



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y DESARROLLO
TECNOLÓGICO

CONSTRUCCION DE UN MODELO DEL SISTEMA GASTROINTESTINAL ALTO PARA SIMULACIONES DE ENDOSCOPIA

T E S I S

*Que para obtener el grado académico de
Maestro en Ciencias (Física Médica)*

presenta:

ALFONSO GASTÉLUM STROZZI

Director:

Dr. Jorge Alberto Márquez Flores

Miembro del comité tutorial:

Dr. Rufino Díaz Uribe

Dr. Fernando Arámbula Cosío

Médico Especialista José Luis Mosso Vásquez



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MÉXICO, D.F.

2005

M: 350070



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

“Uno no es lo que es por lo que escribe,
sino por lo que ha leído”.

-Jorge Luís Borges-

DEDICADA A:

MI SOBRINA: Gabriela, Por haber nacido y con eso enseñarme la felicidad que existe en todo descubrimiento, tu primer paso a sido la mayor observación de mi vida.

MI PADRE: Arnulfo, por ser mi primer profesor en ciencias, por todo lo que aprendí de ti, por dejarme crecer, equivocarme, aprender y seguir fallando, por todo tu amor. Por ti se que un ser humano puede ser mas de lo que alguna ves pensó que seria.

MI MADRE: Graciela, por tu compañía, tu paciencia y tus consejos, por darme a conocer el mundo de la literatura y con esto demostrarme lo mucho que me amas. Gracias a ti aprendí a ver el mundo con algo más que mis ojos.

MI HERMANA: Valeria, por todo lo que hemos crecido juntos, por ser la mayor contradicción de mi ser y con esto una inspiración para lograr cosas que no soy. Gracias por hacerme sentir orgulloso de mi sangre.

MI HERMANO: Manuel, por ser el mayor, a ti te debo el saber soñar, jamás olvidare como me enseñaste a vivir en los mundos de mi propia creación.

MI PRIMO: Emiliano, por ser mi hermano. Te agradezco todas nuestras pláticas y acompañarme en mis rondas por la ciudad, por el sarcasmo que tanto nos ha divertido.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a las personas que me formaron en el trabajo de mi tesis, por darme las herramientas para construir mi propio entendimiento de los problemas planteados durante mis estudios de maestría, a mi director de tesis Dr. Jorge Alberto Márquez Flores y a los miembros de mi Comité Tutoral Dr. Rufino Díaz Uribe, Dr. Fernando Arámbula Cosío, Dr. José Luís Mosso Vásquez.

A mi Comité Sinodal por las aportaciones y las correcciones echas a mi trabajo, por sus sugerencias, las cuales hicieron posible el crecimiento de mi tesis y mas importante por compartir su experiencia y aportarla para mejorar mi entendimiento de la Física, Dr. Jorge Alberto Márquez Flores, Dr. Luís Benítez Bribiesca, Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, Dr. Fernando Arámbula Cosío, Dr. José Luís Mosso Vásquez.

A todos mis profesores por sus enseñanzas, en especial al profesor Fernando Iturbe Hermann y la profesora Ana Elena Buenfil por compartir conmigo lo aprendido en su vida, sus enseñanzas me acompañaran el resto de la mía.

A la coordinadora del programa, Dra. María Ester Brandan por su apoyo y orientación.

Al laboratorio de análisis de imágenes y visualización y al Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico por permitir utilizar sus equipos para realizar la construcción de mi modelo. A mis compañeros de laboratorio Miguel Ángel Padilla y Felipe Altamirano por hacer posible las horas de trabajo con su amistad y ayuda.

A mis compañeros de la maestría, Eurídice, Óscar, Flavio, Marvin, Jazmín, Porfirio, Héctor, Antonio, Miguel, Miriam, Erick, Olinka, Mariana. Gracias por todo lo que aprendí de ustedes y siempre los tendré presentes como mis amigos.

Al CONACYT por el apoyo económico otorgado.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por ser el recinto que me formo en estos años de estudios.

ÍNDICE.

INTRODUCCIÓN.	1
OBJETIVOS	1
ORGANIZACIÓN DE LA TESIS.	1
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES MÉDICOS	3
1.1 DESARROLLO HISTORICO DE LA ENDOSCOPIA.	3
1.2 ESTADÍSTICAS.	6
1.3 MODELOS VIRTUALES.	8
CAPÍTULO 2. MATERIALES.	10
2.1 ENDOSCOPIO Y VIDEOENDOSCOPIAS.	10
2.2 HARDWARE Y SOFTWARE.	11
2.3 VISIBLE HUMAN PROJECT.	11
2.4 PLANO TRANSVERSAL.	13
2.5 PROBLEMAS ANATÓMICOS RELACIONADOS A LAS IMÁGENES.	14
CAPÍTULO 3. SEGMENTACIÓN Y CONSTRUCCIÓN DEL MODELO.	16
3.1 EXTRACCIÓN DEL CONTORNO.	17
3.2 ARTEFACTOS DE DISCRETIZACIÓN.	20
3.3 MODELO INICIAL.	21
3.4 CONECTIVIDAD.	22
3.5 CONSTRUCCIÓN DE LA SUPERFICIE.	24
3.6 CONSTRUCCIÓN DEL VOLUMEN.	28
CAPÍTULO 4. PROCESAMIENTO Y REFINAMIENTO DEL MODELO.	34
4.1 SIMPLIFICACIÓN DE SUPERFICIE.	34
4.2 ALISADO DE LA MALLA.	37
CAPÍTULO 5. VISUALIZACIÓN DEL MODELO.	41
5.1 TRAYECTORIA DE NAVEGACIÓN.	41
5.2 MODELO DE ILUMINACIÓN.	42
5.3 MODELO DE DISTORSIÓN ÓPTICA.	46
CAPÍTULO 6. ANÁLISIS DE RESULTADOS.	51
6.1 ANÁLISIS DEL CONTORNO EXTRAIDO.	51
6.2 ERROR DEL ALISADO DE LA MALLA.	54
6.3 VIDEOENDOSCOPIAS.	55
CONCLUSIONES.	56
PERSPECTIVAS.	58
GLOSARIO, NOTACION Y ACRONIMOS.	59
ANEXO A.	60
A.1 VRML.	60
A.2 OPENGL.	60
BIBLIOGRAFÍA.	61

INTRODUCCIÓN.

En la medicina las técnicas de invasión mínima están tomando cada día un rol más importante, debido a las grandes ventajas que tiene sobre la cirugía tradicional. En las técnicas de invasión mínima no es necesario el hacer cortes muy grandes y en muchas ocasiones se utilizan los orificios naturales del cuerpo humano; esto es de gran importancia, ya que reduce el tiempo de rehabilitación minimizando el trauma recibido por la inserción de instrumentos quirúrgicos. La reducción de cicatrices y la disminución de molestias son otras de las ventajas que nos dan las técnicas de invasión mínima.

Una de estas técnicas de mínima invasión es la *endoscopia*. Los endoscopios son sistemas compuestos por tubos flexibles, los cuales se introducen al cuerpo por los orificios naturales, estos tubos cuentan con sistema óptico con el cual se trasmite la imagen, ya sea a un ocular para la visión directa del cirujano o a una salida de video.

OBJETIVOS.

El objetivo central de esta tesis es la construcción de un modelo computacional tridimensional del tracto digestivo el cual podrá ser usado para el entrenamiento de nuevos médicos endoscopistas del sistema gastrointestinal alto. Para obtener dicho modelo, nos hemos propuesto los siguientes objetivos particulares:

1. Procesamiento y análisis de las imágenes que dan la información anatómica para la construcción del modelo.
2. Construcción de la malla inicial.
 - Obtención de la superficie interna inicial del esófago y estómago.
 - Construcción del modelo tridimensional.
3. Mejoramiento de la superficie (malla triangular) utilizando la reducción de redundancia y alisado.
 - Reducción del número de triángulos que componen la malla.
 - Aplicación de un filtro media móvil local sobre los nodos del mallado.
4. Construcción de la navegación y visualización del modelo.
 - Trayectoria de navegación.
 - Obtención de la iluminación adecuada.
 - Distorsión óptica.
 - Color y textura.

ORGANIZACIÓN DE LA TESIS.

En el primer capítulo se revisan los antecedentes de la endoscopia, los sistemas de endoscopia virtual existentes y la necesidad de la construcción de un modelo y su utilización en el área médica.

INTRODUCCIÓN

En el capítulo 2 se describen las imágenes del *Visible Human Project* y las características de los cortes usados para la reconstrucción. Además se discuten las propiedades anatómicas que se deben de considerar en la reconstrucción del modelo.

En el capítulo 3 se aborda el proceso inicial de la construcción del modelo. Este proceso consiste en segmentar los contornos de interés y la obtención de elementos de superficie (“parches” constituidos por triángulos) a partir de los cortes apilados, el resultado final es la superficie tridimensional del modelo (mallado triangular). El mallado inicial deberá de pasar por los procesos de mejoramiento para poder ser utilizado en la navegación.

En el capítulo 4 se aplican dos correcciones del modelo, la primera de éstas es la reducción de triángulos, que servirá para reducir los tiempos de procesamiento del modelo y mejorar la navegación, la segunda es el proceso de filtrado que eliminará los artefactos heredados de nuestra reconstrucción.

El capítulo 5 trata acerca de la visualización y navegación del modelo final, en este capítulo se aplica la distorsión óptica necesaria para mejorar el realismo en el momento del entrenamiento. Por último se asigna el color, de acuerdo a las imágenes anatómicas (“mapeo de textura”).

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES MÉDICOS

1.1 DESARROLLO HISTORICO DE LA ENDOSCOPIA.

La endoscopia (del griego *endo*: dentro y *skopein*: ver u observar) fue por primera vez descrita por Hipócrates (460-375 AC) en Grecia al hacer referencia a un espéculo rectal (Fig. 1.1). Así el interés médico por estudiar los órganos internos a través de los orificios naturales ha existido desde los primeros días de la medicina. [VINC04]

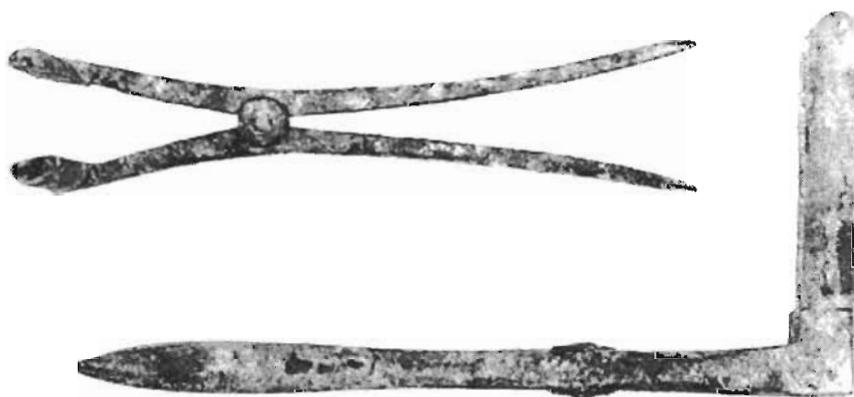


Figura 1.1. Hipócrates (iii.331): "... yaciendo el paciente boca arriba y examinando la parte ulcerada del --- mediante el espéculo rectal..."

El principal problema en los inicios de la endoscopia era la falta de una forma de iluminación adecuada durante la exploración, sin esta iluminación la endoscopia era impráctica y no fue hasta que Philipp Bozzini (1773-1809) [KRAF95] desarrolló un conductor de luz de nombre "Lichtleiter" que se inició el mejoramiento de este problema y se comenzó con el desarrollo de la endoscopia moderna. Este sistema iluminaba directamente los órganos internos y redirigía la luz al ojo del observador.

En 1853 Antoine Jean Desormeaux un cirujano francés, introdujo por primera vez el "Lichtleiter" de Bozzini a la práctica con pacientes. Para muchos Desormeaux es considerado el "Padre de la Endoscopia". Este instrumento tenía un sistema de espejos y lentes con una lámpara de llama como fuente de luz; el endoscopio hacia arder una mezcla de alcohol y trementina. Las quemaduras debido a la fuente de iluminación fueron las mayores complicaciones de estos procedimientos. Desormeaux tuvo la idea inicial de usar electricidad como fuente de luz, pero abandonó esta idea. El Lichtleiter fue usado mayormente en casos urológicos.

El problema de la iluminación seguía afectando a la endoscopia, aunque existía un método de iluminación no se tenía una fuente de luz adecuada, fue en octubre de 1879 cuando se produjo la invención que permitiría la mejora de los sistemas endoscópicos: el bulbo incandescente por Thomas A. Edison.

Maximilian Nitze (1848-1906) modificó el bulbo de luz de Edison y creó la primera óptica endoscópica con una fuente de luz eléctrica incluida. Así como el Lichtleiter de Bozzini, este instrumento fue usado únicamente para los procedimientos urológicos. En 1883, Newman en Glasgow usó una versión miniaturizada del bulbo incandescente en un cistoscopio.

Durante 1881 el principio de óptica rígida de Nitze fue utilizado por Mikulicz y Leiter para desarrollar el primer gastroendoscopio. Se dedicaron entre otras cosas a realizar las gastroendoscopias de control a los pacientes de Billroth en su clínica de Viena. En 1932 Schindler diseñó el primer gastroscopio semiflexible.

Aún con estos sistemas con fuente de luz eléctrica y arreglos ópticos que permitían tener un endoscopio semiflexible, el uso de estos era muy difícil debido al arreglo de lentes complejos, lo cual hacía el procedimiento de exploración complicado y aún más el entrenamiento de especialistas.

No fue hasta la introducción de la fibra óptica en 1957 en la endoscopia que se pudo tener sistemas endoscópicos menos complicados en sus arreglos ópticos y totalmente flexibles. En 1963 se introdujo el endoscopio esofágico de fibra óptica, el cual contaba con los nuevos requerimientos para la endoscopia moderna:

- Fuente de luz externa de alta intensidad transmitida vía fibra óptica.
- Vista hacia el frente.
- Canal abierto para instrumentación.
- Extremo distal controlable.

Con estos nuevos sistemas se introdujeron por primera vez las técnicas de invasión mínima como una opción viable y práctica en el estudio del cuerpo humano. Una de estas técnicas de mínima invasión es *la endoscopia del sistema gastrointestinal alto*.

Los endoscopios para este procedimiento (Fig. 1.2) son sistemas compuestos por tubos flexibles los cuales se introducen al cuerpo por la orofaringe, estos tubos conducen diferentes accesorios y los sistemas de iluminación y óptico. El sistema óptico está compuesto por una lente de ángulo amplio en la punta de inserción y utiliza fibra óptica para la transmisión de la imagen, ya sea a un ocular para la visión directa del cirujano o a una salida de video. Entre los accesorios se encuentran una salida a presión de agua para limpiar el área observada y un insuflador, el cual es utilizado para *descolapsar* (en el sentido de abrir el paso) el tracto digestivo, ya que sin este procedimiento es imposible una exploración correcta.

La navegación del sistema permite la manipulación solamente de la punta de inserción, el resto del tubo endoscópico solo puede entrar o salir, mientras que la punta de inserción puede ser orientada en varias direcciones y en algunos casos puede girar 350°.

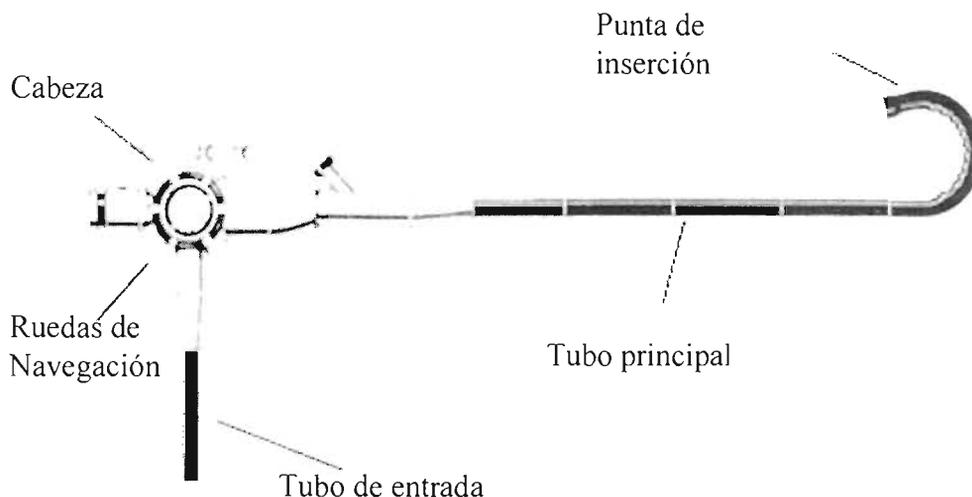


Figura 1.2. Esquema de un endoscopio.

Aunque las innovaciones en los sistemas endoscópicos mejoran la navegación y facilitan el uso para un especialista, siguen existiendo problemas que deben de ser considerados, entre estos está la pobre percepción de profundidad, la cual se ve aumentada en la vídeo endoscopia, campo de visión limitado, coordinación ojo-mano antinatural y una pobre retroalimentación (feedback) de instrumentos largos [TREA96].

De todo esto, se obtiene que el tiempo de aprendizaje de la técnica de endoscopia es muy largo (de 6 a 18 meses) y éste solo se puede llevar a cabo a través de la práctica repetitiva hasta alcanzar el nivel deseado de manejo del equipo.

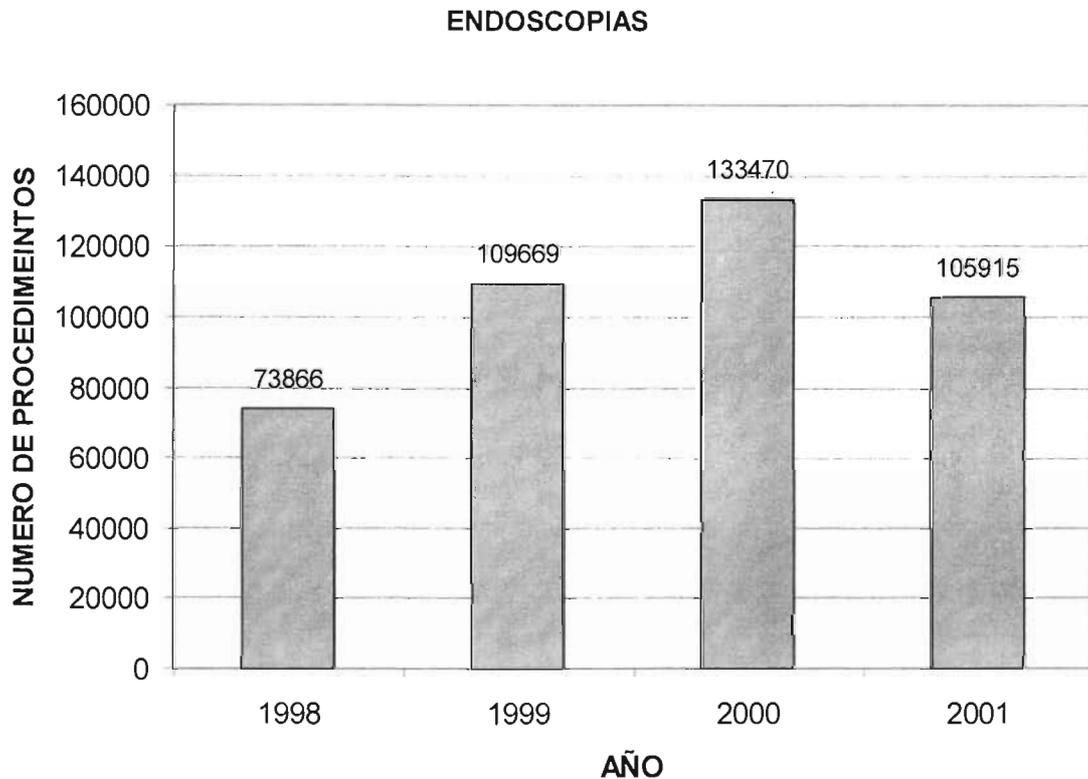
Tradicionalmente el entrenamiento en la cirugía se llevaba a cabo en modelos de plástico, cadáveres, animales e incluso en pacientes. Pero en el caso de la endoscopia digestiva alta se requiere una interacción realista con la orofaringe o garganta, esófago, estómago y duodeno, lo cual no se puede llevar a cabo con ninguno de los ejemplos mencionados y la única forma de aprendizaje tradicional es donde el aprendiz observa cómo el cirujano lleva a cabo un cierto número de intervenciones y después de esto pasa a realizar la endoscopia en un paciente. Es por esto que surge la necesidad de crear nuevos sistemas innovadores de entrenamiento para los residentes de cirugía o los estudiantes de medicina [HUNT93], [SATA97].

Una de estas nuevas técnicas es la simulación por computadora del procedimiento endoscópico y de otros procedimientos quirúrgicos en general. Tal simulación tiene muchas aplicaciones en el ramo de la medicina, ya sea como auxiliar en la cirugía, en la planeación, en la educación y en el entrenamiento.

1.2 ESTADÍSTICAS.

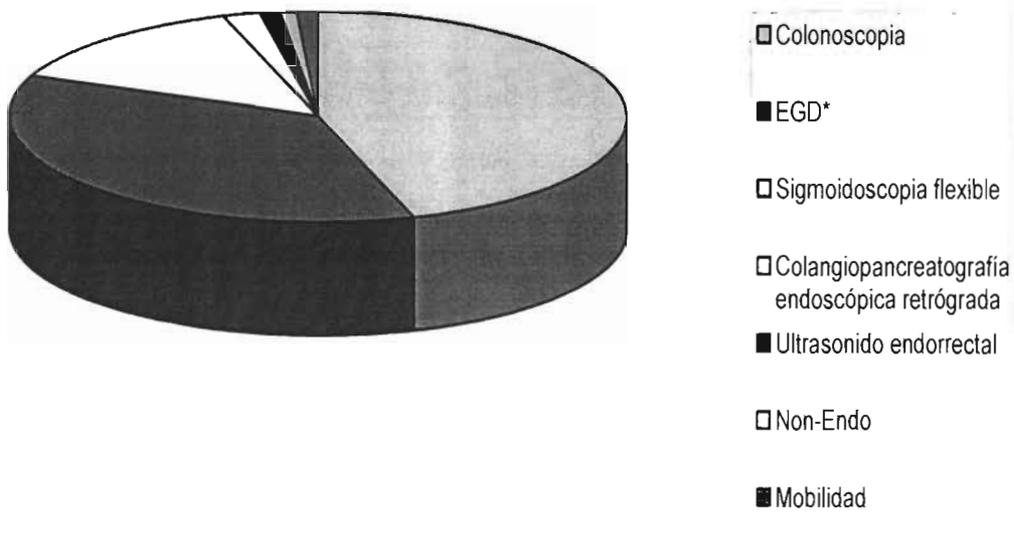
La importancia actual de la endoscopia GI (gastrointestinal) la podemos ver a partir de estadísticas del número de procedimientos realizados anualmente, esta se refleja en la necesidad del mejoramiento en el entrenamiento de los especialistas y la cantidad que son entrenados anualmente.

El número de endoscopias durante los años 1998-2001 en Estados Unidos se muestran en la siguiente tabla [CORI00]:



El porcentaje de gastroendoscopias en comparación con otros procedimientos es el siguiente:

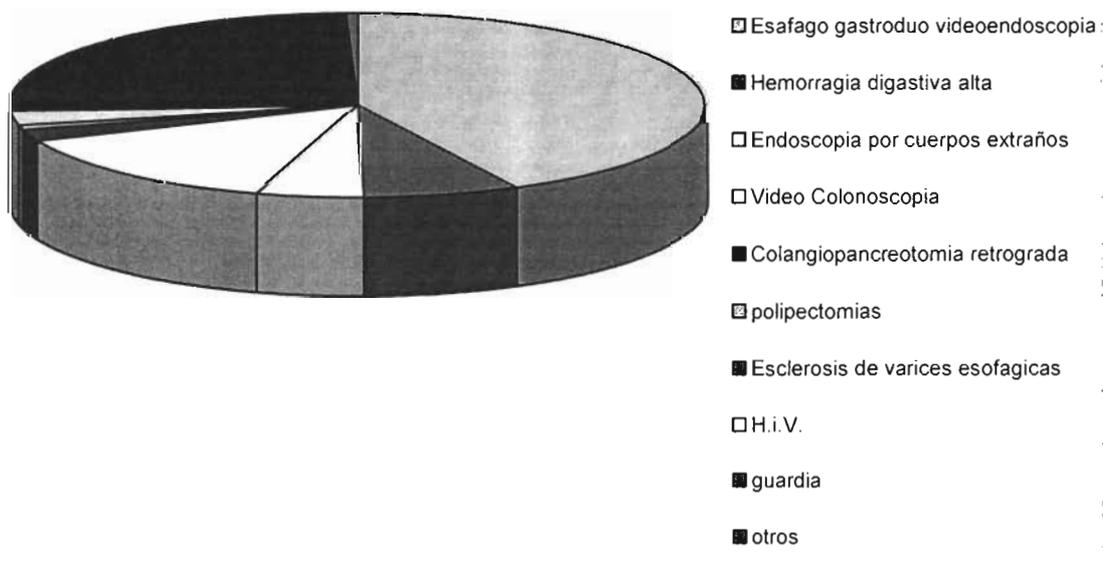
Tipo de examen	Número	%
Colonoscopia	197,424	45
EGD	158,353	36
Sigmoidoscopia flexible	60,403	14
Colangiopancreatografía endoscópica retrógrada	8,406	2
Ultrasonido endorrectal	4,206	1
Non-Endo	5,895	1
Movilidad	2,199	1



De estos datos podemos ver que la EGD (esofagogastroduodenoendoscopia) es una de las más realizadas, este caso particular de endoscopia GI es a la que nuestro modelo esta dedicado.

En el hospital argentino *Hospital Nacional Profesor Doctor Alejandro Posadas* [HOSP04], se reportan los siguientes datos sobre total de procedimientos por año:

% DE TIPOS DE ENDOSCOPIAS SEGUN ENFERMEDAD POR AÑO



1.3 MODELOS VIRTUALES.

Al usar la simulación para educar y entrenar, los costos asociados se ven reducidos, ya que en lugar de la utilización de cadáveres o especímenes, se pueden utilizar los modelos hechos en la computadora, además de esto, se pueden simular una mayor cantidad de condiciones, tales como ciertas patologías o complicaciones. La mayor ventaja es el poder simular seres vivos y así el usuario podrá tener una experiencia más completa y estará capacitado para enfrentarse a un número mayor de casos particulares y complicaciones.

Para que la simulación sea útil, debe de dar el realismo necesario al usuario. Esto es, los modelos de los tejidos y los órganos deben comportarse de una forma realista y los controles que el usuario maneje deben tener la fuerza mecánica de respuesta adecuada. La respuesta háptica es muy importante, ya que en la cirugía real el tacto es de gran ayuda, así que durante el entrenamiento el usuario debe de aprender y acostumbrar su sentido del tacto al manejo del equipo.

Un tipo de simulación es la realidad virtual, en la cual el cirujano se entrena en ambientes generados por computadora, en los cuales se puede interactuar con modelos anatómicos tridimensionales. Para que estos sistemas sean realistas la respuesta tanto del modelo en la pantalla así como de la respuesta háptica deben de ser estables y ser actualizadas constantemente, esto con el fin de obtener una transición fluida y las sensaciones puedan ser distinguidas unas de otras. Esto nos da la necesidad de que la computadora dé una respuesta rápida, por lo cual siempre se debe de mantener en cuenta el tiempo de procesamiento y la complejidad del modelo.

De estas condiciones se tiene que la complejidad del modelo se ve limitada por la necesidad de la respuesta háptica y el tiempo que necesite una computadora para presentar en pantalla el modelo y que la actualización de éste sea fluida.

El modelo debe de cumplir una serie de requisitos en cuanto a su representación visual en la pantalla:

- Correspondencia anatómica entre el modelo y el órgano que simule.
- La iluminación del modelo debe de permitir al usuario tener la experiencia de tercera dimensión y el efecto de sombreado es muy importante para la definición de rasgos (pliegues, por ejemplo).
- La navegación dentro del modelo debe de tener los mismos grados de libertad que la navegación con el equipo real.

Con esto podemos ver que el primer compromiso de un modelo adecuado es que su correspondencia anatómica sea buena, una primera aproximación se da con modelos como el que se muestra a continuación donde se puede ver que es solamente una representación del tracto digestivo alto, pero no existe una correspondencia anatómica con un tracto real.

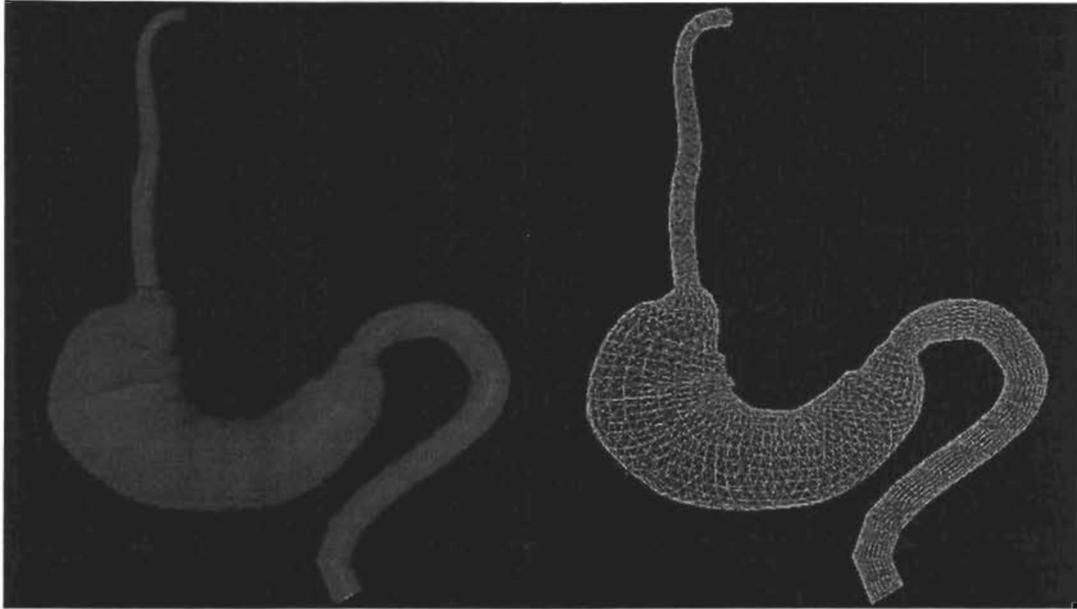


Figura 1.3. Muestra de modelo del estómago alemán *magen* (<http://nt1.chir.med.tu-muenchen.de/magen.wrl>).

No existe un navegador para este modelo pero si navegásemos dentro de estos modelos, podemos apreciar que son tan solo una aproximación muy pobre y no funcionarían para que el usuario se acostumbrara a la anatomía real del esófago y cómo cambia su forma dependiendo del punto en el que nos encontremos.

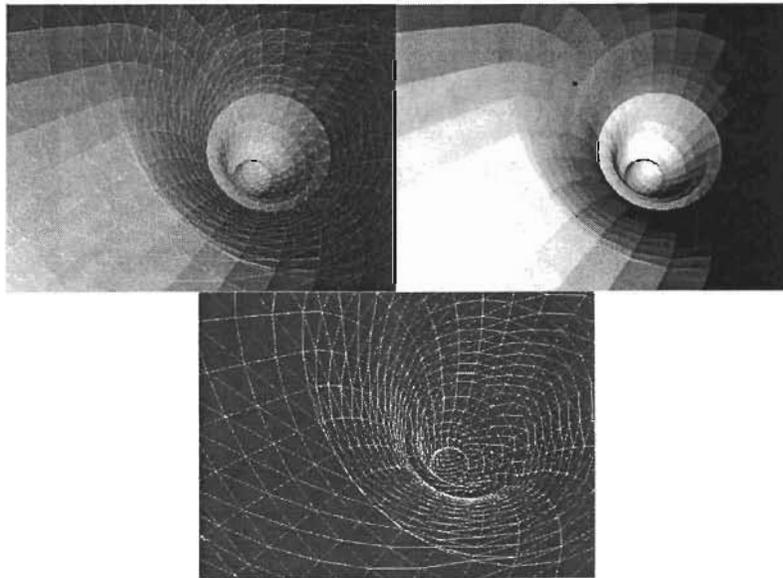


Figura 1.4. Navegación interna en el *magen* alemán, el resultado visual es muy pobre debido a que no existe una correlación con la anatomía real y falta una iluminación correcta. La navegación además es la de un visualizador convencional y no simula la de un endoscopio real.

CAPÍTULO 2

MATERIALES Y EQUIPO

La primera parte para la construcción de nuestro modelo es la elección de los datos de origen, en el momento de la elección se debe considerar que estos datos nos den la información necesaria para la reconstrucción, y que estos representen todo el volumen de interés.

Se eligió utilizar los cortes anatómicos de la base de datos del *Visible Human Project* (VHP), de los *National Institutes of Health* y la *National Library of Medicine* [NLOM03] ya que estos al ser extraídos de un cadáver congelado no presentan ningún artefacto debido al movimiento. Confirmamos que estas imágenes nos proporcionan en la mayoría de los cortes el contorno que define la cavidad del sistema gastrointestinal necesario para la segmentación y posterior reconstrucción del modelo.

Además de los datos utilizados en la construcción del modelo, el algoritmo de segmentación programado nos permite construir los modelos a partir de otros datos anatómicos como imágenes de resonancia magnética, la única condición es que los datos nos definan el contorno que describe al objeto de interés en cada corte.

2.1 ENDOSCOPIO Y VIDEOENDOSCOPIAS.

La primera fase del proyecto se realizó con un entrenamiento previo en el uso de un endoscopio y el estudio de video-endoscopias. El endoscopio utilizado nos permitió obtener los datos de las lentes que lo conforman y como el sistema óptico distorsiona y aumenta la imagen, con el fin de obtener la función de transferencia óptica, estos datos fueron utilizados para la simulación de una lente virtual que actúa sobre nuestro modelo. Para la obtención de estos datos se hizo una rejilla gráfica y se cuantificó cómo es distorsionada por el endoscopio. El modelo de distorsión se describe en la sección 5.3.

Las video-endoscopias constituyen una referencia anatómica, las cuales nos permite tener un punto de comparación para nuestro modelo. Otro aspecto que se obtiene de los videos, es la forma en que el esófago se comporta y los movimientos naturales que tiene. Por último se utilizarán los videos para obtener una referencia morfológica y de color de diversos casos de enfermedades en el esófago.



Figura 2.1. Serie de imágenes de una video-endoscopia.

2.2 HARDWARE Y SOFTWARE

El equipo de cómputo utilizado para la construcción del modelo es una computadora con las siguientes características:

- Procesador AMD 64
- Memoria Ram 1 GB
- Tarjeta gráfica con 128mb y acelerador de gráficos *OpenGL*.
- Capacidad reservada de disco duro de 1 GB.

Los algoritmos fueron programados en C++ utilizando las plataformas Linux y Windows, fue necesario el uso de la librería de *OpenGL* para la programación del navegador. En el análisis de imágenes se utilizó *ImageJ* como herramienta de apoyo.

2.3 EL VISIBLE HUMAN PROJECT.

El proyecto “*Visible Human Project*” (*VHP*), consiste de una base de datos de imágenes de la anatomía del cuerpo humano de alta resolución. En este trabajo usamos en particular las imágenes en color de cortes crio-anatómicos de un cadáver [NLOM03].

Las imágenes del VHP corresponden a diversas técnicas de adquisición:

- **Color:** Compuesto por imágenes a color CCD de 24 BIT (canales R,G,B) de secciones transversales (resolución, 4096 x 2048 x 24 bits).
- **Tamaño del pixel:** .33mm (ancho), .33mm (alto), 1mm (separación o espesor “z”).
- **Imágenes en color de 70mm** de secciones transversales del cuerpo entero, con separación entre cortes de 0,5 mm.
- **Imágenes radiológicas:** Compuestas por imágenes de tomografía computacional (CT) y de imágenes de resonancia magnética MRI.
 - CT – De cadáver fresco y Cuerpo Congelado.
 - MRI. – De cadáver fresco y Cuerpo Congelado.
 - CT – “Scout”.
 - Rayos X.

Para la construcción de nuestro modelo usamos las imágenes de color, en 70 mm (Fig. 2.2):

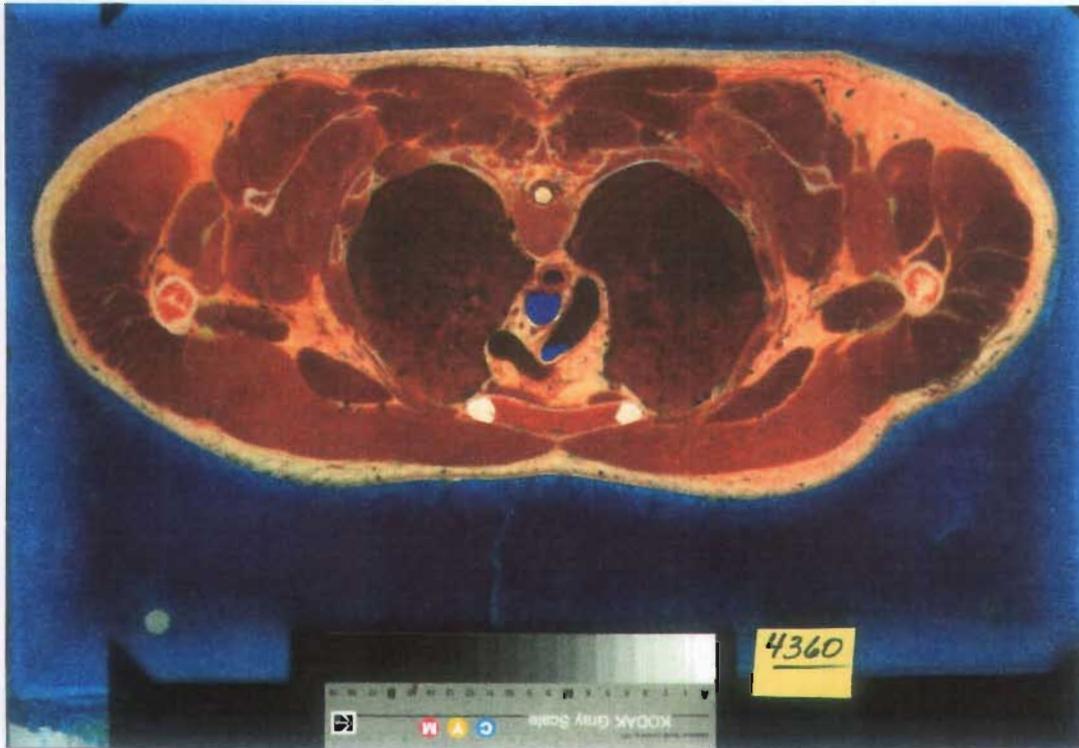


Figura 2.2. Imagen de un corte axial crio-anatómico que forma parte del *VHP dataset*. El corte es a la altura de los hombros.

Las propiedades de la imagen son:

- **Área anatómica:** Cabeza, tórax, abdomen., pelvis, muslo, piernas.
- **Tipo de imágenes:** Mapas de bits a color en formato crudo (RAW).
- **Resolución:** 2048×1216 (Especifica el tamaño de la imagen ancho, alto, en pixeles.)
- **Formato de la imagen:** “RGB 24 BIT NON INTERLEAVED, COMPRESSED”.
- **Tamaño del encabezado:** 0
- **Coordenadas del offset:** (0,0)

Al referirnos al tamaño del pixel asignamos un eje coordinado a cada una de sus propiedades (Fig. 2.3.)

- **Ancho:** eje x.
- **Alto:** eje y.
- **Separación entre cortes:** eje Z.

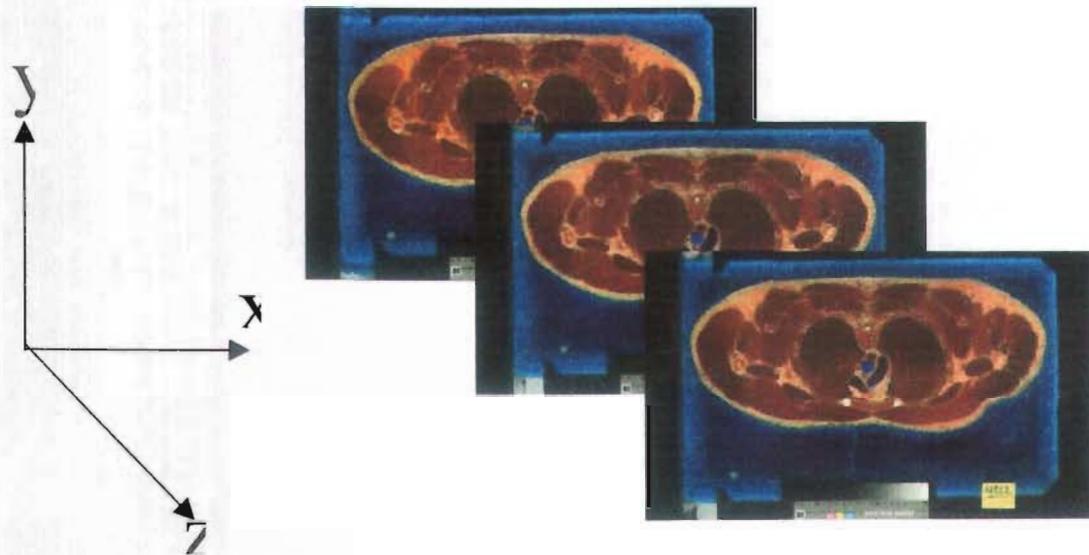


Figura 2.3. Eje coordenado asignado a las imágenes.

2.4 PLANO TRANSVERSAL.

Desde el punto de vista de la posición anatómica se pueden trazar planos anatómicos ortogonales: el plano sagital, coronal y axial o transversal. Estos planos nos permitirán comprender mejor la situación o la dirección que tienen las estructuras del cuerpo. En el caso del VHP los cortes son del plano axial (transversal). Este plano pasa horizontalmente por el cuerpo a lo largo del eje longitudinal (Fig. 2.4).

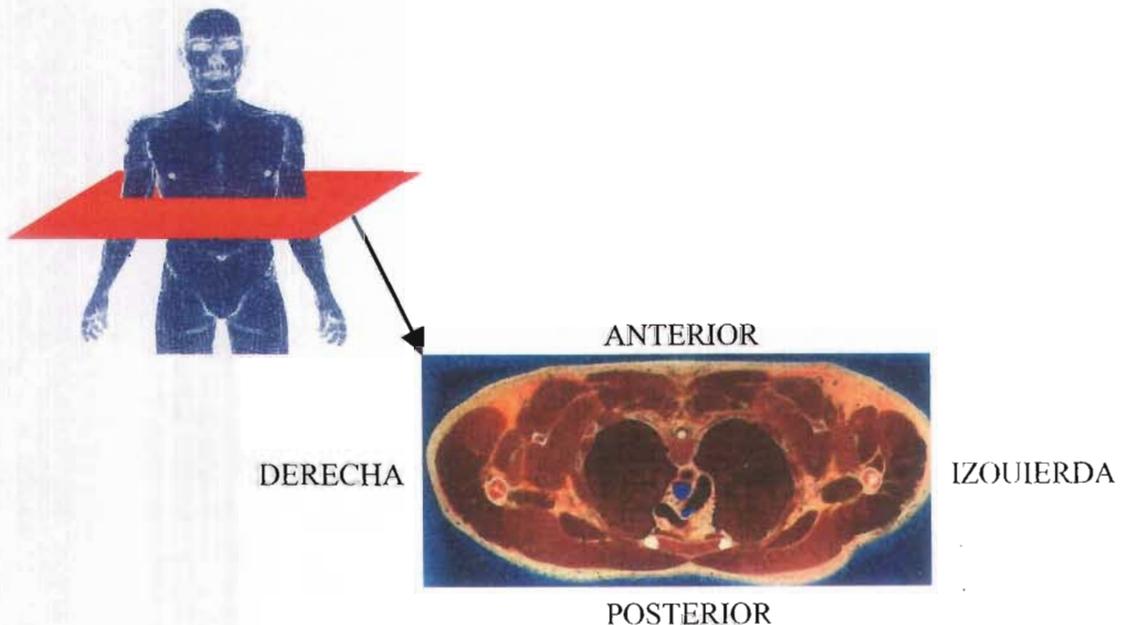


Figura 2.4. Plano axial (o transversal)

2.5 PROBLEMAS ANATÓMICOS RELACIONADOS A LAS IMÁGENES.

Los cortes anatómicos del VHP heredan problemas que se deben de considerar en el momento de ser utilizados para la construcción del modelo. Estos problemas tienen dos orígenes principales, el primero se debe a que los cortes son extraídos de un cadáver y existe por tanto el *colapso postmortem* de ciertas regiones, la segunda se debe a errores en la obtención de la imagen y del registro geométrico de ésta.

El primer problema es el único que afecta al realismo del modelo en nuestro caso, esto se debe a que existen áreas donde la colapso postmortem elimina por completo el contorno de interés o bien está por debajo de la resolución de la adquisición.

El principal problema se presenta en la reconstrucción de la parte anatómica correspondiente a los cortes 1230 al 1267. Esta sección corresponde a la epiglotis (Fig. 2.5), la cual está totalmente colapsada y por tanto no existe el contorno a extraer y no podemos obtener información para la construcción de esta sección del modelo. Fue necesaria la reconstrucción de esta sección a partir de una aproximación supervisada por un anatomista experto.

Para llevar a cabo la reconstrucción de esta sección se utilizaron dos imágenes de referencia la número 1229 y la 1268, se tomó como condición inicial a la 1229 y a la final como la 1268 y se promedió el contorno para los cortes que no se tienen a partir de estas condiciones.



Figura 2.5. a) Colapso postmortem del área de la epiglotis.

Otras áreas que tuvieron que ser corregidas son las de los cortes del 1361 al 1390 y del 1417 al 1578, la corrección se debió a que había un corrimiento de 13 píxeles (Fig. 2.6) (4.29 mm) en el eje x.



Figura 2.6. Dislocación presentada en el área del esófago.

Por último, en la parte final del estómago no está definido ningún corte, ya que es grasa y no hay una segmentación directa posible, por lo cual se utiliza una nueva extracción supervisada para finalizar la construcción de este órgano.

Todas estas correcciones son reportadas debido a que el modelo en estas áreas no tendrá una correspondencia anatómica correcta con las imágenes.

El problema asociado con la colapso del área de la epiglotis se ve disminuido, ya que esta sección en una endoscopia real también está colapsada en gran parte (dependiendo del paciente), así la reconstrucción aproxima el comportamiento real.

CAPÍTULO 3

SEGMENTACIÓN Y CONSTRUCCION DEL MODELO

El proceso de creación del modelo anatómico se divide en 8 fases:

- **Obtención de contornos** a partir de imágenes de cortes anatómicos de la base de datos del *Visible Human Project* (VHP).
- **Llenado de contorno** a través de un algoritmo de llenado para la obtención de una serie de superficies binarias apiladas con el fin de extraer una superficie tridimensional del objeto que forman.
- **Construcción** de la superficie tridimensional para obtener el mallado inicial.
- **Extracción de la estructura vecinal de la malla**, para asociar a cada vértice los vértices vecinos inmediatos.
- **Suavizado del mallado**, para filtrar el artefacto de discretización (perfiles de “escalinatas”). El suavizado se realiza con el núcleo (“kernel”) de un filtro binario, como un promedio móvil y ponderado entre las coordenadas de un vértice y las de sus vecinos inmediatos.
- **Simplificación del mallado**, reduciendo el número de triángulos.
- **Aplicación de las correcciones ópticas necesarias** para que el modelo incluya la perspectiva de la lente de un endoscopio real.
- **Visualización y navegación**. El fin es permitir usar el modelo para simulación de procedimientos endoscópicos y entrenamiento.

En este capítulo se presentan los primeros 4 pasos que tratan acerca de la construcción inicial del modelo, en particular de una superficie discreta, además se introduce el concepto de superficie discreta y los tipos que tratamos en nuestra tesis, dependiendo de las propiedades de éstas, así, llamaremos “superficie binaria” aquella superficie plana obtenida de “llenar” un contorno en un corte e “*isosuperficie*” a aquella superficie tridimensional que satisface el criterio de distinguir esófago y estómago del resto de tejidos (criterio de una misma intensidad en color, por ejemplo).

Con los contornos obtenidos se construyen las superficies binarias que nos darán la información geométrica y topológica (conectividad) para la construcción del volumen. El primer paso para hacer esto consiste en extraer los datos necesarios para definir nuestra área de interés a partir de cada corte. Después de esto se procesan los datos para construir los elementos de isosuperficie que son necesarios en el proceso de construcción del mallado.

En este capítulo se utiliza la primera aproximación al modelo tridimensional para corregir cualquier dato incorrecto que se haya obtenido en el proceso de segmentación o que sea incorrecto de origen (desde las imágenes anatómicas del VHP).

3.1 EXTRACCIÓN DEL CONTORNO.

Como se vio en el capítulo 2.1 se utilizan los cortes del VHP para llevar a cabo la reconstrucción, estos cortes nos dan una aproximación discreta corte por corte del sistema gastrointestinal alto, pero no proporcionan la información topológica y geométrica del volumen total, además de incluir a la vez partes de tejidos y órganos circundantes que no son de interés. Así, la construcción del modelo debe de pasar por varias fases, las cuales tendrán como objetivo el recuperar la información topológica y geométrica del esófago y del estómago exclusivamente. El primer paso es la reconstrucción de la superficie que forma en cada corte al sistema gastrointestinal.

Para reconstruir la superficie real S de cada corte y obtener la información topológica y geométrica de cada uno de éstos, se obtiene un contorno C' discreto (píxeles) mediante un proceso de segmentación de cada corte, este contorno aproxima al contorno real C que define en cada corte la delimitación de nuestra superficie de interés (Fig. 3.1).

Para la obtención de C' se utiliza un método conocido como segmentación semi-automática (y por tanto, *semi-manual*), en este método primero se selecciona la región de interés, o sea la región que conforma al aparato gastrointestinal alto en cada uno de los cortes, la región puede ser identificable porque existe un contorno representativo dado por la superficie de la cavidad gastrointestinal formada en cada corte.

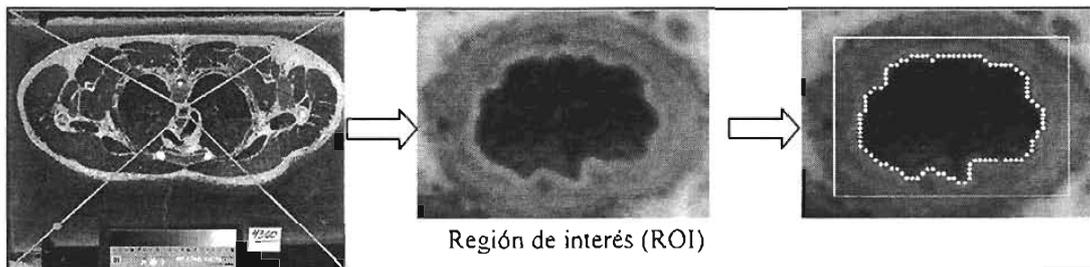


Figura 3.1. Región de interés de un corte.

Después de obtenerse el área de interés, es necesario escoger el formato de la imagen que nos dé la mayor información y tenga la menor cantidad de ruido y de artefactos, los cuales puedan interferir en la selección del contorno a segmentar, ya sea que se elija el formato original RGB, un solo canal o una combinación de canales. Para verificar el canal o canales que nos den más información primero vemos el histograma de la imagen RGB y los histogramas de cada uno de los canales (figura 3.2).

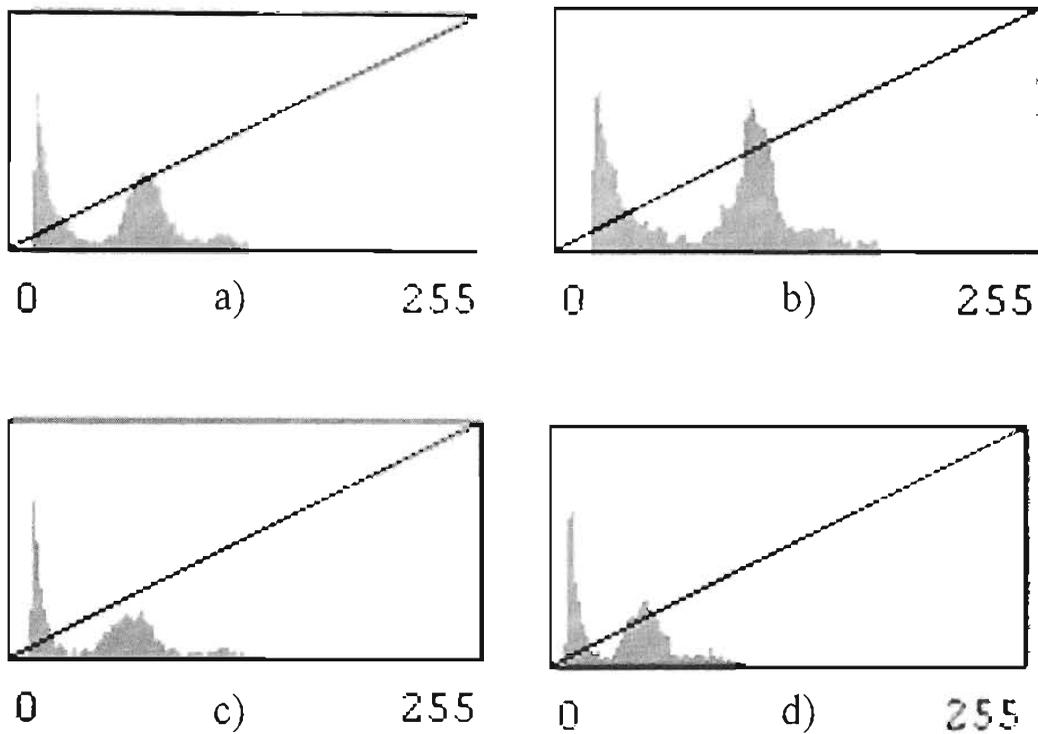


Figura 3.2. Histogramas de a) imagen de gris= $1/3(R+G+B)$ b) canal rojo c) canal verde d) canal azul.

De los histogramas obtenidos elegimos el canal rojo para la segmentación, ya que este canal nos da la mejor definición del contorno original C en la imagen (se observan poblaciones mayores y un intervalo dinámico mayor en los niveles de intensidad), elegimos este canal para todos los cortes.

Ya seleccionada el área de interés y el canal que define mejor al contorno C de la imagen se procede a realizar la segmentación de éste por medio de la selección de los vértices que lo conforman y el registro de las coordenadas de su posición. Los contornos C' resultantes (Fig.3.3) están definidos como una secuencia de N vértices discretos $p=(i,j)$ los cuales se obtienen de muestrear el contorno continuo C donde:

$$C' = \left\{ p \in \mathbb{Z}^2 \mid C \subset \mathbb{R}^2, \forall_{q \in C} \|p - q\| < \sqrt{2} \right\} \quad (3.1)$$

Es decir que aproximamos N puntos q del contorno real mediante muestras p , que son coordenadas enteras y la distancia máxima es menor a la diagonal de un píxel. La separación entre vértices p depende de N que a su vez depende del espaciamiento entre detalles que se desean representar.

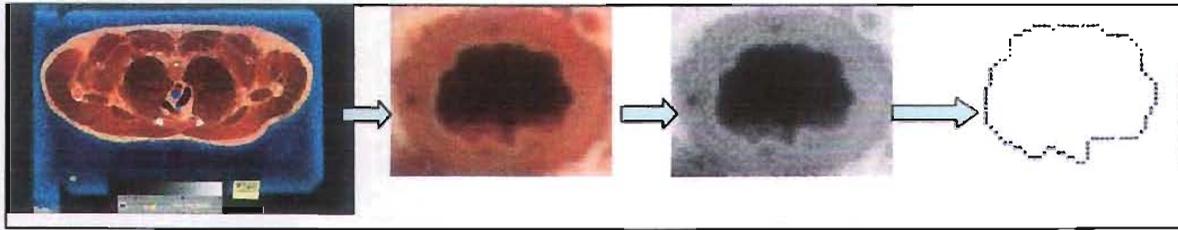


Figura 3.3. Esquema representativo del proceso de segmentación y extracción de contornos.

En cada corte de interés del VHP se lleva a cabo el proceso de segmentación y extracción de contornos, en este proceso se seleccionan del conjunto de vértices $p=(i,j)$ que representan a todo nuestro contorno,

Se realiza este procedimiento para todas las imágenes de los cortes crio-anatómicos que conforman el aparato gastrointestinal alto, obteniendo un contorno representativo para cada una de estas (Fig. 3.4).

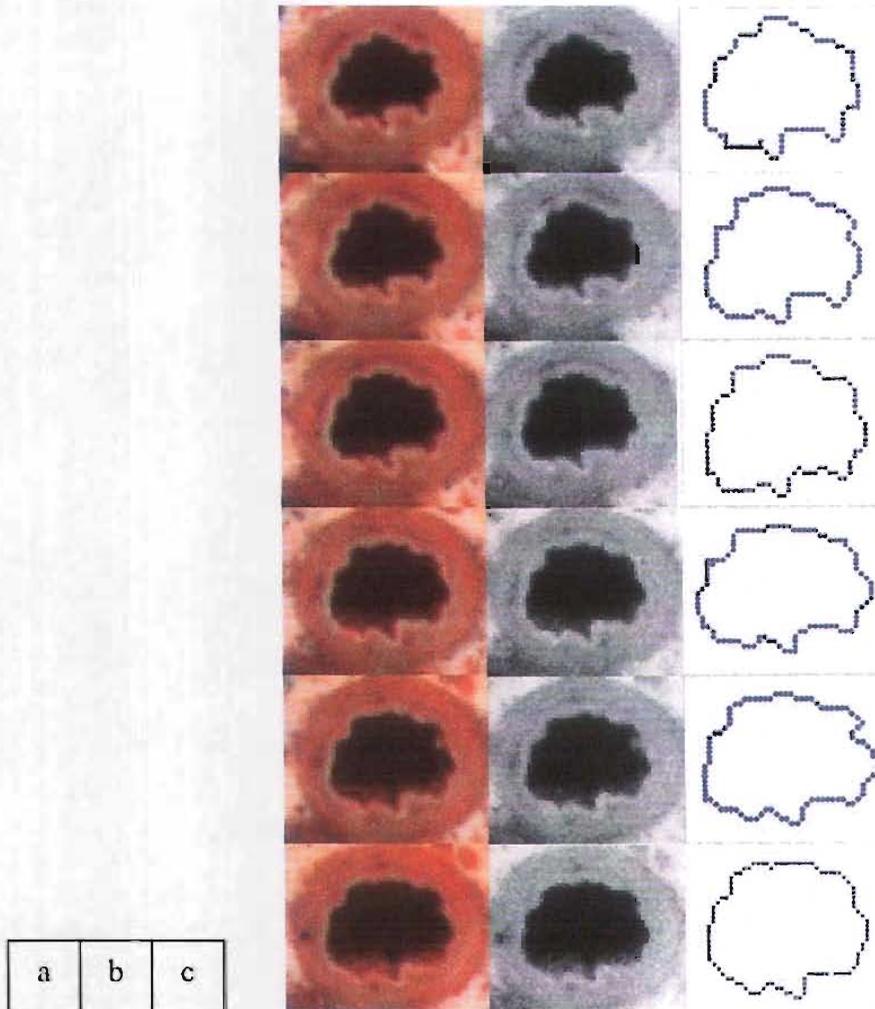


Figura 3.4. (a) cortes del VHP; el modelo tridimensional se obtiene de estos cortes. (b) Canal rojo de la región de interés de donde se obtienen los contornos de cada corte. (c) Contorno obtenido formado por los puntos $p \in \mathbb{Z}^2$, estos contornos nos proporcionan las coordenadas (x,y) que junto a una tercera coordenada z formarán el modelo anatómico tridimensional.

El número N_p necesario de vértices p que conforman al contorno muestreado C' para que este sea una representación adecuada del contorno original C , dependerá directamente del *criterio de muestreo de Nyquist*, los detalles relevantes del contorno (pliegues, por ejemplo) se conservarán siempre y cuando sus detalles estén por encima del mínimo espaciamento, debido a que la segmentación del corte está definido tan sólo por los pixeles de frontera y el tamaño de esta es directamente proporcional al tamaño de la superficie, el número de vértices N_p es variable dependiendo del corte.

Criterio de Nyquist: *“la frecuencia de muestreo debe de ser mayor al doble de la frecuencia más alta presente en la señal.”* En nuestro caso utilizamos el inverso de “frecuencia” (separación entre muestras) para definir el espaciamento mínimo requerido para preservar un detalle en la extracción, o sea: *el espaciamento mínimo entre muestras debe de ser menor a un medio del tamaño más pequeño de detalles a representar.*

Debido a que esta etapa depende directamente de la anatomía, fue supervisada por un médico especialista quien explicó la anatomía local y ayudó a localizar la sección del sistema gastrointestinal alto en cada corte cuando este resultaba visualmente difícil de identificar.

3.2 ARTEFACTOS DE DISCRETIZACIÓN.

Aún con estas consideraciones, durante la segmentación existirán discrepancias en el contorno discreto (“pixelizado”) obtenido con el contorno real y habrá detalles que no se preserven o se deformen, esta pérdida de información no puede ser corregida por ningún método de segmentación, ya que se produce en el momento que se digitaliza la imagen de cada uno de los cortes reales.

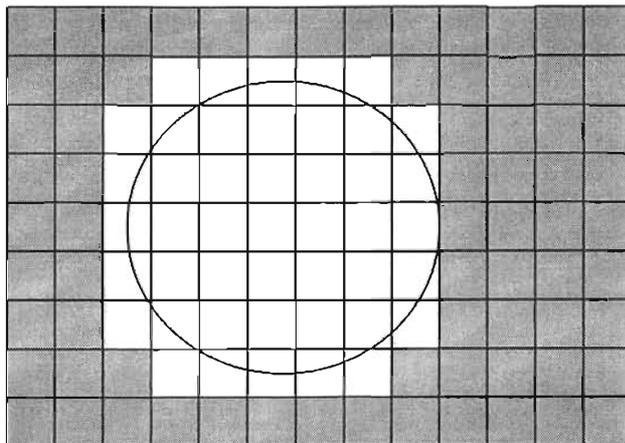


Figura 3.5. Artefactos de discretización que se presentan al pasar de imagen continua a una discreta.

Los defectos reciben el nombre de *“artefactos de discretización”* y se producen al pasar de una imagen real I a una imagen $I(i, j)$ de intensidad y coordenadas discretas, la cual sólo contiene una cierta resolución espacial, el mínimo detalle que puede ser resuelto, esta resolución mínima estará dada por el pixel; así cualquier objeto

(pliegue, curva, etc.) menor al tamaño del pixel no aparecerá o se verá distorsionado en la segmentación por efecto de submuestreo.

3.3 MODELO INICIAL.

Los contornos iniciales resultantes nos permiten la construcción de un modelo discreto formado por cortes compuestos por los vértices correspondientes. Este modelo nos será de gran utilidad para la revisión de los contornos.

En esta parte del proyecto se utilizan navegadores comerciales para el lenguaje VRML (Virtual Reality Modeling Language), entre ellos VRMLview® (<http://www.sim.no>), estos navegadores dan la posibilidad de explorar los contornos apilados que componen a todo nuestro modelo del sistema gastrointestinal y de corregir los errores debido a una mala segmentación o errores inherentes a las imágenes del VHP. En la siguiente imagen se aprecian los errores que deben de ser corregidos antes de que se consideren a los contornos como correctos para ser usados en la siguiente fase.

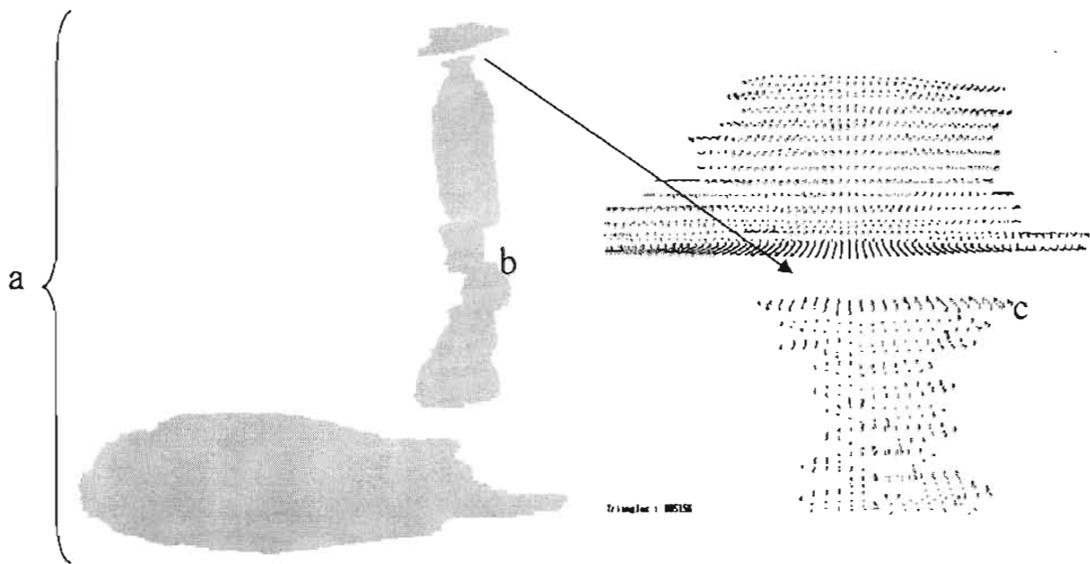


Figura 3.6. Errores que fueron corregidos después de la segmentación: a) la escala en el eje z debe de ser corregida ya que la separación entre corte y corte es mayor que la definición en (x,y) , b) Sección del esófago que tiene un error de corrimiento en el eje x; c) sección de la epiglotis que tiene que ser reconstruida.

Después de llevar a cabo las correcciones necesarias sobre los cortes obtenidos (sólo traslaciones, ninguna rotación) y de reconstruir la zona de la epiglotis, tenemos un modelo más exacto y con un grado de correspondencia mayor a un esófago real, como se aprecia en la figura. Debido a que son sólo cortes y no el volumen completo, es imposible la navegación en este modelo, ya que no se puede diferenciar entre cortes con diferentes valores de z (Fig. 3.7).



Figura 3.7. Visión obtenida de la navegación en contornos

El resultado final de la obtención de los contornos se muestra en la figura 3.8, como se observa en esta figura la navegación externa es posible y es muy útil para revisar al modelo a diferentes ángulos.



Figura 3.8. Modelo resultante de la corrección de los errores de la segmentación.

3.4 CONECTIVIDAD.

Para la reconstrucción de la isosuperficie tridimensional es necesario tener un volumen “sólido” constituido por los cortes apilados, para ello se obtienen contornos “llenos” (superficies binarias planas) y es por ello que se usa un algoritmo de llenado, que utiliza la propiedad de conectividad entre píxeles para su ejecución. Al tener una coordenada Z, estos píxeles son ahora voxeles del volumen constituido por el apilamiento de cortes. En esta sección se define tal propiedad de conectividad discreta.

La conectividad de pixeles describe la relación entre dos o más pixeles. Para que dos pixeles se consideren conectados, estos deben de cumplir ciertas condiciones con respecto a su intensidad o la vecindad de cada uno de ellos [FISH00].

- La primera condición de conectividad se refiere a la intensidad de los pixeles, esta definición variará dependiendo del formato de la imagen:

- **Imagen en escala de grises:** los pixeles para ser conexos deben de tener un valor de intensidad que pertenezca a un grupo de valores V , o sus intensidades no diferir más de una tolerancia preestablecida:

Si p y q son pixeles y sus intensidades son $I(p)$ y $I(q)$:

y

Si $V(I)$ es el grupo de intensidades de pixeles que son conexos.

entonces si p y q son vecinos:

$$I(p) \in V(I) \ \& \ I(q) \in V(I) \Rightarrow p \text{ y } q \text{ son conexos}$$

- **Imagen binaria:** el valor de intensidad de pixeles debe de ser igual.
- La segunda condición es la del criterio de adyacencia para la conectividad, para esto usamos la definición de vecindad, esta dice que para un pixel p con coordenadas enteras (x, y) el grupo de pixeles p' que cumplan la condición de vecindad dada son adyacentes. Unos ejemplos de estas condiciones de vecindad son:

4-Vecindad:

$$P_4(p) = \{(x + 1, y), (x - 1, y), (x, y + 1), (x, y - 1)\} \quad (3.2)$$

8-Vecindad:

$$P_8(p) = P_4 \cup \{(x + 1, y + 1), (x + 1, y - 1), (x - 1, y + 1), (x - 1, y - 1)\} \quad (3.3)$$

Si un pixel p' cumple la condición de 4-vecindad se dirá que es 4-conexo al pixel p , y si cumple la de 8-vecindad será 8-conexo.

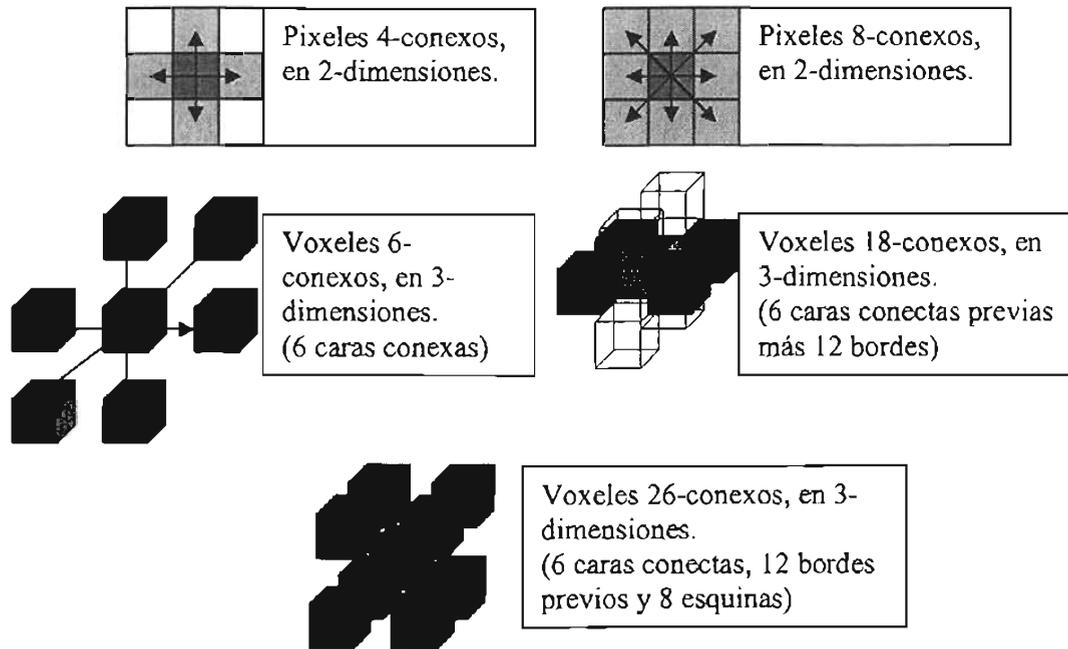


Figura 3.9. Diferentes vecindades entre pixeles dependiendo de su conectividad en 2D y 3D.

Así en nuestro caso tenemos imágenes en escala de grises y consideramos a los pixeles como 8-conexos, el grupo de intensidades elegidas que definen a un pixel como vecino de otro depende del corte, en las imágenes del VHP se tiene el problema de que los cortes no definen de una manera adecuada el contorno que forma al tracto digestivo, así, es necesario que el usuario revise el contorno obtenido por imagen antes de incluirlo y esto es por lo cual la segmentación es semiautomática, pues requiere de intervención del usuario para validar cada extracción de contorno.

3.5 CONSTRUCCION DE LA SUPERFICIE.

El siguiente paso en la construcción del modelo es recuperar, mediante una aproximación, a la superficie que define a la cavidad del sistema gastrointestinal en cada corte.

Para esto se utilizan los N_p vértices $p = 0, \dots, N_p$ de cada contorno obtenidos por corte y un algoritmo de llenado para reconstruir a partir de esto la superficie binaria plana S' delimitada por los contornos en cada uno de los cortes. Esta superficie S' es una aproximación a la superficie real S que existiría en el esófago del donador a la altura z , esto nos permite recuperar la topología y la geometría perdida de cada contorno. El algoritmo de llenado utilizado recibe el nombre en inglés de *Boundary fill* (llenado por límites), este algoritmo tiene varias modalidades de ejecución dependiendo de las condiciones y los valores de entrada; como nuestros valores de entrada son los vértices que definen el contorno, utilizamos la modalidad de *flood* (inundación) [JOHN04].

En este método propagamos un punto inicial que recibe el nombre de semilla, hasta encontrar un pixel cuyo valor de intensidad sea igual al valor del límite establecido

en las fronteras del objeto, la propagación se hará considerando a los pixeles 4-conexos. En este caso los pixeles se consideran 4-conexos para evitar que el llenado se haga fuera de la superficie interna al contorno como se muestra en la figura 3.10.

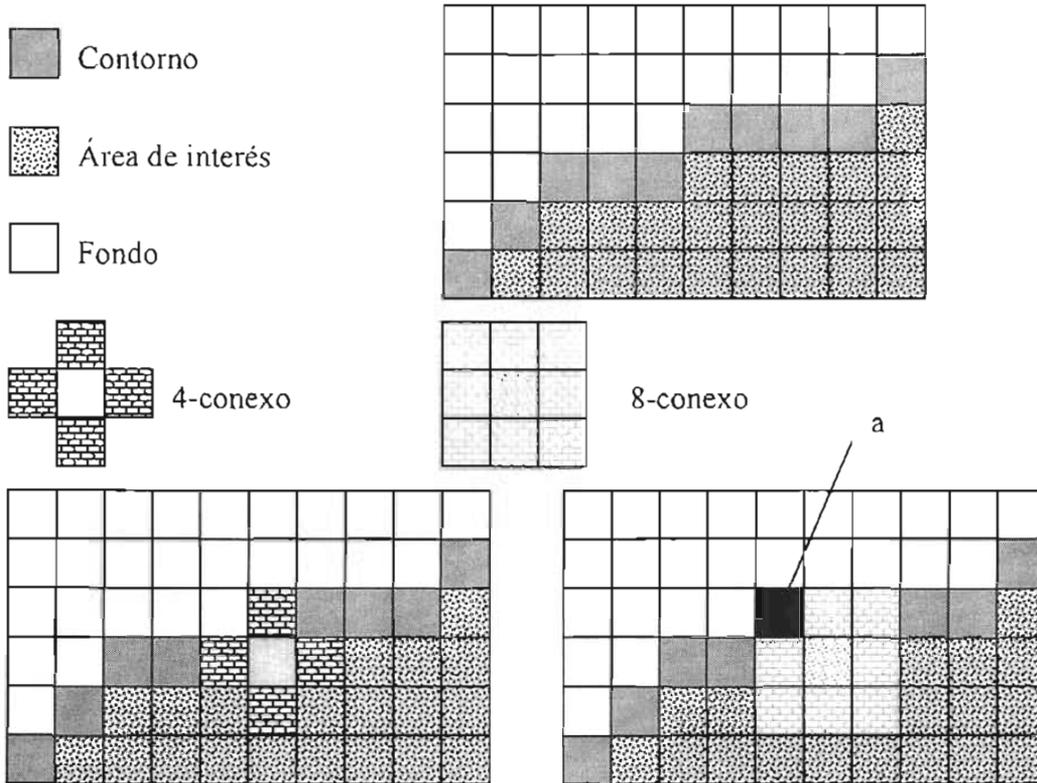


Figura 3.10. Si se utiliza una vecindad 8-conexa, el pixel "a" (color negro) se consideraría en algún punto del algoritmo una semilla y de este punto todo el fondo sería llenado también.

El algoritmo de llenado necesita, antes de ser aplicado, establecer un conjunto de coordenadas $(i, j) \in \mathbb{Z}^2$ que definan el área de interés, que debe de ser única para todos los cortes para mantener la relación geométrica entre superficies y debe contener dentro de sus límites los valores de todas las coordenadas (x, y) de cada uno de los vértices que forman al contorno de cada corte. Así se define una matriz que represente al área de interés donde el número de líneas y de columnas esté dado por dos valores únicos n y m respectivamente para todos los cortes.

Después debemos de binarizar el conjunto de coordenadas: a los puntos designados por las coordenadas del contorno se les asigna un valor de intensidad único que será considerado como el valor frontera:

$$I(p(i, j)) = \begin{cases} 0 & \text{si } p(i, j) \in C' \\ 1 & \text{otros casos} \end{cases} \quad (3.4)$$

Ya obtenida la binarización inicial del conjunto de píxeles, es sembrado un punto inicial en la parte interior del contorno, este punto es llamado *semilla* y sus coordenadas se obtienen calculando el *centroide* de cada corte, asignamos a esta semilla un valor de intensidad igual a 0. esta semilla se propagará del punto inicial hacia el exterior considerando a los vértices 4-conexos. esto es. sólo se propagará a otro pixel que sea un vecino por bordes según la definición de 4-conectividad, si el pixel vecino tiene un valor de intensidad diferente a la semilla, éste cambiará su valor de intensidad y lo hará igual al de la semilla y será considerado como la nueva semilla y a su vez se propagará a un vecino nuevo, este proceso se llevará a cabo hasta encontrar un pixel vecino que pertenezca al contorno. La figura 3.11 ilustra el proceso descrito.

Para evitar problemas de espacios no llenados se programó una tabla donde se van guardando los píxeles usados como semilla y los vecinos 4-conexos que no se han explorado aún, el algoritmo se termina cuando todos los píxeles 4-conexos dentro del contorno exploraron en sus 4 direcciones permitidas y ya no hay un pixel con valor de intensidad igual a 1.

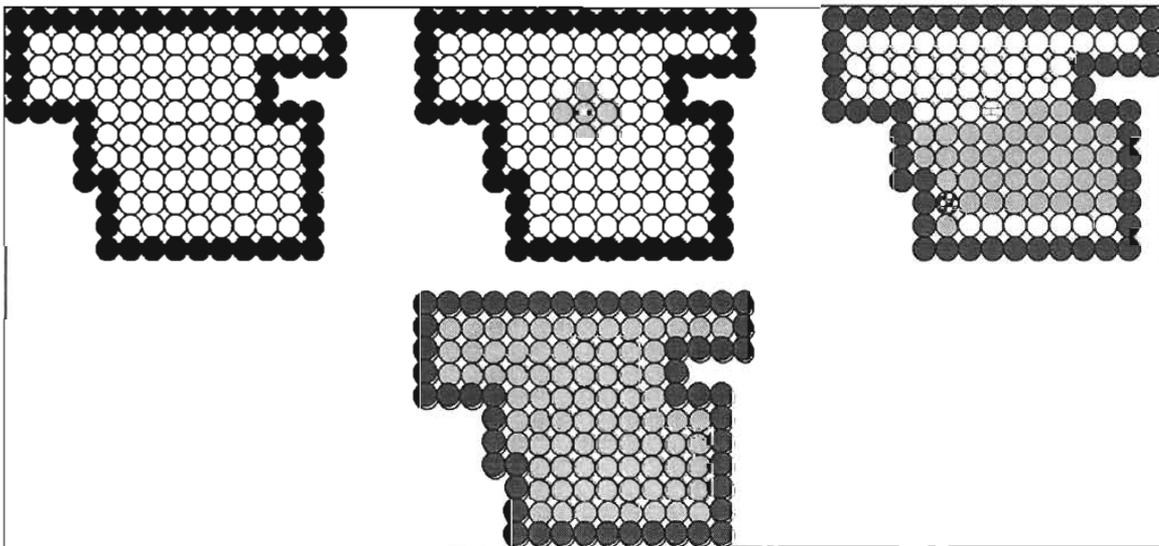


Figura 3.11. Proceso de llenado.

El resultado del algoritmo de llenado es una representación matricial que contiene el conjunto de coordenadas (i, j) separadas en dos subgrupos: uno con el valor de 0 de intensidad que representa a la región externa al contorno y otro subgrupo de píxeles con valor de intensidad igual a 1 que representa al contorno y a su interior. Este conjunto forma la superficie resultante S' . Utilizando el método de llenado se obtiene una superficie binaria para cada contorno representativo de cada corte y se usaron estos para construir el modelo 3D.

En la figura 3.12 se muestra una serie de superficies binarias que representan a una serie de cortes del VHP, en la figura 3.13 se presentan superficies binarias que representan a un romboide formado por círculos bidimensionales, esta última figura servirá para facilitar el análisis de las diferentes herramientas usadas durante la construcción del modelo.

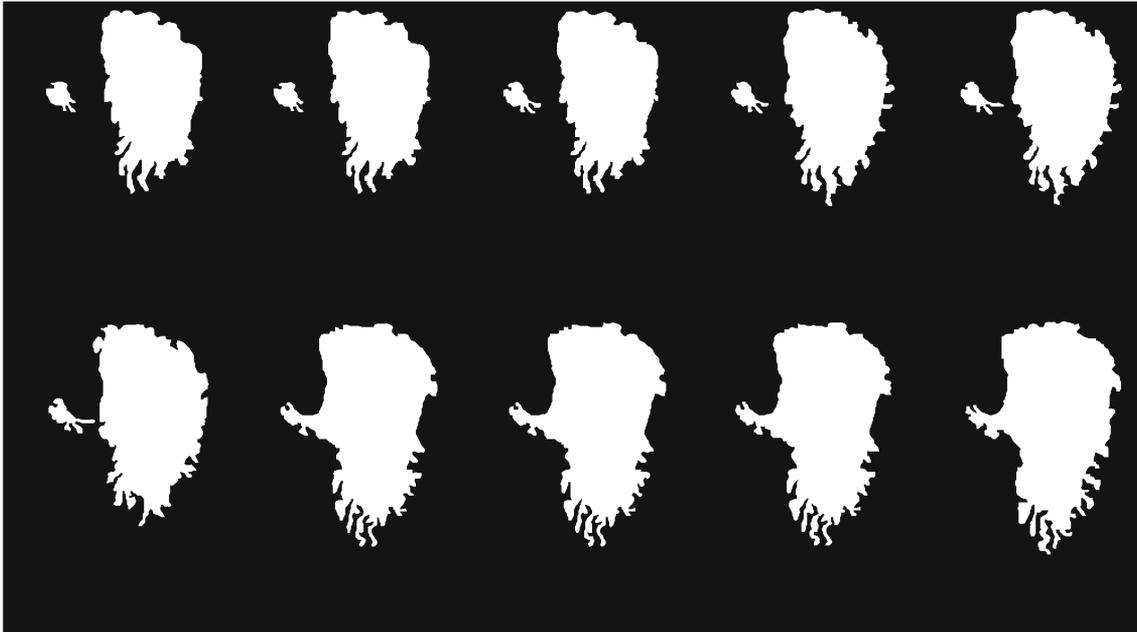


Figura 3.12. Cortes transversales “llenos” resultantes de aplicar el algoritmo *fill* a los contornos de cada corte. La pila forma un objeto sólido que representa el interior del tracto gastroesofágico (cortes del número 1500 al 1510).

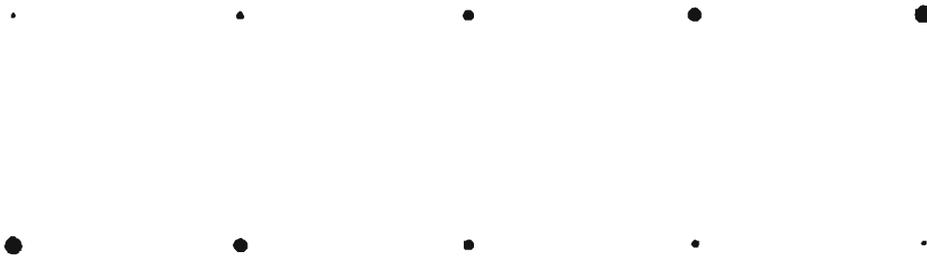


Figura 3.13. Superficies binarias que formaran parte de nuestra esfera de referencia.

Al finalizar este procedimiento se tiene un conjunto de superficies S' , las cuales nos permitirán la construcción de nuestro modelo 3D.

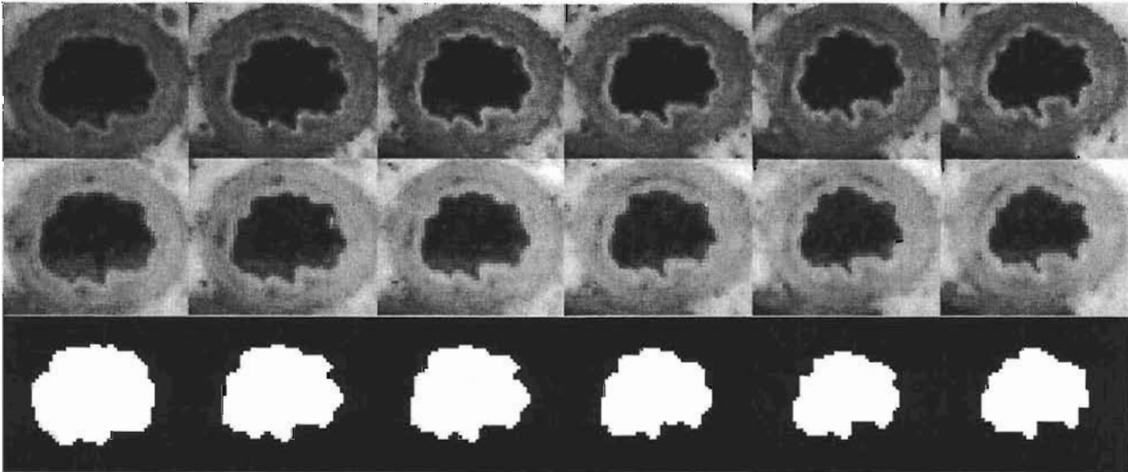


Figura 3.14. Las superficies finales obtenidas son utilizadas para la construcción del modelo 3D al constituir un volumen binario.

Estas superficies no pueden ser navegadas mediante visualizadores para el lenguaje de gráficos *VRML* (y muchos otros formatos), ya que la superficie no está formada por ningún objeto geométrico visualizable (puntos, líneas, triángulos, cuadrados, polígonos, etc.), lo cual es absolutamente necesario para que los navegadores en 3D para *VRML* desplieguen el objeto. En cambio se pudo ver que los contornos si pueden ser navegados, ya que estos si están definidos en términos geométricos (vértices unidos por líneas).

3.6 CONSTRUCCION DEL VOLUMEN.

En la sección anterior se obtuvo la información necesaria para la construcción del modelo tridimensional. En esta sección se explica el procedimiento mediante el cual el volumen es construido y qué algoritmo es usado para esto. La malla resultante de este capítulo es cruda, sin ningún refinamiento, las correcciones se aplicarán posteriormente.

El algoritmo utilizado recibe el nombre de *marching cubes* [LORE87], el cual proporciona una malla triangular. Lo único que necesita el algoritmo es la definición de los datos de entrada en la forma de un volumen binario. Estos datos los obtendremos de las superficies previamente construidas, las cuales, como se vio durante su construcción, son binarias.

3.6.1. Descripción simplificada del algoritmo *Marching Cubes*.

En forma simplificada, el algoritmo consiste en recorrer un volumen, voxel tras voxel (de allí en nombre de “cubos que marchan”), construyendo una superficie, en malla triangular, que delimita los objetos contenidos (componentes conexas). En el caso binario (usualmente tras una segmentación por umbral, por ejemplo), estos objetos están constituidos por voxeles “encendidos” (nivel lógico verdadero, “1”, o blancos), mientras que el fondo son voxeles “apagados” (nivel lógico falso, “0”, o negros). Cada voxel en la

frontera del objeto tiene vecinos en 1 ó en 0, y se asigna un código a cada configuración de vecinos, al tomar conjuntos de $2 \times 2 \times 2$ voxeles (dando 256 configuraciones, en total). Cada configuración (tabla “topológica”) es asociada con un pedazo o parche de superficie constituido por triángulos cuyos vértices son vértices de voxeles o los puntos medios entre aristas en cuyos extremos hay un voxel del fondo y un voxel del objeto. Se construye previamente y por vez única, una tabla de códigos (uno por cada configuración $2 \times 2 \times 2$ posible) y sus correspondientes parches triangulares que separan objeto de fondo; dicha tabla es utilizable en cualquier volumen y puede incluir los vectores normales de cada triángulo. Los parches de superficie pueden ser desde un solo triángulo, hasta varios triángulos unidos, separando voxeles de fondo y objeto en una configuración simple o intrincada; la construcción y diseño iniciales garantizan la consistencia de los parches entre sí, para integrar una superficie sin agujeros. Al recorrer el volumen, se lee el código de la configuración y se agregan a la malla los triángulos del parche correspondiente a esa configuración; la malla (o superficie mallada) es una lista de índices sobre una lista de vértices. Al final se cuenta con una malla cerrada que será necesario por un lado simplificar, eliminando vértices redundantes y reduciendo el número de triángulos, y por otro lado, refinar, filtrando por ejemplo los artefactos de discretización.

3.6.2. Descripción detallada y generalizada del algoritmo *Marching Cubes*.

El algoritmo en general utiliza el valor de pixel de la isosuperficie (en nuestro caso binaria) para distinguir entre el fondo y el área de interés, para el caso general es necesario definir un valor umbral, este valor es elegido a partir de los valores de pixel que conforman al volumen, se elije de tal forma que los valores de los pixeles de la parte interna del contorno (cavidad de interés) sean superiores al valor umbral y la parte externa (fondo) inferior. El algoritmo de *Marching Cubes* toma cualquier pixel cuyo valor sea superior al valor umbral como parte del área de interés.

Aunque en nuestro caso el umbral no considere valores intermedios, se podría tener un volumen con intensidades entre 0 y 255, obtenido de procesar nuestro volumen binario, por ejemplo para “suavizar” los bordes, aumentar la resolución, etc.

Una vez determinado el valor umbral se procesan los cortes en forma secuencial. Para esto consideramos que cada superficie resultante del contorno es una superficie binaria [WOLF93] y todas tienen el mismo arreglo de valores de pixel:

$$I(i, j) = \begin{cases} 0 & \text{si } (i, j) \text{ son externos a } C' \\ 255 & \text{si } (i, j) \text{ son internos a } C' \end{cases} \quad (3.5)$$

Cada pixel en cada corte es tratado como un punto aislado en el espacio, con una distancia definida entre ellos. El algoritmo forma una celda compuesta por 8 pixeles, 4 por cada corte adyacente (Fig. 3.14) [LORE87]. La celda toma valores de todos los pixeles de dos cortes, identificando la intersección de la superficie con la celda por cada grupo de 8 pixeles, al terminar se elijen dos cortes nuevos y el proceso se repite.

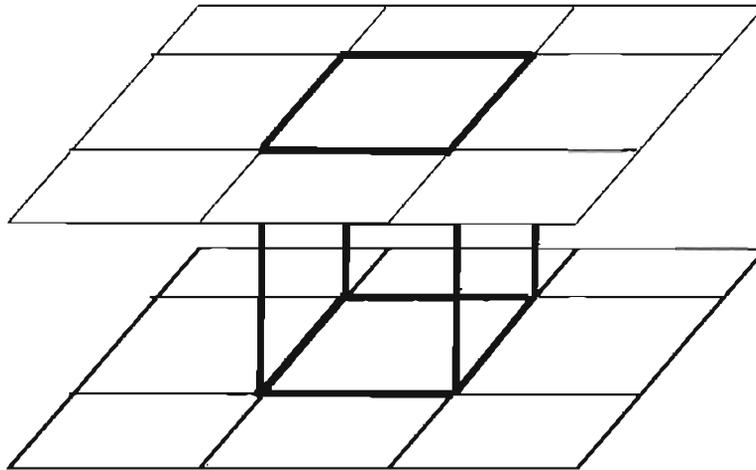


Figura 3.15 Celda construida a partir de $2 \times 2 \times 2$ píxeles vecinos entre dos superficies binarias. Como volumen los píxeles (vértices de cada celda) son ahora voxeles.

El algoritmo revisa el valor de intensidad del píxel y se busca si este está sobre el nivel umbral, se le asigna un atributo a cada píxel de la celda para identificarlo:

- Atributo = 1 si el valor está por encima del umbral que identifica a la superficie de interés.
- Atributo = 0 si el valor de intensidad del vértice está por debajo del valor umbral.

Este atributo será luego empleado para obtener un índice para la tabla de elementos superficiales (parches constituidos por triángulos).

Cada uno de estos 8 píxeles (en adelante constituyendo, en 3D, voxeles), junto con su valor de atributo formará los vértices de la celda de $2 \times 2 \times 2$ a procesar (la celda no es un voxel). Es necesario que por lo menos uno de los 8 vértices de la celda tenga un valor de atributo diferente a los otros (si son iguales es voxel interior o exterior pero no superficial), para que a partir de esta celda se obtenga una serie de triángulos relacionados con la configuración de la celda (voxeles del objeto y del fondo), los cuales serán parte del volumen final, si todos los vértices de la celda tienen un valor de atributo igual a 0 querrá decir que la celda está por completo compuesta por voxeles que se encuentran afuera de la superficie de interés, y si todos los vértices (voxeles de la celda $2 \times 2 \times 2$) tienen un valor de atributo igual a 1 querrá decir que la celda está totalmente dentro de los dos cortes de interés de las dos superficies binarias vecinas. En estos casos no se contribuirá con ningún triángulo a la superficie. De esta forma solo se agregan triángulos a lo largo de la isosuperficie 3D del objeto.

Debido a que cada voxel de la celda puede tener uno de dos valores de atributo, se tiene que existen 256 diferentes configuraciones posibles de celdas. En la siguiente figura (fig. 3.16) se muestran 14 configuraciones topológicas para una superficie dentro del cubo.

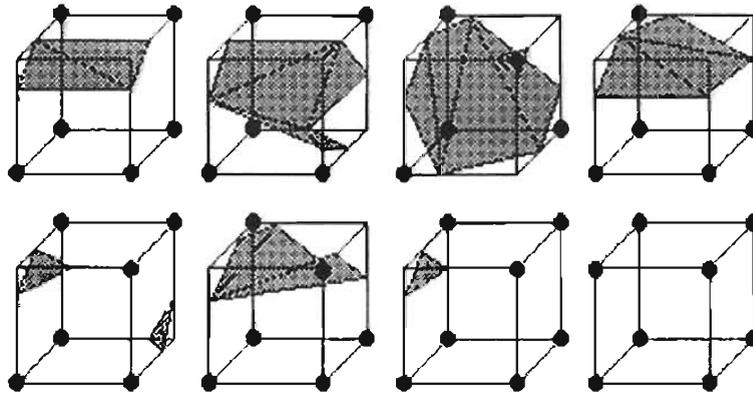


Figura 3.16. Configuraciones posibles de parches triangulares a obtener de la aplicación del algoritmo de *Marching Cubes*, las diferentes configuraciones dependen de los marcadores asignados a cada vértice que representa un voxel.

Los valores de los vértices (que en la figura 3.16 no son vértices de voxeles, sino el valor de cada voxel de la configuración) son sucesivamente guardados en una variable que es interpretada como un índice para la tabla topológica. Este índice determina los vértices de la celda que intersectan la superficie. Estas intersecciones establecen la posición de los vértices del triángulo adyacentes que aproximan la forma continua de la superficie, mediante parches o “paredes” triangulares (ver figura 3.16).

La tabla topológica solo proporciona los vértices de la celda que forman cada triángulo. La posición correcta es calculada por interpolación lineal, en el caso no binario.

El resultado final del algoritmo es un mallado triangular tridimensional formado por triángulos, como se muestra en la figura (Fig. 3.17).

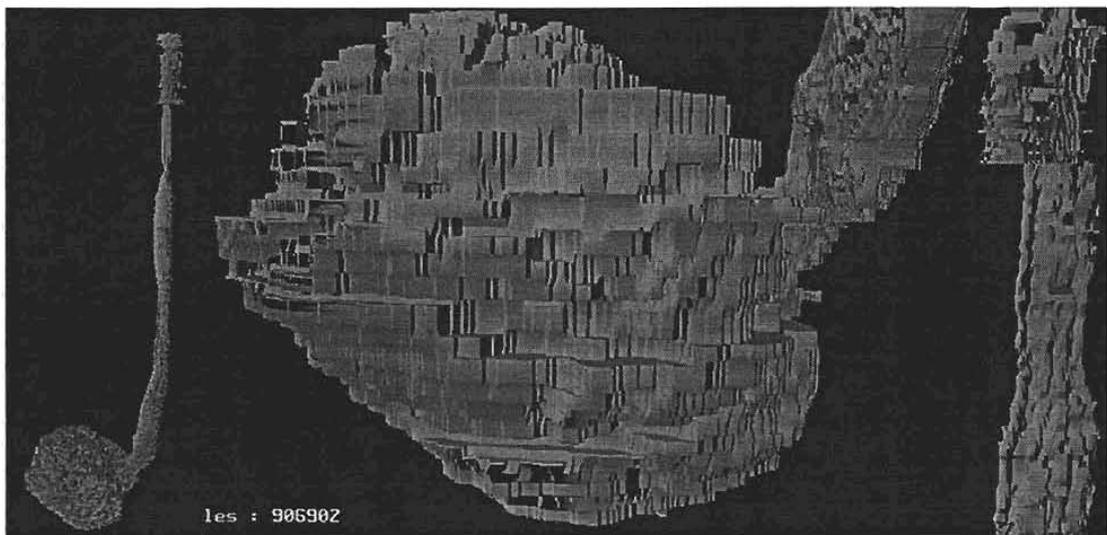


Figura 3.17. Modelo resultante del algoritmo *Marching Cubes*. El modelo presenta el artefacto visual de la discretización (26 orientaciones del vector normal).

En la primera revisión publicada de este algoritmo, la malla triangular contenía inconsistencias, agujeros y defectos debido a ciertas ambigüedades de las configuraciones de vértices, fue necesario corregir las tablas hasta lograr un mallado triangular satisfactorio. Además de esto el número de triángulos producidos contenía una redundancia de triángulos y de vértices muy alta, es por esto que la implementación fue mejorada para que eliminara cualquier redundancia lo cual hace que modelos tan complejos como el del tracto digestivo alto tengan una visualización mas rápida y un post-procesamiento adecuado.

Este modelo, como se puede ver, tiene todavía un alto grado de discretización y por tanto la superficie no se ve continua sino con escalones a ángulos de 45° y 90° . Este efecto se debe a que *marching cubes* forma a los triángulos a partir de los vértices de un cubo el cual esta formado de un volumen inicial binarios y los nodos siempre estaban a la mitad de una arista o en un vértice y esta forma se mantiene en el modelo final. La discretización con voxeles daría 6 orientaciones posibles del vector normal, mientras que la discretización mediante triángulos da 26 posibles orientaciones del vector normal. La cantidad de triángulos que forman al modelo es muy grande y hará que la interacción sea muy lenta; gran parte de estos triángulos se encuentran en la zona del estómago, es necesario que se reduzca el número debido a que a mayor número de triángulos presentes en la pantalla, mayor será el tiempo de *renderización* (despliegue) del modelo. En la siguiente figura se puede ver el efecto de discretización en el modelo formado por los círculos de la figura 3.13.

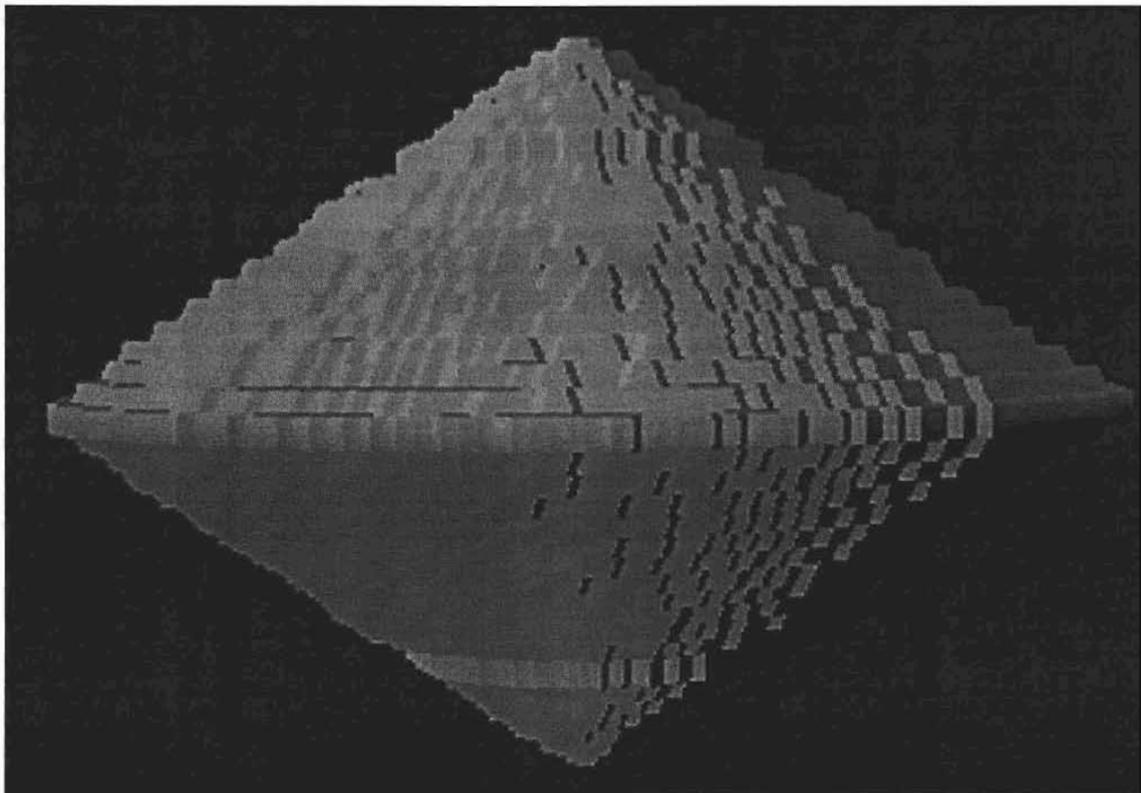


Figura 3.18. Modelo resultante del algoritmo Marching Cubes.

En la figura 3.18 se aprecia claramente el escalamiento producido por el algoritmo, este escalonamiento se debe a que los ángulos de los vectores normales a las caras de los triángulos que conforman el modelo están discretizados a múltiplos de 45° , dando sólo 26 posibles orientaciones.

En el siguiente capítulo se exponen los métodos para el suavizado y simplificación de la superficie, donde se tiene la finalidad de que las normales que componen las caras tengan un número mayor de posibles orientaciones.

CAPÍTULO 4

PROCESAMIENTO Y REFINAMIENTO DEL MODELO

Antes de que el modelo sea útil para la navegación virtual debe de pasar por un proceso de simplificación y uno de suavizado, estos procesos tienen como fin mejorar el despliegue del modelo en pantalla y su parecido con un modelo real. El suavizado elimina el artefacto de discretización, creando nuevas orientaciones intermedias para el vector normal de cada triángulo del mallado.

Al principio de la tesis se mencionó la importancia de la relación de tiempo de procesamiento y realismo del mallado, este tiempo de procesamiento dependerá directamente del número de triángulos que formen a nuestro modelo. Dependiendo del tamaño y del número de detalles que formen la superficie y de la resolución escogida en la celda que utilizará *Marching Cubes*, será el número de triángulos necesarios.

Al finalizar estos dos procesos se obtiene un modelo suave S' , con error mínimo respecto a la superficie real S y de rápida navegación. Es de notar que el error “punto a punto” de S respecto a S' no se puede calcular ya que no se tiene un modelo real S , solo una serie de cortes discretizados que lo componen, pero es en principio menor a la resolución tridimensional (1 voxel)

4.1 SIMPLIFICACION DE SUPERFICIE.

Como ya se mencionó, el modelo obtenido consta de una enorme (985 000) cantidad de triángulos que dificultan el despliegue en pantalla. La reducción de la cantidad de triángulos debe de tomar en cuenta que los detalles relacionados a la superficie se verán afectados por el número de triángulos que los formen, así, al disminuir la cantidad de triángulos se disminuirá la definición del modelo y se irán perdiendo detalles conforme esto suceda. Es por esto que es necesario elegir un método que seleccione la forma de eliminar a un triángulo manteniendo en lo más posible los detalles finos del modelo (compromiso entre cantidad y error tolerable).

Para la simplificación usamos un algoritmo conocido como “Simplificación de superficie usando una métrica de error cuadrático medio” [GARL97], en este algoritmo se utiliza la métrica del error cuadrático promedio para obtener una lista de errores que nos indique cual es la simplificación que tenga un menor impacto en la malla.

La simplificación se lleva a cabo mediante la modificación de los vértices; existen varias modalidades para llevar a cabo esto, en nuestro caso se decidió utilizar la modalidad de *decimación via contracción de pares* [HIRK02].

La “*contracción de pares*” puede darse en dos casos: la contracción de dos vértices que sean ambos parte de un mismo borde o que sólo sean vecinos cercanos (Fig. 4.1), el segundo caso tiene el efecto de unir dos secciones previamente no conectadas del modelo, en nuestro modelo ese es un efecto no deseado, ya que en el estómago existen pliegues que pueden unirse utilizando este proceso y perderíamos esta información, así, solo utilizaremos el primer caso de la contracción de vértices y con eso podremos preservar los pliegues del estómago.

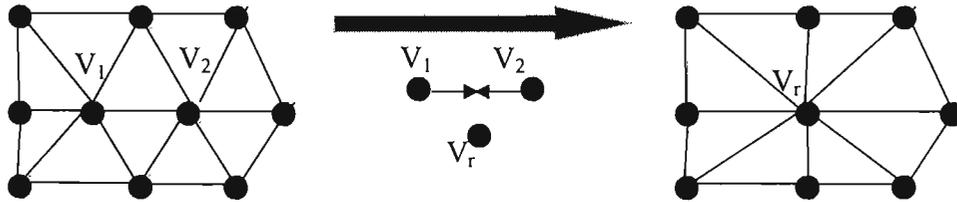


Figura 4.1. Al colapsar dos vértices (v_1, v_2) se obtiene uno nuevo a la mitad del camino entre estos.

Como se ve en la figura 4.1 la contracción de pares $(v_1, v_2) \rightarrow \bar{v}$ tendrá el efecto de mover los vértices v_1 y v_2 de su posición original a la nueva posición \bar{v} , al hacer esto se conectarán todos los bordes incidentes a v_1 y se eliminará el vértice v_2 . Subsecuentemente cualquier borde o cara que haya degenerado se elimina. Como v_1 y v_2 pertenecen al mismo borde, una o dos caras serán eliminadas, obteniendo con esto una simplificación de la malla muy localizada.

La forma para elegir cuáles vértices de todo nuestro mallado afectaron en una menor medida la definición de ésta al colapsarse, así que utilizamos el cálculo de un error asociado con esta contracción para formar una tabla de todas las contracciones posibles y cuál será la que nos de menor error.

Para esto se asocia a cada uno de los vértices que componen la malla una matriz Q , esta matriz será la que nos dé el error; primero tenemos que un vértice es la solución de la intersección de un grupo de planos. Estos son los planos de los triángulos que se encuentran en el vértice. Así, asociando el grupo de planos correspondientes al vértice y calculando la suma de distancias cuadradas de éste a los planos podemos obtener una medida de error.

$$\Delta(v) = \Delta\left(\left[v_x, v_y, v_z, 1\right]^T\right) = \sum_{p \in \text{planos}(v)} (p^T v)^2 \quad (4.1)$$

Donde $p = [a, b, c, d]^T$ representa el plano definido por $ax + by + cz + d = 0$ donde $a^2 + b^2 + c^2 = 1$. La ecuación 4.1 se puede escribir en su forma cuadrática:

$$\begin{aligned}
 \Delta(v) &= \sum_{p \in \text{planos}(v)} (v^T p)(p^T v) \\
 &= \sum_{p \in \text{planos}(v)} v^T (pp^T) v \\
 &= v^T \left(\sum_{p \in \text{planos}(v)} k_p \right) v
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

Donde la suma de las k_p es la matriz:

$$Q = pp^T = \begin{bmatrix} a^2 & ab & ac & ad \\ ab & b^2 & bc & bd \\ ac & bc & c^2 & cd \\ ad & bd & cd & d^2 \end{bmatrix} \tag{4.3}$$

Donde la matriz Q puede ser usada para encontrar la distancia cuadrada de cualquier punto en el espacio al plano p .

Con la matriz Q calculada se define al error en el vértice $v = [v_x, v_y, v_z, 1]^T$ como:

$$\Delta(v) = v^T Q v \tag{4.4}$$

Para una contracción dada $(v_1, v_2) \rightarrow \bar{v}$ se debe de calcular una nueva \bar{Q} para caracterizar el nuevo vértice \bar{v} , para esto usamos la regla aditiva, así tenemos que $\bar{Q} = Q_1 + Q_2$. Para hacer la contracción $(v_1, v_2) \rightarrow \bar{v}$ se debe de elegir la posición de \bar{v} , para esto usamos la posición dada por $(v_1 + v_2)/2$.

Así el algoritmo calcula y soluciona la mejor de las contracciones y la lleva a cabo. El algoritmo se puede ejemplificar con los siguientes pasos [GARL97]:

1. Cálculo de las matrices Q para todos los vértices iniciales.
2. Selección de todos los pares válidos.
3. Se calcula el error asociado a la contracción de todos los vértices válidos.
4. Se selecciona el menor error y se realiza la contracción.
5. Se eliminan todas las caras degeneradas y se actualiza la lista de errores.
6. Iterativamente se repiten los pasos del 4 al 6.

Al final de la aplicación obtendremos un modelo que aproxime al original, pero con un número menor de triángulos.

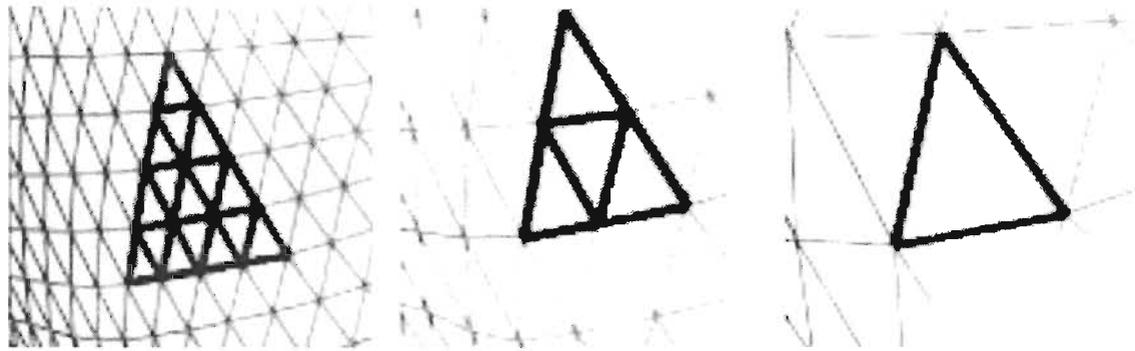


Figura 4.2. Resultado de la reducción del número de triángulos en una malla.

4.2 ALISADO DE LA MALLA.

La malla obtenida del algoritmo *Marching Cubes* aparte de necesitar el proceso de reducción de triángulos, necesita la aplicación de un “*alisado*”. Esta última modificación tiene como finalidad obtener un modelo final que presenta menos artefactos de discretización en la forma de escalones.

Para realizar el suavizado de la superficie utilizamos un método conocido como *flujo de difusión de normales* (normal diffusion flux) [OHAT01], este algoritmo consiste de aplicar un operador local para promediar la normal de las caras que forman cada triángulo. A continuación se describen los pasos del algoritmo:

1.

Calcular para una vecindad de triángulos $V(t)$ una normal $m(T)$ como promedio ponderado con respecto al área de los triángulos:

$$m(T) = \frac{1}{\sum_{s \in V(T)} A(S)} \sum_{s \in V(T)} A(s)n(S) \quad (4.5)$$

Donde:

T : Un triángulo de la malla.

S : Un triángulo vecino al triangulo T.

$n(T)$: Normal unitaria de T.

$A(T)$: Área de T.

$C(T)$: Centroide de T .

$V(T)$: Grupo de todos los triángulos que tienen un lado o vértice en común con T .

2.

Para cada triángulo T se normaliza la normal promedio $m(T)$:

$$\widehat{m(T)} = \frac{m(T)}{\|m(T)\|} \quad (4.6)$$

3.

Para cada vértice P , se hace la modificación de la posición del vértice a partir de la nueva normal $\widehat{m(T)}$:

$$P_n = P_v + \frac{1}{\sum_{T \in V(v)} A(T)} \sum_{T \in V(v)} A(T) v(T) \quad (4.7)$$

Donde:

$$v(T) = \left[\overline{PC} \cdot m(T) \right] m(T) \quad (4.8)$$

$V(v)$ es la vecindad de triángulos adyacentes al vértice P , y $v(T)$ es la proyección del vector \overline{PC} en la dirección $m(T)$, (Fig. 4.3).

Las normales promedios ponderadas obtenidas del paso 1 y normalizadas en el paso 2 definen un nuevo campo vectorial unitario $\{m\}$ definido por la malla triangular.

La actualización de la malla del paso 3 trata de encontrar una malla cuyas normales sean próximas a las del campo vectorial unitario $\{m\}$. Este proceso tiene como fin el aumento en las direcciones posibles que puede tomar la normal de la cara de un triángulo ahora no sólo estarán discretizadas por múltiplos de 45° , sino que podrán tener cualquier ángulo, dependiendo de la vecindad que circunde al triángulo.

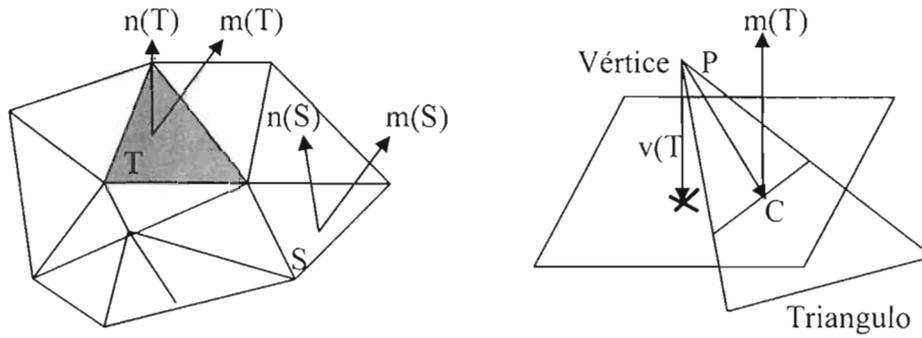


Figura 4.3. Proceso de difusión de normales

El proceso de alisado se lleva a cabo repitiendo los pasos del 1 al 3 un número n de veces, se observa que después de 15 interacciones el cambio en la posición de los vértices es mínima y son más que suficientes para el filtrado. El resultado de este proceso sobre el modelo nos da la malla final de nuestro modelo (Fig. 4.4). Las siguientes etapas se utilizan para la mejora del despliegue en pantalla así como el uso de luz y textura.



Figura 4.4. Modelo resultante el proceso de alisado.

El efecto de suavizado se puede apreciar con mayor detalle en nuestro modelo romboide (Fig. 4.5, abajo).

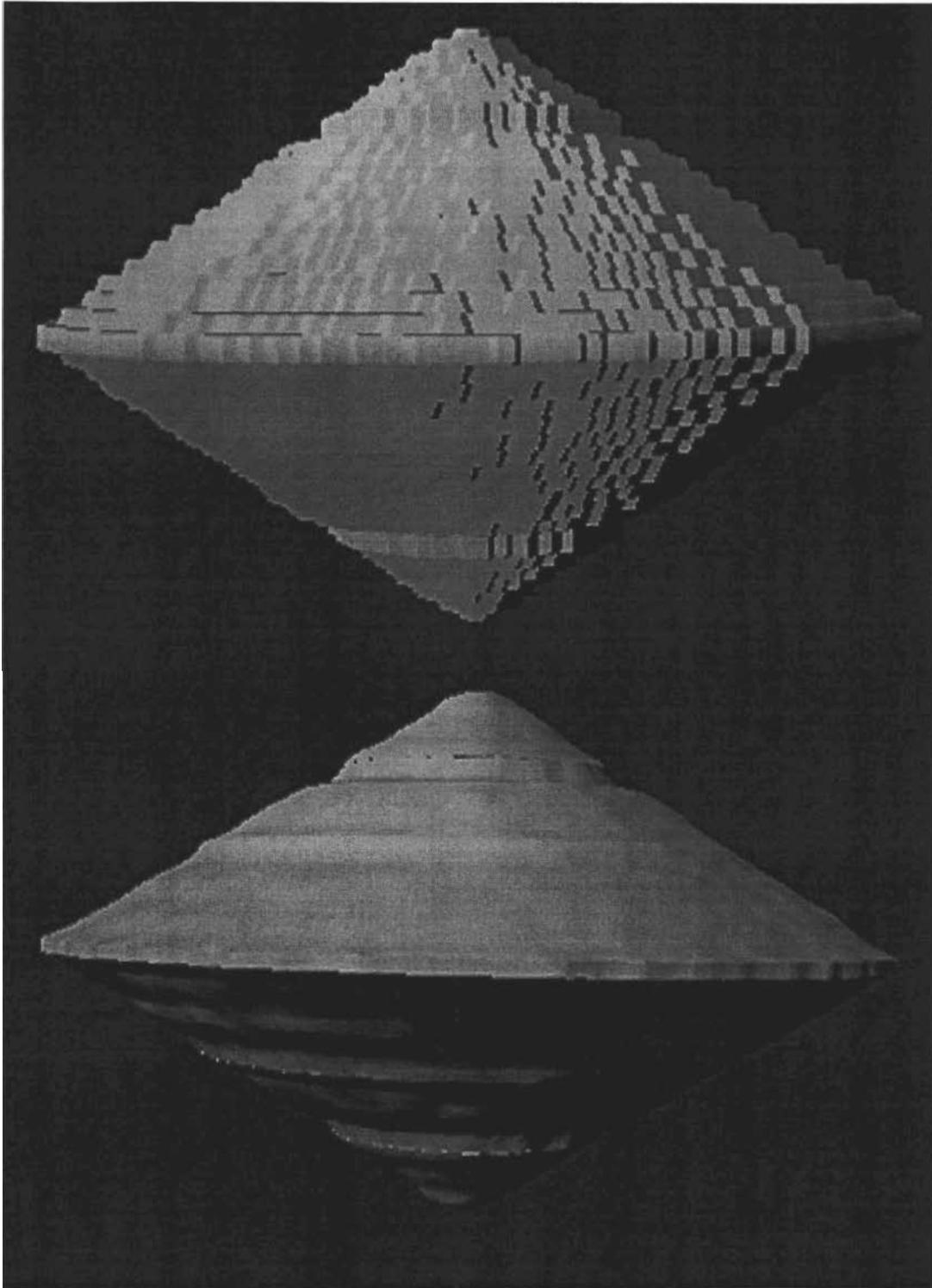


Figura 4.5. Resultado del alisado de una malla.

CAPÍTULO 5

VISUALIZACIÓN DEL MODELO

Para obtener una correcta visualización del modelo es necesario considerar las variables físicas que intervienen en la visualización del esófago en una endoscopia real. Hasta este punto, ya contamos con un modelo que nos presenta un cierto grado de realismo, pero para mejorar la experiencia de navegación visual es necesario incluir otras variables.

- La primera es la trayectoria de navegación, a partir de esta se programarán los grados de libertad necesarios de movimiento al usuario.
- La segunda variable tiene que ver con la iluminación, la cual hace que tengamos una mejor percepción de la profundidad y nos permite la obtención del color de las paredes del esófago dependiendo de la posición de la fuente de luz.
- La tercera variable es la distorsión óptica, la cuál simulará a la lente real en un endoscopio. Esta parte es importante, ya que es necesario que el usuario entrene su visión a aquella a la que tendrá en el uso de un endoscopio real.

5.1 TRAYECTORIA DE NAVEGACION.

La primera fase en la construcción del navegador es la obtención de la trayectoria de navegación, esta trayectoria tiene la finalidad de darnos las coordenadas en donde estará situado nuestro punto de vista. Debido a que el endoscopista sólo puede mover el tubo principal en una sola dirección, (hacia adentro o afuera) y a que solamente es la punta del endoscopio la que puede girar la línea de navegación, se considera como un punto central en cada corte.

El primer paso en la construcción de la trayectoria de navegación es la obtención de los centros geométricos de cada uno de los cortes (Fig. 5.1), debido a que consideramos que todos los vértices tienen la misma masa, el centroide de un grupo de N_p vértices (x_m, y_m) está definido por:

$$(x_c, y_c) = \frac{\sum_{m=1}^{N_p} (x_m, y_m)}{N_p}$$

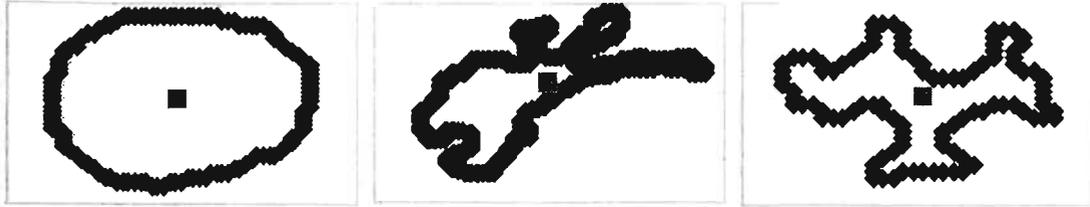


Figura 5.1. El punto de color magenta es el centro geométrico de diversos cortes, este punto es utilizado para construir la trayectoria de navegación.

Como se observa, en algunos cortes el centro geométrico está muy cercano a un borde debido a ciertos pliegues que desplazan el centroide en esa dirección, para corregir eso se crea un algoritmo en donde se vuelve a ponderar tomando en cuenta solo el canal principal y no los pliegues.

La coordenada z de cada uno de estos puntos es igual al número del corte, a partir de estos puntos se construye la trayectoria de navegación, primero uniendo cada dos vértices con una línea recta y después promediando localmente con un filtro de media móvil para suavizar la línea resultante.

5.2 MODELO DE ILUMINACIÓN.

La iluminación es la siguiente variable física a programar, el navegador utiliza la librería *OpenGL* para desplegar en pantalla el modelo. *OpenGL* considera dos factores para determinar la forma en la que la luz se comportará, el primero de estos es el material con el que el objeto está formado, el segundo es cómo la luz afecta a este objeto. *OpenGL* considera que cualquier fuente de luz que utilicemos está dividida en cuatro componentes [REED99]:

- **Luz emitida:** Se origina en un objeto y no es afectada por ninguna otra fuente de luz. Este componente de la luz es la responsable del grado con el que el objeto reflejará o absorberá la luz, dependiendo del material definido.

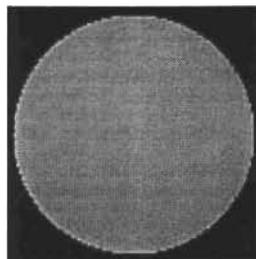


Figura 5.2. Luz emitida por una esfera.

- **Luz ambiental:** Es el volumen promedio de luz, el cual es creado por la luz emitida por todas las fuentes, rodeando o dentro del área iluminada, las cuales han sido dispersadas de tal manera que su dirección es imposible de

determinar, por lo tanto parece venir de todas las direcciones. Cuando la luz ambiental se refleja en una superficie, esta se dispersa en todas las direcciones por igual. La luz ambiental por si sola no puede representar a un objeto en el espacio tridimensional porque todas las facetas son iluminadas por igual con el mismo color, así el objeto parece ser bidimensional (plano).

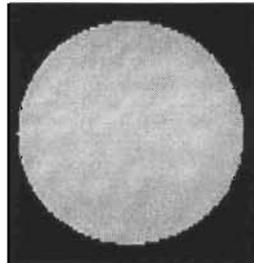


Figura 5.3. Una esfera en 3D iluminada solo por luz ambiental parecerá estar en 2D.

- **Luz difusa:** Esta es una luz direccional proveniente de una fuente, podemos definirla como la luz que proviene de un punto en el espacio y tiene una dirección preferencial, una vez que es reflejada en la superficie de un objeto se dispersa y refleja por igual a lo largo de toda la superficie.

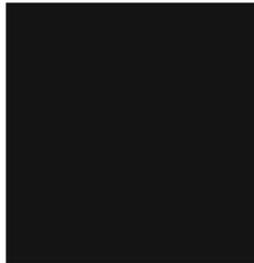


Figura 5.4. Luz roja difusa proyectada en un objeto de color negro define su forma 3D.

- **Luz especular:** Esta al igual que la luz difusa es un tipo de luz direccional, viene de una dirección en particular y se refleja en la superficie en una dirección preferencial. El resultado de la iluminación especular depende del ángulo entre la fuente de luz y el observador. Desde el punto de vista del observador crea un área altamente iluminada en la superficie del objeto conocido como reflexión especular. La intensidad de la reflexión especular depende del material del objeto y de la intensidad de la fuente especular.

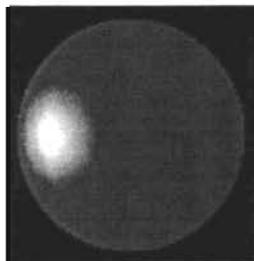


Figura 5.5. Reflexión especular en un objeto 3D.

La única fuente de iluminación dentro de nuestro modelo es la producida por la lámpara del endoscopio, es por esto que se debe de simular una fuente de luz que tenga un origen igual a la posición de la cámara (en un endoscopio la fuente de luz y la lente en la cabeza del endoscopio se encuentran al final de esta), la cual tenga una dirección preferencial y un ángulo de salida inicial. La luz seleccionada para simular esto es una luz blanca compuesta por los cuatro atributos de iluminación necesarios para formar en *OpenGL* una fuente de luz que simule una fuente real, debido a que se busca simular una lámpara con una intensidad dada y que la luz disminuya conforme a la distancia a la fuente; la componente ambiental o difusa debe de ser poco intensa, ya que esta no varía su intensidad conforme se aleja la fuente y solo nos sirve como la componente de luz que llenará toda la cavidad esofágica o estomacal.

Una vez seleccionadas las propiedades de iluminación especular y difusa es necesario definir la posición de la luz, para esto utilizamos una propiedad de la librería *OpenGL*, la cual nos permite definir una luz puntual.

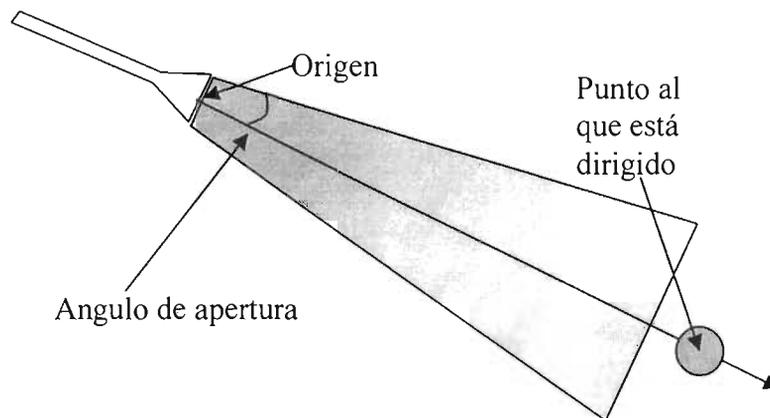


Figura 5.6. Luz direccional con un ángulo inicial de dispersión.

Esta luz tiene 3 propiedades:

- **Origen:** el punto de origen será seleccionado dentro del programa, de tal modo que corresponda a la posición de la cámara.
- **Objetivo:** Este es el punto al que la luz está dirigida en el espacio.
- **Angulo de apertura:** El ángulo nos da la apertura del haz luminoso, este ángulo se mide a partir de la normal formada en nuestro origen hacia la lámpara.

El resultado en la visualización al aplicar la luz sobre el modelo se puede apreciar en la imagen siguiente:

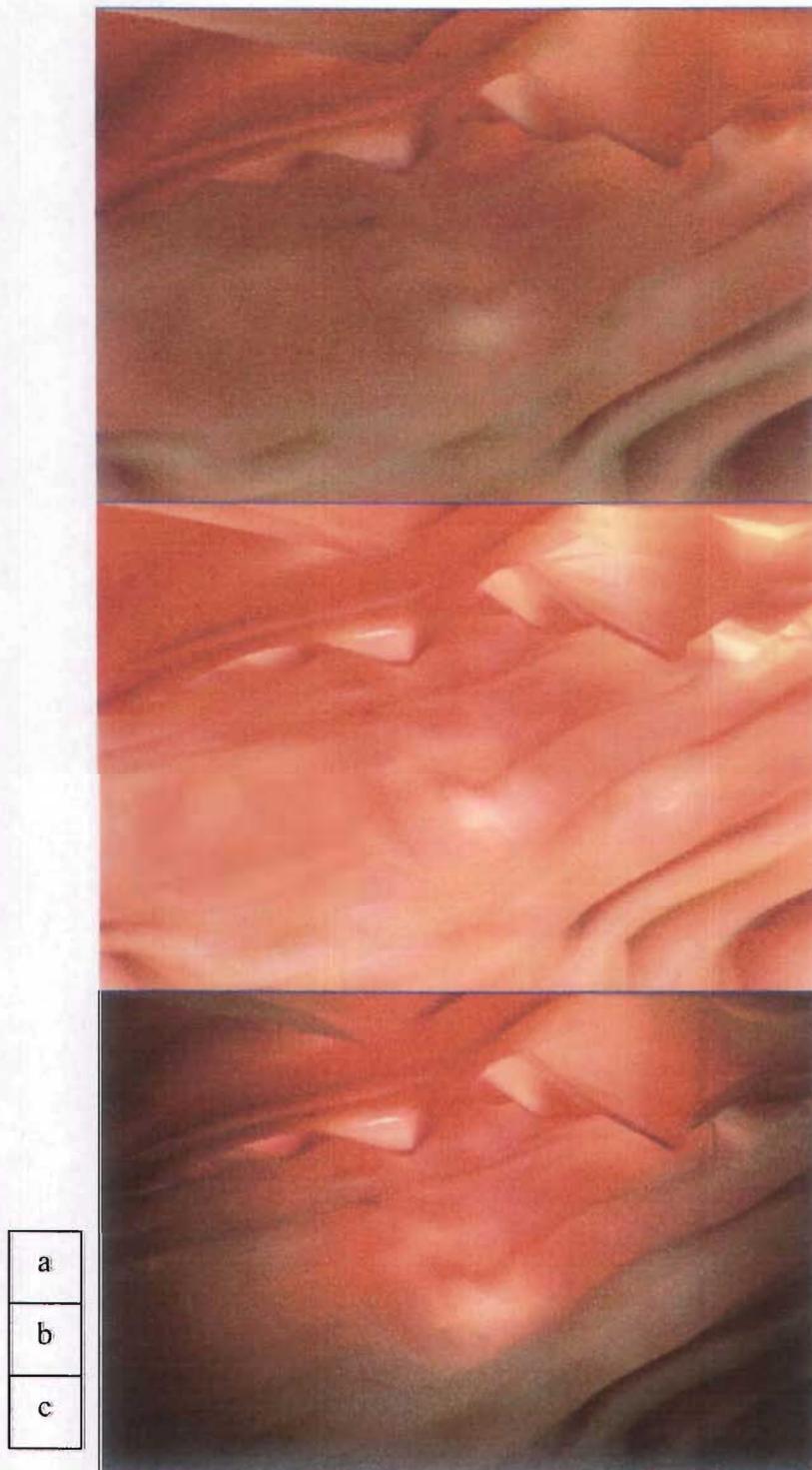


Figura 5.7. Efecto de aplicar la iluminación a nuestro modelo. a) modelo sin iluminación b) modelo con iluminación, la luz se considera como equidistante a cualquier punto en el espacio c) modelo con iluminación debido a una fuente puntual.

5.3 MODELO DE DISTORSIÓN ÓPTICA.

La distorsión óptica del modelo se debe de simular para tener una vista de salida a pantalla que dé la misma distorsión óptica que la lente utilizada en un endoscopio real, la lente del endoscopio tiene una lente gran angular, la cual tiene una mayor amplificación en el centro de la imagen que en la periferia de ésta, lo cual produce una *distorsión de barril* (Fig. 5.8). [GERG00]

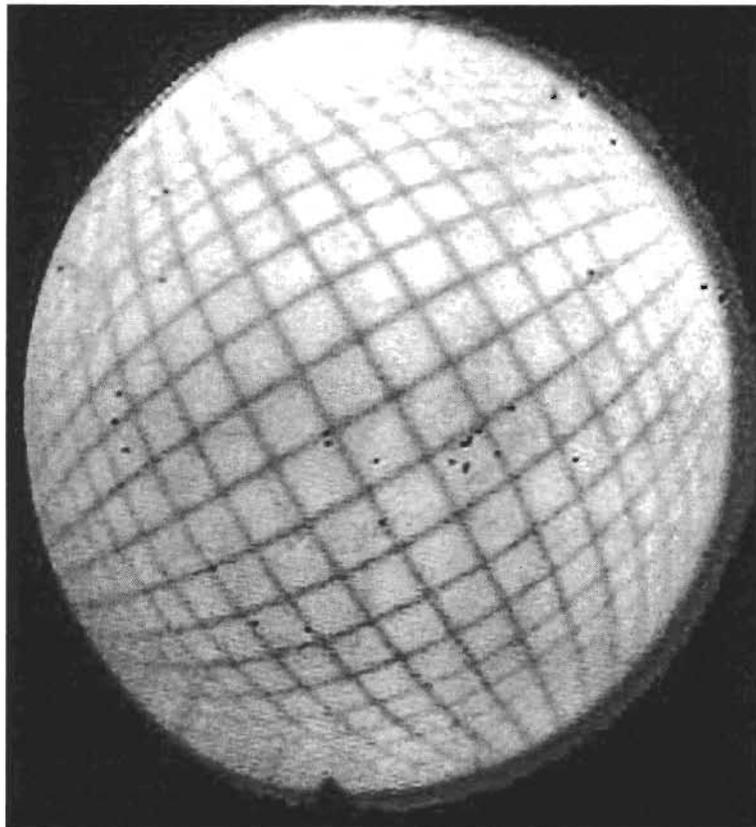


Figura 5.8. Distorsión de barril producida por la lente de un endoscopio sobre una rejilla impresa en papel.

Debido a que la distorsión de barril depende del aumento en el centro como factor inicial y de cómo decae éste a lo largo del eje x y en el eje y , utilizamos la línea central de navegación junto con el ángulo de inclinación de la cabeza del endoscopio para obtener la posición del centro de la lente punto a punto durante la navegación, la cual corresponderá con el centro de nuestra pantalla y a partir de la posición de éste se simulará una distorsión de barril calculando el aumento que sufriría cada pixel dependiendo de su posición en el espacio (x,y) con respecto al centro. Para obtener los factores de distorsión de la lente de un endoscopio se construye una rejilla y se fotografía la distorsión causada por la lente (Fig. 5.9).

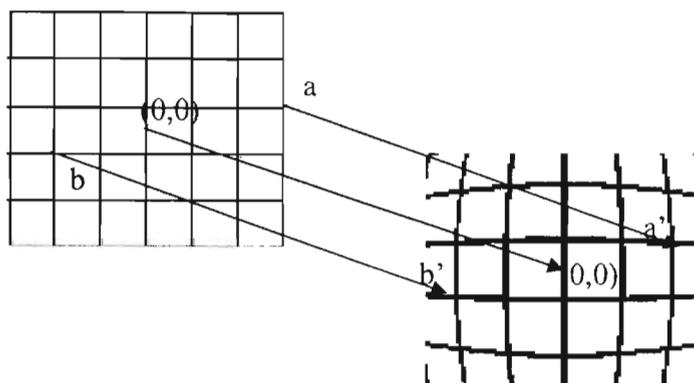


Figura 5.9. La distorsión de barril no afecta al pixel con coordenadas (0,0), en los puntos a y a', b y b' la distorsión dependerá de la posición de estos puntos con respecto al centro.

Para simular el efecto de una distorsión de barril, primero obtenemos la función que la corrige y se hace la transformada inversa sobre esta para obtener la función que simule punto a punto la distorsión de barril.

La distorsión puede ser representada por dos componentes, la distorsión radial y la distorsión tangencial. Se ha visto que para muchas aplicaciones de visión, la distorsión tangencial no necesita ser considerada [TSAI87]. La distorsión radial es una deformación de la imagen a lo largo de una dirección desde un punto llamado “el centro de distorsión” a cada punto de la imagen.

Sea R la función de distorsión radial la cual es inversa sobre la imagen y no afecta a las coordenadas del centro de la lente:

$$R : r_u \rightarrow r_d = R(r_u), \text{ con } \frac{\partial R}{\partial (r_u)}(0) = 1 \quad (5.1)$$

El modelo de distorsión se expresa en la forma [FRED01]:

$$x_u = x_d \frac{R^{-1}(r_d)}{r_d} \quad y_u = y_d \frac{R^{-1}(r_d)}{r_d} \quad (5.2)$$

Donde introducimos la siguiente notación:

$$r_d = \sqrt{x_d^2 + y_d^2}$$

$x_u \equiv x$ sin distorsión
 $y_u \equiv y$ sin distorsión
 $x_d \equiv x$ distorsionada
 $y_d \equiv y$ distorsionada

Donde cualquier función de distorsión R puede ser expresada utilizando su expansión de Taylor:

$$\begin{aligned}x_u &= x_d(1 + k_1 r_d^2 + k_2 r_d^4 + \dots) \\y_u &= y_d(1 + k_1 r_d^2 + k_2 r_d^4 + \dots)\end{aligned}\tag{5.3}$$

Donde k_n : Coeficientes de distorsión radial

La precisión necesaria en el polinomio para aproximar la distorsión se ha obtenido experimentalmente y se obtuvo que para lentes ordinarias el primer orden sea suficiente. Así nuestra ecuación se reduce a:

$$\begin{aligned}x_u &= x_d(1 + k_1 r_d^2 + k_2 r_d^4) \\y_u &= y_d(1 + k_1 r_d^2 + k_2 r_d^4)\end{aligned}\tag{5.4}$$

k_1 : controla la distorsión.

k_2 : Sólo se ajusta cuando k_1 no puede corregir la distorsión.

Así en nuestro caso podemos aproximar nuestra función a un sólo término y obtenemos:

$$\begin{aligned}x_u &= x_d(1 + k_1 r^2) \\y_u &= y_d(1 + k_1 r^2)\end{aligned}\tag{5.5}$$

Ahora, reescribiendo la ecuación en términos de (x,y) , tomando al centro de la imagen en la coordenada $(0,0)$ y especificando los coeficientes de distorsión tenemos :

$$\begin{pmatrix} x_u \\ y_u \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_d(1 + c_{xx}x_d^2 + c_{xy}y_d^2) \\ y_d(1 + c_{yx}x_d^2 + c_{yy}y_d^2) \end{pmatrix}\tag{5.6}$$

Donde de nuevo c_{xx} , c_{xy} , c_{yx} , c_{yy} son los coeficientes de distorsión.

$$\begin{aligned}c_{xx} &= \frac{\delta}{\varepsilon} \\c_{xy} &= \frac{\delta + \eta_x}{\varepsilon} \\c_{yx} &= \delta + \eta_y \\c_{yy} &= \delta\end{aligned}$$

Donde:

δ : distorsión.

ε : aplanado (distorsión diferente en x que en y)

η_x : curvatura en x

η_y : curvatura en y

La ecuación 5.6 es la ecuación necesaria para la corrección de la distorsión óptica, de esto tenemos que los puntos no distorsionados se obtienen a través de la aplicación de una función a los puntos distorsionados:

$$\begin{pmatrix} x_u \\ y_u \end{pmatrix} = g \begin{pmatrix} x_d \\ y_d \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

Para obtener la función que distorsione los puntos, necesitamos invertir la función g , la función g^{-1} no tiene una expresión analítica pero la solución numérica es muy simple, utilizando el método de Newton se obtiene el siguiente algoritmo iterativo:

$$\begin{pmatrix} x_d \\ y_d \end{pmatrix}_{(j+1)} = \begin{pmatrix} x_d \\ y_d \end{pmatrix}_{(j)} - \left(\frac{\partial g((x_d, y_d)^j)}{\partial ((x_d, y_d)^j)} \right)^{-1} \left(g((x_d, y_d)_j) - \begin{pmatrix} x_u \\ y_u \end{pmatrix} \right) \quad (5.8)$$

Donde la primera matriz derivativa de la transformación es:

$$\frac{\partial g(x_d, y_d)}{\partial (x_d, y_d)} = \begin{pmatrix} 1 + 3c_{xx}x_d^2 + c_{yy}y_d^2 & 2c_{xy}x_dy_d \\ 2c_{yx}x_dy_d & 1 + 3c_{yy}y_d^2 + c_{xx}x_d^2 \end{pmatrix} \quad (5.9)$$

El algoritmo necesitará valores iniciales para $(x_d, y_d)_0$, este punto lo podemos obtener con una aproximación a partir de:

$$\begin{pmatrix} x_u \\ y_u \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_d + c_{xx}x_d^3 + c_{xy}x_dy_d^2 \\ y_d + c_{yx}y_dx_d^2 + c_{yy}y_d^3 \end{pmatrix} \quad (5.10)$$

Iterando una vez, tenemos que:

$$\begin{pmatrix} x_d \\ y_d \end{pmatrix}_{(0)} = \begin{pmatrix} x_u(1 - c_{xx}x_u^2 - c_{xy}y_u^2) \\ y_u(1 - c_{yy}y_u^2 - c_{yx}x_u^2) \end{pmatrix} \quad (5.11)$$

Utilizando este valor como condición inicial podemos hacer las iteraciones requeridas para obtener una aproximación a la distorsión real. Se obtiene que el algoritmo de Newton converge entre las 5 y 10 iteraciones.

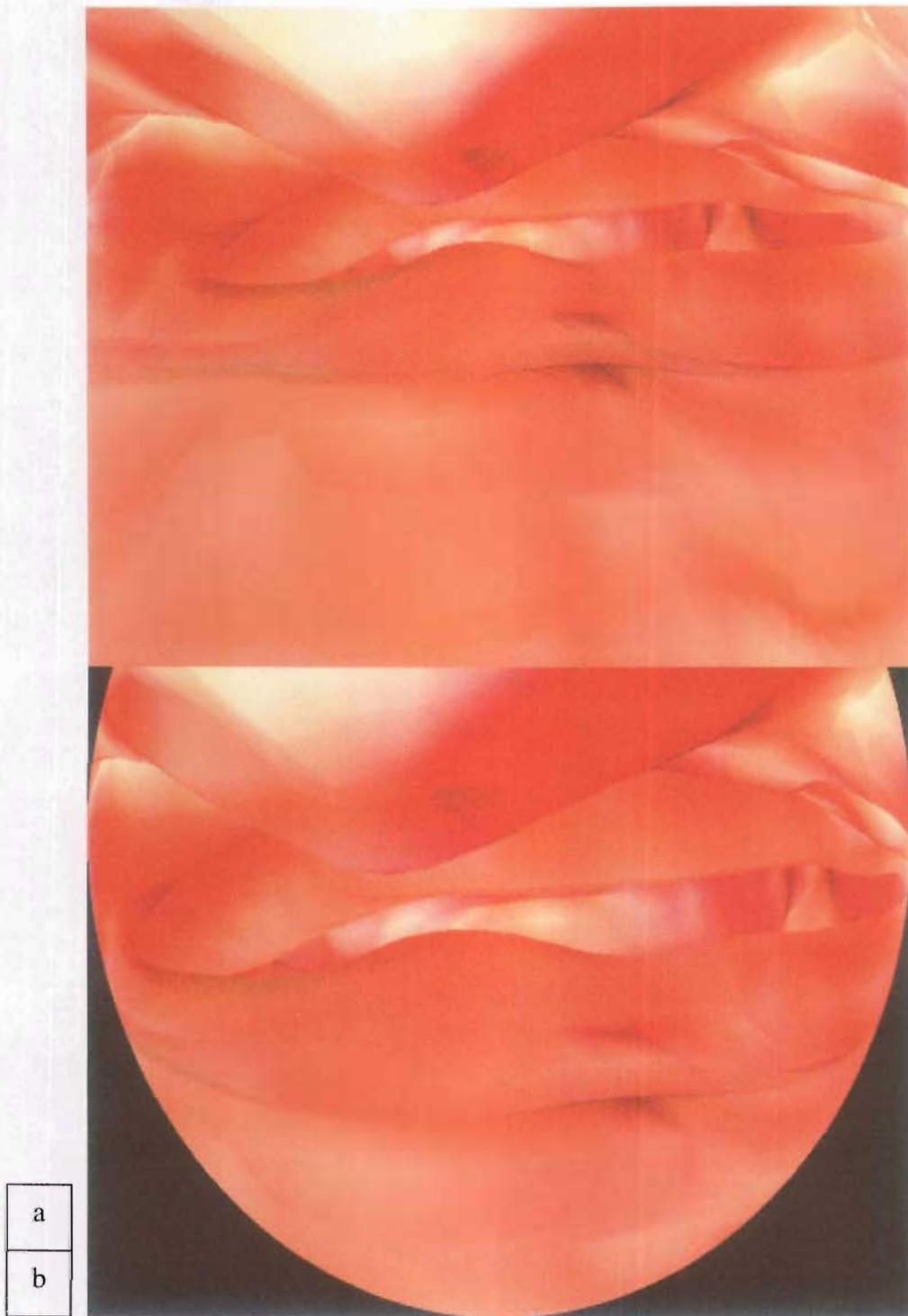


Figura 5.10. Efecto de la simulación de la distorsión óptica. a) imagen sin distorsión óptica. b) imagen con el efecto de la distorsión de la lente simulada.

CAPÍTULO 6

ANÁLISIS DE RESULTADOS

El resultado final es un modelo cuya relación anatómica con los cortes del VHP puede ser evaluada. La iluminación del modelo utilizando la configuración de OpenGL (ver anexo A.2) nos permite tener una correspondencia de los colores en cada sección del modelo y los colores en un esófago real.

En este capítulo se llevará a cabo el análisis de resultados del modelo así como el nivel de correspondencia entre el modelo final y los cortes anatómicos que lo forman.

6.1 ANALISIS DEL CONTORNO EXTRAIDO.

La primera fase del análisis es la de comparar el mismo contorno en diferentes estados de la construcción del modelo, esto es con el fin de saber cuál es la relación entre los datos de entrada y los de salida y que procesos afectan en mayor grado al contorno y a qué se debe.

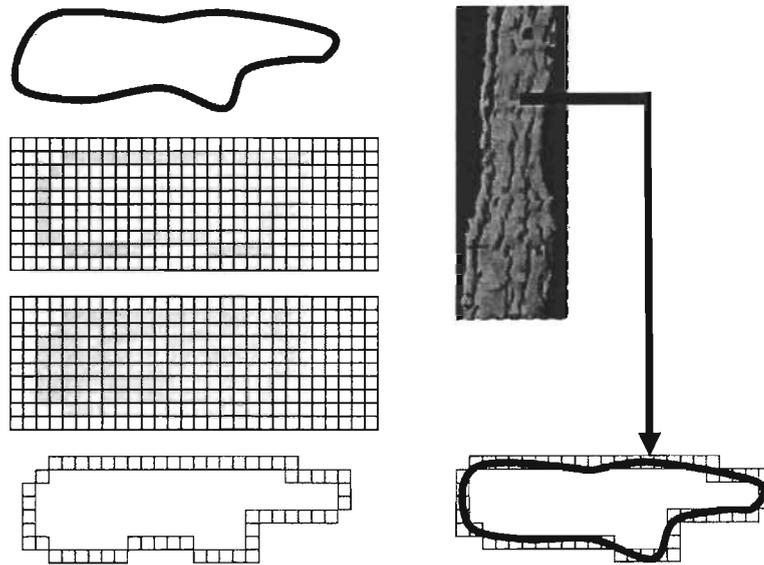


Figura 6.1. Comparación de contornos, la columna de la derecha representa a un contorno obtenido por la segmentación, en la izquierda se observa el resultado obtenido de *marching cubes* y la extracción de un contorno de la malla.

La primera comparación se realiza entre los contornos obtenidos de la segmentación y la selección de un contorno a partir de la malla triangular que el algoritmo de *marching cubes* crea, sabemos que el algoritmo tiene 3 opciones en la elección de la posición de los vértices de un triángulo obtenido, los cuales son, considerando el valor umbral (U) que define al área de interés y al fondo, eligiendo 2

vértices de la celda para formar una sub-celda y tomando el valor de pixel de cada uno de los vértices ($u(p_1)$, $u(p_2)$) de la sub-celda y su posición ($p_1=(x,y)$, $p_2=(x,y)$) se obtiene la posición de los vértices ($V1=(x,y,z)$, $V2=(x,y,z)$, $V3=(x,y,z)$) que formarán el triángulo T:

1. Consideramos tres valores límites t_1 :

$$\begin{aligned} t_1 &= \text{abs}(U - u(p_1)) \\ t_2 &= \text{abs}(U - u(p_2)) \\ t_3 &= \text{abs}(u(p_1) - u(p_2)) \end{aligned} \tag{6.1}$$

2. Dependiendo del resultado, se analiza en orden las siguientes condiciones:
 - Si $t_1 < 0.00001$ entonces la posición de uno de los vértices del triángulo T es igual a la posición p_1 de la sub-celda.
 - Si $t_2 < 0.00001$ entonces la posición de uno de los vértices del triángulo T es igual a la posición p_2 de la sub-celda.
 - Si $t_3 < 0.00001$ entonces la posición de uno de los vértices del triángulo T es igual a la posición p_1 de la sub-celda.

3. Si ninguna de las condiciones se cumple, entonces se interpolará la posición del vértice a partir del valor y la posición de los vértices de la sub-celda, para esto, primero calculamos el valor de una variable llamada η , que servirá como peso para decir de qué vértice de la sub-celda estará más cercano el vértice del triángulo, así η está dada por:

$$\eta = (U - u(p_1)) / (u(p_2) - u(p_1)) \tag{6.2}$$

Donde:

$$\begin{aligned} U &> u(p_1). \\ u(p_2) &> u(p_1). \\ u(p_2) &> U. \end{aligned}$$

Así η siempre será menor a 1 y será constante, ya que nuestra imagen es binaria y U, $u(p_2)$ y $u(p_1)$ solo pueden tener un valor. La posición final del vértice del triángulo se obtiene aplicando la fórmula para cada coordenada:

$$\begin{aligned} p_x &= p_{1x} + \eta (p_{2x} - p_{1x}) \\ p_y &= p_{1y} + \eta (p_{2y} - p_{1y}) \\ p_z &= p_{1z} + \eta (p_{2z} - p_{1z}) \end{aligned} \tag{6.3}$$

Donde en nuestro caso ($p_{2x} - p_{1x}$) y ($p_{2y} - p_{1y}$) son iguales a 1 y ($p_{2z} - p_{1z}$) es igual a 3.0303. Con esto vemos que, $\eta (p_{2x} - p_{1x})$, $\eta (p_{2y} - p_{1y})$ y $\eta (p_{2z} - p_{1z})$ son constantes para todos nuestros casos y la interpolación sería:

$$\begin{aligned}
 p_x &= p_{1_x} + \text{constante} \\
 p_y &= p_{1_y} + \text{constante} \\
 p_z &= p_{1_z} + \text{constante}
 \end{aligned}
 \tag{6.4}$$

De esto se observa que los vértices de los triángulos que forman a la malla pueden tener dos posiciones, una igual al vértice de origen del contorno y la otra igual al vértice de origen más el valor de una constante.

Para comprobar esto, calculamos el centroide de un corte y lo comparamos con el centroide de la malla triangular a una altura igual a la del corte sin considerar a los vecinos de otras alturas. Después comparamos la distancia que hay entre estos puntos y la consideramos un parámetro de error a utilizar, este parámetro nos servirá para determinar la similitud entre los contornos (Fig. 6.2) este punto no es suficiente para comparar la similitud ya que solo es una medida de tendencia central de los datos así que es necesario la comparación de los vértices cercanos entre los dos contornos.

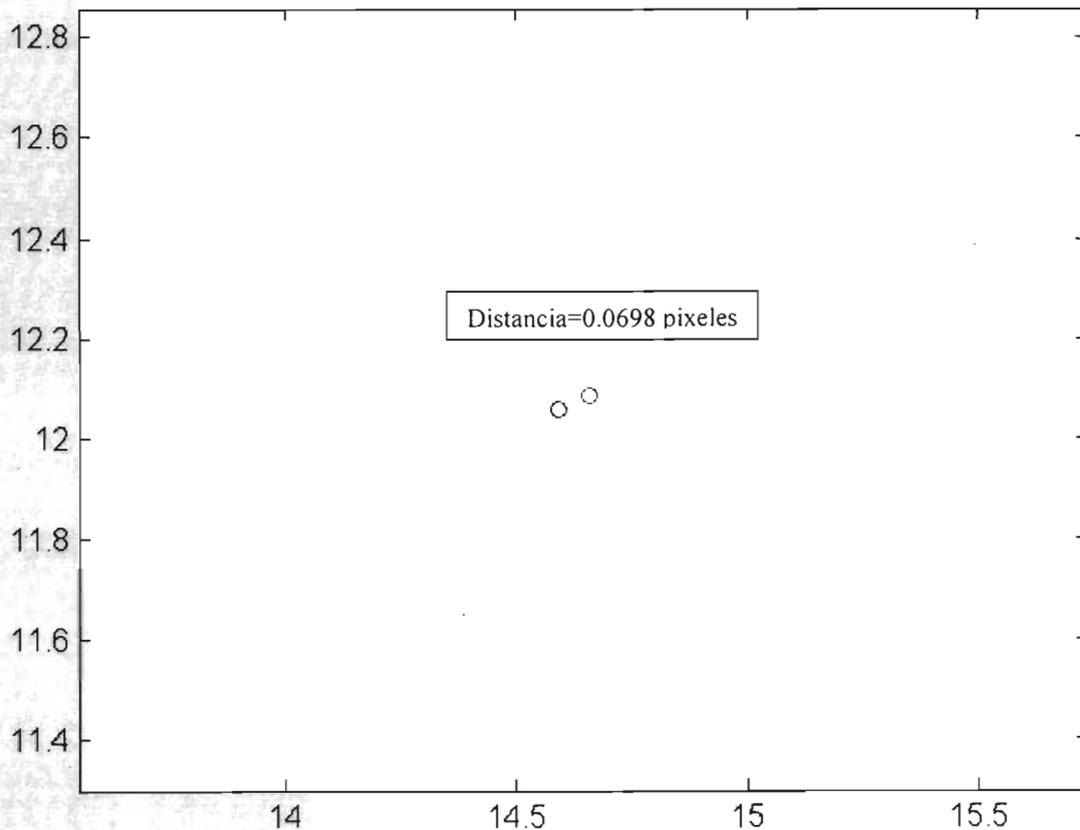


Figura 6.2. Resultado de la comparación de centroides de un corte. Las unidades están dadas en pixeles (1 pixel = .33 mm).

Después de esto se calcula la distancia de un vértice de los contornos originales C a el vértice o vértices mas cercanos del contorno obtenido de la malla de *marching cubes* (C_{mc}), considerando que la separación de vértice a vértice mínima es de un píxel, se considera que un vértice de C_{mc} es cercano o proveniente de un vértice de C si la distancia es menor a ± 0.5 pixeles.

Después se obtiene el número de vértices de C_{mc} que no tienen un vértice correspondiente en C y se calcula la proximidad al vértice más cercano, aquí cabe recordar con los vértices solo pueden tener una diferencia de posición según las ecuaciones igual a η y su valor es a 1, así para comprobar la utilidad del algoritmo las distancias entre los pixeles de C y C_{mc} debe de ser menor a 1 también (Fig. 6.3)

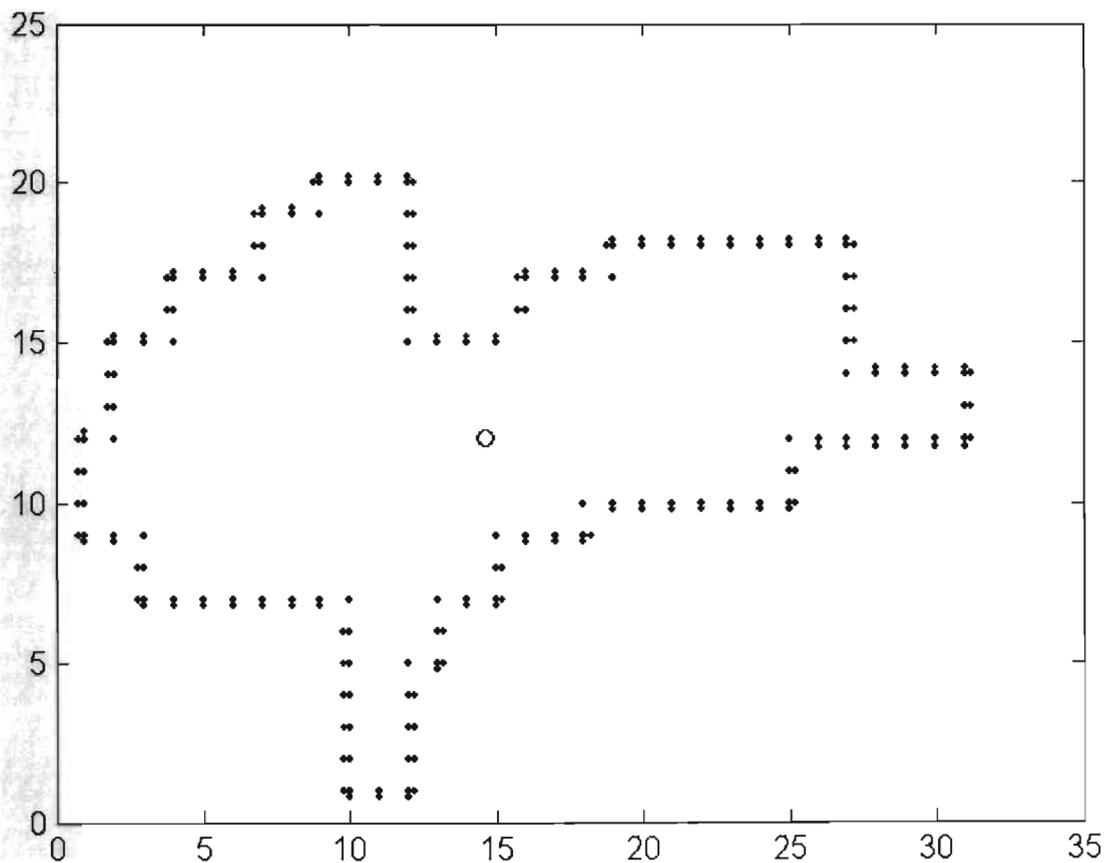


Figura 6.3. Resultado de la comparación de los vértices entre dos cortes. Las unidades están dadas en pixeles (1 pixel = .33 mm).

6.2 ERROR DEL ALISADO DE LA MALLA.

El resultado de alisar la malla para eliminar el efecto de discretización por medio de la difusión de normales tiene el efecto de desplazar a los vértices de los triángulos que forman a la malla. Debido a que no tenemos un modelo sin distorsionar o que podamos

considerar correcto, la comparación de la eficacia de nuestro alisado solo podemos utilizar nuestros datos de entrada como punto de comparación.

En la sección anterior vimos cuál es la relación entre el contorno obtenido de los cortes y los cortes obtenidos de la malla del algoritmo de *marching cubes* de esta relación obtuvimos un error promedio por vértice y por contorno (centroide). La comparación entre la distancia de la malla obtenida de *marching cubes* y la del alisado no tienen ningún sentido ya que no podemos establecer como correctos a los píxeles del *marching cubes*, aunque estos tengan una buena relación con los vértices originales; eso sólo nos dice que el algoritmo aproxima de una buena manera a los vértices discretizados.

6.3 VIDEOENDOSCOPIAS.

Ya que la superficie mallada ha sido comprobada a través de sus contornos, se pasa a la comparación cualitativa del modelo resultante con diversos videos. Esto, aunque sólo es una comparación visual, sirve para que un especialista señale las diferencias más importantes entre el modelo y la realidad.

Otra aplicación importante de las video-endoscopias es la obtención de patrones que definen a diferentes padecimientos, tras ver una serie de videos se puede obtener los colores que definen a un padecimiento (Fig. 6.4)

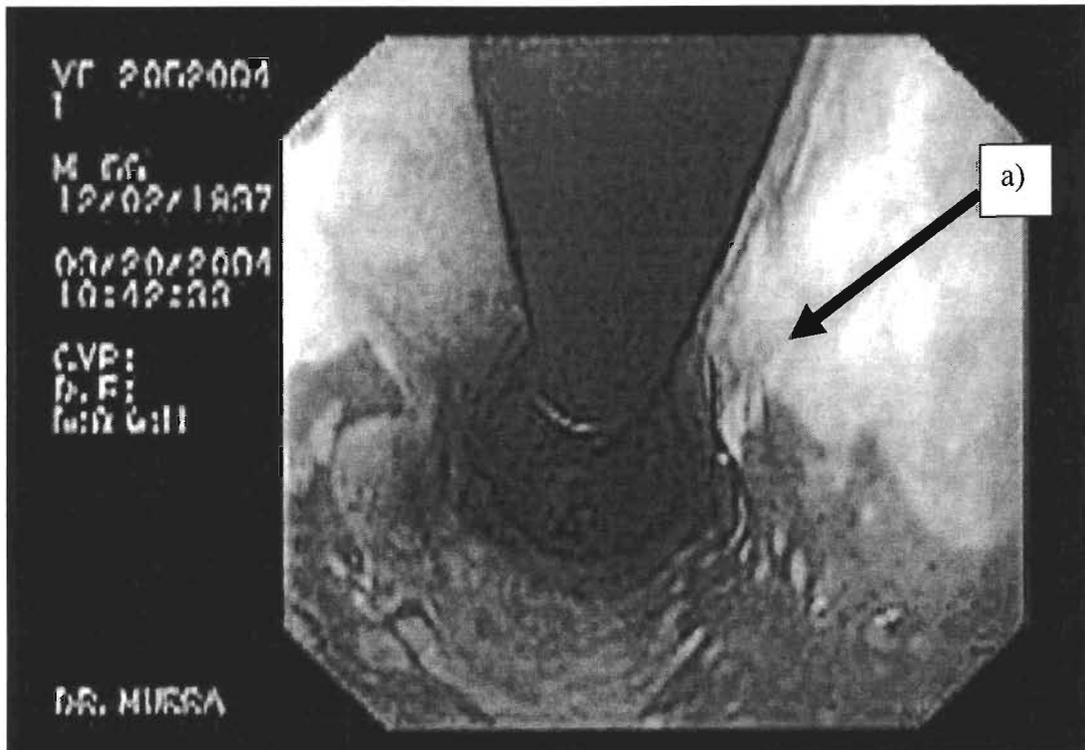


Figura 6.4. Esófago de Barret, a) la diferencia de color en la pared del esófago denota la enfermedad.

CONCLUSIONES.

Al final se obtuvo un modelo tridimensional del sistema gastrointestinal alto representativo del individuo del VHP, este modelo cuenta con las ventajas de presentar color real y su despliegue dinámico permite simular la exploración mediante endoscopio, entre otras características, además que se eliminan los artefactos de discretización a través de un proceso de suavizado. El modelo presenta una opción de entrenamiento que supera a los modelos estáticos de plástico en el sentido que permitirá presentarle al usuario diferentes casos a explorar, y siendo de carácter virtual, es posible una fácil distribución en hospitales, pues sólo se requiere de una computadora PC compatible y la interfase mecánica activa.

El modelo final obtenido se comparó con los datos de origen para corroborar su exactitud, lo cual no lo exenta de ser una aproximación por mejor que nuestros resultados sean. Esto se debió a varios factores, el primero de estos, es que el modelo corresponde a un individuo solamente y la anatomía de paciente a paciente es variable, otro problema fue que, sin importar cuál sea la fuente de donde se obtengan los datos para la construcción, esta estará discretizada y nuestro modelo heredará los artefactos producidos por esto. Estos problemas no exentan la utilidad del modelo para el entrenamiento ya que este se puede modificar para que represente diferentes casos que permitan al usuario entrenarse en diversas situaciones.

Uno de los post-procesos realizados sobre la malla original fue la reducción del número de triángulos que la conforman, este proceso elimina a su vez triángulos y vértices, y los mueve de su posición para evitar hoyos. Este proceso cambia el mallado original dificultando una comparación directa con los contornos iniciales, es por eso que la contracción de vértices se realizó con una medida de error, eligiéndose la que menor error presente.

El mejoramiento visual del modelo a través del color y la iluminación, ayudan al usuario a tener una experiencia más realista, pero existen otras razones para su inclusión: por un lado el color nos ayuda a presentar casos de enfermedades relacionadas con la tonalidad de la mucosa o su textura. Por otro lado la iluminación permite la mejora en la percepción de profundidad.

La distorsión óptica también fue considerada debido a que en los endoscopios que no presentan la modalidad de video el usuario debe de navegar el sistema gastrointestinal con la distorsión producida por una lente, así el modelo presenta los patrones de distorsión a los cuales se enfrentara el endoscopista en la realidad.

Otra ventaja obtenida con la elaboración del modelo son los algoritmos de construcción, los cuales pueden ser usados para reconstruir otros órganos a partir de la misma base de datos del VHP o utilizar otras (de modalidades como MRI, CT, etc.) para la obtención de diferentes sistemas digestivos, con la finalidad de poder presentar diversas anatomías al usuario.

CONCLUSIONES.

El modelo final puede tener diversos grados de calidad, dependiendo del número de triángulos que lo forma: para un equipo de cómputo que no tengan hardware con la capacidad de proceso de un número alto de triángulos en pantalla, se utiliza un mallado con un número menor de triángulos, respetando la forma del sistema gastrointestinal utilizado, y para evitar un mallado demasiado simplificado, se ponen límites de error máximo respetado (el error se asocia con la distancia que se moverá el vértice) en la reducción de triángulos.

Terminada la construcción del modelo inicial fue necesario la refinación de éste y la construcción del modelo del endoscopio, esto se debe de hacer con el fin de introducir la interacción entre el modelo del sistema gastrointestinal y la del endoscopio, para esto es necesario programar la interacción entre el sistema gastrointestinal y el endoscopio, estas interacciones nos darán el efecto del contacto físico (colisión) entre estos.

PERSPECTIVAS.

El paso siguiente es la construcción de la animación del movimiento peristáltico la cual podrá ser modificada para obtener diversas representaciones posibles de problemas musculares en el esófago, y es un primer paso en el comportamiento dinámico del esófago y estómago cuando se modele la interacción mecánica con el endoscopio, Para esto será necesario programar los movimientos complejos relacionados con las colisiones producidas y los límites de resistencia del sistema gastrointestinal al recibir una cantidad de presión del endoscopio.

El modelo también debe de ser mejorado en la gama de texturas que presente para poder mostrar diferentes estados del esófago relacionado con diferentes anatomías o enfermedades. Los procedimientos de cromoendoscopia, por ejemplo, se sirven de una tinción que se deposita en las paredes del esófago en función de patologías o condición de la mucosa, nuestro modelo podría servir para simular este procedimiento.

El trabajo más importante está relacionado con la revisión de la anatomía para que esta se aproxime a un sistema gastrointestinal in vivo, para esto se utilizará la información en videoendoscopias, esto con el fin de llevar al modelo a un nivel que esté listo para ser utilizado en un sistema de entrenamiento.

Terminado el modelo es necesario la construcción de la interfase para el usuario (incluyendo posiblemente una interfaz háptica) para esto se deben de construir los actuadores y sensores de la cabeza de un endoscopio, así como una terminal conectada a la computadora que relacione el modelo del endoscopio construido con el endoscopio virtual en el modelo y por ende el modelo del sistema gastrointestinal.

GLOSARIO, NOTACIÓN Y ACRÓNIMOS.

$p=(x,y)$ $q=(x,y)$	Vértice, punto en el espacio con un valor de intensidad asociado
$I(i,j)$	Valor de intensidad del punto con cordenadas i, j .
$I(p)$ $I(q)$	Valor de intensidad del punto de interes (p ó q).
I_k	Corte de la Imagen k
C	Contorno, grupo de vértices obtenido de la segmentación de una imagen del VHP.
S_k	Superficie binaria, superficie resultante del llenado del contorno de interés.
M	Malla triangular, conjunto de triángulos que forman el volumen resultante del algoritmo <i>marching cubes</i> .
M'	Malla triangular suavizada, conjunto de triángulos que forman el volumen resultante del algoritmo de suavizado
Binario	Los valores de intensidad posible son 0 y 1.
Háptica, respuesta	Comunicación con la computadora vía un método táctil.
Isosuperficie	Conjunto de voxeles que forman una superficie 3D, los cuales tienen un mismo atributo de intensidad.
Navegación	Exploración del modelo con grados de libertad restringidos.
Mallado Triangular	Conjunto de triángulos que forman a una superficie en un espacio tridimensional.
VHP	<i>Visible Human Project</i> .

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

ANEXO A.

A.1 VRML.

VRML (acrónimo del inglés *Virtual Reality Modeling Language*), es un formato de archivo normalizado que tiene como objetivo la representación de gráficos interactivos tridimensionales mediante instrucciones gráficas que forman lenguaje del mismo nombre VRML. Consiste en un formato de texto con extensión `wrl` (World) en el que se especifican las coordenadas de los vértices y las aristas de cada polígono tridimensional. Además de los vértices que componen al modelo es posible especificar el color de su superficie, el brillo que esta presenta y su matiz; las normales que la componen y una primitiva iluminación.

El Consorcio Web3D ha sido creado para desarrollar este formato. Su primera especificación fue publicada en 1995; la versión actual funcionalmente completa es la VRML 97 (ISO/IEC DIS 14772-1).

A.2 OpenGL

OpenGL es una biblioteca gráfica, para el desarrollo de aplicaciones C, desarrollada originalmente por Silicon Graphics Incorporated (SGI). OpenGL significa Open Graphics Library, cuya traducción es biblioteca de gráficos abierta.

Entre sus características podemos destacar que es multiplataforma, la librería aporta una serie de funciones que son utilizados en la generación de gráficos 2D y 3D, estas librerías pueden hacer uso de hardware especial (tarjetas de video aceleradoras) para la construcción de modelos tridimensionales complejos.

Su escalabilidad ha permitido que no se haya estancado su desarrollo, permitiendo la creación de extensiones sobre las funcionalidades básicas, en aras de aprovechar las crecientes evoluciones tecnológicas. Podemos reseñar la inclusión de los GLSL (un lenguaje de *shaders* (agentes de sombreado) propio) como estándar en la versión 2.0 de OpenGL presentada el 10 de agosto de 2004.

BIBLIOGRAFÍA.

- [CORI00] The Clinical Outcomes Research Initiative, "Database Statistics Indications: 2000 - 2001 Data". <http://www.cori.org/>
- [FISH00] Robert Fisher, Simon Perkins, Ashley Walker and Erik Wolfart: "Hypermedia Image Processing Reference", 2000. <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/>
- [FRED01] F. Devernay and Faugeras, "traight Lines Have to Be Straight: Automatic Calibration and Removal of Distortion from Scenes of Structured Environments", *Machine Vision and Applications* 1, p. 14-24, 2001.
- [GARL97] Michael Garland and S. Heckbert, "urface simplification using quadric error metrics" *Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, p. 209-216, August 1997
- [GERG00] Gergely Vass and Tamás Perlaki: "Applying and removing lens distortion in post production", *Second Hungarian Conference on Computer Graphics and geometry 2003*, Budapest, speech. http://www.vassg.hu/pdf/vass_gg_2003_lo.pdf
- [HIRK02] Hirokazu Yagou, Yutaka Ohtake and Alexander G. Belyaev: "Mesh Smoothing via Mean and Median Filtering Applied to Face Normals", *Geometric Modeling and Processing*, RIKEN, p. 10-12 , 124-131, 2002.
- [HOSP04] Hospital Nacional Prof. Dr. Alejanfro Posadas, Pte. Illia S/n y Marconi - El Palomar (CP: 1706) - Pcia. Buenos Aires - Argentina , <http://www.hospitalposadas.org.ar/index.htm>, 2004.
- [HUNT93] *I.W. Hunter, T.D. Doukoglou an S.R.Lafontaine: "A teleoperated Microsurgical Robot and Associated Virtual Environment foe Eye Surgery", Presence 4, p. 265-280, 1993.*
- [JOHN04] John R. Shaw: "QuickFill: An efficient flood fill algorithm", *The Code Project*, www.codeproject.com, 2004.
- [KRAF95] Kraft W. and Fussmann: "190 years of clinical endoscopy: Philipp Bozzini, an almost forgotten pioneer", *Tierarztl Prax* 23(3), p. 231-5, 1995.
- [LORE87] Lorensen, W.E. and Cline, H.E., "Marching Cubes: a high resolution 3D surface reconstruction algorithm," *Computer Graphics*, Vol. 21, No. 4, p. 163-169 (*Proc. of SIGGRAPH*), 1987
- [NLOM03] U.S. National Library of Medicine's Visible Human Project, www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html (2003).
- [OHAT01] Yu. Ohatake, A.G. Belyaev, and A. Pasko: "Dynamic meshes for accurate polygonization of implicit surfaces with sharp features". In *Shape Modeling*, international, p. 74-81, 2001.
- [REED99] OpenGL(R) Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL, Version 1.2 (3rd Edition), Mason Woo, Addison-Wesley, August 6, 1999.

BIBLIOGRAFIA

- [SATA97] *Satava, R. M. and Jones, S. B: " Virtual Environments for Medical Training and Education", Presence, p. 139-146, 1997.*
- [TSAI87] Tsai RY, "A versatile camera calibration technique for highaccuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses". *IEEE J Robotics* vol. 3. p. 323–344, 1987.
- [TREA96] *M.R. Treat: "Surgeon's perspective on the difficulties of laparoscopic surgery", MIT Press, Cambridge, 1996.*
- [VINC04] Vincent P. Lamaro: "Endoscopic Surgery – Past, Present and Future", *st vincent's clinic, proceedings volume 12 No.1, 2004.*
- [WOLF93] V.E. Wolfengagen: "Computational aspects of data objects". In *Proceedings of the workshop on Advances in DataBase and Information Systems, ADBIS'93, p. 11-14, Moscow, 1993.*