

# Estado del Arte en Simulación Quirúrgica

Carlos Monserat, Óscar López, Mariano Alcañiz

Medical Image Computer Laboratory (MedICLab), Universidad Politécnica de Valencia, Valencia (Spain).

## RESUMEN

Los avances que ha sufrido el campo de la tecnología de la información y, dentro del mismo, la Informática Gráfica ha permitido el comienzo de la investigación y desarrollo de simuladores virtuales para el entrenamiento de especialistas. Una de las principales aplicaciones de estos avances es la creación de Simuladores Quirúrgicos. Este tipo de simuladores se caracteriza por sus grandes exigencias tanto visuales como del sentido del tacto, sentidos fundamentales en cirugía. Para conseguir el realismo visual, los órganos presentes en el simulador se han de mostrar lo más similarmente posible a como se observan en la realidad y han de responder en tiempo-real (al menos 15 veces por segundo) a las interacciones del usuario. Respecto al realismo en el sentido del tacto, dada la elevada resolución que el ser humano posee en este sentido, el usuario del simulador precisa de una frecuencia de refresco de este sentido de al menos 500 veces por segundo. Actualmente, los grupos de investigación están dedicando grandes esfuerzos en conseguir alcanzar estos objetivos de realismo con el propósito de obtener una herramienta extremadamente potente que revolucione la docencia, la práctica y la difusión de las técnicas quirúrgicas.

## 1. INTRODUCCIÓN

La cirugía es tan antigua como la civilización y los métodos de transmitir sus conocimientos continúan estando vigentes. Los primeros testimonios de esta disciplina médica se encuentran en el antiguo Egipto sobre el año 1.550 a.C. Desde entonces hasta la actualidad, el conocimiento de las técnicas quirúrgicas se transmite mediante el entrenamiento de aprendices supervisado continuamente por un maestro. El entrenamiento de dichos aprendices se realiza, principalmente, mediante intervenciones quirúrgicas reales bajo el estricto control de su maestro [1][2].

Durante el último milenio, la técnica y práctica quirúrgica han evolucionado considerablemente. Uno de los avances más destacables en las últimas décadas ha sido la aparición de las técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas tales como la cirugía laparoscópica, la artroscopia y la radiología intervencionista. Este tipo de técnicas permiten reducir considerablemente el daño causado a los pacientes durante la intervención, acortando el periodo de convalecencia, disminuyendo el dolor postoperatorio, y los ratios de infección. Normalmente, los pacientes son dados

de alta a las pocas horas de su intervención. Aunque todas las técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas requieren grandes inversiones en instrumental, este incremento del coste se ve ampliamente compensado por la reducción en el coste hospitalario de los pacientes, gracias a su rápida recuperación y mínimas complicaciones postoperatorias [3].

La cirugía mínimamente invasiva se caracteriza por permitir realizar una intervención quirúrgica a un paciente a través de un conjunto de incisiones de pequeño tamaño. Éstas suelen ser del orden de 4 ó 5 incisiones de menos de 1 cm sobre la piel del paciente. A través de dichas incisiones, el cirujano introduce un instrumental quirúrgico especial además de la cámara mediante la cual puede observar el campo quirúrgico (ver figura 1). Por tanto, el cirujano no posee acceso directo a dicho campo, ni visual ni manual. Esto provoca que este tipo de cirugía requiera periodos de entrenamiento mucho más largos y costosos, hasta que los residentes adquieren las destrezas mínimas necesarias para este tipo de intervenciones. Teniendo en cuenta que el coste de la sala de operaciones es de aproximadamente 1500 €/h (correspondiendo esto únicamente al sueldo del personal, anestesia e instrumental quirúrgico) la utilización de pacientes reales para el adiestramiento de residentes en cirugía mínimamente invasiva puede convertirse en económicamente insostenible [2].

Los avances que en las últimas décadas se han llevado a cabo en el campo de la Tecnología de la Información y, en concreto, en el área de la Informática Gráfica han abierto una nueva dimensión en la docencia, diagnóstico, tratamiento y entrenamiento en medicina. Una de las principales aplicaciones de estos avances es la creación de entornos virtuales que permitan el entrenamiento de cirujanos en determinadas técnicas quirúrgicas.

## 2. LA REALIDAD VIRTUAL EN EL ENTRENAMIENTO QUIRÚRGICO

Como ya se ha comentado, uno de los retos principales de las nuevas tecnologías aplicadas a la medicina es la creación de entornos virtuales para el entrenamiento de cirujanos. A este tipo de entornos se les denomina Simuladores Quirúrgicos. Este tipo de simuladores requieren que [4][5]:

- los objetos, órganos internos del paciente, se visualicen de la forma más realista posible.
- éstos respondan, de forma realista y en tiempo real, a

# Especial: Tecnologías de Simulación y Planificación Quirúrgica...

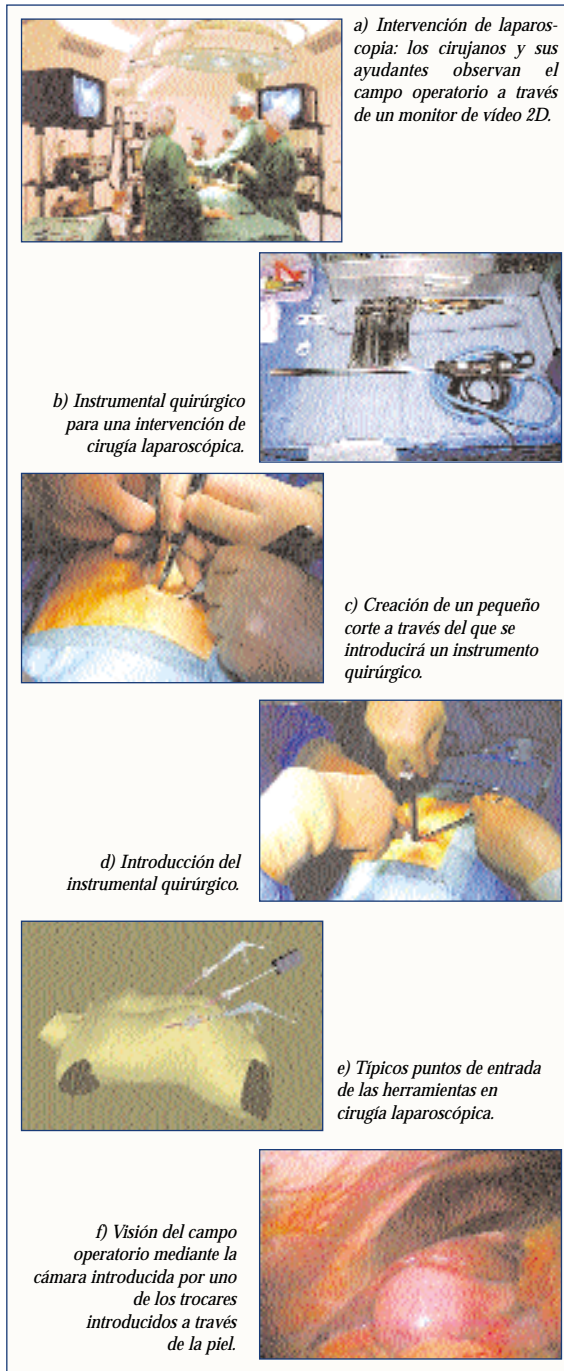


Figura 1: Cirugía mínimamente invasiva: Cirugía laparoscópica.

las interacciones de los usuarios, deformándose, y a las restricciones existentes en la realidad.

- respondan, mediante modificaciones estructurales realistas, a acciones típicas quirúrgicas como cauterización, corte o sutura.

Mientras que las técnicas de visualización 3D se encuentran lo suficientemente avanzadas para poder cumplir el primer requisito, los últimos dos resultan en extremo difíciles de alcanzar. Esto se debe a que no existe un sistema de modelado preciso de objetos deformables que permi-

ta reproducir de manera adecuada el comportamiento biomecánico de los tejidos en tiempo real. Esta limitación viene establecida por la baja potencia de cálculo que actualmente poseen los ordenadores en comparación con los requerimientos de cálculo que exigen los simuladores quirúrgicos para la simulación de la deformación de los órganos internos del paciente.

En función de los avances aplicados en el desarrollo de Simuladores Quirúrgicos y de los objetivos que éstos persiguen, éstos se pueden agrupar en tres generaciones tecnológicamente secuenciales [6][7]:

- La primera generación: formada por los Simuladores Quirúrgicos que únicamente consideran la naturaleza geométrica de la anatomía humana [8][9][10].
- La segunda generación: que está constituida por aquellos que, además, permiten la interacción física con las estructuras anatómicas [11][12][13][14] [15][16].
- La tercera generación: que además de las características ya mencionadas de la segunda generación, tienen en cuenta la naturaleza funcional de los órganos.

Actualmente, la gran mayoría de la investigación y el desarrollo de Simuladores Quirúrgicos se encuentran dentro del grupo de segunda generación. Dentro de ésta, además, se pueden distinguir cuatro niveles de simuladores de acuerdo con su complejidad [17]:

- Simuladores de tipo aguja: con objetos visuales simples y hápticos con mínimo grado de libertad (únicamente a lo largo de un eje) [18][19].
- Simuladores de tipo exploración endoscópica o instalación de catéteres: en los que la imagen que muestra el monitor cambia en función de los movimientos de control que ejerce el usuario [20][21][22].
- Simuladores orientados al entrenamiento en una determinada tarea: que disponen de uno o dos instrumentos de interacción con el entorno virtual [23][14].

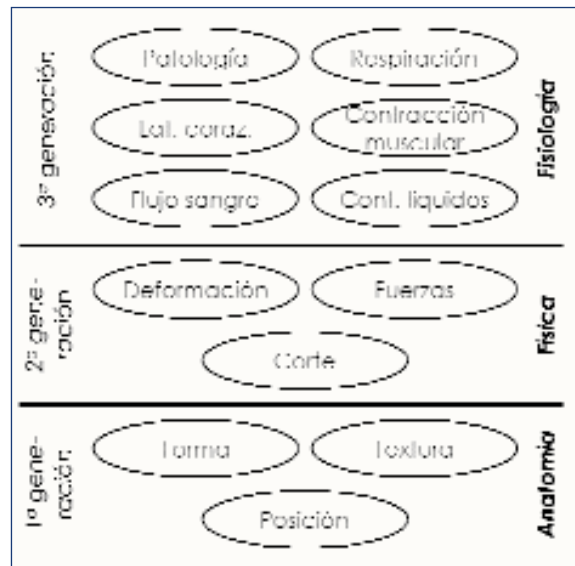


Figura 2: Distribución cronológica de las diferentes generaciones de Simuladores Quirúrgicos

# Especial: Tecnologías de Simulación y Planificación Quirúrgica...

- Simuladores completos: que permiten el entrenamiento en determinados tipos de cirugía. Dentro de éstos se encuentran los simuladores de laparoscopia [24][25][16], ginecología endoscópica [12][15], artroscopia [26] o cirugía intraocular [27].

Mientras que los simuladores menos complejos han alcanzado un realismo bastante aceptable, sus limitaciones únicamente permiten la transferencia de un 25% a un 28% de los entrenamientos realizados hasta la actualidad con animales (es decir, que una hora de entrenamiento en un simulador únicamente equivale a 15 minutos de entrenamiento con un animal) [17]. En cambio, cuanto más avanzados y más procedimientos quirúrgicos permiten entrenar los Simuladores Quirúrgicos, éstos son menos realistas. El principal problema es que los simuladores no permiten una interactividad en tiempo real en el que se simule el comportamiento biomecánico real de los tejidos. Normalmente, para conseguir interacción en tiempo real, se introducen simplificaciones en las ecuaciones que gobiernan la deformación de los tejidos, traducándose en un comportamiento no realista de los tejidos presentes en el escenario virtual quirúrgico.

### 3. REQUERIMIENTOS DE LOS SIMULADORES QUIRÚRGICOS

Las técnicas de realidad virtual tienen por objetivo crear de forma artificial un entorno en el que el usuario pueda ver y sentir los objetos, tal y como los vería y sentiría en la realidad. El grado de inmersión en un entorno virtual depende en gran medida de la fidelidad con la que éste reproduce la realidad que el usuario conoce.

Los elementos más importantes a la hora de desarrollar un entorno virtual inmersivo dependen de la aplicación objetivo del mismo. De este modo, para una adecuada identificación de dichos elementos, se han de analizar previamente los siguientes elementos:

- Cuáles son las interfaces de comunicación entre el usuario y su entorno virtual, es decir:
  - Qué sentidos están implicados en la percepción del entorno virtual.
  - Qué sensores se necesitan para interactuar con el entorno y que éste realimente al usuario.
- Qué componentes posee el entorno y cuáles son sus propiedades.
- Qué tipo de interacciones se podrá realizar con el entorno y cómo se espera que el entorno se comporte conforme a dichas interacciones.

A continuación se intentará dar respuesta a dichas cuestiones en el marco de los Simuladores Quirúrgicos.

#### 3.1. Las herramientas de interacción (interfaces) con el Simulador Quirúrgico

Como ya se mencionó con anterioridad, los cirujanos, durante la práctica quirúrgica, dependen básicamente de dos de sus sentidos: la visión y el tacto. Esto significa que los simuladores quirúrgicos deben realimentar en

tiempo real tanto visual como mediante los hápticos con realimentación a través de los que el usuario se encuentra conectado al sistema. Para un realismo visual, se precisa una frecuencia de refresco de entre 20 Hz y 60 Hz. Por otro lado, dada la mayor resolución en sensación de tacto que poseen los seres humanos, éstos precisan de una frecuencia de refresco de entre 300 Hz y 1000 Hz para tener una sensación realista en este tipo de realimentaciones [4].

La selección tanto de la interfaz visual como la háptica dependen del tipo de cirugía que se vaya a simular. En la clásica cirugía abierta, el cirujano posee un contacto y visión directa del campo operatorio. Esto significa que la visión ha de ser tridimensional (estereoscópica) y la sensación de tacto incluye parámetros de textura, temperatura y resistencia mecánica. En cambio, en las modernas técnicas mínimamente invasivas tanto la visión como la sensación de tacto son proporcionadas al cirujano de forma indirecta. En el caso de la visualización del campo operatorio, ésta se realiza a través de una cámara conectada a un monitor, mientras que la sensación de tacto la obtiene a través de las herramientas especiales utilizadas en este tipo de cirugía.

Los principales esfuerzos en el desarrollo de simuladores están centrados en la cirugía mínimamente invasiva tanto por la necesidad de simplificar su aprendizaje como la facilidad de construcción de entornos virtuales que simulen este tipo de cirugía. Para la construcción del entorno de visualización virtual en un simulador de cirugía mínimamente invasiva basta con un simple monitor de ordenador. Por otro lado, existen empresas que comercializan dispositivos con realimentación de fuerzas que simulan las herramientas que utilizan los cirujanos en este tipo de intervenciones (ver figura 3).

Aún así, existen simuladores comerciales que permiten el entrenamiento en determinadas técnicas de cirugía abierta [28]. En estos casos, se incorpora un sistema de estéreo-visión para el entorno de visualización, mientras que el tacto se sigue obteniendo a través de herramientas especiales.

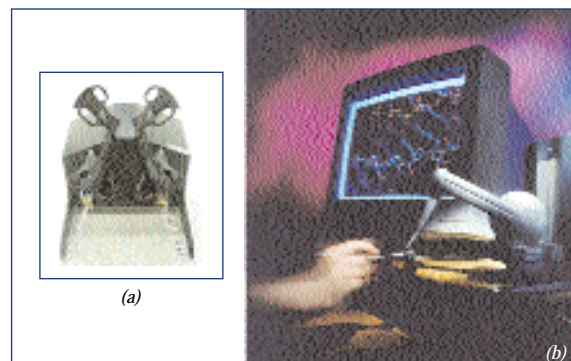


Figura 3: Dispositivos de interacción con realimentación de fuerza: (a) utilizado en cirugía laparoscópica [38]; (b) utilizado en determinados simuladores de cirugía abierta o microcirugía [29].

## 3.2. El entorno a simular y sus propiedades

Dado que la cirugía prácticamente accede a todas las partes del cuerpo humano, un simulador de cirugía general debería ser capaz de simular el comportamiento de todos los tipos de tejidos humanos. Éstos varían desde aquellos que tienen un comportamiento volumétrico (p.e. músculos y órganos en general), pasando por aquellos que se comportan como una membrana elástica (p.e. piel y peritoneo), hasta elementos prácticamente unidimensionales (p.e. arterias y tendones). También se pueden agrupar los órganos en aquellos con comportamiento rígidos (p.e. huesos), blandos (p.e. órganos en general) y líquidos (p.e. sangre).

La enorme complejidad del conjunto de tejidos obliga a centrarse en intentar simular únicamente las propiedades biomecánicas de los mismos, dejándose de lado, actualmente, todo lo relacionado con sus propiedades fisiológicas (p.e. sangrado en caso de corte). Aún así, existe gran dificultad en la simulación realista del comportamiento biomecánico de los tejidos humanos. Complejidad que comienza desde la obtención de los parámetros que gobiernan la deformación de los mismos.

Actualmente existe muy poca información acerca de las propiedades biomecánicas de los tejidos vivos. La falta de información es consecuencia de las dificultades éticas y técnicas para llevar a cabo este tipo de medidas sobre tejidos vivos. Como consecuencia, la primera información obtenida al respecto aparece publicada en [30] correspondiente a medidas sobre órganos de cerdos y humanos muertos. Debido a la falta de corriente sanguínea, la rápida coagulación de la sangre restante y la diferencia de temperatura, provoca diferencias significativas de elasticidad respecto a los tejidos vivos. Esto hace que estas medidas sean poco fiables [31][32].

En la actualidad existen dos líneas de investigación orientadas a la obtención de la información biomecánica de los tejidos *in vivo*. La primera aproximación utiliza métodos de exploración no invasivos (Tomografía Axial Computerizada -TAC- o Resonancia Magnética Nuclear-RMN-) para analizar la propagación de ondas acústicas sobre los tejidos [33][34]. Su carácter dinámico permite la obtención de resultados comparativos bastante buenos entre capas de una misma estructura o de estructuras diferentes y para el análisis de sus propiedades dependientes del tiempo. Ahora bien, la calidad de dichos resultados se reduce considerablemente cuando se intentan obtener valores absolutos de los parámetros de deformación, en particular para grandes deformaciones. Más aún, sólo estructuras cerca de la superficie del cuerpo o cerca de estructuras casi rígidas (como el hueso) pueden ser estudiadas *in vivo*.

La segunda aproximación está basada en la toma de muestras mediante contacto con los órganos de interés durante una cirugía abierta o mínimamente invasiva, realizando estudios de presión o succión, estáticos o dinámi-

cos. La gran ventaja de estos métodos de medida es que el contacto directo permite una buena estimación de los parámetros de elasticidad. Ahora bien, como los dispositivos de medida han de ser pequeños y se posicionan de forma arbitraria, las condiciones de contorno son difícilmente controlables. Esto provoca que los parámetros de elasticidad se deduzcan mediante la utilización de técnicas de elementos finitos a partir de unas hipótesis más o menos correctas del comportamiento de los tejidos y, posteriormente, se ajustan dichos parámetros al comportamiento observado en la toma de medidas [35][31][32]. Además, el rango de deformaciones comparables es muy bajo dado el reducido número de muestras que se puede tomar de un órgano vivo.

Como consecuencia, casi toda la información de la que se dispone acerca de las propiedades biomecánicas de los tejidos vivos es información cualitativa basada en estimaciones más o menos fiables de parámetros cuantitativos. Además, dichos parámetros presentan grandes variaciones dependiendo del tipo de tejido estudiado. Es más, un mismo tejido puede presentar variaciones significativas entre diferentes individuos.

Los tejidos a simular normalmente presentan propiedades no-Hookeanas. En algunos casos, para pequeñas deformaciones inferiores al 40% los tejidos presentan un comportamiento elástico casi lineal. Debido a su alto contenido en líquidos, muchos tienen propiedades mecánicas intermedias entre fluidos y sólidos. Por ello, muchos tejidos poseen un módulo de densidad y volumen que difieren muy poco (menos del 15%) de los del agua, son prácticamente incompresibles y su ratio de Poisson se encuentra dentro del rango  $\nu = 0.49-0.499$ , el cual se encuentra muy próximo al valor de los líquidos ( $\nu = 0.5$ ) [34]. Más aún, el comportamiento viscoso y, a veces, plástico de los tejidos blandos puede atribuirse al líquido que éstos contienen [32][34].

En el caso de las estructuras fibrosas o de aquéllas que están formadas por varias capas, los tejidos blandos pueden exhibir comportamientos anisotrópicos o inhomogéneos. En cambio, órganos sólidos como el hígado o el bazo, pueden ser satisfactoriamente aproximados mediante la utilización de estructuras simples, isotrópicas y homogéneas.

## 3.3. Interacciones y comportamiento

El tipo y forma del instrumental quirúrgico que utiliza un cirujano depende del tipo de intervención a realizar. Éstos, por lo general, permiten empujar, estirar, cortar, coser, desgarrar y cauterizar tejidos. Independientemente de las herramientas utilizadas, uno de los elementos más importantes en cualquier tipo de intervención quirúrgica abierta es el tacto del cirujano. Con dicho sentido, el cirujano puede diferenciar los tejidos basándose en su textura, temperatura y rigidez. En cirugía mínimamente invasiva, el sentido del tacto pierde gran parte de su relevancia. Esto

# Especial: Tecnologías de Simulación y Planificación Quirúrgica...

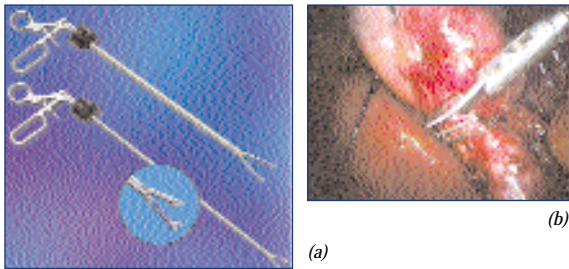


Figura 4: (a) instrumental de cirugía laparoscópica; (b) imagen de una colecistectomía laparoscópica.

se debe a que la interacción con los órganos se lleva a cabo a través de largos y delgados instrumentos (ver figura 4) reduciendo las posibles áreas de contacto a un simple conjunto de puntos.

Mientras que casi cualquier tipo de instrumento quirúrgico puede ser utilizado para empujar tejidos, cada uno, además, puede realizar una tarea más especializada. Algunos ejemplos de dichas tareas son:

- Coger y arrastrar (pinzas, disectores, ganchos,...).
- Cortar (bisturí, tijeras,...).
- Suturar (aguja,...).
- Disección (disector,...).
- Grapado.

Más aún, existen muchos instrumentos laparoscópicos que pueden conectarse a un pedal que permite aplicar potentes descargas eléctricas en determinados puntos de un tejido con el objetivo de llevar a cabo cauterizaciones. También existen instrumentos que permiten limpiar determinadas zonas del campo operatorio mediante irrigación de agua y posterior succión de la misma. Finalmente, también cabe mencionar los recientemente desarrollados bisturís que funcionan mediante láser y ultrasonidos, también combinan algunas de las funciones que antes se han mencionado (corte, coagulación, disección,...) [36].

Finalmente, aún sin influencia externa, los tejidos humanos no se encuentran estáticos y sin movimiento. Éstos forman parte de un ser vivo con su respiración, circulación sanguínea y otras funciones cerebrales, orgánicas y musculares. Estas actividades así como gran número de patologías influyen en el comportamiento, forma y apariencia de los tejidos [37][34]. La dependencia entre fisiología y física es recíproca. Por tanto, ciertas acciones físicas, como cortes accidentales de tejidos vitales o una sutura con excesiva tensión, pueden causar problemas fisiológicos severos [6]. En cambio, la consideración de estos efectos es secundario con respecto a una adecuada simulación del comportamiento físico de los tejidos.

## 4. IMPLEMENTACIÓN DE LOS SIMULADORES QUIRÚRGICOS

La simulación de cirugía, como cualquier otro tipo de simulación, consiste en la ejecución repetitiva de un determinado algoritmo. Como se muestra en la figura 5, durante cada uno de dichos ciclos se ha de leer la posición de los instrumentos de interacción, detectar las posibles inte-

racciones de cada uno de dichos instrumentos respecto de los otros y de los objetos presentes en el entorno, calcular la respuesta física de los tejidos a dichas interacciones y la fuerza de realimentación que dicha deformación genera, dibujar en 2D la escena resultante y realimentar las fuerzas que ejercen los dispositivos de interacción en función de las fuerzas de realimentación obtenidas. Todo esto se tiene que llevar a cabo en menos de 50 milisegundos para el refresco visual y en menos de 3.3 milisegundos en el refresco de fuerzas de los dispositivos de interacción, para cumplir los requerimientos de realismo mencionados anteriormente.

El dispositivo de interacción "Laparoscopic Surgical Workstation" de Immersion Corp., por ejemplo, requiere 1 ms para leer la posición de los instrumentos y realimentarlos con la correspondiente fuerza [38]. Por otro lado, las modernas tarjetas gráficas incorporan aceleradores gráficos capaces de dibujar varios millones de triángulos en menos de 1 segundo. Esto implica que el dibujado de una escena quirúrgica poco compleja puede costar menos de 5 ms.

La detección de colisiones, por otro lado, es una tarea compleja en sí misma. Algunas de las técnicas desarrolladas están orientadas a la detección de colisiones entre objetos volumétricos y utilizan mapas de ocupación 3D del espacio disponible, el cual se encuentra discretizado bien de forma fija [39][40] o variable [41]. Estos métodos son capaces de detectar cualquier tipo de posible colisión,

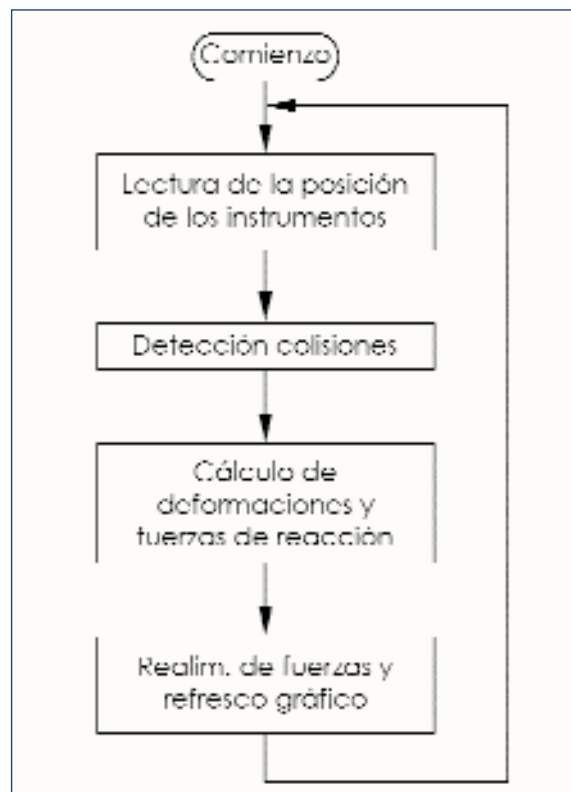


Figura 5: Ciclo básico de Simulación Quirúrgica.

# Especial: Tecnologías de Simulación y Planificación Quirúrgica...

aunque a un coste computacional excesivamente elevado (varios centenares de milisegundos para objetos de tamaño razonable). Incluso cuando únicamente se considera la parte externa de los objetos, estos tiempos no pueden ser reducidos a menos de una decena de milisegundos [39].

Otros métodos de detección de colisiones están orientados a la representación de objetos mediante superficies poligonales. Para reducir al mínimo el número de comprobaciones de colisión entre superficies, se suelen utilizar cajas de inclusión de modo que únicamente se comprueban los pares de caras cuyas cajas de inclusión intersectan [42][43]. Ahora bien, muchos de estos métodos únicamente permiten la detección de colisiones entre objetos convexos y rígidos, no permiten autointersecciones y cambios en la topología del objeto implican la repetición de costosos precálculos. Para evitar este tipo de problemas, en simulación quirúrgica normalmente se propone la utilización del método de cajas de inclusión simplificado. Éstos únicamente calculan la intersección de simples órganos deformables con instrumentos rígidos (instrumental quirúrgico) que vienen representados mediante un único punto en su extremo. Esta técnica únicamente requiere 3 milisegundos para detectar la posible colisión entre un objeto deformable de razonable tamaño y el instrumental quirúrgico [44].

Con todo lo mencionado, sin tener en cuenta el costoso cálculo computacional de las deformaciones de los tejidos y las fuerzas de realimentación, cada ciclo de simulación requiere, aproximadamente, 10 ms. Esto provoca que para que la sensación de tacto y visual sea realista, los correspondientes ciclos de cálculo se han de separar en los simuladores (ver figura 6) [44]. De este modo, el ciclo de realimentación de fuerza puede ejecutarse en menos de 3 ms mientras que el entorno de visualización dispone de varias decenas de milisegundos antes de realizar el siguiente refresco de pantalla.

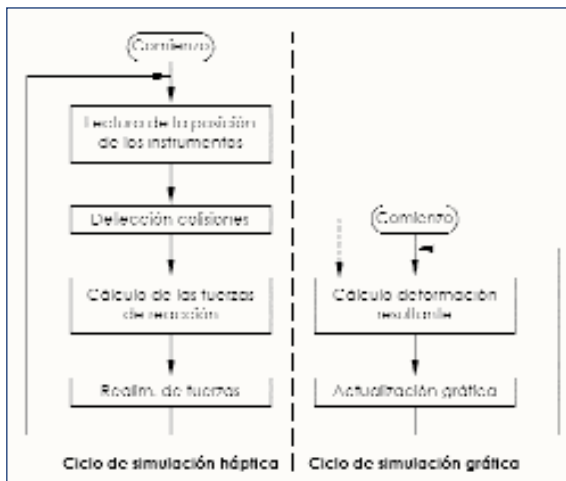


Figura 6: Ciclos de realimentación visual y de tacto de los Simuladores Quirúrgicos.

## 5. SOLUCIONES COMERCIALES

### Xitact LS500 <http://www.xitact.com/>



- Características:
- 2 hápticos con realimentación de fuerzas.
  - 1 cámara.
  - Posición de las herramientas ajustable en altura e inclinación.
  - Mangos de las herramientas intercambiables
- Este simulador está orientado a dos tipos de acciones en laparoscopia: disección del peritoneo y entrenamiento en el corte y grapado de conductos.

### VS One [www.kismet.iia.fzk.de/KISMET/VestSystem.html](http://www.kismet.iia.fzk.de/KISMET/VestSystem.html)



- Características:
- 3 hápticos con realimentación de fuerzas y mango intercambiable.
  - Dispone de 2 pedales para la simulación de la cauterización.
- El entrenamiento atraviesa dos fases:
- En la primera fase se lleva a cabo un entrenamiento individualizado en el manejo de la cámara y los hápticos (aprehensión de determinados objetos o visualizar los números contenidos en determinados tubos).
  - Se introducen los escenarios complejos de laparoscopia o ginecología para que realice el correspondiente entrenamiento.

### LAP Mentor [http://www.simbionix.com/LAP\\_Mentor.html](http://www.simbionix.com/LAP_Mentor.html)



- Características:
- 3 hápticos con realimentación de fuerzas.
  - La base de los hápticos es fija y posee una inclinación similar a la existente en el entorno quirúrgico real.
- El entrenamiento puede ser llevado a cabo mediante la realización de tareas en tres niveles:
- En la primera fase se lleva a cabo un entrenamiento individualizado en el manejo de la cámara y los hápticos.
  - Se introducen los escenarios complejos de laparoscopia para que realice el correspondiente entrenamiento.

### LAPSim <http://www.immersion.com/>



- Características:
- Un Laparoscopic Virtual Interface (comercializado por Immersion), sin realimentación de fuerza, o un Laparoscopic Surgical Workstation (comercializado por Immersion), con realimentación de fuerza.
  - Un monitor de ordenador.
  - Posee dos niveles de entrenamiento: el básico y el de disección.

## 6. CONCLUSIONES

El rápido aumento en la potencia de cálculo y, en concreto, en potencia gráfica que han sufrido los ordenadores a lo largo de la última década ha permitido pensar en la creación de simuladores quirúrgicos de realidad virtual con un realismo razonable en un plazo relativamente corto. El principal motivo de estos desarrollos es la gran mejora que éstos pueden aportar a la práctica quirúrgica en general. Gracias a ellos, el entrenamiento podrá ser más consistente, uniforme y focalizado que hasta ahora, como indican los primeros estudios de evaluación [45][46]. Cualquier residente será capaz de participar, practicar y repetir una determinada intervención con las complicaciones seleccionadas hasta su correcto aprendizaje, todo sin poner en peligro a los pacientes o sacrificar animales. Lo mismo puede ser aplicado a la experimentación de nuevas técnicas de cirugía e instrumentaciones y el subsiguiente intercambio de conocimientos entre cirujanos. Actualmente, esto último está basado en una simple transmisión oral y visual en congresos de su especialidad [2].

Ahora bien, queda aún por cubrir un objetivo fundamental en la investigación y desarrollo de simuladores quirúrgicos. Éste consiste en la validación de la mejora en la calidad del aprendizaje, velocidad y reducción de costes que aportan los simuladores quirúrgicos frente a los métodos tradicionales de aprendizaje. Cuando esto se haya cumplido, los simuladores quirúrgicos pasarán a ser una herramienta extremadamente potente que revolucionará la transferencia de las técnicas quirúrgicas.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] A.S. Lyons, R.J. Petrucelli, *Medicine, An Illustrated History*, pp. 77, 196, Abrams, New York, 1978
- [2] S.L. Dawson, J.A. Kaufman, *The Imperative for Medical Simulation*, Proc. IEEE, 86 (3), pp. 479-483, 1998
- [3] M. Medina, *Laparoscopic Surgery*, Society of Laparoendoscopic Surgeons, Miami, <http://www.sls.org/patientinfo/aboutlap.html>, 2000
- [4] H. Delingette, *Toward Realistic Soft-Tissue Modelling in Medical Simulation*, Proc. IEEE, 86 (3), pp. 512-523, 1998
- [5] O.S. Bholat et al., *Defining the Role of Haptic Feedback in Minimally Invasive Surgery*, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 7), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics 62, pp. 62-66, IOS Press, Amsterdam, 1999
- [6] N.J. Avis, N.M. Briggs, F. Kleineremann, D.R. Hose, B.H. Brown, M.H. Edwards, *Anatomical and Physiological Models for Surgical Simulation*, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 7), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 62, pp. 23-29, IOS Press, Amsterdam, 1999
- [7] R.M. Satava, *Health Care in the Information Age, Medical Virtual Reality (Chapter 12)*, IOS Press and Ohmsa, pp. 100-106, 1996
- [8] B. Geiger, R. Kikinis, *Simulation of Endoscopy*, Proc. Computer Vision and Robotics in Medicine (CVRMed), N. Ayache et al. (eds.), pp. 277-281, Berlin, 1995
- [9] L. Hong et al., *3D Virtual Colonoscopy*, Proc. Biomedical Visualization, M. Loew et al. (eds.), pp. 26-32, IEEE Computer Society Press, 1995
- [10] R. Ziegler et al., *A Virtual Reality Medical Training System*, Proc. Computer Vision and Robotics in Medicine (CVRMed), N. Ayache (ed.), Lecture Notes in Computer Science, 905, pp. 282-286, Springer, Berlin, 1995
- [11] M. Bro-Nielsen, D. Helfrick et al., *VR Simulation of Abdominal Trauma Surgery*, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 6), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 50, pp. 117-123, IOS Press, Amsterdam, 1998
- [12] U. Kühnapfel, H.K. Çakmak, H. Maaß, *Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation*, Computers & Graphics, 24, pp. 671-682, 2000
- [13] C. Monserrat, M. Alcañiz, U. Meier, J.L. Poza, M.C. Juan, V. Grau, *Simulador para el Entrenamiento en Cirugías Avanzadas*, Proc. Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica (INGEGRAF: 12), CD-ROM, Secretaría del XII Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica, Valladolid, 2000
- [14] M.A. Schill, C. Wagner, M. Hennen, H.-J. Bender, R. Männer, *Eye-Si - A Simulator for Intra-ocular Surgery*, Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI: 2), C. Taylor, A. Colchester (eds.), Lecture Notes in Computer Science, 1679, pp. 1166-1174, Springer, Berlin, 1999
- [15] G. Székely et al., *Virtual Based Surgery Simulation for Endoscopic Gynaecology*, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 7), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 62, pp. 351-357, IOS Press, Amsterdam, 1999
- [16] C.S. Tseng et al., *A PC-Based Surgical Simulator for Laparoscopic Surgery*, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 6), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 50, pp. 155-160, IOS Press, Amsterdam, 1998
- [17] R.M. Satava, S.B. Jones, *Current and Future Applications of Virtual Reality for Medicine*, Proc. IEEE, 86 (3), pp. 484-489, 1998
- [18] Immersion Corp., *CathSim® Vascular Access Trainer*, <http://www.immersion.com/>, San Jose, 2002
- [19] H. Kataoka, T. Washio, M. Audette, K. Mizuhara, *A Model for Relations between Needle Deflection, Force, and Thickness on Needle Penetration*, Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI: 4), Lecture Notes in Computer Science, 2208, pp. 966-974, Springer, Berlin, 2001
- [20] C. Baur, D. Guzzoni, O. Georg, *Virgy: A Virtual Reality and Force Feedback Based Endoscopic Surgery Simulator*, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 6), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 50, pp. 111-116, IOS Press, Amsterdam, 1998
- [21] Immersion Corp., *AccuTouch® Endovascular Trainer*, <http://www.immersion.com/>, San Jose, 2002
- [22] Immersion Corp., *AccuTouch® Endoscopy Trainer*, <http://www.immersion.com/>, San Jose, 2002
- [23] J. Brown, K. Montgomery, J.-C. Latombe, M. Stephanides, *A Microsurgery Simulation System*, Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI: 4), W.J. Niessen, M. Viergever (eds.), Lecture Notes in Computer Science, 2208, pp. 137-144, Springer, Berlin, 2001
- [24] M. Downes et al., *Virtual Environments for Training Critical Skills in Laparoscopic Surgery*, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 6), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 50, pp. 316-322, IOS Press, Amsterdam, 1998
- [25] C. Monserrat, J.L. Poza, U. Meier, M.C. Juan, M. Alcañiz, V. Grau, *Sistema de Laparoscopia Virtual para el Entrenamiento de Cirujanos*, Proc. Congreso Español de Ingeniería Gráfica (CEIG: 10), R.J. Arinyo et al. (eds.), pp. 327-339, Castellón, 2000
- [26] A.D. McCarthy, R.J. Hollands, *A Commercially Viable Virtual*

- Reality Knee Arthroscopy Training System, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 6), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 50, pp. 302-308, IOS Press, Amsterdam, 1998
- [27] M.A. Sagar, D. Bullivant et al., A Virtual Environment and Model of the Eye for Surgical Simulation, Proc. SIGGRAPH, pp. 205-212, 1996
- [28] Boston Dynamics, [http://www.bdi.com/Virtual\\_Surgery.html](http://www.bdi.com/Virtual_Surgery.html), 2002.
- [29] SensAble Technologies Inc., <http://www.sensable.com/>, Woburn, 2002
- [30] Y.C. Fung, Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissues, 2nd ed., Springer, New York, 1993
- [31] M. Kauer, V. Vuskovic, J. Dual, G. Székely, M. Bajka, Inverse Finite Element Characterization of Soft Tissues, Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI: 4), Lecture Notes in Computer Science, 2208, pp. 128-136, Springer, Berlin, 2001
- [32] M.P. Ottensmeyer, J.K. Salisbury, In Vivo Data Acquisition Instrument for Solid Organ Mechanical Property Measurement, Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI: 4), Lecture Notes in Computer Science, 2208, pp. 975-982, Springer, Berlin, 2001
- [33] A. Manduca et al., Visualization of Tissue Elasticity by Magnetic Resonance Elastography, Proc. Visualization in Biomedical Computing (VBC: 4), K.H. Böhme, R. Kikinis (eds.), Lecture Notes in Computer Science, 1131, pp. 63-68, Springer, Berlin, 1996
- [34] A. Manduca et al., Magnetic Resonance Elastography: Non-invasive Mapping of Tissue Elasticity, Medical Image Analysis, 5, pp. 237-254, 2001
- [35] F.J. Carter, T.G. Frank, P.J. Davies, D. McLean, A. Cuschieri, Measurements and Modelling of the Compliance of Human and Porcine Organs, Medical Image Analysis, 5, pp. 231-236, 2001
- [36] F.J. Barroso, Ventajas del Bisturí Ultrasónico: Más Precisión y Seguridad, El País, 04/07, p. 41, 2000
- [37] J.M. Blackall, A.P. King, G.P. Penney, A. Adam, D.J. Hawkes, A Statistical Model of Respiratory Motion and Deformation of the Liver, Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI: 4), W.J. Niessen, M. Viergever (eds.), Lecture Notes in Computer Science, 2208, pp. 1338-1340, Springer, Berlin, 2001
- [38] Immersion Corp., Laparoscopic Surgical Workstation®, <http://www.immersion.com/>, San Jose, 2002
- [39] S.F.F. Gibson, Using Linked Volumes to Model Object Collisions, Deformation, Cutting, Carving, and Joining, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 5(4), pp. 333-348, 1999
- [40] T. Uchiki, T. Ohashi, M. Tokoro, Collision Detection in Motion Simulation, Computers and Graphics, 7, pp. 285-293, 1983
- [41] T. He, A. Kaufman, Collision Detection for Volumetric Models, Proc. IEEE Visualization '97, pp. 27-34, 1997
- [42] G. van den Bergen, Efficient Collision Detection of Complex Deformable Models Using AABB Trees, J. Graphics Tools, 2 (4), pp. 1-13, 1997
- [43] S. Gottschalk, M.C. Lin, D. Manocha, OBBTree: A Hierarchical Structure for Rapid Interference Detection, Technical report TR96-013, Dep. Computer Science, University of N. Carolina, Chapel Hill, <http://www.cs.unc.edu/~geom/OBB/OBBT.html>, 1996
- [44] S. Cotin, H. Delingette, N. Ayache, Real-time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 5 (1), pp. 62-73, 1999
- [45] N. Taffinder et al., Validation of Virtual Reality to Teach and Assess Psychomotor Skills in Laparoscopic Surgery: Results from Randomised Controlled Studies Using the MIST VR Laparoscopic Simulator, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 6), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 50, pp. 124-130, IOS Press, Amsterdam, 1998
- [46] P.J. Gorman et al., Evaluation of Skill Acquisition Using a Force Feedback, Virtual Reality Based Surgical Trainer, Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR: 7), J.D. Westwood et al. (eds.), Studies in Health Technology and Informatics, 62, pp. 121-123, IOS Press, Amsterdam, 1999
- [47] M. Bro-Nielsen, Surgery Simulation Using Fast Finite Elements, Proc. Visualization in Biomedical Computing (VBC: 4), K.H. Böhme, R. Kikinis (eds.), Lecture Notes in Computer Science, 1131, pp. 529-534, Springer, Berlin, 1996

## Citrix MetaFrame® Conferencing Manager

Existe una muy buena recepción por parte del sector sanitario a la herramienta de Citrix llamada MetaFrame® Conferencing Manager, utilizada en el mundo de la salud para la elaboración de aplicaciones o documentos colaborativos, con Conferencing Manager los profesionales del sector pueden, sin desplazarse del lugar donde se encuentren, confeccionar un único documento de uso general o confidencial realizado por el grupo concreto de especialistas de cada una de las materias del sector, evitándose el envío de información repetitiva, en varias sesiones y días, para la confección de un único documento consensuado.