

PI131-05-DefModMedicos

Deformación interactiva de mallas

Nadia Alejandra Mejía Molina

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERIA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA DE SISTEMAS Y COMPUTACIÓN
BOGOTÁ, D.C.
2014

PI131-05-DefModMedicos
Deformación de mallas pulmonares

Autor:

Nadia Alejandra Mejía Molina

MEMORIA DEL TRABAJO DE GRADO REALIZADO PARA CUMPLIR UNO
DE LOS REQUISITOS PARA OPTAR AL TÍTULO DE
MAGÍSTER EN INGENIERÍA DE SISTEMAS Y COMPUTACIÓN

Director

Leonardo Flórez Valencia

Comité de Evaluación del Trabajo de Grado

Cesar Julio Bustacara Medina

Fabio Martinez Carrillo

Página web del Trabajo de Grado

<http://pegasus.javeriana.edu.co/~PI131-05-DefModMedicos/>

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERIA
MAESTRÍA EN INGENIERIA DE SISTEMAS Y COMPUTACIÓN
BOGOTÁ, D.C.
Mayo, 2014

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERIA
CARRERA DE INGENIERIA DE SISTEMAS

Rector Magnífico

Joaquín Emilio Sánchez García S.J.

Decano Académico Facultad de Ingeniería

Ingeniero Luis David Prieto Martínez

Decano del Medio Universitario Facultad de Ingeniería

Padre Sergio Bernal Restrepo S.J.

Director Maestría en Ingeniería de Sistemas y Computación

Ingeniero Enrique González Guerrero

Director Departamento de Ingeniería de Sistemas

Ingeniero Rafael Andrés González Rivera

Artículo 23 de la Resolución No. 1 de Junio de 1946

“La Universidad no se hace responsable de los conceptos emitidos por sus alumnos en sus proyectos de grado. Sólo velará porque no se publique nada contrario al dogma y la moral católica y porque no contengan ataques o polémicas puramente personales. Antes bien, que se vean en ellos el anhelo de buscar la verdad y la Justicia”

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi familia y a mi novio que me apoyaron durante este último semestre de mi maestría pues fue un periodo de muchos cambios en el que me costó dedicarles el tiempo que les solía dedicar en otros momentos.

Agradezco a mis profesores Leonardo Flórez, Ángela Carrillo y Jaime Pavlich por la paciencia y comprensión que tuvieron con los cambios de horario y de planes que pedí durante el semestre, finalmente valió la pena ya que fue posible atender todos los proyectos que tenía pendientes.

Agradezco a la Maestría ya que aproveché lo aprendido en ella para determinar qué camino es el que realmente quiero seguir en mi carrera.

Contenido

INTRODUCCIÓN.....	12
I – DESCRIPCIÓN GENERAL	13
1.1 PROBLEMÁTICA	13
1.1.1 <i>Deformación interactiva.....</i>	<i>14</i>
1.1.2 <i>Deformación automática</i>	<i>14</i>
1.1.3 <i>Deformación semi-automática</i>	<i>14</i>
1.2 OBJETIVOS	15
1.2.1 <i>Objetivos del proyecto completo</i>	<i>15</i>
1.2.2 <i>Objetivos de la primera parte del proyecto.....</i>	<i>16</i>
1.3 FASES METODOLÓGICAS	16
1.3.1 <i>Fase 1</i>	<i>16</i>
1.3.2 <i>Fase 2</i>	<i>17</i>
1.3.3 <i>Fase 3</i>	<i>18</i>
1.3.4 <i>Fase 4</i>	<i>18</i>
1.4 SOLUCIÓN PROPUESTA	19
II – MARCO TEÓRICO	21
2.1 DEFORMACIÓN DE MODELOS.....	21
2.1.1 <i>Minimización de energía</i>	<i>22</i>
2.2 TIPOS DE MALLA DEL MODELO.....	23
2.2.1 <i>Triangulación</i>	<i>23</i>
2.2.2 <i>1-Simplex</i>	<i>24</i>
2.2.3 <i>2-Simplex</i>	<i>25</i>
2.2.4 <i>Contour.....</i>	<i>26</i>
2.2.5 <i>Vector Image.....</i>	<i>27</i>
III – DESARROLLO	29

1.5	ALCANCE DEL PROYECTO.....	29
1.6	DESARROLLO	29
1.6.1	<i>Herramientas</i>	29
1.6.2	<i>Arquitectura</i>	30
1.6.3	<i>Modelo propuesto</i>	33
1.6.4	<i>Desarrollo del modelo propuesto</i>	36
IV	– RESULTADOS	47
4.1	PRUEBA SOBRE EL PROTOTIPO.....	47
4.2	CUMPLIMIENTO DE OBJETIVOS	50
4.3	IMPACTO DEL PROYECTO.....	51
1.6.5	<i>Impactos potenciales</i>	52
1.6.6	<i>Potencial de innovación</i>	52
V	– CONCLUSIONES	52
5.1	CONCLUSIONES	52
1.6.7	<i>Existe un aporte a la solución de la problemática</i>	52
1.6.8	<i>Se cumplieron los objetivos</i>	53
1.6.9	<i>Es posible mejorar técnicas ya existentes</i>	53
5.2	TRABAJOS FUTUROS	53
VI	– REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA.....	55
2.1	REFERENCIAS	55
VII	– ANEXOS	56
3.1	ESTADO DEL ARTE.....	56
3.2	PROPUESTA	56
3.3	BIBLIOGRAFÍA.....	56

ABSTRACT

Many medical procedures are performed using image segmentation applications, which allow obtaining information without endangering the patient's life. Deformable models are the most promising way to segment images, and their semi-automatic technique integrates the medical expert's knowledge and the efficiency of the machine to get correct results. The semi-automatic deformation of models does not yet permit the observation of the overall result of the process; the results would be more successful if the process could be performed in real time by looking at the final result in 3D.

RESUMEN

Muchos procesos médicos se realizan con ayuda de aplicaciones de segmentación de imágenes, las cuales permiten obtener información sin poner en peligro la vida del paciente. Los modelos deformables son la forma más prometedora de segmentar imágenes, y su técnica semi-automática integra el conocimiento del médico experto y la eficiencia de la máquina para obtener resultados correctos. La deformación semi-automática de modelos aún no permite observar el resultado general durante el proceso, los resultados serían más acertados si el proceso se pudiera realizar en tiempo real observando el resultado final en 3D.

RESUMEN EJECUTIVO

La segmentación de imágenes es un proceso de gran importancia en actividades médicas ya que permite obtener información sobre el paciente que puede ser usada para intervenirlo. Para segmentar imágenes existe una técnica llamada modelos deformables que además de ser promisoria es un campo activo de la investigación.

Este proyecto propone un modelo de deformación de imágenes médicas que se realice de manera semi-automática; es decir, un proceso realizado por la máquina y apoyado por el médico experto para corregir los errores que la máquina genera en el desarrollo de la segmentación; sin embargo, la deformación debería hacerse mientras se visualiza el resultado completo y las técnicas de segmentación semi-automáticas existentes aún no permiten hacerlo así.

Este proyecto hace parte de un proyecto más grande, en esta parte se realiza la propuesta del modelo de segmentación semi-automática y su desarrollo inicial; sin embargo, el modelo no será implementado por completo en este proyecto, será necesario realizar más fases de desarrollo para completar la implementación del modelo completo.

Este proyecto fue desarrollado mediante una metodología iterativa compuesta por las fases de investigación, diseño, implementación y corrección; estas fases se realizaron de forma incremental con el fin de obtener un resultado completo y satisfactorio.

Figuras

Fig. 1 Segmentación de una imagen y generación de su malla en 3D [5]	13
Fig. 2 Desarrollo orientado a prototipos	18
Fig. 3 Segmentación de una imagen cerebral y el resultado en 3D [1]	22
Fig. 4 Triangulación.....	24
Fig. 5 Punto 1-Simplex	25
Fig. 6 Malla 2-Simplex, triangulación y dual	26
Fig. 7 Contornos de una malla de corazón en 3D.....	27
Fig. 8 Arquitectura.....	31
Fig. 9 Modelo general de deformación semi-automática.....	33
Fig. 10 Malla dual 2-Simplex sobre la triangulación 3D [9]	38
Fig. 11 Esfera circunscrita y círculo circunscrito de Pi y sus 3 vecinos [9]	39
Fig. 12 2-Simplex [9].....	39
Fig. 13 Triangulación de un cubo	48
Fig. 14 Malla dual del cubo antes de aplicar fuerzas internas	48
Fig. 15 Malla dual del cubo afectada por la fuerza interna (primera iteración).....	49
Fig. 16 Malla dual del cubo afectada por la fuerza interna (segunda iteración).....	50

Ecuaciones

Ecuación 1 Ecuación de minimización de energías	23
Ecuación 2 Modificación de la posición de un punto [9]	37
Ecuación 3 Seno del ángulo simplex [9].....	40
Ecuación 4 Coseno del ángulo simplex [9].....	40
Ecuación 5 Distancia Pi al plano de la esfera invertida [9]	40
Ecuación 6 Centro de la esfera invertida [9].....	41
Ecuación 7 Seno del ángulo simplex [9].....	41
Ecuación 8 Coseno del ángulo simplex [9].....	41
Ecuación 9 Posición del punto [9]	41
Ecuación 10 Seno del ángulo simplex [9].....	42

Ecuación 11 Coseno del ángulo simplex [9].....	42
Ecuación 12 Posición del punto [9]	43
Ecuación 13 Seno del ángulo simplex [9].....	43
Ecuación 14 Coseno del ángulo simplex [9].....	44
Ecuación 15 Vector tangente [9].....	44
Ecuación 16 Vector Binormal [9].....	44
Ecuación 17 Vector normal [9].....	44
Ecuación 18 Vector Ri [9]	45
Ecuación 19 λ_i , función L para una malla Contour [9].....	45
Ecuación 20 Fuerza interna resumida Contour [9]	45
Ecuación 21 Fuerza interna Contour [9].....	46

INTRODUCCIÓN

La segmentación de imágenes tiene un papel muy importante en la medicina en procesos médicos como detección de enfermedades, estudio de anatomía, intervenciones asistidas por computador, entre otros [1]. Los modelos deformables son una técnica de segmentación de propuesta formalmente a finales de los 80 [2]. Son curvas o contornos que se inicializan en el dominio de una imagen y dada una formulación matemática (e.g. minimización de fuerzas [1] [3]) se deforman hasta encontrar las figuras de interés que allí se encuentran [3]. Esta técnica de segmentación de imágenes ha servido de solución a muchos problemas inherentes a dicho proceso y ha traído resultados promisorios, por lo cual es un campo activo de investigación.

Los estilos de modelos deformables que existen pueden ser manuales (interactivos), automáticos o semi-automáticos, y cada una de ellos tiene cosas a favor y en contra. La técnica más promisoriosa es la semi-automática; sin embargo, aún no es posible realizarla y visualizar el resultado del proceso en tiempo real.

Este documento presenta la propuesta y desarrollo de un modelo de segmentación semi-automática para realizar el proceso visualizando el resultado en 3D al mismo tiempo. La sección I – Descripción general presenta la problemática de la cual surgió el proyecto, la descripción inicial del proyecto y la solución propuesta; la sección II – Marco teórico presenta los términos relevantes a la investigación y desarrollo del proyecto; la sección III – Desarrollo presenta el alcance del proyecto, las herramientas seleccionadas para su desarrollo y los algoritmos específicos que fueron implementados; la sección IV – Resultados presenta los resultados del desarrollo del proyecto; y finalmente, la sección V – Conclusiones resume las conclusiones a las que se llegó durante el proyecto.

I – DESCRIPCIÓN GENERAL

Esta sección presenta el contexto en el que se desarrolla el proyecto, la problemática que se identificó en dicho contexto y la solución propuesta para resolverla.

1.1 Problemática

La segmentación de imágenes es un proceso que permite identificar figuras de interés en imágenes, tiene muchas aplicaciones como generación de mallas médicas, detección de movimiento, lectura de labios, entre otras [4]. La Fig. 1 (a) presenta la segmentación de un plano 2D de una imagen y la Fig. 1 (b) presenta la malla 3D generada al final del proceso.

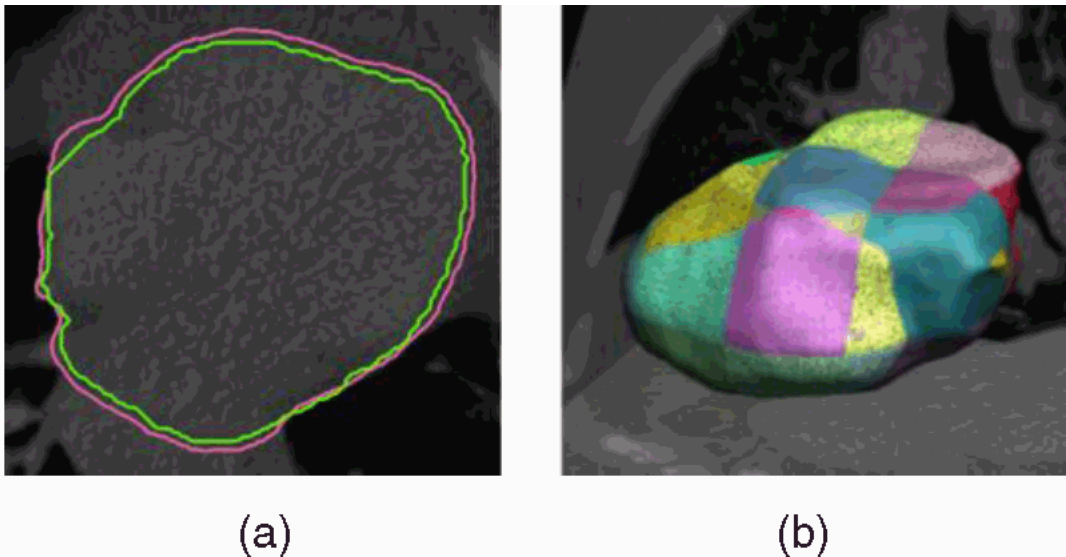


Fig. 1 Segmentación de una imagen y generación de su malla en 3D [5]

Este proceso puede presentar resultados deficientes debido a que existe una gran variedad de imágenes y en ocasiones la calidad de las mismas no es muy buena [1]; sin embargo, existe un proceso llamado deformación de mallas que ha solucionado diver-

Los problemas de la segmentación de imágenes pueden ser aplicados con solo cambiar unos cuantos parámetros.

La deformación de mallas se puede realizar de distintas formas, completamente por la máquina, de forma manual por el usuario o de forma semi-automática con participación de ambos. A continuación se presentan brevemente dichas formas, las cuales son explicadas más a fondo en el anexo 1 Estado del arte.

1.1.1 Deformación interactiva

Es la deformación de mallas que es realizada completamente por el usuario, en la cual se toma cada plano 2D que compone un modelo o imagen 3D y se segmenta manualmente. Este proceso cuenta con el conocimiento del experto conocedor de la imagen a segmentar, por lo cual la exactitud de los resultados depende de su conocimiento; sin embargo, si la imagen está compuesta de muchos planos 2D el proceso puede volverse inexacto y tedioso por la gran cantidad de trabajo [3].

1.1.2 Deformación automática

Es el proceso de deformación de mallas realizado completamente por la máquina, este proceso resulta mucho más rápido que el interactivo; sin embargo, la exactitud de los resultados depende de la configuración de los parámetros y también pueden generarse muchos errores en el modelo debido a que la máquina no es experta en las imágenes que segmenta.

1.1.3 Deformación semi-automática

La deformación semi-automática integra el trabajo del usuario y el trabajo de la máquina para producir mallas más cercanas a la realidad. Este proceso se puede realizar de distintas formas; no todas integran los dos componentes, el usuario y la máquina, de la misma forma.

Las opciones existentes en la actualidad permiten que el usuario corrija a la máquina en tiempo real cuando esta segmenta planos 2D del modelo completo, o que la máquina acelere la toma de decisiones del usuario por medio de sugerencias, mientras este segmenta cada uno de los planos que componen la imagen [6].

Ambas opciones se realizan plano por plano, por lo cual el proceso a pesar de ser un poco más rápido que el interactivo sigue siendo demorado y es difícil ver el resultado general, por lo cual, al detectar errores al final de la segmentación sería necesario volver a los planos en los cuales se generaron dichos errores y corregirlos.

1.2 Objetivos

La solución propuesta para la problemática se desarrollará en varias etapas debido a que el alcance de un proyecto de trabajo de grado como el descrito en este documento no es suficiente para abarcar todo el proyecto.

A continuación se presentan los objetivos del proyecto completo y luego los de la primera parte de su desarrollo, la cual corresponde al trabajo de grado presentado en este documento.

1.2.1 Objetivos del proyecto completo

A continuación se describen los objetivos del proyecto completo en el que se propone el modelo de segmentación semi-automática y se implementa dicho modelo.

1.2.1.1 Objetivo general

Diseñar, implementar y validar un modelo de deformación de mallas pulmonares que permita integrar la interacción de un médico experto para aprovechar sus conocimientos.

1.2.1.2 Objetivos específicos

- Caracterizar el modelo de deformación de mallas
- Diseñar el modelo de interacción con el médico experto

- Implementar un prototipo que use el modelo de deformación de mallas junto con el modelo de interacción
- Validar el modelo propuesto por medio del prototipo implementado

1.2.2 Objetivos de la primera parte del proyecto

A continuación se describen los objetivos del proyecto completo en el que se propone el modelo de segmentación semi-automática y se implementa dicho modelo.

1.2.2.1 Objetivo general

Diseñar un modelo de deformación de mallas pulmonares que permita integrar la interacción de un médico experto para aprovechar sus conocimientos.

1.2.2.2 Objetivos específicos

- Caracterizar el modelo de deformación de mallas
- Diseñar el modelo de deformación semi-automática de mallas
- Implementar las energías internas necesarias para la deformación de mallas
- Probar las energías internas implementadas

1.3 Fases metodológicas

Esta sección presenta las fases en las que se dividió el desarrollo del proyecto.

1.3.1 Fase 1

Esta fase permite investigar qué técnicas de deformación de modelos existen y escoger una técnica para ser usada en el proyecto, la cual será caracterizada en un documento.

- Razonamiento: Deducción
- Entregables: Documento de caracterización de la técnica de deformación de mallas

Se realizará una búsqueda de información que permita crear una base teórica sobre las técnicas de deformación de modelos existentes, centrándose en la identificación de técnicas automáticas para escoger la que será usada en el proyecto.

- Actividades:
 - a. Investigación: búsqueda de información que describa las técnicas de deformación de mallas.
 - b. Selección: escoger una técnica automática de deformación de mallas para usar en el modelo de interacción.
 - c. Caracterización: descripción escrita de la técnica de deformación de mallas elegida.

1.3.2 Fase 2

En esta fase se diseña un modelo de deformación que permita incluir la interacción de un médico experto al proceso de deformación de mallas con la técnica seleccionada.

- Razonamiento: Inducción
- Entregables: Modelo de deformación, artículo modelo de deformación

En esta fase se realiza un proceso de inducción apoyado por la base teórica generada en la fase 1. Este proceso permitirá generar un modelo de interacción para incluir el conocimiento del médico experto en el proceso automático de deformación de mallas.

- Actividades:
 - a. Recopilación de información: establecer cuáles son las necesidades de interacción del modelo.
 - b. Diseño: generación del modelo de deformación que usará la técnica de deformación elegida (minimización de energías).
 - c. Producción artículo: generación de un artículo que describa el modelo de deformación diseñado.

1.3.3 Fase 3

Desarrollo de las energías internas propuestas en el modelo de deformación. El desarrollo será realizado con un modelo iterativo orientado a prototipos, ya que hace posible evaluar la validez de la implementación y hacer correcciones e incrementos para garantizar la calidad del resultado. La Fig. 2 muestra el modelo de desarrollo.



Fig. 2 Desarrollo orientado a prototipos

- Entregables: Prototipo funcional
- Actividades:
 - a. Implementación: programación de un prototipo funcional que usa las energías internas sobre los tipos de mallas propuestos.
 - b. Corrección: el prototipo será revisado y corregido dependiendo de las modificaciones que haya que realizar al modelo de interacción diseñado en la fase 2.

1.3.4 Fase 4

En esta fase se evaluará por medio del funcionamiento del prototipo la validez del prototipo implementado en la fase 3.

- Entregables: Resultados de la evaluación y correcciones al modelo

Se evaluará que el prototipo cumpla con lo propuesto en el modelo, los modelos deberían comportarse según lo esperado. Dado que el desarrollo de este proyecto solo abarca las energías internas (Ver sección 3.1) los modelos médicos deberían comportarse según dichas energías.

- Actividades:
 - a. Evaluación: determinar si el modelo que implementa el prototipo cumple con las necesidades que debe satisfacer.
 - b. Caso de validación: construcción y ejecución de un caso de validación en el cual se realizará la segmentación haciendo uso del prototipo final.
 - c. Producción artículo: generación de un artículo que describa el modelo de interacción diseñado y los resultados de su validación.

1.4 Solución propuesta

Debido a que las tres formas de deformar mallas presentan carencias, pero la más prometedora es la semi-automática, se pretende generar un modelo que mejore las opciones que este tipo de segmentación presenta en la actualidad para aprovechar de mejor forma las ventanas de que haya participación del usuario y de la máquina.

En este modelo la segmentación será realizada por la máquina, mientras el usuario observa los cambios en tiempo real a la malla completa en 3D, el usuario podrá corregir los errores que detecte desde su conocimiento sobre la imagen, por medio de una interfaz de realidad virtual que permita que manipule la malla y produzca cambios sobre este.

Para este fin, el modelo debe definir de qué forma se tiene en cuenta la acción de la máquina y de qué forma se tiene en cuenta la fuerza que el usuario ejerce sobre la malla. El trabajo de la máquina se encuentra definido por los parámetros de la imagen y el usuario no debería ser capaz de deformarlo de forma que pierda las características de la imagen segmentada, sino que siempre sea coherente con esta a pesar de las pequeñas correcciones que el usuario realice a la malla.

En las secciones 3.2.2 y 3.2.3 se describe el modelo propuesto para deformación semi-automática de mallas.

II – MARCO TEÓRICO

Esta sección presenta una descripción corta de los conceptos relevantes al desarrollo del proyecto, el cual es presentado en la sección III – Desarrollo.

2.1 Deformación de modelos

Los modelos deformables se usan ampliamente en la segmentación de imágenes por su flexibilidad y porque pueden ser usados en diversos tipos de figuras con solo modificar los parámetros de su funcionamiento, además permiten hacer el seguimiento de imágenes dinámicas o que se mueven en el tiempo, por ejemplo, el latido de un corazón; permitiendo de esta forma visualizar procesos del cuerpo humano y obtener información más dimensiones.

Los modelos deformables son curvas o superficies que definidas dentro de una imagen se deforman bajo la influencia de fuerzas internas o externas. Las internas están determinadas por la geometría de la curva o superficie deformable y son usadas para conservar la estructura del modelo deformable; las externas están determinadas por la información de la imagen en la que se encuentra dicho modelo y son usadas para mover el modelo hacia los bordes de un objeto o forma que se encuentre en la imagen [1].

La Fig. 3 (a) presenta la segmentación de un plano 2D de una imagen cerebral y la Fig. 3 (b) presenta la malla 3D generada al final del proceso usando modelos deformables.

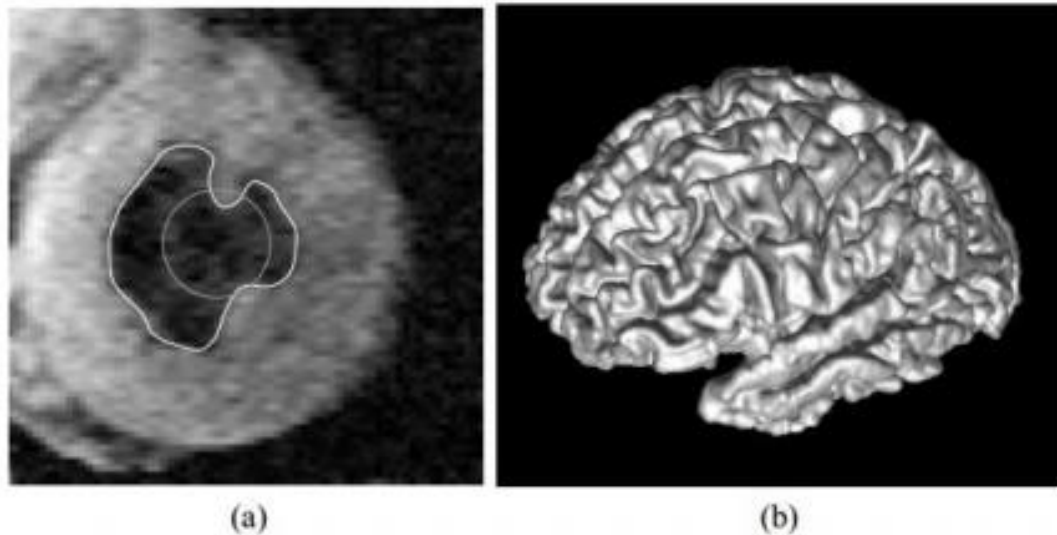


Fig. 3 Segmentación de una imagen cerebral y el resultado en 3D [1]

Los modelos deformables son generados por medio de distintas técnicas, la técnica seleccionada para el desarrollo del proyecto se describe a continuación, las demás técnicas se presentan en el anexo 1 Estado del arte.

2.1.1 Minimización de energía

El modelo planteado para la minimización de energía busca una curva en la imagen que minimice la suma de fuerzas internas y externas ejercidas sobre el modelo deformable. Las fuerzas internas previenen que el modelo deformable pierda sus características básicas o se deforme demasiado, mientras que las fuerzas externas (o fuerzas potenciales) hacen que busque los contornos o bordes de un objeto o figura en la imagen.

El modelo deformable es una curva que se inscribe en una imagen para que éste se deforme hasta encontrar figuras de interés, esta curva se mueve en la imagen con el fin de minimizar la función de energía presentada en la Ecuación 1.

Ecuación 1 Ecuación de minimización de energías

$$\varepsilon(X) = S(X) + P(X)$$

El término $S(X)$ define la fuerza interna del modelo y $P(X)$ la fuerza externa ejercida sobre el modelo.

2.2 Tipos de malla del modelo

Esta sección presenta los tipos de malla incluidos en el modelo propuesto para la deformación semi-automática de mallas en 3D. La energía de cada modelo se calcula de forma distinta dependiendo de sus características, la energía calculada es tenida en cuenta por la función de deformación para realizar el cálculo de la minimización de energías.

2.2.1 Triangulación

Las triangulaciones son mallas en las cuales los puntos se conectan formando triángulos, es decir, la malla completa está compuesta por muchos triángulos y no se forma ningún tipo distinto de figura entre los puntos que componen la malla.

Las triangulaciones se caracterizan por tener una malla dual, la cual representa la misma triangulación pero se caracteriza porque todos los puntos de la malla dual se encuentran conectados a la misma cantidad de vecinos siempre.

La Fig. 4 presenta cómo una serie de puntos se conectan en una triangulación, los únicos polígonos que forman al conectarse son triángulos.

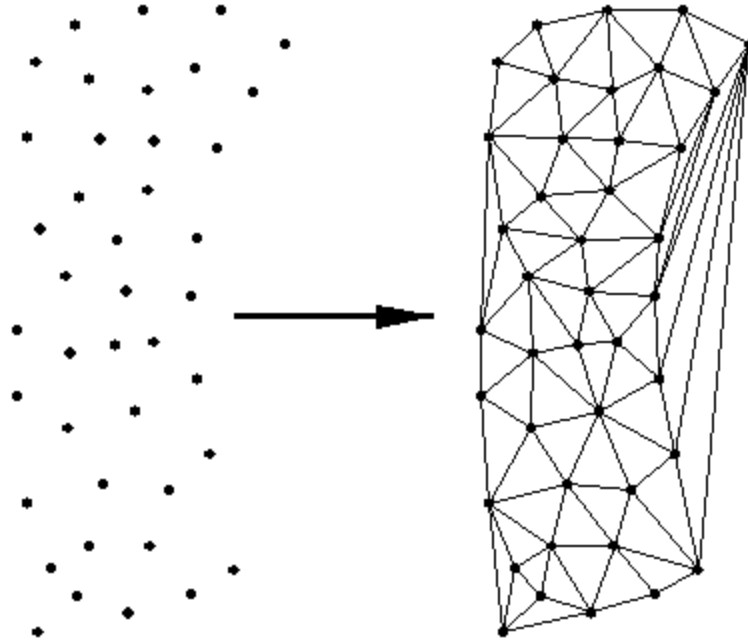


Fig. 4 Triangulación

Las mallas trianguladas serán tenidas en cuenta en el modelo propuesto por medio de sus mallas duales, ya que conocer la cantidad exacta de vecinos que tiene cada punto facilita el procesamiento de la malla y permite que sea genérico. Para este fin, las mallas trianguladas en 2D serán procesadas por medio de su malla dual en el modelo 1-Simplex y las mallas 3D en el modelo 2-Simplex. Ambos modelos serán presentados a continuación.

2.2.2 1-Simplex

El modelo 1-Simplex representa la malla dual de triangulaciones en 2D, la Fig. 5 presenta un ejemplo de modelo 1-Simplex, en este se ve como un punto tiene exactamente 2 vecinos, y estos dos vecinos forman una línea entre ellos.

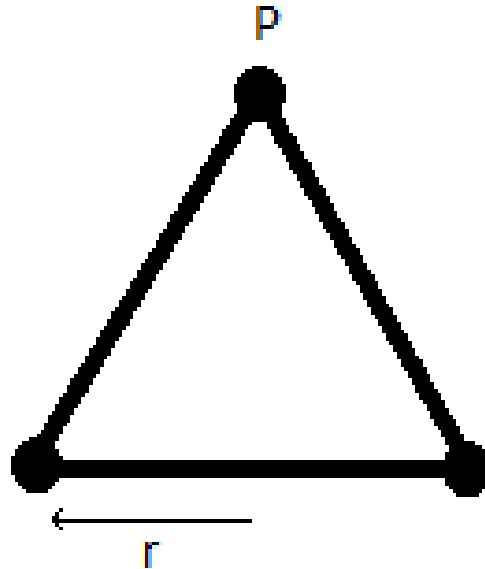


Fig. 5 Punto 1-Simplex

Los modelos n -Simplex se caracterizan porque cada punto tiene $n+1$ vecinos conectados a él, en el caso del modelo 1-Simplex, cada punto se encuentra conectado a 2 puntos más, es decir, tiene 2 vecinos.

La energía interna del modelo 1-Simplex se calcula como presenta la sección 3.2.4.4 y se tienen en cuenta los dos vecinos de cada punto para calcular el desplazamiento de un punto específico en cada iteración del algoritmo de deformación de la malla.

2.2.3 2-Simplex

El modelo 1-Simplex representa la malla dual de triangulaciones en 2D, la Fig. 6 presenta un ejemplo de modelo 1-Simplex, en este se ve la malla triangulada de color negro y en color rojo la malla dual, en la cual cada punto tiene exactamente 3 vecinos, pero en la triangulación no todos los puntos tienen la misma cantidad de vecinos.

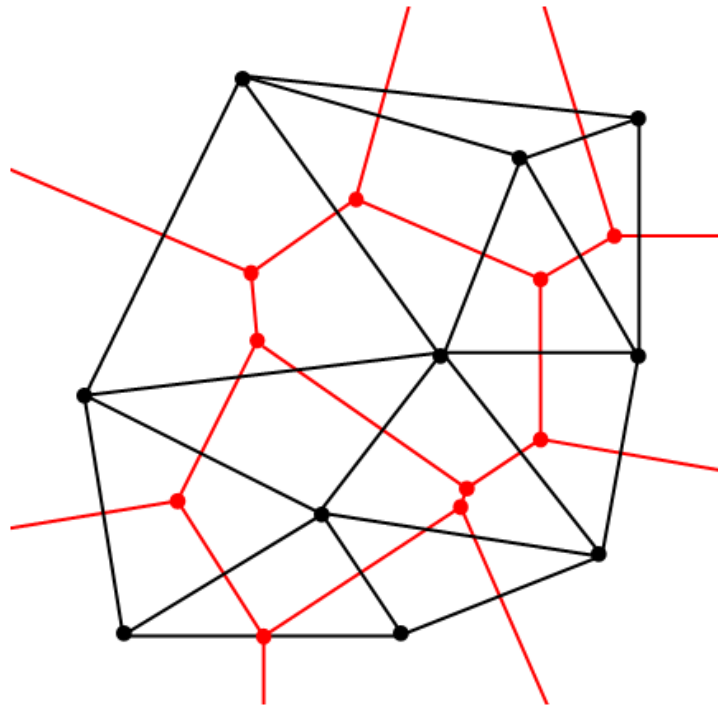


Fig. 6 Malla 2-Simplex, triangulación y dual

Los modelos n -Simplex se caracterizan porque cada punto tiene $n+1$ vecinos conectados a él, en el caso del modelo 2-Simplex, cada punto se encuentra conectado a 3 puntos más, es decir, tiene 3 vecinos.

La energía interna del modelo 2-Simplex se calcula como presenta la sección 3.2.4.3 y se tienen en cuenta los tres vecinos de cada punto para calcular el desplazamiento de un punto específico en cada iteración del algoritmo de deformación de la malla.

2.2.4 Contour

Un contorno corresponde a una curva (modelo 2D) que puede hacer parte de una malla 3D, por lo cual cada punto del contorno tiene coordenadas en tres dimensiones. A pesar de ser una curva de dos dimensiones, la energía interna de la misma se calcula de forma distinta a la del modelo 1-Simplex.

La Fig. 7 presenta un ejemplo de contornos que forman una figura en 3D, la primera imagen muestra contornos separados y en la segunda cada contorno tiene un color distinto, juntos forman un corazón.

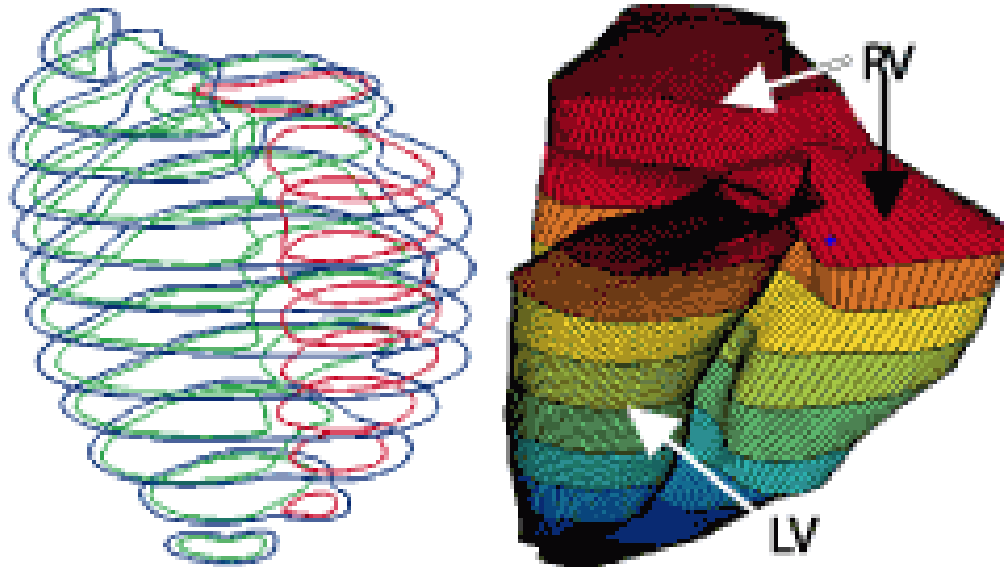


Fig. 7 Contornos de una malla de corazón en 3D

Los modelos Contour se caracterizan porque cada punto tiene 2 vecinos conectados a él, que son los puntos que se encuentran hacia cada lado ya que se trata de curvas cerradas.

La energía interna del modelo Contour se calcula como presenta la sección 3.2.4.5 se tienen en cuenta los dos vecinos de cada punto para calcular el desplazamiento de un punto específico en cada iteración del algoritmo de deformación de la malla.

2.2.5 Vector Image

Este modelo calcula la energía externa que ejerce una imagen sobre cualquiera de los tipos de malla listados anteriormente. La imagen es aquella en la que se inscribe un

modelo deformable para buscar una figura de interés. Mientras el modelo es atraído hacia las figuras por la fuerza externa que ejerce la imagen sobre él, la fuerza interna del modelo impide que se deforme completamente y pierda sus características.

El desarrollo de esta, y demás energías externas (como la energía que ejercerá el usuario sobre el modelo) no se encuentra contemplado entre el alcance de este proyecto y hará parte de trabajos futuros.

III – DESARROLLO

Esta sección presenta el alcance del proyecto, ya que éste no abarca el desarrollo de todo el modelo propuesto; también describe el desarrollo del proyecto y las tecnologías y herramientas usadas en el mismo.

3.1 Alcance del proyecto

El desarrollo del modelo propuesto se divide en varias partes, el de energías internas, el de energías externas y la integración de la energía del usuario al modelo; las cuales realizarán en esa distribución o en otra según resulte necesario. El proyecto descrito en este documento abarca el desarrollo de las fuerzas internas de los modelos tenidos en cuenta, los cuales fueron descritos en la sección 2.2.

A continuación se presenta el detalle de los elementos del modelo que fueron desarrollados en este proyecto.

3.2 Desarrollo

En esta sección se presenta el detalle del desarrollo del proyecto, comenzando por las herramientas seleccionadas y luego cada uno de los módulos del modelo propuesto que fueron desarrollados.

3.2.1 Herramientas

Las herramientas utilizadas para el desarrollo del proyecto fueron ITK y VTK, la primera ofrece opciones de segmentación de imágenes y la segunda permite visualizar las mallas e imágenes médicas en su estado original y en el proceso de deformación.

3.2.1.1 ITK

Es una plataforma para el desarrollo de aplicaciones de segmentación y registro de imágenes. Fue desarrollada como un conjunto de algoritmos *open-source* para analizar las imágenes del “Visible Human Project.

ITK significa ”The insight Segmentation and Registration Toolkit”, se encuentra implementado en C++ y utiliza CMake el proceso de configuración [7].

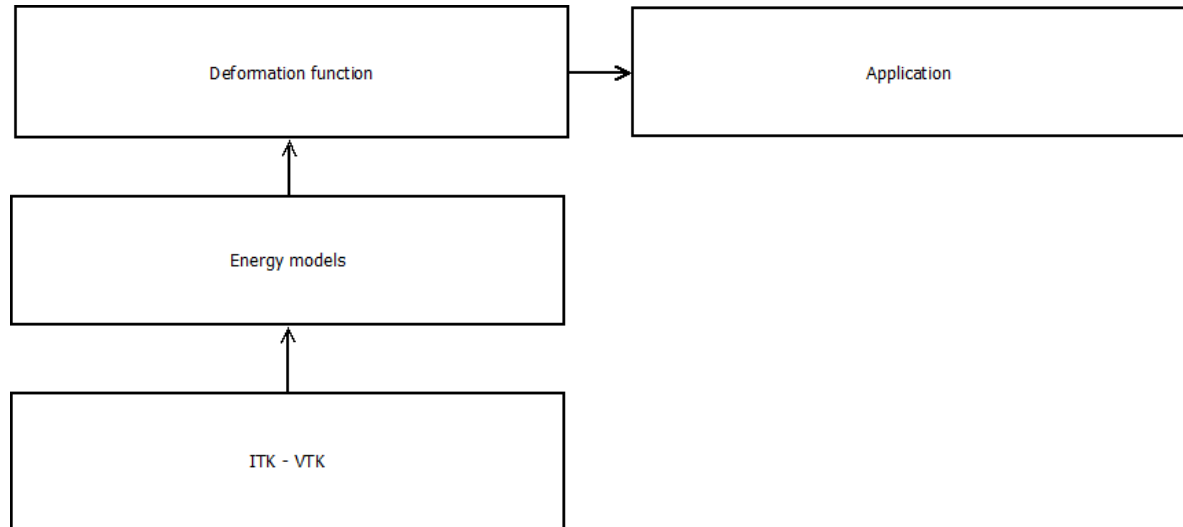
3.2.1.2 VTK

La herramienta seleccionada para visualización de modelos médicos fue VTK ya que otras arquitecturas de visualización científica funcionan haciendo uso de esta, es posible integrarla con ITK fácilmente y el manejo es muy parecido al de ITK.

VTK es un software para visualización de imágenes y computación gráfica que se encuentra disponible de forma gratuita. Incluye una gran variedad de algoritmos de visualización y modelado, y se puede integrar con herramientas de creación de interfaces de usuario [8].

3.2.2 Arquitectura

Esta sección presenta la arquitectura final de la solución propuesta, de la cual solo los componentes de Energy models e ITK-VTK serán desarrollados en este proyecto. La Fig. 8 presenta la arquitectura de la solución propuesta.

**Fig. 8 Arquitectura**

3.2.2.1 Explicación de cada componente del modelo

A continuación se presenta en detalle cada parte que compone al modelo.

- *ITK-VTK*

Proveen las herramientas necesarias para el procesamiento de los modelos (ITK) y su visualización (VTK). El cálculo de la energía será realizado en ITK al igual que el cálculo de la deformación del modelo que toma como parámetro la energía obtenida. Los resultados de la deformación serán transformados a un formato que pueda ser visualizado usando VTK.

- *Energy models*

Los cálculos de la energía de los cinco tipos de modelo contemplados se realizarán usando herramientas de ITK para obtener la información de las mallas y obtener la información necesaria de cada energía para calcular su deformación independiente del tipo de modelo del que se trate.

- *Deformation function*

Toma el cálculo de la energía de un modelo, el cual ya ha sido generalizado a Energy, para calcular su deformación. Los parámetros que le brinda la clase Energy a la fun-

ción de deformación siempre son los mismos sin importar el tipo de modelo del que se tratara originalmente.

- *Application*

Es la aplicación específica que toma los resultados de la deformación y los presenta usando VTK, sin importar la forma en que se visualicen o las funcionalidades específicas que brinde dicha aplicación. Funciona como la interfaz para realizar cambios al modelo deformable que serán tomados y procesados por la función de deformación en ITK para cambiar el modelo y presentar los nuevos resultados.

3.2.3 Modelo propuesto

La Fig. 9 presenta el modelo propuesto, el cual tiene en cuenta a la máquina y la participación del usuario en el proceso de deformación de mallas.

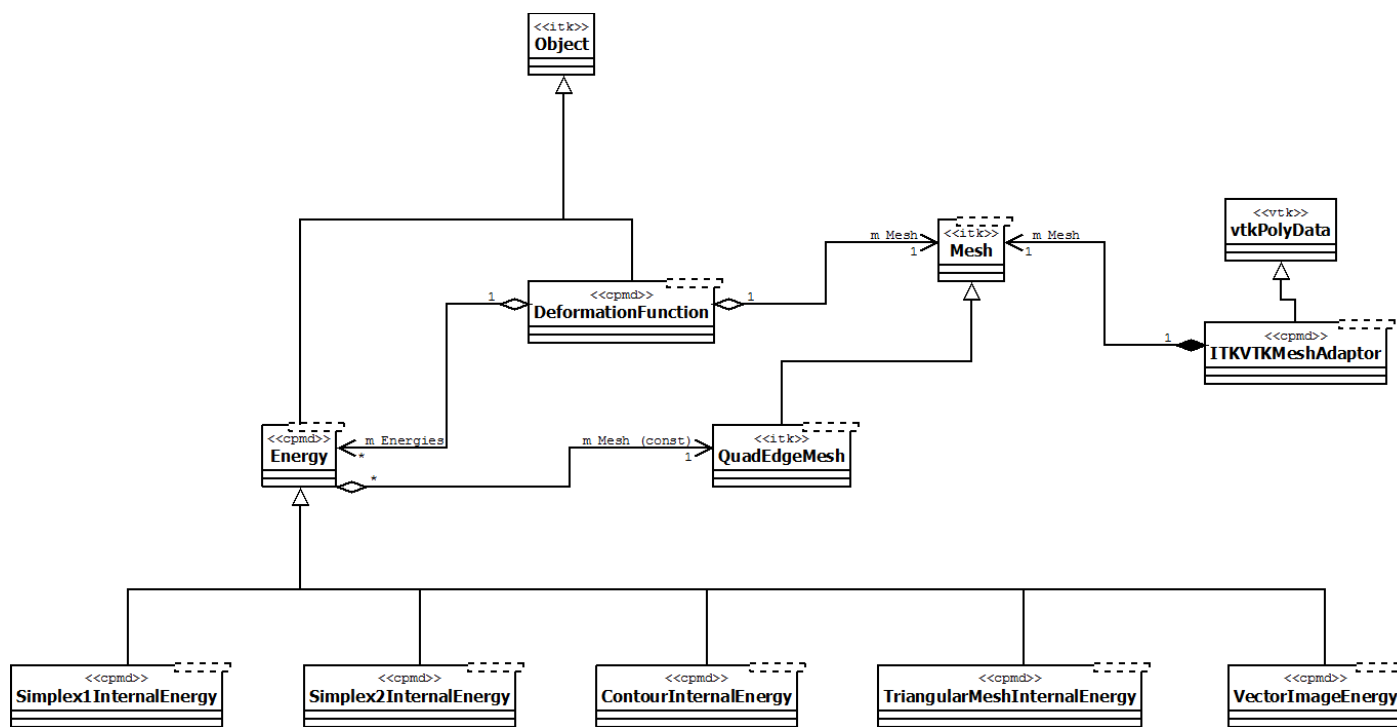


Fig. 9 Modelo general de deformación semi-automática

Este modelo toma cualquier malla visible en VTK y la transforma a una malla en ITK, donde será posible procesar dicha malla. Específicamente se convierte en una malla de ITK de tipo QuadEdgeMesh, sobre la cual se harán los cálculos de las energías que intervienen en la deformación de dicha malla.

El modelo tiene en cuenta 5 tipos distintos de energía, los cuales se encuentran en la parte baja de la Fig. 9; los primeros 4 corresponden a las energías de las mallas y el último a la energía que ejerce la imagen original sobre la deformación de la malla.

A continuación se explican a fondo las partes que componen el modelo general.

3.2.3.1 Object

DeformationFunction y Energy son dos clases que procesarán imágenes para objetivos distintos, por lo cual se espera que pasen a ser parte de ITK, heredando de su clase más general Object.

3.2.3.2 DeformationFunction

Será la encargada de tomar cualquier energía de la malla, o externa ejercida sobre la malla para calcular la deformación final de la misma.

3.2.3.3 Mesh

Es la clase general que representa una malla en ITK, cualquier malla de ITK podrá ser procesada por la función de deformación y transformada a una malla de VTK para ser visualizada.

3.2.3.4 QuadEdgeMesh

Hereda de la clase Mesh general de ITK pero ofrece la opción de obtener la malla dual de cualquier triangulación y trabajar con ella.

3.2.3.5 vtkPolyData

Representa cualquier malla visible en VTK, la cual será procesada en ITK y transformada de un tipo a otro por ITKVTKMeshAdaptor.

3.2.3.6 ITKVTKMeshAdaptor

Se encarga de transformar una malla de VTK en una ITK para procesamiento y una de ITK a una de VTK para visualización.

3.2.3.7 Energy

Esta clase generaliza el cálculo de la energía sobre un modelo específico, sea una triangulación, un dual o una imagen. Los resultados de los cálculos de cada tipo de energía se generalizan a esta clase para ser interpretados por la función de deformación independientemente del tipo de malla. Para cualquier tipo nuevo de malla que se vaya a agregar al modelo, por ejemplo calcular la energía interna de una triangulación directamente sin usar la malla dual, lo único necesario será crear el componente del modelo encargado de hacerlo, heredando de *Energy*, y de esta forma la función de deformación tendrá en cuenta la nueva malla.

- *SimplexInternalEnergy*

Calcula la energía interna de una malla de tipo 1-Simplex, el cual representa una malla en 2D. El modelo 1-Simplex es presentado en la sección 2.2.2.

- *Simplex2InternalEnergy*

Calcula la energía interna de una malla de tipo 2-Simplex, el cual representa una malla en 3D. El modelo 2-Simplex es presentado en la sección 2.2.2.

- *ContourInternalEnergy*

Calcula la energía interna de una malla de tipo Contour, el cual representa una malla en 2D que hace parte de una malla 3D. El modelo Contour es presentado en la sección 2.2.4.

- *TriangularMeshInternalEnergy*

Calcula la energía interna de una malla triangulada, en 2D o 3D. El modelo Triangulación es presentado en la sección 2.2.1.

- *VectorImageEnergy*

Calcula la energía que la imagen médica ejerce sobre la malla durante el proceso de deformación. El modelo VectorImageEnergy es presentado en la sección 2.2.5.

3.2.4 Desarrollo del modelo propuesto

Esta sección presenta en detalle el desarrollo del proyecto y de los algoritmos de cada uno de los tipos de malla tenidos en cuenta en el modelo propuesto.

3.2.4.1 ITKVTKMeshAdaptor

Es un módulo que toma una malla visible en VTK del tipo vtkPolydata y haciendo uso de las herramientas que brinda dicha clase obtiene toda la información de puntos y celdas que componen la malla para crear una nueva malla de ITK que tenga las mismas características que la original.

La malla de ITK no tiene la información de visualización que originalmente trae la malla visible, por lo cual luego de realizar el cálculo de energías, es necesario pasar la malla de ITK de nuevo a la malla de VTK. Para este fin se utilizan las herramientas que brinda la clase QuadEdgeMesh de ITK y se obtiene la nueva composición de la

malla procesada, luego se cambia la información de los puntos en la malla de VTK manteniendo la información de visualización que existía originalmente en ella.

3.2.4.2 Modelo general de minimización de energía

La ecuación de minimización de energía indica que la posición (tiempo t+1) de un punto está dada por la suma de la fuerza interna, la fuerza externa y la posición actual (tiempo t) de un punto menos la anterior (t-1); este último valor se multiplica por un valor de amortización que va de 0 a 1 para controlar la deformación de la malla.

Ecuación 2 Modificación de la posición de un punto [9]

$$P_i^{t+1} = (1 - \gamma) \cdot (P_i^t - P_i^{t-1}) + \vec{F}_{int} + \vec{F}_{ext}$$

En la función de deformación se calculará el punto de cada punto de la malla en cada iteración dependiendo de los parámetros presentados en la Ecuación 2. El desarrollo de este proyecto se enfoca en las fuerzas internas de cada uno de los modelos presentados anteriormente.

Los parámetros que el usuario elige para el cálculo de deformación de energía no aparecen aún en la Ecuación 2; sin embargo, son presentados a continuación con el desarrollo de los algoritmos que calculan las fuerzas internas. Dichos parámetros pueden ser modificados según el objetivo de la fuerza interna; para este proyecto, el objetivo es que el modelo conserve su forma original, por lo tanto los parámetros toman los valores originales calculados a partir de las posiciones iniciales de la malla; este tipo de elección de parámetros se llama “*normal discontinuity*” o discontinuidad normal [9]. Existen más formas de elegir qué valor dar a los parámetros según el objetivo de la fuerza interna, dichas formas son presentadas en [9]. En las secciones 3.2.4.3, 3.2.4.4 y 3.2.4.5 se presentan los parámetros iniciales para cada tipo de modelo.

3.2.4.3 Simplex2InternalEnergy

Una malla 2-simplex representa el dual de una triangulación en 3D, en esta malla cada punto tiene exactamente 3 vecinos, la Fig. 10 presenta un 2-Simplex con puntos vacíos y líneas punteadas su triangulación con puntos rellenos y líneas negras; todos los puntos de la malla 2-Simplex se encuentran conectados con tres vecinos.

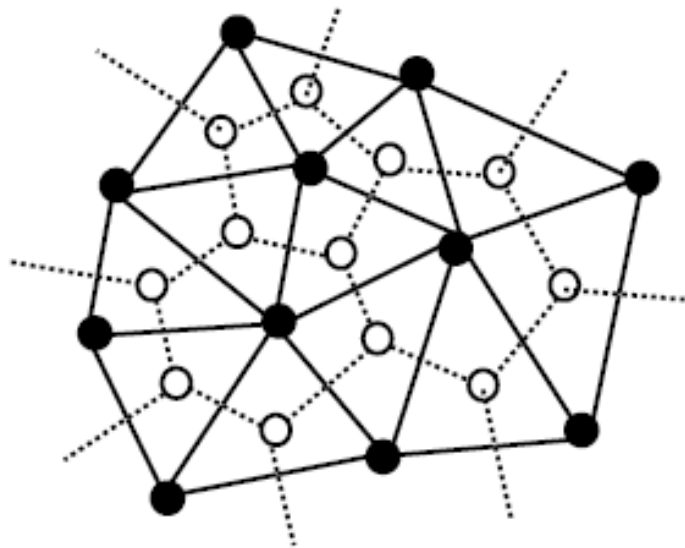


Fig. 10 Malla dual 2-Simplex sobre la triangulación 3D [9]

La fuerza interna ejercida sobre un punto P_i depende de dos variables, qué tanto se aleja el punto del plano que forman sus 3 vecinos y qué tanto se acerca el punto a cada uno de sus vecinos en dicho plano.

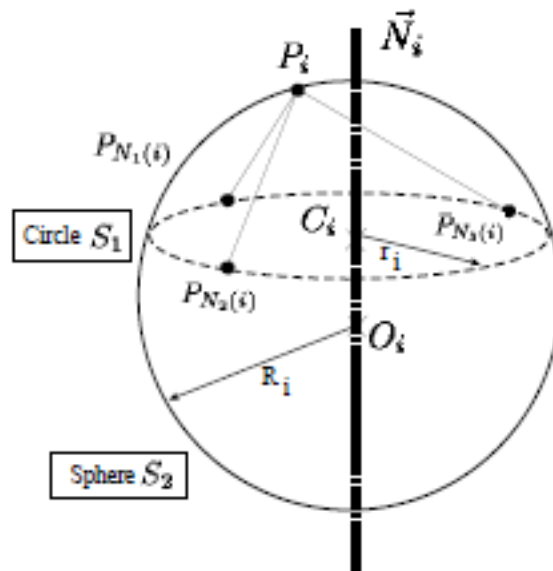


Fig. 11 Esfera circunscrita y círculo circunscrito de P_i y sus 3 vecinos [9]

En la Fig. 11 se muestra la esfera circunscrita que se forma entre P_i y sus tres vecinos, y el círculo circunscrito que forman los tres vecinos de P_i , la Fig. 12 presenta un punto de un 2-Simplex sobre el círculo circunscrito.

Con respecto a R_i , el radio de la esfera circunscrita, se calcula qué tanto se aleja o se acerca P_i al plano formado por sus tres vecinos, con respecto a r_i , el radio del círculo circunscrito cómo se mueve sobre el plano.

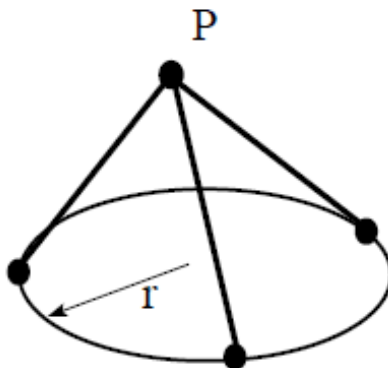


Fig. 12 2-Simplex [9]

El primer parámetro se llama ángulo simplex, y se puede calcular a partir de las siguientes ecuaciones.

Ecuación 3 Seno del ángulo simplex [9]

$$\sin(\varphi) = \frac{r_i}{R_i} * \text{sign}(\overrightarrow{P_i P_{N1(i)}} \cdot \overrightarrow{N_i})$$

Ecuación 4 Coseno del ángulo simplex [9]

$$\cos(\varphi) = \frac{||O_i C_i||}{R_i} * \text{sign}(\overrightarrow{O_i C_i} \cdot \overrightarrow{N_i})$$

En la Ecuación 3 y la Ecuación 4, O_i es el centro de la esfera circunscrita y C_i es el centro del círculo circunscrito, sign es el signo, positivo o negativo, del resultado una operación, en este caso de $\overrightarrow{O_i C_i} \cdot \overrightarrow{N_i}$, $P_{N1(i)}$ es uno de los tres vecinos del punto P_i y $\overrightarrow{N_i}$ es el vector normal al plano de los vecinos de P_i .

A partir de la Ecuación 3 y la Ecuación 4 se puede obtener el ángulo simplex; pero si los tres vecinos y P_i no formaran una esfera o un círculo (por ejemplo si fueran coplanares) el radio R_i sería igual a cero y habría problemas en el cálculo del ángulo. Para evitar esos errores se calcula el coseno y el seno a partir de la inversión de la esfera circunscrita; si la esfera fuera invertida se convertiría en un plano y sería necesario conocer la distancia del punto P_i al plano resultante, que es presentada en la Ecuación 5.

Ecuación 5 Distancia P_i al plano de la esfera invertida [9]

$$D_i^* = \frac{1}{2R_i}$$

El centro de la esfera se expresará como muestra la Ecuación 6.

Ecuación 6 Centro de la esfera invertida [9]

$$O_i = P_i + \frac{\vec{u}_i}{2D_i}$$

Por este cambio, las ecuaciones de seno y coseno cambian y tienen en cuenta la nueva información y quedan como se muestra en la Ecuación 7 y Ecuación 8.

Ecuación 7 Seno del ángulo simplex [9]

$$\sin(\varphi) = 2r_i D_i * \text{sign}(\overrightarrow{P_i P_{N1(i)}} \cdot \vec{N}_i)$$

Ecuación 8 Coseno del ángulo simplex [9]

$$\cos(\varphi) = ||2D_i \overrightarrow{P_i C_i} + \vec{u}_i|| * \text{sign}(\overrightarrow{O_i C_i} \cdot \vec{N}_i)$$

La ecuación final de la posición de un punto afectado por la fuerza interna se ve como muestra la Ecuación 9.

Ecuación 9 Posición del punto [9]

$$P_i = \epsilon_{1i} P_{N1i} + \epsilon_{2i} P_{N2i} + \epsilon_{3i} P_{N3i} + L(r_i, d_i, \varphi_i) \vec{N}_i$$

El término $\epsilon_{1i} P_{N1i} + \epsilon_{2i} P_{N2i} + \epsilon_{3i} P_{N3i}$ calcula a partir de las coordenadas bari ϵ_{1i} , céntricas ϵ_{1i} , ϵ_{2i} y ϵ_{3i} dadas por el usuario cómo se desplaza el punto P_i sobre el plano de sus vecinos, y $L(r_i, d_i, \varphi_i) \vec{N}_i$ depende de d_i que es la distancia entre la posición calculada a partir de las coordenadas baricéntricas y la proyección de P_i sobre el plano; también depende del ángulo simplex, por lo tanto determina qué tanto se eleva el punto P_i con respecto a la esfera circunscrita que forma con sus vecinos. La función $L(r_i, d_i, \varphi_i) \vec{N}_i$ es presentada en el apéndice A de [9].

3.2.4.4 SimplexInternalEnergy

Una malla 1-simplex representa el dual de una triangulación en 2D, en esta malla cada punto tiene exactamente 2 vecinos.

La fuerza interna ejercida sobre un punto P_i depende de dos variables, qué tanto se aleja el punto de la línea que forman sus 2 vecinos y qué tanto se acerca el punto a cada uno de sus vecinos en dicha línea.

El primer parámetro se llama ángulo simplex, y se puede calcular a partir de las siguientes ecuaciones.

Ecuación 10 Seno del ángulo simplex [9]

$$\sin(\varphi) = \frac{r_i}{R_i} * \text{sign}(\overrightarrow{P_i P_{N1(i)}} \cdot \vec{N}_i)$$

Ecuación 11 Coseno del ángulo simplex [9]

$$\cos(\varphi) = \frac{||O_i C_i||}{R_i} * \text{sign}(\overrightarrow{O_i C_i} \cdot \vec{N}_i)$$

En la Ecuación 10 y la Ecuación 11, O_i es el centro del círculo circunscrito y C_i es el centro de la línea que forman los dos vecinos de P_i , sign es el signo del resultado una operación (positivo o negativo), $P_{N1(i)}$ es uno de los dos vecinos del punto P_i y \vec{N}_i es el vector normal a la línea de los vecinos de P_i .

Despejando el término φ a partir de la Ecuación 10 y la Ecuación 11 se puede obtener el ángulo simplex; pero si los dos vecinos y P_i no formaran un círculo, el radio R_i sería igual a cero, lo cual indicaría que la distancia de P_i a la línea que forman sus vecinos no se puede calcular y este término deberá ser ignorado en el cálculo de la energía interna.

La ecuación final de la posición de un punto afectado por la fuerza interna se ve como muestra la Ecuación 12.

Ecuación 12 Posición del punto [9]

$$P_i = \epsilon_{1i}P_{N_{1i}} + \epsilon_{2i}P_{N_{2i}} + L(r_i, d_i, \varphi_i)\vec{N}_i$$

El término $\epsilon_{1i}P_{N_{1i}} + \epsilon_{2i}P_{N_{2i}}$ indica cómo se desplaza el punto P_i sobre la línea que une a sus vecinos, y $L(r_i, d_i, \varphi_i)\vec{N}_i$ depende del ángulo simplex, por lo tanto determina qué tanto se eleva el punto P_i con respecto al círculo circunscrito que forma con sus vecinos.

3.2.4.5 ContourInternalEnergy

Una malla de tipo Contour representa el dual de un contorno en 3D, en esta malla cada punto tiene exactamente 2 vecinos, la Fig. 7 presenta varios contornos que forman una malla de corazón en 3D. Cada contorno es una curva cerrada, pero a pesar de ser una curva (estar en 2D), puede tener coordenadas en 3D si hace parte de un modelo más grande.

La fuerza interna ejercida sobre un punto P_i depende de dos variables, qué tanto se aleja el punto de la línea que forman sus 2 vecinos y qué tanto se acerca el punto a cada uno de sus vecinos en dicha línea.

El primer parámetro se llama ángulo simplex, y se puede calcular a partir de las siguientes ecuaciones.

Ecuación 13 Seno del ángulo simplex [9]

$$\sin(\varphi) = \frac{r_i}{R_i} * \text{sign}(\overrightarrow{P_i P_{N_{1(i)}}} \cdot \vec{N}_i)$$

Ecuación 14 Coseno del ángulo simplex [9]

$$\cos(\varphi) = \frac{\|O_i C_i\|}{R_i} * \text{sign}(\overrightarrow{O_i C_i} \cdot \overrightarrow{N_i})$$

En la Ecuación 13 y la Ecuación 14, O_i es el centro del círculo circunscrito y C_i es el centro la línea de sus vecinos, sign es el signo del resultado una operación (positivo o negativo), $P_{N1(i)}$ es uno de los dos vecinos del punto P_i y $\overrightarrow{N_i}$ es el vector normal a la línea de los vecinos de P_i .

A partir la Ecuación 13 y la Ecuación 14 se puede obtener el ángulo simplex; pero si los dos vecinos y P_i no formaran un círculo, el radio R_i sería igual a cero, lo cual indicaría que la distancia de P_i a la línea que forman sus vecinos no se puede calcular y este término deberá ser ignorado en el cálculo de la energía interna.

En cada punto de un Contour se definen tres vectores: el vector normal $\overrightarrow{Q_i}$ presentado en la Ecuación 17, el vector tangente $\overrightarrow{T_i}$ en la Ecuación 15 y el vector binormal $\overrightarrow{B_i}$ en la Ecuación 16.

Ecuación 15 Vector tangente [9]

$$\overrightarrow{T_i} = \frac{\overrightarrow{P_{(i-1)} P_{(i+1)}}}{\|\overrightarrow{P_{(i-1)} P_{(i+1)}}\|}$$

Ecuación 16 Vector Binormal [9]

$$\overrightarrow{B_i} = \frac{\overrightarrow{P_{(i-1)} P_{(i)}} \times \overrightarrow{P_{(i)} P_{(i+1)}}}{\|\overrightarrow{P_{(i-1)} P_{(i)}} \times \overrightarrow{P_{(i)} P_{(i+1)}}\|}$$

Ecuación 17 Vector normal [9]

$$\overrightarrow{Q_{(i)}} = \overrightarrow{B_{(i)}} \times \overrightarrow{T_{(i)}}$$

Existe un vector llamado R_i , que tiene en cuenta dos puntos hacia cada lado y el vector tangente a P_i , el vector R_i , es calculado a partir de los tres vectores que caracteri-

zan cada uno de los puntos del contorno; la Ecuación 18 presenta la definición del vector R_i .

Ecuación 18 Vector Ri [9]

$$R_i = \frac{\vec{T}_i \times (\overrightarrow{P_{(i-2)}P_{(i-1)}} \times \overrightarrow{P_{(i+1)}P_{(i+2)}})}{\|\vec{T}_i \times (\overrightarrow{P_{(i-2)}P_{(i-1)}} \times \overrightarrow{P_{(i+1)}P_{(i+2)}})\|}$$

En la energía interna de un Contour se pueden variar dos parámetros, γ_i y δ_i , el primero es el ángulo que forman los vectores Q_i y R_i ; el segundo representa la curvatura discreta en P_i . Para el propósito del proyecto, ambos fueron igualados a su valor inicial.

El término que determina el movimiento de P_i se llama λ_i y depende de los parámetros mostrados en la Ecuación 19.

Ecuación 19 λ_i , función L para una malla Contour [9]

$$\lambda_i = L\left(\frac{\|\overrightarrow{P_{(i-1)}P_{(i+1)}}\|}{2}, \left(\epsilon_i - \frac{1}{2}\right) \|\overrightarrow{P_{(i-1)}P_{(i+1)}}\|, \delta_i\right)$$

En la Ecuación 19, ϵ_i es la coordenada baricéntrica de la proyección de P_i sobre la línea que forman sus dos vecinos.

Con los parámetros presentados anteriormente, la posición del punto queda definida de la siguiente forma, como muestra la Ecuación 20.

Ecuación 20 Fuerza interna resumida Contour [9]

$$\vec{F}_{int} = \alpha_i \overrightarrow{P_i P_i^*}$$

El término α_i es un valor de amortización que puede ser seleccionado por el usuario para determinar qué tanto afecta la fuerza interna sobre la nueva posición del punto P_i ; este valor varía entre 0.0 y 1.0. P_i^* es la posición que se calcula según los parámetros definidos anteriormente. Con esto, la fuerza interna queda como muestra en la Ecuación 21.

Ecuación 21 Fuerza interna Contour [9]

$$\overrightarrow{F_{int}} = \alpha_i \left(\epsilon_i \overrightarrow{P_i P_{(i-1)}} + (1 - \epsilon_i) \overrightarrow{P_i P_{(i+1)}} + \lambda_i (\cos(\gamma_i^*) \overrightarrow{R}_i + \sin(\gamma_i^*) \overrightarrow{T}_i \times \overrightarrow{R}_i) \right)$$

Finalmente, la fuerza interna calculada se aplica a cada uno de los puntos del Contorno para determinar la siguiente posición que tendrán.

IV – RESULTADOS

Esta sección presenta los resultados obtenidos con el desarrollo del proyecto.

4.1 Prueba sobre el prototipo

El prototipo permite someter una malla únicamente a la fuerza interna que se calcula a partir de la misma, ya que las fuerzas externas serán implementadas en etapas futuras del proyecto completo y no en esta etapa específica.

El prototipo toma una malla triangular y obtiene la malla dual usando un filtro de ITK llamado “*MeshToDualFilter*” de la clase *QuadEdgeMesh*, sobre la malla dual se calcula el ángulo simplex, o ángulo inicial como se presenta en las secciones 3.2.4.3 y 3.2.4.4; este ángulo se almacena ya que será necesario en el cálculo de la fuerza interna más adelante.

Cuando se calcula la fuerza interna sobre una malla, si dicha malla no se encuentra sometida a otras fuerzas se espera que por cada iteración la malla se encoja o se vuelva más pequeña, es decir, que sus puntos se acerquen cada vez más. Para probar si este comportamiento era generado por las energías implementadas en el prototipo se realizó una prueba con una malla que representaba un cubo, la cual es presentada en la Fig. 13.

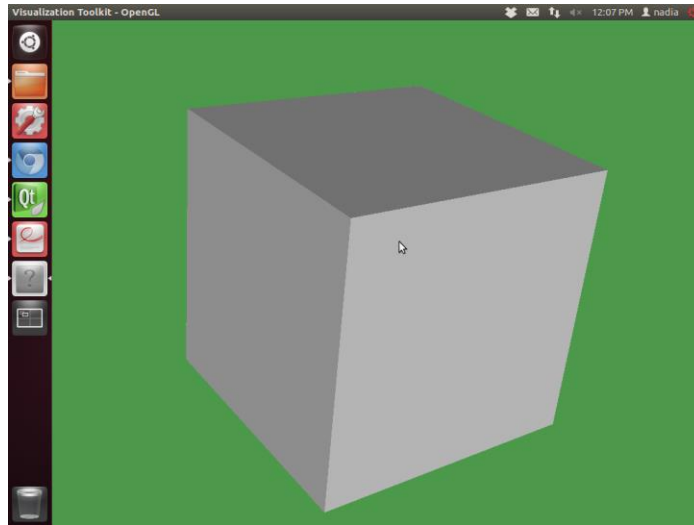


Fig. 13 Triangulación de un cubo

La Fig. 14 presenta la malla dual obtenida a partir del cubo inicial, que fue construida en ITK directamente para conocer y controlar la cantidad de puntos y caras que tendría; se puede observar que las mallas duales no son geoméricamente equivalentes a las triangulaciones; sin embargo, a partir de una malla dual se puede obtener nuevamente una triangulación en cualquier momento.

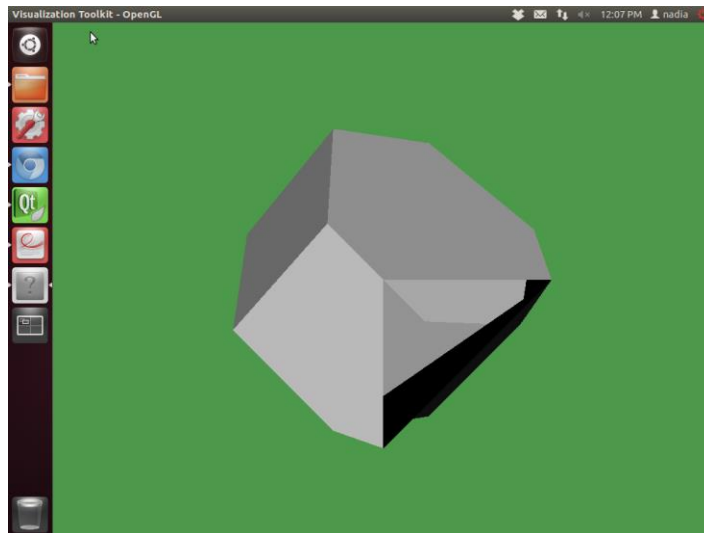


Fig. 14 Malla dual del cubo antes de aplicar fuerzas internas

La Fig. 15 presenta la malla dual del cubo mostrada solamente en bordes, sin pintar las caras, para que sea más fácil observar su deformación. La malla tiende a volverse más pequeña de lo que era anteriormente. La malla cambia de figura muy rápido debido a que el valor de amortización es bajo (ver Ecuación 2) y la fuerza interna ejerce un cambio fuerte sobre la malla.

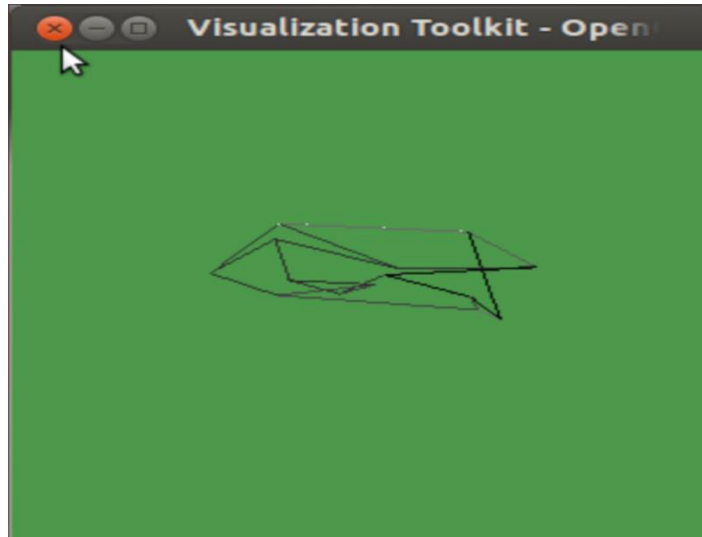


Fig. 15 Malla dual del cubo afectada por la fuerza interna (primera iteración)

La Fig. 16 presenta la malla anterior luego de la segunda iteración, se aprecia que ahora es más pequeña, sus puntos se encuentran más cerca entre sí, los bordes y caras son más pequeñas.

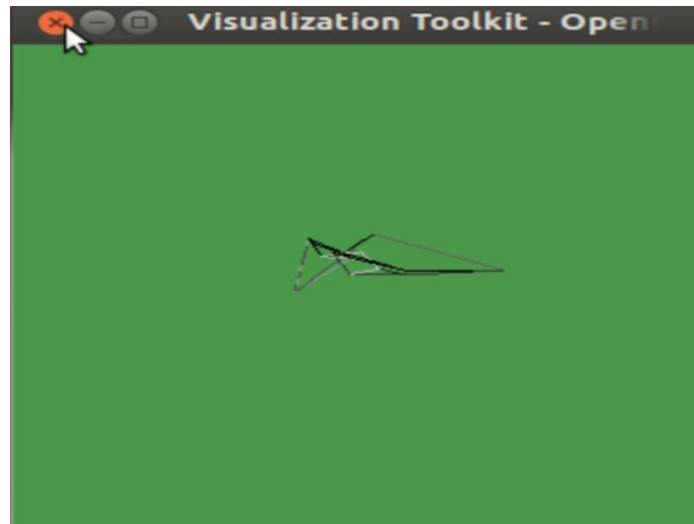


Fig. 16 Malla dual del cubo afectada por la fuerza interna (segunda iteración)

El comportamiento observado en las figuras anteriores debe continuar indeterminadamente, ya que no existe una fuerza externa que detenga esta deformación; si existiera dicha fuerza, el proceso de minimización de energía encontraría un balance entre las fuerzas internas y externas en algún momento, entonces la malla dejaría de deformarse.

A partir de la prueba realizada se obtuvo que la ejecución del prototipo cumplió con el comportamiento esperado al ejercer únicamente la fuerza interna sobre una malla.

4.2 Cumplimiento de objetivos

El objetivo general fue cumplido, fue posible proponer un modelo general para la deformación de imágenes médicas de forma semi-automática. Aún no se ha implementado completamente el modelo, por lo cual no se puede determinar todavía que sea completamente correcto ni el impacto del mismo.

Los objetivos específicos del desarrollo de este proyecto fueron alcanzados en su mayoría:

- *Caracterizar el modelo de deformación de mallas*

Se realizó una investigación sobre la deformación de mallas, a partir de esta se pudo caracterizar la técnica de deformación semi-automática que fue propuesta.

- *Diseñar el modelo de deformación semi-automática de mallas*

Se diseñó una arquitectura general para la deformación semi-automática en 3D y se propuso un modelo de implementación para dicha arquitectura.

- *Implementar las energías internas necesarias para la deformación de mallas*

Las tres energías internas propuestas fueron implementadas e incluidas en un prototipo funcional que brinda la opción de ejecutar cualquiera de los tres algoritmos, siempre y cuando la malla de entrada sea válida para el algoritmo específico.

- *Probar las energías internas implementadas*

Los algoritmos de cálculo de energías internas fueron implementados según su definición; sin embargo, no ha sido posible probar el funcionamiento de cada uno de los modelos debido a dificultades obteniendo mallas de cada tipo, por lo tanto fue posible probar únicamente con mallas 3D (modelo 2-Simplex). A pesar de este inconveniente, los demás modelos también fueron evaluados y son teóricamente correctos; en particular, el modelo 1-Simplex se encuentra implementado de una forma muy similar al 2-Simplex.

4.3 Impacto del proyecto

- El modelo propuesto tiene impacto entre la comunidad científica y médica; de ser posible desarrollarlo completamente, cambiará la forma en la que se realiza el proceso de deformación semi-automática actualmente, volviéndolo un proceso rápido e intuitivo, ya que permitirá ver los resultados de la ejecución en tiempo real y corregir los errores que surjan al tiempo; no será necesario corregir errores de los resultados manualmente al final del proceso.

- Si el desarrollo completo del modelo tiene éxito, dada la facilidad que propone para la deformación de modelos, podría ser utilizado incluso durante las intervenciones médicas sin generar mayores demoras.
- Esta primera parte del proyecto impacta el desarrollo general del mismo, pues garantiza la modularidad del desarrollo, en etapas posteriores se espera que no sea necesario realizar correcciones mayores sobre los resultados obtenidos a partir de la etapa actual.

4.3.1 Impactos potenciales

Los impactos potenciales del desarrollo del proyecto, tanto en la primera fase como en su totalidad son presentados en el anexo 2 Propuesta.

4.3.2 Potencial de innovación

El potencial de innovación del desarrollo del proyecto, tanto en la primera fase como en su totalidad, son presentados en el anexo 2 Propuesta.

V – CONCLUSIONES

Esta sección presenta las conclusiones alcanzadas con el desarrollo del proyecto.

5.1 Conclusiones

Las conclusiones obtenidas a partir del desarrollo del proyecto son presentadas a continuación.

5.1.1 Existe un aporte a la solución de la problemática

Fue posible proponer un modelo que tuviera en cuenta la capacidad de procesamiento de la máquina junto con el conocimiento del médico experto, algo que ya se hacía; sin embargo, el modelo propone una nueva forma de integrar a estos dos actores y hacer

el proceso de deformación de mallas intuitivo presentando el resultado completo en tiempo real.

5.1.2 Se cumplieron los objetivos

El objetivo general fue alcanzado, el modelo fue propuesto y descrito de forma inicial; además la primera parte de la implementación, la cual corresponde a las energías internas y el adaptador de mallas fue terminada. Los entregables de investigación están completos, fueron producidos dos artículos de investigación sobre el desarrollo del proyecto, y los algoritmos de energías internas se encuentran en el prototipo, implementados según su definición teórica.

5.1.3 Es posible mejorar técnicas ya existentes

A pesar de que ya existan técnicas de deformación de mallas establecidas, todas presentaban deficiencias; fue posible proponer una forma de mejorar la técnica más promisoría de las existentes para aprovechar de mejor manera la integración del conocimiento del médico experto y la eficiencia de la máquina en el proceso de deformación.

5.2 Trabajos futuros

Como trabajos futuros queda terminar la implementación del proyecto:

- *Energías externas o potenciales*
Queda por implementar la energía ejercida por la imagen sobre el modelo deformable para poder segmentar imágenes, ya que por el momento, el modelo no busca figuras de interés, únicamente garantiza que no será deformado y mantendrá su figura original.
- *Integración de la energía ejercida por el usuario*

Falta integrar en los algoritmos de deformación la energía ejercida por el usuario sobre el modelo deformable cuando intenta corregir los errores generados por la máquina. La función de deformación deberá tener en cuenta las energías internas, las de la imagen y la del usuario.

- *Técnica de interacción*

Es necesario establecer una forma de interacción cómoda para el usuario; es decir, un medio de realidad virtual que permita que el usuario por medio de dicho medio realice cambios sobre el modelo deformable.

VI – REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA

Esta sección enumera las referencias utilizadas en el desarrollo de este documento, la bibliografía completa se encuentra en el anexo 3 Bibliografía.

6.1 Referencias

- [1] X. C., P. D.L., and P. J.L., “Medical Image Segmentation Using Deformable Models,” *Handb. Med. Imaging*, vol. Volume 2: Medical Image Processing and Analysis, pp. 129–174, May 2000.
- [2] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, “Snakes: Active contour models,” *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 1, no. 4, pp. 321–331, 1988.
- [3] T. McInerney and D. Terzopoulos, “Deformable models in medical image analysis: a survey,” *Med. Image Anal.*, vol. 1, no. 2, pp. 91–108, Jun. 1996.
- [4] S. Chan, C. W. Ngo, and K. F. Lai, “Motion tracking of human mouth by generalized deformable models,” *Pattern Recognit. Lett.*, vol. 20, no. 9, pp. 879–887, Sep. 1999.
- [5] B. C. Lucas, M. Kazhdan, and R. H. Taylor, “Spring Level Sets: A Deformable Model Representation to Provide Interoperability between Meshes and Level Sets,” *Ieee Trans. Vis. Comput. Graph.*, vol. 19, no. 5, pp. 852–865, 2013.
- [6] A. Top, G. Hamarneh, and R. Abugharbieh, “Spotlight: Automated Confidence-based User Guidance for Increasing Efficiency in Interactive 3D Image Segmentation,” in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention Workshop on Medical Computer Vision (MICCAI MCV)*, 2010, pp. 204–213.
- [7] ITK, “Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK),” *Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK)*, 2013. .
- [8] “Visualization Toolkit (VTK),” *Visualization Toolkit (VTK)*, 2013. .
- [9] H. Delingette and P. Epidaure, “Simplex Meshes: a General Representation for 3D Shape Reconstruction,” 1994.

VII – ANEXOS

Esta sección resume los anexos relevantes al desarrollo del proyecto.

7.1 Estado del arte

Presenta la investigación realizada previa al desarrollo del proyecto para conocer la información necesaria sobre la segmentación de imágenes y la técnica de deformación de modelos. Este documento presenta las ventajas y desventajas de los modelos deformables y cada una de sus técnicas de funcionamiento y de implementación, también presenta aplicaciones relevantes de la segmentación de imágenes.

7.2 Propuesta

Presenta la propuesta realizada inicialmente para el desarrollo del proyecto. Este documento incluye las ideas iniciales de la solución propuesta y del alcance del proyecto, algunos de estos aspectos fueron cambiados según las necesidades encontradas en el desarrollo; dichos cambios se ven reflejados en el documento final de la memoria. La propuesta del proyecto presenta los impactos potenciales del mismo junto con su potencial de innovación y discusión sobre los aspectos éticos relevantes.

7.3 Bibliografía

Contiene todos los documentos consultados durante la etapa de investigación y la de desarrollo del proyecto.