



03063
26

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA COMPUTACIÓN

**SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE
TEJIDO SUAVE PARA APLICACIONES DE
CIRUGÍA ASISTIDA POR COMPUTADORA**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS

P R E S E N T A:

MIGUEL ANGEL PADILLA CASTAÑEDA

DIRECTOR DE LA TESIS: DR. FERNANDO ARÁMBULA COSÍO

MÉXICO, D.F.

NOVIEMBRE, 2001



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Quiero agradecer a todas las personas, familiares, compañeros y amigos que nos han apoyado durante todo este tiempo de contrastes, de alegrías, tristezas y reflexiones, pero sobre todo, de profundas enseñanzas, para mi y para mi familia.

Agradezco en especial a mis asesores de tesis, Dr. Fernando Arámbula Cosío y Dr. Jorge Márquez Flores, por su paciencia, apoyo académico, pero en especial por su apoyo humano.

Agradezco a mi tutor, Dr. Jesús Savage Carmona, por sus consejos, confianza y apoyo durante mis estudios.

Gracias a mis profesores de la maestría, por su interés en cada uno de nosotros, los estudiantes.

Gracias a la UNAM, en especial al Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y Sistemas y del Centro de Instrumentos, que han sido y serán mi segunda casa.

Agradezco también a la Dirección General de Intercambio Académico, a la Universidad de Granada, y sobre todo, al Dr. Juan Carlos Torres Cantero, por su apoyo durante mi corta, pero inolvidable estancia en la universidad y en España.

Muchas gracias también al Dr. Fernando Gamboa y al Dr. Felipe Lara por el apoyo que me dieron para la realización de esta tesis.

Agradezco al CONACYT por el apoyo económico que recibí durante la primera etapa de la maestría y para la realización de este trabajo.

Índice General

0.1	Resumen	6
0.2	Tabla de abreviaturas	7
1	Introducción	9
1.1	Simulación para CAC	12
1.2	Sistemas de simulación para CAC	16
1.2.1	Evolución de los simuladores médicos	16
1.2.2	Principales sistemas de simulación para CAC	17
1.3	Cirugía de próstata asistida por computadora	20
1.4	Presentación de la tesis	24
2	Propiedades de los tejidos suaves	27
2.1	Tipos de tejido	28
2.1.1	Tejido epitelial	28
2.1.2	Tejido conectivo	29
2.1.3	Tejido muscular	29
2.1.4	Tejido nervioso	31
2.2	Composición de los tejidos suaves	31
2.2.1	Tejido conectivo	32
2.2.2	Tejido muscular esquelético	37
2.2.3	Tejido muscular liso	38
2.3	Estructura de los tejidos suaves	39
2.3.1	La próstata	40
2.4	Comportamiento biomecánico	40
2.4.1	Ligamentos y tendones	41
2.4.2	Músculo esquelético	43

2.4.3	Músculo liso	46
3	Métodos para simulación	49
3.1	Requerimientos del modelado de tejido suave	49
3.1.1	El modelo biomecánico	50
3.1.2	Interacción con las herramientas quirúrgicas	54
3.1.3	Deformaciones en tiempo real	57
3.1.4	Cortes y suturaciones de tejido suave	57
3.1.5	Visualización	58
3.2	Métodos para el modelado de tejido suave	59
3.2.1	Método de Elemento Finito (MEF)	59
3.2.2	Método de resortes y masas (spring-mass)	64
3.2.3	Otros métodos	67
4	Modelo de la próstata para CAC	73
4.1	Modelo volumétrico de la próstata	73
4.1.1	Muestreo de las imágenes de ultrasonido transuretral de la próstata	74
4.1.2	Malla en 3D del volumen de la próstata	78
4.2	Modelo físico de la próstata	79
4.3	Detección de colisiones y respuesta de colisión	83
4.3.1	Detección de colisiones	83
4.3.2	Respuesta de colisión	85
4.4	Cortes de tejido suave	86
4.4.1	Modificación del modelo geométrico	87
4.4.2	Deformaciones del modelo geométrico debidas a cortes	88
5	Experimentos y resultados	93
6	Conclusiones y perspectivas	107
A	Algoritmos para detectar colisiones	113
A.1	Definiciones	113
A.2	Creación del mapa de ocupación	114
A.3	Registro del cuerpo de tejido en el mapa	115

A.4 Borrado del cuerpo de tejido del mapa	115
A.5 Detección de colisiones	116
B Algoritmos de la simulación	117
B.1 Definiciones	117
B.2 Cortes de tejido	118
B.3 Deformación por colisión	119

0.1 Resumen

Los procedimientos de *Cirugía mínimo invasiva* ofrecen ventajas significativas sobre las técnicas tradicionales de cirugías abiertas, entre las que destacan: 1) Periodos más cortos de rehabilitación. 2) Menor dolor postoperatorio. 3) Periodos más cortos de hospitalización. 4) Menores costos de operación. 5) En algunos casos, menor mortalidad. Sin embargo, el uso de técnicas de cirugía mínimo invasiva impone a los cirujanos importantes requerimientos, como: 1) Movimientos restringidos del cirujano. 2) Visión restringida del área de operación. 3) Dificultad para orientarse espacialmente en el área de operación.

Esos requerimientos resultan en periodos largos de entrenamiento para cada cirujano y procedimientos quirúrgicos relativamente lentos, debido a las dificultades de orientación y de coordinación de los movimientos del cirujano. Una alternativa interesante es desarrollar sistemas de *Cirugía asistida por computadora* que asistan al cirujano durante una cirugía real, o sistemas de entrenamiento que ayuden a los residentes a obtener amplia experiencia sobre los procedimientos quirúrgicos, y en periodos de tiempo menores. No obstante, este tipo de sistemas requiere de modelos en computadora de las estructuras anatómicas del paciente (órganos y glándulas) a ser intervenidos quirúrgicamente. Los modelos deben simular en computadora el comportamiento real de los tejidos de los órganos y glándulas a operar. Las simulaciones deben ser visible y físicamente realistas y permitir la interacción con las herramientas quirúrgicas en tiempo real.

En este trabajo de tesis se presenta un estudio sobre los aspectos involucrados en la simulación del comportamiento de tejidos suaves, para aplicaciones en cirugías asistidas por computadora, en particular de cirugías de próstata. Así, primero se presenta una breve revisión bibliográfica de algunos trabajos significativos en el área. Se presenta también brevemente algunas de las propiedades físicas de los tejidos suaves presentes en la naturaleza. Se hace una descripción de los métodos más importantes para simulación de tejido suave y se presenta un balance de sus ventajas y desventajas. Posteriormente se reporta una serie de técnicas de simulación de tejido suave, desarrolladas como parte de este trabajo de tesis, para la construcción de un

modelo en computadora de la próstata para cirugías asistidas por computadora. El modelo tridimensional de la próstata construido, involucra la simulación de deformaciones y resecciones de tejido, durante una prostatectomía. Finalmente se presentan los resultados y conclusiones que se derivaron de la construcción del modelo geométrico y físico de la próstata con las técnicas, reportadas en este trabajo. El modelo construido presenta un comportamiento realista tanto visualmente, como de deformaciones y cortes, y con tiempos de respuesta aceptables.

0.2 Tabla de abreviaturas

<i>2D</i>	- Dos dimensiones.
<i>3D</i>	- Tres dimensiones.
<i>ATP</i>	- Adenosina trifosfato.
<i>CMI</i>	- Cirugía mínimo invasiva.
<i>IRM</i>	- Imágenes de resonancia magnética.
<i>LIV</i>	- Laboratorio de imágenes y visión.
<i>MEF</i>	- Método de elemento finito.
<i>MRCAS</i>	- Robots en medicina y cirugía asistida por computadora.
<i>RTUP</i>	- Resección transuretral de la próstata.
<i>TAC</i>	- Tomografía axial por computadora.

Capítulo 1

Introducción

Durante los últimos ocho años ha crecido el interés por desarrollar sistemas de simulación de procedimientos quirúrgicos que involucran la manipulación de tejido suave. Dentro de estos procedimientos se encuentran la cirugía plástica, cirugía de músculos y huesos, cirugía abdominal y cirugía mínimo invasiva (CMI) [16].

Una cirugía mínimo invasiva requiere de pequeñas incisiones abdominales, lo que produce en el paciente menos malestares que en una cirugía abierta. Además, el tiempo de rehabilitación se reduce y el paciente puede retornar a sus actividades diarias más pronto, reduciendo los costos de hospitalización y de rehabilitación [13].

En una cirugía mínimo invasiva, los cirujanos utilizan técnicas de endoscopia, para observar el avance de la operación, a través de un pequeño telescopio (endoscopio) y al mismo tiempo manipular instrumentos de microcirugía. Tanto el endoscopio como las herramientas de microcirugía se insertan a través de conductos naturales ó de pequeñas incisiones en el paciente.

Por ejemplo, en una prostatectomía, el cirujano debe remover el tejido de la próstata que obstruye el flujo urinario. El procedimiento mínimo invasivo, conocido como *Resección transuretral de la próstata*, consiste en remover el tejido de la próstata que obstruye el flujo urinario sin realizar incisiones en el paciente. Para ello se utiliza un instrumento cilíndrico delgado, llamado resectoscopio, que se inserta por la uretra del paciente (ver figura 1.4). El

resectoscopio lleva en su interior un endoscopio, que permite al cirujano ver el interior de la próstata y las estructuras cercanas durante la operación [1].

Otro ejemplo es el caso de las colecistectomías ¹. En 1987 en Francia, se llevó a cabo por primera vez una colecistectomía laparoscópica ², procedimiento alternativo a una colecistectomía abierta. En este procedimiento el cirujano utiliza un endoscopio que se inserta a través de una válvula de 10mm (esta válvula inyecta CO_2 en el abdomen, previene el escape del gas ³ y permite al mismo tiempo la inserción a través de sí misma, de los instrumentos microquirúrgicos). En otras dos pequeñas incisiones se insertan las herramientas de microcirugía. El cirujano opera manipulando los instrumentos, a través de las incisiones y observando directamente a través del ocular del endoscopio ó de una cámara y un monitor de video, finalmente extrae por una de las incisiones la vesícula biliar [41].

El uso de técnicas de CMI en procedimientos como los anteriormente descritos, ofrecen importantes beneficios, como son:

- Periodos más cortos postoperatorios de recuperación;
- Menor dolor postoperatorio en el paciente;
- Periodo de hospitalización más cortos;
- Menor costo de operación;
- Menor incidencia de muertes en algunos procedimientos mínimo invasivos.

Sin embargo, estas técnicas imponen algunas consideraciones importantes:

- Requieren que el cirujano tenga amplia experiencia en el procedimiento quirúrgico y buenas habilidades en la manipulación de instrumentos bajo la guía de imágenes;

¹Una colecistectomía es una cirugía para remover la vesícula biliar.

²Una laparoscopia es una cirugía abdominal donde se realizan pequeñas incisiones a través de las cuales se inserta un laparoscopio, que permite ver las estructuras internas del abdomen.

³La cavidad abdominal se distiende y se hace visible con la inyección de un gas absorbible, generalmente CO_2 .

- Según Cover *et al.* [13], requieren de un programa de entrenamiento intensivo previo del cirujano. El entrenamiento se realiza en seminarios o bajo la supervisión de un cirujano experimentado. En el primer caso, el entrenamiento se lleva a cabo con animales, pero tiene la desventaja de ser costoso, limita el número de veces que el cirujano puede practicar, e involucra cuestiones éticas asociadas al uso de animales para experimentación. En el segundo caso, el cirujano novato debe aprender el procedimiento durante una operación real y requiere la observación e instrucción del experto, lo que limita la posibilidad de repasar lo aprendido antes de la siguiente práctica;
- Como lo explican Harris *et al.* [27], el tipo de movimientos que el cirujano puede realizar es restringido, ya que un error humano por parte del cirujano puede causar daños, como infecciones o pérdida considerable de sangre, en estructuras aledañas al área de operación;
- La visión que el cirujano puede obtener con un endoscopio es limitada y no es estereoscópica como en una cirugía abierta, por lo que coordinar los movimientos con respecto a lo que puede ver, es para el cirujano una tarea difícil. En cirugías como las vitrectomías ⁴ se utilizan microscopios que permiten al cirujano una visión estereoscópica, pero el reducido volumen del área de trabajo también hace difícil coordinar los movimientos con lo que se puede observar, según lo exponen Schill *et al.* en [48];
- El cirujano debe ubicar con precisión, la posición de la herramienta quirúrgica con respecto al área de operación, guiándose dentro del área de operación utilizando únicamente un endoscopio. Arambula [1] explica que esto representa una tarea difícil que requiere de considerable habilidad por parte del cirujano;
- Como lo mencionan Moutsopoulos *et al.* [41] y Cotin *et al.* [11], hay poca sensibilidad táctil por parte del cirujano, al manipular instrumentos con las manos completamente afuera del cuerpo del paciente, pues

⁴En una vitrectomía se remueve el humor vítreo, que es una sustancia gelatinosa oscura que llena el interior del ojo e impide la visión y se reemplaza por un gel transparente.

muchos de estos instrumentos son pequeños y muy largos y se manejan desde el exterior de la cavidad corporal.

Por los motivos anteriores, una alternativa útil es contar con sistemas computarizados de entrenamiento que reduzcan el tiempo de aprendizaje de los médicos novatos. Otra alternativa es tener sistemas que auxilien al cirujano durante la operación, permitiéndole observar en una computadora el avance del proceso quirúrgico. Una tercera opción son sistemas que mediante simulación permitan al cirujano realizar una planeación previa de la cirugía.

Como el cuerpo humano está principalmente constituido de tejido suave, desarrollar sistemas de *cirugía asistida por computadora* (CAC) requieren modelar el comportamiento físico del tejido suave, así como obtener en computadora representaciones gráficas en tres dimensiones de la geometría de las estructuras de tejido suave.

En este trabajo de tesis se presenta un modelo que simula deformaciones y cortes de tejido suave al contacto con una herramienta quirúrgica. Se utiliza como caso de estudio la construcción de un modelo tridimensional de la próstata.

Modelos similares pueden utilizarse en otro tipo de procedimientos de CMI como pueden ser cirugía de vesícula biliar, de apéndice y de hígado.

En este capítulo se presenta una descripción de los sistemas de CAC, haciendo énfasis en los sistemas de simulación de cirugía y de modelado de tejido suave. En los capítulos posteriores se explican a detalle las técnicas usadas para generar el modelo en computadora de la próstata.

1.1 Simulación para CAC

Muchas de las intervenciones quirúrgicas son difíciles. En ocasiones, el cirujano tiene poca visibilidad del área de operación. En otras, el área de operación es difícil de alcanzar con las herramientas quirúrgicas. También puede ocurrir que la posición de las herramientas dentro de la zona de operación deba ubicarse con alta precisión.

Desde hace veinte años se usan sistemas médicos de imágenes, como *rayos x*, *ultrasonido*, *Tomografía Axial por Computadora* (TAC) y más recientemente *Imágenes de Resonancia Magnética* (IRM), que generan información

sobre la anatomía de los órganos, glándulas o diversas partes del organismo a operar ⁵. Las imágenes obtenidas con estas técnicas ayudan a un cirujano a realizar diagnósticos cualitativos de algunas enfermedades. Desde mediados de los años ochenta, comenzó a utilizarse equipo médico de imágenes para obtener información cuantitativa de los órganos y junto con dispositivos que obtienen la posición de las herramientas quirúrgicas, asistir a los cirujanos en la planeación de la operación y durante la realización de cirugías.

El concepto de cirugía asistida por computadora, como lo explica Arambula [1], pertenece a lo que se ha llamado *Robots en Medicina y Cirugía Asistida por Computadora* (Medical Robotics and Computer Assisted Surgery) y se refiere al uso de datos multimodales (principalmente imágenes), para asistir al cirujano durante la planeación y realización de una operación (figura 1.1).

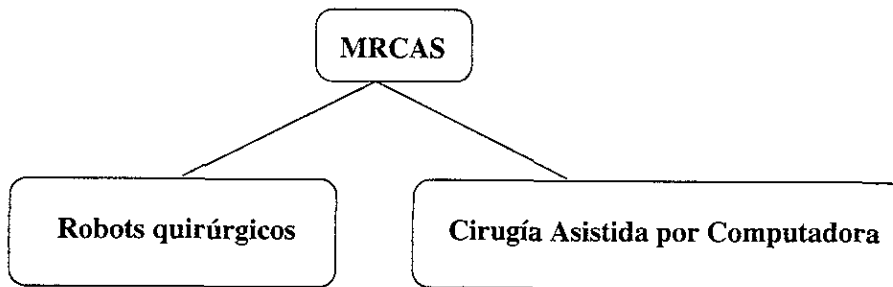


Figura 1.1: Robots en Medicina y Cirugía Asistida por Computadora.

Tanto los sistemas de *Robots quirúrgicos* como los sistemas de *Cirugía Asistida por Computadora* involucran los siguientes pasos:

- Exploración preoperatoria de los órganos a operar, usualmente en TAC, IRM o ultrasonido, para generar un modelo del órgano;
- Construcción de un modelo geométrico en tres dimensiones del órgano a operar;

⁵En adelante y por claridad, se hará referencia a las partes del organismo a operar, simplemente como órganos, aunque éstas pueden ser también glándulas u otras estructuras anatómicas.

- Planeación, con ayuda de la computadora, de los cortes de tejido a realizar en la operación;
- Posicionamiento y fijación del paciente en la mesa de operaciones;
- Registro del modelo en computadora con el órgano del paciente;
- Realización de la operación con ayuda de un posicionador pasivo o de un robot.

Un sistema de simulación para CAC consiste, de manera general, en un sistema seguidor (como los equipos comerciales de Northen Digital [42] o Stryker Leibinger [49]), que permite al cirujano saber, en tiempo real, la posición de la herramienta quirúrgica con respecto al órgano del paciente. El cirujano puede realizar los movimientos de manera habitual, pero el sistema le retroalimenta con la posición y orientación de la herramienta en el espacio, con respecto al órgano en 3D en computadora. Con ésto, el cirujano puede obtener diferentes ángulos de visión que con un endoscopio no podría tener y puede observar una aproximación de lo que sucede con el órgano en cada manipulación quirúrgica.

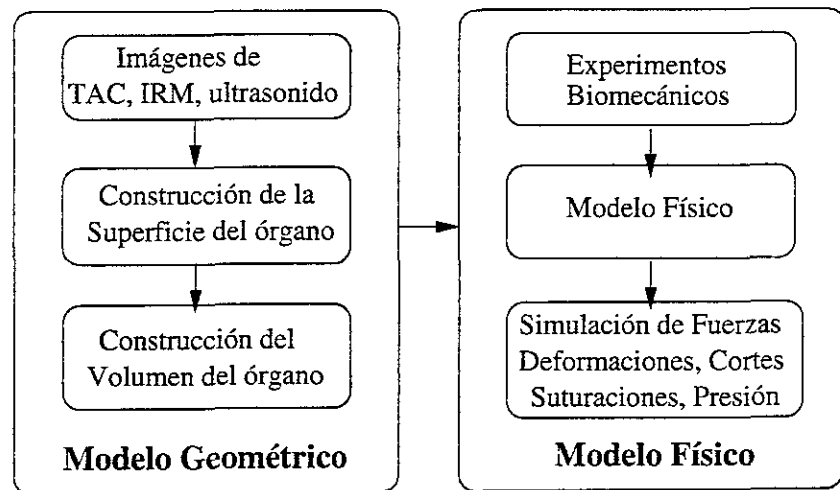


Figura 1.2: Pasos para un sistema de simulación para CAC [16].

En la figura 1.2 se observan los pasos necesarios para una simulación de CAC. Estos pasos se agrupan en dos partes. La primera involucra la construcción del modelo geométrico del órgano a operar. En la segunda parte se toma el modelo geométrico obtenido y con éste se construye el modelo físico. En seguida se describen brevemente los pasos de la figura 1.2.

1. Pasos para generar el modelo geométrico.

- Exploración preoperatoria del órgano a operar (TAC, IRM o ultrasonido) para generar un modelo gráfico en tres dimensiones del órgano a partir de un conjunto de imágenes transversales;
- Construir, con la información obtenida de las imágenes preoperativas, el modelo en tres dimensiones de la superficie del órgano a operar;
- Con el modelo de la superficie, construir el modelo del volumen del órgano.

2. Pasos para generar el modelo físico.

- El primer paso en la construcción de un modelo físico consiste en determinar, mediante experimentación, el comportamiento biomecánico real del órgano. Sin embargo, actualmente para muchos de los órganos, no se cuenta con reportes experimentales.
- De contar con datos biomecánicos reales, obtener un modelo físico que refleje el comportamiento observado en la experimentación. Si no se cuenta con información experimental, obtener un modelo físico aproximado que pueda validarse visualmente, por ejemplo con una grabación en video de una operación.
- Con el modelo geométrico y físico, simular el procedimiento quirúrgico, que puede involucrar deformaciones de tejido, cortes y suturas.

1.2 Sistemas de simulación para CAC

En esta sección se presenta una clasificación de los simuladores médicos, según la evolución que han tenido desde su aparición hasta la fecha. Se presenta también una revisión bibliográfica de los trabajos reportados más significativos.

1.2.1 Evolución de los simuladores médicos

Según la clasificación hecha por Stava [16], se pueden mencionar tres generaciones de simuladores de CAC, que de acuerdo al tipo de modelos usados son: primera generación, de modelos anatómicos; segunda generación, de modelos físicos; tercera generación, de modelos fisiológicos (figura 1.3).

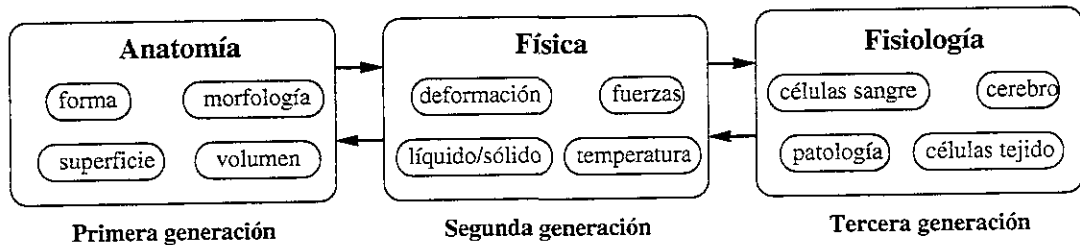


Figura 1.3: Evolución de los simuladores médicos [16].

- **Primera generación (Modelos anatómicos):** Este tipo de simuladores únicamente modelan la geometría del cuerpo humano. Permiten, mediante técnicas de realidad virtual, navegar dentro de las estructuras anatómicas tridimensionales modeladas y, a pesar de su limitado poder de interacción, su uso ha tenido éxito en aplicaciones educativas y de entrenamiento [16];
- **Segunda generación (Modelos Físicos):** Este tipo de simuladores permite ya cierto grado de interacción física con las estructuras anatómicas. Se han usado en modelado de estructuras óseas y musculares, donde las primeras imponen restricciones mecánicas a las deformaciones de los músculos [16];

- **Tercera generación (Modelos Fisiológicos):** Estos sistemas simulan la naturaleza de órganos humanos y el comportamiento del tejido suave bajo la interacción de herramientas quirúrgicas o la influencia de estructuras anatómicas vecinas. En este tipo de simulación los fenómenos ocurren no sólo a nivel geométrico, sino también físico y fisiológico. Por ejemplo, un órgano puede, al contacto con una herramienta quirúrgica, deformarse obedeciendo a sus características mecánicas y modificar su geometría. Esta deformación geométrica puede a su vez modificar las características mecánicas del tejido suave [16].

1.2.2 Principales sistemas de simulación para CAC

Actualmente se han desarrollado varios sistemas de simulación de cirugía, entre ellos existen simuladores de endoscopia, de cirugía craneofacial, de artroscopia, de vitrectomía y de cirugía facial. A continuación se describen algunos de los trabajos reportados sobre simulación para CAC.

Cover *et al.* [13] presentaron por primera vez un modelo en tiempo real para simulación de cirugía, en particular se enfocaron en modelar la vesícula biliar y sus órganos vecinos. Introdujeron el concepto de *superficies activas*, que consisten en un modelo de masas y resortes colocados sobre la superficie del órgano.

Otro de los primeros trabajos es el realizado por Sagar *et al.* [46]. En este trabajo se reporta un simulador de cirugía de ojo, basado en un modelo de elemento finito, que simula de manera realista el comportamiento del ojo, pero cuya solución es computacionalmente costosa.

Más recientemente, Kühnapfel *et al.* [33], reportan un simulador para entrenamiento de endoscopia, en particular para el caso de ginecología, basado en el software de simulación *KISMET*. En *KISMET*, se simulan características físicas de tejido suave, como masa, elasticidad y viscosidad, utilizando una red tridimensional de masas y resortes con elementos viscosos. Alternativamente reportan el uso del método de elemento finito como segunda opción para el diseño del simulador. Este simulador ha sido construido como un sistema de entrenamiento muy completo, que incluye cortes, coagulación, suturas, irrigación y succión. Desgraciadamente, únicamente se describe la

construcción de los modelos anatómicos deformables, pero no se aclara cómo se lleva a cabo la simulación de las tareas complejas antes mencionadas.

Boux de Cason y Laugier [7] reportan un modelo de la estructura heterogénea del hígado humano. Modelan la parte interna del hígado o *Parenquima*, como una malla en tres dimensiones de amortiguadores lineales, para simular el comportamiento plástico de la estructura. La parte externa, la *Cápsula de Glisson*, la modelan como una malla viscoelástica en dos dimensiones con resortes y amortiguadores lineales y de torsión, que tras deformaciones, mantienen la superficie con cierta curvatura. En este trabajo los autores presentan una técnica para estimar los parámetros del modelo mecánico. Sin embargo, la calibración de este tipo de modelos mecánicos parece ser un proceso complicado, y no se detalla con claridad la técnica utilizada.

Koch *et al.* [32] reportan un modelo para cirugía maxilofacial y craneofacial asistida por computadora. En este trabajo se describe un prototipo para planeación y predicción de deformaciones para este tipo de cirugías. Para modelar la superficie de la cara utilizan un modelo de elemento finito, basado en elementos triangulares. De la segmentación de las imágenes de tomografía computarizada, generan la malla de la superficie y calculan los parámetros elásticos del tejido suave. Para el modelo elástico utilizan sobre la malla de la superficie una malla de resortes y para las deformaciones faciales minimizan la energía de deformación de la superficie de la cara. Se utiliza un conjunto de herramientas comerciales para modelado y animación, y una serie de técnicas bien conocidas de reconstrucción, registro, elemento finito y segmentación, pero en una aplicación original. Sin embargo, sólo se toma en cuenta la superficie de cara y no un modelo volumétrico de elemento finito, que permita propagar deformaciones hacia el tejido interno de la cara.

Otro trabajo para simulación de cirugía craneofacial lo reportan Teschner *et al.* en [50]. Utilizan un modelo geométrico de dos capas, una malla triangular representa la superficie de la cara (extraída con un scanner láser 3D) y otra malla representa la estructura ósea (obtenida por segmentación de imágenes de tomografía computarizada y aplicando el algoritmo *Marching-Cubes* [37]). Dadas estas dos mallas triangulares, obtienen un modelo del tejido suave como un modelo en capas de resortes con diferentes propiedades

elásticas entre cada capa. La predicción de la deformación del tejido se calcula con un método de optimización que minimiza la energía de la malla de resortes. El método es capaz de encontrar la predicción en un tiempo aceptable, para aplicaciones que no requieren interacciones en tiempo real.

Moutsopoulos y Gilles [41] presentan un modelo para el desarrollo de un simulador para la enseñanza de colecistectomía laparoscópica. Utilizan un modelo de elemento finito como malla de la superficie de la vesícula biliar y modelan su comportamiento mecánico mediante la ecuación de Lagrange del movimiento, pero simplifican el problema a un comportamiento puramente estático. Sin embargo, proponen una técnica que utiliza diferentes niveles de resolución en los elementos de la malla, para obtener respuestas rápidas y con deformaciones suficientemente realistas.

Cotin *et al.* [11] reportan un prototipo para cirugía hepática laparoscópica. Aunque se tiene muy poco conocimiento de las propiedades mecánicas de la mayoría de los órganos, en este trabajo se propone un método de elemento finito con elasticidad no-homogénea ⁶. El método incluye también el cálculo de la fuerza de respuesta de deformación, con el objetivo de retroalimentarla a través de un dispositivo táctil. De esta forma, el modelo del órgano se deforma de acuerdo a la manipulación de una herramienta quirúrgica, con esta deformación se calcula una fuerza de contacto de salida que se retroalimenta a la herramienta vía transmisión mecánica.

En este trabajo se presenta una técnica para la construcción de modelos gráficos de tejidos suaves. Los modelos son construidos usando mallas tridimensionales de masas interconectadas por resortes y que se mueven en un medio viscoso. Las deformaciones del tejido se modelan mediante los cambios de longitud de los resortes, bajo la acción de fuerzas de entrada. Los amortiguadores del sistema mecánico dan al modelo un comportamiento viscoso. Las resecciones de tejido se realizan removiendo elementos de la malla. Con esta técnica se ha construido un modelo de la próstata. Este modelo permite simular deformaciones y resecciones hechas por el usuario. El modelo de la próstata se usará en un sistema de CAC que muestre al cirujano

⁶Puesto que se conoce poco sobre las propiedades mecánicas de muchos órganos, puede considerarse un comportamiento lineal como una aproximación visualmente aceptable, sobre todo para deformaciones pequeñas.

con herramientas quirúrgicas y con cada corte de tejido. El modelo simula, mediante distintas técnicas, como son imágenes de ultrasonido anotadas automáticamente, reconstrucción tridimensional, detección de colisiones y un modelo físico de masas y resortes, las características geométricas y mecánicas de la próstata

Para el desarrollo del modelo y las simulaciones se utilizaron el software científico *Matlab* para *Windows* y las bibliotecas gráficas de *OpenGL* para *Linux* [31, 51].

Este trabajo integra las técnicas de simulación necesarias para la construcción de un modelo realista de la próstata, como el que se requiere para el sistema de CAC descrito arriba.

Finalmente, cabe mencionar que el uso de técnicas como las expuestas en este trabajo puede extenderse al modelado de otros órganos, como vesícula biliar o apéndice.

1.4 Presentación de la tesis

En los capítulos siguientes se reporta el desarrollo del modelo deformable de la próstata, para cirugía asistida por computadora.

En el capítulo 2 se presenta una descripción del marco teórico acerca de la naturaleza de los tejidos suaves. Se presenta una descripción de la constitución física general de los tejidos suaves, se explica su comportamiento mecánico bajo fuerzas externas, el cual es un comportamiento viscoelástico.

En el capítulo 3 se revisan algunas de las propuestas más significativas para modelado de tejido suave y sistemas de simulación de cirugía. Se detallan además, las necesidades y restricciones que los sistemas de simulación de CAC deben cumplir, como son comportamiento realista, cálculos de respuesta en tiempo real, cortes de tejido suave y visualización de los modelos.

En el capítulo 4 se describen a detalle los pasos para el desarrollo del modelo deformable de la próstata. Primero se describe el proceso quirúrgico de una cirugía de próstata. Después se explica la construcción de los modelos geométrico y mecánico. Posteriormente se describen los aspectos de la simulación, como son la detección de colisiones entre el tejido de la próstata y las herramientas quirúrgicas, y la simulación de deformaciones y cortes.

En el capítulo 5 se presentan los resultados obtenidos. El material gráfico mostrado en este capítulo muestra el modelo completo de la próstata, a diferentes resoluciones del modelo geométrico. Se muestra también una serie de cortes y deformaciones de tejido.

En el capítulo 6 se presentan las conclusiones derivadas del desarrollo del modelo. Se hace énfasis en los aspectos claves encontrados a lo largo de este trabajo y se mencionan algunas líneas de investigación a futuro, así como posibles mejoras del modelo.

En los anexos A y B se presenta el pseudocódigo de los algoritmos principales, como los de detección de colisiones, deformaciones y cortes, que se usan en la simulación.

Capítulo 2

Propiedades de los tejidos suaves

Uno de los grandes retos en el desarrollo de sistemas de simulación de CAC es que éstos tengan un comportamiento realista. Esto quiere decir que los modelos utilizados en la simulación médica, deben correctamente representar las deformaciones de tejidos reales.

El estudio de la naturaleza deformable de los tejidos suaves pertenece al campo de la biomécanica. Ésta estudia cualitativamente el comportamiento de los tejidos suaves y trata de establecer las características cuantitativas que gobiernan sus deformaciones.

Fung [22] sostiene que los órganos de los seres vivos son estructuras sólidas compuestas de tejido suave, con complejas características biomecánicas. Algunos presentan un comportamiento que tiende a ser elástico, otros tienden a ser viscosos, pero en general todos tienen un comportamiento viscoelástico.

Una descripción completa de la naturaleza de los tejidos suaves es una tarea difícil que sale del alcance de este trabajo. Sin embargo, en este capítulo se presenta un estudio breve sobre las características físicas de los tejidos suaves que conforman a los biosólidos viscoelásticos.

Primero se describen los tipos de tejido que componen el cuerpo humano y en general a los vertebrados. Después se hablará sobre algunos de los materiales que constituyen a los tejidos suaves. Posteriormente se explicará la forma en cómo están estructurados los tejidos suaves y como su estructura influye en las características fisiológicas y de deformación de los

tejidos. Finalmente se describen algunas características del comportamiento biomecánico de algunas estructuras anatómicas de tejido suave.

Dado que en este trabajo se presenta un modelo de simulación de las deformaciones de la próstata bajo el efecto de cargas provocadas por herramientas quirúrgicas y no por efectos térmicos, no se menciona el comportamiento biomecánico de los tejidos suaves causado por efectos térmicos.

2.1 Tipos de tejido

Los tejidos son estructuras que se forman por la agrupación de células que tienen una misma función. La constitución de los órganos se caracteriza porque dos o más tejidos se unen en esquemas específicos para cada órgano. Desde el punto de vista de la histología existen cuatro tipos de tejido: tejido epitelial, tejido conectivo, tejido muscular y tejido nervioso.

2.1.1 Tejido epitelial

El epitelio se forma por células que están muy cerca unas con otras, sin substancia intercelular que las separe. Como no existen vasos en el epitelio, el tejido se nutre por los capilares del tejido conectivo subyacente. Epitelio es un término que se refiere a todas las membranas, formadas por células que recubren todas las superficies libres del organismo, tanto las internas como las externas [23].

Los epitelios tienen entre sus funciones, proteger al organismo contra daños mecánicos, contra la entrada de microorganismos y contra la pérdida de agua por evaporación.

Los epitelios se clasifican según el número de capas celulares y la forma de las células en la capa superficial. El epitelio simple sólo tiene una capa de células; el epitelio estratificado tiene dos o más capas. Las células superficiales, de acuerdo a su altura, son planas, cúbicas o cilíndricas (figura 2.1).

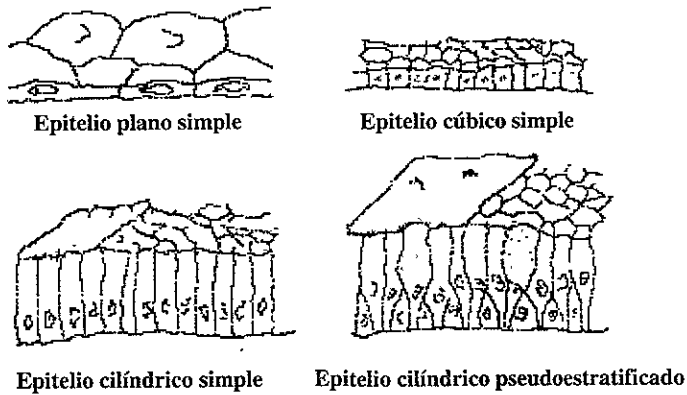


Figura 2.1: Esquema de los cuatro tipos de epitelio simple [23].

2.1.2 Tejido conectivo

Este tipo de tejido se caracteriza por contener sustancia intercelular. Su función es sostener a otros tejidos y órganos. El tejido conectivo constituye el medio interno del organismo, pues al formar una masa entre el sistema de vasos sanguíneos y todos los epitelios, todo intercambio de sustancias se realiza a través de éste. Existen varios tipos especializados de tejido conectivo que son tejido adiposo, colágeno, tejido óseo y sangre.

El tejido conectivo está compuesto por células separadas por una sustancia intercelular. Esta sustancia está compuesta de fibras, incluidas en una matriz amorfa. Las fibras de tejido conectivo pueden dividirse en tres tipos, fibras de colágeno, reticulares y elásticas. Los tipos de células en estos tejidos son células fijas y células libres [23].

2.1.3 Tejido muscular

El tejido muscular está formado por las células musculares (a menudo llamadas fibras musculares) que están especializadas para el movimiento. La base del movimiento es la transformación de energía química en mecánica

por degradación de ATP (Adenosina trifosfato) ¹. En los movimientos contráctiles del tejido muscular intervienen dos proteínas: la actina y la miosina. Estas proteínas están organizadas en filamentos paralelos a la dirección del movimiento celular durante la contracción.

En los vertebrados se encuentran tres tipos de músculo, diferentes en cuanto a su función: músculo liso, músculo esquelético y músculo cardíaco (figura 2.2).

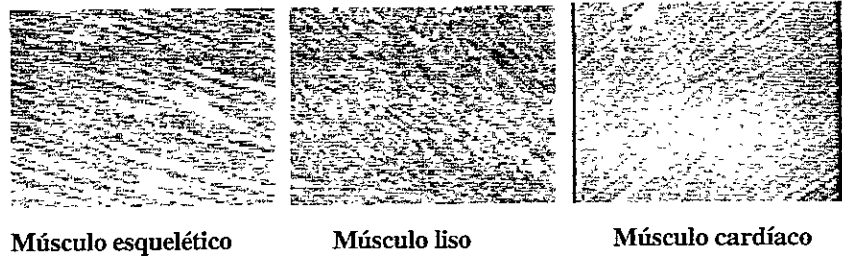


Figura 2.2: Tipos de músculo [17].

El músculo liso está compuesto por células con forma de huso, cada una con su núcleo central. Este tipo de músculo se encuentra por ejemplo, en las paredes de las vísceras y está inervado por el sistema nervioso autónomo (involuntario).

El músculo esquelético está compuesto por células muy largas, cada una de las cuales tiene gran número de núcleos ubicados en la periferia. Las células presentan un estriado transversal, por lo que también se le conoce como músculo estriado. Este tipo de músculo está inervado por el sistema nervioso somático (voluntario), por lo que también se le conoce como músculo voluntario.

El músculo cardíaco se compone de células con núcleo central como en el músculo liso, pero con un estriado semejante al del músculo esquelético. Este tipo de músculo es inervado por el sistema nervioso autónomo, por lo que se le suele llamar músculo estriado involuntario [23].

¹Nucleótido presente en todas las células vivas que sirve como fuente de energía para muchos procesos metabólicos.

2.1.4 Tejido nervioso

La célula elemental del tejido nervioso es la neurona. El sistema nervioso se divide anatómicamente en sistema nervioso central y sistema nervioso periférico.

El sistema nervioso central, compuesto por el encéfalo y la médula espinal, histológicamente tiene origen epitelial. El tejido nervioso es un epitelio muy especializado, donde las células se agrupan por contactos celulares, llamados sinapsis. En la sinapsis los impulsos nerviosos se transmiten de una célula a otra mediante sustancias transmisoras químicas.

Las agrupaciones celulares forman núcleos (agrupadas en racimos), láminas (agrupadas en capas) y columnas (agrupadas en hileras longitudinales). Las prolongaciones de las células nerviosas (axiones y dendritas) se denominan fibras nerviosas, y un conjunto de éstas se denominan fibras o fascículos.

El sistema nervioso periférico, formado por el tejido nervioso fuera del encéfalo y la médula espinal, se compone de células nerviosas o ganglios, entrecruzamiento de fibras nerviosas, los plexos y grupos de fibras nerviosas agrupadas en paralelo en forma de nervios o raíces nerviosas.

El sistema nervioso consta también de células de sostén y tejido conectivo. El tejido de sostén se denomina neuroglia. El tejido conectivo forma las membranas cerebrales o meninges que rodean el sistema nervioso central y los vasos sanguíneos que lo nutren. El tejido conectivo forma parte también de los nervios, ganglios y órganos sensoriales [23].

2.2 Composición de los tejidos suaves

Es esta sección se describe la forma en cómo están constituidos los tejidos conectivo, tejido muscular liso y tejido muscular esquelético, que son los que principalmente componen a los órganos, glándulas y músculos esqueléticos. El caso del tejido cardíaco puede considerarse como un órgano muy particular por lo que en este trabajo no se describe.

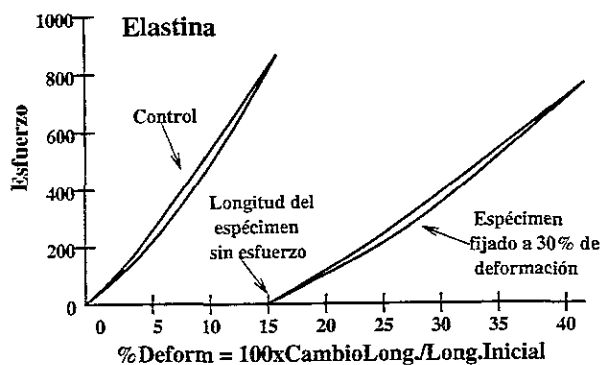


Figura 2.4: Curva de esfuerzo-deformación de un espécimen de elastina que fue alargado un 30% y luego sumergido en 10% de formalina durante dos semanas. Al liberarse del alargamiento, el espécimen se contrajo pero mantuvo el 15% alargamiento [22].

Las fibras de colágeno están formadas por dos tipos de regiones cristalinas, unas donde las moléculas están ordenadas en patrones y otras donde están ordenadas aleatoriamente [22]. A su vez, las fibras de colágeno cuyo diámetro es de 0.2 a 12 μm [22], están formadas por fibrillas más pequeñas, cuyo diámetro varía entre los 0.2 y 0.5 μm [23], dependiendo del tipo de tejido y de la especie animal. Las fibrillas se mantienen unidas en forma paralela por un material amorfo y se unen y se separan entre sí, formando las fibras colaginosas. Las fibrillas están a su vez formadas por subfibrillas y éstas, por microfibrillas paralelas de un diámetro aproximado de 50 nm [23].

En la figura 2.6 se muestra la estructura molecular de las microfibrillas, que está constituida por unidades menores básicas: los tropocolágenos. Cada molécula de tropocolágeno (cadena gamma) tiene un peso molecular de 300,000 y está estructurada por tres cadenas polipeptídicas (cadenas alfa) de un peso molecular de 100,000 cada una, enrolladas entre sí en forma de hélice [23].

En la figura 2.7 se toma como ejemplo la estructura de un tendón. Aquí se puede ver, de acuerdo con la descripción hecha por Maurel *et al.* [39], que el tendón está formado por fascículos, que a su vez están formados por un conjunto de fibras.

La principal función de las fibras de colágeno es fortalecer el tejido. Como

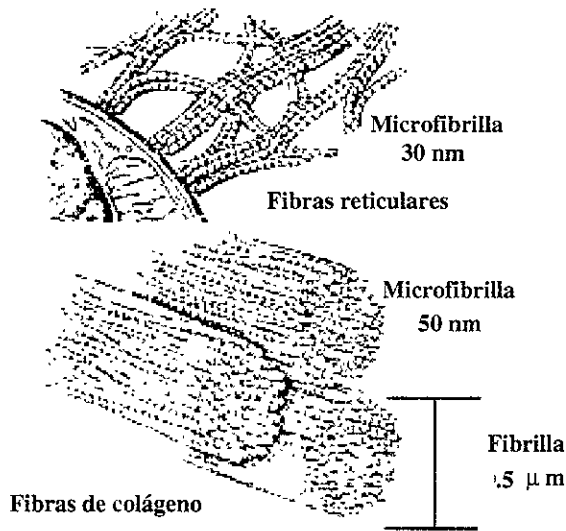


Figura 2.5: Esquema de las fibras reticulares [23].

estas fibras son flexibles, permiten cierto movimiento en el tejido y al mismo tiempo presentan gran resistencia a la tracción en sentido longitudinal. Cuando las fibras están muy empaquetadas y paralelas, como en el caso del tendón, se necesita una carga de varios cientos de kilos por cm^2 , para alcanzar el punto de ruptura de las fibras de colágeno humanas. La elasticidad de las fibras en sentido longitudinal es moderada, de 15% a 20% [23].

Reticulina

Otro tipo de fibras de tejido suave son las fibras reticulares. Están constituidas por reticulina y son estructuras muy delgadas en forma de redes, a diferencia de las fibras colaginosas que están en forma de haces, de ahí su nombre.

Originalmente se creía que las fibras reticulares eran totalmente diferentes del colágeno, pero en la actualidad se considera a la reticulina como una variante de este último, en la que se forma una cubierta de matriz amorfa. La diferencia parece estar determinada por el número y la disposición de las microfibrillas de colágeno. A pesar de esto, se siguen utilizando las denominaciones de reticulina y fibras reticulares. Este tipo de fibras se encuentra

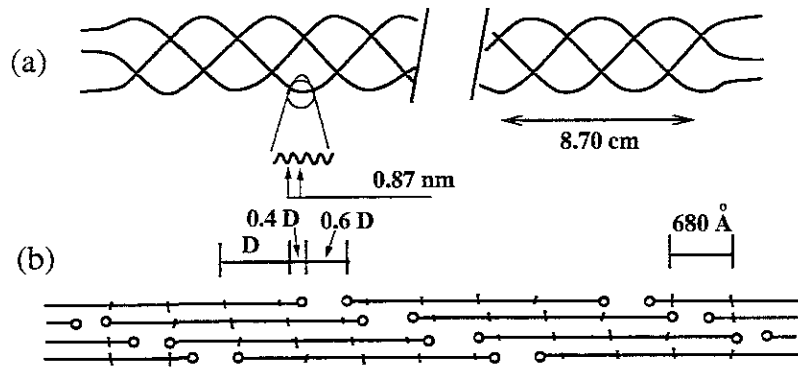


Figura 2.6: Molécula de colágeno. (a) Tres cadenas de aminoácidos que forman hélices de 0.87 nm que a su vez forman superhélices de 8.70 nm . (c) Fibrillas de colágeno, donde las moléculas constan de 5 segmentos, 4 de longitud D y una de longitud $0.4D$, con una separación entre moléculas de $0.6D$, donde $D=680 \text{ \AA}$ [22].

en las células del músculo liso, por debajo del endotelio de los capilares, en el tejido linfóide, en el tejido de la médula ósea, y rodean las células parenquimatosas de las glándulas [23].

Matriz amorfa

Los elementos del tejido, como son las fibras y células, están integrados en una sustancia intercelular llamada matriz amorfa (en inglés *ground substance*). Este gel hidrofílico sin estructura alguna, ocupa todos los espacios y hendiduras entre las fibras y células. Está compuesto por agua, sales y otras sustancias de bajo peso molecular, de pequeñas cantidades de proteína (ácido hialurónico, entre otros), pero fundamentalmente de proteoglicanos³.

Los tejidos conectivos densos contienen muy pequeñas cantidades de matriz amorfa, mientras que los tejidos conectivos laxos contienen mucha cantidad.

La importancia biológica de la matriz amorfa está determinada funda-

³Los proteoglicanos son complejos macromoleculares de proteína y polisacáridos, agregados por el ácido hialurónico.

Estructura de un tendón

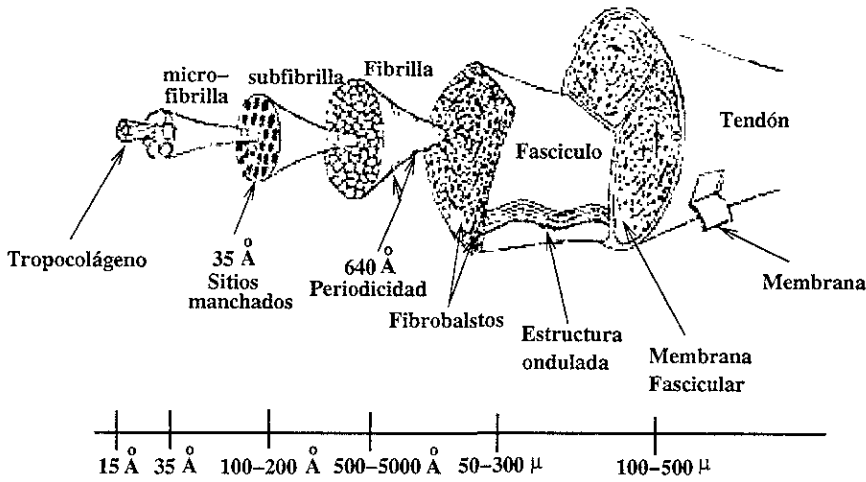


Figura 2.7: Jerarquía de la estructura de un tendón. Las evidencias se obtuvieron con Rayos X y diferentes técnicas de microscopía (EM de *electron microscopy*, SEM de *scanning electron microscopy* y OM de *optical microscopy*) [39].

mentalmente por la cantidad de proteoglicano y ácido hialurónico que contiene, ambos responsables de su característica viscosa, que varía de tejido en tejido [23], [22].

2.2.2 Tejido muscular esquelético

La unidad estructural y funcional mínima del tejido esquelético es una célula larga, multinucleada, llamada fibra. Este tipo de células se encuentran en forma de haces o fascículos y forman los distintos tipos musculares.

Las fibras musculares están formadas por fibrillas finas, paralelas, con estrías transversales, denominadas miofibrillas. Las miofibrillas consisten en series de unidades contráctiles, llamadas sarcómeros. Las miofibrillas están compuestas de dos tipos de miofilamentos, los miofilamentos gruesos con contenido de miosina (miofilamentos de miosina) y los miofilamentos finos con contenido de actina (miofilamentos de actina) [39].

El diámetro de cada fibra es de entre 10 y 100 μm , las miofibrillas tienen un diámetro de entre 1 y 2 μm , los miofilamentos de miosina o gruesos un diámetro de 14 nm y los miofilamentos de actina o finos un diámetro de 7 nm [23].

Los sarcómeros tienen una longitud, relacionada con el estado de activación y fuerza desarrollada por el músculo, de entre 1.5 μm a 4.0 μm : 1.5 μm cuando el músculo está completamente contraído, 2.5 μm cuando el músculo está en reposo y 4.0 μm cuando el músculo está completamente extendido [39].

Cada músculo está rodeado de una capa de tejido conectivo, el epimisio. El epimisio se extiende hacia adentro del músculo y rodea todos los fascículos, formando el perimisio que a su vez forma una vaina fina de fibras reticulares, el endomisio.

2.2.3 Tejido muscular liso

Los músculos lisos se caracterizan porque a simple vista no presentan estrias. El tejido muscular liso se encuentra en casi todos los órganos y vasos sanguíneos. Los tejidos musculares varían lo suficiente de órgano en órgano, en cuanto a anatomía, funcionalidad, características mecánicas y respuestas a drogas, lo que justifica su estudio uno por uno [22].

En el músculo liso, las fibras musculares lisas son células largas, ahusadas, con extremos afilados y generalmente están ubicadas por capas (figura 2.8). Tanto en las fibras musculares lisas como estriadas, el citoplasma se llama sarcoplasma. En el sarcoplasma se distinguen miofibrillas longitudinales de 1 μm de espesor y están formadas por haces de filamentos de actina y miosina. Los haces formados de fibras de músculo liso se mantienen unidos por medio de tejido conectivo. Las miofibrillas del músculo liso se forman por tres tipos de miofilamentos, los finos que tienen un diámetro aproximado de 7 nm , los intermedios con un diámetro de 10 nm aproximadamente y los gruesos con un diámetro de 16 nm en promedio.

En la actualidad no se conoce con exactitud el mecanismo de contracción de las células del músculo liso, sin embargo existen bases para suponer que corresponde con el del músculo estriado. Es decir, consiste en un *mecanis-*

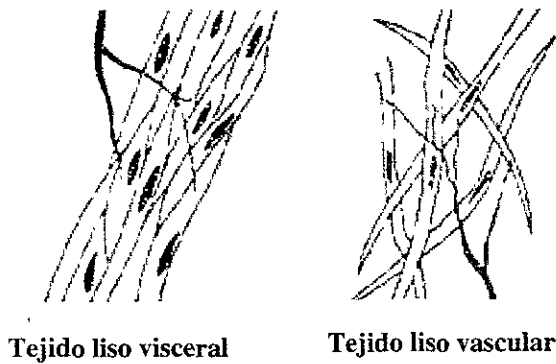


Figura 2.8: Esquema del tejido liso visceral y tejido liso vascular [22].

mo de deslizamiento, en el que la base estructural estaría formada por los filamentos ricos en actina y miosina [23].

2.3 Estructura de los tejidos suaves

Casi todos los tejidos biológicos tienen una estructura heterogénea y fibrosa, formada por la combinación de dos o más tipos de tejido con propiedades distintas. Las propiedades mecánicas de los tejidos varían dependiendo de cómo están organizadas las fibras, células y matriz amorfa en una estructura. Estas estructuras pueden ir desde arreglos de fibras paralelas, redes bidimensionales y tridimensionales a patrones rómbicos, patrones circulares o patrones en espiral.

Las estructuras más simples de fibras colaginosas son las fibras paralelas, presentes en tendones y ligamentos.

Las estructuras de la piel, organizadas en redes bidimensionales y tridimensionales, presentan mayor complejidad.

En el caso de la córnea, por ejemplo, sus láminas están constituidas por fibras de colágeno estrictamente paralelas, a lo cual se debe su transparencia.

En el caso de tejidos cuya función sea transmitir fuerzas, como son los tendones, las fibras están organizadas con un paralelismo regular.

Las fibras de la piel son más complejas, pues están organizadas como redes tridimensionales con dirección paralela a la superficie. Estas fibras pre-

antes de la ruptura se da aproximadamente a una elongación de entre 10% y 15% de su tamaño en reposo [22].

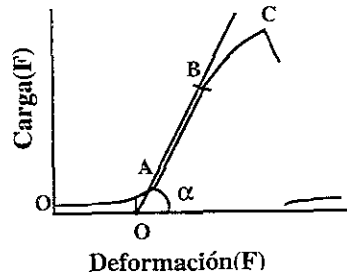


Figura 2.9: Curva típica de carga-deformación del tendón de un conejo [22].

Las dos curvas de la figura 2.10 muestran el comportamiento de relajación de un ligamento sometido a un incremento constante de esfuerzos y luego mantenido a longitud constante. En (a) el ligamento fue sometido a un esfuerzo incrementalmente hasta una carga F_0 correspondiente a un tercio de su carga de ruptura y luego se descargó a velocidad constante, observándose un efecto de histéresis en el ciclo de carga y descarga. En (b) el ligamento fue sometido hasta alcanzar la misma carga F_0 y luego su longitud se mantuvo constante, entonces la carga F_0 se relajó asintóticamente hasta F_A [22].

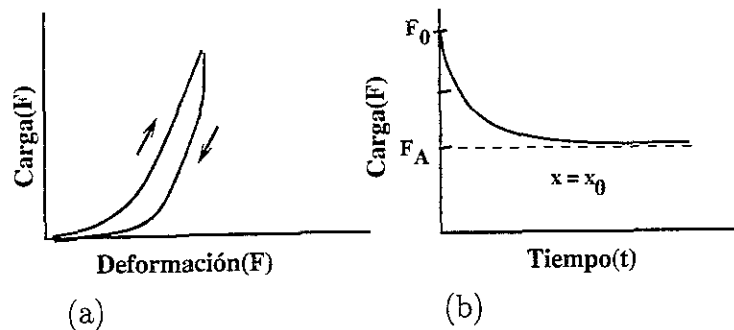


Figura 2.10: (a) Curva de carga-deformación de un ligamento. (b) Curva de relajación de un ligamento [22].

Pre-condicionamiento

Si el experimento de la figura 2.11(a) se repite varias veces, pero entre cada procedimiento el espécimen se deja descansar por 10 minutos sin carga o hasta

que recubre sus dimensiones en estado de relajación, la curva de elongación estará desplazada con respecto a la prueba anterior. Este desplazamiento entre curvas irá desapareciendo si el procedimiento se repite indefinidamente. A este fenómeno se conoce como pre-condicionamiento. En la figura 2.11 se muestran las curvas de un espécimen de ligamento pre-condicionado [22].

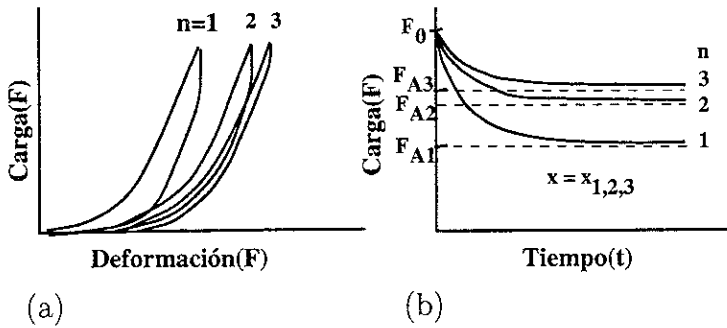


Figura 2.11: Curvas de preconditionamiento de un ligamento. (a) Curvas de carga-deformación. (b) Curvas de relajación [22].

Viscoelasticidad

En las curvas de relación de esfuerzo-deformación y preconditionamiento se puede observar que los tejidos suaves no tienen un comportamiento puramente elástico. La curva de relajación de cargas (*stress relaxation*) evidencia un comportamiento plástico, de ahí que todos los tejidos suaves observados tengan un comportamiento viscoelástico [39]. Más aún, los tejidos suaves tienen un comportamiento viscoelástico no lineal bajo deformaciones uniaxiales.

2.4.2 Músculo esquelético

Como lo son otros tejidos, el músculo esquelético es no-lineal, anisotrópico y viscoelástico. Estas propiedades mecánicas varían dependiendo de la orientación de las fibras de colágeno en el tejido conectivo. A continuación se describen algunas características mecánicas de los músculos esqueléticos.

Relación fuerza-longitud

Las características de fuerza-longitud del músculo son una combinación de las características de fuerza-longitud de dos componentes, una activa y una pasiva.

El efecto pasivo tiene que ver con que las fibras de colágeno mantienen una consistencia blanda a deformaciones pequeñas, pero se vuelven mucho más rígidas a deformaciones mayores.

El efecto activo se debe a los cambios que ocurren en las miofibrillas durante la contracción. Cuando el músculo se encuentra en su longitud de reposo la máxima tensión muscular es posible, cuando el músculo se expande o contrae, la tensión decrece sin que el efecto pasivo se vea alterado [39] (figura 2.12).

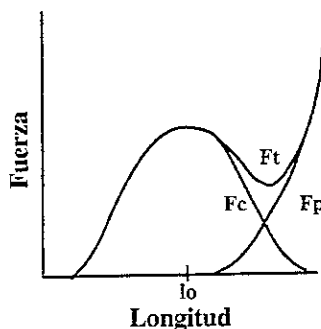


Figura 2.12: Curva de relación fuerza-longitud que muestra los efectos activos y pasivos, donde F_c es el efecto activo, F_p es el efecto pasivo y F_t es la suma de ambos efectos [39].

A continuación se muestran en la figura 2.13, varias curvas de la relación isométrica de fuerza-longitud para diferentes niveles de activación ⁴.

Relación fuerza-velocidad

En la figura 2.14 se muestra una curva de la relación fuerza-velocidad, esta relación muestra el comportamiento dinámico de los músculos esqueléticos, cuando aumenta la velocidad a la que se contrae un músculo, completamente

⁴El nivel de activación se refiere al nivel de contracción del músculo debido a una secuencia de descargas neuronales

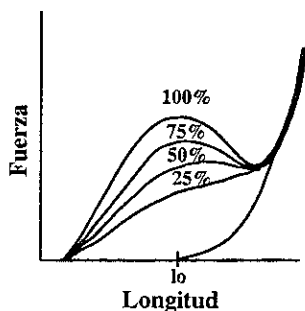


Figura 2.13: Curvas de relación fuerza-longitud para diferentes niveles de activación [39].

activado, varía debido a que es sometido a una carga constante. Esta curva describe la potencia mecánica de salida que el músculo entrega de acuerdo un a nivel de activación (máxima tensión del músculo en reposo).

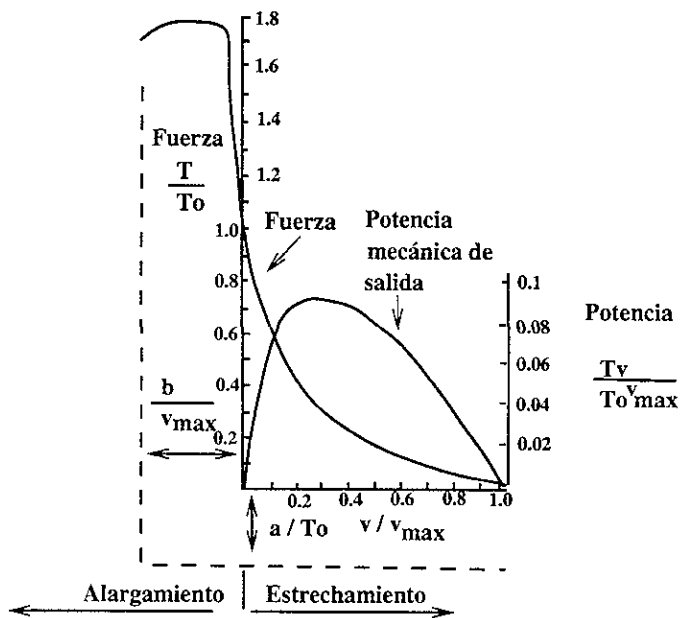


Figura 2.14: Curva de relación fuerza-velocidad [39].

Las curvas de la figura 2.15 muestran las relaciones de fuerza-velocidad para diferentes niveles de activación. En éstas se observa la presencia de los efectos pasivos y activos.

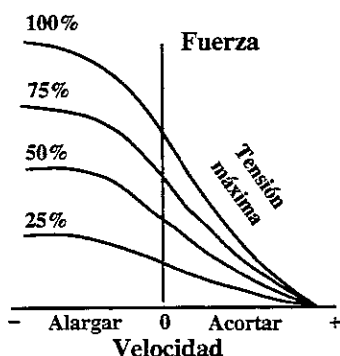


Figura 2.15: Curvas de relación fuerza-velocidad para diferentes niveles de activación [39].

2.4.3 Músculo liso

Un fenómeno común en muchos órganos musculares, que está asociado al tejido liso, es la presencia de contracciones espontáneas. Por ejemplo, Price, Patitucci y Fung (1977) detallan el proceso de contracción de un fragmento de músculo liso del intestino grueso de un cerdo (figura 2.16).

En este experimento, inmediatamente después de sacrificar al animal se hizo la disección del espécimen. El espécimen de tejido liso se mantuvo a 37°C y después de unos minutos el músculo comenzó a contraerse espontánea y rítmicamente.

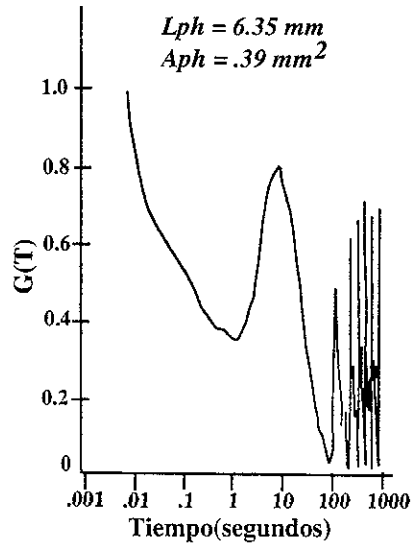


Figura 2.16: Respuesta de esfuerzo $G(t)$ de un espécimen de músculo liso de longitud L_{ph} y área A_{ph} . Durante la fase latente ($t < 1$) el esfuerzo disminuye monótonicamente a menos del 40% del esfuerzo máximo (σ_{ss}) que ocurre en t_{ss} . Después de 1 segundo, comienza una etapa rítmica de un minuto que tiende a un estado estacionario.

Capítulo 3

Métodos para simulación

El modelado de tejido suave para sistemas de simulación de CAC ofrece varios retos. Primero, y como se vio en el capítulo anterior, los tejidos suaves tienen propiedades biomecánicas complejas que pueden ser difíciles de modelar. Segundo, los modelos matemáticos propuestos deben tener un comportamiento aceptable con respecto a la realidad. Tercero, las deformaciones de los tejidos suaves, obtenidas de los modelos matemáticos deben calcularse en tiempo real. Cuarto, la representación gráfica de los órganos de tejido suave debe ser realista. Quinto, dependiendo del tipo de simulación, algunos simuladores deben contar con dispositivos de retroalimentación de sensaciones táctiles.

En este capítulo se describen las necesidades del modelado de tejido suave, involucradas con los puntos arriba mencionados. Posteriormente se describen brevemente los principales métodos para el modelado de tejido suave.

3.1 Requerimientos del modelado de tejido suave

En esta sección se describen las necesidades del modelado de tejido suave, que tienen que ver con lo siguiente: la información biomecánica disponible, las interacciones con el usuario, las deformaciones en tiempo real, las operaciones de cortes y suturaciones de tejido, respuestas de salida y visualización de los modelos.

3.1.1 El modelo biomecánico

Como ya se ha mencionado, uno de los puntos claves en el modelado de tejidos suaves es que los modelos representen correctamente las deformaciones de los tejidos reales.

En la realidad, no existen materiales biológicos que se comporten como fluidos no-viscosos, fluidos viscosos o sólidos elásticos. Como se vio en el capítulo anterior, los tejidos suaves son muy complejos y generalmente tienen un comportamiento viscoelástico.

Para modelar con exactitud el comportamiento viscoelástico de los tejidos suaves, se necesita modelos complejos. Estos modelos requieren una etapa de adquisición de parámetros que varían de tejido en tejido. Actualmente, para muchos tejidos no existe información que pueda servir para obtener esos parámetros. Más aún estos parámetros pueden variar de paciente en paciente y estimarlos en etapa pre-operatoria puede no ser posible.

Sin embargo, en opinión de Delingette [16], el grado de exactitud depende del tipo de aplicación. Afortunadamente, para aplicaciones de simulación de CAC es más importante tener realismo visual y de retroalimentación de sensaciones táctiles que tener exactitud en las deformaciones.

En seguida se presentan algunos modelos para simulación de CAC, que pueden usarse para tratar de aproximar el comportamiento de ciertos tejidos suaves.

Modelo elástico

El modelo más simple es el de elasticidad lineal. En este modelo, un espécimen de tejido suave bajo una carga de entrada F , se comporta de acuerdo a la ley de Hooke como:

$$F = \mu u \quad (3.1)$$

donde μ es el coeficiente de elasticidad que caracteriza al tejido, y u es el desplazamiento.

Modelo viscoso

En otro modelo simple, se considera al tejido como un material plástico, donde el esfuerzo F está relacionado con la velocidad de deformación \dot{u} . De

esta forma la deformación del tejido depende de la historia de los esfuerzos aplicados y no sólo de los instantáneos. El material viscoso más simple es un fluido viscoso cuyo esfuerzo está dado por:

$$F = \eta \dot{u} \tag{3.2}$$

donde η es el coeficiente de viscosidad del tejido.

Modelos viscoelásticos

La mayoría de los tejidos suaves son viscoelásticos y están caracterizados por sus funciones de relajación y de variación de deformación (*creep*). Tres modelos comunes para materiales viscoelásticos son el *modelo de Maxwell*, el *modelo de Voigt* y el *modelo de Kelvin* [22, 34] (figura 3.1).

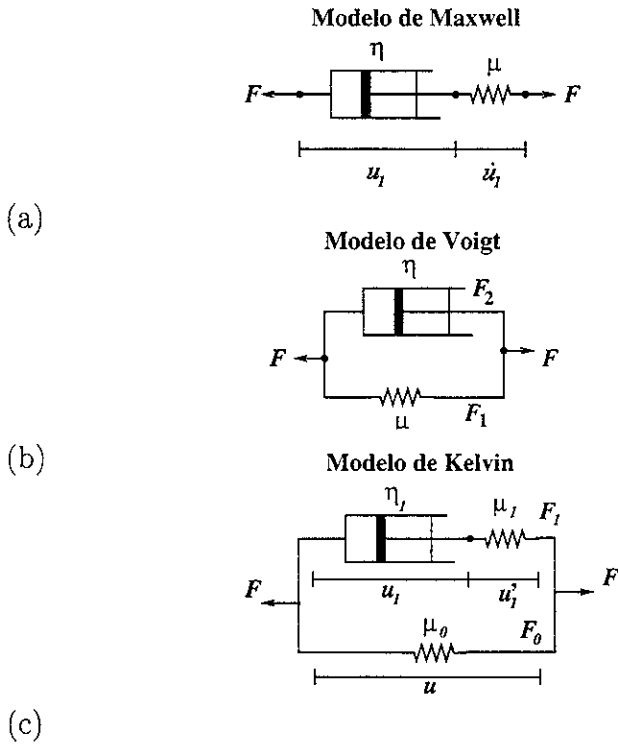


Figura 3.1: Algunos modelos para materiales viscoelásticos. (a) Modelo de Maxwell. (b) Modelo de Voigt. (c) Modelo de Kelvin.

- **Modelo de Maxwell:** Bajo este modelo el material responde inmediatamente de manera elástica, pero posteriormente, si la carga se mantiene, tiende a comportarse de manera viscosa.

El modelo de Maxwell consta de un resorte y un amortiguador dispuestos en serie (figura 3.1(a)). En este modelo la misma fuerza de entrada F se transmite del resorte al amortiguador, produciendo un desplazamiento F/μ en el resorte y una velocidad F/η en el amortiguador. La velocidad total es:

$$\dot{u} = \frac{\dot{F}}{\mu} + \frac{F}{\eta} \quad (3.3)$$

La función de variación de deformación $c(t)$ para una fuerza constante unitaria $1(t)$ (impulso unitario) aplicada en $t = 0$ es:

$$c(t) = \left(\frac{1}{\mu} + \frac{1}{\eta}t\right)1(t) \quad (3.4)$$

$$1(t) = \begin{cases} 1 & \text{para } t = 0 \\ 0 & \text{para } t > 0 \end{cases} \quad (3.5)$$

La función de relajación $k(t)$ que representa la fuerza que debe ser aplicada para producir una elongación unitaria $1(t)$ es:

$$k(t) = \mu e^{-\left(\frac{\mu}{\eta}\right)t}1(t) \quad (3.6)$$

- **Modelo de Voigt:** Este modelo representa materiales que son simultáneamente elásticos y viscosos. Consta de un resorte y un amortiguador dispuestos en paralelo (figura 3.1(b)). Al aplicar una fuerza de entrada F se produce una deformación del resorte igual a la del amortiguador. La fuerza total es:

$$F = \mu u + \eta \dot{u} \quad (3.7)$$

La función de variación de deformación $c(t)$ para una fuerza $1(t)$ es:

$$c(t) = \frac{1}{\mu}(1 - e^{-(\mu/\eta)t})1(t) \quad (3.8)$$

La función de relajación $k(t)$ para una elongación $1(t)$ es:

$$k(t) = \eta\delta(t) + \mu 1(t) \quad (3.9)$$

donde $\delta(t)$ es la función *delta de Dirac*.

- **Modelo de Kelvin:** Este es el modelo estándar. Consta de un elemento de Maxwell y un resorte dispuestos en paralelo (figura 3.1(c)). El comportamiento de este modelo está dado por:

$$F + \tau_\varepsilon \dot{F} = E_R(u + \tau_\sigma \dot{u}) \quad (3.10)$$

donde

$$\tau_\varepsilon = \frac{\eta_1}{\mu_1}, \tau_\sigma = \frac{\eta_1}{\mu_0} \left(1 + \frac{\mu_0}{\mu_1}\right), E_R = \mu_0 \quad (3.11)$$

con condición inicial $\tau_\varepsilon F(0) = E_R \tau_\sigma u(0)$, con η_1 como coeficiente de viscosidad, y con μ_1 y μ_2 como coeficientes de elasticidad del modelo (figura 3.1(c)).

La función de variación de deformación $c(t)$ para una fuerza $1(t)$ es:

$$c(t) = \frac{1}{E_R} \left[1 - \left(1 - \frac{\tau_\varepsilon}{\tau_\sigma}\right) e^{-\frac{t}{\tau_\sigma}}\right] 1(t) \quad (3.12)$$

La función de relajación $k(t)$ para una elongación $1(t)$ es:

$$k(t) = E_R \left[1 - \left(1 - \frac{\tau_\sigma}{\tau_\varepsilon}\right) e^{-\frac{t}{\tau_\varepsilon}}\right] 1(t) \quad (3.13)$$

La figura 3.2 muestra las curvas de variación de deformación (*creep*) para los modelos de Maxwell, Voigt y Kelvin.

La figura 3.3 muestra las curvas relajación para los modelos de Maxwell, Voigt y Kelvin.

3.1.2 Interacción con las herramientas quirúrgicas

La interacción entre los cuerpos de tejido suave y las herramientas quirúrgicas se realiza mediante dos tareas: la detección de colisiones y el cálculo de fuerzas de reacción.

Dependiendo del tipo de simulación, la detección de colisiones puede ser una tarea difícil y costosa. El caso más sencillo es considerar el punto de contacto de la herramienta sólo en una de sus extremidades. Muchos tipos de herramientas interactúan no sólo en un punto, sino a lo largo de su cuerpo. En este caso es necesario considerar a la herramienta como un cuerpo sólido y encontrar, cuando se detecta una colisión, los puntos de contacto con el cuerpo de tejido suave. Debido a la cantidad de nodos y polígonos que pueden formar la malla del cuerpo de tejido suave, a la complejidad de la malla de tejido suave, y al número de puntos que pueden hacer contacto, la tarea de detección de colisiones no es una tarea fácil. Si se simulan dos o más estructuras anatómicas cercanas, deben considerarse las colisiones entre cuerpos suaves deformables, haciendo la detección aún más difícil.

Una posible dirección a seguir, es la propuesta por Frisken-Gibson [20], que considera a los cuerpos como volúmenes, es utilizar representaciones discretas en el espacio de los cuerpos, registrarlos en un mapa de ocupación y detectar colisiones verificando la información contenida en el mapa.

Una segunda alternativa es aprovechar las características de hardware

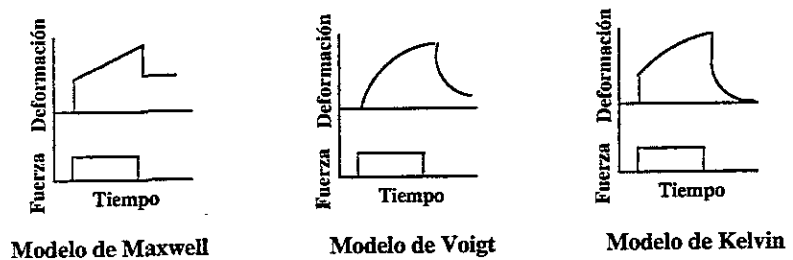


Figura 3.2: Funciones de variación de deformación (*creep*). (a) Modelo de Maxwell. (b) Modelo de Voigt. (c) Modelo de Kelvin.

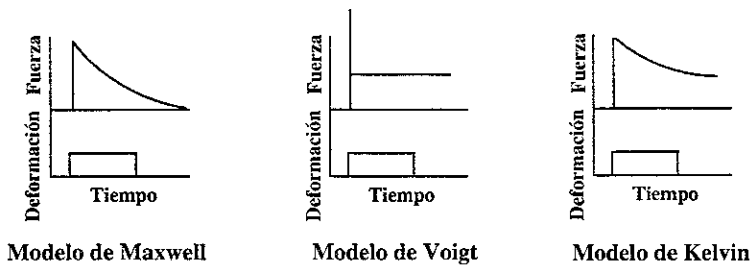


Figura 3.3: Funciones de relajación. (a) Modelo de Maxwell. (b) Modelo de Voigt. (c) Modelo de Kelvin.

de los equipos de cómputo. Lombardo *et al.* [36] reportan un algoritmo de detección de colisiones que aprovecha las características del hardware para procesamiento de gráficos. Aunque el uso de esta técnica está restringido a la disponibilidad de equipos de cómputo especializados, los autores reportan que tiene un desempeño mucho más rápido que algoritmos basados en estructuras de árbol, como el reportado por Gottschalk en [25].

La segunda tarea, después de haberse detectado una colisión, es calcular las fuerzas de contacto. Esta tarea resulta también difícil, debido principalmente y una vez más, al poco conocimiento biomecánico que se tiene sobre la interacción con tejidos suaves.

Para el caso de cuerpos no rígidos, una colisión resulta en un cambio, disipación y almacenamiento de energía en forma de deformaciones. Incluso, en ciertas circunstancias, los modelos gráficos deben representar rompimientos, rasgaduras o fracturas.

Para modelar las interacciones entre objetos, no sólo deben modelarse las deformaciones y en su caso fracturas, también debe modelarse la respuesta de colisión. En computación gráfica existen básicamente dos tipos de métodos para calcular la respuesta de colisión: métodos basados en penalizaciones (*penalty-based methods*) y métodos analíticos [20].

Los métodos basados en penalizaciones modelan fuerzas de reacción que actúan para separar la interpenetración de los objetos durante la simulación. La magnitud de la fuerza de reacción generalmente está en función de la profundidad de la penetración y de un factor de rigidez del objeto. Factores de rigidez grandes generan una penalización grande a la interpenetración, pero requieren de tiempos de integración más pequeños para mantener la

respuesta estable.

Los métodos analíticos son más estables y realistas. Sin embargo, estos métodos son factibles sólo para objetos rígidos, además de que encontrar la respuesta requiere que se tome en cuenta un número pequeño de puntos de contacto.

Una vez calculada la respuesta de colisión, ésta puede retroalimentarse al cirujano mediante un dispositivo de sensaciones táctiles (*haptic device*). Con ésto se puede dar al usuario sensaciones físicas táctiles y de movimiento, como resultado de la respuesta mecánica de salida. Esto es una tarea complicada que no sólo involucra el cálculo de la respuesta de salida, pues el tiempo de respuesta debe ser lo suficientemente corto para que haya una sincronía entre el modelo visual y el dispositivo de sensaciones táctiles.

En la realidad las herramientas quirúrgicas se introducen en el paciente a través de pequeñas cavidades. Estas cavidades presentan cierta fricción al movimiento de las herramientas. Por otra parte, como se vio en el capítulo anterior, algunos órganos de tejido liso presentan vibraciones espontáneas. Esto implica que, según Delingette [16], simular fuerzas de salida que representen sensaciones táctiles no sólo debe tomar en cuenta la respuesta de colisión, sino también efectos como fricción o pulsaciones de los órganos.

Otro problema, descrito por Balaniuk y Laugier [4], es que existen muy pocos tipos de dispositivos comerciales de retroalimentación de sensaciones táctiles (dispositivos hápticos) que puedan usarse en simulación de cirugía, pues la mayoría están diseñados para interactuar con cuerpos sólidos.

En este trabajo de tesis se han considerado un cuerpo de tejido suave (la próstata) y una herramienta quirúrgica rígida (el resectoscopio) como elementos con volumen. La detección de colisiones se realiza bajo la idea de mapas de ocupación, pues los algoritmos de detección de colisiones basados en modelos poligonales, que funcionan bien en modelos de superficie, difícilmente se adaptan a modelos de volumen. Por simplicidad, en este trabajo el área de contacto se ha simplificado a un sólo punto de la herramienta, el punto de la posición del electrodo de corte, pero la misma idea puede aplicarse a varios puntos. Para el cálculo de la respuesta de colisión se ha utilizado un método basado en penalizaciones que modela la respuesta de contacto de un cuerpo deformable, caracterizado por un coeficiente de elasticidad y un factor de

amortiguamiento, y que simula la respuesta de un cuerpo de tejido suave viscoelástico a nivel macroscópico (véase el Capítulo 4).

3.1.3 Deformaciones en tiempo real

Como lo mencionan Cotin *et al.* en [11], el grado de realismo requerido en simulaciones de CAC necesita de modelos complejos de las estructuras anatómicas. La complejidad, relacionada con el número de nodos de la malla, tiene un impacto directo en el tiempo de cálculo de las deformaciones. Si la complejidad del modelo geométrico es muy alta, el sistema puede volverse muy lento para deformaciones en tiempo real. Por otra parte, Delingette [16] explica que cuando se usa un modelo estático, no se requiere integrar las ecuaciones del sistema, pero no se toman en cuenta factores reales como inercia o viscoelasticidad. Si se usa un modelo dinámico, la dificultad consiste en asegurar una sincronía entre el tiempo de integración y el tiempo de respuesta aceptable para simulaciones interactivas.

3.1.4 Cortes y suturaciones de tejido suave

Dos de las principales operaciones que realizan los cirujanos durante una cirugía son cortes de tejido y suturaciones. La simulación de estas dos acciones es una tarea esencial pero complicada, debido a las siguientes razones [16].

En primer lugar, no se tiene mucha información biomecánica del comportamiento real de los tejidos durante y después de cortes o suturaciones.

En segundo lugar, realizar este tipo de operaciones implica que la topología del modelo geométrico de tejido suave deba cambiar en el tiempo, a cada corte o suturación. Desde el punto de vista físico, estas modificaciones en la geometría del modelo implican cambios en las propiedades mecánicas del tejido. Una primera suposición puede establecer cambios locales únicamente en la vecindad de la zona de tejido afectada, sin embargo, en la realidad estos cambios pueden implicar modificaciones en las condiciones de frontera entre el tejido afectado y sus órganos circundantes.

Otro problema que puede ocurrir es que dependiendo de la magnitud de los cortes, éstos pueden ocasionar que las zonas laterales a la línea de corte

se interpenetren. Simular este tipo de auto-interpenetraciones es complejo y computacionalmente costoso.

Frinken-Gibson [20] destaca que si se utiliza un modelo de superficie para representar al objeto de tejido suave, al realizar cortes se deben remover material de la superficie, pero para simular la presencia de material interno, también deben generarse nuevos elementos de superficie alrededor de la línea de corte. Además, como estos modelos no tienen una representación del interior del objeto, no presentan resistencia al corte debido al material interno (pudiendo tener cierta consistencia viscosa).

Por otra parte, pueden utilizarse modelos que empleen una malla tridimensional del volumen de los órganos de tejido suave, como los modelos de elemento finito, como el presentado por Bro-Nielsen [8], o masas y resortes, reportado por GÜDÜKBAY [26]. Un problema con este tipo de modelos es que la simulación de cortes debe parecer visualmente continua y suave. Entonces puede no bastar con remover elementos de la malla, más bien puede ser necesario refinar la malla alrededor del área de corte, lo cual geoméricamente no es una tarea trivial.

Suponiendo que este problema se ignora, de cualquier forma en este tipo de modelos, al remover material, los parámetros de las ecuaciones que gobiernan el comportamiento del material deben ser recalculados, para finalmente con las nuevas ecuaciones volver a mallar el modelo. Desgraciadamente en modelos de elemento finito, todo este ciclo es muy costoso y para simulaciones en tiempo real no es adecuado. Bro-Nielsen [8] reporta que en una estación de trabajo *SGI Performer*, remover un elemento en una variante de un modelo de elemento finito con 1125 nodos, la respuesta tardó aproximadamente un minuto.

3.1.5 Visualización

En la actualidad son muy comunes las animaciones por computadora de extraordinaria calidad. No obstante, producir secuencias de 20 a 30 cuadros por segundo, sólo es posible después de horas de preprocesamiento. Para simulaciones de CAC ésto no es posible, ya que la modificación e interacción de los objetos de tejido suave deben hacerse en tiempo real.

Además, no basta con tener gráficas interactivas en tiempo real, éstas deben ser visualmente realistas y exhibir un comportamiento físico también real. Entre más polígonos tiene el modelo gráfico, más realismo visual presenta, pero ésto implica un incremento en la complejidad de los algoritmos de visualización y de cálculo de respuestas físicas [8]. A pesar de que cada día se cuenta con equipos con mayor poder de cómputo, problemas como modelar las aberraciones ópticas de los endoscopios, las texturas de los tejidos, la luz emitida por las fibras ópticas de las herramientas quirúrgicas, sangrado, estructuras translúcidas y fibrosas, no parecen resolverse únicamente con mejorar el poder de procesamiento gráfico [16].

3.2 Métodos para el modelado de tejido suave

En esta sección se explican algunos métodos para simulación de tejido suave para aplicaciones de simulación de CAC. Primero se explican brevemente los dos métodos más frecuentemente usados: el método de elemento finito (MEF) y el método de masas y resortes (*spring-mass*). Posteriormente se mencionan otras propuestas alternas, como el método de volúmenes ligados (*linked volumes*) y un método basado en autómatas celulares (*voxel space autómata*).

3.2.1 Método de Elemento Finito (MEF)

Con el método de elemento finito, el órgano se modela como un cuerpo sólido en 3D. Este cuerpo Ω se aproxima a una malla Ω^* formada por un conjunto de elementos finitos (triángulos en 2D ó poliedros en 3D). Cada punto en Ω tiene su correspondiente en algún elemento de Ω^* , y se encuentra interpolando entre los puntos del elemento $N_i \in \Omega^*$ (figura 3.4).

Cuando a un cuerpo Ω se le aplican fuerzas externas, éste se deforma (figura 3.4.a). Entonces cada posición $\mathbf{x} \in \Omega$ sufre un desplazamiento $\mathbf{u}(\mathbf{X}) = [uvw]^T$, por lo que \mathbf{x} sufre una deformación $\mathbf{x} + \mathbf{u}$. Para encontrar la deformación que sufre Ω se utiliza la ecuación de energía de deformación E definida como:

$$E(\mathbf{u}) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \epsilon^T \sigma d\mathbf{x} \quad (3.14)$$

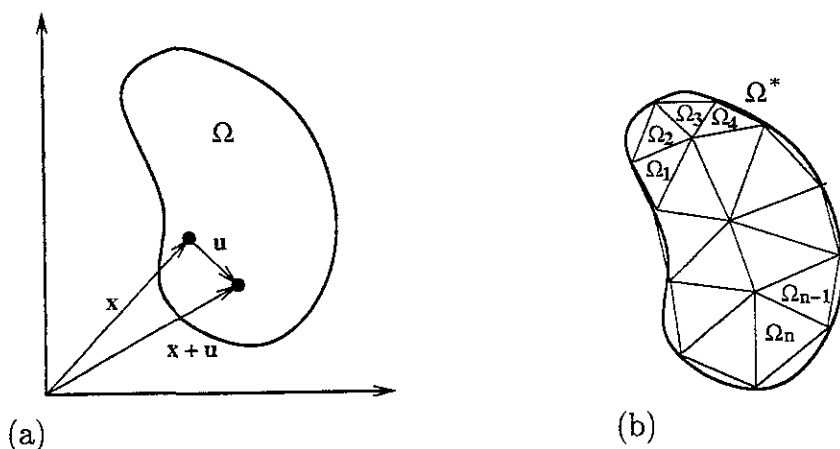


Figura 3.4: Modelo de elemento finito. (a) Cuerpo sólido elástico continuo. (b) Cuerpo sólido elástico discretizado en elementos finitos.

donde ϵ es el *vector de deformación lineal* y σ es el *vector de esfuerzos* [21]. El vector de deformación ϵ está definido como $\epsilon = [\epsilon_x \epsilon_y \epsilon_z \gamma_{xy} \gamma_{xz} \gamma_{yz}]^T$ donde cada elemento en ϵ está definido como:

$$\begin{aligned} \epsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x}, \epsilon_y = \frac{\partial u}{\partial y}, \epsilon_z = \frac{\partial u}{\partial z} \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}, \gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x}, \gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \end{aligned} \quad (3.15)$$

Reescribiendo ϵ como $\epsilon = \mathbf{B}u$ y definiendo, de acuerdo a la *ley de Hooke*, el vector de esfuerzos σ como $\sigma = \mathbf{C}\epsilon$, donde:

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

y donde C representa la *matriz del material*, que para un material *homogéneo e isotrópico*, está definida en términos de las constantes de *Lamé* λ y μ del

material ¹:

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

Quedando entonces E definida como:

$$E(\mathbf{u}) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} \mathbf{u} dx \quad (3.18)$$

La solución del problema se encuentra minimizando la energía del sistema a su mínimo valor, como:

$$\mathbf{f} = \frac{\partial E}{\partial \mathbf{x}} \quad (3.19)$$

donde \mathbf{f} es la fuerza necesaria para producir la deformación. Entonces, para encontrar la deformación de Ω^* , se discretiza \mathbf{B} en la ecuación 3.18, quedando:

$$\mathbf{K} \mathbf{u} = \mathbf{f} \quad (3.20)$$

donde \mathbf{K} es la matriz de rigidez o elasticidad del sistema, cuyas dimensiones dependen del número n de elementos finitos que forman la malla Ω^* , y que está formada por la discretización del término $\mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B}$ en la ecuación 3.18.

Finalmente, para encontrar la matriz de desplazamiento \mathbf{u} de los elementos de la malla, debe resolverse el sistema de ecuaciones 3.20, lo cual es una tarea muy costosa, debido al tamaño no trivial que puede alcanzar la matriz \mathbf{K} .

Alternativamente, para considerar el comportamiento de Ω^* como un sistema dinámico, se usa en lugar de la ecuación 3.20, la ecuación de *Lagrange* del movimiento:

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{u}} + \mathbf{D} \dot{\mathbf{u}} + \mathbf{K} \mathbf{u} = \mathbf{f} \quad (3.21)$$

donde \mathbf{M} es la matriz de masas del sistema, \mathbf{D} la matriz de viscosidad, y \mathbf{K} la matriz de rigidez.

¹También se puede expresar en términos de la constante de Poisson y el módulo de Young.

Esta opción requiere entonces de aproximar \mathbf{u} mediante un método de integración numérica, que debido al tamaño de \mathbf{K} , es también una tarea costosa.

Algunos trabajos, como los de Monserrat *et al.* [40] y Bro-Nielsen [8] proponen métodos modificados de elemento finito, que funcionan sobre la superficie de las mallas en 3D. Bro-Nielsen, por ejemplo, propone la técnica llamada *condensación*, para discretizar la energía elástica E y reducir la complejidad de la matriz K . Esta técnica se basa en remover de la malla volumétrica de elemento finito los vértices internos, considerando que los únicos de interés son los vértices de la malla externa, que son los que se visualizan. Con esto, la matriz de elasticidad se reduce considerablemente, pero los vértices externos mantienen el mismo comportamiento que en el sistema volumétrico original. Por otra parte, Cotin *et al.* [10] proponen un método, llamado de *tensores y masas*, que calcula las deformaciones en cada nodo de la malla, de manera similar al método de resortes y masas, pero donde el modelo elástico está formulado utilizando tensores de deformación y minimizando la energía elástica del volumen en 3D, de manera similar a como se minimiza en el método de elemento finito.

El método de elemento finito tiene las siguientes ventajas:

1. Este método permite calcular deformaciones complejas y de manera exacta;
2. Es útil para aplicaciones de CAC que no requieran respuestas en tiempo real, pero si necesiten un comportamiento mecánico exacto;
3. Como la formulación del modelo elástico considera al cuerpo deformable como un cuerpo continuo, es más factible que para otros métodos, el calibrar los parámetros mecánicos para encontrar un comportamiento exacto;
4. La representación del modelo elástico permite que la validación con estudios biomecánicos de tejidos reales sea más viable, pues las ecuaciones del modelo elástico se basan en modelos de mecánica del medio continuo;

5. Una aproximación lineal únicamente es válida para deformaciones pequeñas (10% el tamaño de la malla, según Cotin *et al.* [10]), pero como lo establece Bro-Nielsen [8], en simulaciones de cirugía no se requiere de exactitud física, pero si se requiere de deformaciones en tiempo real y visiblemente aceptables;
6. Este método permite formular modelos con elasticidad no-lineal, como lo exponen Maurel *et al.* [39], considerando al tensor de deformaciones ϵ como un tensor no-lineal (sin linealizar);
7. Puede permitir representar al cuerpo deformable como un sólido anisotrópico, modificando el tensor de esfuerzos σ , con lo que \mathbf{K} quedaría como una matriz asimétrica y sin coeficientes nulos [39];

Desgraciadamente, debido a la complejidad del método, éste sufre de algunas desventajas como las siguientes:

1. La discretización de la matriz de rigidez \mathbf{K} es complicada e incluso puede no tener solución;
2. Aún linealizando el modelo elástico, debido al tamaño de la malla, Delingette [16] considera que resolver el sistema estático o integrar el sistema dinámico es muy complicado, y difícilmente se puede usar para aplicaciones en tiempo real;
3. Para aplicaciones que únicamente requieran deformaciones, puede simplificarse el sistema mediante la técnica de condensación. Sin embargo, aún con esta técnica realizar cortes es inapropiado para simulaciones en tiempo real, ya que la matriz \mathbf{K} depende de la complejidad de la malla, y al removerse elementos, debe volver a calcularse \mathbf{K} y resolverse el sistema con la nueva matriz \mathbf{K} , según lo reporta Bro-Nielsen [8];
4. Ignorando el punto anterior, al realizarse cortes, debe actualizarse la lista de elementos visibles en la malla externa.

2. La solución de las ecuaciones es más fácil y rápida que en el caso del método de elemento finito;
3. Es posible asignar diferentes propiedades mecánicas a diferentes partes del modelo geométrico;
4. Permite realizar cortes y suturas, removiendo o agregando conexiones entre vértices.

No obstante también tiene algunas desventajas como las siguientes:

1. Si el número de resortes por vértices es muy pequeño, el sistema eventualmente podrá caer en mínimos locales no deseados; si son muchos los vértices, el sistema tiende a reducir el grado de deformación, ya que la energía necesaria para producir deformaciones crece;
2. Las deformaciones producidas no son fácilmente comparables a las definidas en estudios biomecánicos, ya que la elasticidad no está definida desde el punto de vista de mecánica del medio continuo. Para deformaciones pequeñas el sistema se comporta de manera similar a un modelo elástico lineal de elemento finito, pero a deformaciones grandes el sistema tiene poca precisión. Para aproximar el comportamiento a un modelo elástico no-lineal de elemento finito se deben variar los valores de los parámetros, lo cual puede ser difícil, aunque existen algunos trabajos, como el reportado por Joukhadar *et al.* [29] para identificar los parámetros elásticos.
3. Al variar los parámetros mecánicos el sistema puede volverse inestable. Algunos autores establecen criterios de estabilidad, por ejemplo Delingette [16] define un criterio de estabilidad dado por:

$$K_c \approx \frac{\mu}{\pi^2(\Delta t)^2} \approx \frac{m_{total}}{n\pi(\Delta t)^2} \quad (3.27)$$

donde n es el número de vértices del sistema; Δt es el tiempo de integración; μ es la masa puntual de cada vértice dada por $\mu = m_{total}/n$; m_{total} es la masa total del modelo geométrico; K_c es el coeficiente de elasticidad crítico arriba del cual es sistema se vuelve inestable.

Por su parte Kühnapfel *et. al* [33] definen su criterio de estabilidad como:

$$d_s > \frac{\Delta t \cdot k}{2} - \frac{m}{\Delta t} \quad (3.28)$$

donde d_s es el coeficiente de viscosidad del sistema; k es el coeficiente de elasticidad del resorte dominante en cada vértice; m es la masa puntual del vértice.

4. Si el modelo geométrico es muy complejo (número de vértices), puede resultar difícil encontrar los parámetros mecánicos del vértice.

3.2.3 Otros métodos

En esta parte se describen brevemente otros métodos alternos a los métodos de elemento finito, y masas y resortes, que son los que principalmente se usan en simulación de CAC. Los siguientes dos métodos, el método de volúmenes ligados y el método basado en autómatas de voxeles, se basan más en la complejidad de las representaciones geométricas de los objetos, que en la formulación física de las deformaciones.

Método de Volúmenes Ligados (Linked Volumes)

Otra propuesta alterna a los modelos de masas y resortes, y de MEF, es el método de volúmenes ligados reportado por Frisken-Gibson [20]. Esta técnica no se basa en modelos físicos, más bien, se basa en aprovechar la complejidad de las representaciones gráficas de los objetos. A grandes rasgos, el método consiste en obtener representaciones a alta resolución de los objetos, usualmente muestreados de imágenes de resonancia magnética. Cada muestra corresponde a un *elemento* dentro del volumen en 3D del objeto, que contiene información gráfica como color o intensidad. Los *elementos* están agrupados con sus vecinos en *celdas* (cubos o poliedros). Cada *elemento* en las *celdas* está asociado con sus vecinos mediante *ligas* (figura 3.6).

Para producir las deformaciones se utiliza el algoritmo *ChainMail* de Frisken-Gibson [19, 20], que de manera general consiste en imponer restricciones geométricas a cada *elemento*. Cuando un elemento cambia de posición, éste provoca que se violen las restricciones en las *ligas* que lo unen con

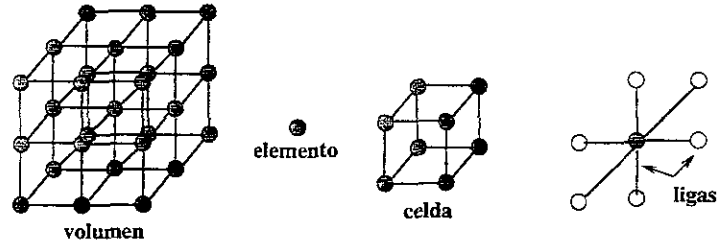


Figura 3.6: Componentes de un volumen muestreado [20].

sus vecinos, entonces, las posiciones de los vecinos se actualizan para volver a satisfacer la restricción geométrica. Este proceso se repite iterativamente hasta que las nuevas posiciones de los *elementos* no rompen la restricción geométrica de sus ligas (figura 3.7).

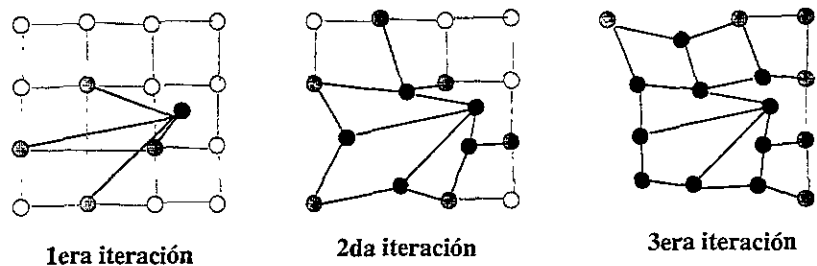


Figura 3.7: Proceso de deformación con el algoritmo *ChainMail*.

Este método tiene como ventajas:

1. Permite utilizar modelos gráficos complejos;
2. El algoritmo es relativamente fácil de programar;
3. La estructura en 3D puede permitir cortes y suturas con precisión visual.

No obstante, el método tiene las siguientes limitantes:

1. Requiere de equipos con gran poder de cómputo y posiblemente costosos;
2. La visualización de los modelos puede ser un proceso lento;

3. No parece evidente cómo las deformaciones obedecen a factores físicos como viscosidad, elasticidad e inercia;
4. Obtener los valores de las restricciones geométricas de las *ligas*, para simular viscoelasticidad e inercia parece una tarea complicada y costosa.

Método de deformación basado en autómatas de voxeles (voxel space autómata)

Este método, presentado por Sakamoto *et al.* [47], consiste en utilizar modelos gráficos en 3D constituidos por *voxeles*², y que son generados a partir de una secuencia de imágenes de IRM o TAC. El comportamiento físico del modelo en 3D está dado por un autómata celular.

Un autómata celular consiste en un conjunto de celdas (*pixeles* en 2D y *voxeles* en 3D), donde el valor de cada celda varía en el tiempo y, depende de los valores de sus celdas vecinas y de su propio valor un instante de tiempo atrás. Así, el valor de una celda i en el instante de tiempo $t + 1$ está dado por:

$$s_{t+1}^i = q(s_t^{i-r}, \dots, s_t^i, \dots, s_t^{i+r}) \quad (3.29)$$

donde de s_t^{i-r} a s_t^{i+r} denota los valores de las celdas vecinas y la propia celda i en el instante de tiempo t ; q es la regla del autómata. Usualmente esta regla es sencilla, pero los resultados obtenidos de forma iterativa pueden ser complejos.

Para realizar las deformaciones, el método realiza una transferencia de fuerzas entre los voxeles, de acuerdo a una regla del autómata celular (figura 3.8.a). Adicionalmente, la información visual de los voxeles (densidad) también se mueve de acuerdo a otra regla del autómata celular (figura 3.8.b).

En este método el valor s_{t+1} de cada voxel en el instante de tiempo $t + 1$ está determinado por:

$$s_{t+1} = q(s_t^u, s_t^d, s_t^f, s_t^b, s_t^r, s_t^l) \quad (3.30)$$

²Un *voxel* es una región en forma de hexaedro cuyo centro es un punto de adquisición y con ciertas propiedades que caracterizan la región sólida que forma

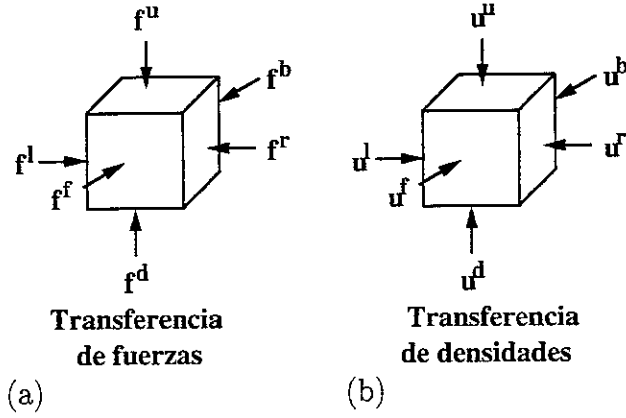


Figura 3.8: (a) Transferencia de densidades. (b) Fuerzas entre voxeles [47].

donde s_t^u , s_t^d , s_t^f , s_t^b , s_t^r , s_t^l son los valores del voxel en el instante de tiempo t (figura 3.8).

La transferencia de fuerzas está definida por:

$$\mathbf{f}_{t+1} = \mathbf{G}(\mathbf{f}_t) \quad (3.31)$$

donde \mathbf{G} es la regla de transferencia de fuerzas del autómata celular, definida como:

$$\mathbf{G} = \{g_{i,j} : i, j = u, d, f, b, r, l\} \quad (3.32)$$

donde cada elemento $g_{i,j} \in \mathbf{G}$ denota la transferencia de fuerza del voxel i al voxel j .

La transferencia de densidades está definida por:

$$\mathbf{u}_{t+1} = \mathbf{H}(\mathbf{f}_t) \quad (3.33)$$

donde \mathbf{H} es la regla de transferencia de densidades del autómata celular, definida como:

$$\mathbf{H} = \{h_{i,j} : i, j = u, d, f, b, r, l\} \quad (3.34)$$

donde cada elemento $h_{i,j} \in \mathbf{H}$ denota la transferencia de densidad del voxel i al voxel j .

Las fuerzas de entrada (presión, corte, esfuerzo) están definidas por el vector de fuerzas $\mathbf{f}_t^{\text{ext}}$, y los valores de los voxeles expuestos a fuerzas externas está dado por la regla:

$$\mathbf{f}_{t+1} = \mathbf{G}(\mathbf{f}_t) + \mathbf{f}_t^{\text{ext}} \quad (3.35)$$

Este método ha sido recientemente reportado y según la revisión bibliográfica hecha en este trabajo, no hay aún ninguna aplicación real de CAC reportada. Sin embargo el método tiene ciertas ventajas:

1. Permite utilizar modelos gráficos complejos extraídos directamente de IRM o TAC;
2. Los modelos gráficos de los objetos reflejan la información generada de IRM o TAC;
3. El cálculo de las deformaciones es muy simple y toma poco tiempo;
4. a modelo en 3D del objeto puede permitir cortes y suturas con precisión visual.

No obstante, el método tiene las siguientes limitantes:

1. La complejidad del modelo, en cuanto a espacio en memoria, es grande. Por lo tanto requiere de equipos con gran poder de cómputo y posiblemente costosos;
2. La visualización de los modelos puede ser un proceso lento;
3. Aunque la regla de transferencia de fuerzas puede construirse a semejanza de una matriz de elasticidad, no es muy claro como construirla.
4. Validar las deformaciones del modelo no parece un proceso evidente.

En este trabajo, para desarrollar el modelo de la próstata se seleccionó el método de resortes y masas, puesto que como se vio en la sección 3.2.2, es un método relativamente más fácil de implementar que el método de elemento finito. Otro factor que influyó para elegir el método de resortes y masas es que este método refleja un comportamiento físico con una evidencia más clara de factores físicos como viscosidad, elasticidad e inercia, que los modelos volumétricos vistos en la sección 3.2.3. Además, también como se anotó en la sección 3.2.2, el método permite realizar cortes de tejido de manera más eficiente que los métodos de elemento finito.

De esta forma, en el siguiente capítulo se reporta la construcción del modelo geométrico en tres dimensiones de la próstata, a partir de imágenes transversales de ultrasonido, y que permite mediante el método de resortes y masas la simulación de deformaciones y cortes de tejido.

Capítulo 4

Modelo de la próstata para CAC

En este capítulo se describen las técnicas que usamos y adaptamos, para el modelado de tejido suave y para construir un modelo de la próstata [44, 45]. Se describen la construcción del modelo gráfico, el modelo dinámico de la próstata y las interacciones con el modelo: colisiones, deformaciones y cortes de tejido.

4.1 Modelo volumétrico de la próstata

La creación de modelos geométricos de los órganos es una tarea importante en simulación de cirugía. Se debe considerar la complejidad de la malla en 3D, ya que implica encontrar el equilibrio entre realismo e interacción. Por esta razón, se desarrolló un método para construir mallas volumétricas en 3D con parámetros ajustables, para poder construir un modelo gráfico realista de la próstata con tiempos de respuesta aceptables.

La idea del método es generar mallas volumétricas en 3D, aproximando un dominio continuo Ω (en este caso la próstata) a un dominio Ω^* , consistente en una malla formada por elementos geométricos de menor tamaño y con forma regular. Con este método, para extraer la malla de la superficie se usan segmentos de curvas y triángulos: para la malla volumétrica se usan elementos de volumen de forma regular.

4.1.1 Muestreo de las imágenes de ultrasonido transuretral de la próstata

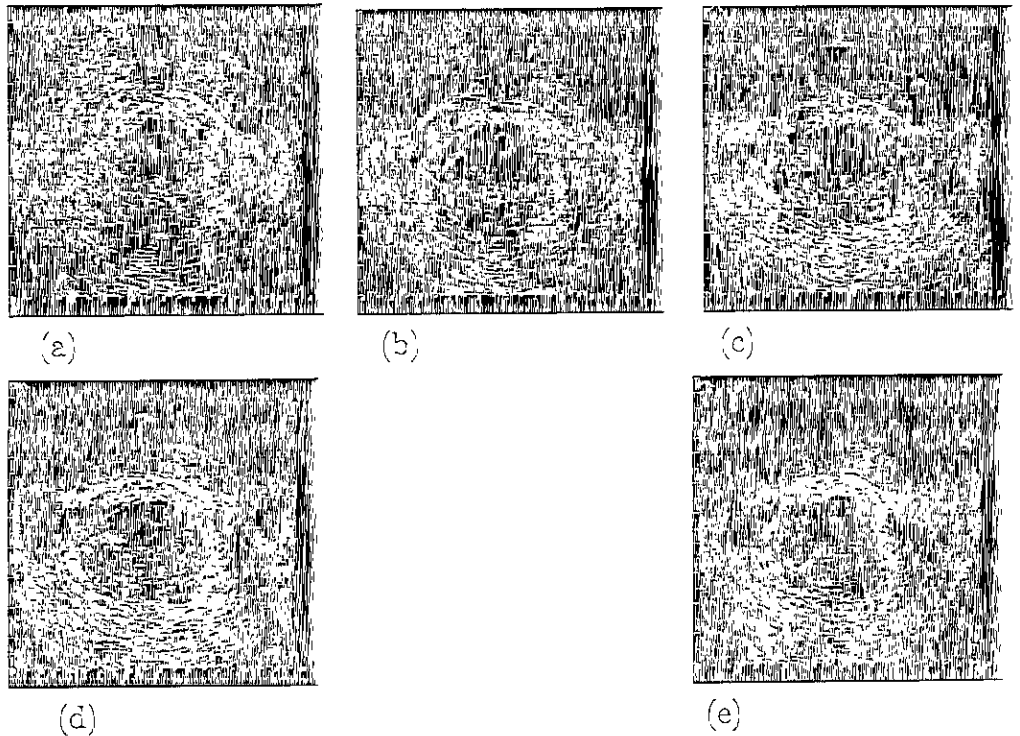


Figura 4.1: Imágenes de ultrasonido transuretral de la próstata [3]. (a) A 5 mm del cuello de la vejiga. (b) A 10 mm. (c) A 15 mm. (d) A 20 mm. (e) A 25 mm.

Para construir la malla de la superficie se utilizaron un conjunto de cinco imágenes de ultrasonido transuretral, obtenidas en etapa pre-operatoria, de la próstata de un paciente real, cada una con una separación de 5 mm entre cada imagen a lo largo del eje principal de la próstata (figura 4.1). Para extraer de cada imagen el contorno de la próstata, se utilizó una técnica desarrollada por Arambula y Davies [3], que se basa en un algoritmo genético que automáticamente anota el contorno de la próstata en imágenes de ultrasonido (figura 4.2), mediante la optimización de los parámetros de un modelo de distribución de puntos de la próstata, que a su vez fue obtenido mediante la aplicación de un análisis de componentes principales a un conjunto de

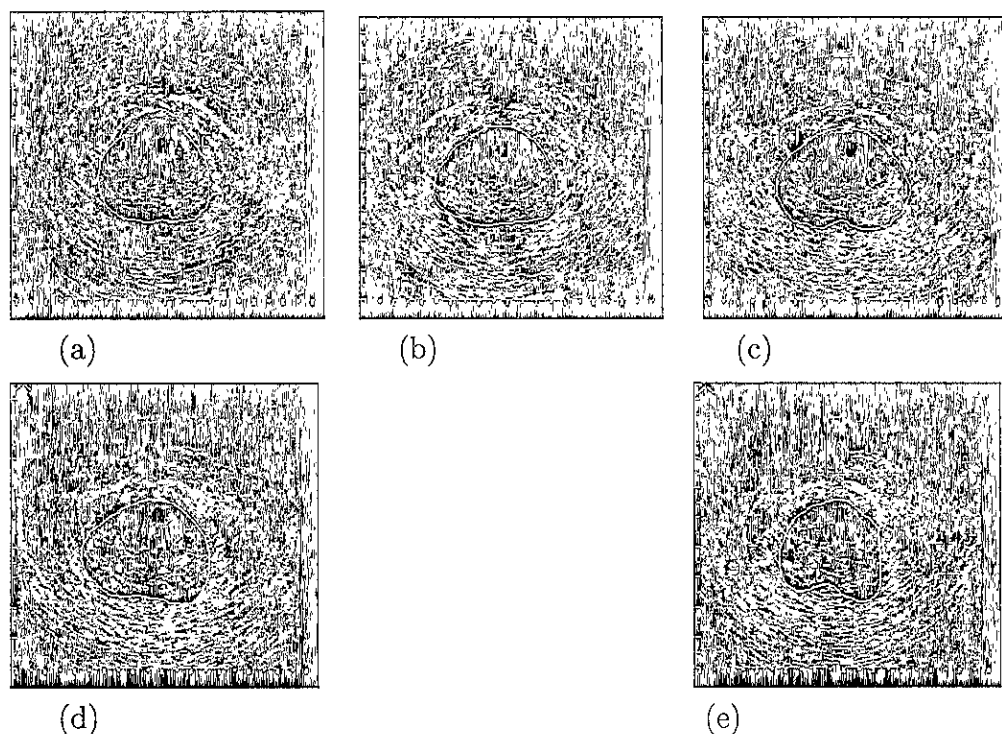


Figura 4.2: Contornos de la próstata anotados automáticamente [3]. (a) A 5 mm del cuello de la vejiga. (b) A 10 mm. (c) A 15 mm. (d) A 20 mm. (e) A 25 mm.

imágenes de entrenamiento, anotadas por un experto. Una vez obtenido, para cada imagen, el contorno de la próstata (cápsula), se anotó artificialmente a mano en cada imagen el contorno aproximado de la uretra (figura 4.3).

Cada uno de los cinco pares de contornos (cápsula y uretra) obtenidos fue muestreado de manera radial, tomando como centro de muestreo el eje de la punta de ultrasonido. Con esos contornos e interpolando otros nuevos contornos, mediante *splines* cúbicos, se obtuvo la forma tridimensional de la superficie de la próstata (figura 4.4).

La interpolación por *splines* cúbicos permite aproximar una curva $S(x)$ para que pase por un conjunto de $N+1$ puntos de control $\{(x_k, y_k)\}_{k=0}^N$, que en este caso corresponden a los c contornos interpolados. Esta curva se forma

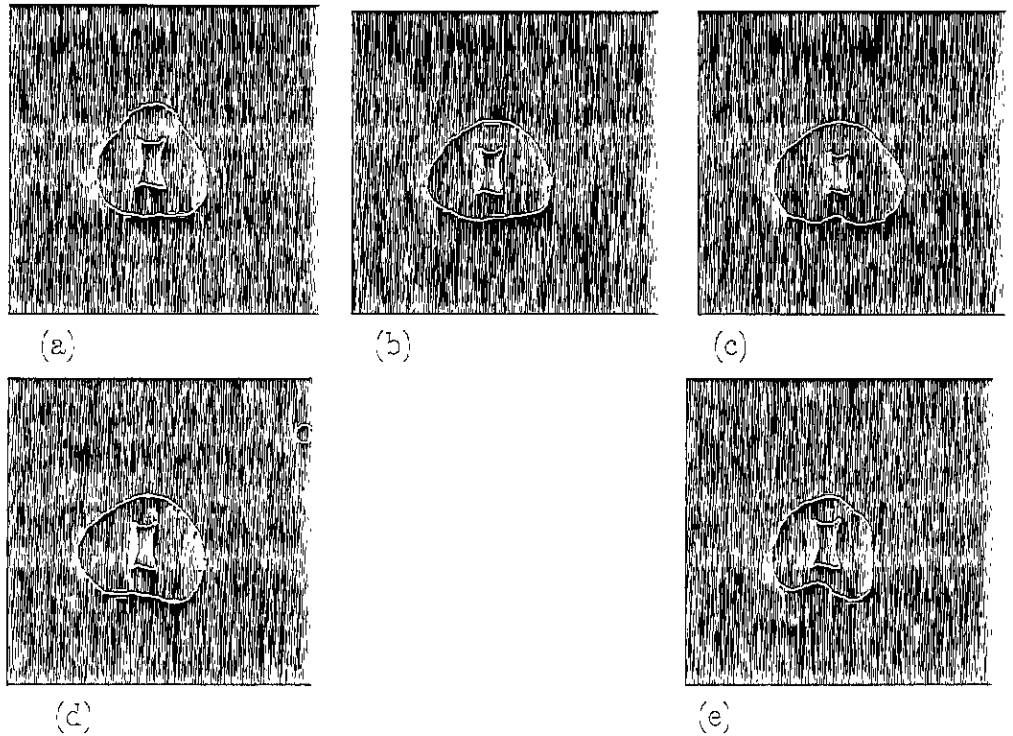


Figura 4.3: Contornos de la próstata anotados automáticamente y contornos de la uretra anotado artificialmente a mano. (a) A 5 mm del cuello de la vejiga. (b) A 10 mm. (c) A 15 mm. (d) A 20 mm. (e) A 25 mm.

enlazando una detrás de otra, las gráficas de funciones cúbicas $S_k(x)$ que sólo se interpolan entre dos puntos consecutivos (x_k, y_k) y (x_{k+1}, y_{k+1}) . Las porciones adyacentes de la curva $y = S_k(x)$ e $y = S_{k+1}(x)$, que se construyen sobre los intervalos $[x_k, x_{k+1}]$ y $[x_{k+1}, x_{k+2}]$, respectivamente, se enlazan una con la otra en el punto (x_{k+1}, y_{k+1}) y el conjunto de funciones $\{S_k(x)\}$ forma el *spline* $S(x)$ [38].

Tanto el ángulo α de muestreo radial (correspondientes a s muestras, donde $s = 360/\alpha$) como el número de puntos c en la interpolación (número de contornos) son parámetros ajustables del método desarrollado.

Para poder modelar a la próstata como un cuerpo sólido y propagar deformaciones de un lado a otro de su estructura, se construyó una malla volumétrica en 3D de la próstata. Debido a la irregularidad de la forma de

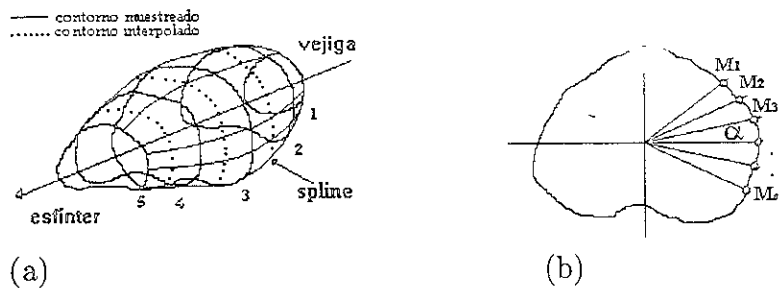


Figura 4.4: Forma de la próstata. (a) Modelo en 3D de la superficie de la próstata a partir de imágenes de ultrasonido. (a) Muestreo radial de un contorno de la próstata con ángulo de muestre α y s muestras.

la próstata, para obtener la malla interna se generaron un número de capas l desde la cápsula de la próstata (superficie externa) a la uretra prostática (superficie interna) construida manualmente. Además de los parámetros de control α y c , el número de capas l es también un parámetro de muestreo ajustable del algoritmo. De esta forma, cada uno de los c contornos está formado por s muestras por cada una de sus l capas.

En las figuras 4.5(a), 4.5(b) y 4.5(c) se pueden ver tres muestreos de las mismas imágenes de ultrasonido con parámetros de entrada diferentes. Cada figura muestra en dos dimensiones el conjunto de contornos muestreados e interpolados, así como los puntos de las capas internas de la próstata, desde la uretra hasta la cápsula.

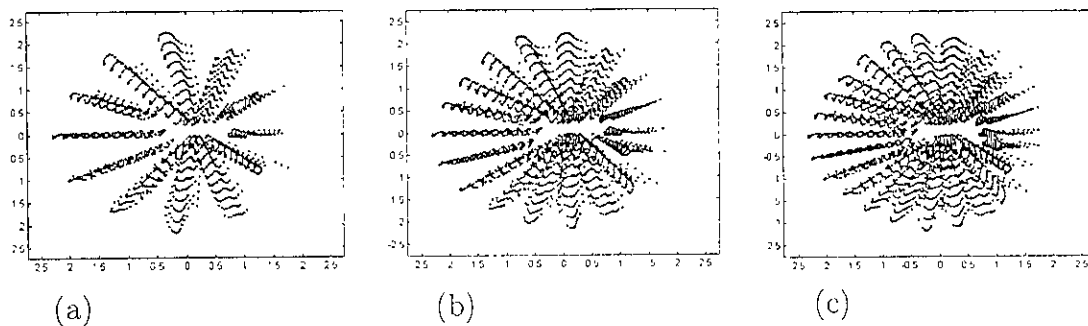


Figura 4.5: Muestreo de los contornos de la próstata. Con $c = 15$, $l = 10$.
 (a) $\alpha = 30^\circ$, $s = 12$. (b) $\alpha = 20^\circ$, $s = 18$. (c) $\alpha = 15^\circ$, $s = 24$.

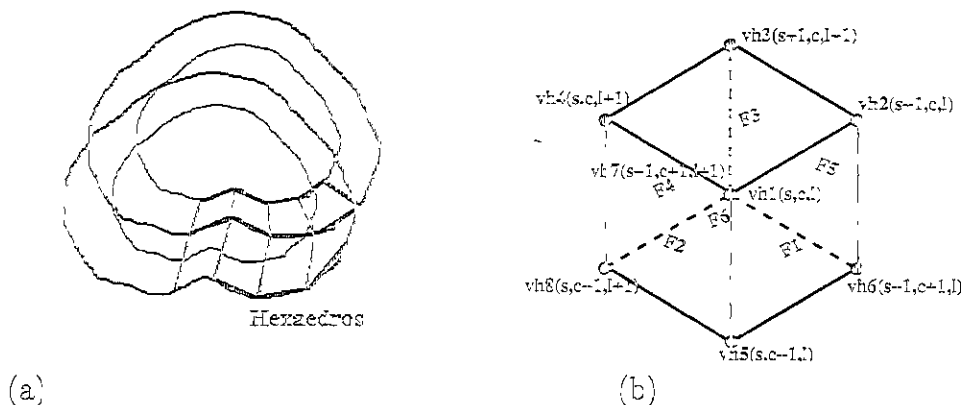


Figura 4.6: Construcción de hexaedros. (a) Esquema de la construcción de los hexaedros a partir de los puntos muestreados de la próstata. (b) Construcción de un hexaedro a partir de los puntos muestreados, donde s es el número de muestra, c es el número de contorno y l es el número de capa.

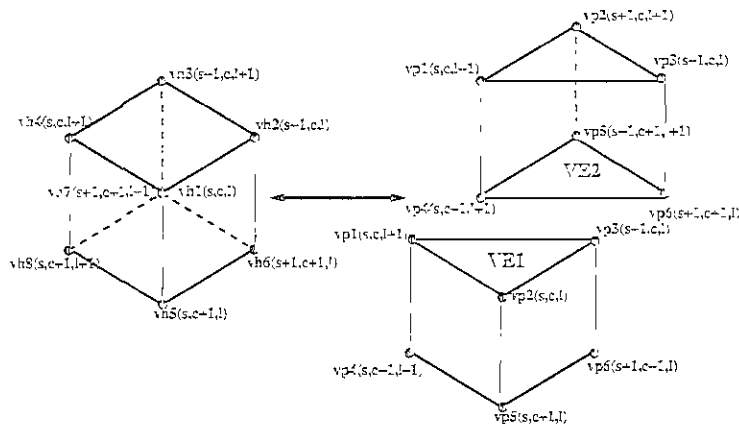


Figura 4.7: Construcción de los pentaedros VE1 y VE2 a partir de un hexaedro.

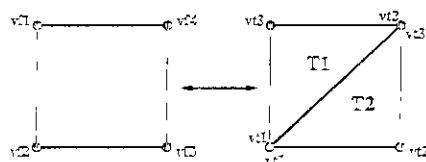


Figura 4.8: Triangulación de las caras de cada pentaedro.

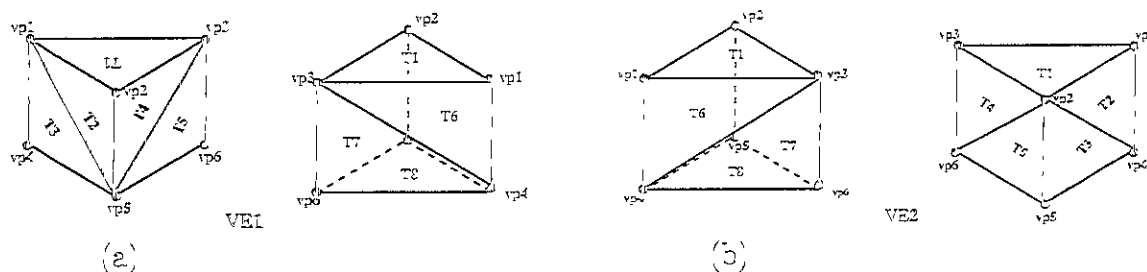
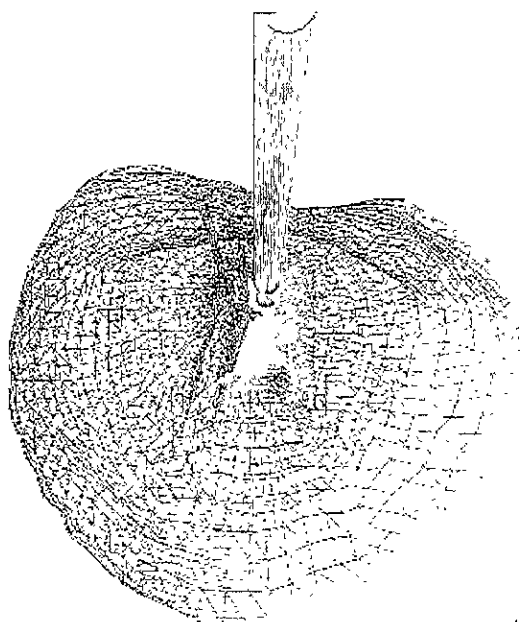
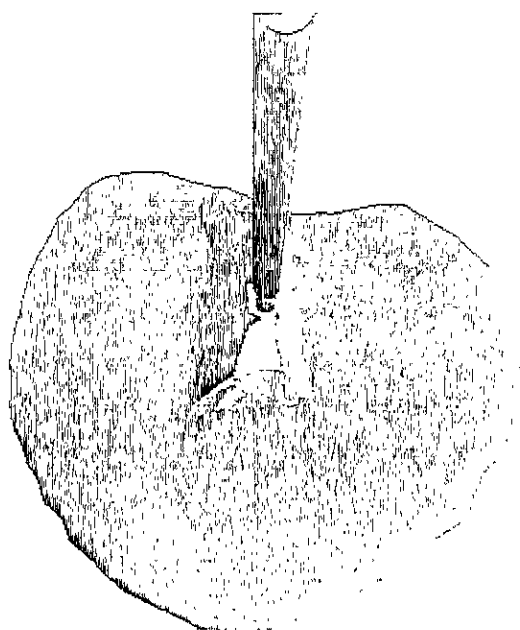


Figura 4.9: Elementos de volumen de la malla en 3D del volumen de la próstata. (a) Pentaedro VE1. (b) Pentaedro VE2.



(a)



(b)

Figura 4.10: Modelo volumétrico en 3D de la próstata con herramienta quirúrgica virtual. (a) Malla de la superficie. (b) Próstata sólida.

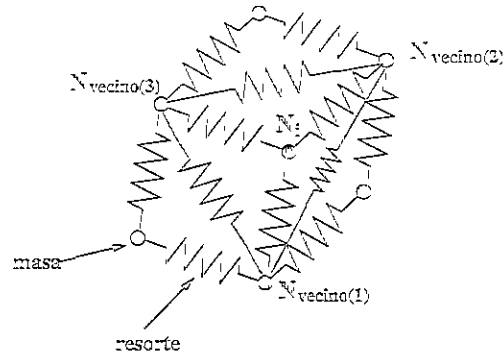


Figura 4.11: Un elemento de masa N_i conectado mediante resortes con tres vecinos.

Por razones de velocidad de cómputo y facilidad de programación, se utilizó el método de integración de Newton-Euler [33, 38], como sigue:

$$\dot{h}_i^v = f_i^v - \lambda_e v_i^v - g_i^v, \quad (4.9)$$

$$v_i^v = \frac{dx_i^v}{dt}, \quad (4.10)$$

$$a_i^v = \frac{d^2 x_i^v}{dt^2} = \frac{B_i h_i^v}{m_i}, \quad (4.11)$$

$$v_i^{v+\Delta t} = v_i^v + \Delta t a_i^v, \quad (4.12)$$

$$x_i^{v+\Delta t} = x_i^v + \Delta t v_i^{v+\Delta t} \quad (4.13)$$

Donde h_i es la suma de todas las fuerzas actuando en el vértice N_i ; a_i es el vector de aceleración del vértice N_i ; v_i es el vector de velocidad del vértice N_i ; Δt es el tiempo de integración en cada paso; B_i es la matriz de condiciones de frontera (grados del libertad) del vértice N_i .

La deformación de la malla se propaga entre vértices vecinos, a través de sus resortes. Cuando se deforma un vértice cualquiera v , se calcula el error posicional e entre las posiciones anterior $p_{anterior}$ y nueva p_{nueva} del vértice v , si el valor de e es menor a cierto umbral C_d , la propagación de la deformación hacia los vecinos de v se detiene. El umbral de deformación C_d es un parámetro ajustable del modelo de deformación. La idea aquí, es detener la propagación, para reducir el tiempo de cálculo de deformaciones de vértices, cuyos cambios de posición no serán visiblemente perceptibles.

En la figura 4.12 se puede observar una malla que simula una capa de

tejido que se deforma al contacto con un cuerpo sólido, para varios valores de m , γ y μ .

4.3 Detección de colisiones y respuesta de colisión

La detección de colisiones es una tarea computacionalmente costosa y crucial en simulaciones de cirugía. En esta sección se explica el mecanismo utilizado para detectar colisiones entre la herramienta quirúrgica virtual y el cuerpo de tejido suave de la próstata.

4.3.1 Detección de colisiones

Para detectar colisiones con las herramientas quirúrgicas virtuales, se utilizó un mapa de ocupación espacial en 3D similar al propuesto por Frisken-Gibson [20]. Debido a la irregularidad de la malla en 3D, dicho mapa se construyó con multiresolución, para hacer más fina la detección de colisiones en áreas con mayor densidad de vértices, y reducir la precisión de detección en zonas con menor densidad de vértices en la malla [28, 14].

El mapa de ocupación está organizado como una estructura de datos en forma de árbol, donde la idea es que cada celda puede estar vacía u ocupada por tejido suave o por la herramienta. Cada nodo del árbol (una celda) contiene una matriz de celdas con mayor resolución (menor tamaño de celda) (figura 4.13). Cada vez que la herramienta se mueve, su cuerpo es registrado en las celdas del mapa de ocupación y si estas celdas están ocupadas por el cuerpo de la próstata, se detecta una colisión (figura 4.14).

Para la construcción del mapa, registrar y borrar los cuerpos en el mapa, se utilizaron algoritmos recursivos. Como medida de resolución, para cada vértice se eligió el promedio de las longitudes iniciales de sus resortes adyacentes. La resolución mayor del mapa corresponde al promedio máximo p_{max} y la resolución menor es el promedio mínimo p_{min} . En el apéndice A se presenta con más detalle la implementación de los algoritmos referidos.

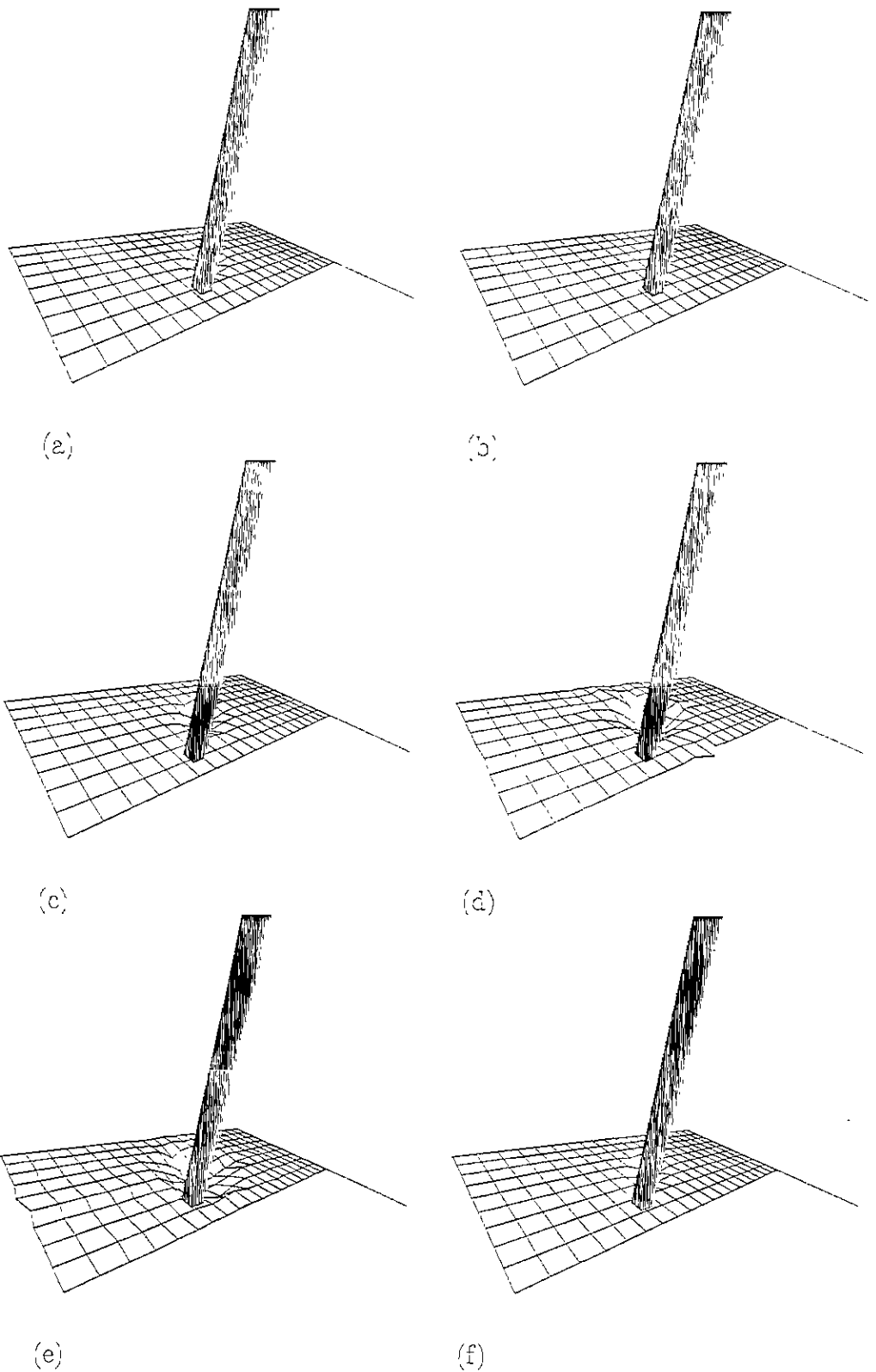


Figura 4.12: Deformaciones de una malla que simula la deformación de tejido suave para varios valores de masa m , coeficiente de viscosidad γ y coeficiente de elasticidad μ . (a) $m = 0.5$, $\gamma = 0.7$ y $\mu = 2.9$. (b) $m = 0.9$, $\gamma = 0.7$ y $\mu = 2.9$. (c) $m = 0.5$, $\gamma = 0.4$ y $\mu = 2.9$. (d) $m = 0.5$, $\gamma = 1.3$ y $\mu = 2.9$. (e) $m = 0.9$, $\gamma = 0.7$ y $\mu = 1.5$. (f) $m = 0.9$, $\gamma = 0.7$ y $\mu = 3.9$.

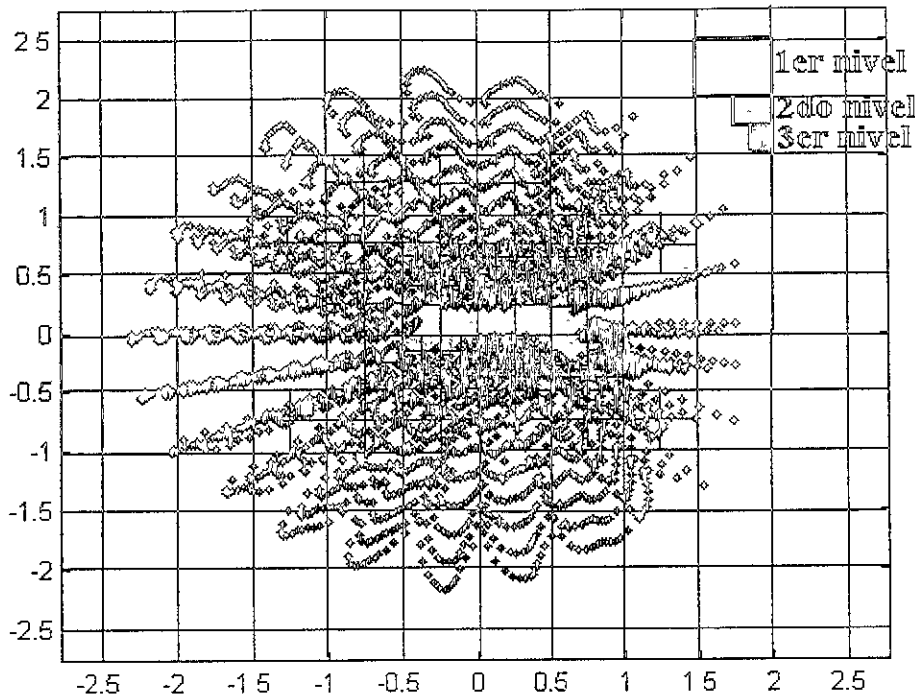


Figura 4.13: Mapa de ocupación en 2D con tres niveles jerárquicos de resolución.

4.3.2 Respuesta de colisión

Cuando la herramienta quirúrgica virtual colisiona con la malla de la superficie de la próstata, la malla debe deformarse por el efecto del contacto. Para objetos deformables, Deguet *et al.* [15] consideran que un método basado en penalizaciones parece ser el más apropiado, pues modela la respuesta a nivel macroscópico. En este método una manera común de modelar la respuesta de colisión es como una función de la penetración de la herramienta dentro del cuerpo suave. Para cuerpos viscoelásticos se puede usar el *modelo de Voigt* para modelos mecánicos (sección 3.1.1), cuya ecuación es la siguiente:

$$f = -\mu x - \eta \dot{x} \quad (4.14)$$

Donde f actúa como fuerza externa en la ecuación (4.7); μ es el coeficiente de elasticidad de la colisión; η es el coeficiente de viscosidad de la colisión; x

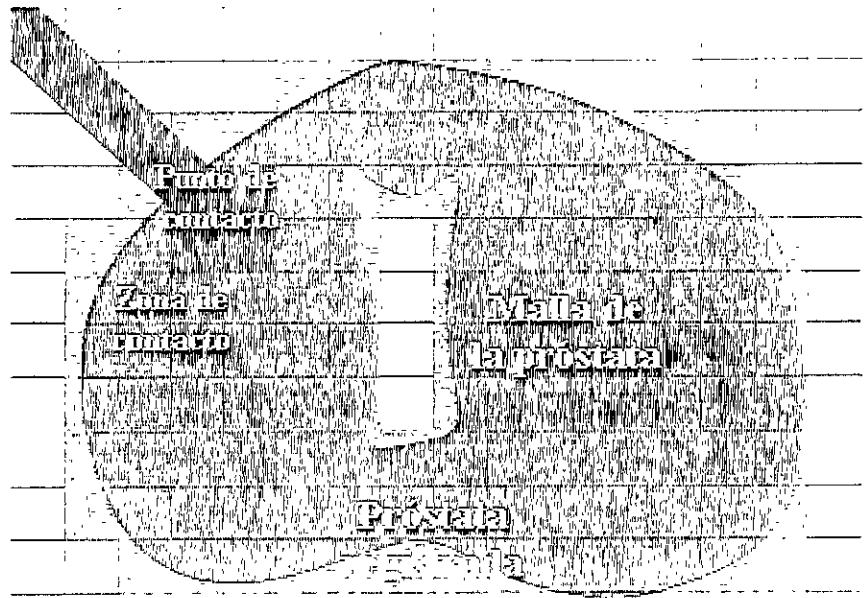


Figura 4.14: Mapa de ocupación con resolución única y colisión entre un cuerpo rígido y la próstata.

es el vector de penetración.

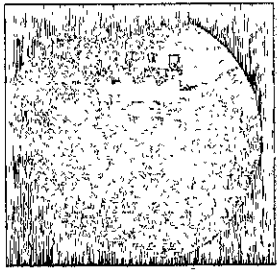
En el apéndice A se presenta con más detalle la implementación del algoritmo de simulación de deformaciones debidas al contacto de la herramienta quirúrgica, usando la respuesta de colisión.

4.4 Cortes de tejido suave

En esta sección se describe la simulación de los cortes de tejido suave. Primero se describe cómo se modifica el modelo geométrico eliminando elementos de la malla en 3D y luego se describe cómo se deforma la malla tras un corte de tejido.

4.4.1 Modificación del modelo geométrico

Simular cortes de tejido requiere que éstos se asemejen al tipo de cortes que se llevan a cabo en la realidad. Los cortes en una prostatectomía se realizan en dos estilos de electrocirugía, por resección (figura 4.15) y por vaporización (figura 4.16).

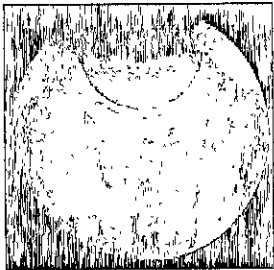


(a)

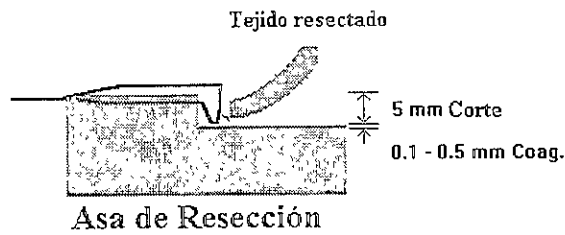


(b)

Figura 4.15: Cortes por vaporización. (a) Corte real visto con un endoscopio [18]. (b) Forma del corte con cantidad de tejido removido y cantidad de tejido coagulado [1].



(a)



(b)

Figura 4.16: Cortes por resección. (a) Corte real visto con un endoscopio [18]. (b) Forma del corte con cantidad de tejido removido y cantidad de tejido coagulado [1].

En esta propuesta, inicialmente se ha omitido el problema de refinar la malla alrededor de la zona de corte. La solución se ha enfocado en reproducir aproximadamente el corte por vaporización mostrado en la figura 4.16,

poniendo énfasis en modelar las deformaciones sufridas por la próstata a cada corte [45]. Para simular los cortes, una vez que se ha detectado una colisión con la herramienta quirúrgica, se determina el vértice de contacto, se remueven los elementos geométricos adyacentes al vértice (pentaedros y triángulos) y sus elementos mecánicos asociados (resortes), para finalmente eliminar el vértice de la malla (figura 4.17). Además, con el objetivo de visualizar el tejido expuesto después del corte, se añaden a la malla de la superficie (que es la capa que se visualiza), los elementos circundantes al área de corte. Con esto, el resultado que se tiene al remover elementos del modelo geométrico es similar a los cortes que se esquematizan en la figura 4.18.

Como en una prostatectomía real, el tamaño del corte puede variar y, para poder calibrar visualmente la cantidad de tejido removido en cada simulación de corte, se ha definido el radio de corte C_r como el radio de influencia del instrumento virtual. Así, se puede variar este parámetro para remover más o menos tejido y obtener un resultado visual cercano al corte real, producido por el electrodo de corte del equipo médico (como el equipo comercial de ERBE [18]). En la figura 4.19 se esquematiza el efecto producido por C_r , donde el corte se realiza no sólo removiendo los elementos adyacentes al punto de contacto N_i , sino que se extiende hacia sus vecinos cuya distancia está dentro del radio de influencia C_r .

En la figura 4.20 se muestran tres tamaños de corte con radios C_r distintos, donde al variar el valor del radio de influencia C_r , la cantidad de elementos que se remueven de la malla también cambia.

4.4.2 Deformaciones del modelo geométrico debidas a cortes

A consecuencia de cada corte, el modelo de la próstata debe sufrir deformaciones debido a la presión ejercida por el tejido circundante al área de corte. Esta presión actúa en la ecuación (4.7), como una fuerza externa f_i y se debe a la variación de volumen en la zona aledaña al corte. La presión se ha modelado de manera local en la zona de corte, de manera similar a un sistema hidráulico, como se muestra en la figura 4.21.

$$p_i = k_v dV_i \quad (4.15)$$

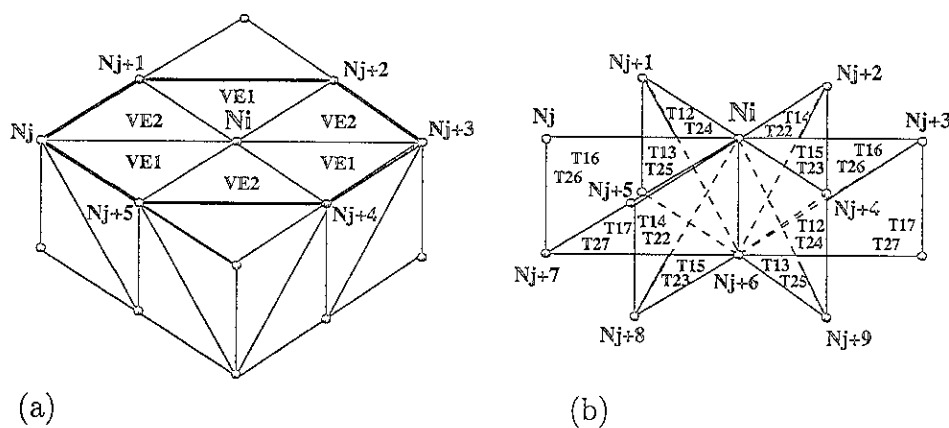


Figura 4.17: Elementos geométricos adyacentes al punto de contacto N_i , a remover en cada corte de tejido, donde cada N_j es el j -ésimo vértice vecino. (a) Zona de corte adyacente al vértice N_i . (b) Elementos a remover en la zona de corte, donde cada T_{ij} es el j -ésimo triángulo del elemento de volumen de tipo VE_i .

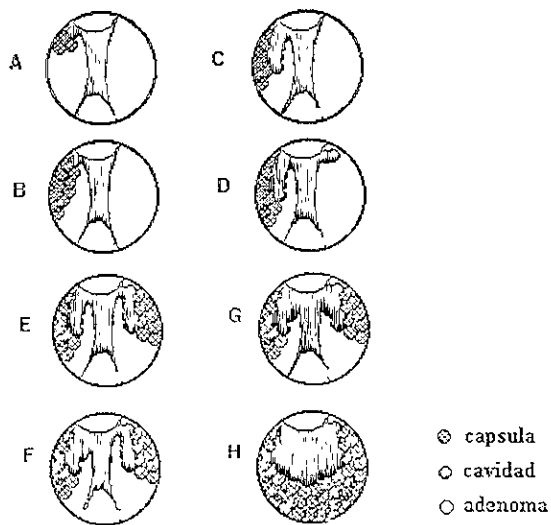


Figura 4.18: Resección de tejido durante una prostatectomía [1].

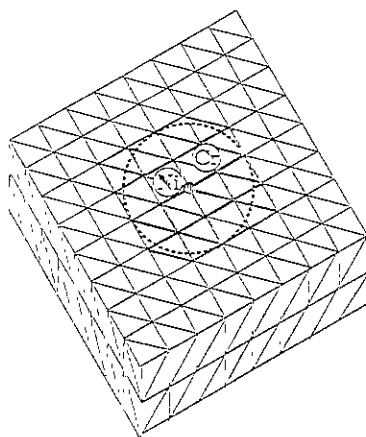


Figura 4.19: Corte del tejido adyacente al punto de contacto N_i y sus vecinos dentro del radio C_r .

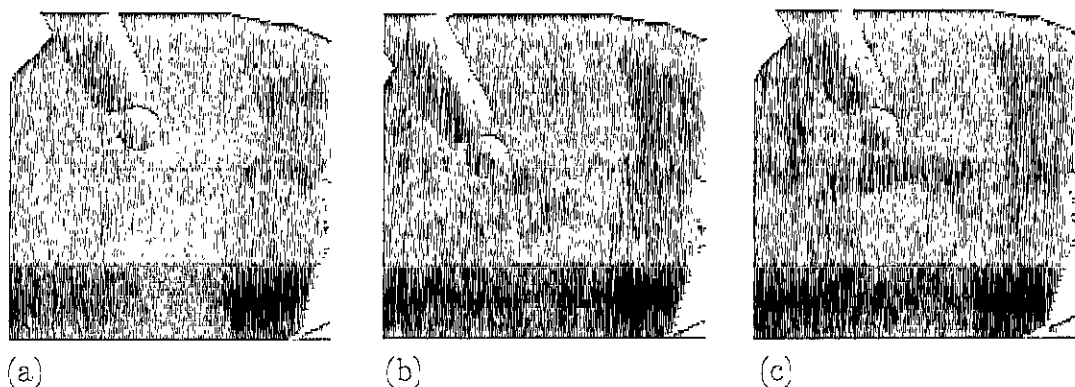


Figura 4.20: Tres tamaños de corte. (a) $C_r = 0.2$. (b) $C_r = 0.8$. (c) $C_r = 1.2$.

Donde p_i es la presión ejercida en el vértice N_i , debida al corte de tejido; k_i es la resistencia hidráulica del vértice N_i ; dV_i es la variación de volumen en el vértice N_i (tamaño del corte). La variación de volumen dV_i está definida como:

$$dV_i = c_i \sum_{p \in VA(N_i)} \frac{V_i^c}{V_j^0} \quad (4.16)$$

Donde V_j^c es el volumen del pentaedro v_j adyacente al vértice N_i (para todo v_j en VA , donde VA es el conjunto de pentaedros adyacentes al vértice N_i por remover); V_j^0 es el volumen inicial de todos los pentaedros adyacentes

al vértice N_i , que no son removidos en el corte; c_i son las coordenadas Cartesianas del centro del área de corte.

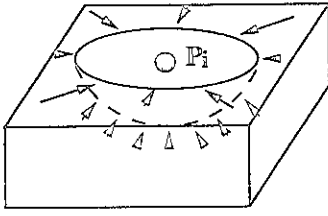
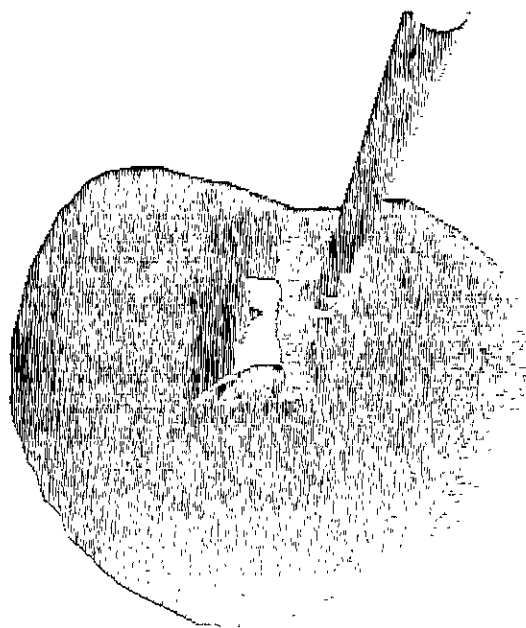
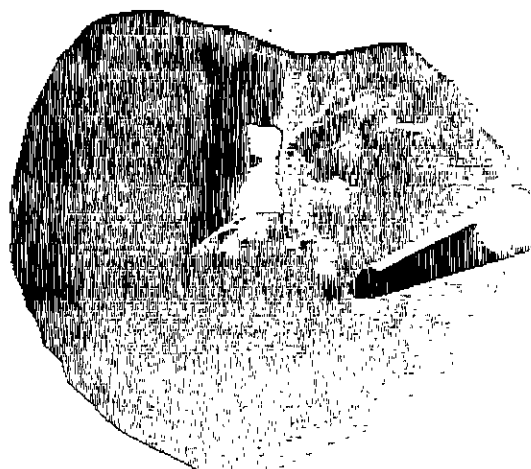


Figura 4.21: Presión ejercida localmente hacia el centro del área de corte, debida al cambio de volumen.

La figura 4.22 muestra el modelo completo de la próstata, donde se ven algunos cortes de tejido suave, así como la variación de tamaño de la próstata por las deformaciones sufridas en cada corte de tejido.



(a)



(b)

Figura 4.22: Modelo de la próstata. (a) Primer corte. (b) Después de algunos cortes.

Capítulo 5

Experimentos y resultados

En las figuras 5.1 y 5.2 se pueden observar varias vistas del modelo de la próstata, construido utilizando el método para la construcción de mallas volumétricas en 3D, descrito en este trabajo. En tales figuras se pueden ver mallas en 3D de la próstata con diferente resolución, es decir, diferente número de vértices en la malla en 3D, lo que se obtiene variando los parámetros de control del algoritmo. La figura 5.1 corresponde a la malla de alambre de la próstata, mientras que la figura 5.2 corresponde a la malla sólida de la próstata. Para la construcción de tales mallas se utilizaron varias técnicas, como la interpolación de curvas utilizando *splines* cúbicos, la triangulación de la malla de la superficie de la próstata, y la construcción de elementos geométricos regulares en forma de hexaedros y pentaedros para el interior de la malla.

Aunque el modelo geométrico tiene una representación sólida en 3D, que permite propagar deformaciones hacia diferentes zonas internas de la malla volumétrica, únicamente se visualizan los elementos superficiales, que tienen una conformación triangular. El uso de triángulos, permite mayor flexibilidad geométrica a deformaciones, además de que la visualización de este tipo de polígonos es más eficiente, que por ejemplo cuadriláteros.

Los resultados muestran que el modelo dinámico, con comportamiento viscoelástico, adaptado a la malla volumétrica en 3D, puede simular interacciones en tiempo real durante procedimientos quirúrgicos.

En la tabla 5.1 se presentan algunos datos relacionados con la resolución

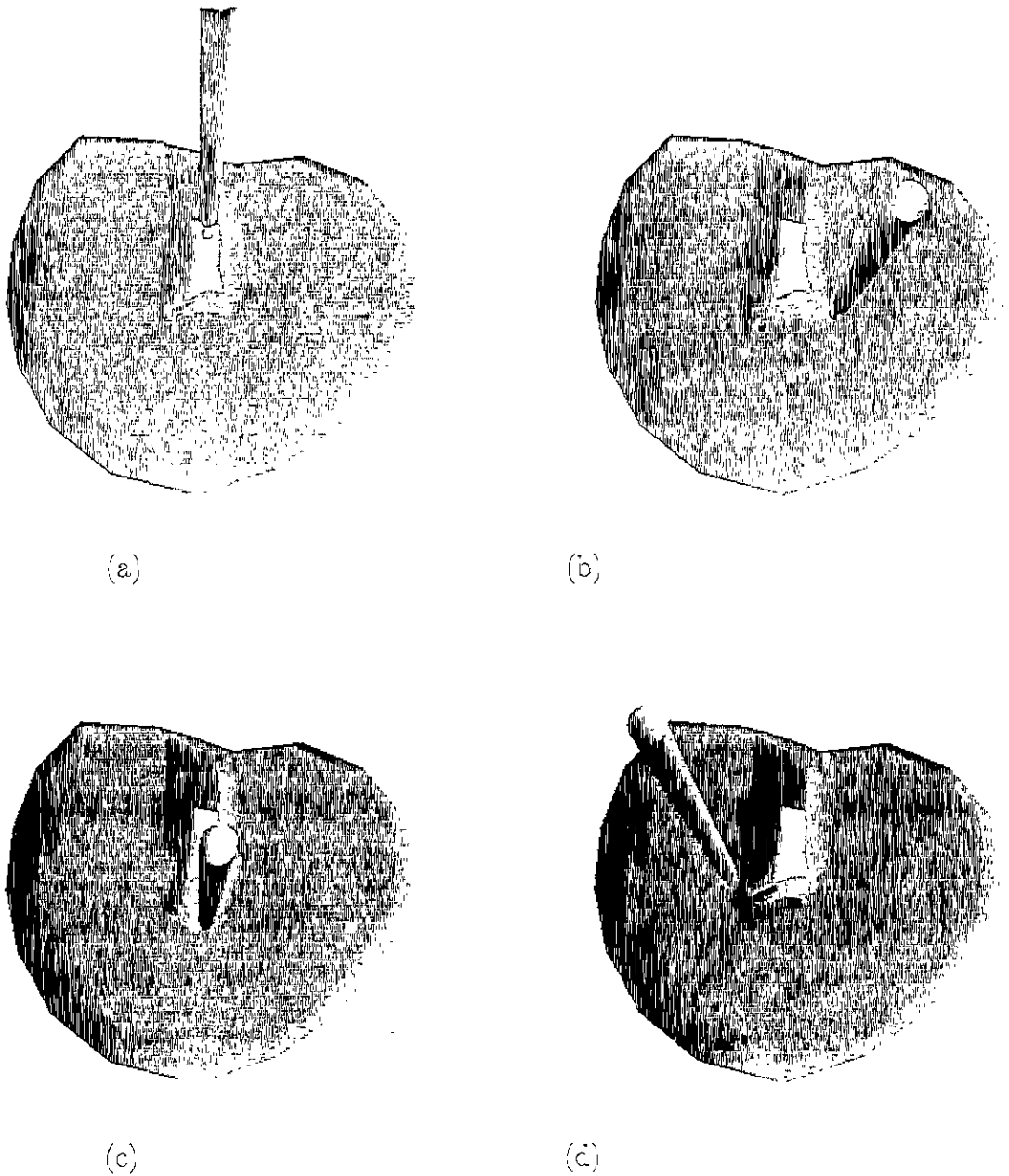


Figura 5.3: Detección de colisiones y deformaciones por contacto de un modelo de la próstata construido con 2700 vértices ($\alpha = 20$, $c = 15$, $l = 10$).

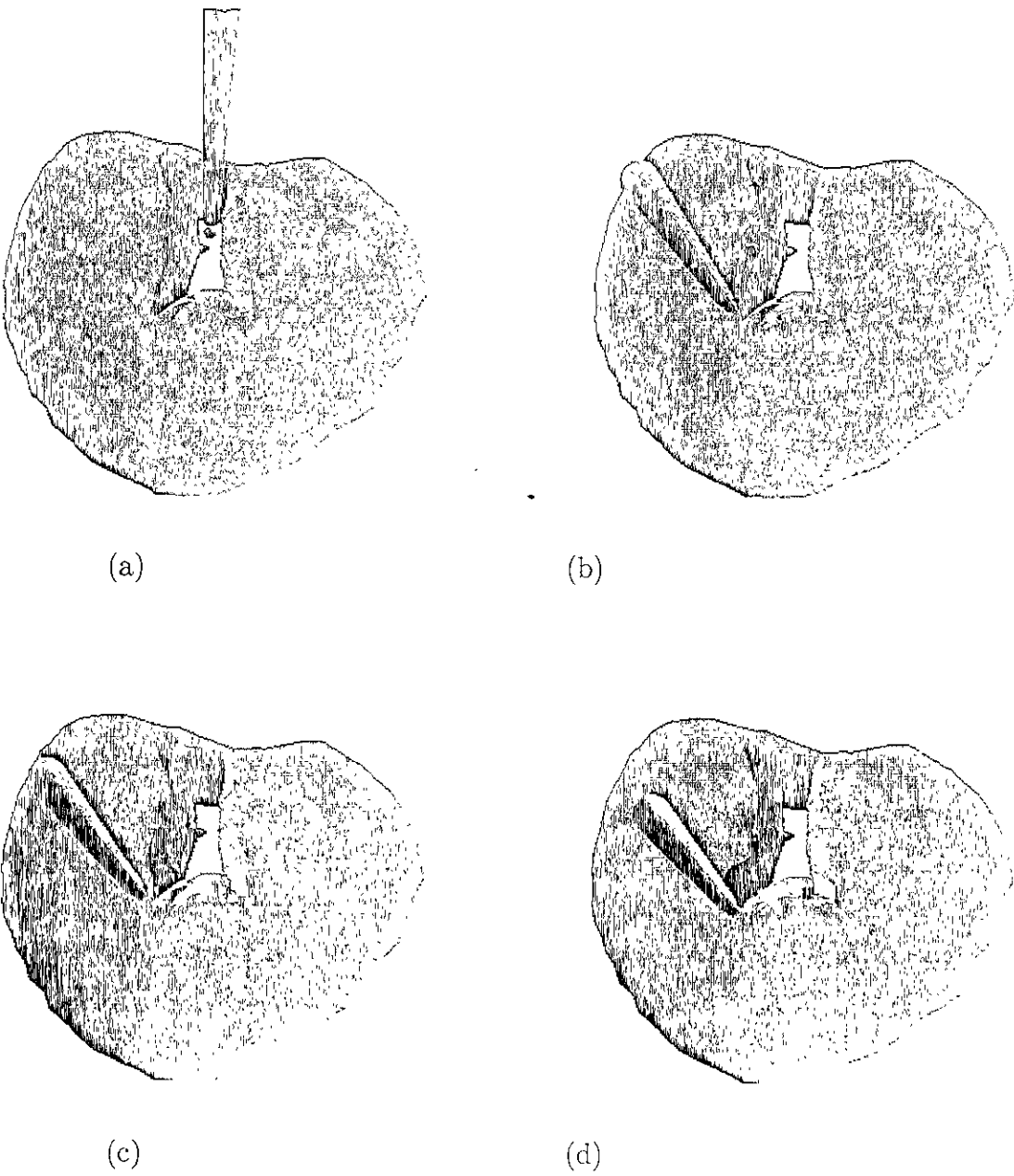
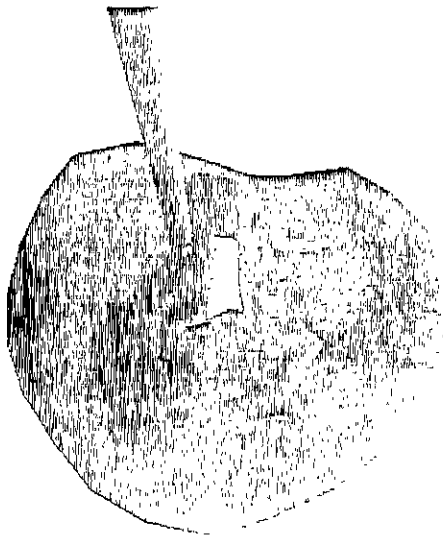


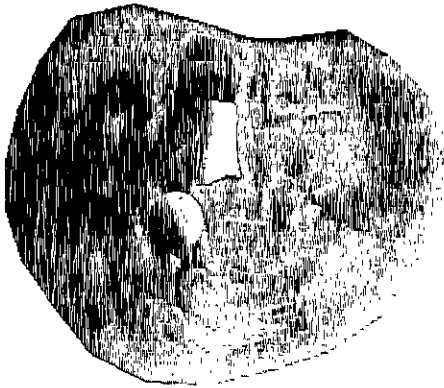
Figura 5.4: Detección de colisiones y deformaciones por contacto de un modelo de la próstata construido con 10800 vértices ($\alpha = 5, c = 15, l = 10$).



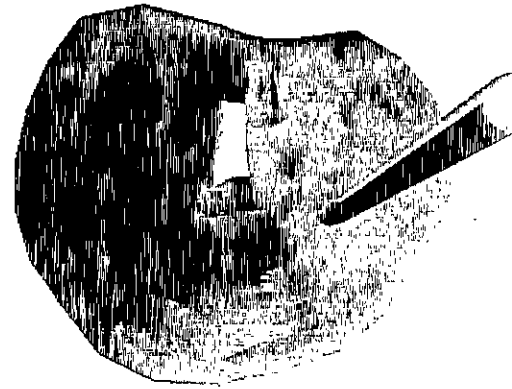
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.5: Secuencia de cortes y deformaciones por cortes de un modelo de la préstata construido con 3600 vértices ($\alpha = 15$, $c = 15$, $l = 10$).

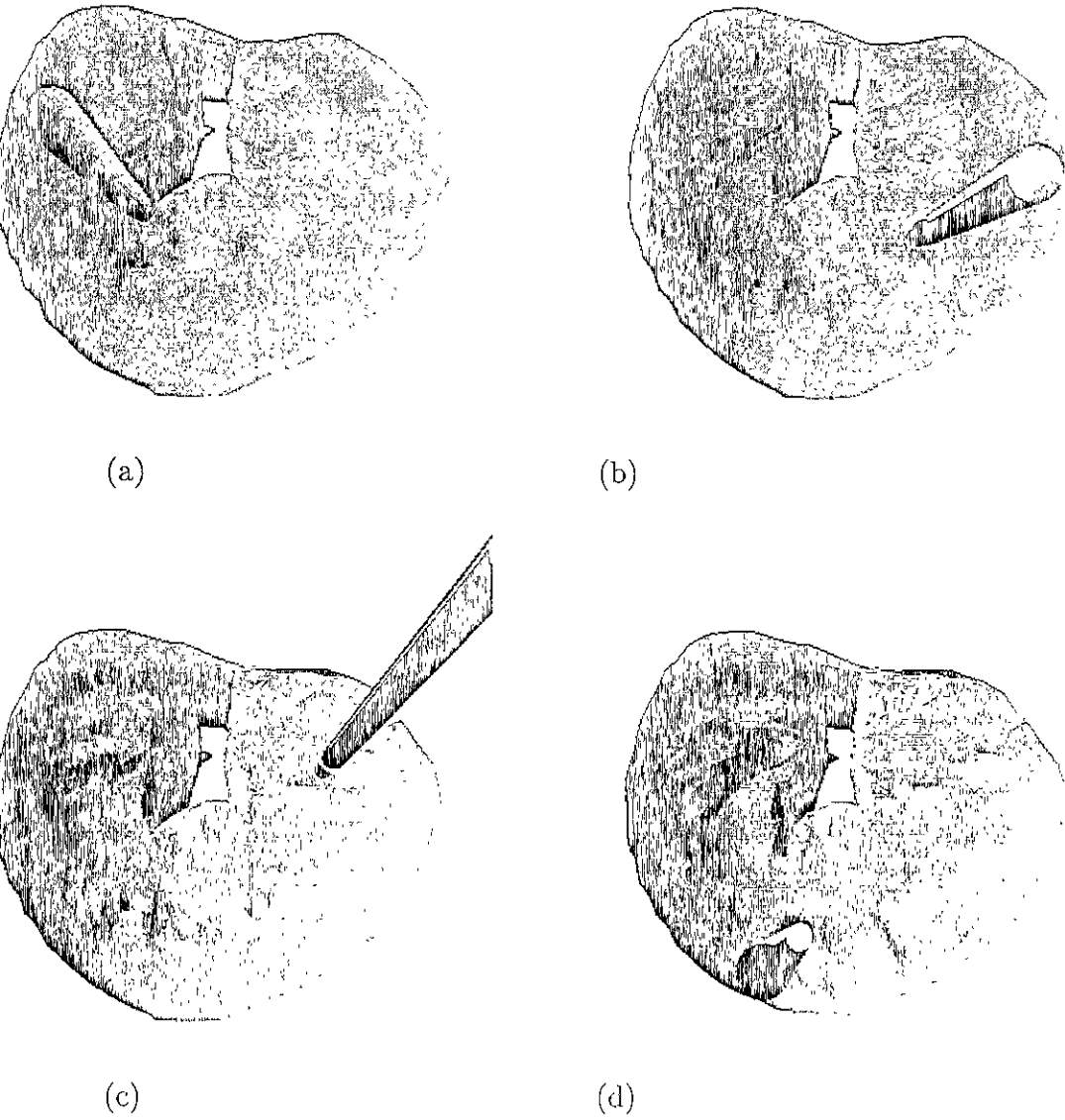


Figura 5.6: Secuencia de cortes y deformaciones por cortes de un modelo de la próstata construido con 10800 vértices ($\alpha = 5, c = 15, l = 10$).

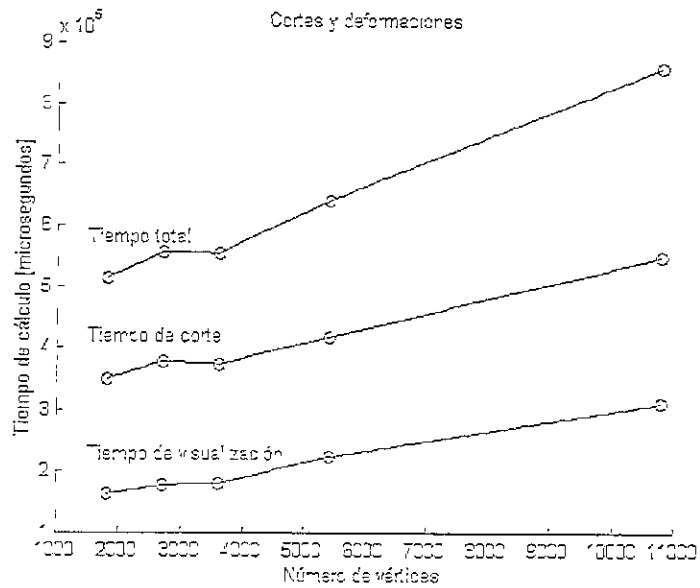


Figura 5.7: Tiempos de respuesta para modelos con diferente resolución. El modelo tiene un tiempo de respuesta lineal aceptable para simular los cortes (lo que involucra la modificación, deformación y visualización de la malla).

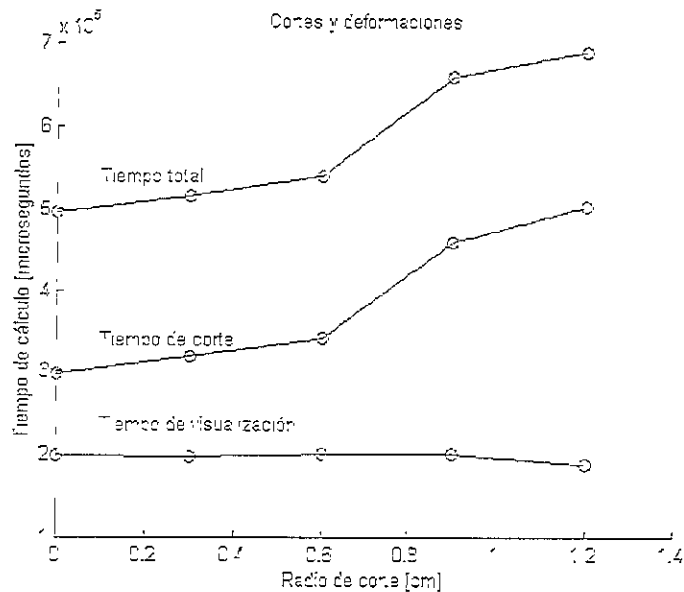


Figura 5.8: Tiempos de respuesta para un modelo con 5400 vértices y radios de corte variable. El tiempo de respuesta tiene poca variación en radios de corte pequeños (de 0 a 0.6 cm), pero es más evidente con radios de corte más grande (de 0 a 1.2 cm), sin que haya impacto negativo en el tiempo de respuesta por la visualización.

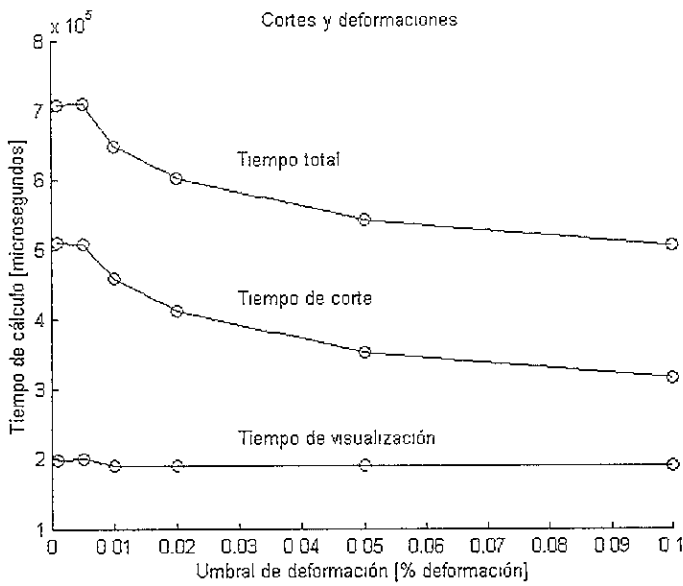


Figura 5.9: Tiempos de respuesta para un modelo con 5400 vértices y umbral de deformación variable. Esta relación puede ayudar a calibrar visualmente el modelo, para tener deformaciones aceptables, pero con tiempos de respuesta adecuados.

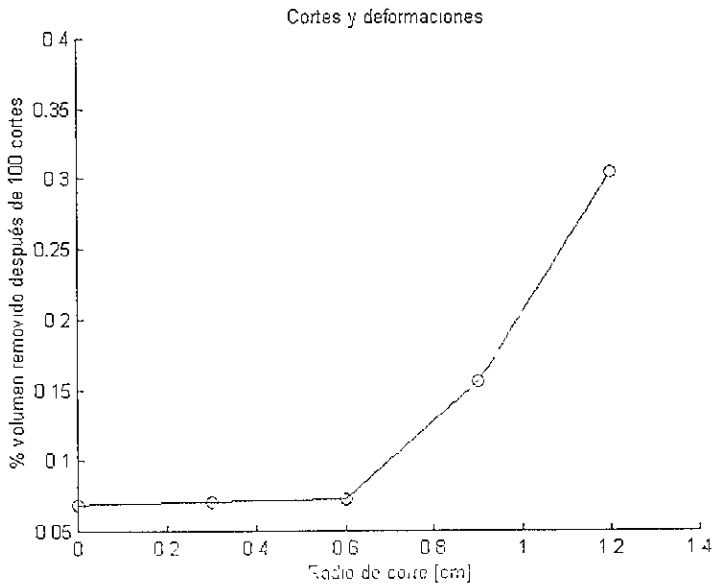


Figura 5.10: Porcentajes de tejido removido para un modelo con 5400 vértices después de 100 cortes y radio de corte variable. Esta relación puede ayudar a calibrar el radio de corte, con respecto a la cantidad de tejido removido en una cirugía real.

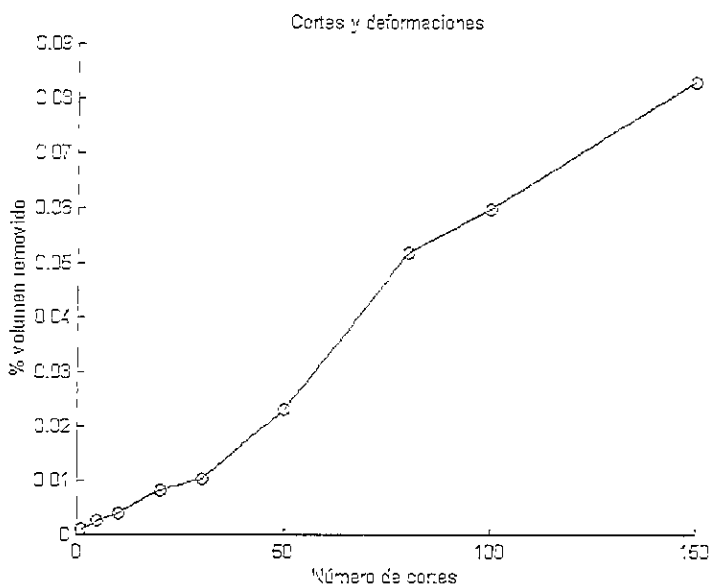


Figura 5.11: Porcentajes de tejido removido para un modelo con 5400 después de un cierto número de cortes.

Capítulo 6

Conclusiones y perspectivas

En este trabajo se presentó un resumen de la naturaleza deformable de los tejidos suaves, así como un estudio del estado del arte de los sistemas de simulación de tejido suave. También se presentó la serie de técnicas que desarrollamos para la construcción de modelos gráficos en 3D de tejido suave y que permiten simular las deformaciones que sufre el tejido suave durante una cirugía mínimo invasiva. Se tomó como caso de estudio la construcción de un modelo de la próstata.

Con estas técnicas se construyó, a partir de un conjunto de imágenes de ultrasonido transuretral, un modelo realista en 3D de la próstata. Este modelo consiste en una malla volumétrica en tres dimensiones de la próstata, que simula las deformaciones que sufre la glándula tras cada corte de tejido suave. Para dotar al modelo de la próstata un comportamiento deformable, se adaptó a la malla propiedades mecánicas como elasticidad, viscosidad e inercia. Con estas propiedades mecánicas se utilizó el método de resortes y masas para simular el comportamiento dinámico del tejido de la próstata.

Con el objetivo de permitir la interacción con el modelo por parte del cirujano, se desarrollaron un conjunto de algoritmos para la detección de colisiones entre la herramienta quirúrgica (resectoscopio) y el cuerpo de la próstata. También se construyó un mecanismo para simular cortes de tejido, que consiste en remover de la malla un conjunto de elementos geométricos (pentaedros y triángulos) y mecánicos (resortes y masas), adyacentes a la zona de corte. Como producto de la modificación de la malla, el modelo se de-

forma, simulando las deformaciones que sufre la próstata en cada corte de tejido durante una prostatectomía.

Los resultados obtenidos y reportados en el capítulo 5 indican que el modelo puede ser utilizado en aplicaciones de simulación asistida por computadora para prostatectomía que permitan cortes y deformaciones de tejido suave en tiempo real.

Con estas técnicas se pueden construir modelos con diferente resolución (número de vértices en la malla) para compensar entre realismo visual y tiempos de respuesta. El modelo permite observar a la próstata desde diferentes perspectivas, con las que actualmente el cirujano no cuenta.

Aunque en este trabajo se adaptaron técnicas conocidas, como son la construcción de mallas en 3D y el método de resortes y masas, la construcción de un modelo deformable en 3D de la próstata es en sí un trabajo original. No obstante, esta es una primera propuesta, y como tal, conviene hacer énfasis en una serie de limitantes del modelo, así como las posibles mejoras, mismas que a continuación se describen.

Por la forma en que se ha realizado el muestreo de los contornos (de manera radial), el modelo geométrico construye elementos de volumen de menor tamaño cerca de la superficie interna (uretra) de la próstata y de mayor tamaño cerca de la superficie externa (cápsula). Esto causa cierta anisotropía, ya que las deformaciones son más evidentes en la zona de la cápsula que en la uretra. Para evitar este efecto se requiere mejorar el algoritmo de muestreo, de manera similar al usado por Lin *et al.* [35], para construir una malla más uniforme, con una densidad de vértices más homogénea en todo el cuerpo de la próstata.

En cuanto al sistema mecánico, en este trabajo no se estableció, por el momento, un criterio de estabilidad que permita ajustar el tiempo de integración automáticamente, al variar los parámetros mecánicos. Esto para que el sistema sea más robusto y menos susceptible a inestabilidades.

El modelo físico propuesto es una primera hipótesis sobre el comportamiento mecánico de la próstata. Una alternativa y posible mejora del modelo físico es sustituir la ecuación de elasticidad lineal, usada en este trabajo, por un modelo elástico no-lineal. Otra hipótesis que podría evaluarse es modelar la cápsula de la próstata como una malla puramente elástica (tejido

fibromuscular) y el interior como un material viscoelástico (tejido conectivo). De cualquier forma, se planea calibrar, con ayuda de un especialista en urología, los parámetros de esta primera propuesta, para obtener un modelo visualmente aceptable. Los videos también podrían evidenciar situaciones reales como sangrado. En este sentido, podría trabajarse en la detección de flujos de sangre y la simulación de sangrado [5, 43], así como de las coagulaciones efectuadas por el cirujano mediante el electrodo quirúrgico.

En cuanto a la detección de colisiones, ésta se realiza de manera puntual en la superficie, sin embargo, para simular efectivamente el procedimiento quirúrgico, debe extenderse el método para la detección de colisiones entre el cuerpo de tejido y un cuerpo sólido. Otro aspecto tiene que ver con el índice de resolución utilizado para registrar el cuerpo de la próstata en el mapa de ocupación, una posible alternativa que podría mejorar el desempeño del método es utilizar un mapa probabilístico similar al presentado por He y Kaufman [28].

También debido a la no uniformidad en el tamaño de los elementos de volumen en la malla en 3D, los cortes en esta primera etapa varían de tamaño. Esto puede corregirse con una malla más uniforme. Además, en este trabajo se ignoró por ahora el problema de refinar la malla para simular cortes continuos. Algunos autores recomiendan mallas con tetraedros [8, 6], pues permiten mayor flexibilidad para cambios topológicos. En este trabajo se utilizó una malla de volumétrica con pentaedros, pero podría adaptarse para construir la malla volumétrica con tetraedros. En cuanto a las deformaciones por cortes, éstos están modelados de manera local. Sin embargo, a futuro se debe trabajar en un mecanismo que permita tomar en cuenta deformaciones globales, así como remover porciones de tejido cuyos vértices ya no cuenten con ninguna conexión con el cuerpo de la próstata.

Otro aspecto que requiere más esfuerzo es el modelar la estructura y los movimientos reales de la herramienta quirúrgica. De acuerdo con visitas realizadas a algunas cirugías en la Clínica 26 del IMSS, efectuadas por el Dr. Alejandro Sánchez Laríos, pudimos observar que los movimientos que el cirujano realiza son complicados e incluyen rotaciones y traslaciones de las herramientas. En este trabajo únicamente se modelan traslaciones. También debe modelarse el ambiente virtual en el cual el cirujano navegará. Esto

incluye integrar al modelo de la próstata los movimientos y la posición de una herramienta quirúrgica real. La información de la posición de la herramienta se obtendrá a partir de un seguidor óptico comercial, como los equipos de Northern Digital [42] y Stryker Leibinger [49].

En cuanto a la validación del modelo, a continuación se presentan algunas posibles alternativas a futuro, que consideran la colaboración de un urólogo. En primer lugar debe considerarse la elección del modelo geométrico. Esto puede obtenerse a nivel cualitativo, eligiendo la malla que el cirujano considere visualmente aceptable. Cuantitativamente, puede utilizarse la medida de resolución del modelo, así como el porcentaje de variación del volumen aproximado del modelo, para fijar un porcentaje de variación mínimo aceptable. Posteriormente, tomando en cuenta la cantidad de tejido removido por un resectoscopio real, puede ajustarse el radio de corte del modelo, para aproximar la cantidad de volumen removido de la malla volumétrica con respecto a la cantidad de tejido removido en una resección real. Considerando lo anterior, puede ahora elegirse una malla con una resolución visualmente aceptable, que permita el menor tiempo de respuesta. Otro aspecto que en este trabajo no se consideró pero que puede influir, es el uso de texturas de tejido en la malla superficial de la próstata, lo cual puede impactar favorablemente el realismo visual del modelo.

A corto plazo parece difícil contar con los resultados de estudios biomecánicos de la próstata, que faciliten la validación del modelo. Sin embargo, para una siguiente etapa inmediata se harán observaciones de cirugías, mediante grabaciones en video [41], visitas a cirugías reales y se aprovechará la experiencia de cirujanos especialistas. Así, en cuanto a la validación del grado de deformaciones, al no tener estudios biomecánicos y al simular las deformaciones de la próstata con un modelo físico aproximado de resortes y masas, la opción que parece más viable es una calibración manual y cualitativa, por medio de grabaciones en video de cirugías reales.

Resumiendo, este trabajo integra todos los aspectos necesarios para construir modelos tridimensionales en computadora de órganos reales y su utilización en simulaciones de cirugía que involucren cortes y deformaciones de tejido suave. Entre estos aspectos se encuentran la construcción de un modelo geométrico tridimensional del volumen del órgano, el modelo mecánico

para deformaciones de tejido suave en tiempo real, la detección de colisiones con herramientas quirúrgicas y cortes de tejido suave.

El modelo de la próstata que se construyó tiene las características dinámicas apropiadas (comportamiento viscoelástico) para poderse usar en simulaciones realistas de cirugía transuretral de próstata.

En general, el modelado de tejido deformable puede tener otras aplicaciones además de CAC, como pueden ser estudios en antropometría o estudios ergonómicos.

En comparación con otros trabajos reportados, el modelo desarrollado en este trabajo tiene un comportamiento deformable aceptable, que representa un primer prototipo de lo que será un modelo de la próstata para un sistema de CAC real. Para lograr esto deben realizarse varias mejoras, como las expuestas arriba en estas conclusiones, que permitan al modelo ser utilizado en simulaciones realistas. Cuestiones como incorporar un modelo de elasticidad no-lineal; visualizar en la superficie del modelo, texturas de tejido; mejorar el mecanismo de detección de colisiones y extenderlo al cuerpo completo de la herramienta; diseñar el ambiente virtual de navegación; mejorar la calidad de los cortes de tejido; e identificación de los parámetros físicos, requieren de mayor esfuerzo. Sin embargo, el modelo presentado es, hasta donde sabemos, el primer modelo deformable de la próstata para simulaciones en cirugía asistida por computadora, particularmente para prostatectomía.

Finalmente, vale la pena hacer énfasis en las ventajas que tendría un sistema de CAC para prostatectomía que involucre el uso de un modelo de la próstata, como el aquí presentado. A mediano plazo, un sistema de CAC puede ser una herramienta de entrenamiento y aprendizaje muy útil, que permitirá a los cirujanos novatos adquirir la experiencia suficiente para llevar a cabo operaciones reales, en menor tiempo, y consecuentemente a menor costo económico y con menos riesgos para el paciente. A largo plazo, un sistema de CAC para prostatectomía podrá auxiliar a un cirujano durante procedimientos reales y permitir, por ejemplo, observar diversas vistas del interior del paciente con las que actualmente no se cuentan. Permitirá al cirujano tener una visión clara del área de operación, aun en la presencia de sangrado y hacer estimaciones de la cantidad de tejido removido, haciendo de la cirugía un procedimiento más seguro y probablemente más rápido.

Apéndice A

Algoritmos para detectar colisiones

A.1 Definiciones

- B - Es el cuerpo de tejido suave.
- V - Es el conjunto de vértices que forman parte de B .
- E - Es el conjunto de espacios (celdas) que conforman el mapa de ocupación
- T - Es el cuerpo de la herramienta virtual.
- VR - Es el conjunto de vértices a registrar o borrar en el mapa, $VE \subseteq V$.
- $S[v]$ - Es el conjunto de resortes ligados al vértice v .
- $p[v]$ - Son las coordenadas cartesianas del vértice $v \in VR$.
- $r[v]$ - Es el índice de resolución de $v \in V$.
- $SE[e]$ - Es el conjunto de subespacios contenidos en el espacio e .
- $VE[e]$ - Conjunto de vértices registrados en el subespacio e .
- $o[e]$ - Son las coordenadas cartesianas del punto de origen del espacio $e \in E$.
- $w[e]$ - Es el ancho de los lados del espacio e .
- $nel[e]$ - Es el número de subespacios por cada cara del espacio e .
- $nse[e]$ - Es el número de subespacios en el espacio e
- $fe[e]$ - Es el factor de redondeo del espacio e
- $cp[T]$ - Son las coordenadas del punto de contacto de T .
- om - Es el espacio que forma la raíz del mapa de ocupación.
- $longitudPromedio(S[v])$ - Calcula la longitud promedio de $S[v]$ para $v \in V$.
- $resolucionMinima(V)$ - Obtiene el índice de resolución mínimo en V .
- $espacioResolucion(e, p[v], r[v])$ - Encuentra recursivamente $se \in SE[e]$ para v que mejor se ajusta a $p[v]$ y $r[v]$.
- $puntoEspacio(e, p[v])$ - Encuentra recursivamente $se \in SE[e]$ con menor resolución que mejor se ajusta a $p[v]$

A.2 Creación del mapa de ocupación

Descripción: Algoritmo para la creación del mapa de ocupación con multiresolución. El algoritmo divide recursivamente el mapa en celdas, desde la raíz con la resolución máxima, hasta la resolución mínima.

calcular la longitud l de los lados del mapa, para que contenga a B

$\forall v \in V. r[v] \leftarrow longitudPromedio(S[v])$

$r_{min} \leftarrow resolucionMinima(V)$

$om \leftarrow crearMapaOcupacion(l, l/2.0, r_{min})$

crearMapaOcupacion(l, r_{max}, r_{min})

```
{
  crear el espacio inicial e
   $o[e] \leftarrow (0.0, 0.0, 0.0)$ 
  dividirEspacio( $e, o[e], l, r_{max}, r_{min}$ )
  regresar e
}
```

dividirEspacio($e, o, l, r_{actual}, r_{min}$)

```
{
   $o[e] \leftarrow (o.x, o.y, o.z)$ 
   $w[e] \leftarrow l$ 
   $r[e] \leftarrow r_{actual}$ 
   $nel[e] \leftarrow (l/r_{actual})$ 
   $fr[e] \leftarrow 1.0/r[e]$ 
  if ( $r_{actual} \leq r_{min}$ )
     $nse[e] \leftarrow 0$ 
    regresar e
   $nse[e] \leftarrow nel[e]^3$ 
   $x \leftarrow o[e].x$ 
  for ( $\forall i, 0 \leq i < nel[e]$ )
    for ( $\forall j, 0 \leq j < nel[e]$ )
      for ( $\forall k, 0 \leq k < nel[e]$ )
        crear el subespacio  $se_{ijk}$  y agregarlo a  $SE[e]$ 
         $o \leftarrow (x, y, z)$ 
        dividirEspacio( $se_{ijk}, o, r_{actual}, r_{actual}/2.0, r_{min}$ )
         $z \leftarrow z + r_{actual}$ 
         $y \leftarrow y + r_{actual}$ 
         $x \leftarrow x + r_{actual}$ 
}
```

A.3 Registro del cuerpo de tejido en el mapa

Descripción: Algoritmo que registra el cuerpo de tejido suave de la próstata en el mapa de ocupación. Cada vértice en la malla volumétrica se inserta en la celda correspondiente, de acuerdo a la resolución del vértice.

```

 $l_{\frac{1}{2}} \leftarrow l/2.0$ 
 $e \leftarrow om$ 
for ( $\forall v \in VR$ )
    insertaVerticeMapa( $e, v, l_{\frac{1}{2}}$ )

insertaVerticeMapa( $e, v, l$ )
{
     $p[v] \leftarrow p[v] + (l, l, l)$ 
     $se \leftarrow espacioResolucion(e, p[v], 2.0 \times r[v])$ 
    if ( $se \neq \emptyset$ )
         $q_1 \leftarrow p[v] - o[se]$ 
         $q_2 \leftarrow rf[v] \times q_1$ 
         $q_3 \leftarrow redondear(q_2)$ 
         $(x, y, z) \leftarrow q_3$ 
         $idx \leftarrow x + y \times nel[se] + z \times nel[se]^2$ 
        if ( $0 \geq idx \leq nse[se]$ )
            insertar  $v$  en  $VE[se]$ 
}

```

A.4 Borrado del cuerpo de tejido del mapa

Descripción: Algoritmo que borra el cuerpo de tejido suave de la próstata del mapa de ocupación. Para cada vértice en la malla volumétrica se busca la celda que corresponde a su resolución y luego se borra el vértice de la celda.

```

 $l_{\frac{1}{2}} \leftarrow l/2.0$ 
 $e \leftarrow om$ 
for ( $\forall v \in VR$ )
    borraVerticeMapa( $e, v, l_{\frac{1}{2}}$ )

borraVerticeMapa( $e, v, l$ )
{
     $p[v] \leftarrow p[v] + (l, l, l)$ 
     $se \leftarrow espacioResolucion(e, p[v], 2.0 \times r[v])$ 
    if ( $se \neq \emptyset$ )
         $q_1 \leftarrow p[v] - o[se]$ 
         $q_2 \leftarrow rf[v] \times q_1$ 
         $q_3 \leftarrow redondear(q_2)$ 
         $(x, y, z) \leftarrow q_3$ 
}

```

```

    idx ← x + y × nel[se] + z × nel[se]2
    if ( 0 ≥ idx ≤ nse[se] )
        borrar v de VE[se]
}

```

A.5 Detección de colisiones

Descripción: Algoritmo que detecta si ha ocurrido una colisión entre la herramienta quirúrgica y el cuerpo de la próstata. Tomando las coordenadas de la punta de la herramienta, se busca recursivamente la celda con menor resolución que contiene las coordenadas de la herramienta y se verifica si la celda está vacía o no.

```

l2 ← l/2.0
e ← om
c ← cp[T1]
detectaColision(e, l2, c)

```

```

detectaColision(e, l, c)
{
    p[v] ← p[v] + (l, l, l)
    se ← puntoEspacio(e, p[v])
    if ( se ≠ ∅ )
        q1 ← p[v] - o[se]
        q2 ← rf[v] × q1
        q3 ← redondear(q2)
        (x, y, z) ← q3
        idx ← x + y × nel[se] + z × nel[se]2
        if ( 0 ≥ idx ≤ nse[se] )
            regresar se
        else
            regresar ∅
    else
        regresar ∅
}

```

Apéndice B

Algoritmos de la simulación

B.1 Definiciones

B	- Es el cuerpo de tejido suave.
TS	- Conjunto de triángulos de la superficie de B .
VD	- Es el conjunto de vértices circundantes a la zona de corte a deformar.
E	- Es el conjunto de espacios (celdas) que conforman el mapa de ocupación.
T	- Es el cuerpo de la herramienta virtual.
LVC, LVD	- Listas de vértices.
$S[v]$	- Es el conjunto de resortes ligados al vértice v .
$p[v]$	- Son las coordenadas cartesianas actuales del vértice $v \in VR$.
$p_{anterior}[v]$	- Son las coordenadas cartesianas del vértice $v \in VR$, antes de la deformación.
$volumen_{removido}[v]$	- Cantidad de volumen circundante a v removido.
$punto_{corte}[T]$	- Son las coordenadas del punto de contacto de T .
$radio_{corte}[T]$	- Es el radio de corte de T .
om	- Es el espacio que forma la raíz del mapa de ocupación.
$umbral_{deformacion}$	- Es el criterio para decidir si se sigue propagando la deformación o no.
$l_{\frac{1}{2}}$	- La mitad de la longitud l de los lados del mapa que contiene a B
$cortarVerticeTejido(v, TS, om, l_{\frac{1}{2}})$	- Remueve de la malla los elementos adyacentes al punto de corte v , inserta a la lista TS los elementos expuestos después del corte y retorna la cantidad de volumen removido.
$deformaVerticePorColision(v)$	- Deforma el vértice v por efecto de la colisión (ecuación 4.14).
$deformaVerticePorPresion(v)$	- Deforma el vértice v por efecto de la presión (ecuación 4.15).
$interpenetracionColision(v, punto_{contacto}[T])$	- Calcula la interpenetración de los cuerpos tras colisionar.
$satisfaceErrorDeformacion(p_{anterior}, p_{actual}, umbral_{deformacion})$	- Verifica si se ha cumplido el umbral de deformación.

B.2 Cortes de tejido

Descripción: Algoritmo que realiza los cortes de tejido en la próstata. Primero se detecta el punto de contacto en la malia, después se remueven los elementos geométricos y mecánicos alrededor del punto de contacto y finalmente se deforma el tejido circundante a. área de corte, en función de la presión ejercida en el área de corte.

```

cortes( $TS, om, l_{\frac{1}{2}}, T$ )
{
   $v_{contacto} \leftarrow detectaColision(om, l_{\frac{1}{2}}, punto_{corte}[T])$ 
  if ( $v_{contacto} \neq \emptyset$ )
     $VD \leftarrow cortarTejido(v_{contacto}, TS, radio_{corte}[T], om, l_{\frac{1}{2}})$ 
     $deformarTejidoPorPresion(VD, om, l_{\frac{1}{2}})$ 
}

cortarTejido( $v_{corte}, TS, radio_{corte}[T], om, l_{\frac{1}{2}}$ )
{
   $v \leftarrow v_{corte}$ 
   $agregarLista(LVC, v)$ 
  for ( $\forall v \in LVC$ )
    for ( $\forall s \in S[v]$ )
      obtener el vecino  $v_{vecino}$  ligado a  $v$  por el resorte  $s$ 
       $d \leftarrow distancia(p[v_{corte}], p[v_{vecino}])$ 
      if ( $d \leq radio_{corte}[T]$ )
         $agregarLista(LVC, v_{vecino})$ 
      else
         $agregarLista(LVD, v_{vecino})$ 
   $volumen_{total} \leftarrow 0$ 
   $volumen_{total-anterior} \leftarrow volumen_{removido}[v]$ 
  if ( $LVC \neq \emptyset$ )
    for ( $\forall v \in LVC$ )
       $volumen \leftarrow cortarVerticeTejido(v, TS, om, l_{\frac{1}{2}})$ 
       $volumen_{total} \leftarrow volumen_{total} + vol$ 
  if ( $LVD \neq \emptyset$ )
    for ( $\forall v \in LVD$ )
       $volumen_{removido}[v] \leftarrow volumen_{total} + volumen_{total-anterior}$ 
  retornar  $LVD$ 
}

deformarTejidoPorPresion( $LVD, om, l_{\frac{1}{2}}$ )
{
  if ( $LVD \neq \emptyset$ )
    for ( $\forall v \in LVD$ )
       $p_{anterior}[v] \leftarrow p[v]$ 
       $deformaVerticePorPresion(v)$ 
}

```

```

    inserta en  $LVD$  los vecinos  $v_j$  de  $v, \forall j \in S[v]$ 
else
    retornar
     $v \leftarrow primerElementoLista(LVD)$ 
     $p_{anterior}[v] = p[v]$ 
     $deformaVerticePorPresion(v)$ 
     $p_{nuevo} = p[v], p_{anterior} = p_{anterior}[v]$ 
    while (  $LVD \neq \emptyset$  )
         $p_{anterior}[v] = p[v]$ 
        if (  $satisfaceErrorDeformacion(p_{anterior}, p_{actual}, umbral_{deformacion}) = false$  )
            inserta en  $LVD$  los vecinos  $v_j$  de  $v, \forall j \in S[v]$ 
             $borraElementoLista(LVD, v)$ 
             $v \leftarrow elementoActualLista(LVD)$ 
             $p_{anterior}[v] = p[v]$ 
             $deformaVerticePorPresion(v)$ 
             $p_{nuevo} = p[v], p_{anterior} = p_{anterior}[v]$ 
}

```

B.3 Deformación por colisión

Descripción: Algoritmo que deforma el tejido de la próstata debido a la fuerza resultante después de la colisión. Primero se detecta el punto de contacto en la malla, después se calcula la respuesta de colisión y con ésta se deforma el tejido, propagándose la deformación desde el punto de contacto hacia sus vecinos, hasta que se satisface el umbral de deformación.

```

deformacionPorColision( $B, om, l_{\frac{1}{2}}, T$ )
{
     $v_{contacto} \leftarrow detectaColision(om, l_{\frac{1}{2}}, punto_{contacto}[T])$ 
    if (  $v_{contacto} \neq \emptyset$  )
         $LVD_{actual} \leftarrow deformaTejidoPorColision(B, om, l_{\frac{1}{2}}, v_{contacto}, punto_{contacto}[T])$ 
        for (  $\forall v_{deformado} \in LVD_{anterior}$  )
             $d \leftarrow distancia(punto_{contacto}[T], p[v_{deformado}])$ 
            if (  $r > radio_{deformacion}$  )
                if (  $v_{deformado} \notin LVD_{actual}$  )
                     $relajaTejido(v_{deformado}, om, l_{\frac{1}{2}})$ 
                     $borraElementoLista(LVD_{anterior}, v_{deformado})$ 
        while (  $\forall v_{deformado}, LVD_{actual} \neq \emptyset$  )
            if (  $v_{deformado} \notin LVD_{anterior}$  )
                 $insertaElementoLista(LVD_{anterior}, v_{deformado})$ 
             $borraElementoLista(LVD_{actual})$ 
    else
        for (  $\forall v_{deformado} \in LVD_{anterior}$  )
             $relajaTejido(v_{deformado}, om, l_{\frac{1}{2}})$ 
}

```

```

}

deformaTejidoPorColision(B, om, l2, vcontacto, puntocontacto[T])
{
  v ← vcontacto
  penetracionv ← interpenetracionColision(v, puntocontacto[T])
  panterior[v] ← p[v]
  panterior ← panterior[v]
  deformaVerticePorColision(v, penetracionv)
  insertaElementoLista(LVD, v)
  while ( LVD ≠ ∅ )
    panterior[v] = p[v]
    if ( satisfaceErrorDeformacion(panterior, pactual, umbraldeformacion) = false )
      inserta en LVD los vecinos vj de v, ∀j ∈ S[v]
    borraElementoLista(LVD, v)
    v ← elementoActualLista(LVD)
    penetracionv ← (0, 0, 0)
    panterior[v] = p[v]
    deformaVerticePorColision(v, penetracionv)
    pnuevo = p[v], panterior = panterior[v]
}

```

Bibliografía

- [1] Arámbula Cosío, F. "Towards a safe and effective robotic prostatectomy". PhD Thesis, Dept. of Mech. Eng., Imperial College, London, UK. 1997.
- [2] Arámbula Cosío, F., Corkidi Blanco, G., Valera Orozco, B. "Cirugía de próstata asistida por computadora". I Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, pp. 20-23, Mazatlán, 1998.
- [3] Arámbula Cosío, F. "Automated prostate recognition: a key process for clinically effective robotic prostatectomy". *Medical & Biological Engineering & Computing*. Vol. 37, No. 2, pp. 236-243, March 1999.
- [4] Balaniuk, R., Laugier, C. "Haptic Interfaces in Generic Virtual Reality Systems". *Proceedings of the 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1310-1315, 2000.
- [5] Basdogan, C., Ho, C., Srinivasan, M., "Simulation of Tissue Cutting and Bleeding for Laparoscopic Surgery Using Auxiliar Surfaces". *Medicine Meets Virtual Reality 7*, San Francisco, California, pp. 38-44, IOS Press, 1999.
- [6] Bielser, D., Gross, M. "Interactive Simulation of Surgical Cuts. Computer Graphics and Applications". *Proceedings of the IEEE on The Eighth Pacific Conference*, pp. 116-126, 2000.
- [7] Boux de Casson, F., Laugier, C. "Modeling the Dynamics of a Human Liver for a Minimally Invasive Surgery Simulator". C. Taylor & A. Colchester (Eds), *Second International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI '99*, pp. 1156-1165, 1999.
- [8] Bro-Nielsen, M. "Finite Element Modeling in Surgery Simulation". *Proceedings of the IEEE*, Vol. 86, No. 3, pp. 490-503, March 1998.
- [9] Bro-Nielsen, M., Tasto, J., Cunningham, R., Merrill, G. "PREOP Endoscopic Simulator: A PC-Based Immersive Training System for Bronchoscopy", *Medicine Meets Virtual Reality 7*, San Francisco, California, pp. 76-82, IOS Press, 1999.
- [10] Cotin, S., Delingette, E., Ayache, N. "Efficient Linear Elastic Models of Soft Tissues for real-time surgery simulation" *INRIA Rapport de recherche No. 3510*, Octobre 1998

- [11] Cotin, S., Delingette, H., Ayache, N. "Real Time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation". *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 5, No. 1, pp. 62-73, January-March 1999.
- [12] Cani-Gascuel, Desbrun, M. "Animation of deformable models using implicit surfaces". *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 3, pp. 30-50, March 1997.
- [13] Cover, S.A., Ezquerro, N.F., O'Brien, J.F., Rowe, R., Gadacz, T., Palm, E. "Interactively deformable models for surgery simulation". *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 13, No. 6, pp. 68-75, November 1997.
- [14] Debunne, G., Desbrun, M., Barr, A., Cani, M. "Interactive multiresolution animation of deformable models". *Proceedings of the Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation '99*, pp. 133-144, September 1999.
- [15] Deguet, A., Joukhadar, A., Laugier, C. "Models and Algorithms for the Collision of Rigid and Deformable Bodies". *Robotics: the algorithmic perspective*, P.K. Agarwal, L.El. Kauraski, M.T. Mason (Editors), AK Press, pp. 327-338, 1998.
- [16] Delingette, H. "Toward Realistic Soft Tissue Modeling in Medical Simulation". *Proceedings of the IEEE*, Vol. 86, No. 3, pp. 512-523, March 1998.
- [17] Digital Imaging Associates (www.digimaging.com).
- [18] ERBE Elektromedizin GmbH (www.erbe-med.com).
- [19] Frisken-Gibson, S. "3D ChainMail: A Fast algorithm for Deforming Volumetric Objects". *Proc. Symp. Interactive 3D Graphics*, pp. 149-154, 1997.
- [20] Frisken-Gibson, S. "Using Linked Volumes to Model Object Collisions, Deformation, Cutting, Carving, and Joining". *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, Vol. 5, No. 4, pp. 333-348, October-December 1999.
- [21] Fung, Y.C. "A First Course in Continuum Mechanics". 2nd ed. Prentice-Hall, 1977.
- [22] Fung, Y.C. "Biomechanics-Mechanical Properties of Living Tissues". 2nd ed. Berlin: Springer-Verlag, 1993.
- [23] Geneser, F. "Histología". 2a ed.. Ed. Panamericana, México, 1993.
- [24] Gomes, M.P.S.F., Barret, A.R.W., Timoney, A.G., Davies, B.L. "A Computer-Assisted Training/Monitoring System for TURP Structure and Design". *IEEE Trans. On Information Technology in Biomed.*, Vol. 3, No. 4, pp. 242-250, 1999.
- [25] Gottschalk, M., Manocha, D. "Cbb-tree: A hierarchical structure for rapid interference detection". *Computer Graphics, Proceedings of the SIGGRAPH'96*, pp. 171-180, August, 1996.
- [26] Gdkbay, U., zgu, B., Tokad, Y. "A spring force formulation for elastically deformable models". *Computer & Graphics*, Vol. 21, No. 3, pp. 335-346, 1997.

- [27] Harris, S.J., Arámbula Cosío, F., Mei, Q., Hibberd, R.D., Davis, B.L., Wickham, J.E.A., Nathan, M.S., Kundu, B. "The Probot - an active robot for prostate resection". *Journal of Engineering in Medicine, Proceedings H. of IMechE*. Vol. 211, H4, pp. 317-326, M.E.P. Ltd, September, 1997.
- [28] He, T., Kaufman, A. "Collision Detection for Volumetric Objects". *Visualization '93, Proceedings*, pp. 27-34, 1997.
- [29] Joukhadar, A., Garat, F., Laugier, C. "Parameter Identification for Dynamic Simulation". *Proceedings IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, Albuquerque, NM*, vol. 3, pp. 1928-1933, Apr. 1997.
- [30] Keeve E., Girod S., Girod B. "Computer-Aided Craniofacial Surgery". *Journal of the Intern. Society for Computer Aided Surgery*, Vol. 3, No. 2, pp. 6-10, December 1996.
- [31] Kilgard, M.J. "The OpenGL Utility Toolkit (GLUT) Programming Interface, API Version 3". *Silicon Graphics, Inc.*, November 13, 1996.
- [32] Koch R. M., Gross M. H., Carls F. R., von Büren D. F., Fankhauser G., Parish Y. I. H. "Simulating Facial Surgery Using Finite Element Models". *Proceedings of SIGGRAPH '96 (New Orleans, Louisiana, USA, August 4-9, 1996)*. *Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, ACM SIGGRAPH*, pp. 421-428, 1996.
- [33] Kühnapfel, U., Çakmak, H.K., Maaß, H. "Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation". *Computer & Graphics*, 24, pp. 671-682, 2000.
- [34] Levi, E. "Elementos de Mecánica del Medio Continuo". Ed. Limusa, México, 1973.
- [35] Lin, C., Chang, C., Cheng, C., Wang, C., Lee, H. "Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar". *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 59, pp. 189-195, 1999.
- [36] Lombardo, J.C., Cani, M P, Neyret, F. "Real-time Collision Detection for Virtual Surgery". *Proc. IEEE Computer Animation*, pp. 82-90, 1999.
- [37] Lorensen, W. and Cline, H. "Marching cubes: a high resolution 3d surface construction algorithm". *Proceedings of ACM SIGGRAPH'87*, pp. 163-169, July 1987.
- [38] Mathews, F. "Métodos Numéricos con Matlab"., Tercera edición, Madrid, España, 2000.
- [39] Maurel, W., Wu, Y., Magnenat Thalmann, N., Thalmann, D. "Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation". *Esprit Basic Research Series*. Springer, 1998.
- [40] Monserrat, C., Meier, U., Alcañiz, M., Chinesta, F., Juan, M.C. "A new approach for real-time simulation of tissue deformations in surgery simulation". *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 64, pp. 77-85, 2001.
- [41] Moutsopoulos, K., Gilles, D. "Deformable models for laparoscopic surgery simulation". *Elsevier Computer Networks and ISDN Systems*, 29, pp. 1675-1683, 1997.
- [42] NDI Northern Digital Inc. (www.ndi.com).

- [43] Oppenheimer, P., Gupta, A., Weghorst, S. "The Representation of Blood Flow in Endourologic Surgical Simulations". *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality*, pp. 365-371, 2001.
- [44] Padilla Castañeda, M.A., Arámbula Cosío, F. "Deformable model of the prostate for computer assisted surgery". *X Conferencia Internacional de Computación*, Cd. de México, 12-16 Nov., 2001.
- [45] Padilla Castañeda, M.A., Arámbula Cosío, F. "Resection Simulation with Local Tissue Deformations for Prostate Computer Assisted Surgery". *Artículo sometido a la Mexican International Conference on Artificial Intelligence MICAI 2002*, April 22-26, 2002.
- [46] Sagar, M.A., Bullivant, D., Mallinson, P., Hunter, P.J., Hunter, I. "A virtual environment and model of the eye for surgical simulation". *Proceedings ACM SIGGRAPH '94*, pp. 205-212. Orlando, 1994.
- [47] Sakamoto, Y., Tuchiya, K., Kato, M. "Deformation Method for Surgery Simulation Using Voxel Space Automata". *Systems, Man, and Cybernetics, 1999. IEEE SMC '99 Conference Proceedings. IEEE International Conference on*, Vol. 4, pp. 1026 -1031, 1999.
- [48] Schill, M. A., F. Gibson, S. F., Bender, H. J., Männer, R. "Biomechanical Simulation of the Vitreous Humor in the Eye Using an Enhanced ChainMail Algorithm". *Proceedings Medical Image Computation and Computer Assisted Interventions, MICCAI'98*, pp. 679-687, October, 1998.
- [49] Stryker Leibinger (www.leibinger.net).
- [50] Teschner, M., Girod, S., Girod, B. "Optimization Approaches for Soft-Tissue Prediction in Craniofacial Surgery Simulation". In *Proc. Second International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI '99*. Cambridge, England, pp. 1183-1190, September, 1999.
- [51] Woo, M., Neider, J., Davis, T. "OpenGL Programming Guide". 2nd Edition, The Official Guide to Learning OpenGL, Version 1.1, 1997.