

VRSUR: SIMULACIÓN QUIRÚRGICA SOBRE ESCENARIOS REALISTAS

Carlos de Alfonso, Ignacio Blanquer*, Damián Segrelles*, Vicente Hernández**

** Univ. Politécnica de Valencia (UPV), Depto Sistemas Informáticos y Computación (DSIC), Grupo de Redes y Computación de Altas Prestaciones (GRyCAP) {calfonso, iblanque, dsegrelles, vhernand}@dsic.upv.es*

RESUMEN

El presente artículo describe las acciones que se han realizado en el marco del proyecto europeo VRSUR para ampliar la funcionalidad del simulador quirúrgico desarrollado por el MedICLab de la Universidad Politécnica de Valencia. Durante este proyecto se ha desarrollado un sistema para la adquisición de modelos geométricos anatómicos, compatibles con el generador de estudios del simulador, y se han actualizado los algoritmos de cálculo de las deformaciones del simulador para permitir su ejecución eficiente en máquinas multiprocesador. El sistema se ha validado generando un escenario para la realización de una colecistectomía (extracción de la vesícula biliar) a partir de imágenes médicas de Resonancia Magnética (RM).

Palabras Clave: Computación Paralela, Imágenes Médicas, Simulación Quirúrgica, Laparoscopia.

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS



El proyecto Europeo VRSUR, (Virtual Reality Surgery, <http://hipertn.upv.es/vrsur>) perteneciente al programa IST de la Comisión Europea (IST-1999-20783) ha tenido por objetivo el desarrollo de un sistema de altas prestaciones para el entrenamiento quirúrgico en cirugía mínimamente invasiva. En este proyecto, además del Grupo de Redes y Computación de Altas Prestaciones (GRyCAP) y el Medical Image Laboratory (MedICLab) de la Universidad Politécnica de Valencia, ha participado el hospital General Universitario y la empresa Navimetric.

La cirugía mínimamente invasiva es una técnica que permite intervenciones a través de incisiones muy pequeñas. Este procedimiento minimiza el trauma del paciente y requiere períodos de rehabilitación más cortos con respecto a la cirugía abierta. Sin embargo, debido a que la visibilidad y la operabilidad de las herramientas es reducida, constituye un procedimiento quirúrgico complejo.

El entrenamiento es esencial en cualquier tarea especializada. En el entrenamiento quirúrgico es aún más crítico, ya que un error puede producir severos daños sobre el paciente o incluso su muerte. Actualmente, el entrenamiento se realiza mediante cadáveres, fantomas ('maquetas' de modelos anatómicos), animales vivos o pacientes reales bajo la supervisión de expertos.

Uno de los objetivos de la simulación quirúrgica es la mejora de la repetibilidad. Obviamente, el entrenamiento con animales o pacientes vivos no permite deshacer o repetir acciones de forma indefinida hasta su correcta aprehensión. Además de las diferencias anatómicas entre animales y seres humanos, los animales que se utilizan para el entrenamiento son sanos, mientras que los seres humanos presentan patologías. Por tanto, la simulación quirúrgica permite el entrenamiento en patologías poco frecuentes o severas. De esta forma, es posible modelar escenarios a partir de seres humanos que presentan una patología compleja, interesante o poco frecuente, sirviendo de estudio para todos los estudiantes.

BREVE ESTADO DEL ARTE

Los simuladores quirúrgicos imponen dos restricciones a los entornos: realismo virtual y físico. La primera requiere que los órganos se muestren lo más fielmente posible a cómo aparecen en la cirugía real. La segunda requiere que el comportamiento de los órganos sea lo más similar posible al de los órganos reales. La complejidad de este comportamiento excede la capacidad de cálculo de los ordenadores convencionales, requiriendo alcanzar una solución de compromiso entre realismo y prestaciones.

Los sistemas de simulación quirúrgica actuales están orientados a la simulación de cirugía mínimamente invasiva. La cirugía general abierta presenta notables dificultades por la existencia de numerosos órganos y herramientas quirúrgicas, además de la implicación directa de las manos del cirujano/a.

Los sistemas actuales incorporan interfaces de realidad virtual que proporcionan el sentido del tacto (interfaces hápticas). El uso de este tipo de interfaces es fundamental para conseguir un entrenamiento de las habilidades manuales. Por otro lado, los entornos se simulan mediante modelos geométricos que se deforman atendiendo a diferentes formulaciones matemáticas. Las aproximaciones numéricas aplicadas son una solución de compromiso entre la simulación de la deformación precisa y off-line, basada en modelos de elementos finitos y la deformación poco realista y rápida de los modelos geométricos y punto-muelle. Los entornos son modelos sintéticos que corresponden a un paciente genérico.

Existe un gran número de grupos de investigación que han invertido notables recursos en el desarrollo de simuladores quirúrgicos y, a diferencia de VRSUR, estos simuladores se enfocan al entrenamiento en una modalidad concreta. En función de cómo los simuladores resuelven la simulación del comportamiento biomecánico de los órganos, se pueden diferenciar:

- Simuladores en los que las reacciones físicas de los órganos se aproximan mediante transformaciones geométricas simples [Rei96] [Weg97] [Rei00] [Weg00]. Estas aproximaciones ofrecen un resultado poco realista e inadecuado para el entrenamiento.
- Simuladores en los que el comportamiento biomecánico se simula mediante modelos de masa-muelle [Cov93] [Gib99] [Küh99] [Hol00] [Küh00]. Estos modelos se comportan bien en el caso de superficies elásticas, presentando problemas en la simulación del comportamiento visco-elástico de volúmenes.
- Simuladores en los que se utilizan modelos de elementos finitos [Cot96] [Sher99] o elementos de contorno [Mon01]. Estas aproximaciones permiten una simulación muy precisa, pero requieren de un alto coste computacional.

El sistema VRSUR incorpora algoritmos paralelos para la simulación de modelos basados en masa-muelle y en elementos de contorno, combinando el potencial de ambas aproximaciones.

ARQUITECTURA DEL SISTEMA

El simulador quirúrgico comprende dos módulos principales. Por un lado, el preprocesador de imágenes, que incluye la herramienta de segmentación, el generador de modelos y el generador de escenas, y por otro lado el simulador quirúrgico, que incluye el kernel paralelo y el módulo de control háptico.

La ilustración 1 muestra la estructura del simulador y cómo interaccionan los diferentes módulos. Las imágenes obtenidas mediante RM o TAC se preprocesan identificando los órganos de interés. Mediante la herramienta de generación de modelos se obtienen modelos anatómicos de los mismos y éstos se utilizan para componer la escena del caso concreto. Esta escena es simulada mediante el kernel paralelo y la reacción de las fuerzas a la interacción del cirujano/a se transmite a sus manos mediante el módulo de interacción háptica. El sistema ofrece una valoración final de la calidad de la intervención virtual

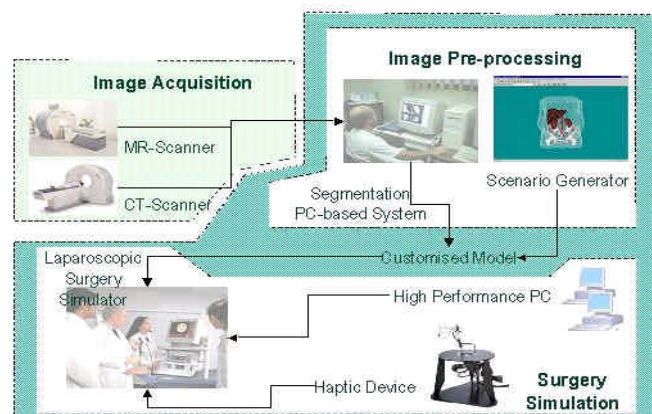


Ilustración 1: Esquema de funcionamiento de VRSUR

COMPONENTES DE VRSUR

El objetivo de este artículo es describir los resultados obtenidos en el módulo de generación de modelos y simulación en paralelo. A continuación se describen con más detalle cada uno de los módulos.

Generador de Modelo

Una de las ventajas del simulador VRSUR es la posibilidad de definir casos quirúrgicos específicos para el entrenamiento de patologías y pacientes específicos. El simulador permite tanto el uso de modelos obtenidos directamente de imágenes radiológicas tridimensionales (mediante modalidades TAC o RM) como el uso de modelos sintéticos. De hecho, el procedimiento normal consiste en obtener la anatomía de los órganos relevantes de imágenes reales y complementar el escenario con modelos de órganos que no son cruciales para la intervención o que resultan imposibles de obtener mediante las técnicas normales de imagen médica. La herramienta de generación de modelos incluye un sistema de segmentación y un sistema de generación de superficies.

La herramienta de segmentación [Bla98][Bla00] permite extraer de forma semiautomática los vóxeles del conjunto de planos de una imagen médica que pertenecen a un órgano específico. Para ello, el sistema incorpora herramientas para la segmentación basadas tanto en umbrales como en crecimiento de regiones. La implementación de ambas herramientas se realiza mediante técnicas de computación de altas prestaciones, con el fin de acelerar el proceso. La ilustración 2 muestra el resultado de la segmentación de la vesícula biliar de una colangiografía (estudio de resonancia magnética con contraste).

A partir de los órganos segmentados es posible obtener los modelos geométricos de las superficies. Para ello se han implementado dos aproximaciones diferentes: Marching Cubes y modelos deformables

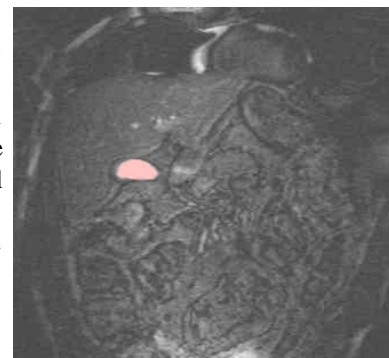


Ilustración 2: Segmentación.

El algoritmo de Marching Cubes [Lor87] es una aproximación bien conocida para la extracción de la superficie de una malla de vóxeles. Este método presenta dos importantes problemas. De un lado, las superficies generadas contienen un gran número de polígonos irregulares, incrementando el coste computacional y por otro, la aproximación original presenta ambigüedades que dan lugar a agujeros no deseados en la superficie. La complejidad se puede reducir mediante el uso de algoritmos de decimación que disminuyen notablemente el número de polígonos y al mismo tiempo los homogeneizan. En lo referente al segundo problema, existen aproximaciones que evitan este problema [Mon94]. El coste computacional de este algoritmo es del orden de n^4 , siendo n la dimensión del volumen. Este alto coste computacional penaliza notablemente el uso de imágenes de gran dimensión. Es posible reducir la complejidad introduciendo un factor de escala, si bien esto reduce la precisión de los modelos.

Para permitir un uso más interactivo de este algoritmo se ha desarrollado en el marco de VRSUR una aproximación basada en computación de altas prestaciones. El conjunto de los vóxeles es distribuido entre los computadores de una red de PCs, compartiendo los elementos frontera para reducir el coste de comunicaciones. Los diferentes conjuntos de facetas generados por los diferentes procesos se combinan en el proceso que controla la consola, quien además elimina duplicidades. La decimación se aplica a posteriori sobre el modelo final. La ilustración 3 muestra el resultado final de la vesícula segmentada en la ilustración 2.

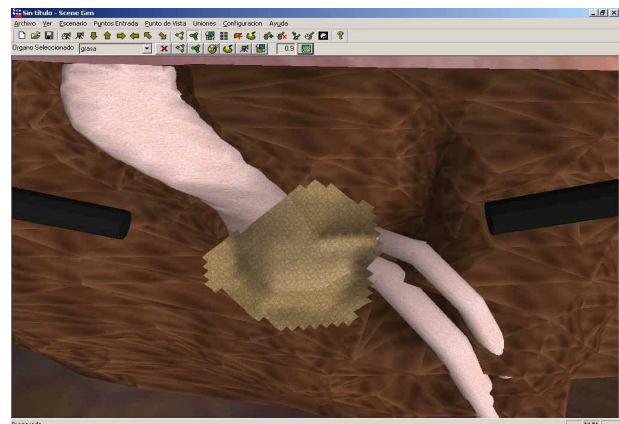


Ilustración 3: Modelo con Marching Cubes.

Una segunda alternativa es el uso de modelos deformables. Éstos consisten en modelos geométricos cuya topología se ve alterada por un campo de fuerzas, adaptándose a una forma en la que atracción e inflado se compensan. Estos modelos actúan como bandas elásticas que se adaptan a las curvas de isopotencial.

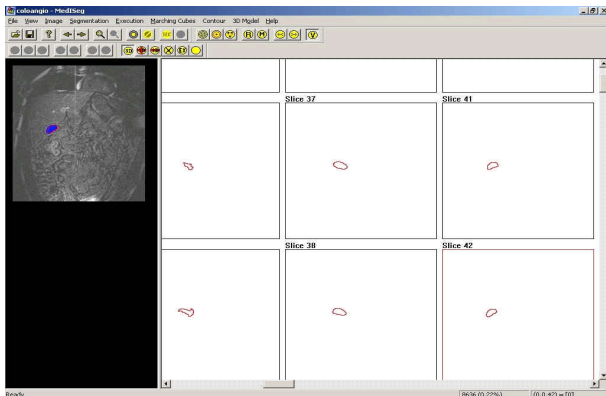


Ilustración 4: Identificación automática de Contornos.

La aproximación utilizada se basa en una formulación mediante elementos finitos [Coh90], puesto que esta aproximación permite mantener constante la matriz de coeficientes. Atendiendo a los correspondientes parámetros que determinan la elasticidad y la rigidez, la curva se deforma por la acción de una fuerza de inflado interna y el potencial del gradiente de la imagen. La imagen se filtra previamente para evitar las perturbaciones causadas por el ruido. El sistema tiene en cuenta las colisiones entre curvas y la aparición de agujeros generando contornos independientes. Los contornos pueden ser iniciados de forma automática a partir de una imagen segmentada. La ilustración 4 muestra el resultado del proceso.

Adicionalmente, el simulador contempla la posibilidad de definir contornos manuales o de modificar los obtenidos de forma automática. Finalmente, los modelos obtenidos son codificados en formato VRML y pueden ser leídos por la herramienta de generación de entornos.

Simulador Paralelo

Los modelos anatómicos de los órganos se procesan atendiendo a dos aproximaciones diferentes, el modelo de masa-muelle y el modelo de elementos de contorno. El modelo de masa-muelle considera los vértices de los polígonos que constituyen el modelo geométrico del órgano como masas y las aristas como muelles que simulan la cohesión elástica entre los vértices. Cada tejido tiene asociado un coeficiente de elasticidad que gobierna el efecto de reacción de esos muelles. La interacción del usuario se transmite a todo el órgano a través de la malla de muelles. Las propiedades dinámicas se implementan mediante la ecuación de Lagrange que define el equilibrio de las fuerzas,

$$m \frac{d^2 P_i}{dt^2} + g \frac{dP_i}{dt} + F_{int} + F_{ext} = 0$$

dónde m es la masa del nodo, g el coeficiente de la fuerza de amortiguación, F_{int} and F_{ext} denotan las fuerzas internas y externas y P_i es la posición del nodo i .

En el caso de los modelos basados en elementos de contorno, el comportamiento de los nodos viene reflejado por la ecuación de Navier. Esta ecuación se resuelve mediante el método de Green, dando lugar finalmente a la resolución de múltiples sistemas de ecuaciones lineales,

$$\begin{bmatrix} H_f & H_x & H_c \\ \frac{1}{\rho} P_f & \frac{1}{\rho} P_x & \frac{1}{\rho} P_c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_f \\ U_x \\ U_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_f \\ B_x \\ B_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_f \\ F_x \\ F_c \end{bmatrix}$$

donde H es la matriz de influencias, que contiene las relaciones topológicas entre nodos, U , P y B son los vectores de desplazamientos, tracciones y fuerzas respectivamente. Estos vectores y matrices se dividen en tres partes: los correspondientes a nodos libres (subíndice f), sujetos a un punto de la herramienta, los asociados a nodos fijos inamovibles (subíndice x) y los relativos a los nodos conectados a otros (subíndice c) o nodos internos. Por otro lado, ρ es el coeficiente de ponderación, que permite escalar los componentes para que sean del mismo orden.

La resolución del sistema se realiza mediante el cálculo de la inversa. Este método presenta en la numérica notables problemas debidos a la inestabilidad y la amplificación de errores. No obstante, y dado que en este caso prima el aspecto visual, su aplicación es adecuada. En cualquier caso se dispone de una implementación basada en la factorización QR, con un coste computacional del doble de la aproximación basada en el precálculo de la inversa.

La matriz H permanece constante mientras no se altera la topología de los órganos ni se cambia el punto de aplicación de las herramientas. Cuando el punto de aplicación cambia, es necesario modificar las ecuaciones que afectan a los nodos implicados, aplicándose técnicas de refactorización rápida. Cuando la topología de la malla cambia (por ejemplo, cuando se produce un corte), los cambios sobre la matriz H afectan a casi todas las ecuaciones, requiriéndose una factorización completa.

El refresco de la visualización debe ser como mínimo de 15Hz. Esto implica bien limitar el número de nodos de un escenario, bien aumentar la capacidad de cálculo del sistema, y es por ello que el simulador se ha implementado utilizando técnicas de computación de altas prestaciones.

Los modelos de masa-muelle se procesan mediante varios threads, donde cada uno de ellos procesa un subconjunto de nodos. La información que se requiere para calcular la nueva posición de un nodo y el vector de fuerzas de reacción se basa en la información existente en el paso de tiempo anterior. Este proceso se realiza hasta que se alcanza la estabilidad (típicamente 10-15 iteraciones). Se ha utilizado una aproximación basada en memoria compartida al requerir la coherencia de la información tras cada iteración, lo que imposibilita su implementación en memoria distribuida, excepto en el caso de sistemas dotados de costosas redes de interconexión de muy baja latencia y gran ancho de banda (Myrinet, SCI,...).

En el caso de la aproximación basada en elementos de contorno, la resolución de los diferentes sistemas de ecuaciones lineales se basa en el cálculo de la inversa y en su actualización rápida mediante la fórmula de Woodbury [Gol89]. Las operaciones que intervienen en este proceso son básicamente productos matriz por matriz y matriz por vector y ocupan más del 90% del tiempo total del proceso. Por tanto, la paralelización de las operaciones individuales mediante una aproximación de memoria distribuida resulta a todas luces ineficiente, dado el poco coste computacional y el elevado coste de comunicaciones.

La aproximación que se ha seguido ha consistido en la introducción de llamadas a la librería BLAS y su implementación en paralelo sobre memoria compartida. El uso de BLAS, por una parte, mejora la localidad de referencia, aumentando las prestaciones, y por otra permite el uso eficiente de sistemas paralelos de memoria compartida.

RESULTADOS

En esta sección se muestran tanto resultados obtenidos en términos de realismo visual, como resultados en términos de prestaciones del kernel paralelo.



Ilustración 5: Instantánea de la simulación.

La ilustración 5 muestra una instantánea del entorno de simulación para el caso de test utilizado (colecistectomía o extracción de la vesícula biliar). En esta imagen se puede ver la disección del peritoneo mediante un gancho cauterizador (herramienta situada a la derecha), mientras se aparta la vesícula mediante una pinza (herramienta situada a la izquierda). Esta acción es el paso previo al grapado y corte de los vasos y conductos que unen la vesícula biliar (a la izquierda) del colédoco (conducto de la derecha). El fondo de la imagen es ocupado por el hígado.

En lo referente a prestaciones, la ilustración 6 muestra una comparativa del tiempo requerido para el cálculo de una deformación en uno de los entornos de trabajo, dotado de más de 3,000 nodos y empleando el modelo de masa-muelle. El tiempo paralelo es prácticamente la mitad que el tiempo secuencial, debido a la escasa sincronización y la aproximación paralela seguida. El comportamiento del algoritmo se mantendrá en el mismo nivel de prestaciones para cualquier otra escena. Igualmente, en la misma ilustración se muestra la reducción de tiempo debida a la introducción de las llamadas a la librería estándar BLAS en paralelo. Los tiempos corresponden a la rutina que gobierna el cambio del punto de aplicación, ya que el movimiento y deformación de los órganos una vez situada la herramienta se realiza en tiempo interactivo. Es importante destacar que el aumento en prestaciones se debe tanto a la introducción de rutinas orientadas a bloques, que maximizan el aprovechamiento de la antememoria, como al uso de computación paralela.

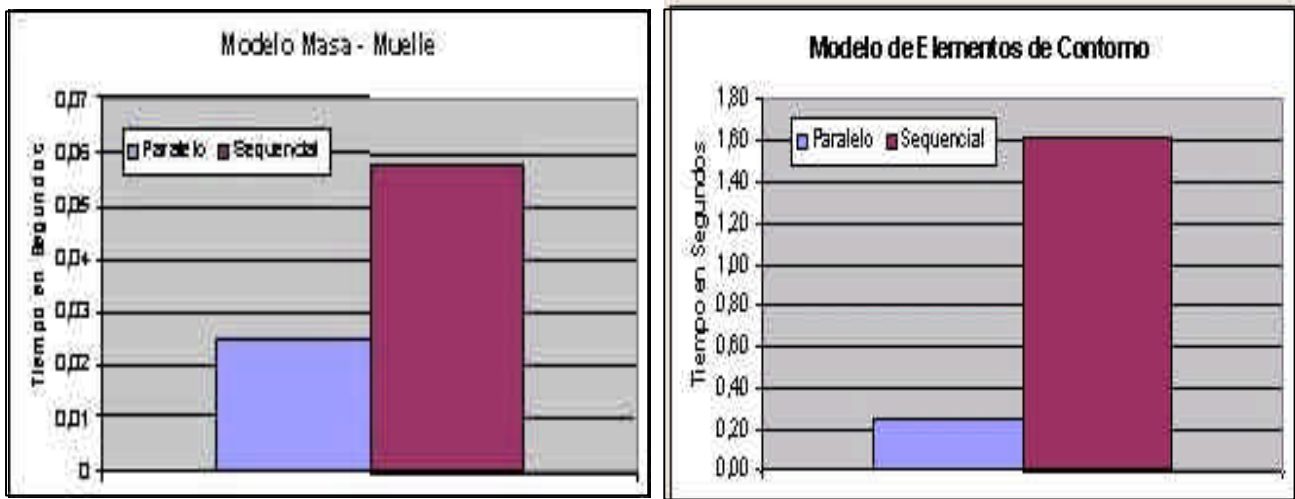


Ilustración 6: Comparativa de tiempos en la deformación. Modelo masa-muelle (izda) y BEM (dcha).

CONCLUSIONES

El presente artículo describe los resultados obtenidos en el proyecto VRSUR relativos a la introducción de un kernel paralelo y a la extracción de modelos a partir de imágenes médicas. El uso de entornos realistas implica un aumento en la complejidad de los escenarios y un aumento del tiempo de proceso, justificando el uso de aproximaciones basadas en computación de altas prestaciones.

La herramienta para la definición de escenarios utilizando modelos provenientes de imágenes médicas es de propósito general y puede utilizarse para diferentes tipos de intervenciones y únicamente depende de la calidad de las imágenes. El sistema implementa varios algoritmos para la segmentación y la identificación de modelos de superficies, todos basados en computación de altas prestaciones. El simulador VRSUR es un sistema de propósito general que en la actualidad se está migrando a otras modalidades quirúrgicas mínimamente invasivas, como la artroscopia.

Los modelos del entorno se simulan mediante aproximaciones realistas utilizando computación paralela para permitir un refresco en tiempo interactivo. La plataforma utilizada para las pruebas es un PC biprocesador, plataforma de bajo coste que reduce los requerimientos del sistema.

Los resultados han sido validados por expertos en cirugía mínimamente invasiva del Hospital General Universitario de Valencia. Los escenarios han sido obtenidos a partir de imágenes de resonancia magnética (colangiografía) obtenidas en el mismo hospital.

REFERENCIAS

- [Alc02] “Minimally Invasive Surgery Training by Realistic Virtual Techniques”, M. Alcañiz, I. Blanquer, J. García-Collada, V. Hernández, U. Meier, C. Monserrat. Actas del Computer Assisted Radiology and Surgery International Congress and Conference, CARS 2002. Paris, Francia, Jun. 02.
- [Alc02b] “A Virtual Cholecystectomy: Virtual Reality Surgery”. M. Alcañiz, I. Blanquer, J. García-Collada, V. Hernández, C. Monserrat, D. Segrelles. Sesión Especial de proyectos Europeos en el área de realidad virtual y aumentada. Actas del 4th Virtual Reality International Conference, VRIC 2002. Laval, Francia, Jun. 02.
- [Alc02c] “High Performance Minimally Invasive Surgery Simulation with Real Data”, M. Alcañiz, I. Blanquer, J. García-Collada, V. Hernández, C. Monserrat, D. Segrelles. Actas del 4th Virtual Reality International Conference, VRIC 2002, Laval, Francia, Jun. 02.
- [Bla98] Blanquer, I.; Hernández, V.; Alcañiz, M.; Grau, V.; Monserrat, C.. “Hipercir: Altas prestaciones y bajo coste en la segmentación y visualización en 3D de imágenes”, CASEIB’98, pp. 253-255.
- [Bla00] Blanquer, I.; Hernández, V.; Alcañiz, M.; Monserrat, C.; Grau, V.; Juan, MC.. “Parallel segmentation and rendering using clusters of PCs”, Medicine Meets Virtual Reality 2000, California.
- [Bla01] “Virtual Surgery Training”, I. Blanquer. Actas del Congreso Eurochina 2002, Pekín Abr 02.
- [Coh90] Cohen L, Cohen I: “A Finite Element Method Applied to new Active Contour Models and 3D Reconstruction from Cross Sections” June 1990, INRIA Rapports de Recherche Num. 1245.
- [Cot96] Cotin, S.; Delingette, H.; Ayache, N.; “Volumetric Deformable Models for Simulation of Laparoscopic Surgery”, Computer Assisted Radiology (CAR’96), Paris, France, 1996.
- [Cov93] Cover, S. A.; Ezquerro, N.F.; O’Brien, J.F.; et. al.; “Interactively Deformable Models for Surgery Simulation”, IEEE: Computer Graphics and Applications, Vol 13, No 6., pp. 68-75, November 93.
- [Gib99] Frisken-Gibson, S.F.. “Using linked volumes to model object collisions, deformation, cutting, carving and joining”, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, v. 5, n. 4, 1999.
- [Gol89] Golub G. H., Loan C. V., “Matrix Computation: Second Edition”. The Johns Hopkins University Press, Baltimore, MD, 1989.
- [Hol00] Trowbridge T., “Virtual Arthroscopic Knee Surgery Simulator” Dept of Medical Physics, Virtual Reality in Medicine and Biology Group, University of Sheffield, <http://www.shef.ac.uk/~vrmbg/>
- [Küh99] Kühnapfel, U.; Çakmak, H.K.; Maaß, H.; “3D Modeling for Endoscopic Surgery”, Proc. IEEE Symposium on Simulation, Delft University, Delft, NL, Oct. 13, 1999, pp 22-32, ISBN: 90-804551-7-2 (1999).
- [Küh00] Kühnapfel U, “KISMET: The ‘Endoscopic Surgery Trainer‘, Forschungszentrum Karlsruhe GmbH Institut für Angewandte Informatik, <http://www-kismet.iai.fzk.de/>
- [Lor87] Lorensen W, Cline H. “Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm”. ACM Computer Graphics, 21 (4): 163-170, 1987.
- [Mon01] Monserrat, C.; Meier, U.; Alcañiz, M.; Chinesta, F.; Juan, M.C.; “A new approach for the real-time simulation of tissue deformation in surgery simulation”, Comput. Met. and Prgs. in Biomed., v. 64, pp. 77-85.
- [Mon94] Montani C. Scateni, R. Scopigno “Discretised Marching Cubes”, Centro di Ricerca, Sviluppo e Studi Superiori Sardegna (CRS4).
- [Rei96] Reinig, K.D.; Rush, C.G.; Pelster, H.L.; Spitzer, V.M.; Heath, J.A.; “Real-Time Visually and Haptically Accurate Surgical Simulation”, Medicine Meets Virtual Reality 4, IOS-Press, 1996.
- [Rei00] Karl D. Reinig, Charles G. Rush, Helen L. Pelster, Victor M. Spitzer, James A. Heath. “Real-Time Visually and Haptically”, Accurate Surgical Simulation. The Center for Human Simulation, University of Colorado. Health Sciences Center, Denver, Colorado 80262. <http://www.uchsc.edu/sm/chs/research/MMVR4.html>.
- [Sher99] Sherman, KP; Ward, JW; Wills, DPM; Mohsen, AMMA; “Incorporation of a Scoring System based on a Validated Method of Evaluating Performance at Knee Arthroscopy into a Virtual Reality Knee Arthroscopy Training System”, SICOT’99 Conference (Sydney, Australia), April 99.
- [Weg97] Weghorst, S.; Airola, C.; Oppenheimer, P.; “Formal Evaluation of the Madigan Endoscopic Sinus Surgery Simulator”, September R-97-34, Seattle: Univ. of Washington, Human Interface Technology Laboratory, 97.
- [Weg00] Weghorst S., “Surgery Simulator Evaluations Underway”, Hit Lab Research <http://www.hitl.washington.edu/research/sinus/>