

Tipo de artículo: Artículo original

Temática: Soluciones Informáticas

Recibido: 28/02/2016 | Aceptado: 28/03/2016

Módulo de iluminación para el Visualizador 3D del proyecto Vismedic

Lighting module of 3D Viewer of Vismedic Project

Rubén Alcolea Núñez^{1*}, Ramón Carrasco Velar¹

^{1*} Centro VERTEX. Facultad 5. Universidad de las Ciencias Informáticas. Carretera a San Antonio de los Baños, Km. 2 ½. Torrens, municipio de La Lisa. La Habana, Cuba. {ralcolea, rcarrasco}@uci.cu

* Autor para la correspondencia: ralcolea@uci.cu

Resumen

Vismedic es un proyecto de visualización médica del centro VERTEX de la Facultad 5 de la Universidad de las Ciencias Informáticas. Este proyecto desarrolla soluciones informáticas para la visualización de imágenes médicas digitales en formato DICOM. Actualmente uno de los productos que está en fase de pruebas para su liberación es el Visualizador 3D. Este software visualiza de forma tridimensional modelos anatómicos reconstruidos con el algoritmo *Raycasting* a partir de imágenes médicas digitales. En este trabajo se presenta un módulo de iluminación para el Visualizador 3D del proyecto Vismedic. Se implementó el modelo de iluminación de Phong para calcular la iluminación y el modelo de Rayos de Sombras para la generación de sombras. Se utilizó además el vector gradiente como una alternativa al vector normal para el cálculo de la iluminación en los modelos tridimensionales, utilizando el método de diferencias centrales por la rapidez y la calidad de sus resultados. Para garantizar la interacción en tiempo real con la aplicación y un mayor rendimiento del módulo implementado, se realizó el cálculo de la iluminación en la tarjeta de video para utilizar las potencialidades del cálculo en paralelo. Como resultado del trabajo, se obtuvo una aplicación que permite la iluminación de modelos tridimensionales, con una mejor calidad en la visualización, un mayor nivel de detalle de las estructuras anatómicas y una mayor sensación de profundidad de las escenas.

Palabras clave: Generación de sombras; iluminación global; iluminación local; modelos de iluminación; rayos de sombra

Abstract

Vismedic is a medical visualization project that belongs to VERTEX center, at Faculty 5 of the University of Computer Sciences. This project develops visualization solutions for digital medical images in DICOM format. Currently one of the products that are being tested for release is the 3D Viewer. This software displays three-dimensional anatomical models reconstructed using Raycasting algorithm for digital medical images. This paper presents an illumination module for 3D Viewer of Vismedic project. It was developed Phong lighting model to compute the lighting and shadow rays model for the generation of shadows. It was also used the gradient vector as an alternative to the normal vector to compute the three-dimensional lighting models, using the central difference method because of the speed and quality of their results. To ensure real-time interaction with the application and higher performance of the proposed module, it was calculated the mathematical operations in GPU to use the potential of parallel computing. As a result of the work, an application to illuminate volumetric data was obtained with a better quality of three-dimensional models visualization, a higher level of detail of the anatomical structures and higher sense of depth in the scenes.

Keywords: Global illumination; lighting models; local illumination; shadows generation; shadow rays

Introducción

Las tecnologías de adquisición de imágenes médicas se han desarrollado aceleradamente en los últimos años y han revolucionado el diagnóstico médico. Al respecto, estas imágenes son fundamentales debido a que les permiten a los especialistas observar el interior del cuerpo humano de una manera no invasiva. Uno de los problemas a los que se enfrenta la comunidad científica es obtener una visualización realista de las imágenes médicas obtenidas a partir de técnicas como las Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) o la Resonancia Magnética Nuclear (RMN).

Actualmente los equipos médicos traen incorporados visualizadores para la manipulación de imágenes médicas y la visualización tridimensional de las mismas. A nivel internacional se destacan los visualizadores de las empresas Philips (Silva, 2011) y Siemens (Silva, 2011). Además, existen herramientas para el desarrollo de aplicaciones de visualización de volumen como *Voreen* (Silva, 2011) y otros trabajos importantes realizados por el grupo VRVis (Silva, 2011) de la Universidad Tecnológica de Viena.

En Cuba, algunos de los principales aportes en este campo lo constituyen el proyecto IMAGIS desarrollado en el Centro Nacional de Biofísica Médica de la Universidad de Oriente y el sistema ALAS PACS desarrollado en la Facultad 7 de la Universidad de las Ciencias Informáticas (UCI).

Estas aplicaciones tienen altos costos en el mercado internacional dependiendo de las funcionalidades que brinda y en ocasiones solo se venden incorporadas a modernos equipos de adquisición de imágenes como los tomógrafos y los resonadores magnéticos, lo que eleva considerablemente el costo por concepto de compras.

Un ejemplo en la búsqueda de alternativas y estrategias para desarrollar aplicaciones que contribuyan al desarrollo del sistema de salud cubano es el proyecto de Visualización Médica (Vismedic) de la Facultad 5 de la UCI. Uno de los productos desarrollados en el proyecto Vismedic es el Visualizador 3D. Este software se utiliza para la visualización tridimensional de modelos anatómicos obtenidos a partir de imágenes DICOM (Preim, y otros, 2007), (Preim, y otros, 2013), formato estándar para el trabajo con imágenes médicas digitales.

La visualización tridimensional de las imágenes médicas se realiza en escala de grises, dado que la fuente de radiación para percibir las y registrarlas, no cae en el espectro luminoso al que es susceptible el ojo humano, lo que disminuye el realismo y la calidad de la visualización. Con el objetivo de obtener una visualización más real y de aumentar su calidad se aplican filtros a las imágenes en etapa de pre-procesamiento (Gonzalez, y otros, 2002), funciones de transferencia para asignarles color y opacidad a los modelos (Urra, y otros, 2011), o modelos de iluminación (Engel, y otros, 2006) para resaltar detalles que sin estos no es posible observarlos.

El presente trabajo propone un módulo de iluminación para el visualizador 3D del proyecto Vismedic con el objetivo de proporcionar mayor realismo y sensación de profundidad. Aunque se han propuesto numerosos modelos de iluminación para la visualización tridimensional de imágenes médicas, se seleccionó el modelo de Phong (Phong, 1975) para la iluminación y el algoritmo de Rayos de sombra para la generación de sombras (Ropinski, y otros, 2008) teniendo en cuenta la eficiencia, el costo computacional y la calidad de la visualización de los mismos. Estos modelos se integran de una manera flexible a la visualización mediante el algoritmo *Raycasting* (Levoy, 1988) que se utiliza en el visualizador 3D.

Materiales y métodos

Para la realización del trabajo fue necesario definir algunas reglas de negocio necesarias para el correcto funcionamiento del módulo a implementar.

Reglas de Negocio

Las reglas de negocio son restricciones que deben cumplirse para que el módulo funcione de forma correcta y sin producir errores. Estas son las principales reglas a tener en cuenta en el presente caso:

1. Las imágenes médicas que se deseen visualizar deben estar en el formato internacional DICOM (*.dcm) o en el formato RAW (*.raw).
2. Las imágenes en formato DICOM deben mantener la estructura original. En caso contrario no podrán visualizarse correctamente.
3. Las imágenes en formato RAW deben tener las dimensiones del estudio sin modificaciones. En caso de errores en las dimensiones originales, la visualización no será siempre correcta.

El flujo de trabajo normal se inicia cuando el médico le orienta al paciente una serie de estudios radiológicos que generan un conjunto de imágenes, las cuales son adquiridas a través de técnicas de imagenología médica como TAC o RMN. A partir de estas imágenes se reconstruye un modelo tridimensional que se visualiza y le permite al médico hacer un análisis más detallado y profundo de la región en estudio del paciente. Estos resultados contribuyen a que el médico emita su diagnóstico.

Visualización tridimensional de modelos anatómicos. Algoritmo *Raycasting*

En las aplicaciones de modelación consultadas, los objetos 3D se crean usando como representaciones de superficies las mallas poligonales. En estos casos, las propiedades visibles de las superficies como la rugosidad y el color se modelan mediante algoritmos de iluminación. Esta técnica se evalúa solo en los puntos de la superficie por lo que no tiene en cuenta el comportamiento de la luz en el interior de los objetos, lo cual constituye una limitante para este trabajo.

A diferencia de las representaciones de superficies, la visualización de volumen (Levoy, 1988) incluye técnicas para generar imágenes a partir de datos escalares tridimensionales como los que se obtienen mediante TAC o RMN. Los datos del volumen pueden verse como un arreglo tridimensional de elementos cúbicos denominados vóxeles (Kaufman, 1994) que representan una unidad del espacio (Ver Figura 1).

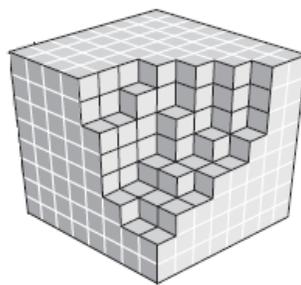


Figura 1. Los vóxeles constituyen el volumen después de ser discretizado

La visualización de volúmenes de datos puede ser directa o indirecta (Preim, y otros, 2007), (Preim, y otros, 2013). El visualizador 3D del proyecto Vismedic utiliza el algoritmo *Raycasting* (Preim, y otros, 2007), (Preim, y otros, 2013) para visualizar los modelos tridimensionales. Este algoritmo permite obtener resultados de gran calidad y se ha convertido en uno de los algoritmos más utilizados en la visualización de volumen.

La visualización de volumen se compone de cinco etapas (Engel, y otros, 2006). El cálculo de la iluminación se realiza en la cuarta etapa utilizando los modelos de iluminación. Estos son reglas simplificadas que simulan la interacción entre la fuente de luz y los objetos presentes en la escena (Gallardo, 2001).

Los modelos de iluminación se clasifican en locales y globales (Engel, y otros, 2006). Los modelos de iluminación local son simples, fáciles de evaluar y no requieren altos costos computacionales (Engel, y otros, 2006). En este grupo se encuentran el modelo de Phong (Phong, 1975; Engel, y otros, 2006; Hadwiger, y otros, 2009), los mapas de reflexión (Engel, y otros, 2006) y el modelo de Oren–Nayar (Oren, y otros, 1995). Los modelos de iluminación global aumentan la calidad y el realismo de la iluminación. Estos tienen en cuenta el mecanismo de transferencia indirecta de la luz y permiten simular efectos como la reflexión, la refracción y la generación de sombras (Engel, y otros, 2006; Eisemann, y otros, 2011). En este grupo se encuentran la Radiosidad (Gallardo, 2001; Ritschel, y otros, 2012), el *Raytracing* (Gallardo, 2001; Jönsson, y otros, 2014) y las Esferas Armónicas (Guerrero, 2008; Jönsson, y otros, 2014).

Para aplicarle iluminación a los modelos anatómicos reconstruidos se utilizaron dos modelos de iluminación: el modelo de iluminación local de Phong y el modelo de iluminación global de Rayos de Sombras, perteneciente a la técnica de *Raytracing*. Esto posibilitó aumentar el realismo y la calidad de la visualización, así como la percepción de profundidad de los modelos tridimensionales.

Modelo de iluminación local de Phong

El modelo de iluminación de Phong ha sido empleado por diferentes autores (Phong, 1975), (Engel, y otros, 2006), (Hadwiger, y otros, 2009) y combina tres componentes en su fórmula: luz ambiente, reflexión difusa y reflexión especular.

En la ecuación 1 se muestra la expresión para calcular la intensidad de la luz:

$$I = I_a K_a + I_l K_d (N \cdot L) + I_l K_s (R \cdot V)^n \quad (1)$$

Donde:

I_a: Intensidad de la luz ambiente, es constante para todos los objetos de la escena.

K_a: Coeficiente de reflexión ambiental. Propiedad material y no física.

I_l: Intensidad de la fuente de luz.

K_d: Coeficiente de reflexión difuso.

N: Vector normal a la superficie.

L: Vector de la fuente de luz.

K_s: Coeficiente de reflexión especular.

R: Reflexión del vector L sobre N.

V: Vector del observador.

n: Propiedad reflectiva del objeto.

En la Figura 2 se observan los parámetros del modelo de Phong.

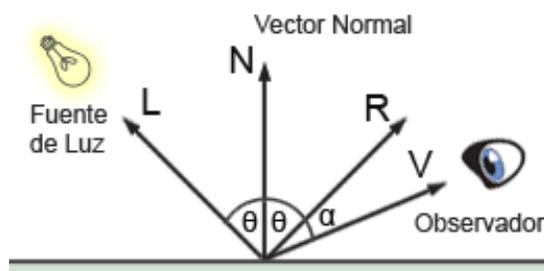


Figura 2. Parámetros del modelo de Phong

Al calcular la intensidad de la luz con la ecuación 1, dos objetos a diferentes distancias, pero con la misma orientación hacia la fuente de luz, muestran la misma intensidad. Sin embargo, la intensidad de la luz decrece inversamente con el cuadrado de la distancia desde el punto iluminado hasta la fuente de luz. Es por eso que para corregir estas variaciones de intensidad, se introduce un factor de atenuación luminosa f_{att} , que es igual a la inversa del cuadrado de la distancia desde la fuente de luz hasta el objeto que se desea iluminar (Alcolea-Núñez, y otros, 2011). En la Figura 3 se presenta el resultado final de aplicar el modelo de Phong sobre un modelo anatómico como la suma lineal de sus componentes: la ambiente, la difusa y la especular.



Figura 3. Contribución de cada componente al modelo de Phong

El modelo de Phong permite adaptar la iluminación clásica de superficies poligonales a la iluminación de volúmenes de datos mediante la utilización de gradientes. Con este se tienen en cuenta las propiedades de los materiales que se iluminan, permitiendo obtener resultados más reales. Es además un modelo simple, fácil de evaluar y no requiere un alto costo computacional. Es por eso que su utilización posibilitó mantener el tiempo real de la visualización y mejorar la calidad visual y el realismo de los modelos tridimensionales.

Cálculo de gradiente. Diferencias centrales

El modelo de Phong utiliza el vector normal para describir la forma de un objeto y se usa fundamentalmente en la iluminación de superficies poligonales. Al utilizar el modelo de Phong para iluminar el volumen de datos reconstruido, este vector normal no existe porque los datos volumétricos no tienen superficies definidas. Por esta razón es necesario construir una normal sustituta con lo cual se asegura la suavidad en la intensidad de los vóxeles del área analizada.

Una técnica estándar que se emplea para sustituir el vector normal en la visualización de volumen es el vector gradiente de los vóxeles, aun cuando no exista una superficie presente (Engel, y otros, 2006). El uso del gradiente permite adaptar la iluminación de superficies poligonales a datos volumétricos. El vector gradiente es la derivada de primer orden de la función escalar $f(x, y, z)$ y se representa con la siguiente ecuación:

$$\nabla f = (f_x, f_y, f_z) = \left(\frac{\delta}{\delta x} f, \frac{\delta}{\delta y} f, \frac{\delta}{\delta z} f \right) \quad (2)$$

Existen muchas técnicas que se han desarrollado para el cálculo del gradiente, entre las que se pueden mencionar las diferencias centrales (Preim, y otros, 2007), (Preim, y otros, 2013), las diferencias intermedias (Preim, y otros, 2007), (Preim, y otros, 2013) y el operador de Sobel (Gonzalez, y otros, 2002). Para el cálculo del gradiente se seleccionó el método de las diferencias centrales. Este método ofrece soluciones muy rápidas y con buena calidad visual porque analiza una vecindad reducida de seis vóxeles por cada vóxel al que se le calcula el vector gradiente. El método de diferencias centrales se ha convertido en el método estándar para el cálculo de las normales basadas en gradiente para

la visualización de volumen, tanto en la visualización directa como en la visualización indirecta (Preim, y otros, 2007), (Preim, y otros, 2013).

Incorporación de materiales: Funciones de Transferencia

Uno de los elementos que influyen para obtener resultados realistas en la visualización es el tipo de material de los modelos anatómicos. Debido a las características de las fuentes de radiación utilizadas durante el proceso de adquisición, las imágenes médicas que se obtienen están en niveles de grises, razón por la cual la visualización de los modelos anatómicos carece de realismo y resulta difícil la identificación de estructuras en el modelo. Para resolver esta limitante, se implementaron funciones de transferencia (Urra, y otros, 2011). Estas funciones asignan propiedades ópticas como color y opacidad a los modelos anatómicos. De esta forma, el modelo que se visualiza es más real y tiene mejor calidad visual. En la Figura 4 se muestra la visualización de dos modelos anatómicos: uno en niveles de grises sin función de transferencia y otro con una función de transferencia aplicada.

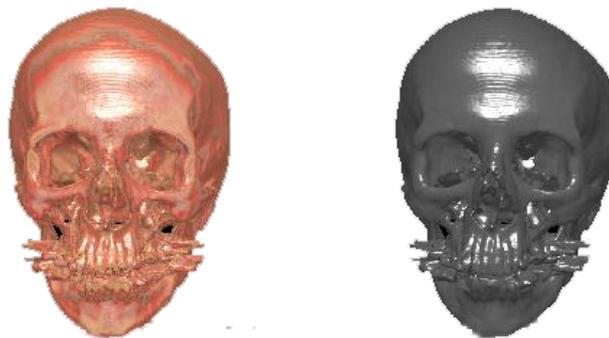


Figura 4. Modelo con función de transferencia (izquierda). Modelo en nivel de grises sin función de transferencia (derecha)

El modelo de iluminación tiene en cuenta además de la intensidad de la fuente de luz, el tipo de material de la estructura que se desea iluminar, debido a que no se obtiene la misma iluminación para una estructura de un músculo que para una estructura ósea. En este caso, el color asignado mediante la función de transferencia se utiliza como material para el modelo de iluminación e influye de manera notable en el resultado final.

Debido a la complejidad que implica el diseño de funciones de transferencia realistas para modelos anatómicos, para el visualizador 3D se creó un editor para diseñar funciones de transferencia. El editor diseñado representa los valores escalares del volumen. En la Figura 5 se muestra uno de los editores propuestos y el resultado que se obtiene al aplicar la función de transferencia diseñada a un modelo anatómico.

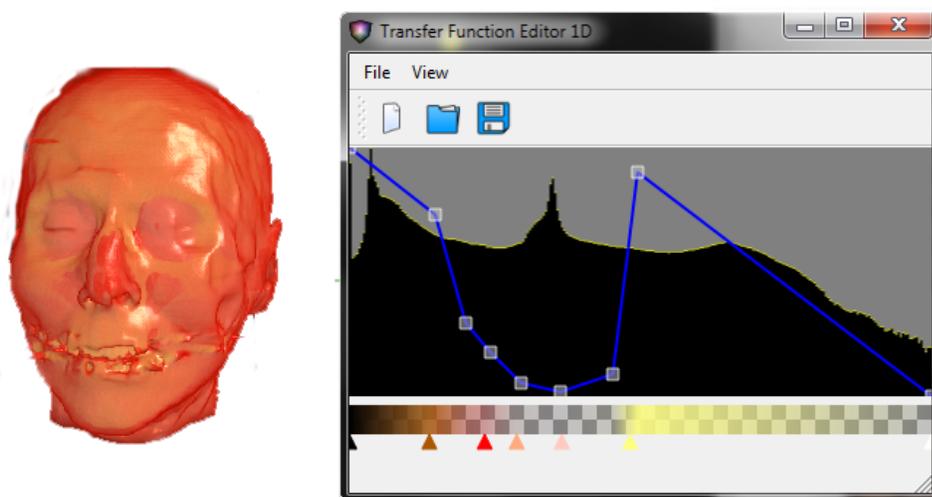


Figura 5. Función de transferencia aplicada a un modelo anatómico

En la Figura 5, el eje horizontal representa los niveles de grises en el rango de 0 a 255 y el eje vertical representa los valores de opacidad en el rango de 0 a 1. El editor brinda al usuario una serie de puntos de control que definen la función opacidad. La parte inferior permite seleccionar por cada nivel de gris, el color deseado, que unido a la opacidad A , obtenida como la altura desde la base hasta la función opacidad, compone un color RGBA. Estos colores se interpolan linealmente y se envían al *fragment shader* como una textura 1D que se utiliza en la etapa de clasificación del algoritmo *Raycasting*.

Modelo de iluminación global de Rayos de Sombra

La generación de sombras en la visualización es esencial en la búsqueda de realismo y sensación de profundidad. Existen varios modelos que permiten obtener buenos resultados. Algunas de ellos son: los mapas de sombras (Hasenfratz, y otros, 2003; Da Cruz, 2008; Kim, y otros, 2001), los mapas de sombras profundas (Lokovic, y otros, 2000; Hadwiger, y otros, 2006; Hadwiger, y otros, 2009; Jönsson, y otros, 2014) y los rayos de sombras (Ropinski, y otros, 2008). Este último fue el que se utilizó en el módulo propuesto.

El algoritmo de rayos de sombra se combinó con el modelo de Phong para calcular la iluminación y las sombras en un solo proceso. Para lograr esto, por cada rayo que atraviesa el volumen de datos se toman muestras del volumen en diferentes intervalos de igual tamaño. Después de obtener el valor de la muestra, este valor se mapea a propiedades ópticas utilizando la función de transferencia y se obtiene el color que se utilizará como material para el volumen. El color resultante incorpora los coeficientes correspondientes de emisión y absorción para evaluar el modelo óptico (Max, 1995) y finalmente realizar el proceso de composición. Este proceso se muestra en la Figura 6.

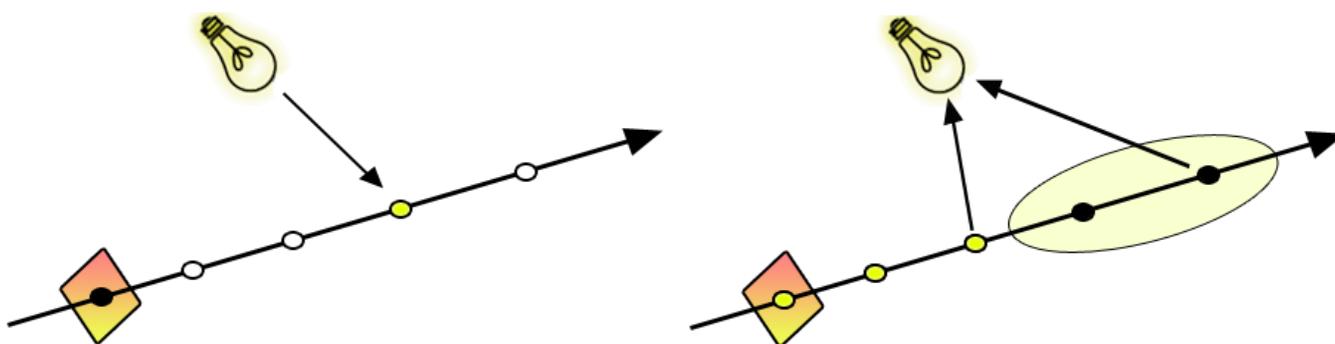


Figura 6. Modelos de iluminación local (izquierda) y global (derecha) en la visualización directa de volumen

Cuando el rayo trazado intercepta alguna estructura, entonces se calcula el modelo de iluminación local de Phong utilizando el color de la función de transferencia como color del material y el vector gradiente del vóxel como vector normal. Luego se traza otro rayo hasta la fuente de luz para determinar si alguna estructura del modelo tridimensional obstruye la iluminación del vóxel analizado. Si el rayo trazado es obstruido antes de alcanzar la fuente de luz, el vóxel analizado no recibirá iluminación desde esa dirección y estará sombreado. Si el rayo trazado alcanza la fuente de luz sin ningún obstáculo, el vóxel analizado reflejará la luz que llega hasta él. Los resultados de aplicar ambos modelos de iluminación se presentan en la Figura 7.

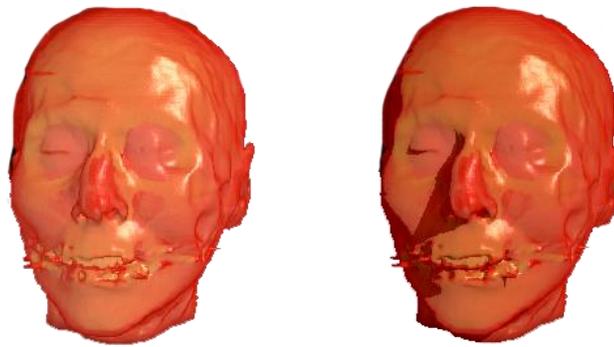


Figura 7. Visualización de un modelo anatómico: iluminación con Phong (izquierda), iluminación y sombreado con Rayos de Sombra (derecha)

Herramientas y lenguajes utilizados

Para el diseño y programación de la interfaz de la aplicación se utilizó el framework Qt (Blanchete y otros, 2006). Este es un *framework* de alta compatibilidad, cuyas características lo hacen muy versátil, y el código C++ que utiliza tiene un alto rendimiento. Además, el código fuente está disponible y bien documentado. Tiene, además, una arquitectura muy flexible que permite diseñar aplicaciones sin mucho esfuerzo y con gran calidad.

El lenguaje de programación seleccionado fue C++. Este es uno de los lenguajes más potentes para desarrollar aplicaciones porque permite programar a un alto nivel y tiene mecanismos como la herencia y el polimorfismo que le brindan al desarrollador gran flexibilidad para diseñar aplicaciones. Este lenguaje permite además manejar grandes volúmenes de datos con gran rapidez. Este es un elemento fundamental para lograr una interacción en tiempo real que no todos los lenguajes posibilitan.

Para la programación en la tarjeta de video se utilizó GLSL (*OpenGL Shading Language*). Este lenguaje es multiplataforma y compatible con diferentes sistemas operativos como Linux, Macintosh y Windows. Posee una sintaxis muy similar a la de C++, con lo cual se facilita el desarrollo y el aprendizaje a los que se inician en la programación de *shader*.

Resultados y discusión

Implementación sobre GPU

El uso de la tarjeta gráfica tiene una gran ventaja por la rapidez de los cálculos sobre la CPU y por la capacidad del trabajo en paralelo y por esta razón se utilizó para realizar el cálculo de los modelos de iluminación. Para utilizar la tarjeta gráfica es necesario conocer el pipeline gráfico (Engel, y otros, 2006). Este es muy importante para poder aprovechar de forma eficiente los recursos de la tarjeta gráfica.

La GPU (*Graphics Processing Unit*) permite programar secuencias de código capaces de ejecutarse en dos módulos fundamentales: el *vertex shader*, donde se realizan las operaciones relacionadas con el procesamiento de los vértices y el *fragment shader*, donde se realizan operaciones como el cálculo del color, el proceso de texturizado y el cálculo de la iluminación por píxel (Engel, y otros, 2006).

En la solución propuesta, el cálculo de la iluminación se realizó en el *fragment shader* porque los datos visualizados carecen de geometría y el volumen de datos no tiene vértices definidos. Por esta razón el *vertex shader* solo se utilizó para el cálculo de las coordenadas de textura que se utilizaron en el proceso de texturizado.

En el *fragment shader* se implementó el cálculo de la iluminación para cada píxel de la imagen. Por cada píxel se calculó cada componente del modelo de Phong y se adicionó el color resultante al proceso de composición final del *Raycasting*. De esta forma, el resultado que se obtiene es más real y exacto al no realizar interpolación para valores intermedios. Esto provoca un mayor costo computacional a cambio de un aumento en la calidad de la imagen final.

Otro cálculo importante realizado en el *fragment shader* fue el del modelo de Rayos de Sombra. Este permitió incluir sombras a los modelos anatómicos y obtener un resultado con mayor sensación de profundidad, mejorando la visualización de estructuras finas y pequeñas y posibilitando un análisis más detallado del modelo tridimensional.

Validación de los resultados

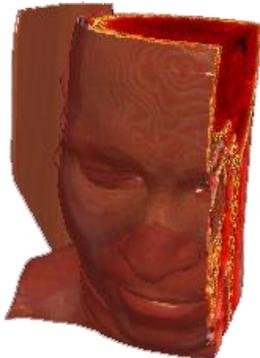
La validación de la solución propuesta se desarrolló en una computadora con un procesador Intel Core i3-2120 a una frecuencia de 3.3 GHz, 2 GB de memoria RAM y una tarjeta gráfica NVidia 9800 GT con 512 MB de RAM para video.

Datos de pruebas

Los datos de prueba del módulo de iluminación se seleccionaron teniendo en cuenta dos criterios fundamentales. El primero fue la necesidad de contar con un módulo de iluminación para mejorar la visualización de los modelos anatómicos tridimensionales. Para algunos casos de prueba se seleccionaron imágenes de las modalidades de TAC y RMN. El segundo fue la necesidad de comparar la robustez de los algoritmos implementados para otros volúmenes de datos y analizar el rendimiento del visualizador 3D mediante la cantidad de cuadros por segundo (*fps*) para comprobar si la visualización se realiza en tiempo real. Para esto se emplearon volúmenes de datos utilizados internacionalmente con propósitos académicos (Roettger, 2006), (Engel, 2001).

En la tabla 1 se muestra como el cálculo de la iluminación tiene poca influencia en el rendimiento debido a la rapidez del método utilizado para el cálculo de gradiente. Con la incorporación de las sombras, es evidente el incremento en el costo computacional para ambos casos. Esto se traduce en una disminución notable del rendimiento al calcular las sombras. En el caso de prueba #2, la cantidad de cuadros por segundo es mayor porque las dimensiones del estudio son menores (256x256), esto se puede apreciar también cuando al incorporar la iluminación, esta mantiene el mismo rendimiento, debido a que el número de imágenes es menor que en el caso de prueba #1. Sin embargo, el rendimiento disminuye considerablemente al incorporar la sombra a la visualización.

Tabla 1. Resultados de los casos de prueba.

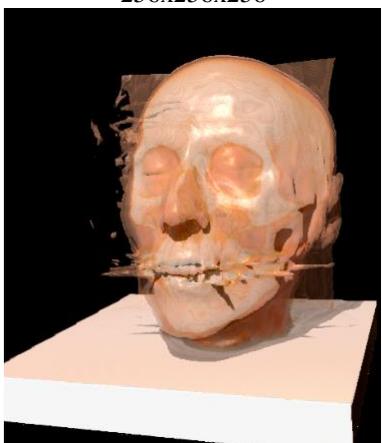
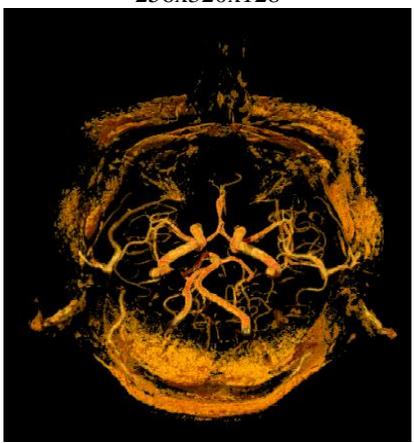
Caso de prueba #1					
Identificador	Modalidad	Dimensión	Visualización sin iluminación (fps)	Visualización con iluminación (fps)	Visualización con iluminación y sombras (fps)
TAC de un paciente sin iluminación	TAC	512x512x346	59	55	30
		con iluminación		con iluminación y sombras	
					
					

Caso de prueba # 2.

Identificador	Modalidad	Dimensión	Visualización sin iluminación (fps)	Visualización con iluminación (fps)	Visualización con iluminación y sombras (fps)
Cráneo	TAC	256x256x256	90	90	36
sin iluminación		con iluminación		con iluminación y sombras	
					
					

En la tabla 2 se muestran los resultados de la evaluación de la aplicación sobre otros modelos muy utilizados al nivel internacional (Roettger, 2006), (Engel, 2001) que demuestran que el módulo es lo suficientemente flexible como para utilizarse en otras áreas.

Tabla 2. Otros modelos

Identificador	Modalidad	Identificador	Modalidad	Identificador	Modalidad
Bloque de Motor	TAC	Cabeza humana	RMN	Angiografía	RMN
256x256x128		256x256x256		256x320x128	
					

Conclusiones

- ✓ Se elaboró un módulo de iluminación para el Visualizador 3D que permite incorporar fuentes de luces externas a las escenas virtuales. También se le incorporó la generación de sombras para aumentar la percepción tridimensional de los modelos 3D del proyecto Vismedic, con lo cual se aumentó el realismo y la calidad de la visualización.
- ✓ Se comprobó que el modelo de iluminación global de rayos de sombra requiere de un mayor costo computacional que el modelo de iluminación local de Phong. Con la combinación de ambos modelos se obtuvieron los mejores resultados visuales.

Referencias

- ALCOLEA-NÚÑEZ, R. Y PEREIRA, O. Modelos de Iluminación para Visualización Directa de Volumen. En: XIV Convención y Feria Internacional Informática. V Congreso Internacional de Tecnologías, Contenidos Multimedia y Realidad Virtual, Salón Virtual. La Habana: 2011, p. 1-11.
- BLANCHETE, J. Y SUMMERFIELD, M. C++ GUI Programming with Qt 4. Massachusetts, Prentice Hall, 2006. 556 p.
- DA CRUZ, D. Shadow maps: A Survey. [En línea]. 2008. [Consultado el: 10 de enero de 2016]. Disponible en: <http://paginas.fe.up.pt/~aas/pub/Aulas/DiCG/DanielaCruz.pdf>
- EISEMANN, E.; SCHWARZ, M.; ASSARSSON, U. Y WIMMER, M. Real-time shadows. CRC Press, 2011. 377 p.
- ENGEL, K. Datasets Library. [En línea] Universidad de Stuttgart, 2001. [Consultado el: 5 de enero de 2016]. Disponible en: <http://wwwvis.informatik.uni-stuttgart.de/~engel/pre-integrated/data.html>.
- ENGEL, K.; HADWIGER, M.; KNISS, J. Y REZK-SALAMA, C. Real-Time Volume Graphics. CRC Press, 2006. 153 p.
- GALLARDO, A. Illumination Models. En: Niles, Jenifer (editora). 3D Lighting: History, Concepts and Techniques. Massachusetts: Charles River Media, 2001. p. 110-122.
- GONZALEZ, R. C. Y WOODS, R. E. Digital Image Processing. New Jersey, Prentice Hall, 2002. 813p.
- GUERRERO, P. Approximative Real-time Soft Shadows and Diffuse Reflections in Dynamic Scenes. Tesis de Maestría, Institute for Computer Graphics at the Technical University of Vienna, Vienna, 2008.
- HADWIGER, M.; KRATZ, A.; SIGG, C. Y BÜHLER, K. GPU-Accelerated Deep Shadow Maps for Direct Volume Rendering. En SIGGRAPH/EUROGRAPHICS Conference On Graphics Hardware: Proceedings of the 21st ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Graphics Hardware: Vienna, Austria. 2006. p. 49-52.
- HADWIGER, M.; LJUNG, P.; REZK, S. C. Y ROPINSKI, T. Advanced Illumination Techniques for GPU-Based Volume Raycasting. En: ACM SIGGRAPH 2009 Courses. ACM, 2009. p. 166.
- HASENFRATZ, J.; LAPIERRE, M.; HOLZSCHUNCH, N. Y SILLION, F. A Survey of Real-Time Soft Shadows Algorithms. Computer Graphics Forum, 2003, 22 (4): p. 753-774.
- JÖNSSON, D.; SUNDÉN, E.; YNNERMAN, A. Y ROPINSKI, T. A survey of volumetric illumination techniques for interactive volume rendering. Computer Graphics Forum, 2014, 33 (1): p. 27-51.
- KAUFMAN, A. Voxels as a Computational Representation of Geometry. The Computational Representation of Geometry. SIGGRAPH '94. Course Notes. 1994.
- KIM, T. Y NEUMANN, U. Opacity Shadow Maps. En Proceedings of 12th Eurographics conference on Rendering. Eurographics Association, 2001. p. 177-182.
- LEVOY, M. Display of surfaces from volume data. IEEE Computer Graphics and Applications, 1988, 8(3): p. 29-37.
- LOKOVIC, T. Y VEACH, E. Deep shadow maps. SIGGRAPH'00. Proceedings of the 27th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques. Nueva York: ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 2000, p. 385-392.
- MAX, N. Optical Models for Direct Volume Rendering. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 1995, 1: p. 99-108.

OREN, M. Y NAYAR, S. K. Generalization of the Lambertian Model and Implications for Machine Vision. *International Journal of Computer Vision*, 1995, 14: p. 227-251.

PHONG, B. T. Illumination for Computer Generated Pictures. *Communications of the ACM*, 1975, 18(6): p. 311-317.

PREIM, B. Y BARTZ, D. *Visualization in Medicine. Theory, Algorithms and Applications*. Morgan Kaufmann Publishers, 2007. 652 p.

PREIM, B. Y BOTHA, C. *Visual Computing for Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*. San Francisco, Elsevier, Morgan Kaufmann Publishers, 2013. 964 p.

RITSCHER, T.; DACHSBACHER, C.; GROSCHE, T. Y KAUTZ, J. The state of the art in interactive global illumination. *Computer Graphics Forum*. Blackwell Publishing Ltd, 2012, 31 (1): p. 160-188.

ROETTGER, S. *The Volume Library*. [En línea] Universidad de Erlangen, 2006. [Consultado el: 27 de enero de 2016]. Disponible en: <http://www9.informatik.uni-erlangen.de/External/vollib/>.

ROPINSKI, T.; KASTEN, J. Y HINRICHS, K. Efficient Shadows for GPU-based Volume Raycasting. *International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision*. República Checa: WSCG, 2008, p. 17-24.

SILVA, L. G. *Visualización Directa de Volumen para Endoscopias Virtuales*. Trabajo de Diploma, Universidad de las Ciencias Informáticas, La Habana, 2011.

URRA, L. Y PEREIRA, O. Funciones de Transferencia para Visualización Directa de Volumen. En: XIV Convención y Feria Internacional Informática. V Congreso Internacional de Tecnologías, Contenidos Multimedia y Realidad Virtual, Salón Virtual. La Habana: 2011.