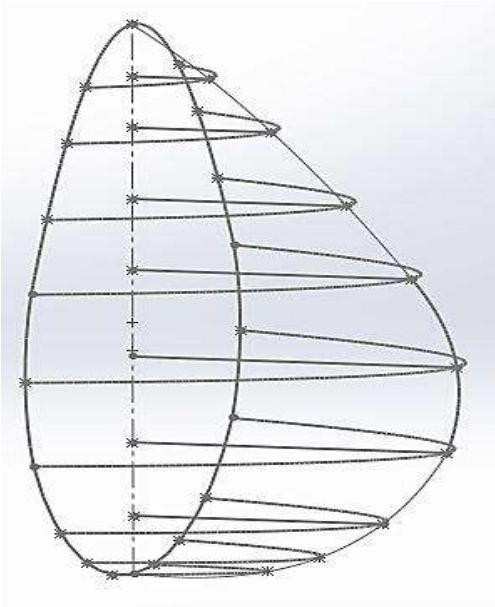


Fig. 3.4. Curvas a diferentes alturas de la base de la prótesis.

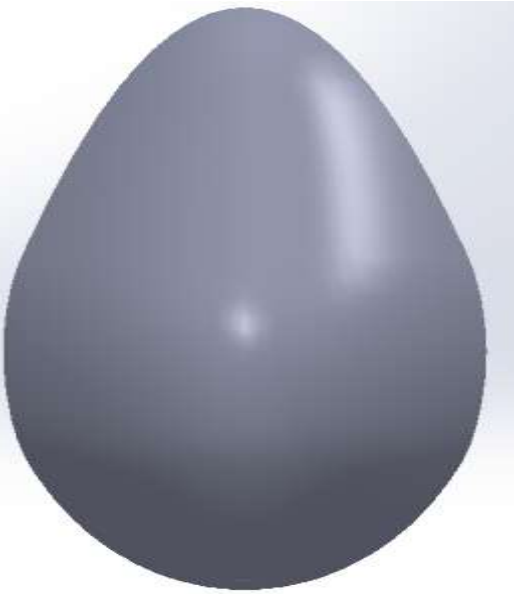


Fig. 3.5. Prótesis sólida recubierta.

Se recubrió con una superficie las curvas formadas con la ayuda de las líneas auxiliares, luego se creó el sólido como se observa en la figura 3.5, se extrajo del sólido la parte del tejido glandular que se representa como una semiesfera de radio de 48.63 mm como se observa en la figura 3.6.

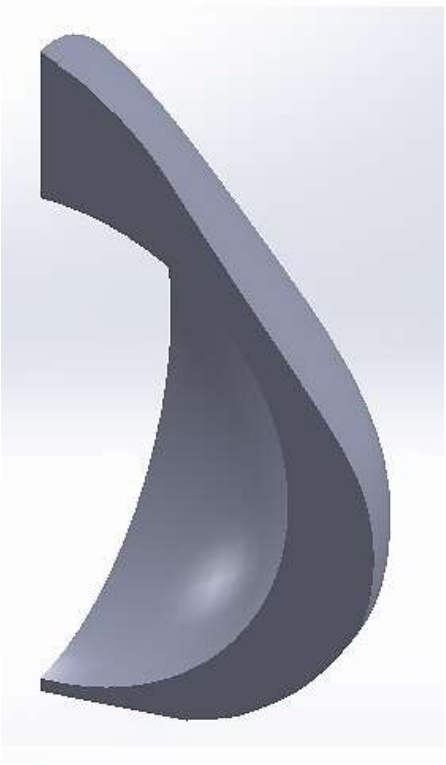


Fig. 3.6. Representación del tejido adiposo del seno.

Para la segunda parte que es el tejido glandular se representó por una semiesfera de radio de 48.63 mm a la que se le hicieron perforaciones en forma de tubos de diámetros de 2, 3 y 4 mm que representan las glándulas y el tejido conectivo. Esta semiesfera se muestra en la figura 3.7.

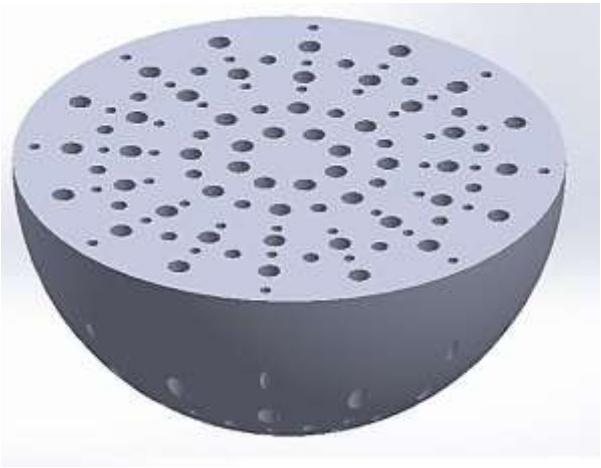


Fig. 3.7. Representación del tejido glandular mediante una semiesfera.

Se unieron las dos partes, el tejido glandular se colocó dentro del tejido adiposo quedando como se ve en la figura 3.8. En la imagen se observa las perforaciones de la semiesfera que se encuentra dentro del tejido glandular.

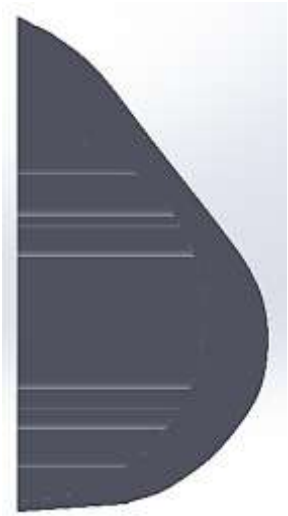


Fig. 3.8. Corte transversal de la prótesis.

A continuación se muestra en la figura 3.9 un corte transversal de la prótesis que muestra las superficies de los dos tejidos, el adiposo en el interior que se representa por medio de una semiesfera, el tejido adiposo es la superficie exterior que envuelve al tejido glandular.

Fig. 3.9. Corte transversal exponiendo las superficies de los tejidos.

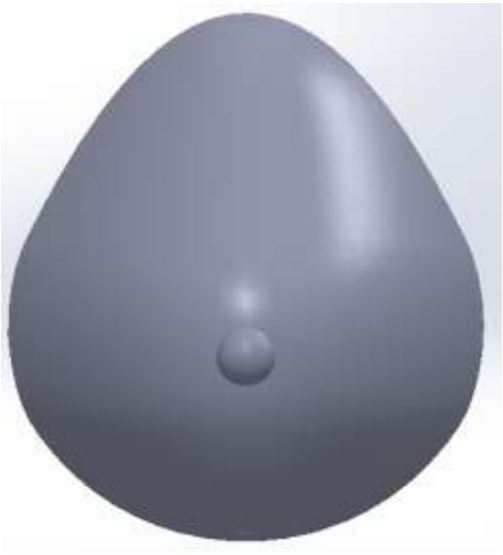


Fig. 3.10. Prótesis Externa de Mama

Por último se colocó el pezón representado por un cilindro y una cúpula quedando la prótesis como se observa en la Figura 3.10.

Capítulo IV: Pruebas y Resultados

4.1. Introducción

En este capítulo se presentan las pruebas experimentales a las que se sometió la prótesis para determinar las deformaciones y esfuerzos debido a condiciones externas. Se utilizó el Método del Elemento Finito para determinar las deformaciones. El objetivo es obtener un comportamiento de la prótesis con materiales que simulen los tejidos. El diseño se ha sometido a casos de cargas para observar el comportamiento correcto a los materiales propuestos. Se describen las cargas y condiciones de contorno impuestas sobre la prótesis.

4.2. Método de Elemento Finito

La idea general del método de los elementos finitos es la división de un continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos. Las ecuaciones que rigen el comportamiento del continuo regirán también el del elemento.
De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no.

El método de los elementos finitos supone, para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos. El dominio se divide mediante puntos (en el caso lineal), mediante líneas (en el caso bidimensional) o superficies (en el tridimensional) imaginarias, de forma que el dominio total en estudio se aproxime mediante el conjunto de porciones (elementos) en que se subdivide. Los elementos se definen por un número discreto de puntos, llamados nodos, que conectan entre si los elementos. Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales del problema. En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de éstos

podemos calcular el resto de incógnitas que nos interesen: tensiones, deformaciones. A estas incógnitas se les denomina grados de libertad de cada nodo del modelo. Los grados de libertad de un nodo son las variables que nos determinan el estado
y/o posición del nodo.
Una vez teniendo la geometría del modelo, es necesario asignarle a cada elemento las propiedades del material, tejido graso o glandular. Para la experimentación se utilizó la herramienta de simulación COMSOL 3.5. El modelo de la prótesis fue importado a la herramienta COMSOL 3.5, se le asigno los materiales y las condiciones de frontera para cada tejido. Ambos materiales son considerados hiperelástico, anisotrópico y cuasi-incompresible.

Para el tejido adiposo se seleccionó Silicón como material y para el tejido glandular se seleccionó Poliuretano. De esta forma ya se tiene el modelo de elemento finito completamente definido en cuanto a la geometría como las propiedades mecánicas de los materiales. Para completar, será necesario imponer las condiciones de contorno y las cargas.

4.3. Cargas y condiciones de contorno

En un modelo de elementos finitos es fundamental imponer correctamente las condiciones de contorno y las cargas aplicadas, la que se desea simular. La base de la prótesis se restringió a fijo por lo que no se puede mover en ninguna dirección (x=0, y=0, z=0), es decir, debe permanecer anclada durante las simulaciones. Las demás partes se mantienen libres para obtener los desplazamientos correspondientes como si se tratara de una viga en voladizo.

A continuación se presentan las condiciones y resultados de algunas simulaciones realizadas a la prótesis externa de mama. Se explica a detalle las condiciones y resultados. En el modelo se generaron dos Subdominios que son el tejido glandular y el tejido adiposo que rodea al tejido glandular.

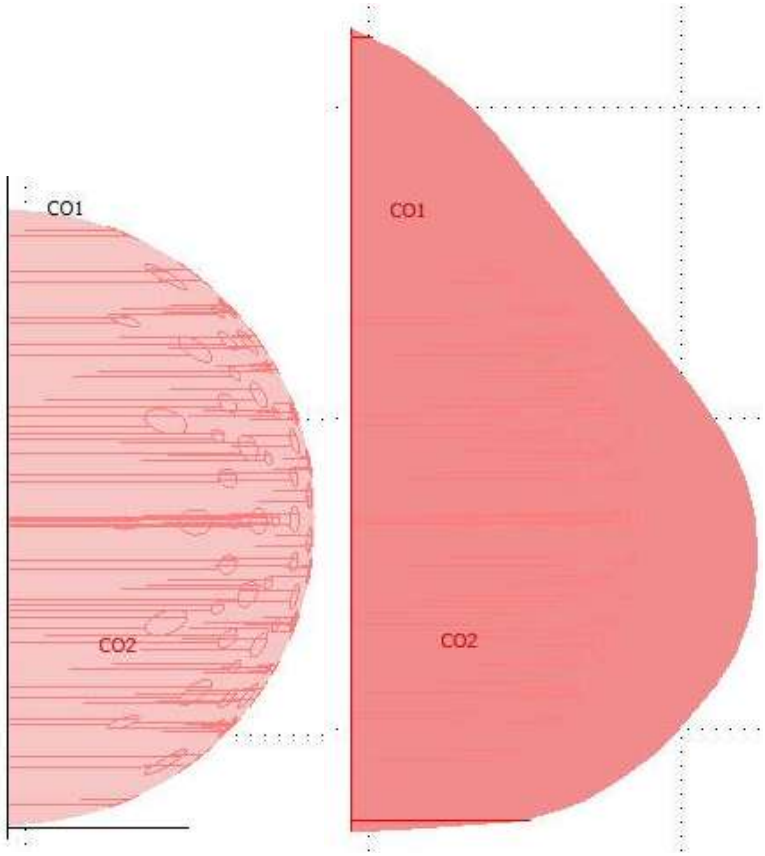


Figura 4.1. Subdominios, tejido glandular y tejido adiposo respectivamente.

Para el caso de los Contornos de generaron 342 partes, en las que se encuentran todas las superficies de las perforaciones realizadas dentro del tejido glandular, las superficies del tejido glandular y las superficies del tejido adiposo.

Las condiciones de subdominio son las mismas para todas las simulaciones, el tejido adiposo se le asignó una carga de 9,123.3 N/m^3 que es el peso sobre el volumen que ocupa este tejido, para el tejido glandular se le coloco una carga de 10,202.4 N/m^3 en dirección negativa del eje “y” que son el peso de los tejidos, esto para un ajuste de subdominio. Para las condiciones de contorno fueron variando para observar los cambios que estas condiciones afectan al modelo.

4.4. Análisis de deformaciones

Cundo se aplican cargas a un cuerpo, esta tiende a cambiar la forma y tamaño del cuerpo. A esos cambios se les llama ***deformación*** y esta puede ser visible o prácticamente inadvertida.

4.4.1. Análisis aplicando cargas sobre los ejes “x” y “y”.

Las condiciones para la primera simulación que se realizó, para el ajuste de contorno de las superficies fueron sobre los ejes “x” y “y” colocando cargas de 9.8 N/m^2, obteniendo un resultado de la simulación que se muestra en las figuras.

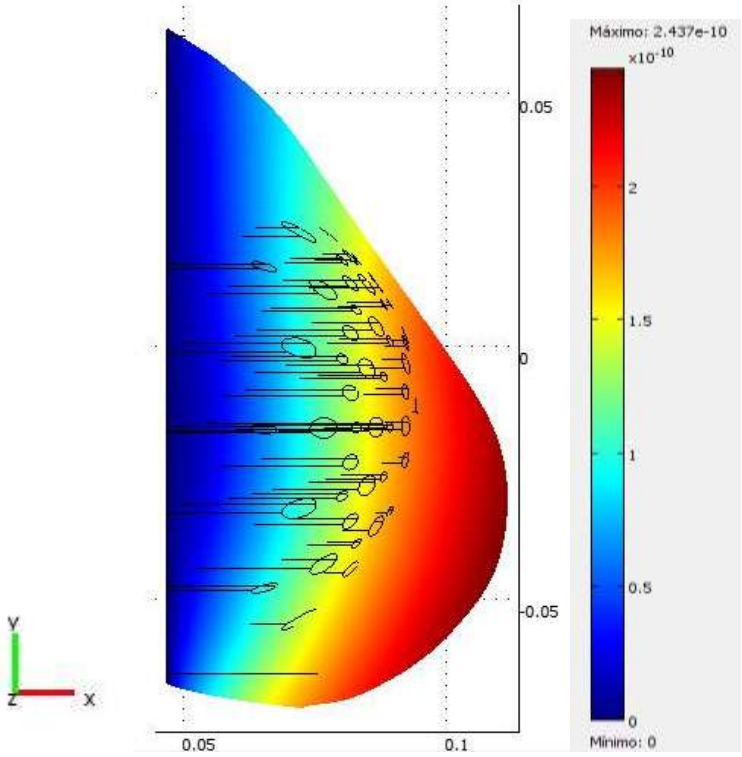


Figura 4.2. Deformación del subdominio en metros.

Como se observa en la figura 4.2, la parte de color azul es la parte de la prótesis en donde la deformación es minina, entre 0 y 0.5x10^{-10} metros, La deformación en esta parte es mínima debido a que la base se encuentra restringida a cualquier

desplazamiento como si se tratara de una viga en voladizo. Las deformaciones se realizaron sobre el eje “y” negativo debido a las fuerzas que se aplicaron y el mismo peso de la prótesis a consecuencia de la aceleración gravitacional. La deformación máxima se identifica por el color rojo intenso y se origina sobre la capa más externa de la prótesis con un máximo desplazamiento de 2.437×10^{-10} metros. Las deformaciones disminuyen cuando la distancia disminuye en dirección a la base de la prótesis.

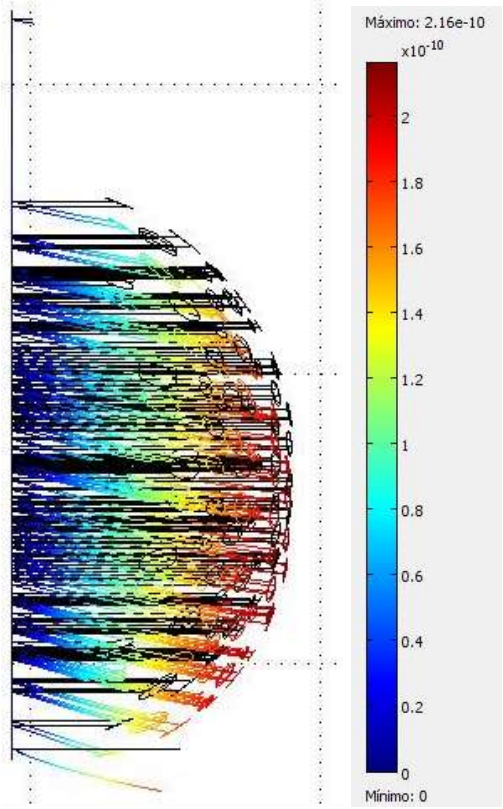


Figura 4.3. Deformación de las aristas del tejido glandular.

La deformacion maxima que se presenta en las aritas del tejido glandular es de 2.16×10^{-10} metros y se origina en la parte de color rojo que se encuentra más alejada de la base de la prótesis como se observa en la figura 4.3.

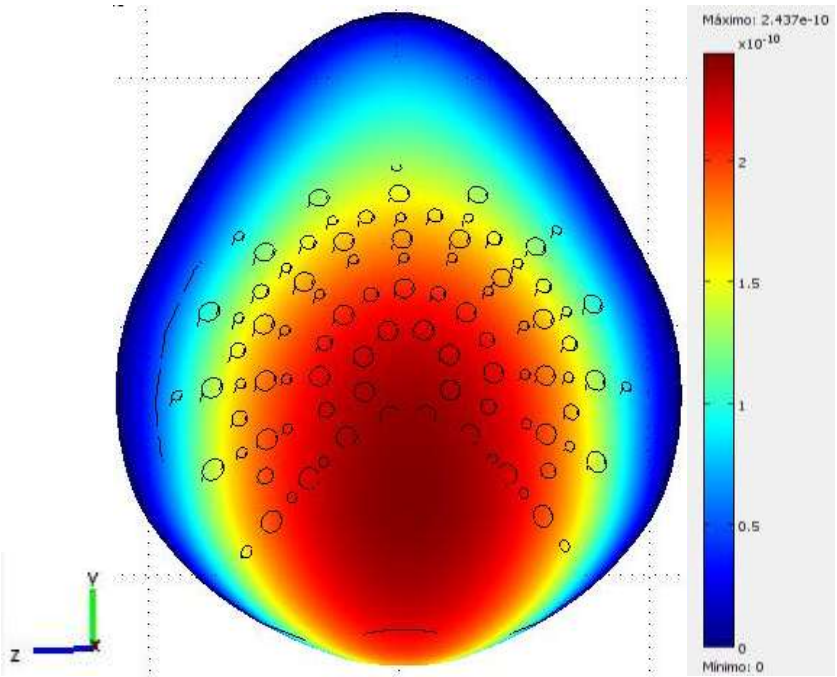


Figura 4.4. Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal

En la figura 4.4 se observa la vista frontal de la prótesis, como se mencionó en la figura anterior el color azul intenso indica una mínima deformación y en esta figura se observa que la mínima deformación se encuentra alrededor de la base. En cuanto al máximo desplazamiento indicado por el color rojo intenso se sitúa por debajo del centro y sobre la punta externa de la prótesis.

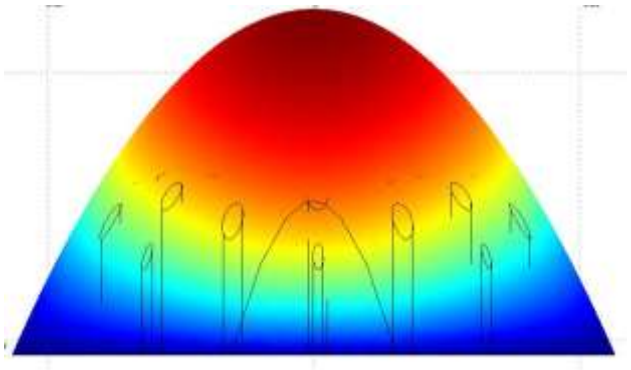


Figura 4.5. Vista inferior de las deformaciones.

En la figura 4.5 se observa las distribuciones de las deformaciones que se encuentran en la parte inferior del modelo, la máxima deformación se encuentra sobre la parte superior que se muestra con color rojo fuerte.

4.4.2. Análisis aplicando cargas sobre los ejes “x”, “y” y “z”.

Las condiciones de ajuste de contorno fue una carga de 20 N/m^2 para cada una de las tres direcciones de los ejes, “x”, “y” y “z” negativas. Los resultados que se obtuvieron se muestran en las figuras siguientes.

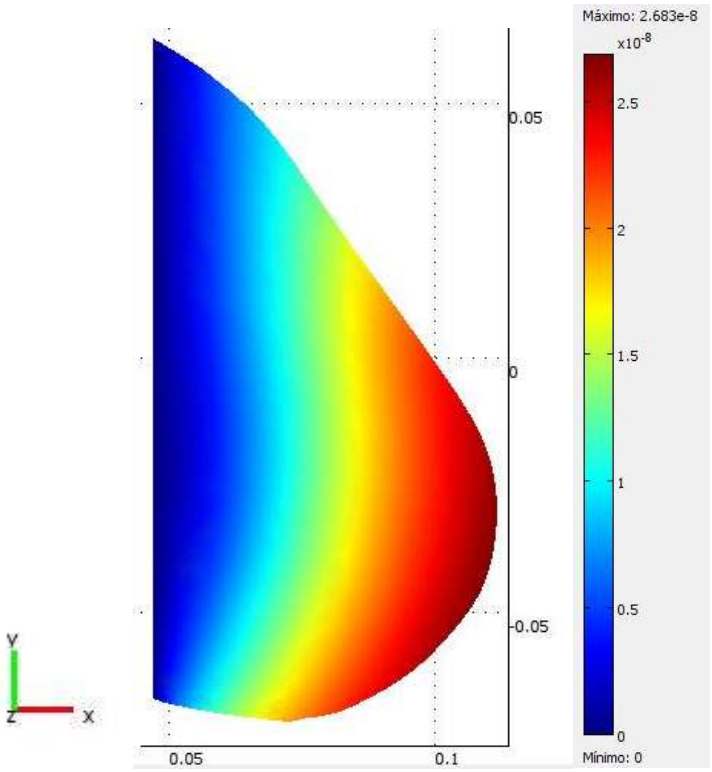


Figura 4.6. Deformación en centímetros.

En la figura 4.6 se muestra la distribución de las deformaciones por intensidad de color. El color azul intenso representa una deformación mínima entre 0 y $0.5x10^{-10}$ metros. Las deformaciones aumentan con forme la distancia en el eje “x” aumenta en dirección positiva. La deformación máxima se ubica en el extremo derecho de la figura y se índica con el color rojo intenso con un valor de deformación de

$2.683x10^{-8}$ metros en dirección del eje negativo “y”, ocasionando que la prótesis se comporte como un seno normal con la caída hacia abajo debido a la aceleración gravitatoria y a las cargas que se le aplican.

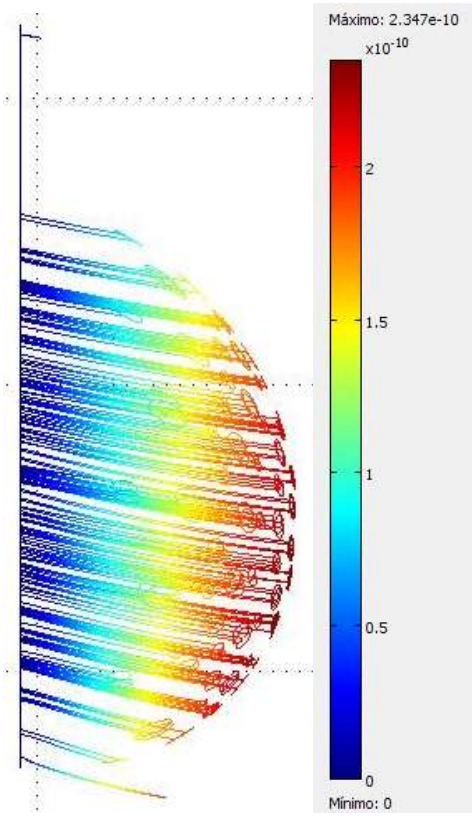


Figura 4.7. Deformación de las aristas del tejido glandular.

En la figura 4.7 se observa la deformación de las aristas del tejido glandular como si fueran vigas en voladizo en donde las deformaciones máximas se obtienen en la parte que está en voladizo. La parte de color rojo intenso es la parte en donde existe la deformación máxima y tiene una deformación de $2.347x10^{-10}$ metros en dirección “y” negativo debido a las condiciones de las cargas y pesos de los materiales.

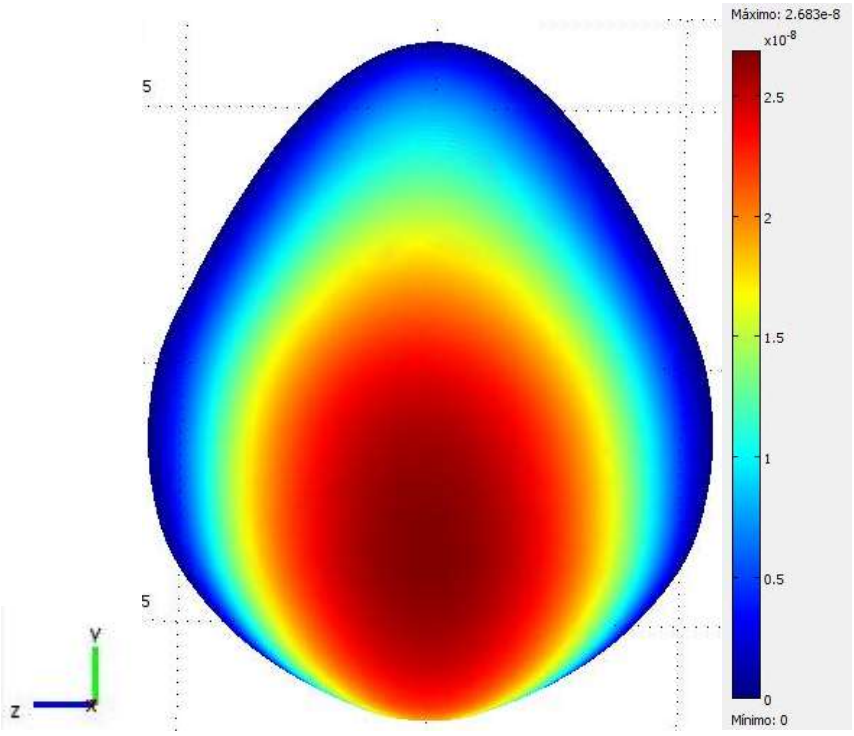


Figura 4.8. Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal.

En la figura 4.8 se observa la vista frontal de la prótesis, como se mencionó en la figura anterior el color azul intenso indica una mínima deformación y en esta figura se observa que la mínima deformación se encuentra alrededor de la base. En cuanto al máximo desplazamiento indicado por el color rojo intenso se sitúa por debajo del centro y sobre la punta externa de la prótesis. El comportamiento de la prótesis es muy similar a un seno normal ya que los desplazamientos son en la misma dirección tanto para la prótesis como para el seno.

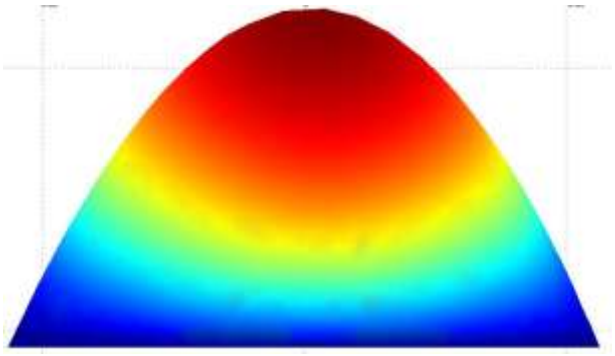


Figura 4.9. Vista inferior de las deformaciones.

En la figura 4.9 se observa las distribuciones de las deformaciones que se encuentran en la parte inferior del modelo, la máxima deformación se encuentra sobre la parte superior que se muestra con color rojo fuerte.

4.4.3. Análisis aplicando diferentes cargas sobre los ejes “x”, “y” y “z”.

En el ajuste de contorno para una tercera simulación se le coloco una carga negativa de 10 N/m^2 en las direcciones “x”, “y” y “z”. Los resultados se muestran en la figura 4.10.

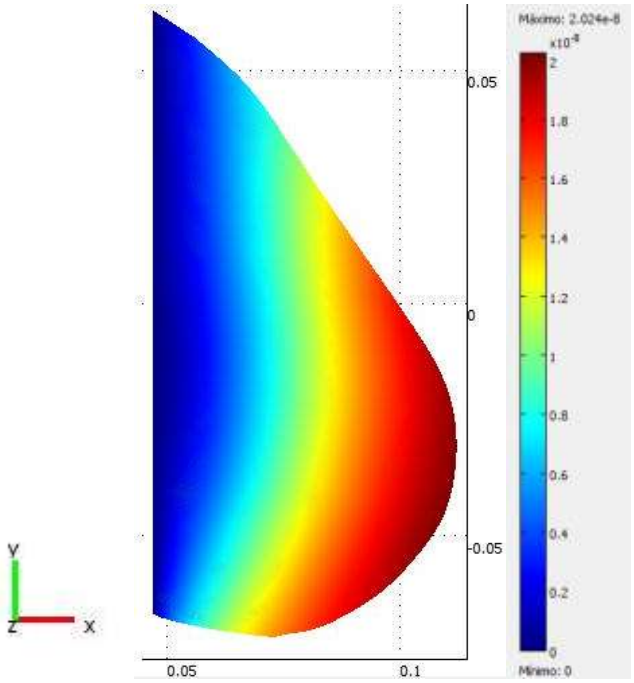


Fig. 4.10. Desplazamiento en centímetros.

Para este análisis solo se varió las cargas en los ejes, por lo tanto el análisis es similar al pasado, el desplazamiento máximo sobre los tejidos es de 2.024x10^{-8} centímetros y para el contorno el desplazamiento máximo es de 2.018x10^{-8} centímetros.

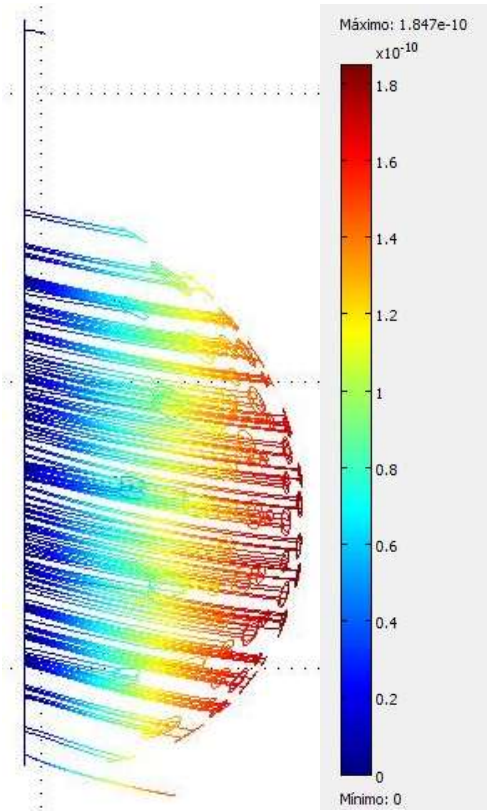


Figura 4.11. Deformación de las aristas del tejido glandular.

En la parte de las deformaciones de las aristas se comienzan a deformar junto a la base de la prótesis que es donde se sujetan las aristas que se muestran en color azul intenso, las deformaciones máximas se muestran en color rojo fuerte y tienen un desplazamiento de 1.847×10^{-10} metros en dirección “y” negativa debido a la aceleración de la gravedad y las condiciones propuestas.

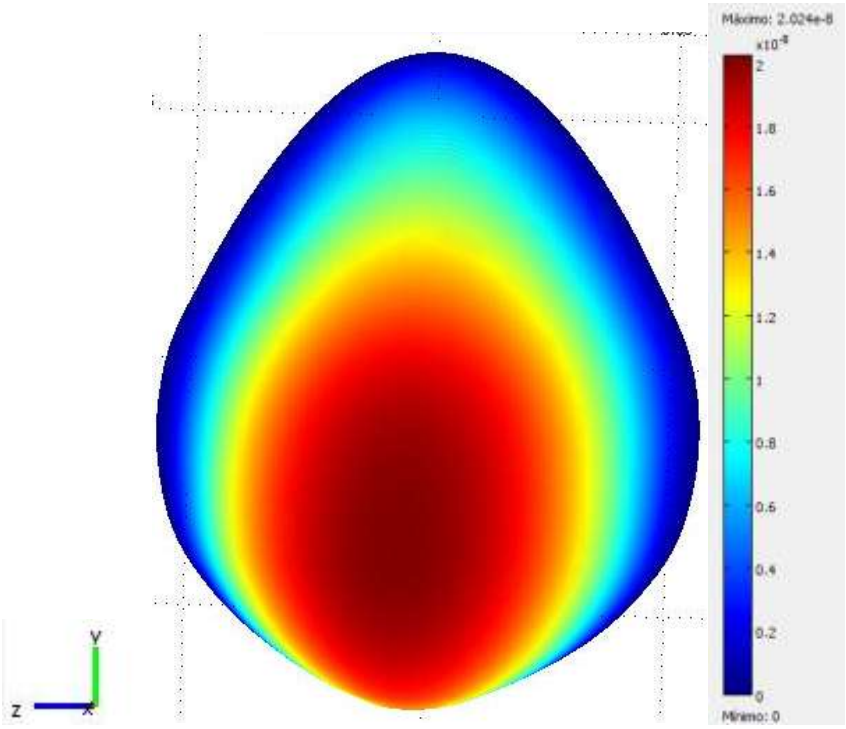


Figura 4.12. Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal.

En la figura 4.12 se observa la vista frontal de la prótesis, como se mencionó en la figura anterior el color azul intenso indica una mínima deformación y en esta figura se observa que la mínima deformación se encuentra alrededor de la base. En cuanto al máximo desplazamiento indicado por el color rojo intenso se sitúa por debajo del centro y sobre la punta externa de la prótesis. El comportamiento de la prótesis es muy similar a un seno normal ya que los desplazamientos son en la misma dirección tanto para la prótesis como para el seno.

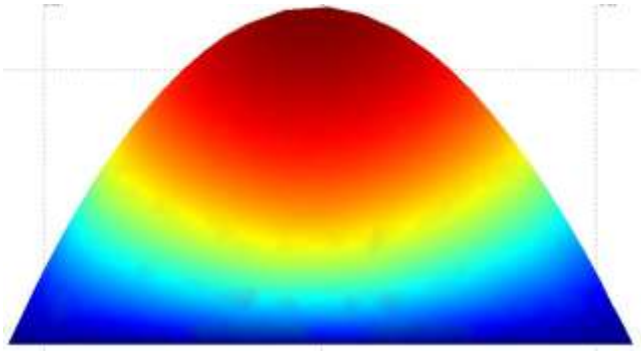


Figura 4.13. Vista inferior de las deformaciones.

En la figura 4.13 se observa las distribuciones de las deformaciones que se encuentran en la parte inferior del modelo, la máxima deformación se encuentra sobre la parte superior que se muestra con color rojo fuerte.

4.4.4. Análisis aplicando presión.

Para este análisis se aplicó como carga una presión de 20 Pa sobre el contorno de la superficie del tejido adiposo.

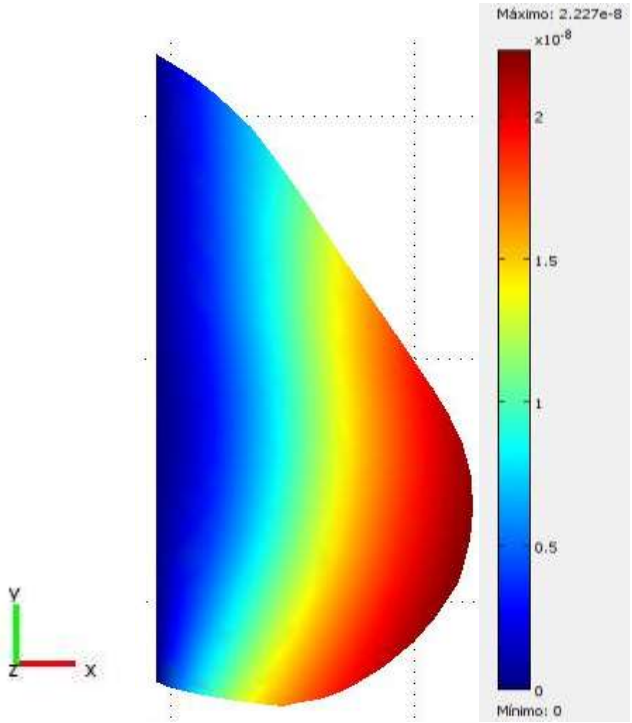


Fig. 4.14. Desplazamiento de la prótesis.

El comportamiento bajo el efecto de la presión aplicada se observa en la figura 4.14. El máximo desplazamiento que se registro es de 2.227×10^{-8} centímetros, que se indica de color rojo intenso sobre la prótesis. La prótesis con estas condiciones se asemeja a la caída que tiene un seno normal, ya que debido al peso de los materiales y a las cargas el desplazamiento se realiza sobre el eje “y” simulando una caída hacia abajo como se vería un seno normal.

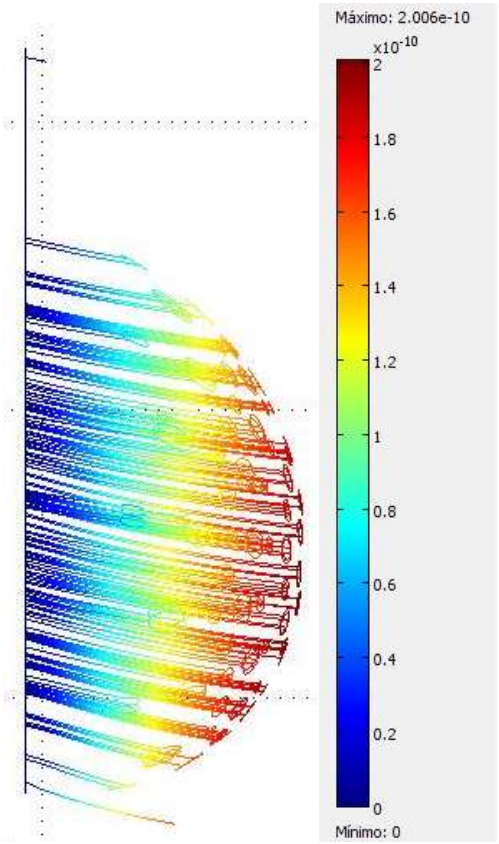


Figura 4.15. Deformación de las aristas del tejido glandular.

En la parte de las deformaciones de las aristas se comienzan a deformar junto a la base de la prótesis que es donde se sujetan las aristas que se muestran en color azul intenso, las deformaciones máximas se muestran en color rojo fuerte y tienen un desplazamiento de 2.006×10^{-10} metros en dirección “y” negativa debido a la aceleración de la gravedad y las condiciones propuestas.

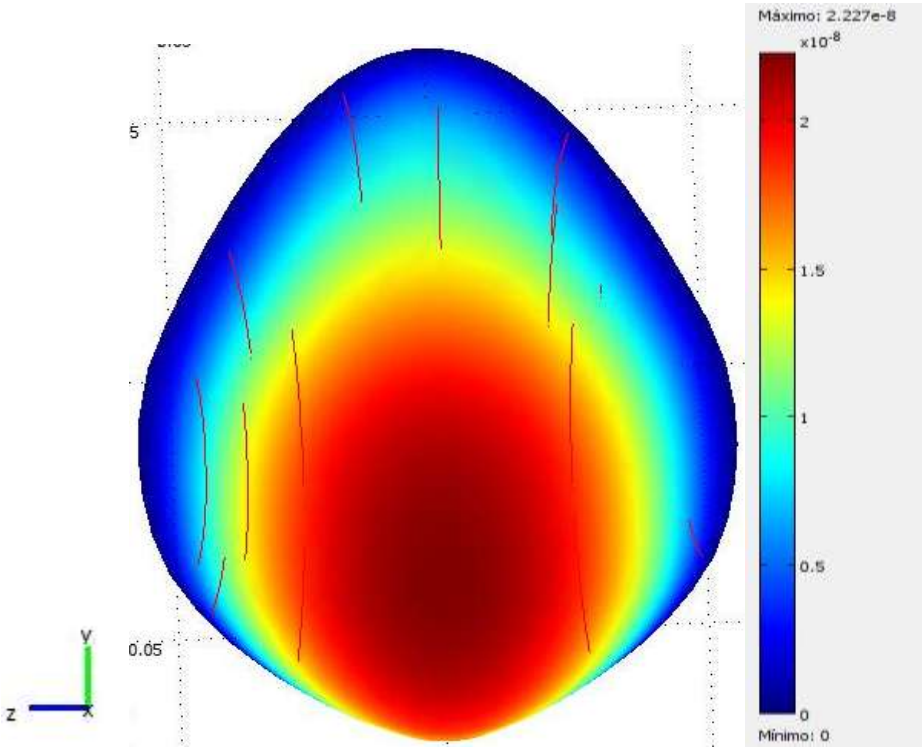


Figura 4.16. Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal.

En la figura 4.16 se observa la vista frontal de la prótesis, como se mencionó en la figura anterior el color azul intenso indica una mínima deformación y en esta figura se observa que la mínima deformación se encuentra alrededor de la base. En cuanto al máximo desplazamiento indicado por el color rojo intenso se sitúa por debajo del centro y sobre la punta externa de la prótesis. El comportamiento de la prótesis es muy similar a un seno normal ya que los desplazamientos son en la misma dirección tanto para la prótesis como para el seno.

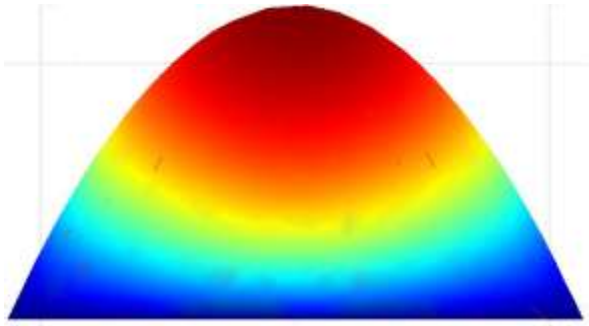


Figura 4.17. Vista inferior de las deformaciones.

En la figura 4.17 se observa las distribuciones de las deformaciones que se encuentran en la parte inferior del modelo, la máxima deformación se encuentra sobre la parte superior que se muestra con color rojo fuerte.

4.4.5. Análisis aplicando cargas sobre el eje “y”.

Los ajustes de contorno para la siguiente simulación para la superficie del tejido adiposo se aplicó una carga de 10 N/m^2 en dirección “y”, mientras que para la base de la prótesis no se aplicó fuerza alguna por motivos que esa es la parte que debe quedar fija. En tanto a las demás superficies se le aplicó una fuerza de 30 N/m^2 en dirección “y”.

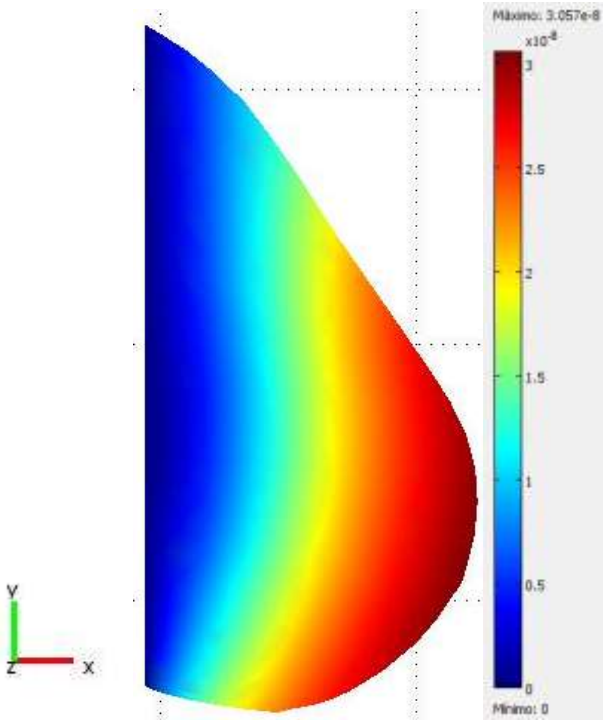


Figura 4.18. Deformación vista lateral.

En la imagen 4.18 se observa el comportamiento bajo las condiciones que se explicaron con anterioridad, el máximo desplazamiento se presenta sobre la superficie de la prótesis, en el punto más lejano de la base que se muestra con el color rojo fuerte. La máxima deformación de los tejidos es de 3.057x10^{-10} metros.

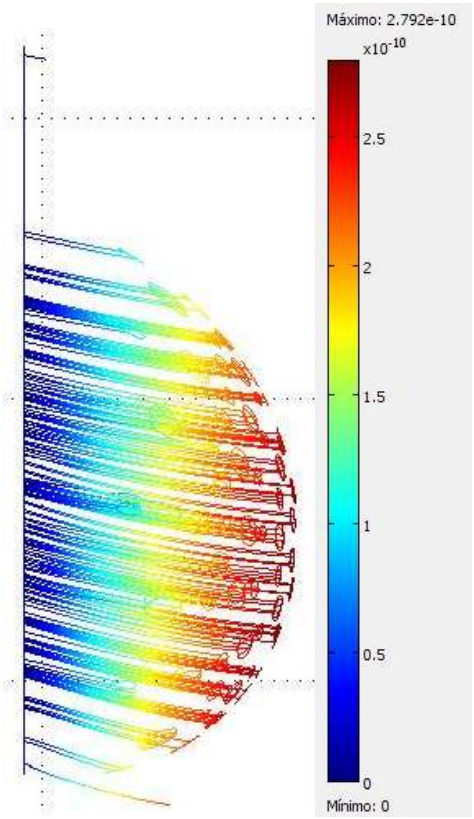


Figura 4.19. Deformación de las aristas del tejido glandular.

En la parte de las deformaciones de las aristas se comienzan a deformar junto a la base de la prótesis que es donde se sujetan las aristas que se muestran en color azul intenso, las deformaciones máximas se muestran en color rojo fuerte y tienen un desplazamiento de 2.792×10^{-10} metros en dirección “y” negativa debido a la aceleración de la gravedad y las condiciones propuestas.

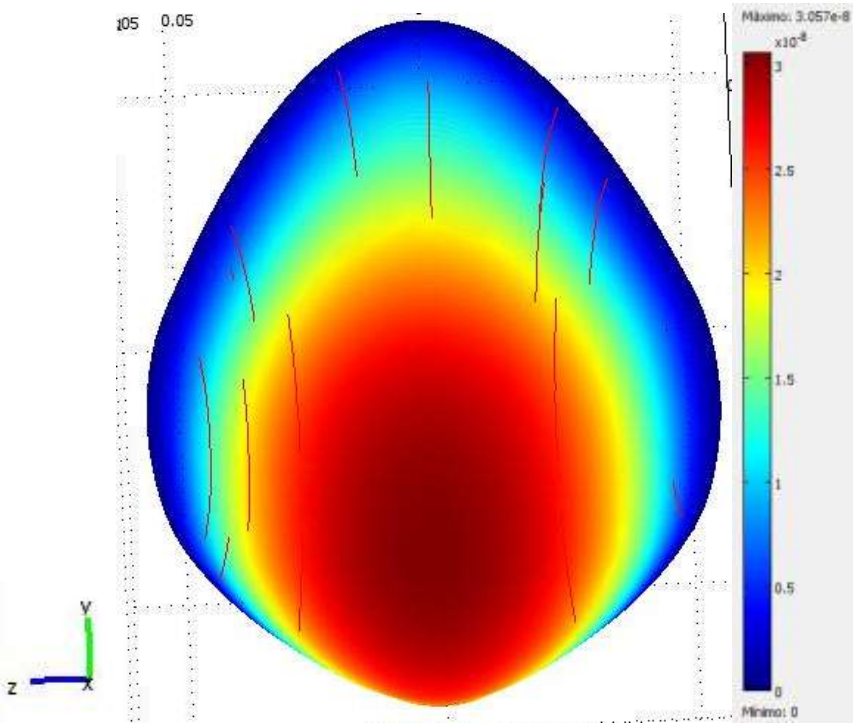


Figura 4.20. Desplazamiento de subdominio en metros vista frontal.

En la figura 4.20 se observa la vista frontal de la prótesis, como se mencionó en la figura anterior el color azul intenso indica una mínima deformación y en esta figura se observa que la mínima deformación se encuentra alrededor de la base. En cuanto al máximo desplazamiento indicado por el color rojo intenso se sitúa por debajo del centro y sobre la punta externa de la prótesis. El comportamiento de la prótesis es muy similar a un seno normal ya que los desplazamientos son en la misma dirección tanto para la prótesis como para el seno.

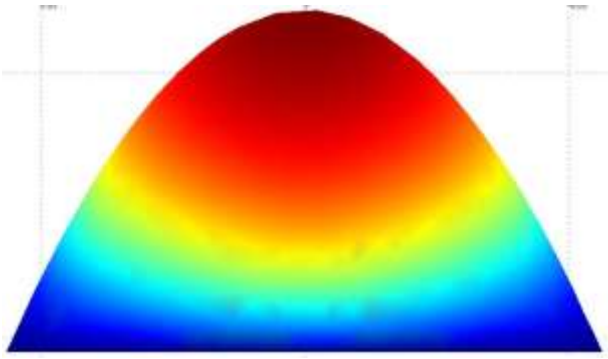


Figura 4.21. Vista inferior de las deformaciones.

En la figura 4.21 se observa las distribuciones de las deformaciones que se encuentran en la parte inferior del modelo, la máxima deformación se encuentra sobre la parte superior que se muestra con color rojo fuerte.

4.5. Resultados

Con el análisis de la anatomía del seno que se realizó se pudo concluir el diseño de la prótesis, las partes que la formarían y la forma de gota. En el proceso de diseñado de la prótesis fue complicada al tratar de formar la figura en tercera dimensión, con un contorno en forma de gota y a eso quitarle el 65% de su volumen para insertarle una semiesfera con perforaciones que representa al tejido glandular del seno. En las pruebas de deformación a consecuencia del peso de los materiales asignadas para cada parte de la prótesis y la variación de fuerzas externas que se le asignaron nos permitió observar el comportamiento de la prótesis bajo estas condiciones.

Referencias

[1] Estudio de la morfología del cuerpo vertebral en una L4 humana con modelos de remodelación ósea interna y externa. Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Sevilla. Proyecto Fin de Carrera. Abril 2009.

[2] A. Oliver, J. Freixenet, A. Bosch, D. Raba, and R. Zwiggelaar. *Automatic Classification of Breast Tissue.*

[3] Petter Miller and Sue Astley. *Classification of Breast Tissue by Texture Analysis, 1991.*

[4] Thomas A. Krouskop, Thomas M. Eheeler, Faouzi Kallel, Brian S. Garra and Timothy Hall. *Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissue Under Compression, 1998.*

[5] Parris S. Wellman and Robert D. Howe. *Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis.*

[6] Amit Gefen and Benny Dilmoney. *Mechanics of the Normal Woman´s Breast, 2007.*

[7] Albert L. Kellner, Thomas R. Nelson, *Member, IEEE,* Laura I. Cerviño, and John M. Boone, *Member, IEEE. Simulation of Mechanical Compression of Breast Tissue, 2007.*

[8] David Raba Sánchez. *Breast Modelling for Multi-Modal Mammographic Correspondence, 2004.*

[9] Cem Ozam. *Mechanical Modeling of Brain and Breast Tissue, 2008.*

[10] José Luis Calvo Gallego. *Modelo Hiperelástico Polinomial del Conjunto de Grasa y Tejido Glandular en la Mama Femenina, 2012.*

[11] Dra. Inés Bombí. "*Anatomía de la Mama".* Especialista en Ginecología y Obstetricia. http://www.mapfre.com/salud/es/cinformativo/diagnotico-enfermedades-mama-anatomia.shtml

[12] "*Control de Calidad en Mamografía".*

[13] Fundación Rebecca de Alba, *"¿Qué es el Cáncer?".* http://fundacionrebeccadealba.org/index.php?pag=informate

[14] American Cancer Society, *"¿Qué es el Cáncer de Seno?".* http://www.cancer.org/espanol/cancer/cancerdeseno/guiadetallada/cancer-de-seno-que-es-que-es-cancer-de-seno

[15] Dra. Inés Bombí. "Factores de Riesgo*".* Especialista en Ginecología y Obstetricia. http://www.mapfre.com/salud/es/cinformativo/diagnostico-enfermedades-mama-factores-riesgo.shtml

[16] American Cancer Society, *"¿Qué es el Cáncer de Seno?".* http://www.cancer.org/espanol/cancer/cancerdeseno/guiadetallada/cancer-de-seno

[17] NORMA Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2002, Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama.

[18] American Cancer Society, *"Como Fortalecer la Autoestima".* http://www.cancer.org/espanol/servicios/tratamientosyefectossecundarios/efectossecundariosfisicos/fragmentado/sexualidad-para-la-mujer-con-cancer-feeling-good-self-esteem

[19] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI). *"Estadisticas a Propósito del Día Internacional Contra el Cáncer de Mama".*

[20] Albert L. Kellner, Thomas R. Nelson, *Member, IEEE,* Laura I. Cerviño, y John M. Boone, *Menber, IEEE, "Simulation of Mechanical Compression of breast Tissue".*