



Tesis Doctoral

Técnicas de robótica y visión artificial para el entrenamiento quirúrgico de mínima invasión

Autor: José Blas Pagador Carrasco

Departamento UNEX: Ingeniería de Sistemas Informáticos y Telemáticos

Unidad CCMIJU: Bioingeniería y Tecnologías Sanitarias

Conformidad de los directores:

Fdo:José Moreno del Pozo

Fdo:Francisco Miguel Sánchez Margallo

Fdo:Jesús Usón Gargallo

2013

A toda mi familia, especialmente a Isa

Agradecimientos

A mis directores de tesis que con su apoyo continuo, sus consejos y su paciencia han posibilitado el desarrollo de este trabajo. Gracias por animarme al comienzo de esta andadura y por guiarme durante estos años de investigación.

A todos mis compañeros y colegas, a los que veo a menudo y a los que hace ya tiempo que no veo, con los que he compartido tantas horas de trabajo y ocio. Gracias por vuestras aportaciones y consejos que no sólo han enriquecido este trabajo, si no también mi persona.

Por supuesto, a toda mi familia y amigos que han sufrido y disfrutado conmigo las distintas etapas de esta aventura. Muchas gracias a todos, sin vosotros este largo camino habría sido imposible de recorrer.

Resumen

La cirugía de mínima invasión es una disciplina quirúrgica en auge, debido principalmente a las múltiples ventajas que proporciona a los pacientes y al sistema sanitario. Sin embargo, exige una formación larga y costosa del profesional sanitario que debe mejorarse mediante el diseño y utilización de nuevas tecnologías.

En este sentido, se plantea el desarrollo de esta tesis doctoral. Por un lado, la utilización de sistemas de seguimiento para guiar y evaluar el entrenamiento en sus fases más tempranas, complementado con técnicas de visión artificial y diferentes sensores que garanticen una tutorización continua del proceso formativo. Por otro lado, la utilización de estos sistemas como futura herramienta de certificación de la competencia quirúrgica.

Finalmente, los resultados obtenidos exponen el enorme potencial futuro de los desarrollos presentados en esta tesis, dentro de un nuevo modelo de formación que integre estos sistemas para complementar las herramientas utilizadas actualmente. En concreto, el *sistema ARH* ha demostrado capacidad para distinguir niveles de experiencia en ciertos procedimientos laparoscópicos. Además, el *dispositivo EDEST* ha sido muy valorado por los profesionales como un complemento útil en su proceso formativo. Y finalmente, el *software VidLA* también ha obtenido resultados aceptables en la evaluación de la destreza quirúrgica.

Aunque la tecnología desarrollada en este trabajo ha obtenido buenos resultados en las experiencias realizadas bajo condiciones de entrenamiento reales, para el completo aprovechamiento de estas herramientas se deberían realizar esfuerzos adicionales en nuevos conceptos pedagógicos y didácticos que exploten eficientemente el enorme potencial descubierto por estos desarrollos.

Abstract

Minimally Invasive Surgery is rapidly gaining in importance as a surgical technique, mainly due to all the advantages provided to both patients and health system. However, it needs a long and expensive training process of health professionals that must be improved by designing and using new technologies.

For this reason, this doctoral thesis has been planned to be performed. On the one hand, early training stages that assures a complete mentoring of the training process using tracking systems, computer vision and sensors to guide and assess trainees. On the other hand, these kinds of systems should be used to certificate surgical competences in the near future.

Finally, obtained results show the huge and promising potential of all developments presented in this work. In order to make this, a new training model that integrates all these systems with current training tools should be developed. Specifically, the *ARH system* has proved its ability to distinguish between different experience levels in some kind of laparoscopic procedures. Furthermore, the *EDEST device* has been highly rated by surgeons as an useful complementary device during its training process. And finally, the *VidLA software* has obtained acceptable results for surgical skills' assessment too.

All developments performed in this work have obtained good results during real training courses, which were used to validate them. However, additional efforts in new pedagogical and didactic concepts should be performed in order to fully exploit all these new tools.

Índice general

1	Introducción	3
1.1	Cirugía de Mínima Invasión	3
1.2	Visión Artificial y Robótica	6
2	Antecedentes	15
2.1	Necesidades formativas en CMI	17
2.2	Avances tecnológicos para formación en CMI	20
2.3	Simuladores de entrenamiento laparoscópico	22
2.3.1	CAE ProMIS	24
2.3.2	LTS3e	27
2.3.3	CELTS	29
2.3.4	EDGE	30
2.4	Seguimiento y hápticos	31
2.5	Simuladores sensorizados	36
2.6	Procesamiento de vídeo	37
3	Hipótesis	41
4	Objetivos	43
5	Metodología	45
5.1	Augmented Reality Haptic (ARH)	47
5.1.1	Diseño y descripción del dispositivo	48
5.1.2	Fundamentos	58
5.1.3	Validación	64
5.2	Electronic Device for Endosurgical Skills Training (EDEST)	69
5.2.1	Diseño	69
5.2.2	Fundamentos	76
5.2.3	Validación	78
5.3	Video-based Laparoscopic Assessment (VidLA)	78
5.3.1	Diseño	79
5.3.2	Fundamentos	81

5.3.3	Validación	86
6	Resultados	87
6.1	Augmented Reality Haptic (ARH)	87
6.1.1	Funcionamiento del controlador	87
6.1.2	Cálculo de la posición de la punta	89
6.1.3	Error propagado en el cálculo de la punta	90
6.1.4	Uso en procedimientos laparoscópicos	90
6.2	Electronic Device for Endosurgical Skills Training (EDEST)	97
6.2.1	Calibración del dispositivo	97
6.2.2	Fiabilidad operacional	99
6.3	Video-based Laparoscopic Assessment (VidLA)	100
7	Discusión	101
7.1	Aportaciones ARH	106
7.2	Aportaciones EDEST	109
7.3	Aportaciones VidLA	110
8	Conclusiones y Trabajos Futuros	113
8.1	Conclusiones	113
8.2	Trabajos futuros	114
9	Anexos	141
.1	Solicitud de Patente N ^o P201101176 (ARH)	142
.2	Patente ES 2342517 B1 (EDEST)	161
.3	Hoja de Ruta	172
.3.1	Protecciones Industriales	172
.3.2	Publicaciones	172
.3.3	Comunicaciones	175
.3.4	Relación con capítulos	180

Índice de tablas

1.1	Cronograma de hitos clínicos.	7
1.2	Cronograma de hitos técnicos.	12
1.3	Cronograma de hitos técnicos aplicados al campo clínico.	13
2.1	Características de la CMI.	16
2.2	Diferencias entre aprendizaje y rendimiento.	19
2.3	Simuladores de entrenamiento en CMI.	25
2.4	Métricas de evaluación ProMIS.	27
2.5	Características de tracking usados en laparoscopia.	34
5.1	Requisitos del sistema ARH (ReqF y ReqNF).	51
5.2	Métricas implementadas por el sistema ARH.	68
5.3	Requisitos del dispositivo EDEST (ReqF y ReqNF).	72
5.4	Señales de comunicación del dispositivo EDEST.	75
5.5	Requisitos del software VidLA (ReqF y ReqNF).	80
6.1	Error de fluctuación del sistema ARH.	88
6.2	Error relativo en posición del sistema ARH.	89
6.3	Error de fluctuación en rotación del sistema ARH.	89
6.4	Validez aparente del sistema ARH.	91
6.5	Validez constructiva del sistema ARH.	91
6.6	Validez constructiva del sistema ARH (subtarea 1).	93
6.7	Validez constructiva del sistema ARH (subtarea 2).	93
6.8	Validez constructiva del sistema ARH (subtarea 3).	93
6.9	Validez constructiva del sistema ARH (subtarea 4).	94
6.10	Comparación por pares: subtareas 1 y 2.	94
6.11	Comparación por pares: subtarea 4.	94
6.12	Fiabilidad del dispositivo EDEST.	99

Índice de figuras

1.1	Primeros instrumentos de CMI.	5
1.2	Algunos pioneros en la CMI.	5
1.3	Principales disciplinas en Visión Artificial.	8
1.4	Importancia de la técnica en la aplicación.	8
1.5	Esquema con principales métodos de segmentación.	10
1.6	Ejemplos de sistemas de tracking.	10
1.7	Ejemplos de robots quirúrgicos.	11
2.1	Explicación del efecto palanca en el instrumental laparoscópico.	16
2.2	Modelo pedagógico utilizado en el CCMIJU.	18
2.3	Relación entre experiencia y rendimiento.	19
2.4	Diferencia en la atención entre experto y novel.	20
2.5	Ejemplos de simuladores físicos.	23
2.6	Características principales de cada tipo de simulador.	24
2.7	Ejemplos de ejercicios del simulador ProMIS.	26
2.8	Ejemplo de procedimiento HALC del simulador ProMIS.	27
2.9	Exterior e interior del simulador LTS3e.	28
2.10	Ejemplos de ejercicios del simulador LTS3e.	29
2.11	Ejemplos de ejercicios del simulador CELTS.	30
2.12	Prototipo y versión comercial del simulador EDGE.	31
2.13	Ejemplos de dispositivos hápticos.	32
2.14	Principales dispositivos hápticos para laparoscopia.	33
2.15	Características del simulador iStan.	36
2.16	Sistemas WKS-2R y WKA-2.	36
2.17	Plataforma de fuerzas.	37
2.18	Estado del arte en procesamiento de vídeo quirúrgico.	38
5.1	Posibilidades de uso del sistema ARH.	47
5.2	Otros sistemas de tracking magnético para laparoscopia.	48
5.3	Detalles de las versiones del sistema ARH.	49
5.4	Render de la plataforma de entrenamiento para ARH.	50
5.5	Casos de uso y diagrama de estados de ARH.	52

5.6	Diagrama de secuencias de ARH.	55
5.7	Diagrama de clases de ARH.	56
5.8	Detalle de las clases arhManager y arhAnalyzer.	56
5.9	Aplicación de análisis del sistema ARH.	57
5.10	Ventanas principal y de captura del sistema ARH.	57
5.11	Relación entre el Sistema de Referencia Global y Local.	58
5.12	Explicación del método de calibración de ARH.	59
5.13	Posición de la punta del instrumental.	62
5.14	Tipos de errores en sistemas magnéticos.	65
5.15	Plataforma para validación de ARH.	67
5.16	Esquema general del dispositivo EDEST.	70
5.17	Esquema electrónico de EDEST.	71
5.18	Prototipo y PCB del dispositivo EDEST.	71
5.19	Casos de uso y diagrama de estados de EDEST.	73
5.20	Capturas de pantalla de la aplicación EDEST.	76
5.21	Esquemas de funcionamiento de los sensores.	77
5.22	Ejercicios utilizados para comprobar software VidLA.	79
5.23	Diagrama con los actores y procesos del software VidLA.	80
5.24	Diagrama de secuencias para la detección de las cuencas.	82
5.25	Diagrama de secuencias para la detección del instrumental.	82
5.26	Características Haar usadas por VidLA.	84
5.27	Combinación lineal del clasificador Haar.	84
5.28	Espacio de color HSV.	85
5.29	Umbralización basada en color.	86
6.1	Resultados del error de fluctuación de ARH.	88
6.2	Resultados de desviación en eje Z de ARH.	89
6.3	Resultados de validez aparente de ARH.	90
6.4	Resultados ARH: tiempo total empleado.	91
6.5	Resultados ARH: resto de métricas.	92
6.6	Resultados ARH por subtarea: tiempo empleado.	95
6.7	Resultados ARH por subtarea: camino recorrido.	95
6.8	Resultados ARH por subtarea: camino parcial recorrido.	96
6.9	Resultados ARH por subtarea: velocidad media.	96
6.10	Resultados ARH por subtarea: número de movimientos.	97
6.11	Calibración de la diana del dispositivo EDEST.	98
6.12	Calibración de las cuencas del dispositivo EDEST.	98
6.13	Gráfica de fiabilidad de EDEST.	99
6.14	Validez de construcción del software VidLA.	100
6.15	Capturas de pantalla del software VidLA.	100
1	Cronograma de la tesis: resultados científicos.	173

Prefacio

En el capítulo 1 se realiza un repaso histórico tanto de la *Cirugía de Mínima Invasión (CMI)* como de la *Visión Artificial y la Robótica*, presentando los descubrimientos y avances más importantes de cada disciplina y situando al lector en el contexto global de este trabajo.

En el capítulo 2 se presenta un estado del arte de los conceptos, planteamientos y tecnologías que serán utilizadas en el presente trabajo. Se recopilan y analizan los últimos avances en este campo de investigación, comenzando con una reflexión del actual estado de desarrollo de la *Cirugía de Mínima Invasión (CMI)* y de las necesidades de los profesionales que la practican. En concreto, nos centraremos en las primeras (y no por ello menos importantes) etapas de formación: en las metodologías, dispositivos y sistemas actualmente en uso para llevarlas a cabo. Y finalmente, algunas de las tecnologías más importantes, generalmente extendidas y ya aceptadas por la comunidad científica internacional en campos afines al que nos atañe.

En el capítulo 3 y 4 se exponen las hipótesis de partida y los objetivos planteados en esta investigación.

En el capítulo 5 se desarrolla la metodología utilizada para la consecución de los objetivos de este trabajo de tesis. Se ha organizado para presentar primero una *visión general* de cada uno de los componentes desarrollados, continuando luego con una explicación detallada del *diseño conceptual* en el que se analizan las principales características de los mismos. Después, se muestran los *fundamentos teóricos y matemáticos* que sustentan el desarrollo de cada parte, para finalizar con un breve repaso de los *criterios de validación* seleccionados para comprobar los prototipos construidos.

En el capítulo 6 se presentan los resultados obtenidos en la realización del presente trabajo, que siguiendo el esquema general se organiza comenzando con el *sistema ARH*, continuando con el *dispositivo EDEST* y finalizando con el *software VIDLA*.

Por último, los capítulos 7 y 8 analizan las mejoras y aportaciones realizadas por este estudio y presentan una serie de conclusiones y trabajos futuros.

Por otro lado, en los anexos .1 y .2 se pueden consultar los documentos originales de las patentes desarrolladas en la presente tesis y el anexo .3 expone un resumen de las contribuciones científicas de esta tesis ordenadas tanto temporalmente como por los capítulos de este documento.

Capítulo 1

Introducción

Todo lo que una persona puede imaginar,
otros pueden hacerlo realidad.

Julio Verne

El marcado sentido transversal de la ingeniería informática y su gran aplicabilidad a prácticamente todos los ámbitos de los sectores productivos y asistenciales de la sociedad hace posible la realización de tesis doctorales como la que se presenta a continuación.

Por un lado, se analizará la necesidad detectada en un eslabón, a nuestro entender vital, de los sistemas sanitarios a nivel mundial: la formación. Por otro, se plantearán nuevos retos a resolver en la cirugía de mínima invasión (CMI), disciplina quirúrgica de vanguardia con creciente aceptación e implantación, como son la formación continuada y la evaluación objetiva de destrezas que deberían culminar en una futura certificación de la capacidad quirúrgica. Y finalmente, se aprovechará el valor añadido generado por diferentes tecnologías y sistemas propios de la ingeniería informática: la visión artificial y los sistemas robóticos, para solventar los citados retos pedagógicos.

1.1 Cirugía de Mínima Invasión

La Cirugía de Mínima Invasión (CMI) es una técnica quirúrgica que evita o minimiza el número de incisiones necesarias para llevar a cabo una intervención, y que conlleva una serie de mejoras asociadas para los pacientes y una optimización de los recursos sanitarios [1–3] pero que por contra, precisa de una mayor preparación y entrenamiento de los cirujanos que la cirugía abierta [4]. Dentro de la CMI se pueden encontrar varias disciplinas: laparoscopia, endoscopia, microcirugía o radiología intervencionista¹ entre otras. En el presente trabajo de tesis nos centraremos en la

¹Denominada también Diagnóstico y Terapéutica Endoluminal (DTE).

laparoscopia.

A principios del siglo XX², George Kelling (1901) y Christian Jacobaeus (1910) realizan las primeras operaciones de laparoscopia en animal de experimentación [5] y en paciente humano [6], respectivamente. Sin embargo, los primeros pasos³ de la endoscopia se los debemos a Philip Bozzini (1804), que diseñó y fabricó el conductor lumínico (figura 1.1a) y a Antonin Desormeaux (1853) que fue capaz de superar la censura de las sociedades médicas de la época para utilizarlo [7] (figura 1.1b). El empleo de una aguja para crear el pneumoperitoneo⁴ fue otro importante avance, desarrollado en primer lugar por Otto Goetze (1921) y perfeccionado posteriormente por Janos Veress (1937). En aquellos primeros años, Heinz Kalk (1929) (figura 1.2c) en Alemania y John Ruddock (1934) (figura 1.2b) en Estados Unidos utilizaron la laparoscopia introduciendo diversos instrumentos y mejoras del procedimiento. De forma prácticamente simultánea, Rudolf Schindler (1932) (figura 1.2a) introduce el gastroscopio flexible (figura 1.1c) para desarrollar los conceptos presentados décadas atrás por Max Nietze y Josef Leiter (1879). En España, un afamado maestro cantor, Manuel García, inventa el laringoscopio (1854) con su principal interés puesto en un mayor conocimiento de la laringe como *instrumento vocal* (figura 1.2d). El comienzo de la laparoscopia como procedimiento quirúrgico moderno puede datarse a finales de los ochenta cuando Kurt Semm (1981) y Erich Mühe (1985) realizaron la primera apendicectomía y colecistectomía, respectivamente. En España, la primera intervención laparoscópica podría atribuirse a Elisabeth Vincent que realizó una colecistectomía en el Hospital San Carlos de Madrid a principios de los 90. Por aquella época, se daban los primeros pasos hacia lo que hoy se denomina *cirugía robótica*.

A finales de los 80, los robots Neuromate y PROBOT (figuras 1.7c y e) fueron los primeros desarrollos dedicados a realizar biopsias guiadas por imagen médica y cirugía de próstata, respectivamente. Pocos años después, a principios de los 90, ROBODOC (figura 1.7b), DaVinci (figura 1.7g) y ZEUS eran los principales exponentes de la nueva era de robots quirúrgicos [12]. Recientemente han surgido otros dispositivos robóticos que pretenden discutir la hegemonía del sistema quirúrgico DaVinci, después de que Intuitive Surgical comprara Computer Motion, como: SOFIE [13, 14] (Surgeon's Operating Force-feedback Interface Eindhoven), RobinHeart [15], un robot guiado por Resonancia Magnética [16] de la Universidad de Kyushu o el sistema PneuStep de la Universidad John Hopkins que pueden observarse en las figuras 1.7f, 1.7a, 1.7h y 1.7d, respectivamente. Finalmente, podríamos considerar los últimos avances en técnicas quirúrgicas como NOTES (Natural Orifice Translumenal Endos-

²Las fechas indicadas en este capítulo deben tomarse por orientativas, ya que dependiendo de las fuentes históricas consultadas suele haber pequeñas variaciones.

³Otros documentos citan a Gerolamo Cardano (1501-1576) como inventor de la primera lámpara mecánica para ver el interior el cuerpo.

⁴Inserción de gas en la cavidad abdominal necesario para crear espacio para realizar el procedimiento quirúrgico.

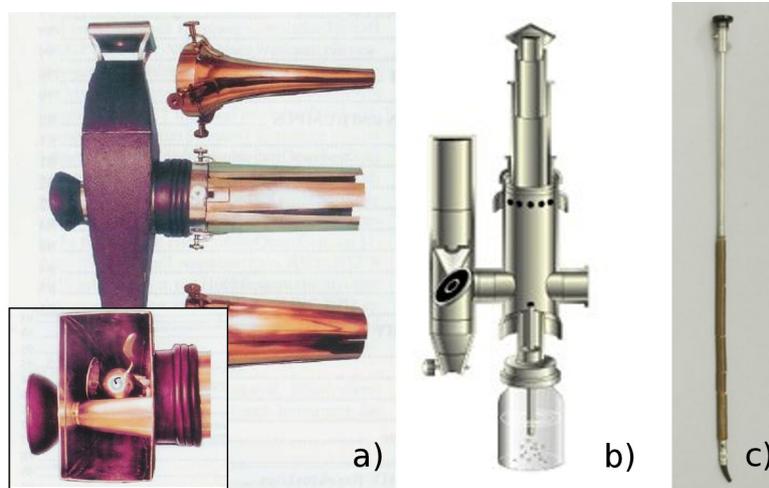


Figura 1.1: Evolución del equipamiento en CMI: a) Vistas lateral y cenital del conductor lumínico creado por el Dr. Bozzini [8]; b) primer aparato denominado *endoscopia* desarrollado por el Dr. Desormaux; c) gastroscoPIO desarrollado por el Dr. Schindler con una pequeña bombilla en la punta [9].



Figura 1.2: a) Exploración realizada por el Dr. Schindler [10]; b) el Dr. John Ruddock puede considerarse el mayor impulsor de la laparoscopia en Estados Unidos, además de desarrollar un instrumento para electrocoagulación; c) el Dr. Heinz Kalk realizando una de sus exploraciones, es el gastroenterólogo considerado padre de la escuela laparoscópica alemana [11]; d) el maestro cantor Manuel García considerado inventor del laringoscopia.

copie Surgery) y LESS (Laparo-Endoscopic Single Site), que consisten en el uso de equipos multidisciplinares de endoscopistas y digestivos [17, 18].

Tan sólo para situar al lector en la reciente, pero vertiginosa carrera de los avances en CMI se enumeran algunos de los logros más destacados en la tabla 1.1.

1.2 Visión Artificial y Robótica

La Visión Artificial⁵ puede entenderse como una disciplina de la informática que persigue la interpretación del entorno mediante el análisis de imágenes. Esta disciplina está íntimamente relacionada con otros campos de trabajo como el *procesamiento de imágenes* y utiliza múltiples herramientas, como la matemática (estadística, geometría), el procesamiento de señales o la inteligencia artificial entre otras.

Por otro lado, la R.A.E. define la Robótica como la “técnica que aplica la informática al diseño y empleo de aparatos que, en sustitución de personas, realizan operaciones o trabajos, por lo general en instalaciones industriales”. Aunque la norma ISO 8373 define más concretamente un robot como “un manipulador controlado automáticamente, reprogramable y multipropósito con tres o más ejes”.

Quizá pueda considerarse, coincidiendo con el pleno desarrollo de los ordenadores basados en transistores a principios de los años 60 [19], que la visión artificial tenga su germen en el *procesamiento digital de imágenes*. Por lo tanto, esta disciplina al igual que la CMI puede considerarse joven comparada con la trayectoria de la Robótica. La Robótica, que como tal se viene denominando desde 1921 cuando aparece el término *robot*⁶ en la obra de ciencia ficción de Karel Čapek R.U.R. (Rossum’s Universal Robots), puede considerarse nacida junto con las primeras civilizaciones de la Edad Antigua.

Cyganek y Siebert [20] hacen un recorrido histórico desde las primeras investigaciones en visión realizadas en la Antigua Grecia hasta las invenciones pioneras para conseguir la estereoscopía, pasando por las diferentes técnicas de representación de la profundidad en las obras de arte. Aunque si queremos repasar la historia moderna de la visión artificial, *Szeliski* [21] analiza los principales avances desde la década de los 70 hasta la actualidad (ver figura 1.3).

En este capítulo, se explican algunos conceptos de utilidad para la comprensión del trabajo, además de otras importantes *herramientas* de la visión artificial como la segmentación o el registrado. Como bien reflejan *Petrou y Bosdogianni* [22] al comienzo de su libro (ver figura 1.4), estas herramientas son imprescindibles para el desarrollo de aplicaciones prácticas y, por ello, vamos a detenernos un instante para conocerlas.

⁵En inglés, Computer Vision (CV), se define como ‘the science and technology of machines that see’.

⁶El término *robot* es la traducción de la palabra checa *robota* que significa “trabajo, principalmente el de los siervos de la gleba”.

Año	Laparoscopia	Endoscopia
1804		P.Bozzini: Conductor lumínico
1826		P.Segalas: Citoscopia
1853		J.Desormeaux: Endoscopia
1854		M.García: Laringoscopia
1868		A.Kussmaul: Exploración del estómago (gastroscopio rígido)
1879		M.Nitze y J.Leiter: Sistema óptico
1881		J.Mikulicz: Gastroscopia
1898		Lange y Meltzing: Gastrocámara sin uso práctico
1901	G.Kelling: Celioscopia animal	D.Oskarovich: Ventroscopia
1910	C.Jacobaeus: Celioscopia humana	
1911		Hoffmann: Transmisión de luz por cable flexible
1920	Orndoff: Trocar cuchilla piramidal	
1921	Goetze: Insuflador manual	
1924	C.Zollikofer: Pneumoperitoneo con CO2	
1929	H.Kalk: Óptica con retro-visión (135º)	
1932		G.Wolf y R.Schindler: Gastroscopio semiflexible
1934	J.Ruddock: pinzas con electrocoagulación	
1938	J.Veress: Aguja para insuflar	
1940		Cámeron: Gastroscopio semiblando
1945		Eder Instrument: Gastroscopio con imagen más nítida y clara
1950		Olympus: Primer prototipo gastrocámara
1956		Curtis, Hirschowitz y Peters: Gastroscopio de fibra óptica
1957		Hirschowitz: Fibroscopio con 36.000 fibras de vidrio
1960		Primer fibroscopio comercial
1965		Primera colonoscopia
1968		Primera colangiopancreatografía retrógrada endoscópica (CPRE)
1971	MH.Hasson: Trocar con vaina	Primera polipectomía
1972		Primera CPRE terapéutica
1981	K.Semm: Apendicectomía	
1983		Welch Allyn Incorporated: Primer videoendoscopia (chip generación imágenes)
1985	E.Mühe: Colectectomía	
1989	P.Mouret y F.Dubois: Vagotomía en el tratamiento del ulcus	
1990	E.Vincent: Primera laparoscopia en España	
1991	M.Jacobs: Resección de colon	
1997	G.Navarra: One-wound laparoscopic	
2001	Robots quirúrgicos (ZEUS y DaVinci)	Aprobación FDA de cápsula endoscópica
2002		Olympus: Primer endoscopia HDTV
2004		A.Kaloo: Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery (NOTES)
2008	Aprobación FDA de NBI de Olympus	
2009		Aprobación FDA de instrumental SPIDER
2009		L.Hariri: Laparoscopic OCT

Tabla 1.1: Cronograma de hitos en el desarrollo de la laparoscopia y la endoscopia.

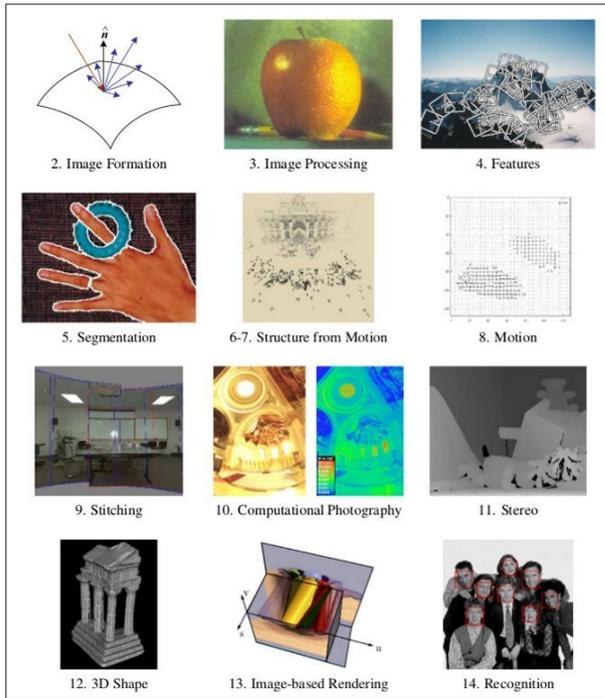


Figura 1.3: Visión general de las principales disciplinas de la visión por ordenador (fuente: *Szeliski* [21]).

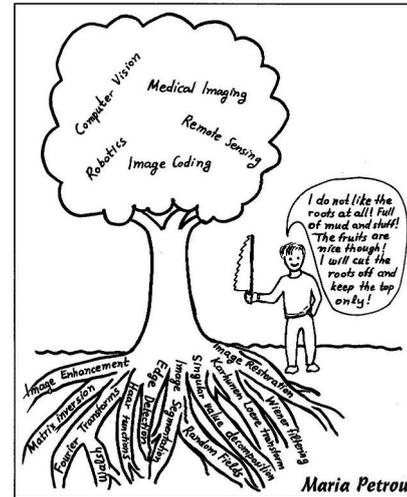
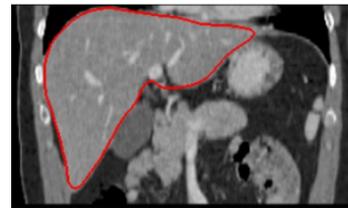


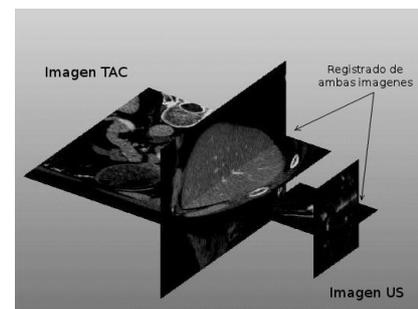
Figura 1.4: Esquema de la importancia de cada técnica en la aplicación final (fuente: *Petrou y Bosdogianni* [22]).

DEFINICIÓN 1 La **Segmentación** subdivide una imagen en los objetos o regiones que la constituyen [23], teniendo estas regiones un sentido para una tarea particular [24].



Existen múltiples métodos de segmentación (manuales, automáticos y guiados por el usuario), que suelen catalogarse de diversas formas (algunos ejemplos de clasificación pueden encontrarse en *Gonzalez y Woods* [23] o *Sonka et al.* [25]). La figura 1.5 presenta un esquema de algunos de los métodos más importantes para la segmentación de imágenes.

DEFINICIÓN 2 El **Registrado** consiste en identificar correctamente las estructuras u órganos mediante imágenes provenientes de diferentes equipos de imagen médica y ser capaz de relacionarlas entre sí. Dichas técnicas suelen aportar información complementaria muy valiosa para mejorar el diagnóstico y el tratamiento de enfermedades [24].



Generalmente, para realizar el registrado de objetos se utilizan *marcadores*, que pueden ser anatómicos (si se utilizan zonas claramente diferenciables de la propia anatomía humana) o fiduciales (cuando se coloca algún tipo de señal artificialmente). Dentro de la técnica de registrado pueden encontrarse las siguientes categorías:

- Registrado **intra-objetos**, cuando se poseen varias vistas de un mismo objeto.
- Registrado **inter-objetos**, cuando se tienen diferentes objetos del mismo tipo (por ejemplo, para ver la variabilidad de un órgano entre diferentes individuos).
- Registrado **en serie**, cuando se considera el paso del tiempo (para uno o varios objetos).

DEFINICIÓN 3 Se conoce como **tracking** o *seguimiento temporal*, a la localización espacial de uno o varios objetos. Para ello, se utilizan diferentes técnicas como: optical tracking, que utiliza un par de cámaras y marcadores sobre el objeto; electromagnetic tracking, basados en la variación que produce un pequeño receptor colocado en el objeto sobre un campo magnético conocido; frame tracking, que utiliza únicamente la imagen una cámara; y ultrasound tracking, basados en las mediciones del tiempo empleado por pulsos electromagnéticos en recorrer las distancias (figura 1.6).

Thomas Kurfess [26] hace un completo recorrido por la historia de la robótica, desde las primeras invenciones pre-robóticas y su influencia mitológica clásica hasta las modernas aplicaciones en la industria, el espacio, el ámbito militar y el sanitario. Por otro lado, Siciliano y Kathib [27] revisan exhaustivamente la mayoría de aplicaciones actuales de la robótica, además de los principales factores para su comprensión. La aplicación de la robótica al ámbito quirúrgico ha potenciado la precisión y la seguridad de los cirujanos para realizar procedimientos especialmente complejos y peligrosos, como biopsias cerebrales [28] (*Unimation Puma 200*, *Unimation Puma 560*) o procedimientos en próstata [28] (*PROBOT*), evolucionando a lo largo de los años para su aplicación en terapias oncológicas (*CyberKnife*, *GammaKnife*), en traumatología [29] (*ROBODOC*, *MAKO*), en laparoscopia (*DaVinci*, *RobinHeart*, *SOFIE*) o en terapéutica endoluminal [30] (*Sensei X*). Todos ellos pueden encontrarse en la figura 1.7.

A modo de resumen, las tablas 1.2 y 1.3 recogen algunos de los desarrollos más importantes de las técnicas revisadas en este capítulo.

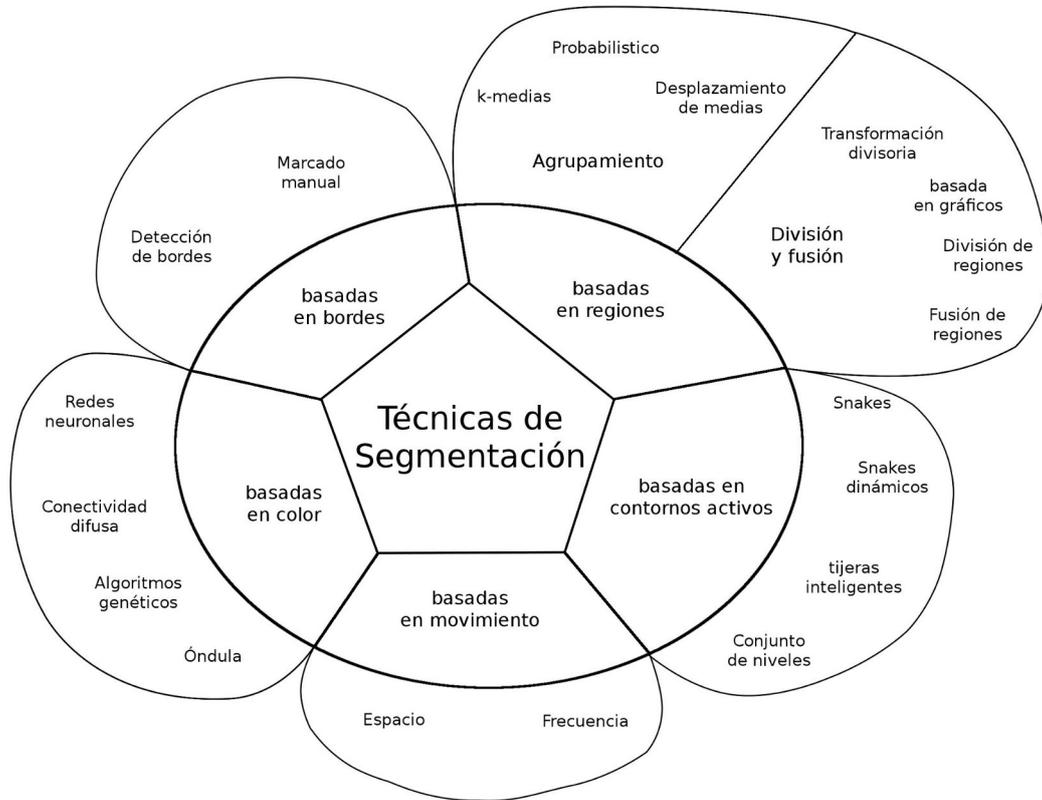


Figura 1.5: Esquema con la clasificación de algunos de los métodos más utilizados en segmentación de imágenes.

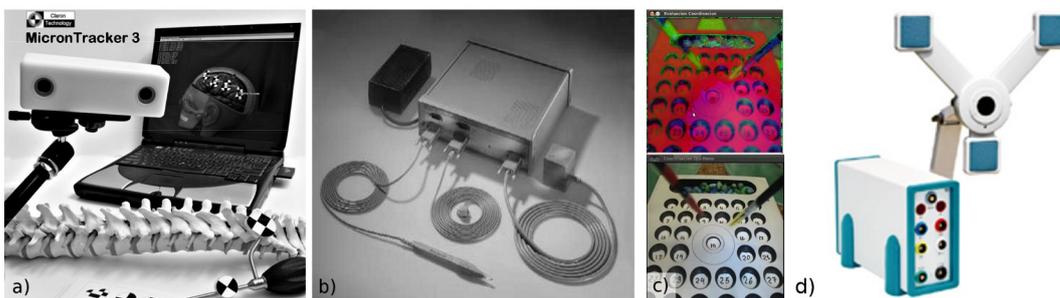


Figura 1.6: a) Tracker óptico Micron (fuente: Claron Technologies); b) Tracker magnético (fuente: isotrack II de Polhemus); c) Video-based tracking (VidLA) y d) Zebris (fuente: Medical GmbH Technology).



Figura 1.7: Algunos ejemplos de robots quirúrgicos: a) RobinHeart, Foundation of Cardiac Surgery Development; b) ROBODOC, Curexo Technology Corporation; c) Unimation Puma, Neuromate; d) PneuStep, Universidad John Hopkins; e) PROBOT, Imperial College; f) SOFIE, Universidad Tecnológica de Eindhoven; g) Da Vinci, Intuitive Surgical; h) Robot guiado por resonancia, Universidad de Kyushu; i) MAKO robot, Mako Surgical Corporation; j) Cyberknife, Universidad de Stanford y k) Sensei X, Hansen Medical.

Año	Gráficos por Ordenador	Robótica
S.I ac		Varios: Autónoma
270 bc		Ctesibio de Alejandría: Mejora Clepsidra (reloj de agua)
1206		Al-jazarí: Músicos robotizados
1495		L.da Vinci: Caballero mecanizado
1738		J.de Vaucanson: <i>Digesting Duck</i>
1800		H.Tanaka: Juguetes <i>Kurakuri</i>
1801		J.Jacquard: Telar con tarjetas perforadas
1873		C.M.Spencer: Torno automático para fabricar tornillos
1892		S.Babbitt: Grúa motorizada
1903		L. Torres-Quevedo: Telekine
1921		Čapel: R.U.R.
1939		Westinghouse Electric: Elektro
1948		W.G.Walter: Elsei y Elmer
1956		G.Devol: Unimate, robot comercial
1960	W.Fetter: computer graphics	
1963	I.Sutherland: Sketchpad	
1963	Robert: alg. ocultación líneas	
1965	Bresenham: alg. línea	
1967	Appel: alg. ocultación líneas	
1968	Appel: raycasting	
1969	Warnock: alg. ocultación caras	
1970	Watkins: alg. ocultación caras	
1970	P.Bezier: curvas forma libre	
1971	Gouraud: iluminación difusa	
1974	Catmull: alg. ocultación caras Z-buffer	
1975	Phong: iluminación especular	
1972		AIC(RSI): Shakei, robot móvil
1973	Primer SIGGRAPH	KUKA: Famulus, robot 6 ejes
1975		V. Scheinman: PUMA, brazo manipulador programable
1980	Whitted: ray tracing	
1981	Cook: árboles de sombra	
1984	Goral, Torrance: radiosidad	
1985	Cohen: radiosidad	
1988	Drebin: volume rendering	
1988	Levoy: volume rendering	
2000		Honda: ASIMO, Humanoide bípedo
2003		Sony: Qrio, Humanoide comercial autónomo
2010		Willow Garage: PR2 robot

Tabla 1.2: Cronograma de hitos en el desarrollo de los Gráficos por Ordenador y la Robótica.

Año	Visión Artificial	Robótica
1961		Unimation Puma (biopsias guiadas por TAC)
1967		Elikta: Gamma Knife
1984		Engleberg: robot HelpMate
1986	Canny: Detector bordes	
1986	Maguire et al: Correlación de imagenes TAC	
1988	Chen et al: Análisis de imágenes PET con TAC y RMN	
1970		D.Gow: Brazo biónico EMAS
1979	Beucher & Lantuéjoul: Transformación divisoria (watershed)	
1985		Integrated Surgical Systems: Neuro-mate (biopsias guiadas por TAC)
1990		W.Bargar: ROBODOC
1993	Malledi et al: Conjunto de niveles	
1993	Woods et al: Registrado RMN-PET	
1994		Computer Motion: AESOP 2000
1994	Adams & Bischof: Crecimiento de regiones	J.Adler: CyberKnife
1996	Cheng et al: Redes neuronales Hopfield	
1996	Studholme: Registrado 3D automático de PET y RMN	
1997	Caselles et al: Contornos activos geodésicos	G.Sutherland: NeuroArm
1998	Mohamed et al: C-Medias	Computer Motion: AESOP 3000
2000		Z.Nawrat: RobinHeart
2001	Pohle & Toennies: Criterio de homogeneidad	Computer Motion: ZEUS Robotic Surgical System
2001	Wang et al: Suppor Vector Machine (SVM)	Intuitive Surgical: Da Vinci Surgical System
2002		Acrobot
2003		Hansen Medical: Sensei X robotic catheter
2005		Mako Surgical: RIO y MAKOPlasty
2010		L.van den Bedem: SOFIE Surgical Robot

Tabla 1.3: Cronograma de hitos en el desarrollo de la Visión Artificial y la Robótica en su aplicación al campo clínico.

Capítulo 2

Antecedentes

Cuando sepas una cosa, sostén que la sabes;
cuando no la sepas, confiesa que no la sabes.
En eso está la característica del
conocimiento.

Kung FuTse, Confucio

La CMI es una técnica ampliamente utilizada en multitud de procedimientos quirúrgicos debido a sus ventajas frente a la cirugía abierta tradicional: menor trauma tisular, menor morbilidad, menor estancia hospitalaria y una recuperación más rápida, entre otras [31]. Aunque también presenta algunas complicaciones como: el *efecto de fulcro*¹ (figura 2.1), la visión a través de monitores en 2D o la pérdida de percepción táctil (ver tabla 2.1). En concreto, la laparoscopia se ha convertido en un *patrón oro*² para cada vez más procedimientos en los últimos años. Sin embargo, los cirujanos necesitan un entrenamiento especializado [32, 33] y generalmente largo por la gran complejidad de esta disciplina y en el que el método *halstediano* consistente en “see one, do one, teach one” [34] debe estar acompañado de la adquisición de una serie de nuevas habilidades [35, 36] propias de estas técnicas quirúrgicas de CMI [37]. Por ello, se utilizan diferentes avances tecnológicos en cursos de postgrado especializados: como plataformas de eLearning, que están comenzando a utilizarse para apoyar la formación cognitiva [38], además de dispositivos y sistemas que mejoran y optimizan el entrenamiento de destrezas motoras [39, 40]. Este último punto será el que analicemos con especial interés en el presente trabajo.

¹El fulcro es el punto de apoyo de la palanca. En laparoscopia los movimientos del instrumental se ven condicionados por el punto de entrada al abdomen (el trocar) dónde se produce una palanca de primera clase.

²Del inglés, gold standard, probablemente sea una adaptación de la terminología económica. Se denomina gold standard a la técnica más utilizada en una determinada patología y que es utilizada como referencia.

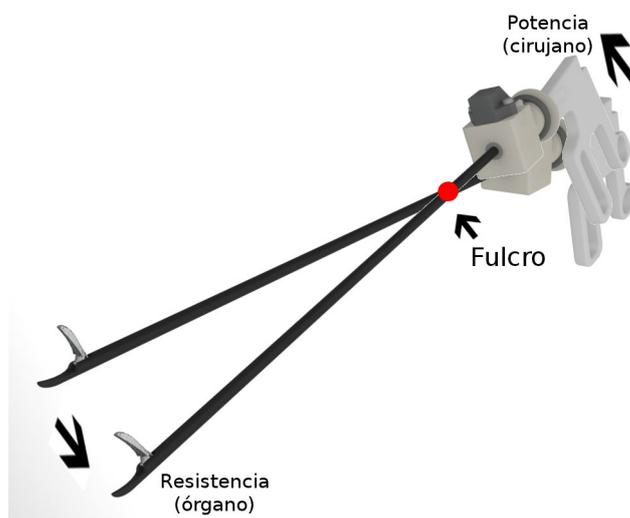


Figura 2.1: El punto de apoyo se fija en la entrada del trocar al abdomen. Los movimientos realizados por el cirujano se reproducen reflejados en la punta del instrumental.

Ventajas	Inconvenientes
Reducción del post-operatorio	Pérdida de percepción 3D
Menor riesgo de infección	Disminución de sensación táctil
Disminución de probabilidad de complicaciones	Menor rango de movimientos para el instrumental
Disminución de la morbilidad	Efecto de fulcro
Menor estancia hospitalaria	Aumento del temblor natural de la mano debido a la palanca formada
Optimización de recursos sanitarios	Menor ergonomía
Mejor asistencia al paciente	Necesidad de mayor destreza

Tabla 2.1: Resumen de las características más relevantes, tanto positivas como negativas, de la CMI.

2.1 Necesidades formativas en CMI

La formación en CMI suele realizarse en cursos de postgrado impartidos por profesionales que ya ejercen como cirujanos en sus respectivos servicios hospitalarios. Sin embargo, la regulación de la CMI como una formación universitaria aún es una tarea en proceso que debería resolverse en los próximos años. No obstante, los conceptos necesarios para una correcta formación de los cirujanos en CMI son conocidos y, entre otros, podrían enumerarse los siguientes:

- **Anatomía.** Deben considerarse dos puntos principales: la anatomía del animal de experimentación utilizado durante el proceso formativo y la anatomía quirúrgica, con las diferencias principales que se encontrará el cirujano durante la práctica de la CMI debido a las características propias de la técnica quirúrgica (por ejemplo en laparoscopia: pneumoperitoneo, trendelemburg, etc.).
- **Instrumental.** Un aspecto imprescindible es el perfecto conocimiento del equipamiento e instrumental necesario para realizar la intervención. Aunque generalmente el ayudante se encarga de manejar la fuente de luz, el insuflador, etc., es muy conveniente que el cirujano entienda y maneje perfectamente estos equipos.
- **Ergonomía.** Una adecuada postura corporal mejorará la vida laboral del cirujano y por ende la calidad asistencial ofrecida a los pacientes. Esta disciplina personal ergonómica está íntimamente relacionada con la disposición espacial del equipamiento quirúrgico y con el adecuado diseño del instrumental a utilizar.
- **Procedimiento quirúrgico.** Aunque no existe una manera universal de hacer cada procedimiento, es fundamental que el cirujano conozca los pasos que componen el procedimiento y el orden en el que pueden realizarse.
- **Posibles complicaciones.** Todos los procedimientos quirúrgicos presentan una serie de posibles complicaciones, que serán tanto más conocidas cuantas más intervenciones se hayan realizado. Es importante que el cirujano las conozca de antemano y sepa diferentes soluciones adoptadas por otros cirujanos en situaciones similares.

Atendiendo a estos conceptos, este trabajo toma como referencia el modelo piramidal de formación utilizado por el Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón durante los últimos 25 años [32]. Este modelo plantea una formación estratificada en cuatro niveles, según muestra la figura 2.2, donde el primer nivel se utiliza para que el cirujano adquiera las destrezas básicas necesarias para familiarizarse con la CMI



Figura 2.2: Modelo de formación en 4 niveles utilizado en el Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón.

y asimile la aplicación de su conocimiento de la cirugía a la técnica que está aprendiendo. El segundo nivel pretende asentar las habilidades y conocimientos adquiridos anteriormente mediante el uso de animales de experimentación, donde el parecido con una intervención humana es muy alto. En el tercer nivel se aprovechan las posibilidades de las tecnologías de comunicación (videoconferencia, teleasistencia, etc.) para enriquecer la fase de entrenamiento y conocer casos de cirugía real. Finalmente, se pasa al cuarto nivel donde se practican los conocimientos adquiridos en un servicio hospitalario bajo la supervisión de un cirujano con experiencia.

En un ámbito internacional, el Consejo de Acreditación ACGME³ definió las seis competencias necesarias para los médicos residentes en Estados Unidos: *conocimiento básico, competencia clínica, destrezas interpersonales, profesionalidad, aprendizaje basado en pacientes y aprendizaje basado en sistemas* [41]. Estas seis competencias básicas deben incluirse en cualquier currículum formativo que se implante.

Por otro lado, desde un marco conceptual, pensamos que antes de diseñar y desarrollar nuevas herramientas formativas es necesario comprender el proceso de apren-

³Del inglés, Accreditation Council for Graduate Medical Education (ACGME).

Rendimiento	Aprendizaje
Comportamiento observable que podemos ver	Deducido del rendimiento, no puede observarse directamente
Puede representar sólo cambios temporales en el comportamiento	Cambios prácticamente permanentes en el comportamiento
Influenciado por variables de rendimiento	No influenciado por variables de rendimiento

Tabla 2.2: Diferencias entre aprendizaje y rendimiento (fuente: W.Edwards [45]).

dizaje, adaptando los modelos pedagógicos existentes a las características concretas de la práctica quirúrgica y las necesidades concretas de los profesionales sanitarios, atendiendo a sus situaciones laborales y respetando la idiosincrasia de su profesión.

Según el modelo de aprendizaje en tres fases propuesto por Fitts y Posner [42], la adquisición de destrezas motoras comienza con una *fase cognitiva* en la que predomina la memorización de información y en la que el cirujano necesita comprender los requisitos de la actividad y cual es la manera correcta de realizar la maniobra o procedimiento quirúrgico. Posteriormente, comienza la *fase asociativa* en la que ya se han asimilado ciertos movimientos básicos que por tanto ya no dependen de la memoria; principalmente, porque se ya se comprende cuando, como y por qué utilizarlos. En esta fase se cometen menos errores y de menor gravedad; los gestos quirúrgicos comienzan a ser más fluidos y naturales. Finalmente, para poder llegar a la tercera y última fase, la *fase autónoma*, son necesarias muchas horas e incluso años de práctica en los que se desarrolla la capacidad de realizar otras actividades simultáneamente a los movimientos fuertemente interiorizados, que evitan errores y aumentan la capacidad de atención a otras tareas, como por ejemplo la toma de decisiones. Además del modelo de Fitts y Posner, existen otros modelos de aprendizaje como el de Bernstein o el de Gentile que intentan explicar el complejo proceso del aprendizaje humano [44]. Generalmente, el *aprendizaje* suele medirse de forma indirecta por el *rendimiento* observado en la realización de ciertas tareas, pero es necesario comprender las diferencias entre ambos conceptos antes de interpretar los resultados obtenidos (ver tabla 2.2).

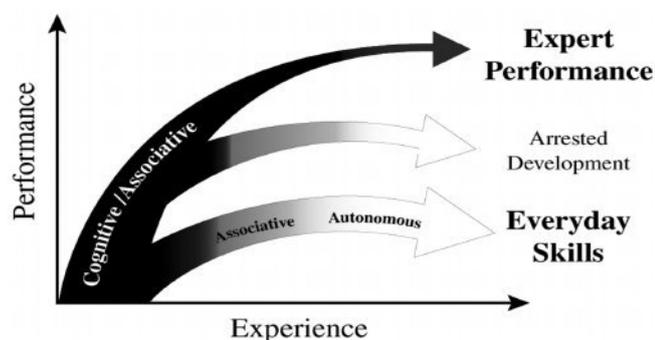


Figura 2.3: Incremento del rendimiento con respecto a la experiencia (fuente: Ericsson et al. [43]).

Parece razonable pensar, según indica Ericsson [43], que la simple repetición de una tarea de forma eficiente no implicará una mejora en el rendimiento del cirujano sin un *esfuerzo deliberado* por parte de éste para cambiar aspectos particulares de su ejecución. La figura 2.3 muestra la visión de Ericsson de la evolución del rendimiento durante el proceso de aprendizaje de destrezas motoras. Por otro lado, también pueden tener gran importancia las limitaciones genéticas presentes en la fisiología de cada persona.

En el ámbito quirúrgico existen algunos estudios que intentan explorar las capacidades del cirujano prestando atención a diferentes aspectos. Gallagher et al. [46] plantean una interesante visión de la capacidad de atención disponible en los cirujanos según su nivel de experiencia (ver figura 2.4). Por otro lado, la relación y coordinación entre sensación táctil y visual fue analizada por Lamata et al. [35, 36] para su utilización en simuladores virtuales de entrenamiento, mientras Batteau et al. [47] se centran en analizar la sensibilidad frente a la latencia de la retroalimentación háptica.

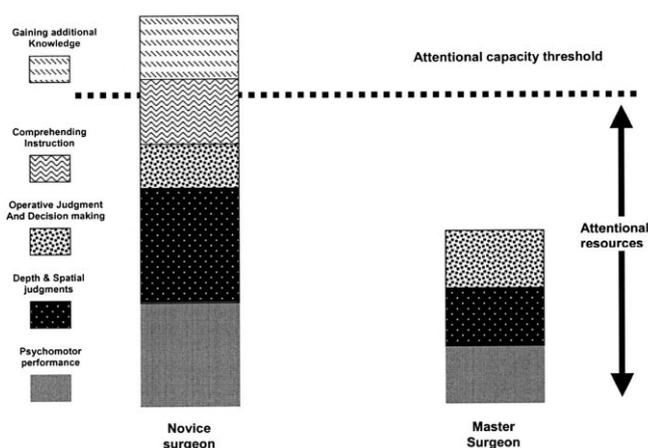


Figura 2.4: Comparación entre el nivel de atención de expertos y noveles (fuente: Gallagher et al. [46]).

2.2 Avances tecnológicos para formación en CMI

Podemos considerar la capacidad de Philip Bozzini para idear una forma indirecta de ver el interior de la cavidad abdominal como el primer paso para la creación de la laparoscopia y la endoscopia, pero desde un punto de vista técnico la verdadera revolución que permitió aplicar los citoscopios de forma práctica fue la invención de **la bombilla** por Thomas Edison en 1879 y la visión de Nitze y Leiter para utilizarla y reducir así los problemas de refrigeración y emisión de humo provenientes del uso de iluminadores arcaicos. El siguiente punto de inflexión en el desarrollo tecnológico de la CMI pudo estar asociado a **la calidad de imagen**, para ello el paso de los sistemas ópticos a los sistemas electrónicos se lo debemos al desarrollo de los Laboratorios Bell del transistor bipolar (1947) y del CCD⁴ (1969). Un poco antes, la creación de **la fibra óptica** (Jonh Tyndall, 1870) [48] ayudó a revolucionar la visión en el

⁴Del inglés, Charge-Coupled Device, en español Dispositivo de Carga Acoplada.

interior del cuerpo humano, con la patente de Hirzchowitz et al. (1956) del primer gastroscopio flexible [49]. Todos estos avances tuvieron un gran impacto en los equipos quirúrgicos fabricados en las últimas décadas del siglo XX. Sin embargo, mirando al futuro, **la nanotecnología y la biofotónica** podrían considerarse dos de las líneas de trabajo que más expectativas están generando para los próximos años.

El avance de la CMI en el siglo XX incrementó la preocupación por los problemas sufridos por los cirujanos, por lo que los estudios sobre ergonomía y la interacción entre el cirujano y su entorno (equipamiento, material, etc.) se han ido sucediendo hasta la actualidad [50], centrándose recientemente los esfuerzos en el desarrollo de instrumental ergonómico y en la potenciación de la *ergonomía del conocimiento*⁵. Por otro lado, las características intrínsecas de la CMI han posibilitado el desarrollo de sistemas de telecirugía [51, 52] y el uso de la robótica [29, 53], ya que el instrumental quirúrgico en CMI presenta unas restricciones perfectamente conocidas (debidas principalmente a los puertos de acceso) y unas limitaciones de movimiento que hacen factible su manejo a distancia mediante sistemas mecánicos y/o electrónicos. Los últimos esfuerzos de la tecnología sanitaria intentan explotar la versatilidad de disciplinas quirúrgicas complementarias con el desarrollo de instrumental específico, como es el caso del NOTES o de mejorar el instrumental existente para su aplicación a técnicas renovadas, como el LESS [18].

Cada uno de estos avances técnicos requiere un nuevo enfoque en la etapa formativa de los cirujanos para que puedan aprovechar la potencialidad de las herramientas que tienen a su disposición. Como se adelantaba en el apartado anterior, el proceso formativo puede dividirse en varios estadios y las herramientas de eLearning y los juegos serios⁶ ofrecen nuevas posibilidades aún por explotar en el proceso formativo [54].

Uno de los principales esfuerzos de la investigación clínica en el ámbito formativo se centra en la **obtención de criterios y tecnologías que permitan la evaluación objetiva**, y en el mejor de los casos, automática de la destreza y conocimientos de los cirujanos [55]. Varios intentos se han sucedido a lo largo de la historia: desde el OSCE (Objective Structured Clinical Examination) [56] hasta el OSATS (Objective Structured Assessment of Technical Skills) [57–59], pasando por el ICSAD (Imperial Colleague Surgical Assessment Device) y el reciente FLS (Fundamentals of Laparoscopic Skills)⁷ [33, 60, 61] que ha utilizado como base las métricas definidas años atrás por MISTELS (McGill Inanimate System for Training and Evaluation of Laparoscopic Skills) [62, 63]. Por otro lado, la EAES (European Association for Endoscopic

⁵Del inglés, cognitive ergonomics que trata de analizar el proceso del conocimiento: diagnósticos, toma de decisiones y planificación.

⁶Del inglés, serious games se refiere a aquellos juegos con alguna finalidad más allá de la pura diversión. Suelen utilizarse en defensa, educación, sanidad, etc.

⁷El FLS es un programa formativo desarrollado por la SAGES (Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons) en colaboración con la ACS (American Colleague of Surgeons), con un importante componente de evaluación de conocimientos y destrezas.

Surgery) promueve en Europa el LSS (Laparoscopic Surgical Skills) dividido en dos grados y tres niveles por grado (www.lss-surgical.eu).

Los dispositivos más utilizados para desarrollar las habilidades quirúrgicas son los entrenadores quirúrgicos y se clasifican generalmente en tres grupos: simuladores físicos (box-trainers), simuladores de realidad virtual [64] y simuladores híbridos (también conocidos como entrenadores realizados por ordenador). Aunque se están realizando múltiples estudios y existe una gran controversia para definir cuáles de ellos son más útiles [65–67], está prácticamente demostrado que todos ellos mejoran las destrezas del cirujano [68, 69] y se plantean como el complemento ideal al resto de etapas formativas (animal de experimentación, cadáver, etc.). Por un lado, los sistemas físicos tienen una mayor aceptación que los virtuales por parte de los cirujanos (por su similitud a la práctica quirúrgica real y su fidelidad en cuanto al realismo visual y táctil) [65, 70, 71]. Sin embargo, los sistemas virtuales ofrecen ventajas como la objetividad en la evaluación y la repetibilidad [72]. Una solución intermedia son los simuladores híbridos que intentan integrar las virtudes de ambos y que ya tienen una gran aceptación [73, 74].

2.3 Simuladores de entrenamiento laparoscópico

Antes de centrarnos en los principales simuladores híbridos existentes en la actualidad, haremos un breve recorrido por alguno de los principales simuladores físicos y virtuales.

La *simulación física* añade como principal ventaja, junto al realismo que ofrece durante el entrenamiento y que es muy valorado por los cirujanos [65, 70, 71], su precio asequible y la gran facilidad de su mantenimiento y uso. Existen multitud de simuladores físicos comerciales (ver figura 2.5) y varios artículos que muestran cómo fabricar *simuladores caseros* [75–81].

Por otro lado, la principal aportación de los *simuladores virtuales* [82] es la posibilidad de practicar procedimientos complejos, además de la ya comentada evaluación objetiva de las destrezas [83–85]. La gran complejidad de los simuladores virtuales precisa de múltiples desarrollos y de una integración cuidada de los mismos: los modelos deformables que gobiernen el comportamiento de los órganos [86], la detección y gestión de colisiones que ofrezcan una correcta interacción entre los mismos [87] y los dispositivos hápticos que ofrezcan una forma de utilización realista para el cirujano [88, 89] pueden ser los principales retos de la simulación virtual.

La simulación híbrida plantea el reto de aprovechar las ventajas ofrecidas por los sistemas de simulación física (más tradicionales) y los sistemas de simulación virtual (ya asentados en otras disciplinas de CMI pero aún poco aceptados en laparoscopia), eliminando las limitaciones y potenciando las habilidades de cada uno de ellos. El esquema adjunto (figura 2.6) intenta resumir la situación actual del entrenamiento laparoscópico mediante el uso de estos simuladores. Estos sistemas híbridos, de los

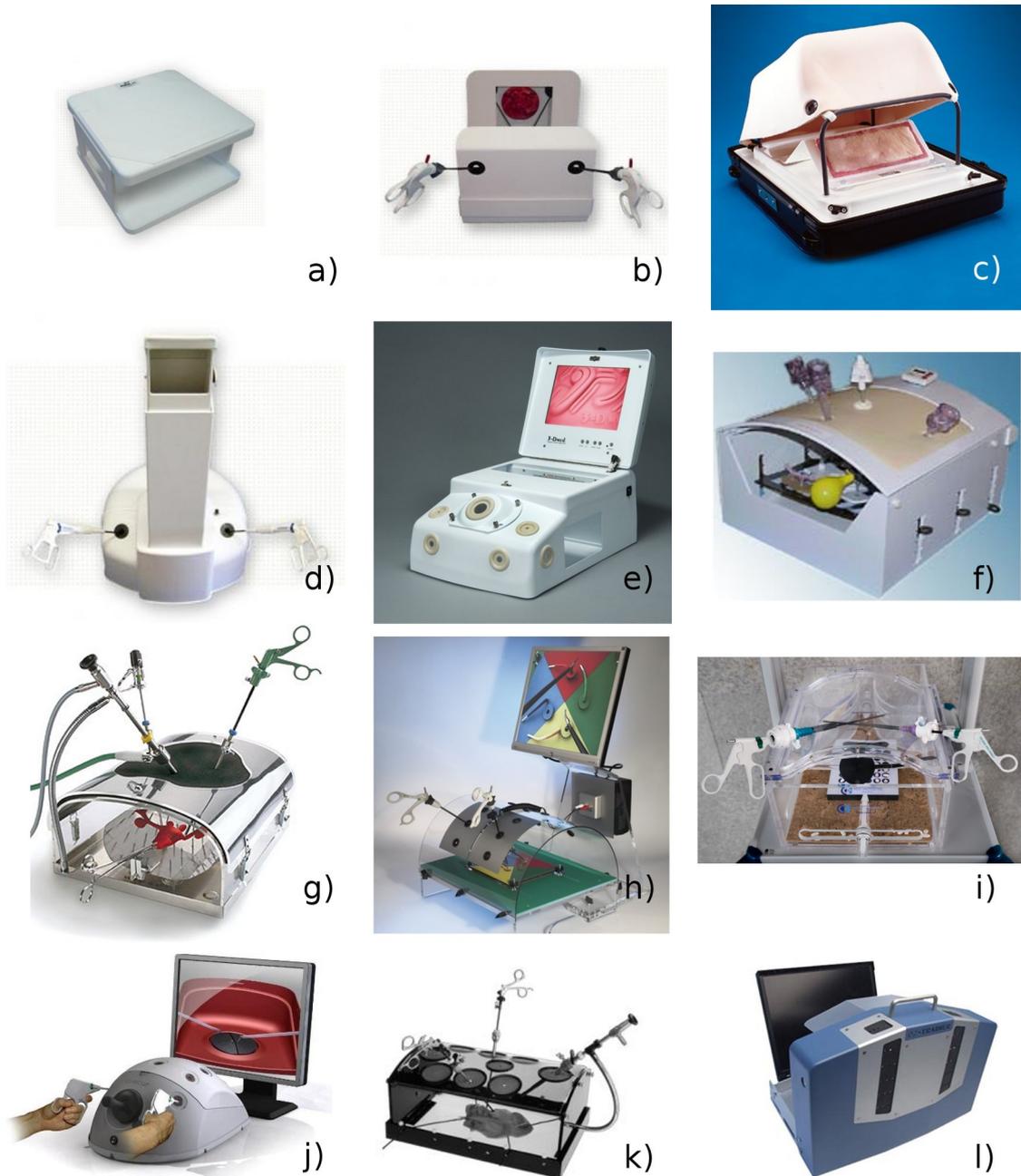


Figura 2.5: Principales simuladores físicos: a) Popup Trainer, b) Folding Suture Trainer, c) MATT Trainer, d) Tower Trainer, e) TRLCD Trainer, f) LBT (Laparoscopis Basic Trainer), g) Pel/Lap Trainer, h) Helago Laparoscopic Trainer, i) Simulap-IC05, j) D-Box Basic Trainer, k) Szabo laparoscopic trainer, l) EZ Trainer.

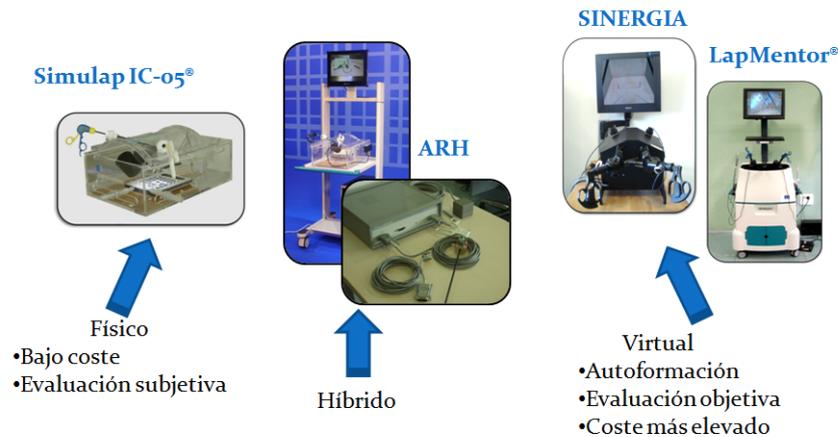


Figura 2.6: Principales características de los simuladores físicos y virtuales. La simulación híbrida pretende conjugar las mejores de ambas.

que Botden y Jakimowicz realizan una profunda revisión [1], suelen utilizar una serie de técnicas como:

- El seguimiento de objetos y/o instrumental que resulta determinante para conocer qué está haciendo el cirujano en los diferentes ejercicios de su proceso formativo.
- La utilización de sensores/actuadores y dispositivos electrónicos para controlar la correcta realización de las tareas y, en algunos casos, comprobar además la calidad de las mismas.
- El procesado de imágenes y vídeo que se presenta como una alternativa a otras técnicas de seguimiento y que, en ocasiones, puede utilizarse para comprobar el desarrollo del procedimiento quirúrgico.

La tabla 2.3 muestra un breve resumen con la mayoría de los dispositivos de entrenamiento laparoscópico.

Debido a que los componentes desarrollados en este trabajo serán parte de un simulador híbrido, realizaremos un estudio detallado de las tecnologías actualmente utilizadas en dicho tipo de simuladores y que puedan ayudarnos en nuestro trabajo.

2.3.1 CAE ProMIS

El simulador **CAE ProMIS**, adquirido por CAE Healthcare en octubre de 2011 a la compañía irlandesa Haptica (www.cae.com), está especialmente diseñado para el entrenamiento en CMI y combina el uso de objetos reales y simulaciones por realidad virtual para lograr uno de los primeros dispositivos híbridos. Debido al logro

Nombre	Tipo	Empresa	Precio	Descripción
Pel/Lap Trainer	F	WISAP	N/D	Simulador para entrenamiento básico
Tower Trainer	F	Simulab	\$1.995	Simulador basado en espejos
Folding Suture Trainer	F	Simulab	\$295	Modelo portátil de bajo coste
Pop-up Trainer	F	Simulab	\$195	Simulador para utilizar con óptica laparoscópica
TRLCD	F	3-MED	\$1.975	Laparoscopic Minimally Invasive Training System
MATT Trainer	F	Limbs&Things	\$3.420	Simulador para entrenamiento (versión estándar)
Laparoscopic Trainer	F	HELAGO	3.390€	Modelo con cámara integrada
Simulap-IC05	F	CCMIJU	2.950€	Simulador con cámara e iluminación
LTB	F	RealSim Systems	\$2.750	Antiguo LTS2000, versión básica del LTS3e
FLS Trainer	F	VTI Medical	\$2.050	Simulador físico de la SAGES para obtener certificación FLS
D-Box	F	SimSurgery	5.000€	Simulador con cámara y ejercicios integrados
Szabo Trainer	F	Karl Storz	\$3.410	Simulador básico
EZ Trainer	F	FAMIS	N/D	Simulador para entrenamiento básico †
Apollo	F	Univ. Budapest	N/A	Prototipo para entrenamiento básico
LASTT	F	ID Trust Medical	800€ (vat ex.)	Modelo para entrenamiento básico
LapTrainer + Simuvision	F	Simulab	\$1.795	Modelo con cámara
Zebris	H	Univ. Tubingen	N/A	Basado en ultrasonidos
ADEPT	H	Univ.Dundee	N/A	Prototipo con sistema de evaluación objetiva
CELTS	H	CIMIT	N/A	Prototipo con háptico VLI integrado
LTS3e	H	RealSim Systems	\$19.975	Componentes electrónicos e informáticos
CAE ProMIS	H	CAE Healthcare	35.000€ (iva ex.)	Dispone de ejercicios simples y complejos. Tracking de instrumental y realidad aumentada.
EDGE	H	Simulab	N/A	Basado en RedDragon de Bionics Lab. Puede medir fuerzas
Lap-X	H	Epona Medical	17.000€ (vat ex.)	Entrenamiento online
Laparoscopic Grasp Trainer SIMIS	H	TU Delft	N/A	Permite medición de fuerzas
LapStar	H	CSTAR	N/A	5 DoF en fuerza y 6 DoF en movimiento
LapSim	H	CamTronics	N/D	Simulador Portable y con interfaz Trendero
	V	Surgical Science	40.000€ (iva ex.)	Modelo sin retroalimentación de fuerzas y tareas básicas. Dispone de varios módulos y háptico con fuerzas.
MIST-VR	V	Mentice	60.000€	Sin retroalimentación de fuerzas. Tiene varios módulos con más procedimientos †
LapMentor II	V	Simbionix	130.000€	Con retroalimentación de fuerzas. Tiene diferentes módulos de procedimientos complejos adicionales
LapVR	V	CAE Healthcare	70.000€ (iva ex.)	Con retroalimentación de fuerzas. Tiene diferentes módulos de procedimientos complejos adicionales
SIMENDO [90]	V	Simendo	17.500€	Disponible MySimendo para informes de evaluación
SEP 3.0	V	SimSurgery	34.000€	Actualmente integrado en SurgicalSIM
SurgicalSIM	V	METI	N/D	Anterior SEP comercializado por METI
Sinergia	V	Red Sinergia	N/A	Prototipo de la RETICS Sinergia
VBLaST	V	iMedSim	N/A	Virtual Basic Laparoscopic Skill Trainer. Prototipo de ACoR Lab
dV-Trainer	V	Mimic	N/D	Cirugía robótica (da Vinci)
RoSS	V	Intuitive Surgical	\$95.000 a \$125.000	Adaptación para simulación del robot da Vinci

Tabla 2.3: Resumen de simuladores de entrenamiento en CMI. Tipos: físico (F), híbrido (H) y virtual (V). Precio: no disponible (N/D) y no aplicable (N/A) si no está a la venta. Producto descatalogado (†).

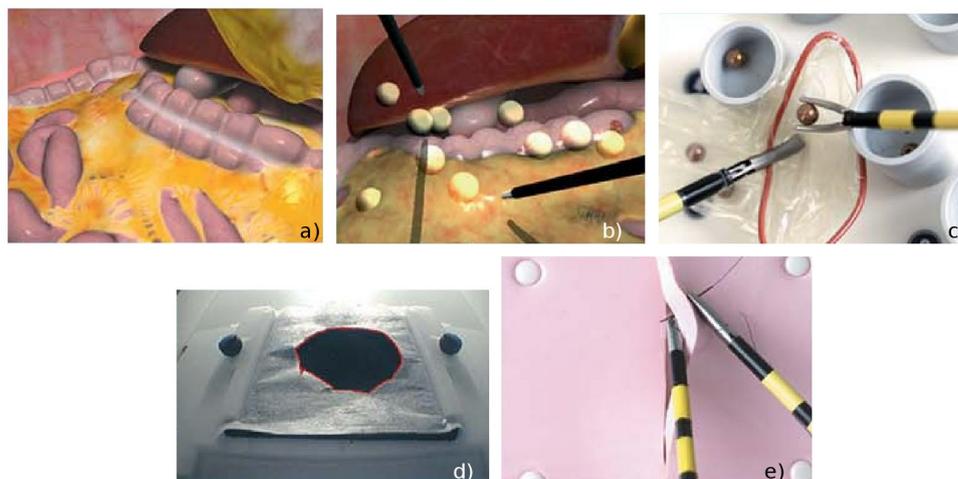


Figura 2.7: Algunos ejercicios del simulador híbrido PromIS: a) *orientación óptica* que explora entornos virtuales con una óptica simulada siguiendo indicaciones sonoras; b) *localización y coordinación* que permite tocar y seguir objetos fijos y en movimiento en un entorno virtual; c) *posicionamiento de objetos* donde se cogen objetos reales y se intercambian entre las pinzas o se colocan en un lugar concreto; d) *disección* de una pieza de tejido real en la forma y tamaño definido; e) *sutura y anudado intracorpóreo* realizado con tejido y sutura reales.

equilibrio en la utilización de la realidad aumentada y al desarrollo de un cuidado conjunto de tareas de entrenamiento ha cosechado varios premios internacionales (Innovation of the Year, IST price y Technical Innovation Award, todos ellos en el año 2004) y se ha convertido en uno de los sistemas con mayor aceptación por parte de los cirujanos [73].

El simulador híbrido CAE PromIS puede utilizarse para el entrenamiento y evaluación de destrezas básicas, incluyendo las tareas del programa FLS [91], partes críticas de procedimientos como la funduplicatura de Nissen, el embarazo ectópico, la apendicectomía, la anastomosis colorrectal, la colecistectomía o la prostatectomía laparoscópicas y procedimientos completos como la colectomía laparoscópica [92,93]. Aunque CAE Healthcare no ofrece información actualmente, Haptica desarrolló una versión junior del dispositivo (PromIS-J) con características reducidas y más económico que permitía el entrenamiento básico, pero sin acceso a los procedimientos complejos, a las tareas realizadas con realidad virtual, ni a las métricas de evaluación.

En la figura 2.7 se presentan algunos ejemplos de las tareas quirúrgicas básicas disponibles, utilizadas en las primeras fases del entrenamiento. Dentro del entrenamiento avanzado, este simulador híbrido ofrece ejercicios de funduplicatura de Nissen, embarazo ectópico, anastomosis colorrectal, apendicectomía, colecistectomía, prostatectomía y colectomía. Este último procedimiento, realizado de forma asistida con una mano, se muestra en la figura 2.8. Además permite el entrenamiento de LESS.



Figura 2.8: Procedimiento de colectomía laparoscópica asistida con una mano (HALC, Hand-Assisted Laparoscopic Colectomy): a) órganos sintéticos reales; b) recreación del procedimiento real; c) reconstrucción virtual superpuesta sobre entorno real (realidad aumentada) y d) guías ofrecidas por el sistema.

Métrica	Descripción
Tiempo empleado	Se calcula el tiempo total empleado en realizar el ejercicio.
Camino recorrido	Es la distancia recorrida por la punta del instrumental. Se calcula para cada una de las pinzas.
Suavidad	Se mide mediante los cambios en la velocidad y la dirección de la punta del instrumental.

Tabla 2.4: Métricas de evaluación utilizadas por el simulador híbrido CAE ProMIS.

Se han realizado numerosos estudios con el simulador CAE ProMIS que analizan su valor didáctico [71], la capacidad de predecir los resultados del programa FLS [94], y la utilidad de sus métricas para la evaluación objetiva [67] (ver tabla 2.4). Aunque, Neary et al. presentan también algunas métricas anatómicas para la evaluación de errores durante el entrenamiento [93].

2.3.2 LTS3e

El simulador de entrenamiento laparoscópico interactivo **LTS3e** fue diseñado por la compañía RealSim Systems (www.realsimsystems.com) y es el último modelo de una serie de dispositivos de entrenamiento ideados por el Dr. Hasson. El LTS3e y sus dos predecesores (LTS-ISM60 y LTS2000) utilizan el procesamiento de vídeo digital

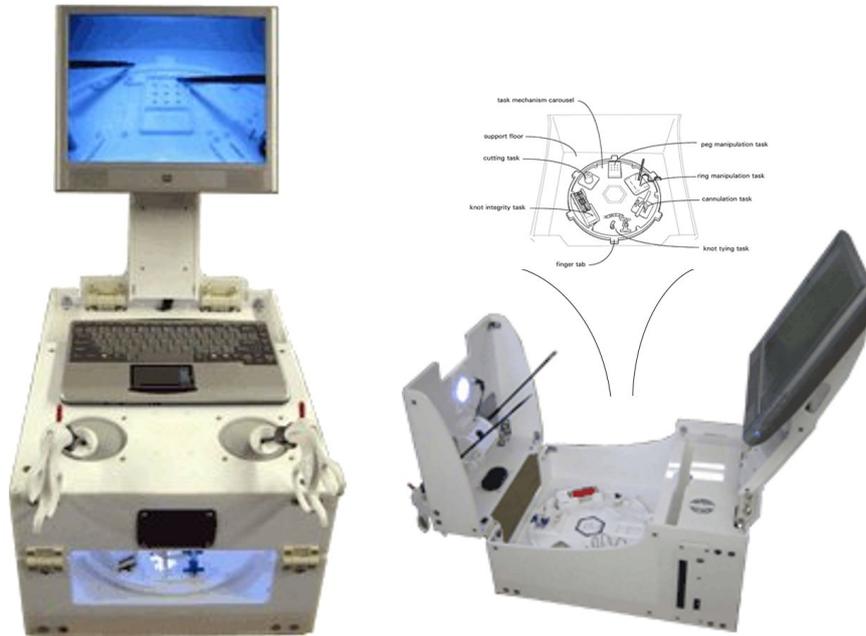


Figura 2.9: Simulador LTS3e junto con un detalle de su interior y un esquema de los componentes del carrusel de ejercicios.

y una serie de sensores electrónicos para monitorizar la realización de los ejercicios y poder efectuar una evaluación objetiva de los mismos con la métrica MISTELS [95].

El simulador LTS3e, autónomo y portable (ver figura 2.9), tiene integrado en la caja de entrenamiento: un ordenador, una pantalla, una cámara digital de vídeo, un sistema de iluminación, un DVD, un teclado inalámbrico y un carrusel con sensores electrónicos para la realización 10 ejercicios en sus 6 estaciones de entrenamiento (ver figura 2.10). El simulador puede conocer el ejercicio activo mediante un potenciómetro colocado en el carrusel y cada uno de los ejercicios es controlado mediante diferentes componentes electrónicos: fotoresistores en el ejercicio de clavijas (ver figura 2.10a), mediciones de la resistencia eléctrica o sensores ópticos en el ejercicio de anillos (ver figura 2.10b), medidas del cambio de la inductancia o fotoresistores en el ejercicio de canulación (ver figura 2.10c) o servomotores para comprobar la integridad de la sutura (ver figura 2.10f) entre otros, que pueden encontrarse en la patente del dispositivo [96].

Existen diferentes estudios que analizan la aceptación [70] y la utilidad del simulador LTS2000 [74,97–99] y otros trabajos ya centrados en el simulador LTS3e [100,101]. Además los resultados obtenidos por el simulador LTS2000 son comparados con el simulador virtual MIST-VR en los estudios de Madan et al. [102,103].

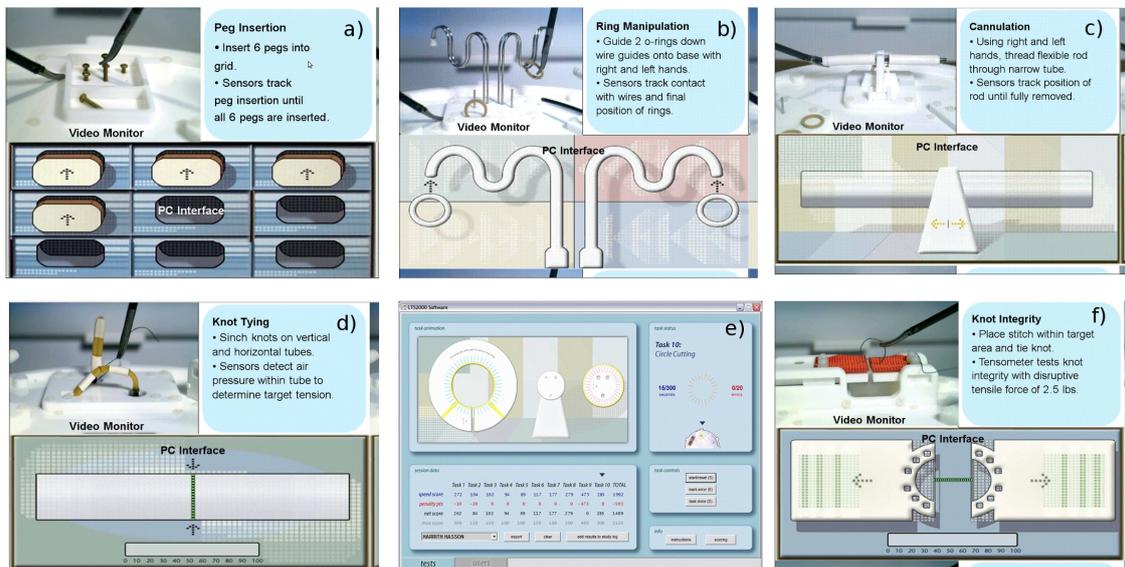


Figura 2.10: Algunos ejercicios del simulador LTS3e: a) manipulación de clavijas; b) manipulación de anillo; c) canulación; d) anudado; e) corte; f) sutura.

2.3.3 CELTS

El sistema de entrenamiento laparoscópico realizado por ordenador **CELTS**⁸ creado por el grupo de simulación del Massachusetts General Hospital (Center for Integration of Medicine and Innovative Technology, CIMIT) es un prototipo no comercializado en el momento de la redacción del presente trabajo (figura 2.11). El sistema consiste en un dispositivo háptico con 5 grados de libertad, una adaptación del dispositivo VLI modificado para permitir el uso de instrumental real (ver figura 2.14) y una plataforma software que realiza el procesamiento de información en tiempo real y ofrece interacción con el cirujano.

Una de las principales aportaciones del simulador CELTS es la definición de una métrica de evaluación basada en la información recogida por el dispositivo, cuyos resultados se muestran en una interfaz web donde consultar los datos de la evaluación que previamente han sido almacenados en un servidor central [104, 105]. Además, el simulador CELTS se ha utilizado también en un estudio comparativo para comprobar la utilidad de los simuladores como sistemas de evaluación de destrezas en cirugía de mínima invasión [68]. Los parámetros utilizados por el simulador CELTS son: P_1 tiempo empleado (*seg*), P_2 camino recorrido (*cm*), P_3 percepción de profundidad (*cm*), P_4 suavidad de movimiento⁹ (*cm/s₃*) y P_5 orientación del instrumental (*rad*), además de una puntuación global [105].

⁸Del inglés, Computer Enhanced Laparoscopic Training System (CELTS).

⁹Se define como *sobreaceleración*, en inglés *jerk*, y representa los cambios en la aceleración.

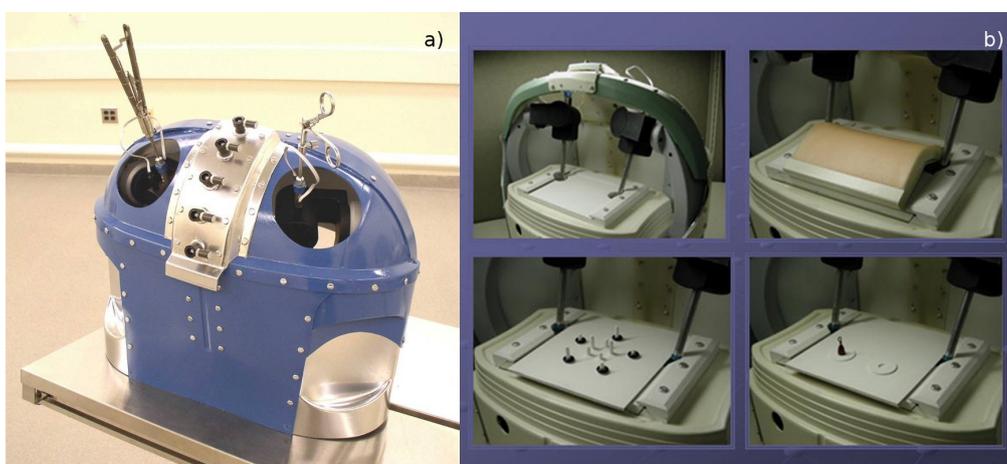


Figura 2.11: a) Simulador CELTS y b) algunos ejercicios básicos de entrenamiento.

2.3.4 EDGE

El simulador **EDGE** (Electronic Data Generation for Evaluation) se basa en el desarrollo *RedDragon* diseñado por el laboratorio de BioRobótica de la Universidad de Washington (brl.ee.washington.edu) y es un producto comercializado por la compañía Simulab Corporation (www.simulab.com). El simulador multimodal RedDragon fue premiado en 2006 por la James F. Lincoln Foundation e introduce importantes mejoras [106–108], entre ellas las más importantes: la capacidad de medir fuerzas y torsiones aplicadas y la posibilidad de aplicarlo en otros entornos como el animal de experimentación además de en simuladores. Sin embargo, el simulador EDGE ha adaptado el sistema Red Dragon para la utilización de instrumental específico y restringe su uso sólo para entrenamiento con simulador.

El simulador EDGE (ver figura 2.12) utiliza la tecnología desarrollada con el sistema *BlueDragon* para hacer mediciones cinemáticas y dinámicas [109] con 6 sensores que le permiten medir: tiempo, camino, rotación y fuerza del instrumental. Dicho sistema BlueDragon se utilizó en varios estudios para analizar ciertos aspectos de la cirugía de mínima invasión, como la fuerza aplicada durante la manipulación de tejidos [110] o la catalogación de procedimientos mediante el uso de modelos de Markov [111], que ha ofrecido resultados muy interesantes en la evaluación objetiva de destrezas [112]. En estos trabajos, se descompone la CMI en 14 ó 15 estados basados en un sistema de coordenadas esférico con el origen en el puerto de entrada. Además, el simulador EDGE permite el entrenamiento con múltiples tareas incluyendo las del FLS y permite utilizar los datos generados por cirujanos expertos con el sistema para la evaluación de los cirujanos noveles.

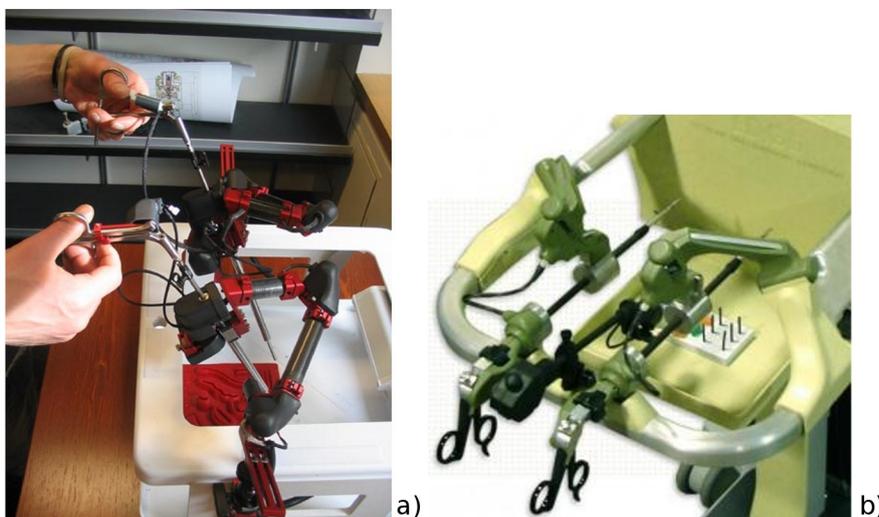


Figura 2.12: Simulador RedDragon: a) prototipo denominado RedDragon; b) versión comercial, EDGE (Simulab).

2.4 Seguimiento y hápticos

Los sistemas de seguimiento son una importante fuente de información para los simuladores híbridos y suelen clasificarse según la tecnología que utilicen en: ópticos [113], mecánicos [108], magnéticos [114–116] y de procesamiento de imagen [117–121]. Unos dispositivos de seguimiento especiales, que en ocasiones integran actuadores que les confieren la posibilidad de retroalimentar el sentido del tacto, son los hápticos. Estos aparatos son comúnmente utilizados en los simuladores de realidad virtual e híbridos [122–124].

La palabra **háptico** proviene del griego y significa “perteneciente al sentido del tacto”, aunque generalmente se denominan dispositivos hápticos a aquellas interfaces que transmiten los movimientos del usuario al sistema (*hápticos sin retroalimentación de fuerzas*), además de aquellos que presentan oposición a la actuación del usuario cuando el sistema se lo indica (*hápticos con retroalimentación de fuerzas*¹⁰). La figura 2.13 muestra algunos de los más conocidos, pero existen otros diseñados especialmente para la simulación de procedimientos laparoscópicos, de los que se muestran algunos ejemplos en la figura 2.14.

Aunque Birkfellner et al. repasan los principios y algunas de las aplicaciones de los diferentes dispositivos de tracking [125], nosotros nos centraremos en revisar los trabajos más interesantes que se han realizado en el campo del entrenamiento quirúrgico. A modo de resumen, la tabla 2.5 muestra una selección de dispositivos de tracking utilizados para cirugía laparoscópica.

¹⁰En inglés force-feedback haptic.



Figura 2.13: Algunos de los dispositivos hápticos existentes: a) Quanser 3DOF Planar Pantograph; b) Quanser 5DOF Haptic Wand; c) MPB Freedom 7S; d) Sensable Phantom Omni; e) Sensable Premium; f) Novint Falcon; g) ForceDimension Sigma 7; h) ForceDimension Delta 6; i) ForceDimension Omega 6; j) Haption Virtuose 6D Desktop; k) Haption Virtuose 6D35-45; l) Moog FCS HapticMaster.

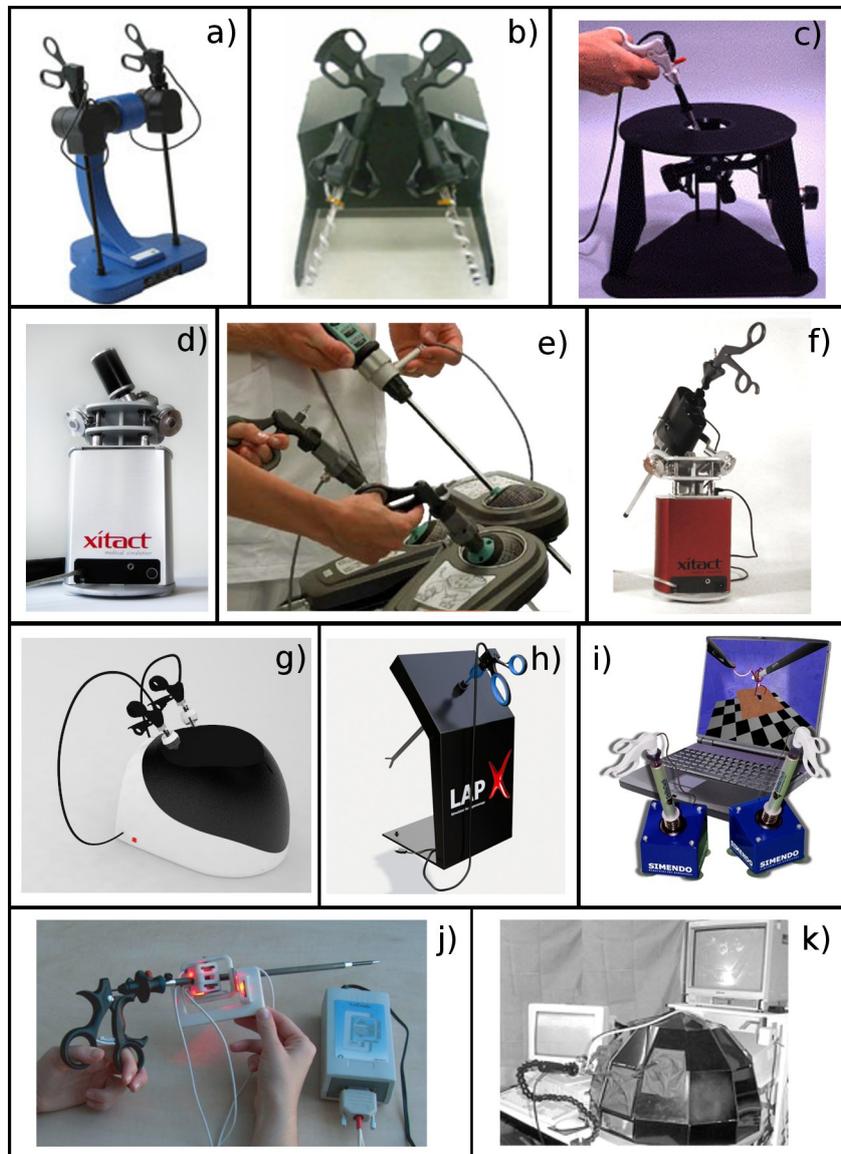


Figura 2.14: Algunos dispositivos hápticos especialmente adaptados para simulación laparoscópica: a) Laparoscopic Surgical Interface (LSI); b) Laparoscopic Surgical Workstation (LSW); c) Laparoscopic Impulse Engine (LIE); d) Instrument Tracking Port (ITP); e) Dispositivo de seguimiento de LapSim; f) Instrument Haptic Port (IHP); g) Force haptic; h) Lap-X; i) Simendo; j) TrEndo; k) Advanced Dundee Endoscopic Psychomotor Tester (ADEPT).

Dispositivo	Sistema	Mecanismo	DOF	Entorno	Portabilidad	Feedback	Resolución	Precisión	Disponibilidad
ProMIS	P	visual	3	F,RV,RA	No	Sí			Sí
EDGE	A,F	mecan. esférico	5	Todos	No		Sí		Sí
VLI	A	gimbal	5	RV	Sí	No	0,064°		No †
LSW	A	gimbal	6	RV	No	Sí	0,008mm		No †
ITP	A	PantoScope	5	RV	Sí	No			Sí ‡
IHP	A	PantoScope	4	RV	Sí	Sí			Sí ‡
Simendo	A	gimbal	4	RV	Sí	No			Sí ‡
Adept	A	gimbal	4	F	No	Sí		±0,5mm	No
TrEndo	A	gimbal	4	F,RV,RA	Sí	Sí	0,06mm	> 95 %	Sí ‡
Lap-X	A			RV	No				Sí
ARH	A	magnético	4	Todos	Sí	Sí			No
SAD	A	sensores	3	F	Sí	No		0,01mm	

Sistema: **P** - Pasivo, **A** - Activo, **F** - Retroalimentación de fuerzas; **DOF** - Grados de Libertad;

Entorno: **F** - Físico, **RV** - Realidad Virtual, **RA** - Realidad Aumentada, **Q** - Quirófano;

EDGE - Electronic Data Generation for Evaluation; **VLI** - Virtual Laparoscopic Interface; **LSW** - Laparoscopic Surgical Workstation;

ITP - Instrument Tracking Port; **IHP** - Instrument Haptic Port; **Adept** - Advanced Dundee Endoscopic Psychomotor Tester;

TrEndo - Tracking Endoscopy; **ARH** - Augmented Reality Haptic; **SAD**

Disponibilidad comercial del dispositivo

†Producto descatalogado.

‡Producto disponible integrado en simulador.

Tabla 2.5: Algunos de los principales sistemas de seguimiento utilizados en cirugía laparoscópica, también considerados como hápticos cuando se utilizan como interfaz de entrada/salida de algún simulador quirúrgico.

Uno de estos trabajos es el realizado por Chmarra et al. [126] para crear el dispositivo TrEndo, que es un sistema basado en un mecanismo de suspensión cardán¹¹ con tres sensores ópticos de ratones de ordenador, y por lo tanto de bajo coste, que registra 4 grados de libertad del instrumental quirúrgico (ver figura 2.14j). Recientemente, este dispositivo se ha integrado en el simulador LapStar (ver tabla 2.3) después de que diferentes estudios hayan demostrado su utilidad para la evaluación objetiva de destrezas quirúrgicas [127, 128]. Otro dispositivo que podría considerarse un referente en el seguimiento con fines de evaluación objetiva es el Imperial College Surgical Assessment Device (ICSAD) [129]. Este sistema utiliza un tracking electromagnético (Polhemus Isotrack) fijado sobre ambas manos del cirujano mediante una cinta con velcro para registrar y analizar posteriormente los movimientos realizados por el cirujano durante el procedimiento quirúrgico. Principalmente, han sido Datta [130–133] y Moorthy [134–136] los que más han utilizado este dispositivo, aunque también Bann [137, 138] y Mackay [139] han demostrado su utilidad, todos ellos bajo la dirección del Prof. Darzi [140]. Otros muchos estudios han utilizado ICSAD para la evaluación objetiva en diferentes disciplinas: anestesia [141], anastomosis vascular [142], microcirugía oftalmológica [143, 144] e incluso como complemento a otros sistemas de entrenamiento [145–147].

Algunos trabajos presentan diferentes montajes de sensores electromagnéticos sobre instrumental laparoscópico [114, 116, 148, 149] o en dispositivos hápticos que lo simulan [115]. Por un lado, Yamaguchi et al. [149] se centran en analizar diferentes métricas relacionadas con el movimiento del instrumental, mientras que Trejos et al. [148] integran en el instrumental, además de un sensor electromagnético para análisis de movimiento, galgas extensiométricas para medir las fuerzas y torsiones existentes en la punta del instrumental en sus 5 grados de libertad, denominando al sistema SIMIS (*Sensorized Instrument-based Minimally Invasive Surgery*). Posteriormente, Allen et al. [150] y Jayaraman et al. [151] han presentado estudios adicionales sobre entrenamiento quirúrgico utilizando el sistema SIMIS.

¹¹En inglés gimbal mechanism.

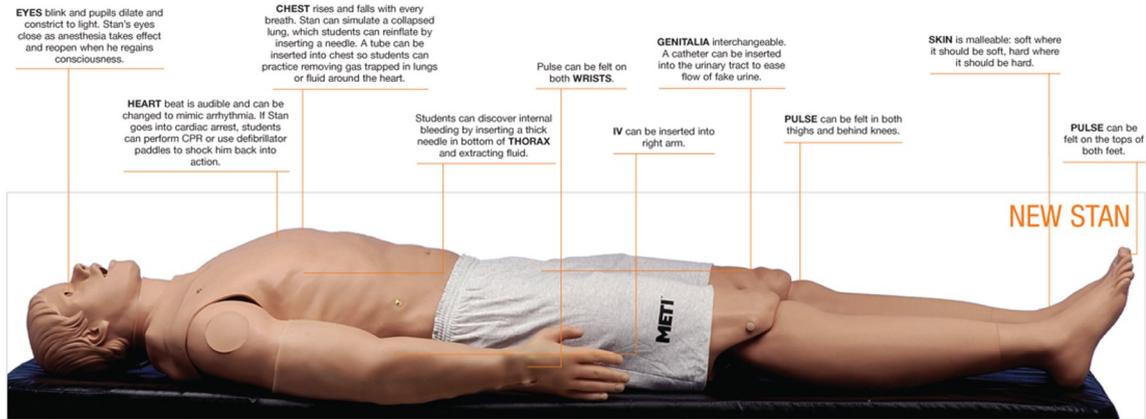


Figura 2.15: Simulador de pacientes de alta fidelidad y completamente automático. (fuente: METI)

2.5 Simuladores sensorizados

Por otro lado, están ampliamente extendidos los simuladores de pacientes humanos (HPS – human patient simulators) [152, 153] que disponen de sensores de precisión para facilitar un entrenamiento altamente realista y con multitud de parámetros configurables (ver figura 2.15).

Aunque en el ámbito del entrenamiento de destrezas quirúrgicas son aún pocos los ejemplos [154–156] de dispositivos equipados con sensores o electrónica avanzada (ver figura 2.16). Mucho más extendidos están los simuladores híbridos basados en aplicaciones informáticas [67, 101, 105] y componentes mecánicos [95, 108].

Como ya se detalló en el capítulo 2.3, el simulador LTS3e utiliza diferentes componentes mecánicos y electrónicos (fotoresistencias, potenciómetros, servomotores, etc.) para la monitorización del entrenamiento, además de para su posterior evaluación objetiva. Por otro lado, el sistema EDGE utiliza un mecanismo esférico que permite localizar el centro de la rotación en un punto remoto, en este caso el punto de entrada del trocar

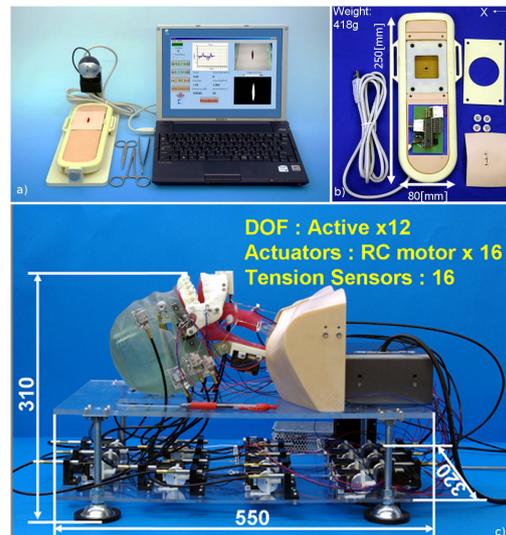


Figura 2.16: Sistemas WKS-2R y WKA-2 para simulación de: a,b) suturas y c) vías aéreas (fuente: Waseda Kyotokagaku).

en el abdomen y prepara el instrumental quirúrgico con sensores de fuerza/torsión que permiten registrar y evaluar posteriormente las fuerzas aplicadas por el cirujano durante entrenamiento.

El simulador de suturas de la figura 2.16b utiliza un conjunto de sensores para detectar la deformación sufrida por la espuma colocada en el interior del modelo. Estos sensores pueden medir parámetros como la fuerza empleada y la calidad de la sutura (utilizando en este último punto técnicas de procesamiento de imagen), para distinguir niveles de experiencia entre los diferentes cirujanos que realizan el ejercicio [155]. Además, existen otras aproximaciones para evaluar objetivamente la calidad de la sutura que utilizan sensores de fuerza y presión colocados en el instrumental para cuantificar las acciones del cirujano [158] o un tensiómetro para medir la resistencia final de la sutura [159–161]. Por otro lado, Horeman et al. utilizaron un ratón multidimensional (SpaceNavigator 6D) para adaptarlo a un simulador físico en ejercicios de sutura y utilizarlo como plataforma de fuerzas [157, 162] (figura 2.17).



Figura 2.17: Plataforma de Fuerzas desarrollada por la Universidad de Delft (fuente: Horeman et al. [157]).

2.6 Procesamiento de vídeo

El procesamiento de vídeo se ha utilizado con diferentes fines en el ámbito de la simulación híbrida. Quizá el principal objetivo hasta el momento haya sido el seguimiento del instrumental, pero también existen algunos ejemplos que analizan la realización de los ejercicios. Sin embargo, el procesamiento del vídeo quirúrgico ofrece otras aplicaciones no relacionadas con el entrenamiento, que son muy interesantes: entre otras, el reconocimiento de las diferentes fases del procedimiento quirúrgico [163–166], la reconstrucción tridimensional de las estructuras anatómicas visualizadas [167–172] o el seguimiento de dichas estructuras o tejidos [173–176]. En la figura 2.18 se han catalogado algunos de los trabajos más importantes realizados en el procesamiento de vídeo quirúrgico.

Por otro lado, centrandó la atención en el seguimiento de instrumental existen numerosos desarrollos que realizan una localización en tres dimensiones de la punta del instrumental: Doignon et al. [120] presentan varios métodos con y sin marcadores con especial interés para asistencia robótica; también con aplicación a la asistencia robótica Voros et al. [177] desarrollaron un método basado en las características geométricas del instrumental; de manera análoga, Allen et al. [178] utilizan las características geométricas del instrumental y las restricciones conocidas de un simulador

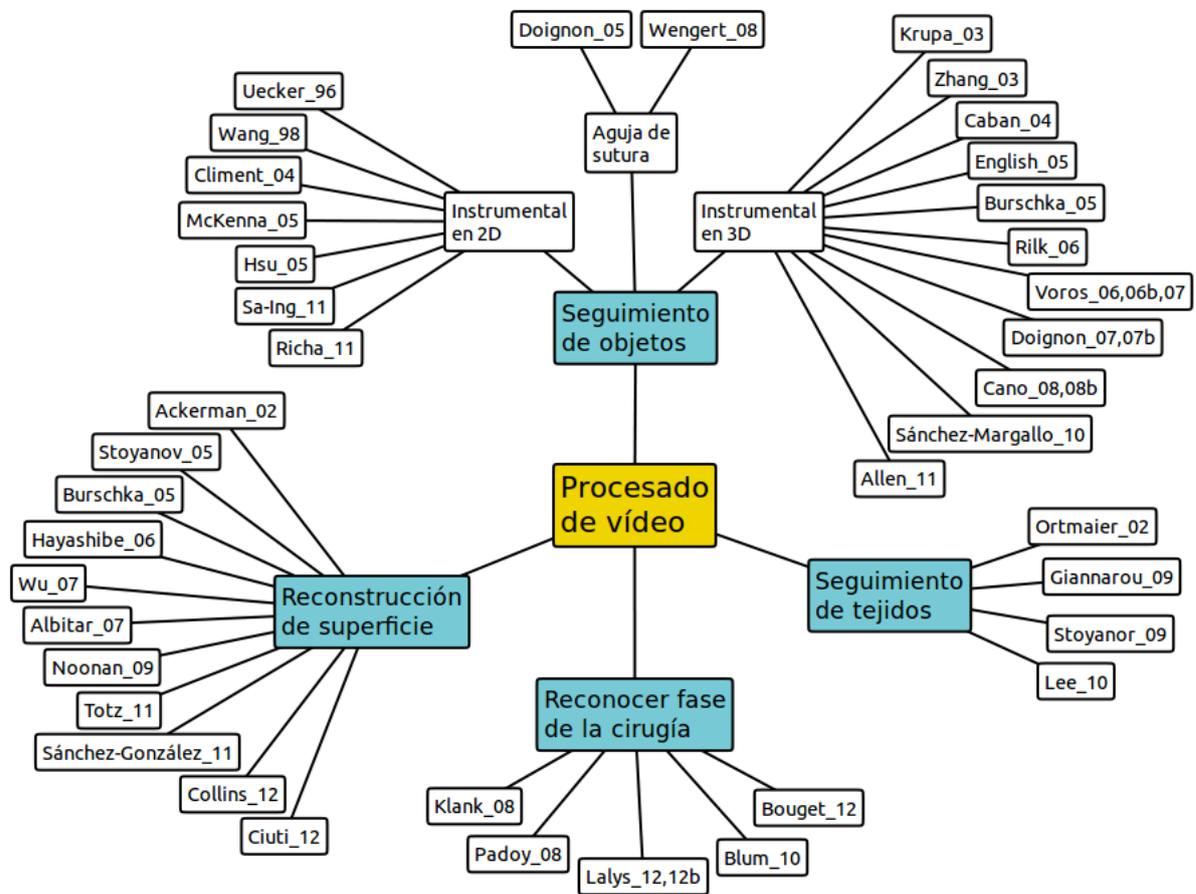


Figura 2.18: Revisión con algunos de los trabajos que han presentado resultados relevantes en el procesado del vídeo quirúrgico con diferentes finalidades.

de entrenamiento para su utilización como herramienta de evaluación objetiva; otro desarrollo para evaluación objetiva pero utilizando dos cámaras es el presentado por Sanchez-Margallo et al. [179]. Más trabajos interesantes que también consiguen la posición espacial del instrumental a través de imágenes de vídeo son los presentados por English et al. [117], Cano et al. [180], o Bouarfa et al. [181]. Aunque el simulador comercial que parece aprovechar mejor el seguimiento basado en vídeo podría ser PROMIS (ver apartado 2.3). Además, el seguimiento del instrumental en dos dimensiones se ha utilizado desde los años 90 para intentar guiar asistentes robóticos [182–184]. Aunque McKenna et al. [185] presentaron posteriormente otra aproximación de seguimiento bidimensional con interés en el análisis, los trabajos más recientes vuelven a focalizarse en aplicaciones de robótica y cirugía asistida [186, 187].

Por último, un aspecto de gran interés es el análisis del procedimiento quirúrgico a través del vídeo de forma automática o semiautomática. Existen estudios previos que demuestran la utilidad de realizar una evaluación del procedimiento quirúrgico

utilizando vídeos revisados por expertos, entre otras especialidades en endoscopia nasal [188], en cirugía vascular [189], y por supuesto también en laparoscopia [190–193]. En este sentido, los trabajos presentados por Padoy y Blum [194, 195], Bouarfa [181, 196] y Lalys y Bouget [163, 164] suponen interesantes avances hacia un análisis automático del vídeo quirúrgico.

Capítulo 3

Hipótesis

Partiendo de la base de que la complejidad del proceso formativo en CMI hace necesaria la utilización de tecnologías multidisciplinares para diseñar sistemas de entrenamiento y teniendo en cuenta que la evolución de los métodos y técnicas tradicionales para la formación laparoscópica apuntan que, una correcta utilización de la tecnología robótica y la visión artificial, pueden aportar grandes beneficios a la formación continuada de los cirujanos.

En esta tesis nos centraremos en los siguientes aspectos puntuales:

1. Tanto la tecnología, como la matemática nos deben permitir determinar la posición de la punta del instrumental en tiempo real. De esta forma, el sistema podrá utilizarse (si se desarrolla con elementos de coste bajo-medio) tanto en actividades formativas como en cirugía asistida por ordenador.
2. Para ciertos ejercicios básicos de entrenamiento laparoscópico se podrán diseñar y desarrollar dispositivos electromecánicos que: 1) faciliten la adaptación del entrenamiento a las necesidades de cada alumno, 2) automaticen y objetiven el proceso formativo mediante el uso de sensores y/o actuadores y 3) sean controlados por sistemas software que en base a métricas contrastadas sean capaces de evaluar sus habilidades y/o defectos en el seno del proceso formativo.
3. Otra serie de destrezas o habilidades laparoscópicas podrán ser analizadas con técnicas de visión artificial.

El principal desafío de los próximos años consiste en la creación de sistemas de entrenamiento y evaluación robustos y fiables con un coste asociado relativamente bajo, que faciliten la expansión de esta tecnología a la gran mayoría de profesionales sanitarios.

Capítulo 4

Objetivos

Partiendo de las hipótesis planteadas en el capítulo anterior y del paradigma de que la aplicación de los conocimientos propios de la ingeniería informática en un campo de importante repercusión social y económica como es la sanidad, y más en concreto, en la formación quirúrgica de los profesionales del sistema sanitario, va a repercutir directamente en una mayor calidad asistencial a los pacientes y en una optimización de los recursos sanitarios, en esta tesis doctoral se pretende la consecución del siguiente objetivo general:

- El diseño, desarrollo y validación de **metodologías y dispositivos para el entrenamiento** de cirujanos basados en técnicas de robótica y visión artificial: el seguimiento de objetos (tracking), el ensamblado y programación de componentes electrónicos (sensores, microprocesadores, etc.) y el análisis de imágenes de vídeo.

A partir de este objetivo general nacen los siguientes objetivos específicos en el campo de aplicación de técnicas propias de la robótica y la visión artificial al ámbito del entrenamiento y validación de destrezas en cirugía laparoscópica:

- La creación de un modelo de formación laparoscópico *novedoso* basado en las últimas tecnologías disponibles.
- La generación de un sistema de seguimiento (tracking) especialmente adaptado a las necesidades de la cirugía laparoscópica que comprenda tanto los dispositivos físicos, como el software específico.
- La construcción de un dispositivo multidisciplinar de entrenamiento especializado en la formación laparoscópica mediante el uso de varias disciplinas.
- El desarrollo de una aplicación a medida, para el análisis automático y objetivo de las sesiones de entrenamiento realizadas por los cirujanos, basada en técnicas de análisis y tratamiento de imágenes.

Capítulo 5

Metodología

No es porque las cosas sean difíciles por lo que no nos atrevemos; sino que por no atrevernos ellas se hacen arduas.

Séneca

En el diseño de los diferentes componentes software de este trabajo, se ha utilizado el *Lenguaje Unificado de Modelado* (UML¹) [197] y la mayoría de los desarrollos se han realizado con *programación orientada a objetos* en lenguaje *C++* [198, 199] bajo entorno Linux.

Para llevar a cabo la validación de los desarrollos, se ha considerado como principal referente el trabajo de Gallagher et al [200] y el manual metodológico de investigación de Hernández, Fernández-Collado y Baptista [201]. Según Hernández et al., todo instrumento de medición debe cumplir tres requisitos esenciales: *confiabilidad*, *validez* y *objetividad*.

DEFINICIÓN 4 La **confiabilidad** es el grado en que el instrumento produce resultados consistentes y coherentes.

DEFINICIÓN 5 La **validez** es el grado en que el instrumento en verdad mide la variable que se busca medir.

DEFINICIÓN 6 La **objetividad** se refiere el grado en que el instrumento es permeable a la influencia de los sesgos y tendencias de los investigadores que lo administran, califican e interpretan.

Estas tres características suelen generar diferentes tipos de evidencias que según la aplicación concreta del instrumento de medida tendrán mayor o menor utilidad.

¹Del inglés, Unified Modeling Language (UML).

En resumen, una particularización de estas características generales en sistemas que pretendan medir el entrenamiento en CMI podría ser el siguiente:

- **Confiability**, más comúnmente denominada en el ámbito del entrenamiento quirúrgico como *fiabilidad*. Existen varios procedimientos para su cálculo:
 - **Medida de estabilidad** o estudio por test-retest, consistente en realizar las mismas tareas quirúrgicas dos o más veces con un mismo grupo de cirujanos después de cierto periodo.
 - **Método de formas alternativas o paralelas**, consistente en utilizar dos o más versiones equivalentes (pero distintas) de los ejercicios en un periodo relativamente corto de tiempo.
 - **Método de mitades partidas** o split-halves, que persigue minimizar las mediciones en el grupo de cirujanos, para lo cual divide el entrenamiento completo en dos mitades equivalentes de tareas con el objetivo de buscar la correlación entre las dos partes del entrenamiento de un mismo cirujano.
 - **Medidas de consistencia interna**, entre las que se encuentran el test *alfa de Cronbach*, y los *coeficientes KR-20*, *KR-21* de Kuder y Richardson, que también necesita una sola realización del entrenamiento por cada cirujano del grupo pero sin necesidad de dividirlo en dos mitades equivalentes.
 - **Fiabilidad industrial**, en el que se estudia la consistencia del sistema frente a errores físicos, de diseño, etc.
- **Validación aparente**, consistente en determinar si lo que representa el simulador se parece a la realidad que pretende simular.
- **Validación de contenido**, utilizada para evaluar los contenidos del simulador como una herramienta formativa.
- **Validación de construcción**, que estudia la capacidad del simulador para distinguir sujetos con diferente nivel de experiencia.
- **Validación concurrente**, encargada de comprobar los resultados obtenidos por el simulador, mediante una puntuación generalmente, con los de otro sistema ya validado y tomado como referencia (patrón oro).
- **Validación discriminante**, que pretende comprobar que la puntuación ofrecida por la herramienta de evaluación realmente se correlaciona con los factores que debería hacerlo.
- **Validación predictiva**, que determina la posibilidad de que las destrezas adquiridas se transfieran a la práctica en quirófano real.

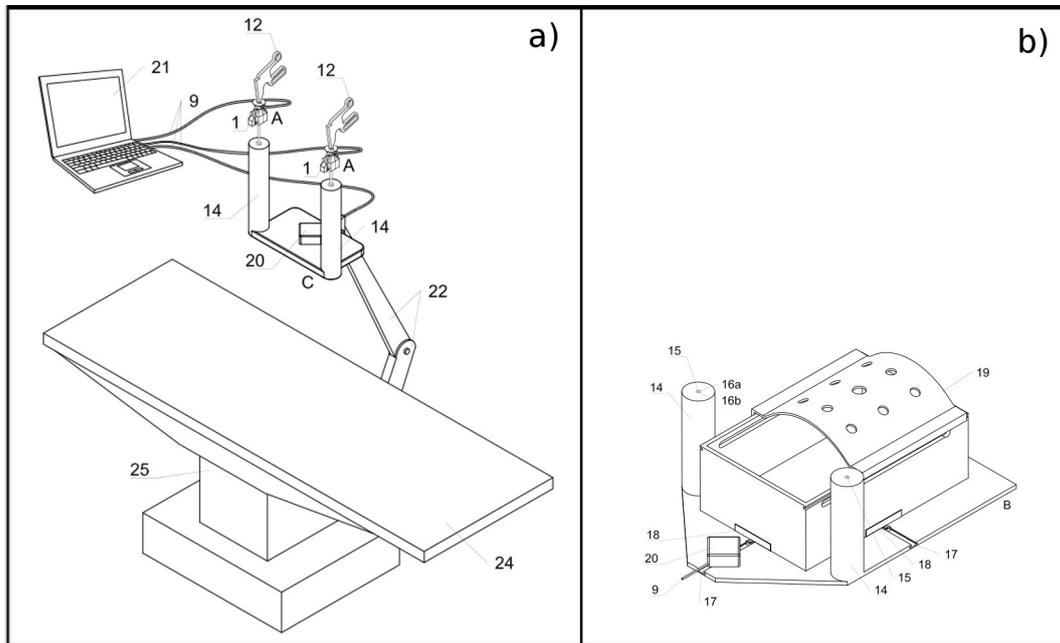


Figura 5.1: a) Soporte diseñado para uso en cirugía real; b) soporte diseñado para uso con simuladores de entrenamiento.

5.1 Augmented Reality Haptic (ARH)

El sistema ARH consiste en un soporte universal para acoplar el receptor de un sistema de seguimiento (en nuestro caso un modelo electromagnético Polhemus Isotrack II ², pero podría adaptarse para diferentes tipos de tecnologías) al instrumental laparoscópico y el procedimiento para utilizar los resultados obtenidos por el sistema de seguimiento de forma que sean de mayor utilidad para los cirujanos, tanto en su formación (será la aplicación en la que nos centremos) como para su uso intraoperatorio (cirugía asistida, evaluación objetiva de destrezas en situaciones no ideales o incluso para comparación de varias técnicas entre sí). Para estas dos funcionalidades, se han diseñado además sendas plataformas de calibración y uso del sistema en formación y en cirugía real. La figura 5.1a muestra el soporte de sujeción del sistema a una mesa quirúrgica para utilizar el sistema en procedimientos quirúrgicos, mientras que la figura 5.1b muestra la plataforma sobre la que se puede colocar un simulador físico de entrenamiento tradicional para utilizar el sistema ARH en actividades de formación.

²www.polhemus.com

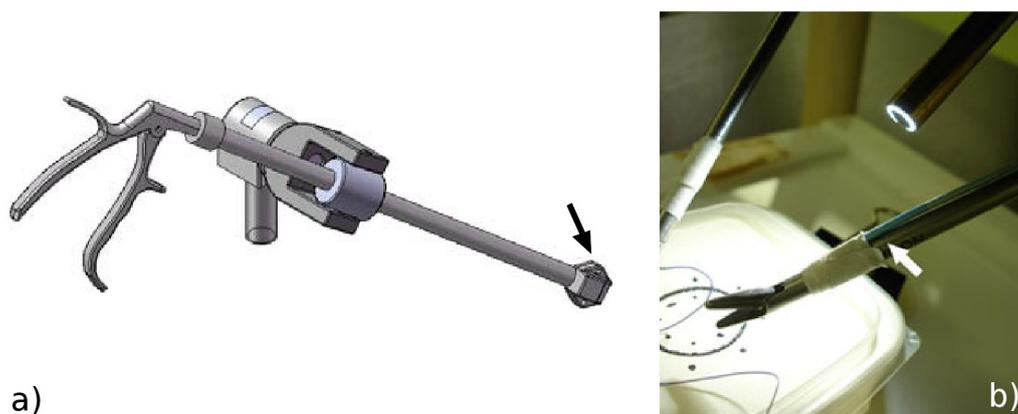


Figura 5.2: a) Díaz et al. [115] colocan el sensor isotrack en la punta del instrumental (flecha negra); b) Mientras que Yamaguchi et al. [149] utilizan un sensor en miniatura también en la punta del instrumental (flecha blanca).

5.1.1 Diseño y descripción del dispositivo

Como ya se vio en el capítulo de antecedentes, todos los sistemas de seguimiento electromagnético para la localización de instrumental laparoscópico han utilizado hasta el momento conceptualmente la misma aproximación: colocar el sensor en el extremo distal. Esta solución conlleva la necesidad de preparar el instrumental para que el sensor electromagnético se incruste en el interior del vástago (ver figura 5.2a), generalmente utilizando sensores en miniatura, o la colocación del sensor adherido en la parte exterior de vástago (ver figura 5.2b), con la consecuente imposibilidad de utilizar el instrumental en cirugía real.

El dispositivo diseñado³ toma como base los siguientes aspectos:

1. La facilidad de uso de los dispositivos de seguimiento con cualquier tipo de instrumental para poder utilizar el sistema en diferentes entornos.
2. El cálculo de la información relativa a la punta del instrumental sin necesidad de modificar o inutilizar el instrumental quirúrgico para su uso en situaciones reales.

La *primera versión* del sistema ARH se diseñó para colocar el sensor electromagnético en el mango del instrumental de forma que el eje X del sistema de referencias local se alinee con el vástago del instrumental. Esta alineación (figura 5.3a) facilita el cálculo de la posición de la punta del instrumental al mantener el sensor y el vástago del mismo con un eje en común en todo momento (ver figura 5.3b). Las mejoras introducidas en la *segunda versión*, que finalmente han producido la solicitud de patente, se centran en facilitar el montaje y utilización del sistema ARH

³Solicitud de patente N° P201101176

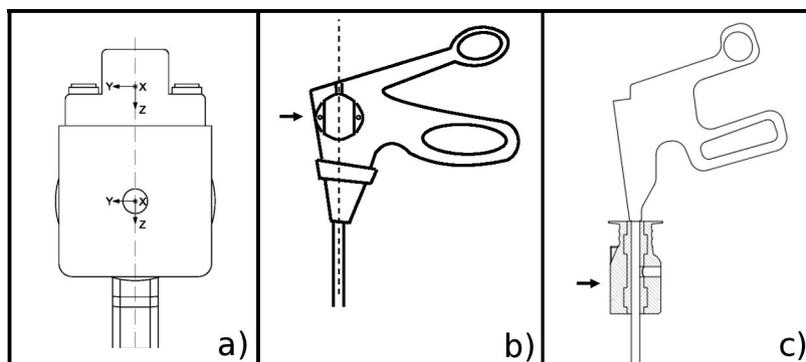


Figura 5.3: a) Detalle de la alineación de los ejes del sensor y el instrumental (vista frontal de la segunda versión del dispositivo); b) Primera versión del dispositivo ARH; c) Segunda versión del dispositivo con el soporte de anclaje en el vástago del instrumental. En ambas imágenes, una flecha señala dónde se coloca el tracker.

asegurando a la vez la precisión y adaptabilidad del dispositivo para su aplicación en diferentes tipos de instrumental (ver figura 5.3c). La figura 5.4 muestra la plataforma desarrollada para adaptar el sistema ARH a cualquier simulador de entrenamiento y en el ANEXO .1 puede encontrarse la solicitud de patente con el juego completo de reivindicaciones, las figuras y la descripción detallada de la invención.

A continuación, siguiendo la metodología UML [197] se realiza una especificación de requisitos, además de una exposición de los modelos que definen el comportamiento y los actores implicados en el sistema.

Especificación de requisitos

Las necesidades que debe cubrir el sistema desarrollado para el dispositivo ARH se traducen en los requisitos funcionales y no funcionales⁴ que se muestran en la tabla 5.1.

Casos de uso

El diagrama 5.5a presenta un resumen de todas las posibilidades ofrecidas por el sistema: los posibles usuarios (*actores*) y las acciones permitidas (*procesos*), además de las relaciones existentes entre ellos. Este diagrama recoge todas las especificaciones indicadas en los requisitos funcionales y no funcionales. Por otro lado, el diagrama 5.5b muestra los posibles estados por los que puede pasar el sistema.

⁴Un *requisito funcional* describe el comportamiento específico de un sistema, es decir, cómo deben materializarse los casos de uso y un *requisito no funcional* se centra en el diseño, es decir, criterios para evaluar las operaciones definidas por los requisitos funcionales. Ejemplos típicos de requisitos funcionales y no funcionales son “guardar los datos del estudio en un archivo” y “fiabilidad: asegurar que el sistema se comporte siempre igual”, respectivamente.

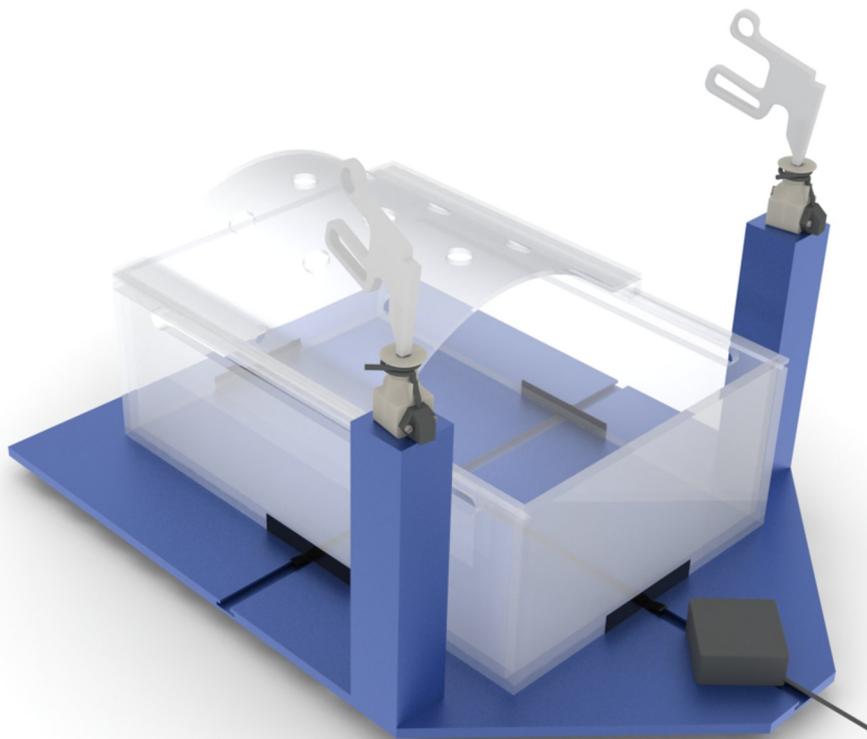


Figura 5.4: Render de la plataforma de calibración y uso en entrenamiento laparoscópico.

ID	Descripción de Requisitos
ReqF1	El sistema debe ser compatible con el dispositivo de seguimiento electromagnético Isotrack II.
ReqF2	El sistema debe ser compatible con cámaras USB.
ReqF3	El sistema debe permitir la grabación de sesiones de entrenamiento quirúrgico.
ReqF4	El sistema debe permitir la grabación de sesiones de cirugía real (procedimientos quirúrgicos).
ReqF5	El sistema debe recoger los datos de seguimiento: posición, velocidad y aceleración de la punta del instrumental.
ReqF6	El sistema debe asociar cada sesión a un cirujano.
ReqF7	El sistema debe sincronizar los datos procedentes del tracker y de la cámara en la captura.
ReqF8	El sistema debe reproducir las grabaciones realizadas para su análisis posterior.
ReqF9	El sistema debe reproducir de forma sincronizada el vídeo y los datos del tracker, permitiendo: pausar, adelantar y retrasar la reproducción.
ReqF10	El sistema debe permitir la visualización gráfica y numérica de los datos del seguimiento en la reproducción.
ReqF11	El sistema debe poder utilizarse con diferente tipo de instrumental.
ReqNF1	La instalación del sistema, incluyendo conexión de cableado y colocación de todos los dispositivos necesarios, no debe superar los 5 minutos.
ReqNF2	La configuración del sistema, incluyendo definición de parámetros de comunicación, selección de dispositivos y calibraciones, no debe superar los 2 minutos.
ReqNF3	Un administrador experimentado, tras entrenamiento de 1 hora y con el manual de instrucciones, debe ser capaz de cumplir con los tiempos marcados en los requisitos ReqNF1 y ReqNF2.
ReqNF4	Un investigador, tras entrenamiento de 1 hora, debe ser capaz de manejar la aplicación del sistema cometiendo menos de 2 errores como promedio por sesión.
ReqNF5	El sistema debe poder utilizarse en modo gráfico (interfaz gráfica) y modo comandos (consola).
ReqNF6	El sistema debe tener un promedio de errores, no debidos al usuario, menor a 10 cada 100 sesiones.

Tabla 5.1: Listado de requisitos del sistema ARH: funcionales (ReqF) y no funcionales (ReqNF).

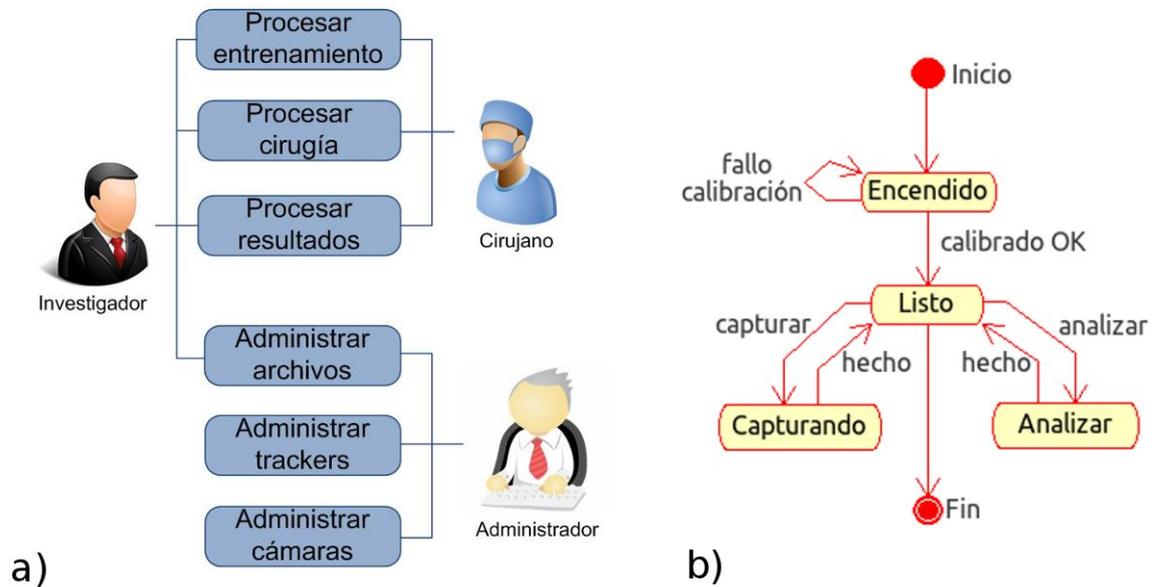


Figura 5.5: Diagramas del sistema ARH: a) casos de uso y b) estados.

Cada una de estas acciones se denomina *caso de uso* y se han definido según las necesidades de los diferentes actores para modelar de forma clara y concisa el flujo de trabajo, además de todos los factores que puedan tener influencia en el sistema.

1. Procesar Entrenamiento

Actores	Investigador, Cirujano
Precondición	El sistema debe tener configurados tracker y cámara.
Postcondición	Se genera estudio: vídeo + seguimiento.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Investigador identifica estudio. 2. Cirujano realiza ejercicio de entrenamiento. 3. Sistema muestra y almacena información.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si no hay tracker o cámara.
Camino alternativo (A2)	Si no se identifica estudio, solicitar nombre.

 2. Procesar Cirugía

Actores	Investigador, Cirujano
Precondición	El sistema debe tener configurados tracker y cámara.
Postcondición	Se genera estudio: vídeo + seguimiento.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Investigador identifica estudio. 2. Cirujano realiza procedimiento quirúrgico. 3. Sistema muestra y almacena información.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si no hay tracker o cámara.
Camino alternativo (A2)	Si no se identifica estudio, solicitar nombre.

 3. Procesar Resultados

Actores	Investigador
Precondición	Debe existir algún estudio guardado.
Postcondición	Se generan archivos con las métricas.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Investigador carga estudio. 2. Sistema realiza cálculos de las métricas disponibles. 3. Investigador interpreta resultados (comparación vídeo/métricas).
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si no hay estudios.
Camino alternativo (A2)	Mostrar error si los datos del tracker son inconsistentes para calcular métricas.
Camino alternativo (A3)	Mostrar error si el vídeo no está disponible.

4. Administrar Trackers

Actores	Administrador, Investigador
Precondición	Debe haber tracker conectado al sistema y el soporte colocado en el instrumental.
Postcondición	Trackers deben quedar conectados y activos.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Administrador configura parámetros conexión. 2. Sistema detecta y arranca trackers. 3. Investigador calibra el sistema.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si hay error en la configuración.
Camino alternativo (A2)	Mostrar error si no se calibra correctamente.

5. Administrar Cámaras

Actores	Administrador
Precondición	Debe haber cámara conectada al sistema.
Postcondición	Cámara debe quedar conectada y activa.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Administrador configura drivers cámara. 2. Sistema detecta y arranca cámara.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si no se puede abrir flujo de lectura o de escritura.

6. Administrar Archivos

Actores	Investigador
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Investigador solicita acción sobre archivo: cargar, guardar, borrar. 2. Sistema realiza la acción solicitada.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si el formato de archivo es desconocido.

Implementación del sistema

Según las necesidades planteadas anteriormente, se presenta la solución software aportada. Como base del sistema ARH se han utilizado las librerías desarrolladas durante el trabajo presentado al Diploma de Estudios Avanzados [202] (serialPort, polhemus

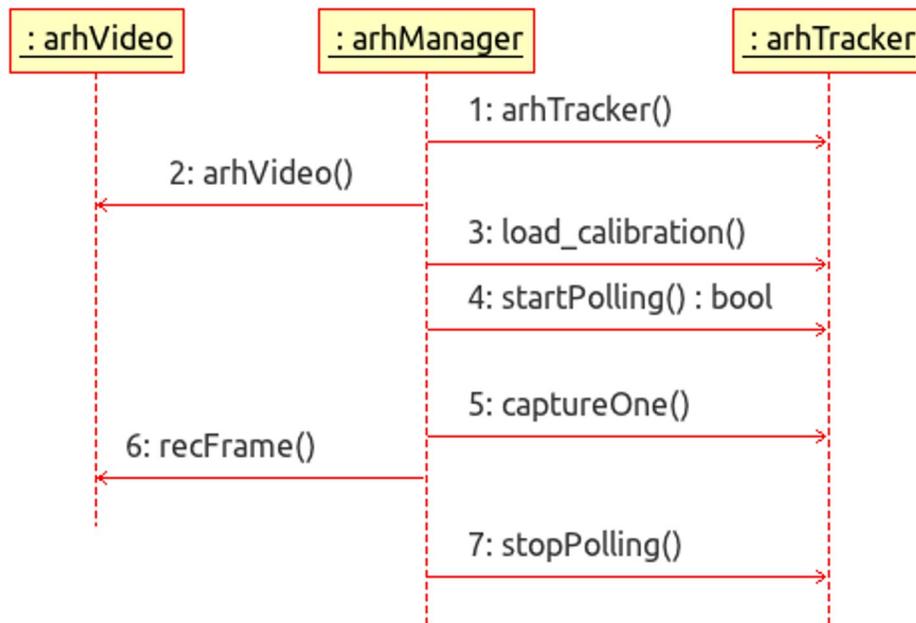


Figura 5.6: Diagrama de secuencias del flujo de funcionamiento del sistema ARH.

y `arhCallback`). Las figuras 5.6, 5.7 y 5.8 muestran el diagrama de secuencias del sistema ARH, las clases más importantes de la aplicación y una vista ampliada de dos de ellas (`arhManager` y `arhAnalyzer`), respectivamente.

Por otro lado, se presentan capturas de la versión gráfica de la aplicación (figuras 5.9 y 5.10), aunque el sistema también dispone de una versión de consola.

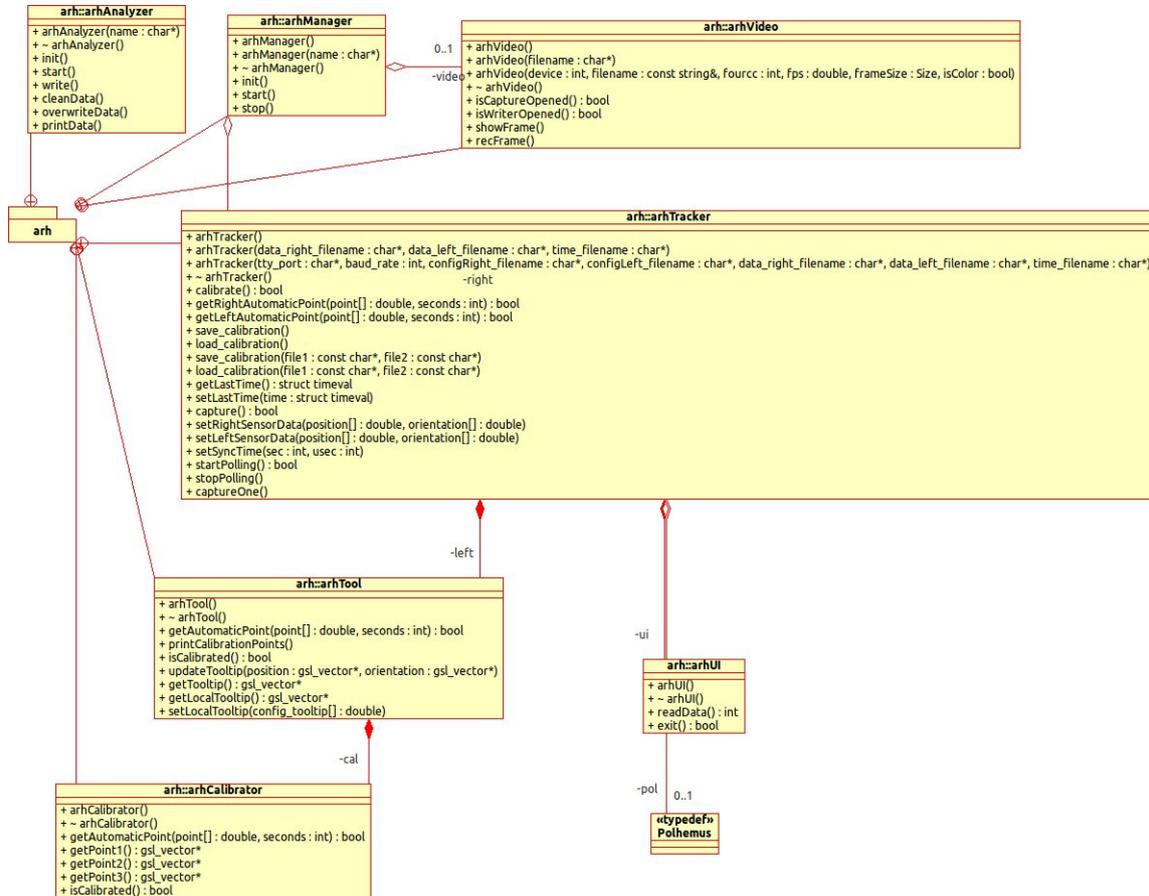


Figura 5.7: Esquema con las clases contempladas en el sistema ARH y su interrelación.

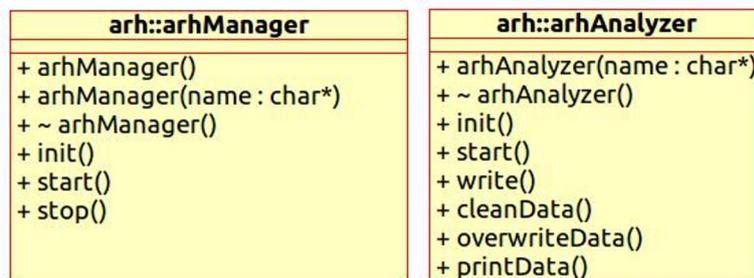


Figura 5.8: Clases arhManager y arhAnalyzer encargadas de la captura y el análisis de datos, respectivamente.

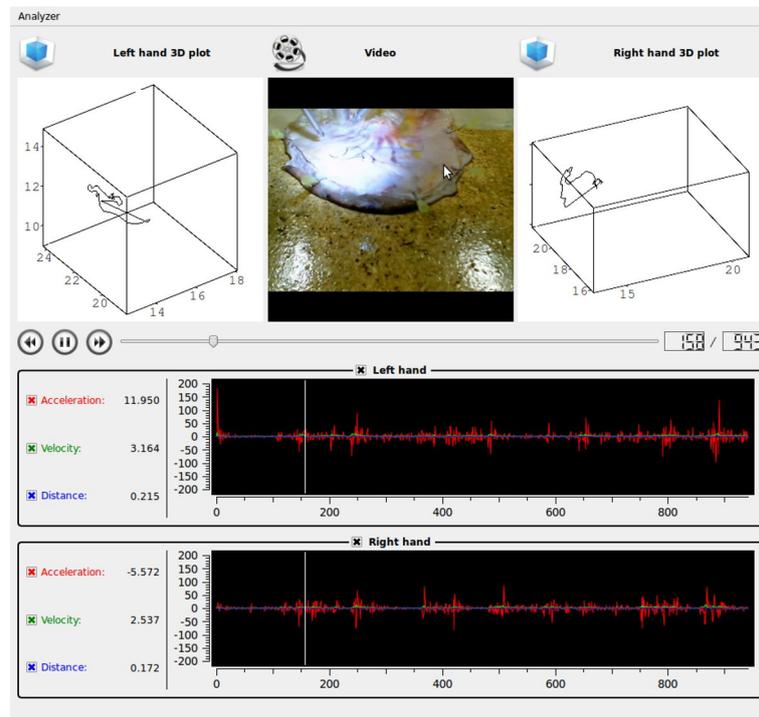


Figura 5.9: Captura de la ventana de análisis que muestra: el vídeo, una reconstrucción 3D y los datos de las métricas analizadas por el sistemas ARH.



Figura 5.10: Captura de la ventana principal del sistema ARH (de fondo) cuando se realiza la captura de datos (información de captura en primer plano).

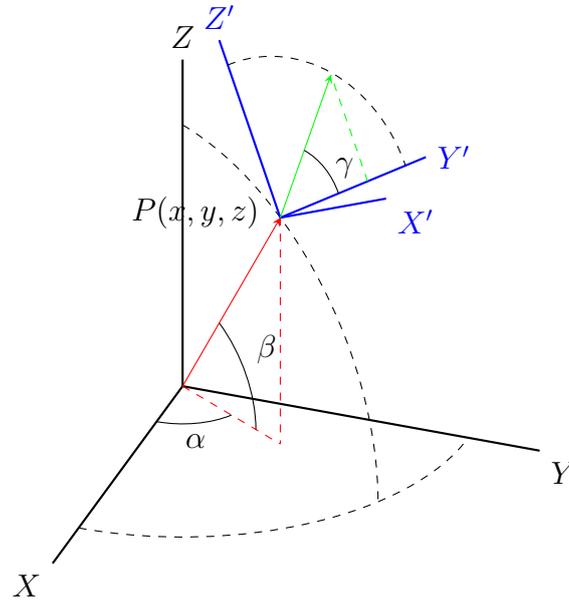


Figura 5.11: Sistemas de referencia G notado por los ejes X, Y, Z y L por los ejes X', Y', Z' . Los ángulos α , β y γ corresponden al *azimuth*, *elevation* y *roll* del sistema de seguimiento polhemus.

5.1.2 Fundamentos

El dispositivo ARH utiliza un cambio de sistema de referencia como mecanismo para calcular las coordenadas de la punta del instrumental en base a la posición del sensor electromagnético, debido a que la posición relativa entre ambos es constante una vez montado el sistema. Para poder realizar esta operación es necesaria una calibración previa del sistema ARH que nos facilite esta *posición relativa*.

Por lo tanto, dado un sistema de coordenadas cartesianas global G que hará referencia a los valores obtenidos por el sistema de seguimiento y un sistema de coordenadas cartesianas local L definido en el propio instrumental (figura 5.11), tenemos que cualquier punto P puede expresarse en cualquiera de los dos sistemas tal que:

$$G(x, y, z) \in \mathbb{R}^3$$

$$L(x', y', z') \in \mathbb{R}^3$$

Una vez fijado el soporte universal al instrumental laparoscópico, se introduce la pinza en la plataforma de calibración y se realizan los movimientos indicados según la figura 5.12. Como el eje X del sensor electromagnético y el vástago del instrumental están perfectamente alineados, la rotación sobre el vástago genera un recorrido circular del sensor con el centro de giro en el propio centro del vástago. Con este movimiento se capturan automáticamente tres puntos para calcular la posición de la punta del instrumental en el sistema de coordenadas local. Este valor calculado

permanecerá fijo a menos que el soporte universal se desacople del instrumental. Según el diseño de dicho soporte, el centro de giro del vástago del instrumental coincide con el centro de giro del sensor electromagnético. De esta forma, los tres puntos capturados durante el proceso de calibración forman una circunferencia cuyo centro coincide con el centro del vástago. A continuación, calcularemos dicho centro y el radio de la circunferencia descrita por el sensor utilizando el método geométrico definido por Pedoe [203]. Estos dos valores serán la clave que nos permita conocer la posición de la punta del instrumental en el sistema de coordenadas local L .

Dados los tres puntos capturados (x_i, y_i, z_i) donde $i = 1, 2, 3$ podemos simplificar los cálculos considerando que al introducir el instrumental en el sistema de calibración nos limitamos al plano XY , pudiendo de esta manera obviar la coordenada Z . Por lo tanto, tenemos:

$$\begin{vmatrix} x^2 + y^2 & x & y & 1 \\ x_1^2 + y_1^2 & x_1 & y_1 & 1 \\ x_2^2 + y_2^2 & x_2 & y_2 & 1 \\ x_3^2 + y_3^2 & x_3 & y_3 & 1 \end{vmatrix} = 0 \quad (5.1)$$

expandiendo el determinante,

$$a(x^2 + y^2) + b_x x + b_y y + c = 0 \quad (5.2)$$

donde a , b_x , b_y y c vienen dados por:

$$a \equiv \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & 1 \end{vmatrix} \quad (5.3)$$

$$b_x = - \begin{vmatrix} x_1^2 + y_1^2 & y_1 & 1 \\ x_2^2 + y_2^2 & y_2 & 1 \\ x_3^2 + y_3^2 & y_3 & 1 \end{vmatrix} \quad (5.4)$$

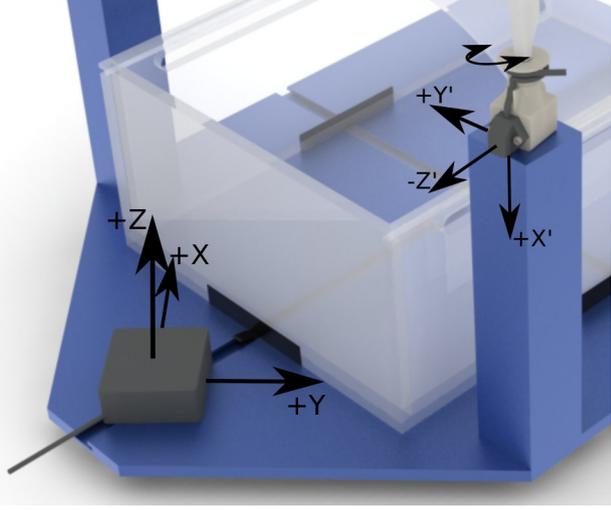


Figura 5.12: La calibración del sistema ARH se realiza colocando el instrumental en los soportes y girándolo sobre sí mismo. El esquema indica los ejes de coordenadas del emisor electromagnético y de los receptores.

$$b_y = \begin{vmatrix} x_1^2 + x_1^2 & x_1 & 1 \\ x_2^2 + x_2^2 & x_2 & 1 \\ x_3^2 + x_3^2 & x_3 & 1 \end{vmatrix} \quad (5.5)$$

$$c \equiv - \begin{vmatrix} x_1^2 + x_1^2 x_1 & y_1 \\ x_2^2 + x_2^2 x_2 & y_2 \\ x_3^2 + x_3^2 x_3 & y_3 \end{vmatrix} \quad (5.6)$$

Desarrollando cada coeficiente, sustituyendo en 5.2 y agrupando términos, obtenemos:

$$a \left(x + \frac{b_x}{2a} \right)^2 + a \left(y + \frac{b_y}{2a} \right)^2 - \frac{b_x^2}{4a} - \frac{b_y^2}{4a} + c = 0 \quad (5.7)$$

de esta forma, la ecuación de la circunferencia circunscrita sería:

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = r^2 \quad (5.8)$$

podemos definir las coordenadas del centro con respecto al sistema de referencia global, (x_0, y_0) , como:

$$x_0 = -\frac{b_x}{2a} \quad y_0 = -\frac{b_y}{2a} \quad (5.9)$$

y el radio de la circunferencia, r , como:

$$r = \frac{\sqrt{b_x^2 + b_y^2 - 4ac}}{2|a|} \quad (5.10)$$

Una vez calculada r , se obtiene la longitud del instrumental L , para definir la posición local de la punta del instrumental $P_l(x_l, y_l, z_l)$, de la siguiente forma:

$$L = \left| \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 z_i - Z_{cal} \right| \quad (5.11)$$

donde:

$Z_{cal} = 2,76cm$, es la distancia definida por el fabricante del sistema de seguimiento desde el centro del sistema de referencia a la base del mismo.

De esta forma, el punto P_l se define durante el proceso de calibración del sistema como:

$$P_l = (L, 0, r) \quad (5.12)$$

Por otro lado, una vez obtenido P_l durante el proceso de calibración, para calcular la posición del punto $P_g(x_g, y_g, z_g)$ en el sistema de referencia global G (ver figura 5.13) será necesario utilizar los valores ofrecidos por el sistema de seguimiento $(x_s, y_s, z_s, \alpha, \beta, \gamma)$. Siendo $S_g(x_s, y_s, z_s)$ la posición del sensor en el sistema de referencia G y siendo $R(\alpha, \beta, \gamma)$ las tres rotaciones (*azimuth, elevation, roll*) que sitúan el sistema de referencia local L con respecto al sistema global G , podemos definir R_{az} , R_{el} y R_{ro} de la siguiente forma:

$$R_{az} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

$$R_{el} = \begin{bmatrix} \cos \beta & -\sin \beta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ \sin \beta & \cos \beta & 0 \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

$$R_{ro} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & \sin \gamma \\ 0 & -\sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (5.15)$$

la matriz de rotación compuesta será:

$$M = R_{az} \cdot R_{el} \cdot R_{ro} \quad (5.16)$$

$$M = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \beta & -\sin \beta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ \sin \beta & \cos \beta & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & \sin \gamma \\ 0 & -\sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (5.17)$$

$$M = \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \alpha & \cos \beta \sin \alpha & -\sin \beta \\ \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha - \cos \gamma \sin \alpha & \sin \gamma \sin \beta \sin \alpha + \cos \gamma \cos \alpha & \sin \gamma \cos \beta \\ \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha + \sin \gamma \sin \alpha & \cos \gamma \sin \beta \sin \alpha - \sin \gamma \cos \alpha & \cos \gamma \cos \beta \end{bmatrix} \quad (5.18)$$

Una vez obtenida la matriz de transformación M que nos permite conocer la orientación de sistema local L en referencia al sistema global G , podemos obtener la posición global de la punta del instrumental P_g como sigue (ver figura 5.13):

$$P_g = M^{-1}P_l + S_g \quad (5.19)$$

donde:

$$\begin{aligned} P_g &= (x_g, y_g, z_g) \in G \\ P_l &= (x_l, y_l, z_l) \in L \\ S_g &= (x_s, y_s, z_s) \in G \end{aligned}$$

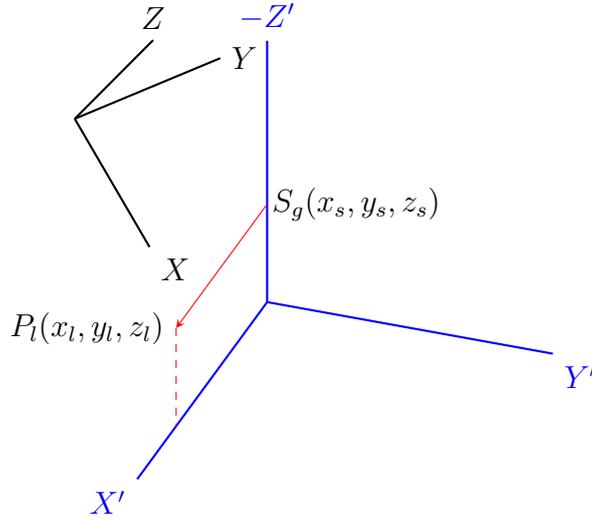


Figura 5.13: Posición relativa de la punta del instrumental P_l con respecto a la posición global del sensor S_g en el sistema de referencia local L .

Por lo tanto, P_g es la posición de la punta del instrumental en el sistema de referencia global, M^{-1} es la inversa de la matriz de transformación, P_l es la posición relativa de la punta del instrumental en el sistema de referencia local, calculada en la calibración inicial del sistema y S_g es la posición actual del sensor en el sistema de referencia global.

Para conocer la máxima precisión posible del sistema, se calcula el *error de propagación* cometido al trasladar los errores de medida cometidos por el sistema de seguimiento a los cálculos de la punta del instrumental mediante la matriz de transformación calculada anteriormente.

Por lo tanto, partiendo de la fórmula general para la propagación del error [204] y suponiendo que los errores cometidos en la medición de las variables son independientes y aleatorios:

$$\delta q = \sqrt{\left(\frac{\partial q}{\partial x} \delta x\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial q}{\partial z} \delta z\right)^2} \quad (5.20)$$

donde:

δq es el error propagado a la función $q(x, \dots, z)$
 x, \dots, z son las variables medidas para calcular q
 $\delta x, \dots, \delta z$ es la incertidumbre o error cometido en la medida de las variables

Queremos conocer la *propagación del error* que realiza nuestro sistema al transformar las coordenadas del punto P_l del sistema de coordenadas L al G , obteniendo

el punto resultante P_g mediante la matriz de transformación M . Las tres funciones 5.21, 5.35 y 5.36 que se definen a continuación, se extraen de la aplicación de la matriz de transformación que relaciona ambos sistemas a un punto perteneciente al primero de ellos, con el objetivo de obtener las coordenadas en el segundo.

$$f(x) = \cos \alpha \cos \beta L + x + (\cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma)r \quad (5.21)$$

donde:

α , β y γ son los ángulos de rotación relativos a azimuth, elevation y roll

L es la longitud del instrumental

r es la distancia (el radio) desde el sensor al centro del instrumental^a

^aLos valores L y r se calculan en el calibrado del sistema y para simplificar el problema suponemos que no introducen incertidumbre en el sistema.

Por lo tanto, en el cálculo de la coordenada x se define el error propagado $\delta f(x)$ como:

$$\delta f(x) = \sqrt{\delta f_x(x)^2 + \delta f_y(x)^2 + \delta f_z(x)^2 + \delta f_\alpha(x)^2 + \delta f_\beta(x)^2 + \delta f_\gamma(x)^2} \quad (5.22)$$

Y cada componente como:

$$\delta f_x(x) = \left| \frac{\delta f(x)}{\delta x} \right| \delta x \quad \delta f_y(x) = \left| \frac{\delta f(x)}{\delta y} \right| \delta y \quad \delta f_z(x) = \left| \frac{\delta f(x)}{\delta z} \right| \delta z \quad (5.23)$$

$$\delta f_\alpha(x) = \left| \frac{\delta f(x)}{\delta \alpha} \right| \delta \alpha \quad \delta f_\beta(x) = \left| \frac{\delta f(x)}{\delta \beta} \right| \delta \beta \quad \delta f_\gamma(x) = \left| \frac{\delta f(x)}{\delta \gamma} \right| \delta \gamma \quad (5.24)$$

En nuestro caso concreto, el fabricante del sistema de seguimiento define los errores del sistema electromagnético como:

$$\delta x = \delta y = \delta z = 0,24cm \quad (5.25)$$

$$\delta \alpha = \delta \beta = \delta \gamma = 0,01rad \quad (5.26)$$

Con lo que particularizando las ecuaciones anteriores, tendríamos:

$$\delta f_x(x) = 0,24cm \quad (5.27)$$

$$\delta f_y(x) = 0cm \quad (5.28)$$

$$\delta f_z(x) = 0cm \quad (5.29)$$

$$\delta f_\alpha(x) = |-r(\sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma) - \sin \alpha \cos \beta L| \delta \alpha \quad (5.30)$$

$$\delta f_\beta(x) = |\cos \alpha \cos \beta \sin \gamma r - \cos \alpha \sin \beta L| \delta \beta \quad (5.31)$$

$$\delta f_\gamma(x) = |(\sin \alpha \sin \gamma + \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma)r| \delta \gamma \quad (5.32)$$

Finalmente, tomando valores concretos para las variables α , β , γ , L y r , podemos calcular el error propagado en ese caso particular. Por lo tanto, utilizando los siguientes valores a modo de ejemplo tendríamos:

$$\alpha = 0rad \quad \beta = 0rad \quad \gamma = 0rad \quad L = 30cm \quad r = 2cm \quad (5.33)$$

$$\delta f(x) = \sqrt{0,24^2 + 0,02^2} = 0,24083189157585cm \quad (5.34)$$

De forma análoga, se definen $f(y)$, $f(z)$ y sus errores propagados $\delta f(y)$ y $\delta f(z)$:

$$f(y) = \sin \alpha \cos \beta L + y + (\sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma)r \quad (5.35)$$

$$f(z) = -\sin \beta L + z + \cos \beta \sin \gamma r \quad (5.36)$$

donde:

$$\delta f(y) = \sqrt{\delta f_x(y)^2 + \delta f_y(y)^2 + \delta f_z(y)^2 + \delta f_\alpha(y)^2 + \delta f_\beta(y)^2 + \delta f_\gamma(y)^2} \quad (5.37)$$

$$\delta f(z) = \sqrt{\delta f_x(z)^2 + \delta f_y(z)^2 + \delta f_z(z)^2 + \delta f_\alpha(z)^2 + \delta f_\beta(z)^2 + \delta f_\gamma(z)^2} \quad (5.38)$$

5.1.3 Validación

El sistema ARH se ha sometido a varios tipos de experimentos para comprobar su precisión, utilidad y robustez. Para ello, se ha utilizado como base el planteamiento desarrollado por Julian Much en su tesis doctoral [205], ya que el sistema ARH utiliza un sensor electromagnético para su funcionamiento. En la figura 5.14 se resume la subdivisión planteada por Much de los problemas presentes en la utilización de un sistema de seguimiento basado en tecnología electromagnética.

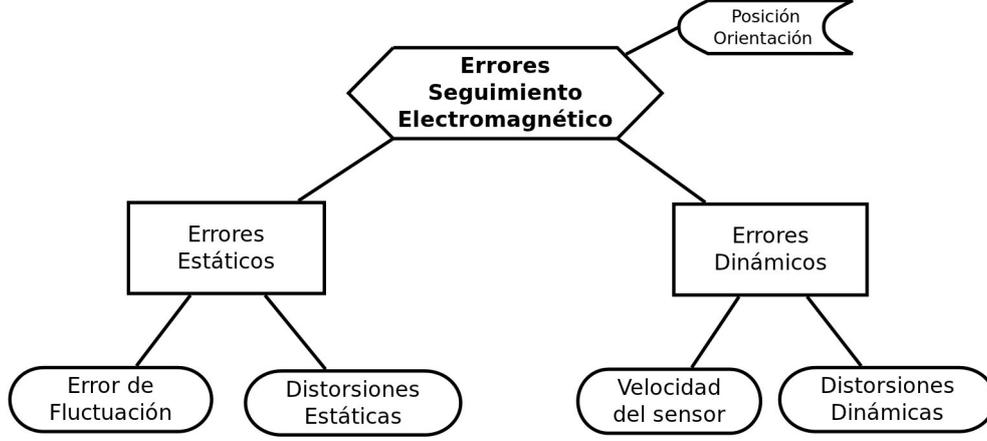


Figura 5.14: Esquema resumen de los posibles tipos de error (fuente: Julian Much [205]).

Definiendo las posiciones $p_i\{i = 1, \dots, N\}$ y las rotaciones $r_j\{j = 1, \dots, M\}$ obtenidas por el sensor electromagnético en un intervalo de tiempo ΔT , se consideran p_{mean} como la posición media, r_{mean} como la rotación media, $d(x, y)$ como la distancia euclídea entre dos puntos y $\phi(u, v)$ como la diferencia de rotación en todos los ángulos. Siendo $x = (x_1, y_1, z_1)$ e $y = (x_2, y_2, z_2)$ dos puntos en el espacio \mathfrak{R}^3 y definiendo los ángulos de rotación que definen la orientación (azimuth, elevation, roll) como $u = (u_1, v_1, w_1)$ y $v = (u_2, v_2, w_2)$.

$$p_{mean} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p_i \quad r_{mean} = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M r_j \quad (5.39)$$

$$d(x, y) = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2} \quad (5.40)$$

$$\phi(u, v) = \sqrt{(u_1 - u_2)^2 + (v_1 - v_2)^2 + (w_1 - w_2)^2} \quad (5.41)$$

Siguiendo la notación de Much se podrían definir dos tipos de errores: estático y dinámico. Los errores estáticos se dividen en *errores de fluctuación*, que se deben a las variaciones de las medidas del sensor electromagnético en un período de tiempo, y *distorsiones estáticas* debidas a la presencia de objetos eléctricos o metálicos que distorsionen el campo magnético generado por el sistema. Matemáticamente, estos errores se definen como:

- El error de fluctuación ($E_{jitterPos}$ y $E_{jitterRot}$)⁵ se define como la diferencia entre la localización real, tanto de posición como de ángulo, y la medición realizada por el sensor. Para determinar este error, en nuestro caso, se utiliza un sistema

⁵Jitter error en inglés, a veces también se denomina *ruido*.

de calibración como referencia (figura 5.15). Generalmente, el error de fluctuación se mide en *valor cuadrático medio (RMS)*⁶ y se calcula de acuerdo con 5.40 y 5.41 de la siguiente manera:

$$E_{jitterPos}(x) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d(p_{mean}, p_i)^2} \quad (5.42)$$

$$E_{jitterRot}(x) = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \phi(r_{mean}, r_j)^2} \quad (5.43)$$

siendo:

x la situación del sensor en el espacio, que se mantiene fija durante un ΔT .

$p_i \{i = 1, \dots, N\}$ y $r_j \{j = 1, \dots, M\}$ las posiciones y rotaciones obtenidas por el sistema.

- La distorsión estática ($E_{posMetal}$ y $E_{rotMetal}$) se produce por la presencia de objetos metálicos o eléctricos en un entorno cercano al sistema de seguimiento. Estos sistemas de seguimiento electromagnéticos son muy sensibles a este tipo de distorsiones, que pueden corregirse en cierta medida mediante la aplicación de *algoritmos de corrección de errores*, se calculan de la siguiente forma:

$$E_{posMetal}(x) = d(p_{ref}, p_{cur}) = \|p_{ref} - p_{cur}\|_2 \quad (5.44)$$

$$E_{rotMetal}(x) = \phi(r_{ref}, r_{cur}) \quad (5.45)$$

siendo:

p_{ref} y r_{ref} las posiciones y rotaciones sin distorsión utilizadas como referencia para el cálculo.

p_{cur} y r_{cur} las posiciones y rotaciones obtenidas por el sensor.

Por otro lado, se produce un tipo de errores significativos en determinadas condiciones de utilización de estos sistemas. Estos errores se denominan *errores dinámicos* y se deben a la *velocidad del sensor* y a *distorsiones dinámicas*. Estos errores se definen como:

- El error por velocidad del sensor (E_{vel}) suele ocurrir cuando el sensor del sistema de seguimiento se mueve con rapidez.

⁶De sus siglas en inglés, Root Mean Square (RMS).

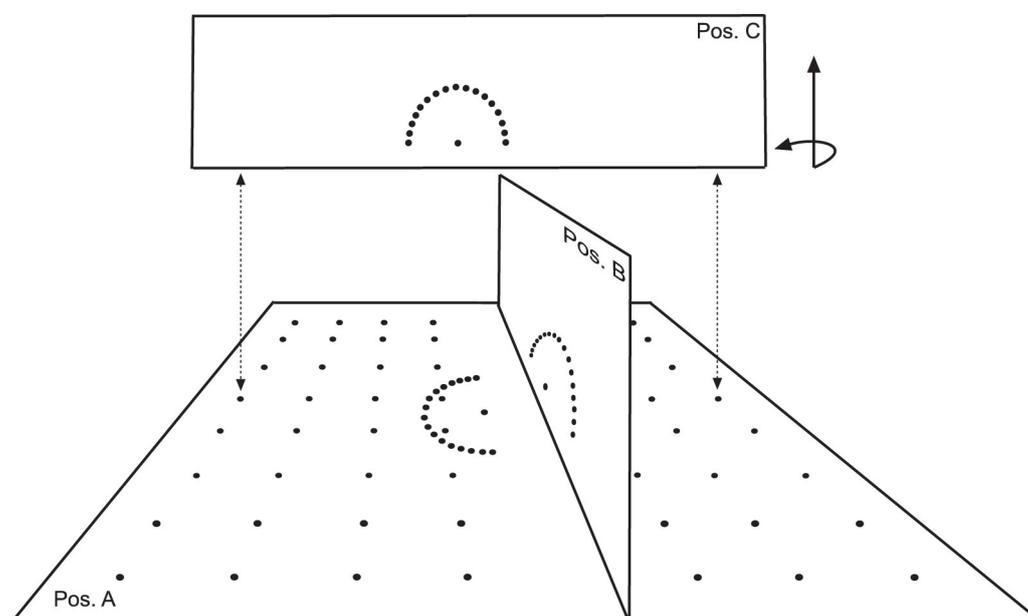


Figura 5.15: Montaje de la plataforma para realizar pruebas de validación del sistema ARH.

- Las distorsiones dinámicas se deben a la inserción de materiales conductivos o fuentes eléctricas en el campo de acción del sensor en tiempo de ejecución. Este tipo de errores son más difíciles de detectar y corregir que los producidos de forma estática.

Para realizar la medición de algunos de estos conceptos definidos se ha utilizado una variante del montaje desarrollado por Hummel [206], que permite validar la colocación del sensor electromagnético sobre el instrumental quirúrgico (ver figura 5.15). Las pruebas para validar el soporte universal de adaptación al instrumental laparoscópico se realizaron utilizando las posiciones B y C (ver figura 5.15 de la plataforma de calibración). Con este montaje se consigue una posición fija de la punta del instrumental para todas las posiciones relativas a diferentes grados de rotación sobre los 3 ejes de coordenadas. La plataforma vertical tiene 16 posiciones separadas $11,25^\circ$, que definen las rotaciones en los planos XZ e YZ . La rotación sobre el plano XY se mide sobre la plataforma horizontal.

Para comprobar la aplicación del sistema ARH en procedimientos laparoscópicos reales, se han realizado varios estudios sobre ejercicios de entrenamiento en sutura laparoscópica [207, 208]. Para la realización de estos estudios se definieron tres grupos de cirujanos divididos por experiencia (expertos, intermedios y noveles), ya que uno de los objetivos perseguidos es demostrar la capacidad del sistema ARH para distinguir entre cirujanos con diferentes niveles de destreza quirúrgica. Las métricas utilizadas por el sistema ARH se resumen en la tabla 5.2.

En uno de estos estudios de la sutura laparoscópica, se introduce el concepto

Métrica	Definición
<i>Tiempo total</i>	Es el tiempo empleado por el cirujano para completar el ejercicio.
<i>Camino total recorrido</i>	Es la distancia total recorrida por la punta del instrumental para realizar el ejercicio.
<i>Caminos parciales recorridos</i>	Es el valor medio de todas las distancias recorridas por la punta del instrumental entre cada lectura (aprox. 30Hz) del sistema ARH.
<i>Velocidad media</i>	Es la velocidad media alcanzada por la punta del instrumental entre cada lectura del sistema (aprox. 30Hz).
<i>Número de movimientos</i>	Se considera un movimiento cuando la aceleración es aproximadamente cero, salvo por un umbral de tolerancia.

Tabla 5.2: Métricas implementadas por el sistema ARH. Todas ellas, excepto *tiempo total*, se calculan para instrumental derecho e izquierdo.

de *Análisis del movimiento de la herramienta (TMA)* que desarrolla la técnica del *Análisis del movimiento de la mano (HMA)*⁷ especializándola para su aplicación a técnicas de cirugía mínimamente invasiva como la laparoscopia [207]. En este trabajo, se realizan un estudio de validez aparente y de construcción, mediante una encuesta y la realización de una sutura laparoscópica intracorpórea en simulador físico sobre tejido orgánico. En otro estudio, se utiliza el mismo protocolo para analizar el ejercicio de sutura laparoscópica descomponiéndolo en cuatro subtarefas: punción de la aguja, realización del primer, segundo y tercer nudo [208].

⁷Del inglés, Tool-motion analysis (TMA) y Hand-motion analysis (HMA).

5.2 Electronic Device for Endosurgical Skills Training (EDEST)

El dispositivo EDEST es un sistema electrónico concebido para evaluar de forma objetiva y automática la realización de dos maniobras laparoscópicas básicas: la triangulación y la coordinación. Para una correcta comprensión de la funcionalidad del dispositivo a continuación se explicarán los dos ejercicios seleccionados, de los que puede encontrarse más información en [32]:

- La **triangulación** es una maniobra laparoscópica básica imprescindible para el desarrollo de una correcta praxis quirúrgica. Tiene como principal objetivo la percepción de la profundidad en el espacio de trabajo, ya que la reproducción en un monitor (visión 2D) del campo quirúrgico real (órganos y objetos 3D) se convierte en el primer escollo a resolver cuando se comienza el entrenamiento. Por ello, el ejercicio consiste en localizar simultáneamente con ambas puntas del instrumental un punto concreto del tablero de entrenamiento: la diana. La precisión y la rapidez en la realización de esta maniobra son las dos características a medir.
- La **coordinación** de los movimientos de ambas manos mientras se manipulan e intercambian objetos entre ellas es la dinámica de este ejercicio. Con él, se perfecciona la percepción espacial adquirida en el ejercicio anterior, pero además se agudiza el cálculo de distancias y la destreza necesaria para manipular estructuras de distintos tipos. El ejercicio consiste en coger objetos rugosos (garbanzos) y lisos (alubias) de un dispensador y colocarlos en zonas determinadas del tablero de entrenamiento. De forma que en fases avanzadas del entrenamiento, dichos objetos tienen que ser intercambiados de una mano a otra antes de ser depositados. El tiempo invertido, la correcta realización (llevar el objeto al lugar indicado) y la ausencia de errores (no dejar caer el objeto, etc.) son los criterios para confirmar la realización del ejercicio de forma adecuada.

5.2.1 Diseño

El dispositivo EDEST se ha diseñado⁸ para permitir la adaptación del modelo de entrenamiento a las necesidades de cada cirujano en formación, manteniendo la autonomía del aparato y con ello la portabilidad, además de potenciar las capacidades de automatización y objetividad de las métricas utilizadas para evaluar las destrezas quirúrgicas.

⁸Patente ES 2342517 B1.

Para su construcción se utilizaron los siguientes componentes (ver figura 5.16): un microcontrolador, una memoria interna, un mini-teclado, una pantalla LCD, sensores de luminosidad, emisores y receptores de haz infrarrojo e indicadores luminosos. Además se utilizaron diferentes componentes electrónicos para la placa de control, la alimentación eléctrica y los conectores de entrada/salida para recibir y enviar los datos a un ordenador.

En la figura 5.17 se muestran los esquemas de diseño de cada uno de los componentes del dispositivo EDEST. Por un lado, se encuentran las conexiones del microcontrolador con el resto del sistema (figura 5.17a). Además, se muestra el funcionamiento interno de las cuencas y de la diana: figuras 5.17b y c, respectivamente. Por otro lado, la figura 5.18a muestra una fotografía del prototipo desarrollado y la figura 5.18b el diseño para la fabricación de la placa interna del dispositivo EDEST.

En el ANEXO .2 puede encontrarse la patente completa del dispositivo, con el juego de reivindicaciones, las figuras y la descripción detallada de la invención.

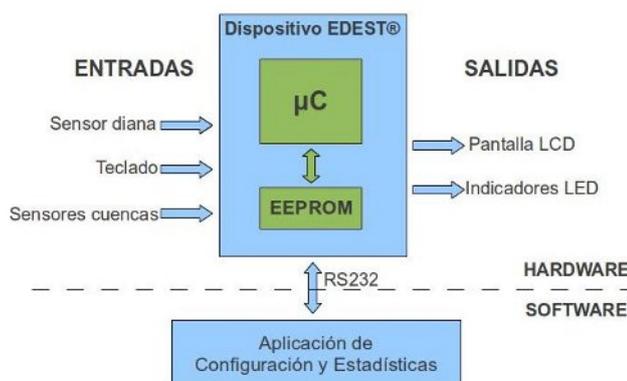


Figura 5.16: Esquema general del dispositivo EDEST: componentes, sistema de entrada/salida y puertos de comunicación.

5.2. ELECTRONIC DEVICE FOR ENDOSURGICAL SKILLS TRAINING (EDEST)71

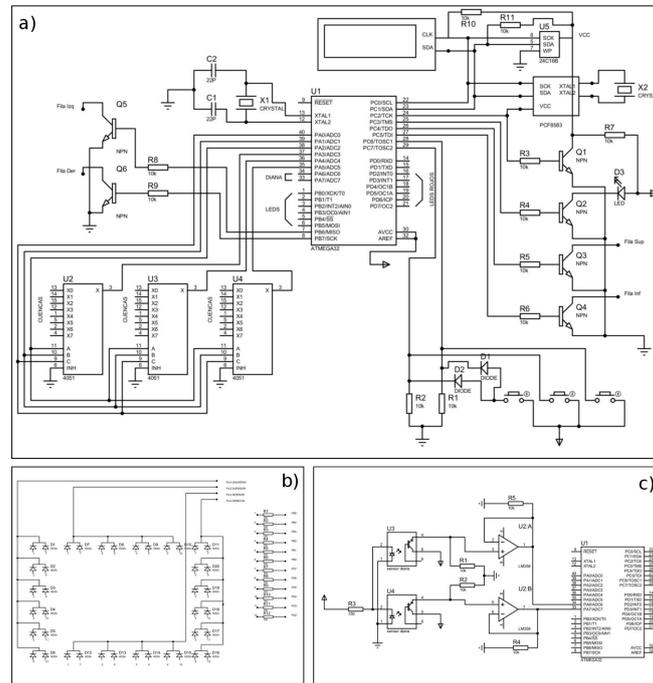


Figura 5.17: a) Esquema de las conexiones del microcontrolador; b) componentes de las cuencas del dispositivo y c) de la diana.

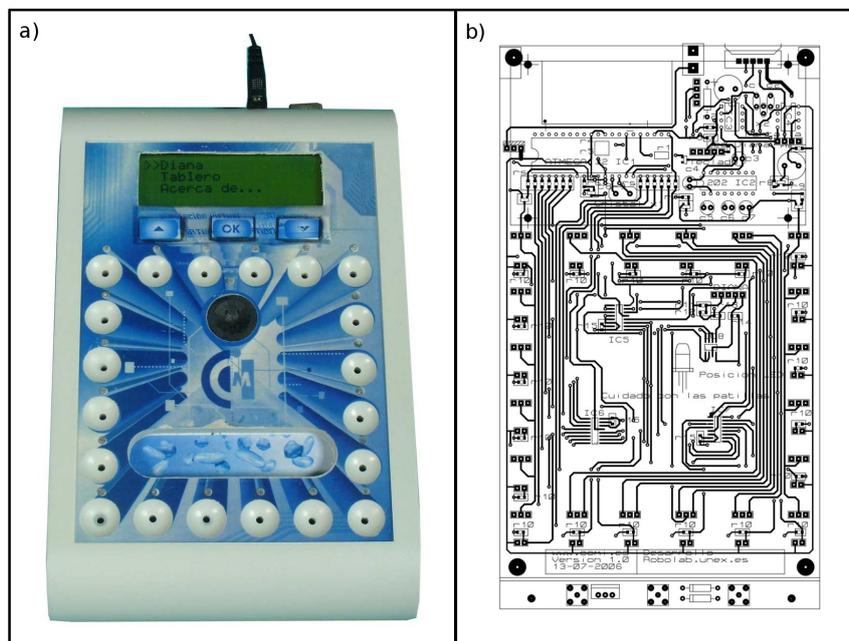


Figura 5.18: a) Prototipo del dispositivo EDEST para entrenamiento laparoscópico; b) Diseño del PCB para la fabricación del prototipo.

ID	Descripción de Requisitos
ReqF1	El sistema debe ser autónomo, es decir, debe poder utilizarse sin estar conectado a un ordenador.
ReqF2	El sistema debe permitir la visualización de los ejercicios disponibles.
ReqF3	El sistema debe mostrar información de progreso durante el desarrollo del ejercicio.
ReqF4	El sistema debe almacenar el tiempo consumido y los errores cometidos en el ejercicio de triangulación.
ReqF5	El sistema debe almacenar el tiempo consumido y los errores cometidos en el ejercicio de coordinación.
ReqF6	El sistema debe permitir la visualización de los resultados obtenidos.
ReqF7	El sistema debe poder controlarse con el instrumental quirúrgico, para facilitar su uso durante el entrenamiento quirúrgico.
ReqF8	El sistema debe permitir la personalización de ejercicios con varios niveles de dificultad y para diferentes niveles de experiencia del cirujano.
ReqF9	El sistema debe almacenar la información referente a ejercicios disponibles.
ReqF10	El sistema debe almacenar los resultados obtenidos después del entrenamiento.
ReqF11	El sistema debe almacenar los elementos físicos usados durante el entrenamiento: garbanzos, alubias, tachuelas, etc.
ReqF12	El sistema debe permitir sincronizar los datos con un ordenador: cargar nuevos ejercicios y descargar resultados de entrenamientos realizados.
ReqNF1	La instalación del sistema, incluyendo conexión de cableado y colocación de todos los elementos necesarios, no debe superar 1 minuto.
ReqNF2	Un cirujano debe cumplir el ReqNF1 tras un entrenamiento de 5 minutos.
ReqNF3	La carga de ejercicios y/o descarga de resultados, por un cirujano tras entrenamiento de 30 minutos, debe realizarse en menos de 5 minutos.
ReqNF4	Un investigador o cirujano, tras entrenamiento de 30 minutos, debe ser capaz de manejar la aplicación cometiendo menos de 2 errores como promedio por sesión.
ReqNF5	La utilización del sistema en un entorno quirúrgico debe tener un promedio de errores, no debidos al usuario, menor a 1 cada 100 sesiones.

Tabla 5.3: Listado de requisitos del dispositivo EDEST: funcionales (ReqF) y no funcionales (ReqNF).

Especificación de requisitos

A continuación, la tabla 5.3 define los requisitos funcionales y no funcionales para el sistema electrónico EDEST.

Casos de uso

En este apartado, se presentan los casos de uso del dispositivo EDEST y la figura 5.19 resume la relación entre procesos y actores, además de los estados posibles del sistema.

5.2. ELECTRONIC DEVICE FOR ENDOSURGICAL SKILLS TRAINING (EDEST)73

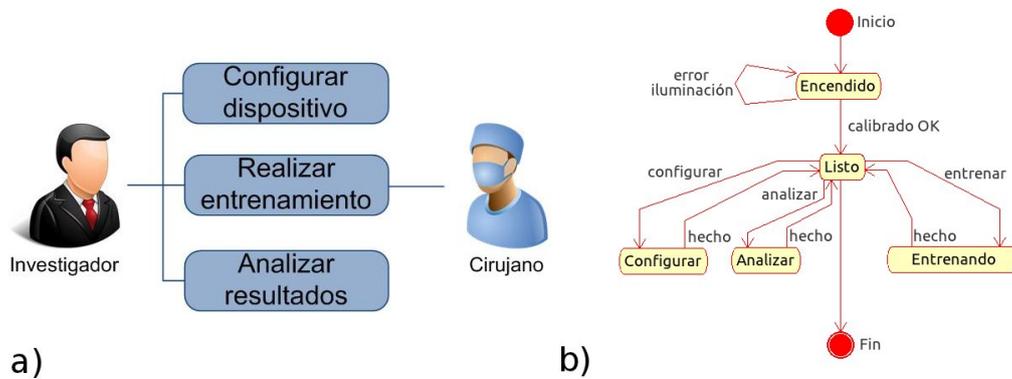


Figura 5.19: Diagramas del sistema del dispositivo EDEST: a) casos de uso y b) diagrama de estados.

1. Configurar dispositivo

Actores	Investigador
Postcondición	Se genera fichero de configuración.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Investigador recrea condiciones de contorno del entrenamiento. 2. Investigador conecta dispositivo a PC. 3. Investigador genera configuración en PC. 4. Investigador carga configuración en dispositivo.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si no hay conexión PC-Dispositivo.
Camino alternativo (A2)	Mostrar error si la configuración no puede cargarse.

2. Realizar entrenamiento

Actores	Cirujano
Precondición	El sistema debe tener configuración cargada.
Postcondición	Se genera estudio: tiempo + aciertos.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Cirujano enciende dispositivo. 2. Sistema muestra ejercicios disponibles. 3. Cirujano selecciona ejercicio. 4. Sistema muestra indicaciones de realización. 5. Cirujano realiza el ejercicio. 6. Sistema muestra el progreso, los resultados finales y almacena métricas.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si los sensores del dispositivo funcionan correctamente.
Camino alternativo (A2)	Mostrar error si no hay configuración disponible en el dispositivo.

3. Analizar resultados

Actores	Investigador
Precondición	El sistema debe tener resultados almacenados.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Investigador solicita resultados al dispositivo. 2. Sistema envía datos al PC. 3. Investigador analiza los resultados.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si no hay conexión PC-Dispositivo.

Implementación del sistema

En base a las necesidades descritas en el apartado anterior, se ha implementado una solución en C integrada en el microprocesador del dispositivo. En el algoritmo 1 se resume el bucle principal del sistema, que se basa en una comunicación mediante señales entre los componentes electrónicos y el sistema implementado. Las señales principales del sistema se detallan en la tabla 5.4.

La figura 5.20 muestra un par de pantallas de la aplicación de escritorio que configura los ejercicios del dispositivo, recupera los resultados de ejecución y muestra las gráficas de análisis de los mismos.

Algoritmo 1 Pseudocódigo de la función principal del microcontrolador del dispositivo EDEST.

```

1: para  $i = 1$  hasta 3 hacer
2:   para  $j = 1$  hasta 8 hacer
3:     Limpiar valores de sensores (LDR[i,j]) y calibración (UMBRAL[i,j])
4:   fin para
5: fin para
6: Iniciar componentes (port, uart, timer, adc...)
7: repetir
8:   Obtener valores calibración y configurar UMBRAL[i,j]
9:   si menu = inicial entonces
10:    Controlar menu inicial
11:  fin si
12:  si menu = diana entonces
13:    Controlar ejercicio de triangulación
14:    si salir = true entonces
15:      menu = inicial
16:    fin si
17:  fin si
18:  si menu = tablero entonces
19:    Controlar ejercicio de coordinación
20:    si salir = true entonces
21:      menu = inicial
22:    fin si
23:  fin si
24: fin repetir

```

Señal	Descripción
<i>sig_overflow1</i>	Utilizada para recargar los contadores del sistema.
<i>sig_over_flow0</i>	Utilizada para configurar los contadores. Es la señal que lanza la lectura de los sensores y activa los diferentes componentes de entrada/salida.
<i>sig_uart_recv</i>	Utilizada para controlar la comunicación con el puerto serie.

Tabla 5.4: Conjunto de señales para controlar las comunicaciones entre los diferentes componentes del dispositivo EDEST.

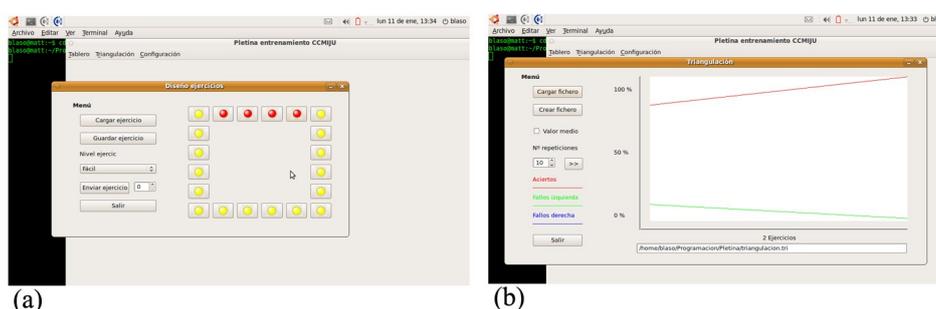


Figura 5.20: Aplicación de control y análisis del dispositivo EDEST. Capturas de pantalla del: a) menú de triangulación y b) menú de coordinación.

5.2.2 Fundamentos

El dispositivo EDEST utiliza dos tecnologías, una para cada tipo de ejercicio. Para el ejercicio de triangulación se utiliza el corte de un haz infrarrojo por cada instrumental situado en la zona derecha e izquierda de la diana, respectivamente; para el ejercicio de coordinación se dispone de una foto-resistencia en cada cuenca que detecta la correcta colocación del objeto en su lugar.

Para controlar la correcta realización del ejercicio de triangulación se utilizan emisores y receptores de haz infrarrojo (figura 5.21a). En concreto, se lanza un haz luminoso, que al ser interrumpido por la punta del instrumental cuando entra en la diana contabiliza un acierto parcial con esa pinza. El acierto completo se produce cuando ambas pinzas rompen el haz luminoso correspondiente a su lado de la diana en un tiempo menor al determinado en la configuración del dispositivo.

Por otro lado, para registrar la realización del ejercicio de coordinación se han utilizado foto-resistencias⁹ (figura 5.21b) que tienen la cualidad de modificar su resistencia según la cantidad de luz que incide en la célula. Con esta tecnología, colocando una foto-resistencia en el fondo de cada cuenca, podemos detectar cuando un objeto se ha colocado encima ocluyendo total o parcialmente la luz que incide en el sensor.

Finalmente, para configurar el dispositivo EDEST se han desarrollado dos protocolos de calibración que se detallan a continuación, cuyos resultados se presentan en el capítulo 6. En base a estos experimentos fue posible obtener el valor más adecuado para los siguientes parámetros:

- *Sensibilidad de la diana* consistente en la determinación del tiempo máximo de retraso entre los aciertos parciales de ambas pinzas durante el ejercicio de triangulación. Para conseguir un umbral límite, 5 cirujanos expertos con más de 100 procedimientos laparoscópicos, realizaron 10 repeticiones del ejercicio.
- *Iluminación de las cuencas* según el tipo de fuente utilizada, que en este estudio

⁹En inglés, LDR Light-dependent resistor.

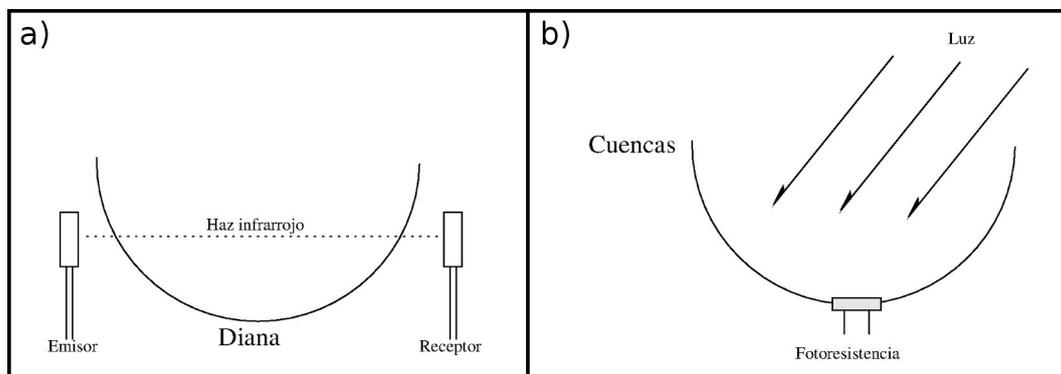


Figura 5.21: a) Funcionamiento de la diana con haz infrarrojo; b) Funcionamiento de las cuencas con un sensor luminoso.

se han limitado a tres: luz ambiente, iluminación de Simulap-IC05 (corona de leds alrededor de la cámara) y óptica laparoscópica. Para obtener un mapa de la iluminación interior del simulador de entrenamiento laparoscópico, se utilizó un luxómetro Iso-Tech LUX-1335 y una separación del espacio interior del simulador en 30 celdas (5 columnas y 6 filas).

Debido a la gran variabilidad en la iluminación del dispositivo según se utilice en unas condiciones u otras, son necesarias diferentes configuraciones del algoritmo de calibración dinámica que aseguren el correcto funcionamiento del dispositivo en todos los entornos considerados. Actualmente, tan sólo se ha implementado la calibración para iluminación uniforme, pero será objeto de trabajos futuros el desarrollo de un algoritmo específico para la iluminación en forma de campana. El algoritmo desarrollado se detalla a continuación:

1. *Algoritmo para iluminación uniformemente distribuida*

Se utilizan 4 foto-resistencias como referencia para realizar los cálculos en la calibración dinámica. Se calcula un *umbral límite* constantemente en base a los valores de los dos sensores de referencia más cercanos, definidos como K_{s1} y K_{s2} . La ecuación 5.46 se utiliza para cuencas que se encuentran en el interior del tablero y la ecuación 5.47 para las cuencas del borde del tablero.

$$T_s = 0,25 \left(x_s \frac{(k_{s1} + k_{s2})}{2} \right) \quad (5.46)$$

$$T_s = 0,25 \left(x_s \frac{(k_{s1} + y_s)}{2} \right) \quad (5.47)$$

donde:

T_s es el *umbral límite* calculado para considerar la cuenca ocluida.

x_s es el valor actual del sensor.

y_s es el valor del sensor en la cuenca adyacente.

k_{s1} y k_{s2} son los valores de los sensores de referencia.

5.2.3 Validación

El primer objetivo de la validación del dispositivo EDEST consiste en medir la fiabilidad¹⁰ del equipo. Para ello, se utiliza el concepto de *tiempo medio entre fallos* (*MTBF*)¹¹ que básicamente mide la fiabilidad de equipos reparables. En otras palabras, estaríamos buscando una previsión del tiempo que pasará antes de que el equipo deje de funcionar [209].

$$\theta = \frac{1}{\lambda} = \frac{\sum T_{D_i} - T_{U_i}}{N_f} \quad (5.48)$$

donde:

θ es el *MTBF*.

λ es el ratio de fallos.

T_{D_i} es el tiempo con el sistema caído.

T_{U_i} es el tiempo con el sistema funcionando.

N_f es el número de fallos.

Para el análisis estadístico de los resultados se suele utilizar una distribución exponencial. Esta distribución se utiliza generalmente para modelar dispositivos con ratio constante de fallo y describe el tiempo entre fallos (*MTBF*) en un modelo de Poisson. Esta función se define como:

$$f(t) = R(t) = \frac{1}{\theta} e^{-t/\theta} = \lambda e^{-t\lambda} \quad (5.49)$$

5.3 Video-based Laparoscopic Assessment (VidLA)

El software de procesamiento de vídeo VidLA persigue el análisis del vídeo laparoscópico para evaluar la correcta realización del procedimiento quirúrgico. Los primeros desarrollos se centran en el análisis del entrenamiento quirúrgico y de las tareas laparoscópicas básicas, aunque se pretende que en futuros desarrollos el sistema implemente el entrenamiento de procedimientos complejos.

En concreto, los primeros trabajos se han centrado en complementar las funcionalidades aportadas por los otros dos componentes desarrollados en este trabajo (ARH

¹⁰El concepto de fiabilidad analizado en esta sección se refiere a la medición de los errores del sistema en sí mismo: *fiabilidad industrial*.

¹¹En inglés, Mean Time Between Failures (MTBF).



Figura 5.22: Ejemplo de ejercicios analizados por el software VidLA: a) coordinación ojo-mano, llevando las dos pinzas a la cuenca número ocho; b) manipulación de cámara, centrando la imagen de cámara en la cuenca número dos y c) coordinación mano-mano, colocando elementos como garbanzos y alubias en las cuencas definidas.

y EDEST). Las tareas básicas de entrenamiento seleccionadas para la primera versión del software fueron: la coordinación ojo-mano, la manipulación de cámara y los ejercicios de maniobras con ambas manos. Aunque se puede encontrar una explicación detallada en [32], estas tareas se explican a continuación (ver figura 5.22):

- La **coordinación ojo-mano** es un ejercicio similar a la triangulación explicada en el capítulo 5.2, pero realizada en este caso sobre diferentes cuencas de un tablero de entrenamiento.
- La **manipulación de cámara** consiste en la capacidad de centrar en el medio de la imagen una de las cuencas del tablero, acercando la imagen de la cámara (aumentando el zoom en consecuencia) de forma que se mantenga correctamente la orientación y que la cuenca se conserve focalizada en el centro de la imagen de forma estable.
- La **coordinación mano-mano** persigue entrenar el intercambio de objetos y la colocación de los mismos en determinadas cuencas del tablero.

5.3.1 Diseño

En este componente se pretende aprovechar la potencia del tratamiento digital de imágenes para que el software VidLA pueda evaluar la destreza quirúrgica basándose en una de las mayores fuentes de información de la CMI, el vídeo quirúrgico. Prácticamente todas las disciplinas de la CMI, y por lo tanto también la laparoscopia, generan información visual registrada generalmente por sistemas de vídeo y/o sistemas informáticos. Estas imágenes serán el punto de partida de VidLA para su procesamiento posterior.

ID	Descripción de Requisitos
ReqF1	El sistema debe aceptar vídeos de entrenamiento quirúrgico realizado en simulador físico.
ReqF2	El sistema debe permitir la evaluación automática de tres ejercicios: coordinación ojo-mano, manipulación de cámara y maniobras con ambas manos.
ReqF3	El sistema debe controlar el tiempo de realización de los ejercicios.
ReqF4	El sistema debe reconocer las pinzas derecha e izquierda para determinar su posición en la pantalla.
ReqF5	El sistema debe reconocer los números de las cuencas para almacenar el orden de ejecución del ejercicio de manipulación de cámara.
ReqF6	El sistema debe reconocer los elementos de entrenamiento: garbanzos y alubias.
ReqNF1	La instalación del sistema no debe superar los 5 minutos.
ReqNF2	Un administrador experimentado, tras entrenamiento de 15 minutos y con el manual de instrucciones, debe ser capaz de cumplir los tiempos marcados en el requisito ReqNF1.

Tabla 5.5: Listado de requisitos del software VidLA: funcionales (ReqF) y no funcionales (ReqNF).

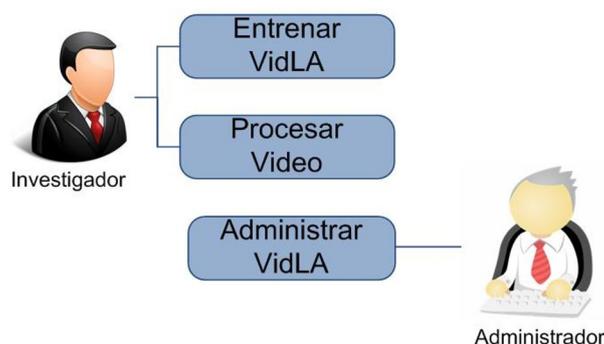


Figura 5.23: Diagrama con los actores y procesos del software VidLA.

Especificación de requisitos

Para la creación del software VidLA se consultó a profesores con experiencia en formación en CMI y los requisitos funcionales y no funcionales obtenidos se muestran en la tabla 5.5. En la figura 5.23 se muestra la relación entre procesos y actores, para posteriormente definir los casos de uso del sistema.

 1. Administrar VidLA

Actores	Administrador
Postcondición	Se generan ficheros de configuración.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> Administrador instala librerías y paquetes del software. Administrador configura aplicación para recibir flujos de vídeo.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si no se instala correctamente.

2. Entrenar VidLA

Actores	Investigador
Postcondición	Se genera fichero de configuración.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> Investigador recopila casos positivos y negativos para entrenar detector de números. Investigador configura colores para seguimiento por color.

3. Procesar Vídeo

Actores	Investigador
Postcondición	Se genera estudio: aciertos + tiempo.
Camino estándar (E)	<ol style="list-style-type: none"> Investigador carga fichero de vídeo. Software analiza el fichero cargado.
Camino alternativo (A1)	Mostrar error si el fichero no se carga.

Implementación del sistema

A continuación se muestra en las figuras 5.24 y 5.25 los diagramas de secuencia del software VidLA.

5.3.2 Fundamentos

El software VidLA utiliza dos técnicas de seguimiento de objetos basadas en vídeo: la primera de ellas un clasificador en cascada basado en características Haar que utiliza

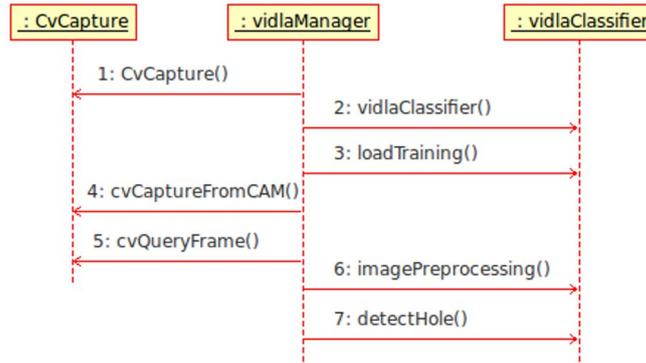


Figura 5.24: Diagrama de secuencias para la detección de las cuencas.

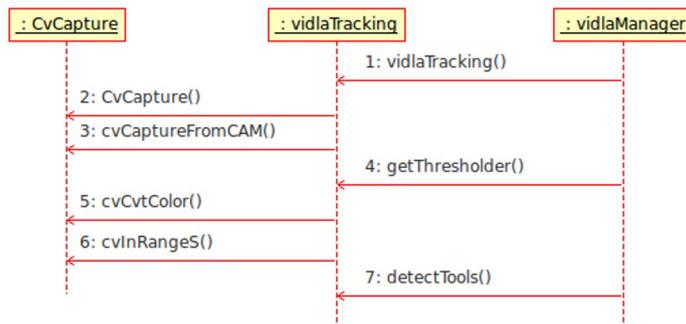


Figura 5.25: Diagrama de secuencias para la detección del instrumental.

el algoritmo de AdaBoost y un detector del instrumental quirúrgico basado en color; ambas implementadas con la librería OpenCV [210].

El clasificador en cascada utiliza el concepto definido por Crow [211], la *imagen integral*, para aplicar *filtros con bases Haar* que realizan una codificación de la imagen basada en intensidades. Esta codificación genera una serie de características utilizadas por el clasificador para identificar el objeto de interés (figura 5.26). La *imagen integral* permite representar la imagen original según la ecuación 5.50 de forma que los cálculos necesarios para aplicar los *filtros Haar* se realicen de forma eficiente.

$$I_{integral}(x_i, y_i) = \sum_{x \leq x_i, y \leq y_i} I_{original}(x, y) \quad (5.50)$$

El algoritmo de AdaBoost (ver algoritmo 2) consigue obtener un *clasificador fuerte* utilizando una combinación lineal de *clasificadores débiles*. Se denomina *clasificador fuerte* a la hipótesis final que se desea conseguir y *clasificador débil* a cada uno de los nodos simples o básicos que componen la estructura completa. Siendo $f(x)$ la función que define esta combinación lineal, $h(x)$ cada uno de los clasificadores débiles y $H(x)$ el clasificador o hipótesis final.

$$f(x) = \sum_{t=1}^T \alpha_t h_t(x) \quad (5.51)$$

$$h(x) : \chi \rightarrow \{-1, +1\} \quad (5.52)$$

$$H(x) = \text{signo}(f(x)) \quad (5.53)$$

Algoritmo 2 Pseudocódigo AdaBoost.

- 1: Dados $(x_1, y_1), \dots, (x_m, y_m)$ con $x_i \in \chi, y_i \in \{-1, +1\}$
 - 2: **para** $i = 1$ hasta m **hacer**
 - 3: $D_1(i) = \frac{1}{m}$ {Inicializar pesos de la distribución}
 - 4: **fin para**
 - 5: **para** $t = 1$ hasta T **hacer**
 - 6: {Encontrar el clasificador débil que minimice el error de la distribución}
 - 7: (a) $h_t = \underset{h_t \in \mathcal{H}}{\text{argmin}} \epsilon_j$ donde $\epsilon_t = \sum_{i=1}^m D_t(i)[y_i \neq h_j(x_i)]$ mientras $\epsilon < 0,5$ sino **salir**
 - 8: (b) $\alpha_t = \frac{1}{2} \log \frac{1-\epsilon_t}{\epsilon_t}$ donde ϵ_t es el ratio de errores del clasificador h_t
 - 9: (c) $D_{t+1} = \frac{D_t(i) \exp(-\alpha_t y_t h(x_i))}{Z_t}$ donde Z_t es el factor de normalización
 - 10: **fin para**
-

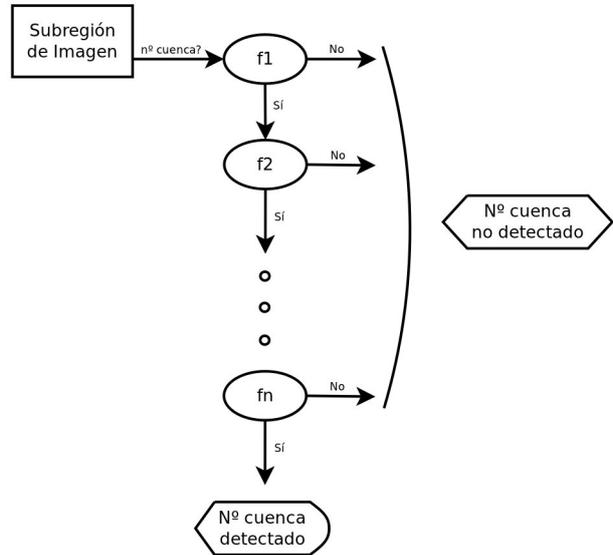
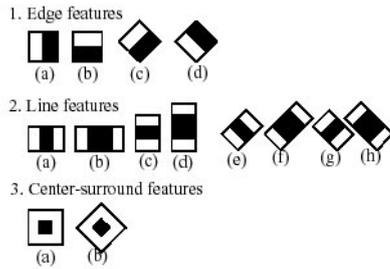


Figura 5.26: Ejemplo de características Haar de: 1) contornos, 2) líneas y 3) puntos.

Figura 5.27: El clasificador Haar utiliza una combinación lineal de las mejores características.

Para conseguir un funcionamiento en tiempo real del clasificador es necesario montar una estructura en cascada, como muestra la figura 5.27. De modo que en cada fase el clasificador rechaza o acepta la región procesada y evita que las regiones rechazadas pasen a la siguiente fase.

Por otro lado, para realizar el seguimiento del instrumental y de otros objetos del entrenamiento se han utilizado marcas de color, trabajando en el espacio HSV¹². El espacio de color HSV trabaja con tres valores, según se muestra en la figura 5.28, y puede considerarse una de las representaciones del color más similares a la forma en que el ser humano percibe los colores:

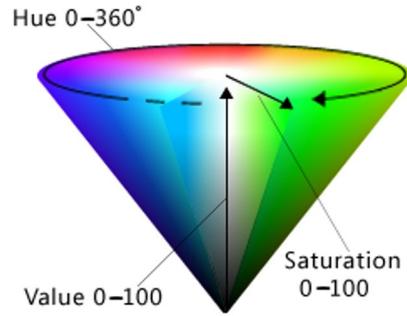


Figura 5.28: Esquema del espacio de color HSV.

- **matiz**, que se refiere al color dominante del espectro visible y varía entre 0 y 360° (0 ≈ rojo, 128 ≈ verde, 256 ≈ azul).
- **saturación**, que se refiere a la pureza o cantidad de color y se mueve entre 0 y 100 (0 ≈ colorClaro, 100 ≈ colorVivo).
- **valor**, que se refiere a la intensidad de luz del color (0 ≈ cantidadNegro, 100 ≈ cantidadBlanco).

Para obtener una imagen en HSV se realiza una transformación desde otro espacio de color, por ejemplo el espacio RGB, de la siguiente forma:

$$valor = MAX \quad (5.54)$$

$$saturacion = \begin{cases} 0 & \text{si } MAX = 0 \\ 1 - \frac{MIN}{MAX} & \text{en otro caso} \end{cases} \quad (5.55)$$

$$matiz = \begin{cases} indefinido & \text{si } MAX = MIN \\ 60^\circ \frac{G-B}{MAX-MIN} + 0^\circ & \text{si } MAX = R \\ & \text{y } G \geq B \\ 60^\circ \frac{G-B}{MAX-MIN} + 360^\circ & \text{si } MAX = R \\ & \text{y } G < B \\ 60^\circ \frac{B-R}{MAX-MIN} + 120^\circ & \text{si } MAX = G \\ 60^\circ \frac{R-G}{MAX-MIN} + 240^\circ & \text{si } MAX = B \end{cases} \quad (5.56)$$

donde:

¹²Del inglés, Hue Saturation Value (HSV)

(R, G, B) son los valores de cada componente en el espacio RGB.
 MAX es el valor máximo de los componentes (R, G, B) .
 MIN es el valor mínimo de los componentes (R, G, B) .

Se trabaja en el espacio HSV porque se facilita la umbralización necesaria como primer paso para el seguimiento de la marca de color (ver figura 5.29). Cada marca del instrumental se detecta con una umbralización que segmenta únicamente el objeto de interés y, con esta imagen umbralizada, se calculan los movimientos realizados por dicho objeto. La versión actual de VidLA utiliza marcas de color diferentes y únicas para cada pinza y realiza los cálculos de movimiento en 2D, considerando fija y conocida la posición del tablero de entrenamiento y, con ello, las posiciones de cada cuenca dentro de la imagen.

Partiendo de la imagen umbralizada, se consideran los N puntos (x_i, y_i) que coinciden con el color utilizado en la punta del instrumental y para definir el punto medio.

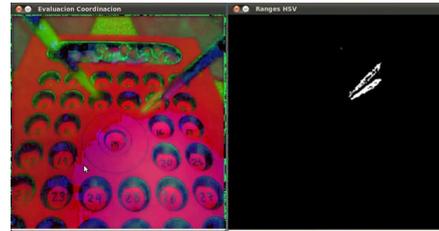


Figura 5.29: Ejemplo de umbralización de imagen en espacio de color HSV.

5.3.3 Validación

El software VidLA se ha comprobado con el análisis de tres ejercicios básicos de entrenamiento: coordinación ojo-mano, manipulación de cámara y coordinación mano-mano. Para el funcionamiento del software VidLA se han utilizado diferentes marcas de color sobre los elementos del entrenamiento, que fueron utilizados por un total de 12 cirujanos (6 noveles y 6 expertos). El entrenamiento se realizó en el simulador Simulap IC-05 con el apoyo del sistema ARH [212].

Capítulo 6

Resultados

El experimentador que no sabe lo que está buscando no comprenderá lo que encuentra.

Claude Bernard

A continuación se presentan los resultados obtenidos con cada uno de los componentes desarrollados en el presente trabajo.

6.1 Augmented Reality Haptic (ARH)

En primer lugar, siguiendo el esquema planteado en el capítulo anterior, se presentan los resultados de las pruebas realizadas para comprobar el funcionamiento del controlador [213]. Posteriormente, los valores obtenidos por el sistema para calcular la posición de la punta del instrumental bajo condiciones de contorno controladas [213] y por último algunas pruebas realizadas en condiciones reales de quirófano durante ejercicios de entrenamiento y procedimientos laparoscópicos [207].

6.1.1 Funcionamiento del controlador

Las pruebas de funcionamiento del controlador presentaron valores estables en la zona central del tablero y algunos picos en la zona exterior. La tabla 6.1 muestra los valores obtenidos para el *error de fluctuación*, mientras la figura 6.1 muestra una representación gráfica de los mismos. Considerando todos los valores, se ha obtenido un *error de fluctuación medio* $E_{jitterPos}$ de $2,00 \pm 0,10\text{mm}$ y un *error de fluctuación medio en la orientación* $E_{jitterRot}$ de $2,00 \pm 0,09\text{mm}$.

El error relativo se presenta en la tabla 6.2. Dicho error se calcula realizando mediciones sobre el tablero con distancias conocidas (5cm entre cada posición) y com-

	1	2	3	4	5	6	7
1	1.87±0.86	2.87±1.46	2.02±0.92	5.40±2.87	4.03±2.32	4.59±2.67	4.85±2.63
2	1.74±0.80	2.01±0.90	1.79±0.79	1.99±0.95	2.52±1.22	3.16±1.60	3.67±2.14
3	1.66±0.74	1.71±0.74	1.77±0.84	1.77±0.80	1.90±0.94	2.39±1.16	2.66±1.44
4	1.34±0.78	1.29±0.73	1.38±0.79	1.59±0.74	1.78±0.90	2.17±0.98	2.11±1.00
5	1.13±0.51	1.24±0.67	1.31±0.72	1.52±0.76	1.64±0.84	1.86±0.84	2.23±1.08
6	1.02±0.35	1.03±0.54	1.14±0.67	1.39±0.77	1.67±0.81	1.89±0.82	2.19±1.04
7	1.03±0.49	1.11±0.49	1.08±0.46	1.39±0.65	1.64±0.77	1.97±0.88	1.92±0.89
8	0.81±0.32	0.81±0.36	0.70±0.46	1.27±0.59	1.33±0.64	1.61±0.71	2.07±1.04

Tabla 6.1: Error de fluctuación y desviación estándar (mm). Las filas y columnas representan las posiciones X e Y del tablero de medición utilizado, respectivamente.

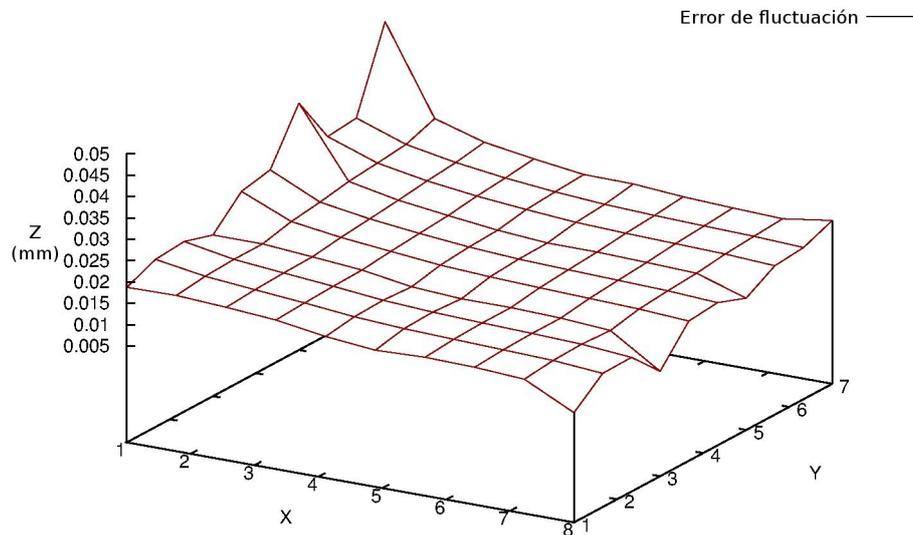


Figura 6.1: Error de fluctuación en la posición: donde X,Y representa cada una de las posiciones del tablero y Z los valores de dicha fluctuación.

Distancia (cm)	Media (cm)	Desv. (cm)	Mínimo (cm)	Máximo (cm)	Ángulo (grados)	Rotaciones eje Z (mm)	Rotaciones eje Y (mm)	Rotaciones eje X (mm)
5	0.25	0.06	-0.04	0.24	0	154.52±1.15	198.56±2.43	164.82±1.17
10	0.34	0.07	-0.03	0.29	-45	159.10±1.50	95.12±2.67	103.43±1.54
15	0.39	0.08	-0.04	0.34	-90	305.54±1.81	138.33±1.36	121.08±2.47
20	0.45	0.10	0.01	0.39	-135	134.86±2.81	198.97±2.07	203.01±2.26
25	0.51	0.11	0.07	0.47	-180	100.65±1.84	231.54±3.15	247.99±2.17
30	0.56	0.11	0.14	0.50	Total	127±60	117±40	122±39

Tabla 6.2: Error relativo de posición (cm).

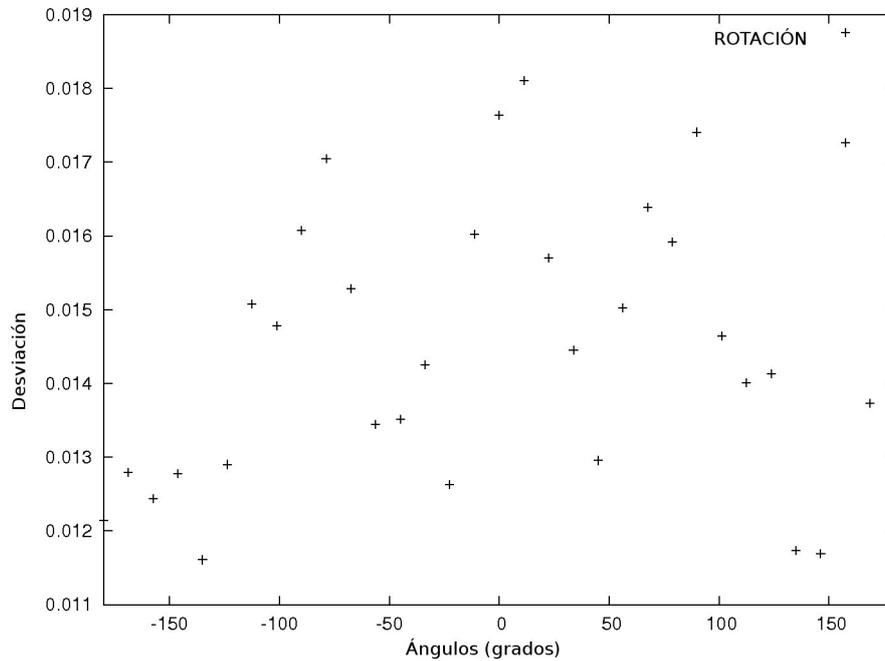
Tabla 6.3: Error de fluctuación E_{rms} (mm).

Figura 6.2: Desviación respecto del ángulo del rotación del eje Z.

probando todas las combinaciones posibles. La tabla muestra que el error aumenta cuando aumenta la distancia entre las mediciones.

6.1.2 Cálculo de la posición de la punta

El *error de fluctuación de la rotación* se ha calculado usando la plataforma auxiliar de medición descrita en el capítulo de metodología (ver figura 5.15). La tabla 6.3 muestra los valores obtenidos en las pruebas realizadas con el sistema ARH en condiciones controladas y las figuras 6.2 muestran los valores detallados de cada uno de los ejes de rotación. Considerando todos los valores, se ha obtenido un *error de fluctuación medio* de $127,38 \pm 59,97$ mm sobre el eje Z, de $117,43 \pm 40,39$ mm sobre el eje Y y de $122,03 \pm 39,37$ mm sobre el eje X.

6.1.3 Error propagado en el cálculo de la punta

Utilizando la metodología descrita en el apartado 5.1.2 se ha realizado una prueba discreta utilizando diferentes valores para α , β y γ , obteniendo los errores propagados del sistema.

Considerando los valores obtenidos, y utilizando incrementos de 8 en cada uno de los ángulos, se ha obtenido un *Error propagado medio* de $0,32 \pm 0,04\text{cm}$ en las tres coordenadas. Los valores máximo y mínimo del *Error propagado* son $0,39\text{cm}$ y $0,24\text{cm}$, respectivamente.

6.1.4 Uso en procedimientos laparoscópicos

Los resultados del primer estudio sobre la sutura laparoscópica intracorpórea reflejan la opinión de los cirujanos sobre el sistema y cuáles son las métricas más útiles para diferenciar distintos niveles de experiencia.

La tabla 6.4 muestra que el sistema ARH es muy valorado por su objetividad ($5,00 \pm 0,00$), pero sin embargo se valora que interfiere cuando se utiliza el ensamblado al instrumental como factor más negativo ($2,33 \pm 1,15$). La figura 6.3 muestra que los cirujanos expertos consideran todas las características buenas o muy buenas ($\geq 3,5$) excepto la orientación del cable ($3,00 \pm 0,00$). Por lo general, los cirujanos de nivel intermedio están de acuerdo con los expertos, aunque puntúan mejor la adecuación de las métricas seleccionadas para evaluar la destreza quirúrgica ($5,00 \pm 0,00$) y valoran peor las diferencias al utilizar el instrumental con el sistema ARH ensamblado ($2,00 \pm 1,20$). Por último, los cirujanos noveles coinciden con los intermedios en la baja puntuación a la diferencia entre usar el sistema ARH o no, en el instrumental ($1,50 \pm 0,60$), pero además sufren más problemas por la colocación del sensor en la pinza ($3,00 \pm 2,30$). Finalmente, es destacable que sólo existen diferencias significativas entre los tres grupos en dos características: el realismo y las diferencias de uso.

Por otro lado, la tabla 6.5 presenta los resultados del test Kruskal-Wallis para los tres grupos analizados. Seis de la nueve métricas evaluadas presentan diferencias significativas entre los tres niveles de experiencia: expertos, intermedios y noveles.

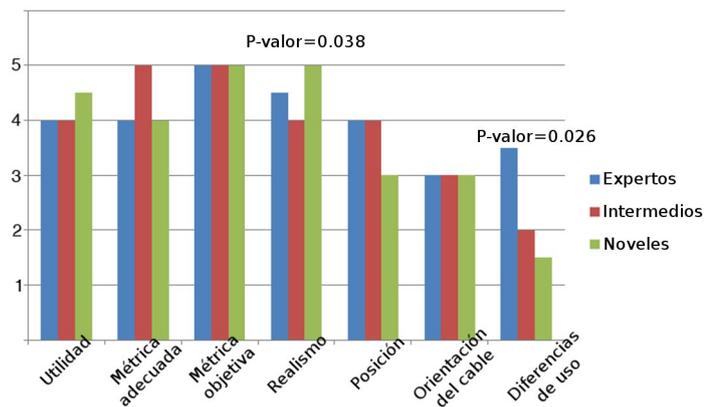


Figura 6.3: Validez aparente ordenada por grupos. La significancia se calcula con el test Chi-cuadrado de Kruskal-Wallis.

Tipo	Pregunta	Media \pm Desv.	Chi-cuadrado	P-valor
Utilidad y Funcionalidad	Utilidad del método TMA	4.17 \pm 0.72	11.33	0.023*
	Idoneidad de métricas	4.33 \pm 0.78	11.23	0.023*
	Objetividad de métricas	5.00 \pm 0.00	48	<0.001*
	Realismo del método TMA	4.50 \pm 0.52	18	0.001*
Forma y Ensamblaje	Localización adecuada del sensor	3.67 \pm 1.55	11.33	0.023*
	Orientación adecuada del cable	3.00 \pm 1.17	8	>0.05
	Diferencia de uso con y sin sistema	2.33 \pm 1.54	4.66	>0.05

Tabla 6.4: Resultados del cuestionario de validez aparente del sistema ARH. Las preguntas utilizan una escala Likert de 5-puntos considerando 1 el valor más bajo y 5 el más alto (significación estadística con P-valor < 0,05).

Métrica utilizada	Novato (Media \pm Desv.)	Intermedio (Media \pm Desv.)	Experto (Media \pm Desv.)	Chi-cuadrado; P-valor
tiempo total (s)	252.50 \pm 2.42	139.68 \pm 19.15	100.03 \pm 11.90	9.986; 0.007*
camino total izq. (cm)	510.05 \pm 37.54	367.37 \pm 24.84	204.44 \pm 54.89	9.986; 0.007*
camino total dcha. (cm)	466.42 \pm 86.19	315.48 \pm 40.19	182.72 \pm 44.65	8.894; 0.012*
camino parcial izq. (cm)	0.13 \pm 0.01	0.18 \pm 0.03	0.14 \pm 0.02	6.124; 0.047*
camino parcial dcha. (cm)	0.12 \pm 0.02	0.17 \pm 0.03	0.12 \pm 0.02	5.032; 0.081
velocidad media izq. (cm/s)	2.17 \pm 0.15	2.54 \pm 0.47	2.17 \pm 0.24	3.757; 0.153
velocidad media dcha. (cm/s)	1.88 \pm 0.37	2.63 \pm 0.37	2.17 \pm 0.32	4.996; 0.082
movimientos izq. (#)	290.50 \pm 53.69	175.38 \pm 37.41	178.75 \pm 19.33	7.526; 0.023*
movimientos dcha. (#)	308.50 \pm 57.16	156.63 \pm 31.95	177.25 \pm 17.86	7.761; 0.021*

Tabla 6.5: Métricas medidas durante la realización de un procedimiento completo de sutura laparoscópica (significación estadística con P-valor < 0,05).

Todas las métricas planteadas en la tabla 5.2 muestran mejores resultados en los ejercicios realizados por cirujanos expertos comparados con las ejecuciones de cirujanos intermedios y novatos, aunque las diferencias no son siempre significativas. El *tiempo total* muestra diferencias significativas entre expertos (100,03 \pm 11,90 s), intermedios (139,68 \pm 19,15 s) y noveles (252,50 \pm 2,42 s), de manera que los cirujanos requieren menos tiempo para realizar la sutura cuando tienen mayor experiencia (figura 6.4). El *camino total recorrido* es significativamente más corto para cirujanos con mayor experiencia

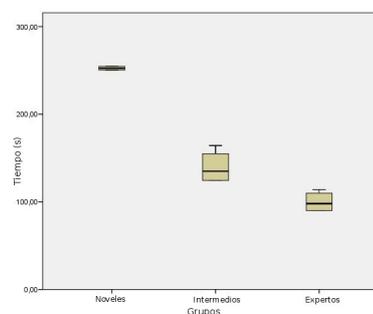


Figura 6.4: Comparación del tiempo total empleado en el procedimiento completo.

en ambas pinzas, aunque el instrumental izquierdo obtuvo mejores resultados para distinguir entre los tres grupos (figura 6.5a). El *camino parcial recorrido* muestra diferencias significativas sólo para el instrumental izquierdo (figura 6.5b). Mientras que la *velocidad media* no presenta ninguna diferencia estadística entre los tres grupos analizados (figura 6.5c). Finalmente, el *número de movimientos* es menor y más balanceado entre el instrumental izquierdo y derecho para los cirujanos con mayor

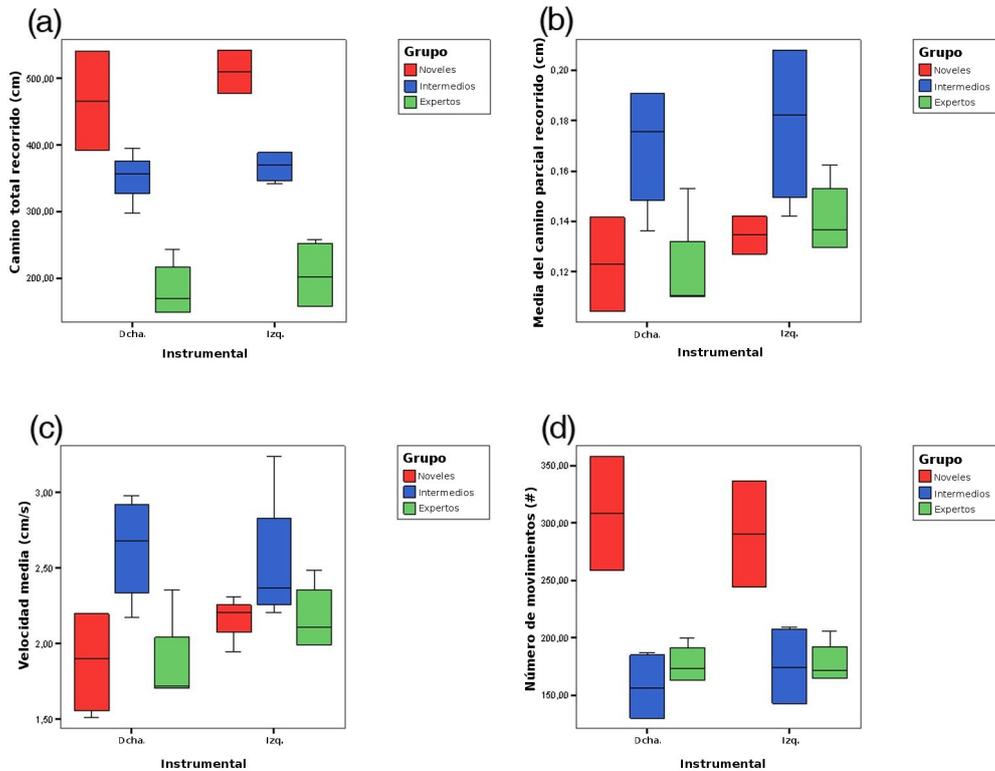


Figura 6.5: Comparación de las métricas entre novatos, intermedios y expertos. a) camino total recorrido por la punta del instrumental; b) media de las distancias parciales recorridas por la punta del instrumental; c) media de las velocidades y d) número de movimientos.

experiencia (figura 6.5d).

Los resultados del estudio que descompone la sutura en cuatro subtareas (ver sección 5.1.3) se han analizado con el test de Jonckheere-Terpstra para los tres grupos (cirujanos noveles, intermedios y expertos). Se calcularon todas las métricas disponibles del sistema ARH (tabla 5.2) en cada subtarea, mostrándose los resultados de: la subtarea 1 (*punción de aguja*) en la tabla 6.6, de la subtarea 2 (*primer nudo*) en la tabla 6.7, de la subtarea 3 (*segundo nudo*) en la tabla 6.8 y de la subtarea 4 (*tercer nudo*) en la tabla 6.9, respectivamente. Las figuras 6.6, 6.7, 6.8, 6.9 y 6.10 muestran la relación de los tres grupos en cada una de las subtareas definidas para todas las métricas del sistema ARH: *tiempo total* empleado por cada uno de los grupos en cada subtarea (figura 6.6), *camino total recorrido* por la punta del instrumental de cada uno de los grupos en cada subtarea (figura 6.7), así como el *camino parcial* (figura 6.8), la *velocidad media* de la punta del instrumental (figura 6.9) y el *número de movimientos* realizados por la misma (figura 6.10).

Métrica utilizada	Novel (Media ± Desv.)	Intermedio (Media ± Desv.)	Experto (Media ± Desv.)	P-valor
tiempo total (s)	108.07±6.93	57.57±20.29	30.07±13.37	0.001*
camino total izq. (cm)	203.06±16.79	116.87±41.36	55.54±23.47	0.001*
camino total dcha. (cm)	194.97±24.57	126.35±53.23	47.48±17.98	0.001*
camino parcial izq. (cm)	0.13±0.02	0.14±0.03	0.12±0.02	0.883
camino parcial dcha. (cm)	0.12±0.01	0.14±0.04	0.11±0.03	0.659
velocidad media izq. (cm/s)	1.94±0.26	2.11±0.42	1.92±0.33	0.659
velocidad media dcha. (cm/s)	1.85±0.13	2.24±0.67	1.69±0.39	0.659
movimientos izq. (#)	176.50±4.04	87.25±33.15	42.50±15.84	0.001*
movimientos dcha. (#)	175.00±10.39	81.75±20.90	53.50±27.00	0.002*

Tabla 6.6: Métricas medidas durante la realización de la primera subtask (*punción de aguja*) de la sutura laparoscópica (significación estadística con P-valor < 0,05).

Métrica utilizada	Novel (Media ± Desv.)	Intermedio (Media ± Desv.)	Experto (Media ± Desv.)	P-valor
tiempo total (s)	85.00±5.77	49.00±10.39	37.50±7.19	0.002*
camino total izq. (cm)	169.02±26.26	136.92±49.89	82.16±22.61	0.008*
camino total dcha. (cm)	154.54±43.65	127.73±8.62	77.87±28.02	0.019*
camino parcial izq. (cm)	0.13±0.01	0.18±0.03	0.14±0.02	0.304
camino parcial dcha. (cm)	0.12±0.03	0.18±0.02	0.14±0.02	0.557
velocidad media izq. (cm/s)	1.85±0.42	2.87±0.34	2.10±0.37	0.304
velocidad media dcha. (cm/s)	1.85±0.42	2.77±0.34	2.10±0.37	0.659
movimientos izq. (#)	105.50±1.73	50.75±12.09	40.75±4.92	0.003*
movimientos dcha. (#)	125.50±10.97	54.00±22.55	53.50±7.23	0.019*

Tabla 6.7: Métricas medidas durante la realización de la segunda subtask (*primer nudo*) de la sutura laparoscópica (significación estadística con P-valor < 0,05).

Métrica utilizada	Novel (Media ± Desv.)	Intermedio (Media ± Desv.)	Experto (Media ± Desv.)	P-valor
tiempo total (s)	31.00±5.77	18.50±5.26	20.50±6.40	0.066
camino total izq. (cm)	81.17±14.10	40.33±15.90	48.58±10.72	0.056
camino total dcha. (cm)	59.37±6.52	45.53±13.10	51.38±38.06	0.186
camino parcial izq. (cm)	0.18±0.06	0.15±0.06	0.16±0.03	1.000
camino parcial dcha. (cm)	0.13±0.04	0.16±0.01	0.15±0.08	0.769
velocidad media izq. (cm/s)	2.83±1.01	2.30±0.89	2.50±0.39	1.000
velocidad media dcha. (cm/s)	2.06±0.61	2.56±0.12	2.38±1.19	1.000
movimientos izq. (#)	34.00±8.80	20.75±6.95	26.50±14.64	0.300
movimientos dcha. (#)	38.00±13.86	15.75±5.12	25.25±9.54	0.240

Tabla 6.8: Métricas medidas durante la realización de la tercera subtask (*segundo nudo*) de la sutura laparoscópica (significación estadística con P-valor < 0,05).

Métrica utilizada	Novel (Media \pm Desv.)	Intermedio (Media \pm Desv.)	Experto (Media \pm Desv.)	P-valor
tiempo total (s)	28.47 \pm 4.54	17.35 \pm 4.26	15.27 \pm 4.40	0.005*
camino total izq. (cm)	56.80 \pm 13.97	52.60 \pm 26.69	41.40 \pm 13.22	0.186
camino total dcha. (cm)	57.54 \pm 11.45	45.85 \pm 15.40	40.60 \pm 4.18	0.019*
camino parcial izq. (cm)	0.14 \pm 0.05	0.20 \pm 0.08	0.19 \pm 0.07	0.304
camino parcial dcha. (cm)	0.14 \pm 0.05	0.17 \pm 0.02	0.19 \pm 0.05	0.304
velocidad media izq. (cm/s)	2.15 \pm 0.84	3.10 \pm 1.27	2.86 \pm 1.01	0.304
velocidad media dcha. (cm/s)	2.18 \pm 0.76	2.70 \pm 0.38	2.87 \pm 0.70	0.378
movimientos izq. (#)	37.50 \pm 5.20	18.75 \pm 6.70	24.00 \pm 12.99	0.089
movimientos dcha. (#)	38.00 \pm 3.46	17.50 \pm 5.32	13.75 \pm 7.89	0.006*

Tabla 6.9: Métricas medidas durante la realización de la cuarta subtarea (*tercer nudo*) de la sutura laparoscópica (significación estadística con P-valor < 0,05).

Métrica utilizada	Primera Subtarea			Segunda Subtarea		
	Exp-Int	Exp-Nov	Int-Nov	Exp-Int	Exp-Nov	Int-Nov
tiempo total	0.125	0.029*	0.029*	0.162	0.029*	0.028*
camino total izq.	0.125	0.029*	0.029*	0.125	0.029*	0.364
camino total dcha.	0.125	0.029*	0.119	0.031*	0.029*	1.000
movimientos izq.	0.065	0.029*	0.029*	0.368	0.028*	0.029*
movimientos dcha.	0.223	0.029*	0.029*	1.000	0.029*	0.029*

Tabla 6.10: Comparación múltiple por pares de la primera y segunda subtarea entre los tres grupos: métricas con significancia estadística (significación estadística con P-valor < 0,05).

Métrica utilizada	Cuarta Subtarea		
	Exp-Inter	Exp-Nov	Inter-Nov
tiempo total	0.580	0.029*	0.029*
camino total dcha.	0.372	0.029*	0.364
movimientos dcha.	0.702	0.029*	0.029*

Tabla 6.11: Comparación múltiple por pares de la cuarta subtarea entre los tres grupos: métricas con significancia estadística (significación estadística con P-valor < 0,05).

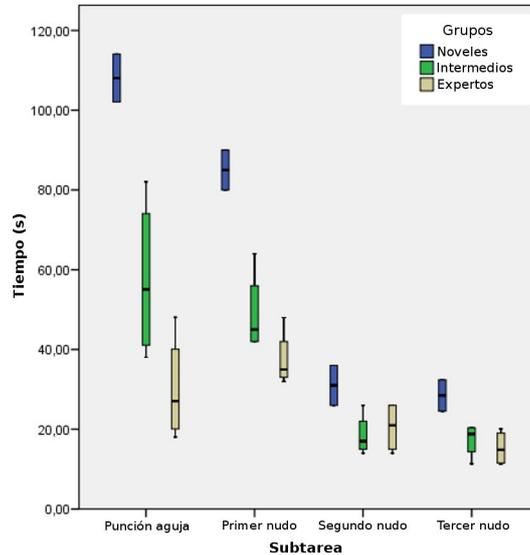


Figura 6.6: Comparación del *tiempo total* entre los tres grupos para cada subtarea.

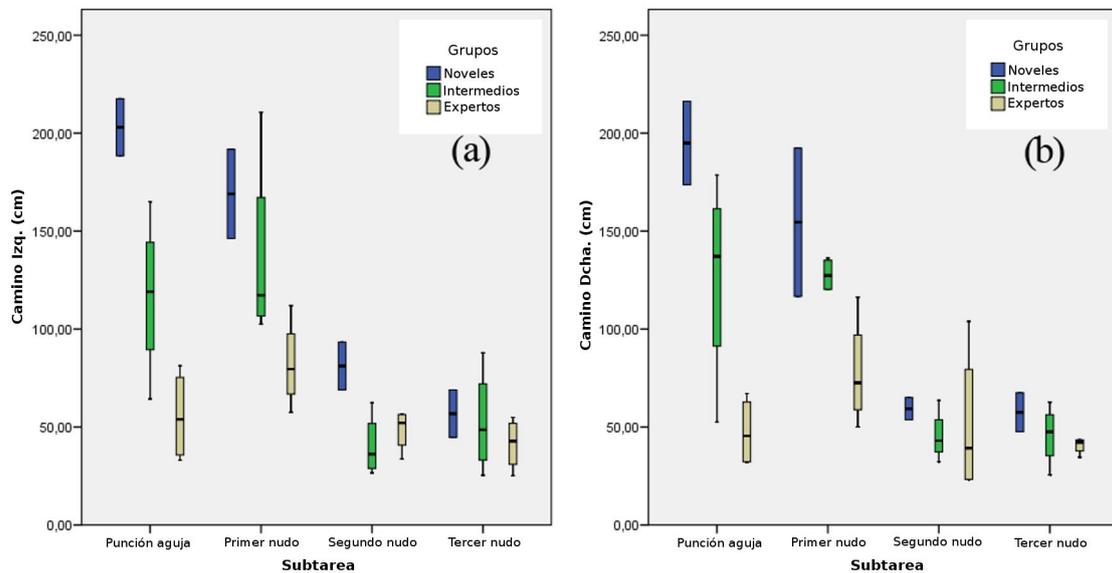


Figura 6.7: Comparación del *camino recorrido* entre los tres grupos para cada subtarea: a) pinza izquierda y b) pinza derecha.

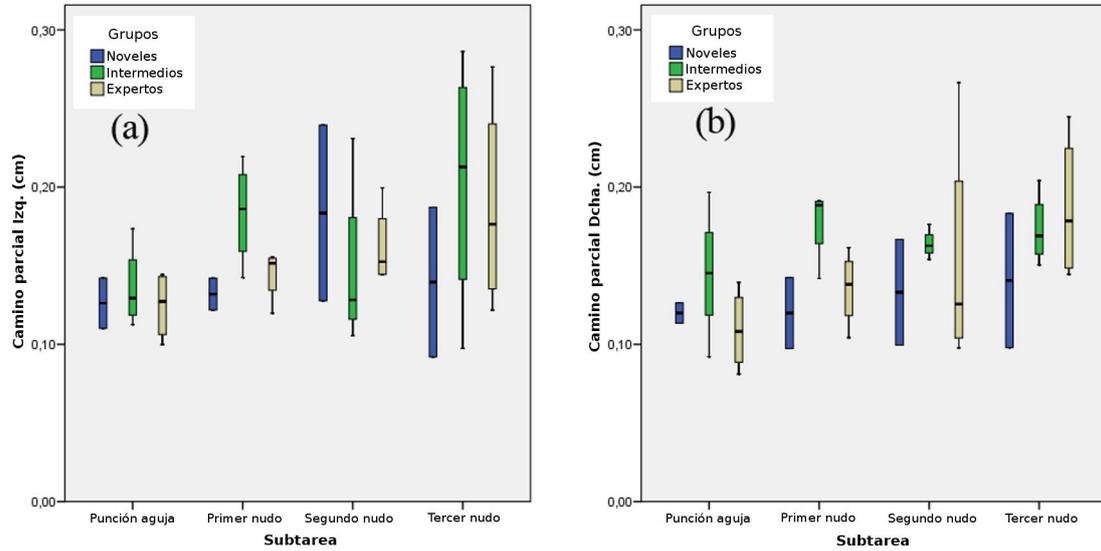


Figura 6.8: Comparación del *camino parcial recorrido* entre los tres grupos para cada subtarea: a) pinza izquierda y b) pinza derecha.

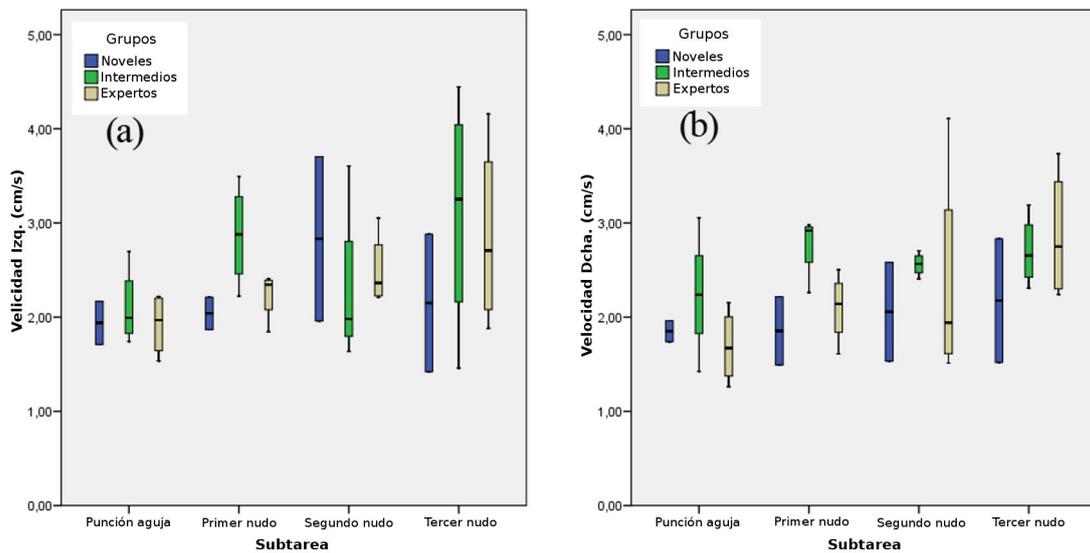


Figura 6.9: Comparación de *velocidad media* entre los tres grupos para cada subtarea: a) pinza izquierda y b) pinza derecha.

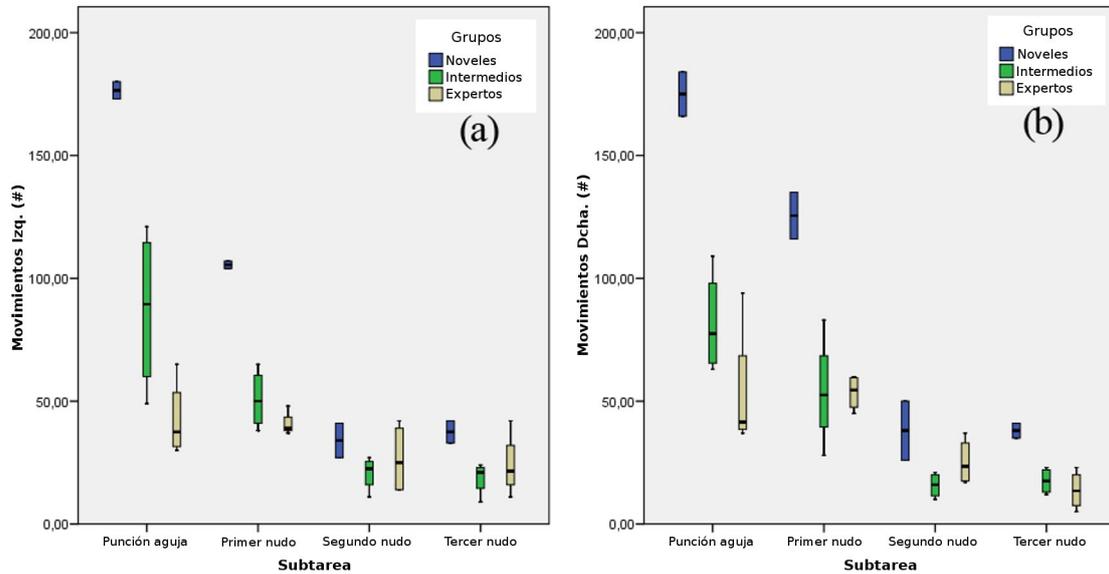


Figura 6.10: Comparación de *número de movimientos* entre los tres grupos para cada subtarea: a) pinza izquierda y b) pinza derecha.

6.2 Electronic Device for Endosurgical Skills Training (EDEST)

A continuación se presentan los resultados relativos a las experiencias realizadas con el dispositivo EDEST. En primer lugar, se exponen los datos obtenidos de las pruebas de calibración necesarias para configurar el aparato y, posteriormente, los resultados del estudio de fiabilidad [209].

6.2.1 Calibración del dispositivo

La calibración del tiempo máximo para considerar un acierto completo en la diana (*sensibilidad de la diana*) se determinó con la realización de 10 repeticiones del ejercicio de triangulación por 5 cirujanos expertos. La figura 6.11 muestra los tiempos utilizados por cada uno de los cirujanos expertos entre los aciertos parciales con ambas pinzas. En base a estos resultados, se definió un valor de compromiso de 0,5 segundos como *umbral límite*.

La calibración de las foto-resistencias de cada cuenca para el ejercicio de coordinación (*iluminación de las cuencas*) se determinó con la preparación de un algoritmo (detallado en el capítulo de metodología), que se fundamenta en los resultados del estudio de luminosidad en el interior del simulador físico según la fuente utilizada (ver figura 6.12).

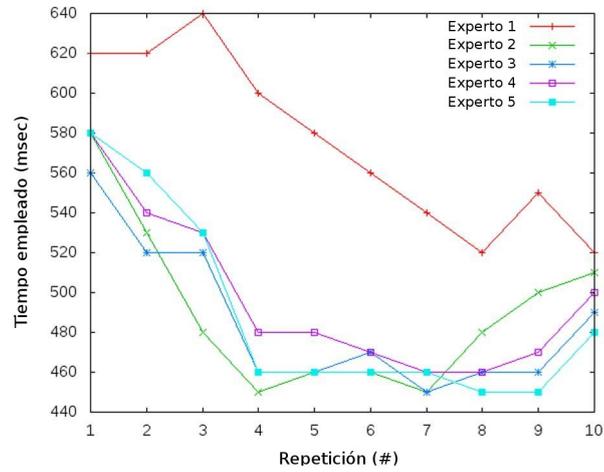


Figura 6.11: Tiempo obtenido por cirujanos expertos entre aciertos parciales durante el ejercicio de triangulación. Valores medidos en milisegundos entre el acierto con ambas pinzas.

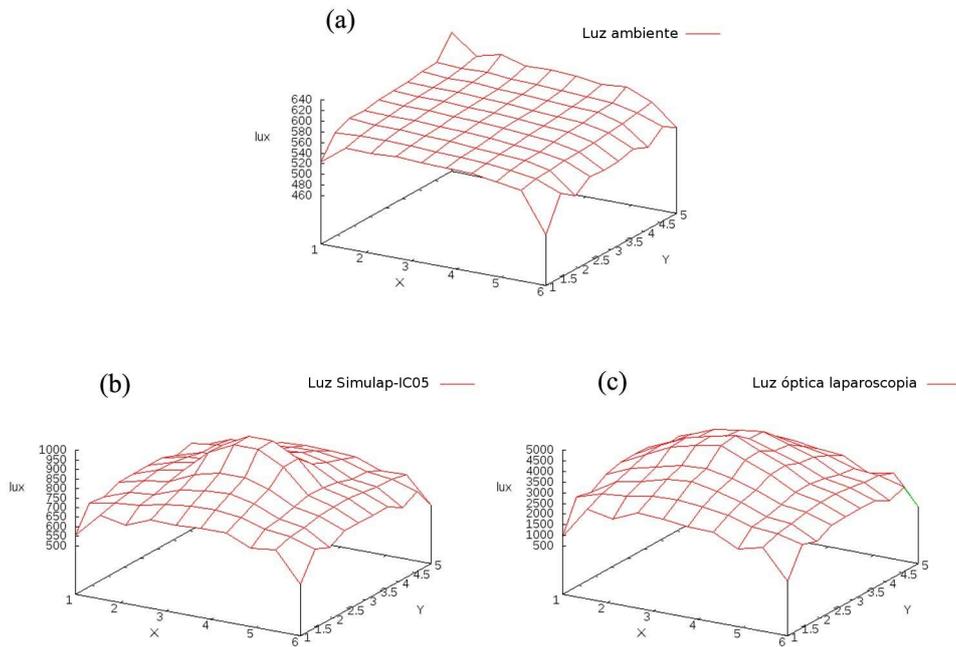


Figura 6.12: Patrones de luz descritos en diferentes condiciones lumínicas dentro de quirófano: a) luz ambiente; b) luz del simulador físico Simulap IC-05 y c) fuente de luz de la óptica laparoscópica.

Tiempo(h)	R(t)	Operativo(%)	Fallo(%)
0	1	100.00	0.00
25	0.98	97.53	2.47
50	0.95	95.12	4.88
75	0.93	92.77	7.23
100	0.90	90.48	9.52
125	0.88	88.25	11.75
150	0.86	86.07	13.93
175	0.84	83.95	16.05
200	0.82	81.87	18.13
225	0.80	79.85	20.15
250	0.78	77.88	22.12
275	0.76	75.96	24.04

Tabla 6.12: Valores esperados de la futura fiabilidad del dispositivo EDEST usando los valores de referencia del ITT Research Institute.

6.2.2 Fiabilidad operacional

Después de realizar las experiencias definidas en la metodología, no se obtuvo ningún error del dispositivo en las 1050 ejecuciones (0%) del ejercicio de triangulación, mientras que el ejercicio de coordinación produjo 21 errores en las 5760 ejecuciones (0,37%) realizadas. Se utilizó una prueba de 72 horas y se registró un tiempo total de fallo de 9,55 horas. Esto supone un *MTBF* (Mean Time Between Failures) de 2,97 horas (ratio de fallo de 0,34).

En la figura 6.13 se muestra la distribución exponencial resultante. Como no se han encontrado precedentes en la bibliografía sobre valores del *MTBF* para dispositivos de entrenamiento quirúrgico, se han utilizado las tablas definidas por el ITT Research Institute [214]. Por similitud, se han tomado como referencia los valores de un ordenador personal (1.000-5.000 horas de *MTBF*) y se muestran en la tabla 6.12 los valores hipotéticos de la distribución exponencial del modelo. De ellos se observa que para un tiempo de 72 horas, tiempo empleado en las pruebas realizadas, el dispositivo EDEST tiene un 7% de probabilidad de fallo. Este valor se obtiene durante un tiempo de operación del dispositivo testado de 12 minutos.

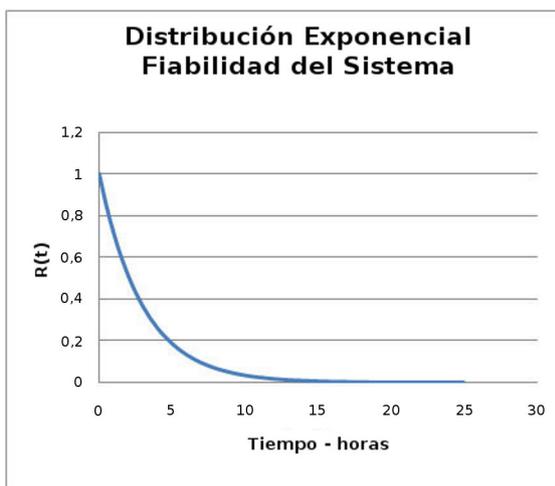


Figura 6.13: La fiabilidad del dispositivo EDEST presenta la forma de una distribución exponencial.

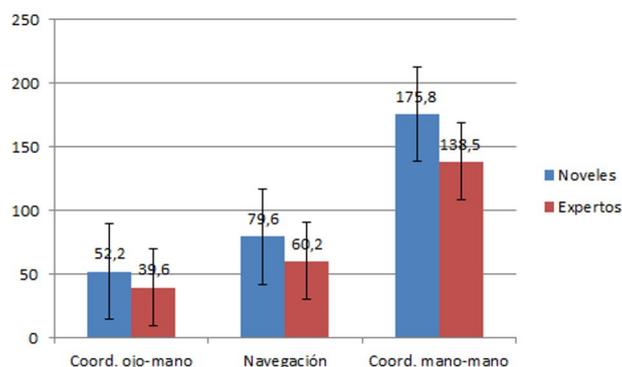


Figura 6.14: Puntuación final de los cirujanos expertos y noveles en cada uno de los ejercicios realizados.

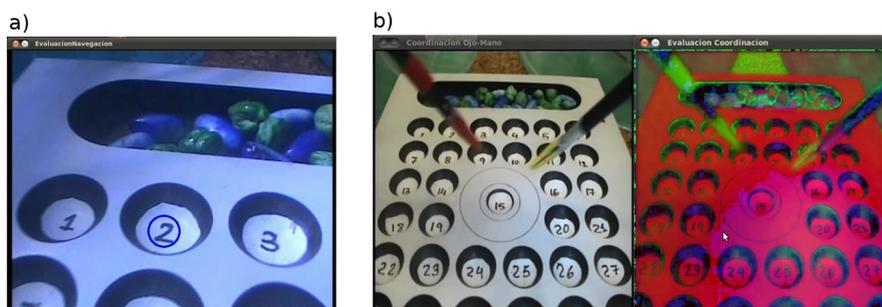


Figura 6.15: Ejemplos de funcionamiento del software VidLA: a) detección del número de cada cuenca (marca circular) y b) detección del instrumental (marca en el centro de la zona coloreada).

6.3 Video-based Laparoscopic Assessment (VidLA)

En esta sección se exponen los resultados del protocolo definido en la sección 5.3.3. La figura 6.14 muestra la puntuación final de los dos grupos (noveles y expertos) para los tres ejercicios seleccionados. Los resultados muestran puntuaciones más bajas para los cirujanos experimentados y más altas para cirujanos noveles. En primer lugar, la puntuación en el ejercicio de coordinación ojo-mano fue de 52,2 y 39,6 para noveles y expertos, respectivamente. Por otro lado, durante la navegación los noveles obtuvieron una puntuación de 79,6 mientras que la de los expertos fue de 60,2. Finalmente, la puntuación de los noveles en el ejercicio de coordinación mano-mano fue de 175,8 y la de los expertos de 138,5.

La figura 6.15a muestra una imagen del funcionamiento del algoritmo para detección de las cuencas, mientras que la figura 6.15b muestra la detección del instrumental basada en color.

Capítulo 7

Discusión

Es el cambio, el cambio continuo, el cambio inevitable, el factor dominante de la sociedad actual. Ya no es más posible tomar una decisión correcta sin tomar en cuenta no solamente al mundo tal como es, sino también al mundo como será.

Isaac Asimov

Este cambio continuo, este cambio inevitable, empuja por supuesto también al mundo de la cirugía mínimamente invasiva, a su entrenamiento y a su práctica. Es por esto, que el entrenamiento laparoscópico que comenzó con la tutorización de un experto [34] y la simulación física [215], ha evolucionado con los desarrollos informáticos, para utilizar primero la Realidad Virtual (técnica de vanguardia en aquellos primeros años) [216, 217] y actualmente la Simulación Híbrida (basada en la aplicación de la Realidad Aumentada) [216, 218].

Satava [216] distingue cuatro generaciones en la simulación quirúrgica, que han evolucionado desde los primeros simuladores que perseguían construir un *simulador de vuelo* para cirugía, hasta los actuales simuladores que integran práctica y evaluación de competencias. En esta última generación se podrían encuadrar los componentes desarrollados en este trabajo, como parte de un simulador híbrido que permita la evaluación y certificación de la competencia quirúrgica.

La necesidad de la simulación como herramienta formativa queda reflejada en estudios como el de Korndorffer et al. [219], Tsuda et al. [83] o Bashankaev et al. [215] por razones económicas, ya que el coste asociado a los errores cometidos por los residentes se estima mucho mayor que el gasto necesario para su formación, y por cuestiones éticas, ya que minimizan la utilización de animales de experimentación y aseguran la calidad de la atención sanitaria de los pacientes trasladando la formación de residentes a un entorno controlado y repetible. Sin embargo, existen discrepancias

para asegurar el tipo de simulador más adecuado: físico, virtual o híbrido [66, 67]. Coincidimos con Bashankaev et al. [66] en que una estrategia inteligente sería utilizar un tipo u otro de simulador según la fase de entrenamiento en la que se encuentre el cirujano. En este estudio, se recomienda la utilización de simuladores virtuales en las primeras fases del entrenamiento (*destrezas básicas*), pero nosotros no creemos que los simuladores virtuales existentes en la actualidad aporten grandes beneficios en el entrenamiento y evaluación de *destrezas básicas* en laparoscopia frente a la simulación híbrida, debido principalmente a que su elevado coste no se ve justificado con mayores prestaciones. Desde nuestro punto de vista, la simulación híbrida (para *destrezas básicas*) ofrece escenarios más realistas y naturales al cirujano, además de las posibilidades de evaluación objetiva y automática de la simulación virtual. La simulación virtual está justificada cuando los modelos de comportamiento e interacción son lo suficientemente avanzados como para permitir la práctica de intervenciones sobre escenarios contruidos a partir de estudios pre-operatorios de pacientes reales, situación ya habitual en los simuladores de radiología intervencionista [220, 221] pero aún no conseguida en simuladores de laparoscopia. Debido a la complejidad para la recreación completamente realista de procedimientos laparoscópicos avanzados con simuladores virtuales (ver sección 2.3), quizá la aproximación de Condino et al. [218], creando órganos de silicona personalizados para un simulador híbrido, suponga una alternativa más eficiente para el entrenamiento de *destrezas avanzadas*. Otra situación, aún hipotética pero factible en un futuro próximo, será la creación de simuladores virtuales de bajo coste especialmente diseñados para el entrenamiento de *destrezas básicas*, que sean un competidor real a los actuales sistemas de simulación física o híbrida en esta fase del entrenamiento.

Una cuestión que nos parece preocupante, es la discrepancia entre los estudios sobre validez predictiva ya estudiada por Seymour [222]. Del mismo modo que existen estudios que consiguen confirmarla en simuladores de algún tipo: Sturm et al. [223], McCluney et al. [61], Seymour et al. [224], Datta et al. [225]; existen otros estudios que no consiguen correlacionar el entrenamiento con la práctica quirúrgica real: Hogle et al. [226, 227], Thijssen et al. [228] y Fowler [4] son algunos ejemplos. Aunque estos datos pueden deberse a las características propias de cada simulador virtual, también podrían asociarse a otros factores como: 1) que el planteamiento de los estudios no está midiendo realmente lo que se pretendía medir, o 2) que la solidez de los estudios no es la adecuada (por el número de muestras, por el protocolo utilizado, etc). Algunos de estos aspectos fueron ya planteados por Fowler [4] como posibles causas de la falta de validez predictiva. Desde nuestro punto de vista, el principal problema para conseguir plantear un estudio de validez predictiva robusto reside en el *protocolo* utilizado ya que, con las herramientas actuales, es necesario utilizar dos métricas (generalmente asociadas a dos técnicas de evaluación diferentes) durante el estudio: una para la fase de entrenamiento y otra para la cirugía real. Este problema podría resolverse con el sistema ARH, unificando en una sola técnica y por lo tanto también

en una métrica, la captura y evaluación de la destreza quirúrgica. La utilización del sistema ARH asegura que en el estudio realizado siempre estemos midiendo los mismos parámetros, tanto en el entrenamiento como en la práctica real.

Aunque en la actualidad, la calificación de un procedimiento quirúrgico como correcto es un ejercicio principalmente subjetivo, en su mayor parte dependiente de la opinión de un experto, existen múltiples intentos para tratar de objetivar la mayoría de parámetros relacionados con el desempeño quirúrgico (ver capítulo 2.2). Este difícil ejercicio, ligeramente diferente a la validez predictiva pero con aspectos en común, ha empezado a aplicarse a procedimientos laparoscópicos complejos con la aparición de los simuladores híbridos y utilizando como herramientas las diferentes tecnologías desarrolladas para la simulación híbrida. Cesanek et al. [229] comprobaron que las métricas del simulador híbrido *ProMIS* y las métricas utilizadas para cirugías reales no muestran correlación, salvo el *tiempo empleado*. ¿Significa esto que los esfuerzos para definir métricas en simulación híbrida que sean útiles en el quirófano real están yendo por mal camino? Nuestra experiencia en formación de postgrado, nos hace intuir que la correcta realización de un procedimiento quirúrgico puede estar relacionada con múltiples factores. El estudio de Cesanek et al. confirma la relación entre el *camino total recorrido* por el instrumental y la *suavidad* de los movimientos con el *tiempo empleado* en la realización del procedimiento completo. Por lo tanto, la creencia general de que cuanto más experto es un profesional, menos errores comete y realiza las tareas con mayor rapidez parece comprobarse sólo a medias, ya que el resto de métricas relacionadas con los errores cometidos no muestra correlación directa con el camino total y la suavidad. Aunque la lógica nos indique que la reducción del tiempo empleado en el procedimiento no debe llevar asociados más errores o dejar partes del procedimiento sin realizar, aún no se dispone de ningún estudio que relacione estos aspectos. De hecho, las métricas de evaluación menos valoradas en las encuestas por los profesores (el *tiempo empleado* y el *camino total recorrido*) son aún las más fiables para distinguir diferentes niveles de experiencia, según indican Stylopoulos et al. [105]. El resto de métricas utilizadas generalmente, se centran en analizar los movimientos del cirujano, ya que se piensa que éstos son una de las bases más importantes para medir la destreza. Aunque esto parece comprobarse en múltiples estudios revisados por Reiley et al. [230], ¿sería posible conseguir alguna técnica que midiera la seguridad demostrada por el cirujano? ¿y la capacidad de reacción ante situaciones comprometidas? Todavía de manera muy incipiente existen algunos grupos que trabajan con nuevas técnicas que podrían responder a este tipo de preguntas [231, 232]: eye-tracking, EEG, fMRI o fNIRS¹.

Un factor que creemos muy relacionado con la traslación de los conocimientos aprendidos durante el proceso formativo al quirófano real es la *asimilación* de conocimientos, que está íntimamente relacionada con la actual forma logarítmica de la

¹Eye-tracking: seguimiento de la pupila, EEG: del inglés, electroencephalography, fMRI: functional magnetic resonance imaging y fNIRS: functional near infrared spectroscopy

curva de aprendizaje. Reiley et al. [230] analizan varios estudios que apuntan algunas deficiencias de los actuales modelos formativos, entre las que nos llama poderosamente la atención que sólo el 34 % de los alumnos considera que ha recibido la formación en *destrezas básicas* adecuada, además de que el 85 % de los alumnos estarían receptivos a sistemas de entrenamiento quirúrgico más innovadores, pero sin embargo indican que no disponen ni de tiempo, ni de recursos para invertir en ellos. Estos resultados parecen apoyar nuestra hipótesis en la necesidad de *crear sistemas robustos y fiables con un coste asociado relativamente bajo*, aunque parece que *la expansión de estos sistemas* estará supeditada a la eliminación de las restricciones temporales y espaciales. Es decir, habría que permitir a los cirujanos entrenamientos de breve duración (las estancias formativas actuales de 2-3 días son difíciles de cuadrar debido a la elevada carga asistencial) y realizados en cualquier lugar mínimamente acondicionado (evitando quirófanos, laboratorios enormemente equipados, etc.) [227]. Ericson [233] propone que la mera realización de múltiples procedimientos quirúrgicos no tiene por qué mejorar la destreza quirúrgica, si no se realizan estas intervenciones con una mentalidad de *Práctica Intencionada DP*². Por otro lado, Mackay et al. [234] demuestran que el entrenamiento distribuido en el tiempo es más adecuado que concentrado en un corto espacio. En este sentido, serían necesarios estudios adicionales basados en alguna de las teorías del aprendizaje descritas en el capítulo 2.1 para confirmar la periodicidad e intensidad más adecuadas en el entrenamiento de destrezas quirúrgicas.

Por otro lado, pero aún íntimamente relacionado con las capacidades de aprendizaje del ser humano, habría que distinguir dos partes en el camino hacia la construcción de nuevos modelos formativos más eficientes. En primer lugar, pensamos que son necesarias nuevas técnicas y tecnologías para capturar *la esencia de la experiencia* de los cirujanos expertos: de situaciones reales y de la forma más transparente posible, es decir, somos plenamente conscientes de que el conocimiento que los cirujanos expertos tienen interiorizado después de muchos años de experiencia, no podrá extraerse de forma eficaz utilizando las herramientas comunes de la ingeniería social (entrevistas, encuestas, etc.). Para conseguir catalogar esta información, estudios como los de Bouarfa et al. [196], Lalys et al. [163] y Blum et al. [195] suponen un comienzo muy interesante en la búsqueda de un conocimiento profundo no tan solo del procedimiento quirúrgico, sino también del desempeño conjunto de sus habilidades por parte de todo el equipo quirúrgico³. Finalmente, todo este conocimiento perfectamente comprendido y catalogado deberá usarse para diseñar y desarrollar una *serie de métricas* adecuadas para la evaluación objetiva del proceso formativo. En este sentido, y teniendo en cuenta con que patrones deberá compararse al alumno, será necesario diseñar una serie de contenidos didácticos y ejercicios prácticos personalizados y adaptados al

²Del inglés, Deliberate Practice (DP).

³Surgical workflow, Cognitive Ergonomics o Surgical Process Modeling son algunos conceptos interesantes de esta línea de trabajo.

nivel de cada alumno. Desde nuestro punto de vista, será fundamental tener en cuenta el objetivo didáctico más que la herramienta para conseguirlo y, por ello, las métricas extraídas de esta *observación profunda* (realizada en la primera fase) serán el modelo con el que evaluar al alumno en las mismas condiciones en que será evaluado por su jefe de servicio cuando realice los procedimientos quirúrgicos en el hospital.

Por este motivo, consideramos muy importantes estudios como el de Moorty et al. [136] o Schuetz et al. [235] que analizan el rendimiento de los cirujanos bajo diferentes condiciones de estrés. Aunque ya se ha demostrado que la cirugía laparoscópica genera más estrés en el cirujano que la cirugía abierta [136], aún se desconocen los mecanismos que determinan el control de dicho estrés por parte de los cirujanos expertos. Este factor, quizá sea uno de los aspectos determinantes para obtener mejores resultados en los estudios de *validez predictiva*. Para la evaluación del desempeño quirúrgico, como señalan Ahmed et al. [236] generalmente se utiliza el resultado clínico del procedimiento quirúrgico, la mortalidad y morbilidad principalmente, como indicador global de la destreza técnica del cirujano, pero coincidimos con ellos en que ésta no es la medida definitiva. Son necesarias otro tipo de medidas como la *observación directa* o la utilización de *técnicas de seguimiento* para realizar una evaluación objetiva más precisa y efectiva, en la que la información sobre el resultado final de la operación sea extraído sin necesidad de la intervención humana, eliminando así cualquier posibilidad de sesgo o valoración subjetiva. Pero además, incluyendo otros parámetros fácilmente medibles y cuantificables, como por ejemplo: el instrumental utilizado, las maniobras utilizadas durante la intervención o el tiempo empleado en cada una de ellas.

Según analizan Sándor et al. [41], con la directiva de horario laboral europea, se estima que las horas de entrenamiento de los estudiantes de medicina se reducirán drásticamente de 80.000 en 2006 a 25.000 en 2009. Este hecho, junto con la reducción de la jornada laboral de los residentes en Estados Unidos a 80 horas semanales [41], parece que contribuye a la reducción del tiempo de formación práctica. Desde nuestro punto de vista, estas cifras tan sólo indican la necesidad de transformar el modelo formativo con la introducción de herramientas (como la simulación híbrida) que optimicen la formación, entre otras estrategias sacándola del quirófano real, como indican Scott y Dunnington [237]. Del mismo modo, coincidimos con Reiley et al. [230] cuando afirman que las actuales métricas utilizadas para la evaluación de destrezas no aportan información sobre como mejorar los movimientos o identificar que acciones realiza el cirujano correcta o incorrectamente. Por lo que sería necesario trabajar en modelos más complejos que puedan interpretar los componentes subyacentes a la destreza quirúrgica, mucho más allá de la simple evaluación de los movimientos registrados por el sistema de seguimiento.

Para terminar, repasaremos brevemente las aportaciones realizadas por este trabajo con cada uno de los componentes desarrollados.

7.1 Aportaciones ARH

En este trabajo se presenta un nuevo sistema, *Augmented Reality Haptic (ARH)*, para mejorar el instrumental laparoscópico. El soporte universal diseñado para el sistema ARH permite su utilización con diferentes tipos de instrumental, calculando en tiempo real varios parámetros relacionados con la punta del mismo (posición, velocidad, etc.). Aunque inicialmente el objetivo para la construcción de este sistema era la integración en un simulador híbrido de las mejores características de los simuladores físicos y virtuales⁴, el sistema ARH también puede tener enorme interés en el análisis ergonómico y de gestos quirúrgicos, en la cirugía asistida por ordenador o en la manipulación a distancia (telecirugía).

En la primera parte de validación del sistema, se ha comprobado que el controlador linux desarrollado funciona correctamente y que el protocolo de calibración para calcular la punta del instrumental obtiene resultados comparables a los de Hummel et al. [206].

Coincidimos con Young et al. [238] y Xeroulis et al. [239] en que medir la destreza quirúrgica es un reto importante en la evaluación del proceso de entrenamiento. Por eso, pensamos que la utilización del sistema ARH junto a un adecuado currículo de entrenamiento podría ser una herramienta útil y objetiva para medir la destreza quirúrgica. Anteriormente, se habían obtenido resultados interesantes utilizando el mismo sistema de seguimiento utilizado por ARH⁵ [141, 143, 239], pero colocando el sensor en la mano del cirujano (ver sistema ICSAD presentado en el apartado 2.4). Esta metodología desarrolló una técnica de análisis basada en el movimiento de la mano, hand motion analysis (HMA), validada por Grober et al. [240] entre otros. El desarrollo del sistema ARH pretende mejorar los resultados obtenidos por el ICSAD en su aplicación a procedimientos laparoscópicos, mediante la medición directa de los movimientos del instrumental en lugar de los movimientos de la mano. Este nuevo paradigma, permite el desarrollo de una técnica de análisis basada en el movimiento del instrumental, tool motion analysis (TMA), específicamente diseñada para mejorar los resultados de los sistemas de seguimiento en procedimientos laparoscópicos. Desde nuestro punto de vista, el seguimiento directo de la punta del instrumental permite realizar un análisis más exacto y preciso de la destreza del cirujano que cuando se analizan directamente los movimientos de la mano, ya que debido a las características del instrumental laparoscópico pequeños movimientos de la mano del cirujano pueden convertirse en grandes desplazamientos de la punta del instrumental.

En fases posteriores, el sistema ARH se ha utilizado para evaluar la destreza quirúrgica en algunos procedimientos como la sutura laparoscópica. Aunque existen

⁴Como ya se vio en el apartado 2.3, las características perseguidas por los simuladores híbridos en su concepción inicial fueron: la interactividad y el realismo de los simuladores físicos, junto con las ventajas de evaluación objetiva y personalización del entrenamiento de los simuladores virtuales.

⁵El dispositivo Isotrack II de Polhemus.

numerosos trabajos que han utilizado la destreza del cirujano realizando una sutura laparoscópica como prueba final para evaluar los progresos realizados durante el entrenamiento [1, 108, 145, 149, 239], hasta donde nosotros conocemos no existen trabajos que encuentren diferencias significativas entre grupos cuando se descompone la sutura en varias subtareas [151, 241]. Sin embargo, los resultados presentados en el capítulo 6.1 presentan interesantes resultados utilizando la técnica TMA para determinar cual de estas subtareas es más relevante en la evaluación de la destreza quirúrgica y, por tanto, demuestran la utilidad del TMA como herramienta de validación y certificación [208].

Estos resultados muestran que las mejores subtareas para evaluar la destreza quirúrgica son la primera (la *punción de aguja*) y la segunda (el *primer nudo*). En dichas subtareas, cinco de las nueve métricas utilizadas presentaron diferencias significativas entre los tres grupos de estudio (noveles, intermedios y expertos): *tiempo total*, *camino total recorrido* y *número de movimientos*. Sin embargo, la subtarea cuatro (el *tercer nudo*) tan sólo puede distinguir entre los tres niveles de experiencia en tres de las nueve métricas. Por último, la subtarea tres no pudo obtener diferencias significativas en ninguno de los parámetros analizados.

La comparación por pares muestra diferencias significativas entre el grupo de expertos y el de noveles en todas las métricas con significancia, siendo la subtarea uno la que muestra más diferencia entre el grupo de experiencia intermedia y los noveles. Sin embargo, la única subtarea que muestra diferencias significativas para alguna métrica entre el grupo de expertos y el de experiencia intermedia es la subtarea dos.

En la primera subtarea (la *punción de aguja*), el *tiempo total* muestra los valores más altos de todo el estudio, coincidiendo con los resultados presentados por Chung y Sackier [242] en los que el posicionamiento de la aguja es la maniobra que requiere mayor tiempo de ejecución. Además, el *número de movimientos* y el *camino total recorrido* son las métricas con valores más altos en los cirujanos noveles. Por lo tanto, estamos de acuerdo con Chung y Sackier [242] en que la subtarea más difícil podría ser la *punción de aguja*.

En la segunda subtarea (el *primer nudo*), el grupo de noveles presenta mayores valores para el *tiempo total*, el *camino total recorrido* y el *número de movimientos* que el grupo de experiencia intermedia, mientras que el grupo de expertos obtiene los valores más bajos. Sin embargo, el *camino parcial recorrido* y la *velocidad media* muestran mayores valores en el grupo de experiencia intermedia que en los expertos. Aunque los cirujanos experimentados suelen mover el instrumental con mayor precisión y rapidez que los cirujanos noveles, estos resultados pueden indicar la autoconfianza de los cirujanos con experiencia intermedia que puede hacerles mover el instrumental con mayor rapidez de la necesaria. Del mismo modo que Yamaguchi et al. [149], se han obtenido diferencias significativas para el *tiempo total* y la *velocidad media derecha* pero, además, nuestros resultados muestran una diferencia significativa

en el *camino total recorrido* (en el instrumental derecho e izquierdo) y en el *número de movimientos* (instrumental derecho e izquierdo). En dicho estudio, Yamaguchi et al. utilizaron dos niveles de experiencia (expertos y noveles), mientras que nuestro estudio ha definido tres grupos (expertos, intermedios y noveles).

En la tercera y cuarta subtareas (el *segundo y tercer nudo*), los cirujanos expertos realizan mayor *número de movimientos* que los intermedios. Para explicar estos datos, pensamos que en futuros trabajos debemos realizar alguna comprobación de la calidad del nudo, según sugieren Moorthy et al. [135], ya que con el análisis de los vídeos que hemos hecho en este estudio no se encuentra explicación a estos valores. Una posible justificación al mayor *número de movimientos* realizados por los cirujanos expertos, que no podremos confirmar hasta que se realicen estudios adicionales, podría ser la utilización de más movimientos para realizar un nudo más seguro.

Chmarra et al. [243] han demostrado recientemente que los cirujanos con experiencia no minimizan el *camino recorrido* en algunas tareas quirúrgicas. Sin embargo, nuestro estudio muestra diferentes resultados para la sutura laparoscópica, presentando los expertos un *camino total recorrido* más corto que los intermedios y éstos a su vez valores menores que los noveles para tres de las cuatro subtareas analizadas (subtareas 1, 2 y 4). Además, para las subtareas 1 y 2 se han encontrado diferencias significativas entre los tres niveles de experiencia. Por otro lado, la tercera sub-tarea muestra mayor *camino total recorrido* y *tiempo total* en el grupo de expertos que en el de experiencia intermedia. Estos resultados nos sugieren que quizás resulte interesante calcular un “patrón quirúrgico” basado en el rendimiento de cirujanos experimentados [150] para cada tarea o sub-tarea antes de construir una métrica objetiva que sea eficiente y eficaz en la evaluación de las destrezas quirúrgicas. Este “patrón quirúrgico” definirá los rangos de valores óptimos para esa métrica objetiva. En algunos casos, en los que la definición de ese “patrón quirúrgico” genérico sea de difícil consenso, la utilización de este tipo de técnicas para comprobar la evolución de un cirujano en base a “patrones quirúrgicos” históricos obtenidos a lo largo de su desempeño profesional pueden ser una nueva métrica objetiva de la curva de aprendizaje (o evolución personal) del cirujano.

Finalmente, el trabajo desarrollado ha ayudado a conocer en profundidad el procedimiento de sutura laparoscópica. Desde nuestro punto de vista, la comprensión de la importancia y dificultad de todas las subtareas implicadas en el proceso de entrenamiento es una etapa fundamental que debe completarse antes de afrontar la transferencia de los conocimientos y destrezas adquiridos a la práctica quirúrgica real (validez predictiva) [222]. Sin este conocimiento profundo de los problemas que entraña cada tarea y de las partes realmente importantes del procedimiento, se hará muy difícil, y seguramente infructuosa, la construcción de un buen *currículo de entrenamiento* [244]. Del mismo modo, este conocimiento debería utilizarse para incrementar los *comentarios*⁶ durante el entrenamiento de los procedimientos o

⁶Del inglés, *training feedback* se refiere a las indicaciones del sistema de entrenamiento a los

las subtarear más relevantes [135, 239]. Por este motivo, coincidimos con Elneel et al. [245] cuando afirman que es necesario adaptar la dificultad de las tareas a las necesidades de cada cirujano si queremos construir un modelo formativo de cirugía laparoscópica útil y moderno. Además, también parece lógico pensar que los niveles de experiencia (experto, intermedio o novel) deben considerarse según la dificultad de la maniobra o procedimiento quirúrgico. En este punto, coincidimos con Allen et al. [150] cuando afirman que no se deben distinguir niveles de experiencia en maniobras de entrenamiento simples, ya que en dicho tipo de maniobras *tan simples* los cirujanos noveles llegan a convertirse rápidamente expertos.

7.2 Aportaciones EDEST

Otro de los resultados de este trabajo es el diseño y construcción de un nuevo dispositivo electrónico de entrenamiento quirúrgico, *Electronic Device for Endosurgical Skills Training (EDEST)*, para la mejora de destrezas básicas y su evaluación objetiva y automática. Aunque los simuladores de pacientes humanos, *Human Patient Simulators (HPS)*, de compañías como METI con iStan [153] o Laerdal con SimMan [152] están ampliamente extendidos, debido principalmente a su alto realismo y a su completo control computerizado de las constantes fisiológicas del cuerpo humano, la existencia de desarrollos electrónicos en el campo de la laparoscopia es más limitado. En nuestro repaso bibliográfico, tan sólo se han podido encontrar unos pocos ejemplos relacionados con la laparoscopia: uno de ellos, el simulador LTS3e analizado en el capítulo 2.3 y otro el desarrollo WKS-2RII mostrado en el capítulo 2.5 que permite evaluar el procedimiento de sutura. Sin embargo, el dispositivo EDEST es el único conocido hasta el momento para laparoscopia que permite el entrenamiento de la triangulación.

Por otro lado, se ha introducido un concepto que consideramos muy importante en el proceso de validación de sistemas de entrenamiento quirúrgicos: la *fiabilidad industrial*. Generalmente, la fiabilidad de los simuladores quirúrgicos suele centrarse en aspectos estadísticos que confirman la consistencia de las mediciones realizadas por el sistema. Esto es así, porque suelen implementarse utilizando ordenadores y dispositivos hápticos cuya fiabilidad industrial se considera asegurada por los fabricantes de estos componentes. Sin embargo, hasta donde nosotros conocemos, ninguno de los grupos que ha desarrollado componentes electrónicos para el entrenamiento quirúrgico ha publicado resultados sobre la *fiabilidad industrial* de sus dispositivos. En nuestra opinión, este tipo de análisis debería incorporarse al proceso de validación para asegurar la utilidad final de los sistemas de entrenamiento como herramienta de certificación de la competencia quirúrgica.

Los pocos sistemas de entrenamiento laparoscópico con componentes electrónicos

alumnos que pretenden aumentar el interés y la atención durante proceso formativo.

de relativa importancia, como el LTS3e o el WKS-2RII, necesitan estar conectados a un ordenador para su funcionamiento. Esto limita la portabilidad del sistema, a la vez que condiciona la facilidad de uso por parte de los cirujanos. Para superar estas limitaciones, el dispositivo EDEST permite la configuración del entrenamiento y la recuperación de los resultados obtenidos a través de un ordenador, mientras que el entrenamiento en sí puede realizarse de forma autónoma. Además, la interfaz de usuario con el cirujano se ha limitado al encendido y apagado del dispositivo y a la selección del ejercicio que se desea ejecutar, mostrándose los resultados obtenidos durante el entrenamiento en la pantalla del sistema. Esto simplifica el manejo del sistema y garantiza una mayor aceptación de los usuarios finales [246]. De forma similar a otros sistemas de entrenamiento [95, 155] las métricas utilizadas han sido: tiempo de ejecución y errores cometidos.

Los resultados obtenidos en este trabajo para el *MTBF* indican que la fiabilidad industrial del dispositivo EDEST debe mejorarse para el ejercicio de coordinación, siendo por contra adecuada para el ejercicio de triangulación. Sin embargo, el estudio realizado por Sánchez-Margallo et al [246] demuestra la validez aparente y de contenido del dispositivo.

7.3 Aportaciones VidLA

Por otro lado, se ha desarrollado un software de análisis de vídeo, Video-based Laparoscopic Assessment (VidLA), que permite evaluar automáticamente la realización de algunos procedimientos laparoscópicos básicos. Aunque este tipo de tecnología se encuentra en un estado aún muy incipiente en el campo de la cirugía laparoscópica, ya existen algunos resultados interesantes que nos indican que puede ser una herramienta útil para la evaluación objetiva y automática del entrenamiento de destrezas básicas. El trabajo de Ahmed et al. [236] recopila los estudios más importantes realizados con *herramientas de observación* para la evaluación de procedimientos quirúrgicos (para más detalles ver capítulo 2), excluyendo las técnicas que considera no basadas en la observación, como por ejemplo la realidad virtual o los dispositivos de seguimiento que analizan el movimiento. El software VidLA podría considerarse perteneciente a este grupo de *herramientas de observación*, como una evolución natural de las metodologías tradicionales en las que el análisis del vídeo era realizado por cirujanos expertos [190–193].

Aunque existen trabajos que han obtenido buenos resultados en la evaluación realizada por expertos de vídeos quirúrgicos sin editar [189, 190], la mayoría de los estudios utilizan una selección de las secuencias más importantes del procedimiento [192, 247, 248] o permiten al experto visualizar el vídeo de forma acelerada [191, 249], para minimizar el tiempo de análisis y con ello optimizar el valioso tiempo de éstos. Desde nuestro punto de vista, la utilización de procedimientos automáticos realizados por ordenador, como el software VidLA, permitirían no sólo la estandarización del

proceso, sino la implantación a gran escala de este tipo de herramientas como un paso más en el proceso de certificación de la competencia quirúrgica.

Del mismo modo que Dosis et al. complementan el análisis de los movimientos del cirujano capturados con el dispositivo ICSAD mediante el análisis de la grabación del procedimiento quirúrgico con el sistema ROVIMAS [250], el software VidLA ha sido diseñado para complementar mediante el procesamiento automático del vídeo la información capturada por el dispositivo ARH de los movimientos del instrumental. Por esta razón, la funcionalidad de seguimiento de VidLA se limita a obtener la información necesaria para complementar los datos obtenidos por el dispositivo ARH. Sin embargo, cuando las tecnologías de procesado de imagen (tracking basado en vídeo) solucionen los problemas analizados en el capítulo 2.6 serían una alternativa muy interesante al dispositivo ARH, que podrían integrarse en un futuro con el análisis de procedimientos laparoscópicos básicos realizado por el software VidLA.

Los resultados presentados en este trabajo nos indican que el tiempo necesario para procesar sesiones de entrenamiento grabadas en vídeo se puede reducir con el software VidLA, con respecto a la revisión manual realizada por un experto.

Capítulo 8

Conclusiones y Trabajos Futuros

Una conclusión es el punto en el que te cansas de pensar.

Anónimo

8.1 Conclusiones

Realmente, para nosotros una conclusión es el punto en el que decides parar de pensar, para poder comenzar a actuar. Por eso, en este capítulo intentaremos sentar unos cimientos sólidos para esta línea de investigación, que resuman las conclusiones más importantes de este trabajo y planteen el camino que debemos recorrer en el futuro.

Pensamos firmemente que la comparativa tradicional [216] del entrenamiento quirúrgico con el entrenamiento de los pilotos no es muy acertada. Principalmente, en casos como la laparoscopia donde la cantidad de variables existentes y los efectos que estas provocan (muchos de ellos conocidos, pero no todos medidos y cuantificados), hacen que los simuladores virtuales no ofrezcan un entrenamiento completo si no se usan junto a otras herramientas [215]. Por lo tanto, el concepto de simulación quirúrgica debería considerarse solamente para las fases iniciales del entrenamiento y deberíamos enfocar nuestros esfuerzos en conseguir herramientas que permitan prácticas guiadas bajo la tutorización *real* de un cirujano con contrastada experiencia.

La práctica continua y deliberada [233], no sólo en programas de formación sino también en entrenamientos individuales sistemáticos, es el camino hacia el *virtuosismo*. Ya en 1965, Taylor describía la dificultad para conseguir el *virtuosismo* técnico y la versatilidad del “cirujano ideal” [251], tanto por las limitaciones temporales como por el reducido número de casos clínicos disponibles. Para solventar estas limitaciones, consideramos imprescindible la creación de sistemas que permitan la práctica indi-

vidual continua de cada cirujano, sistemas que ayuden a afianzar los conocimientos adquiridos en los centros de formación especializados.

Por otro lado, para generar métricas de evaluación de destrezas más efectivas es necesario profundizar en el conocimiento del *cirujano experto*, es decir, necesitamos realizar una observación más profunda y minuciosa del desempeño quirúrgico del experto: de sus movimientos, de sus decisiones y de dónde centra su atención en cada momento del procedimiento quirúrgico. Esta información es vital para determinar las características realmente importantes en la cirugía y extraer de ellas métricas efectivas para determinar el nivel de competencia quirúrgica.

También parece lógico pensar, que la implantación de la simulación híbrida como nuevo concepto formativo debe ir acompañada de un cambio en los paradigmas pedagógicos y didácticos. De esta forma, la única forma de aprovechar plenamente las posibilidades de esta tecnología pasan por el desarrollo de nuevos programas formativos (ejercicios y protocolos) que aprovechen las características de la realidad aumentada. Para ello, creemos necesario un mayor esfuerzo en los elementos didácticos y pedagógicos de la formación laparoscópica a la par que se realizan avances en los componentes tecnológicos. Un ejemplo claro, podría ser la motivación del cirujano utilizando continuamente nuevos retos e incrementando el nivel de exigencias para acelerar el proceso formativo.

Para finalizar, exponemos un concepto clave que podría resumir la filosofía para evaluar la progresión de una disciplina profesional:

DEFINICIÓN 7 *Cualquier tarea que se desee realizar debe estar siempre por encima de las herramientas que se utilicen para ello.*

8.2 Trabajos futuros

En la actualidad, la enorme carga asistencial no deja mucho margen a los profesionales sanitarios para su formación, por lo que consideramos imprescindible y por lo tanto nuestros esfuerzos y trabajos nos deben llevar a **la creación de protocolos y herramientas que optimicen el poco tiempo que los cirujanos pueden dedicar a su formación**. Algunas claves para conseguirlo, podrían ser:

1. Facilitar y fomentar la **autoformación** tutorizada. Conseguir que el cirujano pueda mejorar sus destrezas y conocimientos por sí mismo, teniendo la posibilidad de realizar consultas puntuales a un profesor.
2. Facilitar el entrenamiento en **cualquier lugar**, en **cualquier momento** y en **sesiones breves** de trabajo.
3. Generar un **feedback** para alentar y guiar el proceso formativo, que facilite la adaptación del programa personalizado a las capacidades del cirujano y le motive en su objetivo de mejora continua.

Los conocimientos y componentes generados en este trabajo se utilizarán como punto de partida para la creación de estos protocolos y herramientas que revolucionarán el concepto de formación laparoscópica en los próximos años.

En concreto, como continuación de la línea de trabajo expuesta en la presente tesis doctoral, se continuará con la comprobación de errores dinámicos en el sistema ARH y con la posterior corrección de estos errores. Además se plantearán nuevos estudios que midan y luego eliminen la posible distorsión estática producida por el material metálico de las propias pinzas y se analizarán las posibilidades del sistema como herramienta de evaluación de nuevos procedimientos, por ejemplo, en la caracterización objetiva de las mejoras aportadas por la técnica LESS frente a la laparoscopia convencional. Por otro lado, se trabajará en un nuevo algoritmo de detección para las cuencas del dispositivo EDEST, que funcione correctamente bajo los diferentes tipos de iluminación en campana detectadas durante el desarrollo de esta tesis. Finalmente, se enfocarán los esfuerzos en la integración del software VidLA con el resto de tecnologías desarrolladas en esta tesis, extendiendo su funcionalidad a nuevos ejercicios y comprobando la utilidad de nuevos algoritmos de procesado de imágenes, por ejemplo para la detección de cuencas o del instrumental.

Bibliografía

- [1] S. M. Botden and J. Jakimowicz, “What is going on in augmented reality simulation in laparoscopic surgery?,” *Surg Endosc*, vol. 23, pp. 1693–700, Aug. 2009.
- [2] A. da Luz Moreira, R. P. Kiran, H. T. Kirat, F. H. Remzi, D. P. Geisler, J. M. Church, T. Garofalo, and V. W. Fazio, “Laparoscopic versus open colectomy for patients with american society of anesthesiology (asa) classifications 3 and 4: the minimally invasive approach is associated with significantly quicker recovery and reduced costs,” *Surg Endosc*, vol. 24, pp. 1280–6, June 2010.
- [3] A. I. Lazzarino, K. Nagpal, A. Bottle, O. Faiz, K. Moorthy, and P. Aylin, “Open versus minimally invasive esophagectomy: trends of utilization and associated outcomes in england,” *Ann Surg*, vol. 252, pp. 292–8, Aug. 2010.
- [4] D. L. Fowler, “Enabling, implementing, and validating training methods in laparoscopic surgery,” *World J Surg*, vol. 34, pp. 621–4, Apr. 2010.
- [5] T. Schollmeyer, A. S. Soyinka, M. Schollmeyer, and I. Meinhold-Heerlein, “Georg kelling (1866-1945): the root of modern day minimal invasive surgery. a forgotten legend?,” *Arch Gynecol Obstet*, vol. 276, pp. 505–9, Nov. 2007.
- [6] M. Hatzinger, S. Kwon, S. Langbein, S. Kamp, A. Hacker, and P. Alken, “Hans christian jacobaeus: Inventor of human laparoscopy and thoracoscopy,” *J Endourol*, vol. 20, pp. 848–50, Nov. 2006.
- [7] N. Camran, *Nezhat’s History of Endoscopy. A historical analysis endoscopy’s ascension since antiquity*. Endo Press, 2011.
- [8] A. B. Verger-Kuhnke, M. A. Reuter, and M. L. Beccaria, “Biography of phillip bozzini (1773-1809) an idealist of the endoscopy,” *Actas Urol Esp*, vol. 31, pp. 437–44, May 2007.
- [9] Olympus, “Historia de los endoscopios, <http://www.olympuslatinoamerica.com/>,” Consultado en agosto 2011.

- [10] K. Gibinski, A. Nowak, and T. Marek, “Digestive endoscopy from rigid to fiberoptic instruments; the polish contribution to the development of gastrointestinal endoscopy,” *J Physiol Pharmacol*, vol. 54 Suppl 3, pp. 283–327, Dec. 2003.
- [11] A. Gandsas, “The history of laparoscopy, <http://www.laparoscopy.com/>,” Consultado en agosto 2011.
- [12] N. Hockstein, C. Gourin, R. Faust, and D. Terris, “A history of robots: from science fiction to surgical robotics,” *Journal of robotic surgery*, vol. 1, no. 2, pp. 113–118, 2007.
- [13] L. van den Bedem, N. Rosielle, and M. Steinbuch, “Design of a slave robot for laparoscopic and thoracoscopic surgery,” *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 17, no. 4, p. 211, 2008.
- [14] L. J. M. van den Bedem, *Realization of a Demonstrator Slave for Robotic Minimally Invasive Surgery*. PhD thesis, Eindhoven University of Technology, 2010.
- [15] Z. Nawrat, “Robin heart progress-advances material and technology in surgical robots,” *Bulletin of the Polish Academy of Sciences: Technical Sciences*, vol. 58, no. 2, pp. 323–327, 2010.
- [16] M. Hashizume, “Mri-guided laparoscopic and robotic surgery for malignancies,” *Int J Clin Oncol*, vol. 12, pp. 94–8, Apr. 2007.
- [17] J. F. Noguera, A. Cuadrado, F. M. Sánchez-Margallo, C. Dolz, J. M. Asencio, J. M. Olea, R. Morales, L. Lozano, and J. C. Vicens, “Emergency transvaginal hybrid natural orifice transluminal endoscopic surgery,” *Endoscopy*, vol. 43, pp. 442–4, May 2011.
- [18] F. M. Sánchez-Margallo, F. J. Pérez, M. A. Sánchez, J. M. Asencio, M. del Carmen Tejonero, C. Moreno, and J. Noguera, “Hybrid notes cholecystectomy in an experimental model of laparoscopic acute cholecystitis,” *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech*, vol. 21, pp. e65–9, Apr. 2011.
- [19] M. Barceló, *Una historia de la Informatica/Information Technology History*. Editorial UOC, 2008.
- [20] B. Cyganek, J. Siebert, and E. Corporation, *An introduction to 3D computer vision techniques and algorithms*. Wiley Online Library, 2009.
- [21] R. Szeliski, *Computer vision: Algorithms and applications*. Springer, 1st ed., 2011.

- [22] M. Petrou and P. Bosdogianni, *Image Processing: The Fundamentals*. Wiley, 1999.
- [23] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 2nd ed., 2002.
- [24] G. Dougherty, *Digital image processing for medical applications*. Cambridge University Press Cambridge, United Kingdom, 2009.
- [25] M. Sonka, V. Hlavác, and R. Boyle, *Image processing, analysis and machine vision (3. ed.)*. Thomson, 2008.
- [26] T. Kurfess, *Robotics and automation handbook*. CRC Press, 2005.
- [27] B. Siciliano and O. Khatib, *Handbook of robotics*. Springer-Verlag New York Inc, 2008.
- [28] S. Kalan, S. Chauhan, R. Coelho, M. Orvieto, I. Camacho, K. Palmer, and V. Patel, “History of robotic surgery,” *Journal of Robotic Surgery*, pp. 1–7, 2010.
- [29] R. Faust, *Robotics in surgery: history, current and future applications*. Nova Science Pub Inc, 2007.
- [30] D. Steven, T. Rostock, H. Servatius, B. Hoffmann, I. Drewitz, K. Müllerleile, T. Meinertz, and S. Willems, “Robotic versus conventional ablation for common-type atrial flutter: a prospective randomized trial to evaluate the effectiveness of remote catheter navigation,” *Heart Rhythm*, vol. 5, pp. 1556–60, Nov. 2008.
- [31] M. M. Tiwari, J. F. Reynoso, R. High, A. W. Tsang, and D. Oleynikov, “Safety, efficacy, and cost-effectiveness of common laparoscopic procedures,” *Surg Endosc*, vol. 25, pp. 1127–1135, Apr 2011.
- [32] J. Usón, F. M. Sánchez-Margallo, S. Pascual, and S. Climent, *Formación en Cirugía Laparoscópica Paso a paso*. Centro de Cirugía de Mínima Invasión, 4 ed., 2010.
- [33] G. M. Fried, “Fls assessment of competency using simulated laparoscopic tasks,” *J Gastrointest Surg*, vol. 12, pp. 210–2, Feb. 2008.
- [34] B. Kerr and J. P. O’Leary, “The training of the surgeon: Dr. halsted’s greatest legacy,” *Am Surg*, vol. 65, pp. 1101–2, Nov. 1999.

- [35] P. Lamata, E. J. Gómez, F. M. Sánchez-Margallo, F. Lamata, F. Gayá, J. B. Pagador, J. Usón, and F. del Pozo, "Analysis of tissue consistency perception for laparoscopic simulator design," in *CARS* (H. U. Lemke, K. Inamura, K. Doi, M. W. Vannier, A. G. Farman, and J. H. C. Reiber, eds.), vol. 1268 of *International Congress Series*, pp. 401–406, Elsevier, 2004.
- [36] P. Lamata, E. J. Gómez, F. M. Sánchez-Margallo, F. Lamata, F. Gayá, J. B. Pagador, J. Usón, and F. del Pozo, "A new methodology to characterize sensory interaction for use in laparoscopic surgery simulation," in *ISMS* (S. Cotin and D. N. Metaxas, eds.), vol. 3078 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 177–184, Springer, 2004.
- [37] F. M. Sánchez-Margallo, E. J. Gómez, J. B. Pagador, C. Monserrat, S. Pascual, M. Raya, F. del Pozo Guerrero, and J. Usón, "Integración de la Tecnología de Simulación Quirúrgica en el Programa de Aprendizaje de Cirugía de Mínima Invasión," *Informática y Salud (Sociedad Española de Informática y la Salud)*, no. 47, pp. 9–14, 2004.
- [38] IRCAD/EITS, "Websurg the e-surgical reference, www.websurg.com."
- [39] Y. Okuda, E. O. Bryson, S. DeMaria, L. Jacobson, J. Quinones, B. Shen, and A. I. Levine, "The utility of simulation in medical education: what is the evidence?," *Mt Sinai J Med*, vol. 76, pp. 330–43, Aug. 2009.
- [40] M. C. Vassiliou, B. J. Dunkin, J. M. Marks, and G. M. Fried, "Fls and fes: comprehensive models of training and assessment," *Surg Clin North Am*, vol. 90, pp. 535–58, June 2010.
- [41] J. Sándor, B. Lengyel, T. Haidegger, G. Saftics, G. Papp, Á. Nagy, and G. Wéber, "Minimally invasive surgical technologies: Challenges in education and training," *Asian Journal of Endoscopic Surgery*, vol. 3, no. 3, pp. 101–108, 2010.
- [42] P. Fitts and M. Posner, *Human performance*. Basic Concepts in Psychology, Greenwood Press, 1979.
- [43] K. Ericsson *et al.*, "The influence of experience and deliberate practice on the development of superior expert performance," *The Cambridge handbook of expertise and expert performance*, pp. 683–703, 2006.
- [44] P. Haibach, G. Reid, and D. Collier, *Motor Learning and Development*. Human Kinetics, 2011.
- [45] W. Edwards, *Motor Learning and Control: From Theory to Practice*. Brooks/Cole Pub Co, 2010.

- [46] A. G. Gallagher, E. M. Ritter, H. Champion, G. Higgins, M. P. Fried, G. Moses, C. D. Smith, and R. M. Satava, “Virtual reality simulation for the operating room: proficiency-based training as a paradigm shift in surgical skills training,” *Ann Surg*, vol. 241, pp. 364–72, Feb. 2005.
- [47] L. Batteau, A. Liu, J. Maintz, Y. Bhasin, and M. Bowyer, “A study on the perception of haptics in surgical simulation,” *Medical Simulation*, pp. 185–192, 2004.
- [48] R. Bates, *Optical switching and networking handbook*. McGraw-Hill Professional Publishing, 2001.
- [49] B. Hirschowitz, W. Peters, and L. Vurtiss, “Flexible light transmitting tube,” 1961.
- [50] F. Sánchez-Margallo, J. Sánchez-Margallo, J. Pagador, J. Moyano, J. Moreno, and J. Usón, “Ergonomic assessment of hand movements in laparoscopic surgery using the cyberglove®,” *Computational Biomechanics for Medicine*, pp. 121–128, 2010.
- [51] T. Haidegger, J. Sándor, and Z. Benyó, “Surgery in space: the future of robotic telesurgery,” *Surg Endosc*, vol. 25, pp. 681–90, Mar. 2011.
- [52] S. Kumar and J. Marescaux, *Telesurgery*. Springer Verlag, 2008.
- [53] G. Dogangil, B. L. Davies, and F. Rodriguez y Baena, “A review of medical robotics for minimally invasive soft tissue surgery,” *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, no. 5, pp. 653–79, 2010.
- [54] F. M. Sánchez-Margallo, L. F. Sánchez-Peralta, J. B. Pagador, J. L. Moyano-Cuevas, J. F. Noguera, P. Sánchez-González, and E. J. Gómez-Aguilera, “Nuevas tecnologías en cirugía de mínima invasión. encuesta sobre e-learning y contenidos multimedia,” *Cirugía Española*, vol. 88, no. Especial 2, p. 223, 2010.
- [55] I. Oropesa, P. Sánchez-González, P. Lamata, M. Chmarra, J. Pagador, J. Sánchez-Margallo, F. Sánchez-Margallo, and E. Gómez, “Methods and tools for objective assessment of psychomotor skills in laparoscopic surgery,” *Journal of Surgical Research*, vol. 115, no. 1, pp. e81–e95, 2011.
- [56] G. J. Cerilli, H. W. Merrick, and E. D. Staren, “Objective structured clinical examination technical skill stations correlate more closely with postgraduate year level than do clinical skill stations,” *Am Surg*, vol. 67, pp. 323–6; discussion 326–7, Apr. 2001.

- [57] H. Faulkner, G. Regehr, J. Martin, and R. Reznick, "Validation of an objective structured assessment of technical skill for surgical residents," *Acad Med*, vol. 71, pp. 1363–5, Dec. 1996.
- [58] J. A. Martin, G. Regehr, R. Reznick, H. MacRae, J. Murnaghan, C. Hutchison, and M. Brown, "Objective structured assessment of technical skill (osats) for surgical residents," *Br J Surg*, vol. 84, pp. 273–8, Feb. 1997.
- [59] R. Reznick, G. Regehr, H. MacRae, J. Martin, and W. McCulloch, "Testing technical skill via an innovative bench station examination," *Am J Surg*, vol. 173, pp. 226–30, Mar. 1997.
- [60] D. J. Scott, E. M. Ritter, S. T. Tesfay, E. A. Pimentel, A. Nagji, and G. M. Fried, "Certification pass rate of 100 % for fundamentals of laparoscopic surgery skills after proficiency-based training," *Surg Endosc*, vol. 22, pp. 1887–93, Aug. 2008.
- [61] A. L. McCluney, M. C. Vassiliou, P. A. Kaneva, J. Cao, D. D. Stanbridge, L. S. Feldman, and G. M. Fried, "Fls simulator performance predicts intraoperative laparoscopic skill," *Surg Endosc*, vol. 21, pp. 1991–5, Nov. 2007.
- [62] L. S. Feldman, S. E. Hagarty, G. Ghitulescu, D. Stanbridge, and G. M. Fried, "Relationship between objective assessment of technical skills and subjective in-training evaluations in surgical residents," *J Am Coll Surg*, vol. 198, pp. 105–10, Jan. 2004.
- [63] M. C. Vassiliou, G. A. Ghitulescu, L. S. Feldman, D. Stanbridge, K. Leffondré, H. H. Sigman, and G. M. Fried, "The mistels program to measure technical skill in laparoscopic surgery : evidence for reliability," *Surg Endosc*, vol. 20, pp. 744–7, May 2006.
- [64] P. Lamata, E. J. Gómez, F. M. Sánchez-Margallo, O. López, C. Monserrat, V. García, C. Alberola, M. A. Rodríguez, J. Ruiz, and J. Usón, "Sinergia laparoscopic virtual reality simulator: didactic design and technical development," *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 85, pp. 273–83, Mar. 2007.
- [65] Y. Munz, B. D. Kumar, K. Moorthy, S. Bann, and A. Darzi, "Laparoscopic virtual reality and box trainers: is one superior to the other?," *Surg Endosc*, vol. 18, pp. 485–94, Mar. 2004.
- [66] A. K. Madan and C. T. Frantzides, "Substituting virtual reality trainers for inanimate box trainers does not decrease laparoscopic skills acquisition," *JSLS*, vol. 11, no. 1, pp. 87–9, 2007.

- [67] S. M. Botden, S. N. Buzink, M. P. Schijven, and J. J. Jakimowicz, "Augmented versus virtual reality laparoscopic simulation: what is the difference? a comparison of the promis augmented reality laparoscopic simulator versus lapsim virtual reality laparoscopic simulator," *World J Surg*, vol. 31, pp. 764–72, Apr. 2007.
- [68] S. Maithel, R. Sierra, J. Korndorffer, P. Neumann, S. Dawson, M. Callery, D. Jones, and D. Scott, "Construct and face validity of mist-vr, endotower, and celts: are we ready for skills assessment using simulators?," *Surg Endosc*, vol. 20, pp. 104–12, Jan. 2006.
- [69] M. Pellen, L. Horgan, J. Roger Barton, and S. Attwood, "Laparoscopic surgical skills assessment: can simulators replace experts?," *World J Surg*, vol. 33, pp. 440–7, Mar. 2009.
- [70] A. K. Madan, C. T. Frantzides, C. Tebbit, and R. M. Quiros, "Participants' opinions of laparoscopic training devices after a basic laparoscopic training course," *Am J Surg*, vol. 189, pp. 758–61, June 2005.
- [71] E. K. Fellingner, M. E. Ganey, A. G. Gallagher, D. J. Scott, R. W. Bush, and N. E. Seymour, "Complex laparoscopic task performance on two new computer-based skills training devices," in *SAGES 2006 - Final Program*, no. P224, 2006.
- [72] P. J. Figueras Sola, S. Rodriguez Bescos, P. Lamata, J. B. Pagador, F. M. Sánchez-Margallo, and E. J. Gómez, "Virtual reality thread simulation for laparoscopic suturing training," *Stud Health Technol Inform*, vol. 119, pp. 144–9, 2006.
- [73] P. Kanumuri, S. Ganai, E. M. Wohaibi, R. W. Bush, D. R. Grow, and N. E. Seymour, "Virtual reality and computer-enhanced training devices equally improve laparoscopic surgical skill in novices," *JSLS*, vol. 12, no. 3, pp. 219–26, 2008.
- [74] A. Fichera, V. Prachand, S. Kives, R. Levine, and H. Hasson, "Physical reality simulation for training of laparoscopists in the 21st century. a multispecialty, multi-institutional study," *JSLS*, vol. 9, no. 2, pp. 125–9, 2005.
- [75] A. J. R. Blacker, "How to build your own laparoscopic trainer," *J Endourol*, vol. 19, no. 6, pp. 748–52, 2005.
- [76] S. K. Chandrasekera, J. F. Donohue, D. Orley, N. J. Barber, N. Shah, P. M. Bishai, and G. H. Muir, "Basic laparoscopic surgical training: examination of a low-cost alternative," *Eur Urol*, vol. 50, pp. 1285–90; 1290–1, Dec. 2006.

- [77] Y. Al-Abed and D. G. Cooper, "A novel home laparoscopic simulator," *J Surg Educ*, vol. 66, no. 1, pp. 1–2, 2009.
- [78] S. A. Kobayashi, R. Jamshidi, P. O'Sullivan, B. Palmer, S. Hirose, L. Stewart, and E. H. Kim, "Bringing the skills laboratory home: an affordable webcam-based personal trainer for developing laparoscopic skills," *J Surg Educ*, vol. 68, no. 2, pp. 105–9, 2011.
- [79] J. D. Beatty, "How to build an inexpensive laparoscopic webcam-based trainer," *BJU Int*, vol. 96, pp. 679–82, Sept. 2005.
- [80] M. Khine, E. Leung, C. Morran, and G. Muthukumarasamy, "Homemade laparoscopic simulators for surgical trainees," *Clin Teach*, vol. 8, pp. 118–21, June 2011.
- [81] M. R. Pokorny and S. L. McLaren, "Inexpensive home-made laparoscopic trainer and camera," *ANZ J Surg*, vol. 74, pp. 691–3, Aug. 2004.
- [82] I. Oropesa, P. Lamata, P. Sánchez-González, J. B. Pagador, M. E. García, F. M. Sánchez-Margallo, and E. J. Gómez, *Virtual Reality Simulators for Objective Evaluation on Laparoscopic Surgery: Current Trends and Benefits*, pp. 361–387. Virtual Reality, InTech, 2010.
- [83] S. Tsuda, D. Scott, J. Doyle, and D. B. Jones, "Surgical skills training and simulation," *Curr Probl Surg*, vol. 46, pp. 271–370, Apr. 2009.
- [84] A. Liu, F. Tendick, K. Cleary, and C. Kaufmann, "A survey of surgical simulation: applications, technology, and education," *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, vol. 12, no. 6, pp. 599–614, 2003.
- [85] C. Basdogan, M. Sedef, M. Harders, and S. Wesarg, "Vr-based simulators for training in minimally invasive surgery," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 27, no. 2, pp. 54–66, 2007.
- [86] P. Moore and D. Molloy, "A survey of computer-based deformable models," in *Machine Vision and Image Processing Conference, 2007. IMVIP 2007. International*, pp. 55–66, IEEE, 2007.
- [87] C. Ericson, *Real-time collision detection*, vol. 1. Morgan Kaufmann, 2005.
- [88] E. P. Westebring-van der Putten, R. H. M. Goossens, J. J. Jakimowicz, and J. Dankelman, "Haptics in minimally invasive surgery—a review," *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 17, no. 1, pp. 3–16, 2008.

- [89] C. Basdogan, S. De, J. Kim, M. Muniyandi, H. Kim, and M. A. Srinivasan, "Haptics in minimally invasive surgical simulation and training," *IEEE Comput Graph Appl*, vol. 24, no. 2, pp. 56–64, 2004.
- [90] E. G. G. Verdaasdonk, L. P. S. Stassen, L. J. Monteny, and J. Dankelman, "Validation of a new basic virtual reality simulator for training of basic endoscopic skills: the simendo.," *Surg Endosc*, vol. 20, pp. 511–518, Mar 2006.
- [91] E. M. Ritter, T. W. Kindelan, C. Michael, E. A. Pimentel, and M. W. Bowyer, "Concurrent validity of augmented reality metrics applied to the fundamentals of laparoscopic surgery (fls)," *Surg Endosc*, vol. 21, pp. 1441–5, Aug. 2007.
- [92] D. Young, D. Cassidy, F. Slevin, and D. Ryan, "Augmented reality simulator for hand-assisted laparoscopic colectomy," in *SAGES 2006 - Final Program* (SAGES, ed.), vol. ETP036, SAGES, 2006.
- [93] P. C. Neary, E. Boyle, C. P. Delaney, A. J. Senagore, F. B. V. Keane, and A. G. Gallagher, "Construct validation of a novel hybrid virtual-reality simulator for training and assessing laparoscopic colectomy; results from the first course for experienced senior laparoscopic surgeons," *Surg Endosc*, vol. 22, pp. 2301–9, Oct. 2008.
- [94] A. L. McCluney, L. S. Feldman, and G. M. Fried, "Validation of the promis hybrid simulator using a standard set of laparoscopic tasks," in *SAGES 2006 - Final Program*, no. P237, 2006.
- [95] A. K. Madan, C. T. Frantzides, C. Tebbit, and N. Shervin, "Self-reported versus observed scores in laparoscopic skills training," *Surg Endosc*, vol. 19, pp. 670–2, May 2005.
- [96] P. Yarin, H. Hasson, and A. S. Hasson, "Medical training apparatus," 2007.
- [97] H. M. Hasson, N. V. Kumari, and J. Eekhout, "Training simulator for developing laparoscopic skills," *JSLS*, vol. 5, no. 3, pp. 255–65, 2001.
- [98] H. M. Hasson, "Simulation training in laparoscopy using a computerized physical reality simulator," *JSLS*, vol. 12, no. 4, pp. 363–7, 2008.
- [99] A. Sansregret, G. M. Fried, H. Hasson, D. Klassen, M. Lagacé, R. Gagnon, S. Pooler, and B. Charlin, "Choosing the right physical laparoscopic simulator? comparison of lts2000-ism60 with mistels: validation, correlation, and user satisfaction," *Am J Surg*, vol. 197, pp. 258–65, Feb. 2009.

- [100] I. Meinhold-Heerlein, T. Schollmeyer, A. Soyinka, D. Gopalghare, H. Hasson, and L. Mettler, “Enhancing the laparoscopic performance with training simulators: Comparison of the lts 2000 and the computerized hybrid physical reality simulator lts3e,” *Journal of Minimally Invasive Gynecology*, vol. 15, no. 6, Supplement 1, pp. 90S–90S, 2008.
- [101] A. S. Soyinka, T. Schollmeyer, I. Meinhold-Heerlein, D. V. Gopalghare, H. Hasson, and L. Mettler, “Enhancing laparoscopic performance with the lts3e: a computerized hybrid physical reality simulator,” *Fertil Steril*, vol. 90, pp. 1988–94, Nov. 2008.
- [102] A. K. Madan, C. T. Frantzides, N. Shervin, and C. L. Tebbit, “Assessment of individual hand performance in box trainers compared to virtual reality trainers,” *Am Surg*, vol. 69, pp. 1112–4, Dec. 2003.
- [103] A. K. Madan, J. L. Harper, C. T. Frantzides, and D. S. Tichansky, “Nonsurgical skills do not predict baseline scores in inanimate box or virtual-reality trainers,” *Surg Endosc*, vol. 22, pp. 1686–9, July 2008.
- [104] N. Stylopoulos, S. Cotin, S. Dawson, M. Ottensmeyer, P. Neumann, R. Bardsley, M. Russell, P. Jackson, and D. Rattner, “Celts: a clinically-based computer enhanced laparoscopic training system,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 94, pp. 336–42, 2003.
- [105] N. Stylopoulos, S. Cotin, S. K. Maithel, M. Ottensmeyer, P. G. Jackson, R. S. Bardsley, P. F. Neumann, D. W. Rattner, and S. L. Dawson, “Computer-enhanced laparoscopic training system (celts): bridging the gap,” *Surg Endosc*, vol. 18, pp. 782–9, May 2004.
- [106] M. J. H. Lum, J. Rosen, M. N. Sinanan, and B. Hannaford, “Optimization of a spherical mechanism for a minimally invasive surgical robot: theoretical and experimental approaches,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 53, pp. 1440–5, July 2006.
- [107] M. J. H. Lum, D. Warden, J. Rosen, M. N. Sinanan, and B. Hannaford, “Hybrid analysis of a spherical mechanism for a minimally invasive surgical (mis) robot—design concepts for multiple optimizations,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 119, pp. 349–54, 2006.
- [108] S. Gunther, J. Rosen, B. Hannaford, and M. Sinanan, “The red dragon: a multi-modality system for simulation and training in minimally invasive surgery,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 125, pp. 149–54, 2007.

- [109] J. Rosen, J. D. Brown, M. Barreca, L. Chang, B. Hannaford, and M. Sinanan, “The blue dragon—a system for monitoring the kinematics and the dynamics of endoscopic tools in minimally invasive surgery for objective laparoscopic skill assessment,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 85, pp. 412–8, 2002.
- [110] J. D. Brown, J. Rosen, L. Chang, M. N. Sinanan, and B. Hannaford, “Quantifying surgeon grasping mechanics in laparoscopy using the blue dragon system,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 98, pp. 34–6, 2004.
- [111] J. Rosen, J. D. Brown, L. Chang, M. N. Sinanan, and B. Hannaford, “Generalized approach for modeling minimally invasive surgery as a stochastic process using a discrete markov model,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 53, pp. 399–413, Mar. 2006.
- [112] T. Macke, J. Rosen, and C. Pugh, “Data mining of the e-pelvis simulator database: a quest for a generalized algorithm for objectively assessing medical skill,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 119, pp. 355–60, 2006.
- [113] M. K. Chmarra, C. A. Grimbergen, and J. Dankelman, “Systems for tracking minimally invasive surgical instruments,” *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 16, no. 6, pp. 328–40, 2007.
- [114] C. Feng, H. Haniffa, J. Rozenblit, J. Peng, A. Hamilton, and M. Salkini, “Surgical training and performance assessment using a motion tracking system,” in *Proceedings of the 2nd European Modeling and Simulation Symposium. EMSS*, pp. 647–652, 2006.
- [115] C. Diaz, D. Posada, H. Trefftz, and J. Bernal, “Development of a Surgical Simulator to Training Laparoscopic Procedures,” *International Journal of Education and Information Technologies*, vol. 2, no. 1, pp. 95–103, 2008.
- [116] H. Martinez, D. Mucha, B. Kosmecki, and T. Kruger, “Calibration method for electromagnetic tracked instruments in clinical applications,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 3, no. 1, pp. 111–113, 2008.
- [117] J. English, C.-Y. Chang, N. Tardella, and J. Hu, “A vision-based surgical tool tracking approach for untethered surgery simulation and training,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 111, pp. 126–32, 2005.
- [118] M. Dewan, P. Marayong, A. Okamura, and G. Hager, “Vision-based assistance for ophthalmic micro-surgery,” *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2004*, pp. 49–57, 2004.

- [119] J. Fischer, M. Eichler, D. Bartz, and W. Straßer, “Model-based hybrid tracking for medical augmented reality,” in *Eurographics Symposium on Virtual Environments (EGVE)*, Citeseer, 2006.
- [120] C. Doignon, F. Nageotte, B. Maurin, and A. Krupa, “Pose estimation and feature tracking for robot assisted surgery with medical imaging,” *Unifying Perspectives in Computational and Robot Vision*, pp. 79–101, 2008.
- [121] C. Lizarraga, L. Ortega, B. Urbina, and O. Rodríguez, “Visión Artificial para Detección y Ubicación Espacial de Instrumental Laparoscópico,” *Mecánica Computacional*, vol. 27, pp. 3627–3637, 2008.
- [122] N. Guimarães, P. Isaías, and A. Goikoetxea, eds., *Computer programming of laparoscopic surgical workstation (LSW) for laparoscopic surgical simulation*, IADIS, 2006.
- [123] M. P. Schijven and J. Jakimowicz, “The learning curve on the xitact ls 500 laparoscopy simulator: profiles of performance,” *Surg Endosc*, vol. 18, pp. 121–7, Jan. 2004.
- [124] H. Cakmak, H. Maass, and U. KÄ¼hnappel, “Vsone, a virtual reality simulator for laparoscopic surgery,” *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 14, no. 3, pp. 134–44, 2005.
- [125] W. Birkfellner, J. Hummel, E. Wilson, and K. Cleary, *Tracking devices*. 2010.
- [126] M. K. Chmarra, N. H. Bakker, C. A. Grimbergen, and J. Dankelman, “Trendo, a device for tracking minimally invasive surgical instruments in training setups,” *Sensors And Actuators*, vol. 126, no. 2, pp. 328–334, 2006.
- [127] M. K. Chmarra, S. Klein, J. C. F. de Winter, F.-W. Jansen, and J. Dankelman, “Objective classification of residents based on their psychomotor laparoscopic skills,” *Surg Endosc*, vol. 24, pp. 1031–1039, May 2010.
- [128] M. K. Chmarra, C. A. Grimbergen, F.-W. Jansen, and J. Dankelman, “How to objectively classify residents based on their psychomotor laparoscopic skills?,” *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 19, no. 1, pp. 2–11, 2010.
- [129] N. Taffinder, S. Smith, J. Mair, R. Russell, and A. Darzi, “Can a computer measure surgical precision? reliability, validity and feasibility of the icsad,” *Surg Endosc*, vol. 13 (supp), p. 81, 1999.
- [130] V. Datta, S. Mackay, M. Mandalia, and A. Darzi, “The use of electromagnetic motion tracking analysis to objectively measure open surgical skill in the laboratory-based model,” *J Am Coll Surg*, vol. 193, pp. 479–85, Nov. 2001.

- [131] V. Datta, M. Mandalia, S. Mackay, A. Chang, N. Cheshire, and A. Darzi, "Relationship between skill and outcome in the laboratory-based model," *Surgery*, vol. 131, pp. 318–23, Mar. 2002.
- [132] V. Datta, A. Chang, S. Mackay, and A. Darzi, "The relationship between motion analysis and surgical technical assessments," *Am J Surg*, vol. 184, pp. 70–3, July 2002.
- [133] V. Datta, S. Bann, M. Mandalia, and A. Darzi, "The surgical efficiency score: a feasible, reliable, and valid method of skills assessment," *Am J Surg*, vol. 192, pp. 372–8, Sept. 2006.
- [134] K. Moorthy, Y. Munz, A. Dosis, J. Hernandez, S. Martin, F. Bello, T. Rockall, and A. Darzi, "Dexterity enhancement with robotic surgery.," *Surg Endosc*, vol. 18, pp. 790–5, May 2004.
- [135] K. Moorthy, Y. Munz, A. Dosis, F. Bello, A. Chang, and A. Darzi, "Bimodal assessment of laparoscopic suturing skills: construct and concurrent validity.," *Surg Endosc*, vol. 18, pp. 1608–12, Nov. 2004.
- [136] K. Moorthy, Y. Munz, A. Dosis, S. Bann, and A. Darzi, "The effect of stress-inducing conditions on the performance of a laparoscopic task.," *Surg Endosc*, vol. 17, pp. 1481–4, Sept. 2003.
- [137] S. Bann, M. S. Khan, V. K. Datta, and A. W. Darzi, "Technical performance: relation between surgical dexterity and technical knowledge," *World J Surg*, vol. 28, pp. 142–6; discussion 146–7, Feb. 2004.
- [138] S. D. Bann, M. S. Khan, and A. W. Darzi, "Measurement of surgical dexterity using motion analysis of simple bench tasks," *World J Surg*, vol. 27, pp. 390–4, Apr. 2003.
- [139] S. Mackay, V. Datta, M. Mandalia, P. Bassett, and A. Darzi, "Electromagnetic motion analysis in the assessment of surgical skill: Relationship between time and movement," *ANZ J Surg*, vol. 72, pp. 632–4, Sept. 2002.
- [140] A. Darzi, V. Datta, and S. Mackay, "The challenge of objective assessment of surgical skill.," *Am J Surg*, vol. 181, pp. 484–486, Jun 2001.
- [141] M. A. Hayter, Z. Friedman, M. D. Bould, J. G. Hanlon, R. Katznelson, B. Borges, and V. N. Naik, "Validation of the imperial college surgical assessment device (icsad) for labour epidural placement," *Can J Anaesth*, vol. 56, pp. 419–26, June 2009.

- [142] R. Brydges, R. Sidhu, J. Park, and A. Dubrowski, “Construct validity of computer-assisted assessment: quantification of movement processes during a vascular anastomosis on a live porcine model.,” *Am J Surg*, vol. 193, pp. 523–9, Apr. 2007.
- [143] D. G. Ezra, R. Aggarwal, M. Michaelides, N. Okhravi, S. Verma, L. Benjamin, P. Bloom, A. Darzi, and P. Sullivan, “Skills acquisition and assessment after a microsurgical skills course for ophthalmology residents,” *Ophthalmology*, vol. 116, pp. 257–62, Feb. 2009.
- [144] G. M. Saleh, G. Voyatzis, J. Hance, J. Ratnasothy, and A. Darzi, “Evaluating surgical dexterity during corneal suturing.,” *Arch Ophthalmol*, vol. 124, pp. 1263–6, Sept. 2006.
- [145] Y. Munz, A. M. Almoudaris, K. Moorthy, A. Dosis, A. D. Liddle, and A. W. Darzi, “Curriculum-based solo virtual reality training for laparoscopic intracorporeal knot tying: objective assessment of the transfer of skill from virtual reality to reality,” *Am J Surg*, vol. 193, pp. 774–83, June 2007.
- [146] J. Torkington, S. G. Smith, B. Rees, and A. Darzi, “The role of the basic surgical skills course in the acquisition and retention of laparoscopic skill.,” *Surg Endosc*, vol. 15, pp. 1071–1075, Oct 2001.
- [147] J. Hance, R. Aggarwal, K. Moorthy, Y. Munz, S. Undre, and A. Darzi, “Assessment of psychomotor skills acquisition during laparoscopic cholecystectomy courses.,” *Am J Surg*, vol. 190, pp. 507–11, Sept. 2005.
- [148] A. Trejos, R. Patel, M. Naish, and C. Schlachta, “Design of a sensorized instrument for skills assessment and training in minimally invasive surgery,” in *Biomedical Robotics and Biomechanics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS EMBS International Conference on*, pp. 965–970, oct. 2008.
- [149] S. Yamaguchi, D. Yoshida, H. Kenmotsu, T. Yasunaga, K. Konishi, S. Ieiri, H. Nakashima, K. Tanoue, and M. Hashizume, “Objective assessment of laparoscopic suturing skills using a motion-tracking system,” *Surg Endosc*, vol. 25, pp. 771–5, Mar. 2011.
- [150] B. Allen, V. Nistor, E. Dutson, G. Carman, C. Lewis, and P. Faloutsos, “Support vector machines improve the accuracy of evaluation for the performance of laparoscopic training tasks,” *Surg Endosc*, vol. 24, pp. 170–8, Jan. 2010.
- [151] S. Jayaraman, A. L. Trejos, M. D. Naish, A. Lyle, R. V. Patel, and C. M. Schlachta, “Toward construct validity for a novel sensorized instrument-based minimally invasive surgery simulation system.,” *Surg Endosc*, vol. 25, pp. 1439–1445, May 2011.

- [152] F. L. Overly, S. N. Sudikoff, and M. J. Shapiro, “High-fidelity medical simulation as an assessment tool for pediatric residents’ airway management skills,” *Pediatr Emerg Care*, vol. 23, pp. 11–5, Jan. 2007.
- [153] M. D. Adler, J. L. Trainor, V. J. Siddall, and W. C. McGaghie, “Development and evaluation of high-fidelity simulation case scenarios for pediatric resident education,” *Ambul Pediatr*, vol. 7, no. 2, pp. 182–6, 2007.
- [154] Y. Noh, M. Segawa, A. Shimomura, H. Ishii, J. Solis, K. Hatake, and A. Takanishi, “Wka-1r robot assisted quantitative assessment of airway management,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 3, no. 6, pp. 543–550, 2008.
- [155] J. Solis, N. Oshima, H. Ishii, H. Matsuoka, K. Hatake, and A. Takanishi, “Towards understanding the suture/ligature skills during the training process using wks-2rii,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 3, no. 3-4, pp. 231–239, 2008.
- [156] N. Oshima, J. Solis, Y. Ogura, K. Hatake, and A. Takanishi, “Development of the suture/ligature training system wks-2 designed to provide more detailed information of the task performance,” in *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007.*, pp. 58–63, 2007.
- [157] T. Horeman, S. P. Rodrigues, J. J. van den Dobbelen, F.-W. Jansen, and J. Dankelman, “Visual force feedback in laparoscopic training,” *Surg Endosc*, vol. 26, pp. 242–248, Jan 2012.
- [158] A. Rafiq, F. Tamariz, C. Boanca, V. Lavrentyev, and R. C. Merrell, “Objective assessment of training surgical skills using simulated tissue interface with real-time feedback,” *J Surg Educ*, vol. 65, no. 4, pp. 270–274, 2008.
- [159] G. B. Hanna, T. G. Frank, and A. Cuschieri, “Objective assessment of endoscopic knot quality,” *Am J Surg*, vol. 174, pp. 410–413, Oct 1997.
- [160] K. Leming, K. Dorman, R. Brydges, H. Carnahan, and A. Dubrowski, “Tensiometry as a measure of improvement in knot quality in undergraduate medical students,” *Adv Health Sci Educ Theory Pract*, vol. 12, pp. 331–44, Aug. 2007.
- [161] S. S. Ching, C. W. Mok, Y. X. Koh, S.-M. Tan, and Y. K. Tan, “Assessment of surgical trainees’ quality of knot-tying,” *Journal of Surgical Education*, no. 0, pp.–, 2012.
- [162] T. Horeman, S. P. Rodrigues, F.-W. Jansen, J. Dankelman, and J. J. van den Dobbelen, “Force measurement platform for training and assessment of laparoscopic skills,” *Surg Endosc*, vol. 24, pp. 3102–3108, Dec 2010.

- [163] F. Lalys, L. Riffaud, D. Bouget, and P. Jannin, “A framework for the recognition of high-level surgical tasks from video images for cataract surgeries.,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 59, pp. 966–76, Apr. 2012.
- [164] D. Bouget, F. Lalys, and P. Jannin, “Surgical tools recognition and pupil segmentation for cataract surgical process modeling.,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 173, pp. 78–84, 2012.
- [165] F. Lalys, D. Bouget, L. Riffaud, and P. Jannin, “Automatic knowledge-based recognition of low-level tasks in ophthalmological procedures.,” *Int J Comput Assist Radiol Surg*, Apr. 2012.
- [166] U. Klank, N. Padoy, H. Feussner, and N. Navab, “Automatic feature generation in endoscopic images,” *Int. J. Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 3, no. 3-4, pp. 331–339, 2008.
- [167] J. D. Ackerman, K. Keller, and H. Fuchs, “Surface reconstruction of abdominal organs using laparoscopic structured light for augmented reality,” in *Proc. SPIE* (B. Corner, R. Pargas, and J. Nurre, eds.), vol. 4661 of *Three-Dimensional Image Capture and Applications*, pp. 39–46, 2002.
- [168] D. Stoyanov, A. Darzi, and G. Z. Yang, “A practical approach towards accurate dense 3d depth recovery for robotic laparoscopic surgery.,” *Comput Aided Surg*, vol. 10, pp. 199–208, Jul 2005.
- [169] D. Burschka, J. J. Corso, M. Dewan, W. W. Lau, M. Li, H. C. Lin, P. Marayong, N. A. Ramey, G. D. Hager, B. Hoffman, D. L. 0002, and C. J. Hasser, “Navigating inner space: 3-D assistance for minimally invasive surgery,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 52, no. 1, pp. 5–26, 2005.
- [170] C. Albitar, P. Graebbling, and C. Doignon, “Fast 3d vision with robust structured light coding,” in *Proc. SPIE7261*, vol. 7261 of *Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures and Modelling*, pp. 726113–726113–8, 2009.
- [171] D. P. Noonan, P. Mountney, D. S. Elson, A. Darzi, and G.-Z. Yang, “A stereoscopic fibroscope for camera motion and 3d depth recovery during minimally invasive surgery,” in *ICRA*, pp. 4463–4468, IEEE, 2009.
- [172] M. Hayashibe, N. Suzuki, and Y. Nakamura, “Laser-scan endoscope system for intraoperative geometry acquisition and surgical robot safety management.,” *Med Image Anal*, vol. 10, pp. 509–519, Aug 2006.
- [173] T. J. Ortmaier, *Motion compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery*. PhD thesis, Technische Universität München, 2002.

- [174] S.-L. Lee, M. Lerotic, V. Vitiello, S. Giannarou, K.-W. Kwok, M. Visentini-Scarzanella, and G.-Z. Yang, “From medical images to minimally invasive intervention: Computer assistance for robotic surgery.,” *Comput Med Imaging Graph*, vol. 34, pp. 33–45, Jan 2010.
- [175] D. Stoyanov and G.-Z. Yang, “Soft tissue deformation tracking for robotic assisted minimally invasive surgery.,” *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2009, pp. 254–7, 2009.
- [176] S. Giannarou, M. V. Scarzanella, and G.-Z. Yang, “Affine-invariant anisotropic detector for soft tissue tracking in minimally invasive surgery,” in *ISBI*, pp. 1059–1062, IEEE, 2009.
- [177] S. Voros, J.-A. Long, and P. Cinquin, “Automatic detection of instruments in laparoscopic images: A first step towards high-level command of robotic endoscopic holders,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 11-12, pp. 1173–1190, 2007.
- [178] B. F. Allen, F. Kasper, G. Nataneli, E. Dutson, and P. Faloutsos, “Visual tracking of laparoscopic instruments in standard training environments,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 163, pp. 11–17, 2011.
- [179] J. A. Sánchez-Margallo, F. M. Sánchez-Margallo, J. B. Pagador, E. J. Gómez, P. Sánchez-González, J. Usón, and J. Moreno, “Video-based assistance system for training in minimally invasive surgery,” *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 20, pp. 197–205, July 2011.
- [180] A. M. Cano, F. Gayá, P. Lamata, P. Sánchez-González, and E. J. Gómez, “Laparoscopic tool tracking method for augmented reality surgical applications,” in *ISBMS* (F. Bello and P. J. Edwards, eds.), vol. 5104 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 191–196, Springer, 2008.
- [181] L. Bouarfa, O. Akman, A. Schneider, P. P. Jonker, and J. Dankelman, “In-vivo real-time tracking of surgical instruments in endoscopic video,” *Minim Invasive Ther Allied Technol*, May 2011.
- [182] D. R. Uecker, C. Lee, Y. F. Wang, and Y. Wang, “Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery.,” *J Image Guid Surg*, vol. 1, no. 6, pp. 308–25, 1995.
- [183] Y. F. Wang, D. R. Uecker, and Y. Wang, “A new framework for vision-enabled and robotically assisted minimally invasive surgery.,” *Comput Med Imaging Graph*, vol. 22, no. 6, pp. 429–37, 1998.

- [184] J. Climent and P. Mares, "Automatic instrument localization in laparoscopic surgery," *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, vol. 4, pp. xx–yy, Oct. 2004.
- [185] S. J. Mckenna, H. N. Charif, and T. Frank, "Towards video understanding of laparoscopic surgery: Instrument tracking," in *Image and Vision Computing New Zealand*, 2005.
- [186] V. Sa-ing, S. Thongvigitmanee, C. Wilasrusmee, and J. Suthakorn, "objective tracking for laparoscopic surgery using the adaptive mean-shift kalman algorithm," in *International Journal of Machine Learning and Computing*, vol. 1, pp. 441–447, December 2011.
- [187] R. Richa, M. Balicki, E. M. Meisner, R. Sznitman, R. H. Taylor, and G. D. Hager, "Visual tracking of surgical tools for proximity detection in retinal surgery," in *IPCAI* (R. H. Taylor and G.-Z. Yang, eds.), vol. 6689 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 55–66, Springer, 2011.
- [188] K. Laeeq, S. Infusino, S. Y. Lin, D. D. Reh, M. Ishii, J. Kim, A. P. Lane, and N. I. Bhatti, "Video-based assessment of operative competency in endoscopic sinus surgery," *Am J Rhinol Allergy*, vol. 24, no. 3, pp. 234–7, 2010.
- [189] I. Van Herzeele, R. Aggarwal, I. Malik, P. Gaines, M. Hamady, A. Darzi, N. Cheshire, F. Vermassen, and European Virtual Reality Endovascular Research Team EVEResT, "Validation of video-based skill assessment in carotid artery stenting," *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 38, pp. 1–9, July 2009.
- [190] R. Aggarwal, T. Grantcharov, K. Moorthy, T. Milland, and A. Darzi, "Toward feasible, valid, and reliable video-based assessments of technical surgical skills in the operating room," *Ann Surg*, vol. 247, pp. 372–9, Feb. 2008.
- [191] T. R. Eubanks, R. H. Clements, D. Pohl, N. Williams, D. C. Schaad, S. Horgan, and C. Pellegrini, "An objective scoring system for laparoscopic cholecystectomy," *J Am Coll Surg*, vol. 189, pp. 566–74, Dec. 1999.
- [192] N. E. Seymour, A. G. Gallagher, S. A. Roman, M. K. O'Brien, D. K. Andersen, and R. M. Satava, "Analysis of errors in laparoscopic surgical procedures," *Surg Endosc*, vol. 18, pp. 592–5, Apr. 2004.
- [193] M. C. Vassiliou, L. S. Feldman, C. G. Andrew, S. Bergman, K. Leffondré, D. Stanbridge, and G. M. Fried, "A global assessment tool for evaluation of intraoperative laparoscopic skills," *Am J Surg*, vol. 190, pp. 107–13, July 2005.

- [194] N. Padoy, T. Blum, H. Feussner, M.-O. Berger, and N. Navab, “On-line recognition of surgical activity for monitoring in the operating room,” in *AAAI* (D. Fox and C. P. Gomes, eds.), pp. 1718–1724, AAAI Press, 2008.
- [195] T. Blum, H. Feussner, and N. Navab, “Modeling and segmentation of surgical workflow from laparoscopic video.,” *Med Image Comput Comput Assist Interv*, vol. 13, no. Pt 3, pp. 400–7, 2010.
- [196] L. Bouarfa, P. P. Jonker, and J. Dankelman, “Discovery of high-level tasks in the operating room.,” *J Biomed Inform*, vol. 44, pp. 455–62, June 2011.
- [197] C. Larman, *Applying UML and patterns: an introduction to object-oriented analysis and design and iterative development*. Prentice Hall PTR Upper Saddle River, NJ, USA, 2004.
- [198] B. Eckel, *Thinking in C++: Introduction to Standard C++*, vol. 1. Prentice Hall, 2000.
- [199] B. Eckel and C. Allison, *Thinking in C++: Practical Programming*, vol. 2. Prentice Hall, 2003.
- [200] A. G. Gallagher, E. M. Ritter, and R. M. Satava, “Fundamental principles of validation, and reliability: rigorous science for the assessment of surgical education and training,” *Surg Endosc*, vol. 17, pp. 1525–9, Oct. 2003.
- [201] R. Hernandez Sampieri, C. Fernandez-Collado, and P. Baptista Lucio, *Metodología de la investigacion*. McGraw-Hill, 4^a ed., 2006.
- [202] J. B. Pagador, “Estudio sobre dispositivos de seguimiento para entrenamiento en cirugía de mínima invasión,” Master’s thesis, Universidad de Extremadura, 2006.
- [203] D. Pedoe, *Circles: a mathematical view*. The mathematical association of America, 1995.
- [204] J. Taylor, *An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements*. Physics - chemistry - engineering, University Science Books, 1997.
- [205] J. Much, *Error Classification and Propagation for Electromagnetic Tracking*. PhD thesis, Technische Universität München, 2008.
- [206] J. Hummel, M. Bax, M. Figl, Y. Kang, C. Maurer Jr, W. Birkfellner, H. Bergmann, and R. Shahidi, “Design and application of an assessment protocol for electromagnetic tracking systems,” *Medical physics*, vol. 32, p. 2371, 2005.

- [207] F. M. Sánchez-Margallo, J. B. Pagador, L. F. Sánchez-Peralta, J. A. Sánchez-Margallo, S. Enciso-Sanz, and J. Moreno, “Estudios de validez de un dispositivo háptico de realidad aumentada (arh) para la evaluación objetiva de la sutura laparoscópica intracorpórea,” *Cirugía Española*, vol. 88, no. Especial 2, pp. 218–218, 2010.
- [208] J. B. Pagador, F. M. Sánchez-Margallo, L. F. Sánchez-Peralta, J. A. Sánchez-Margallo, J. L. Moyano-Cuevas, S. Enciso-Sanz, J. Usón-Gargallo, and J. Moreno, “Decomposition and analysis of laparoscopic suturing task using tool-motion analysis (tma): improving the objective assessment,” *Int J Comput Assist Radiol Surg*, Aug. 2011.
- [209] J. B. Pagador, J. Usón-Gargallo, F. M. Sánchez-Margallo, J. L. Moyano-Cuevas, J. Moreno, P. Bustos, J. Mateos, and F. M. Sánchez-Margallo, “Electronic device for endosurgical skills training (edest): study of reliability,” *Int J Comput Assist Radiol Surg*, vol. 6, pp. 367–74, May 2011.
- [210] G. Bradski and A. Kaehler, *Learning OpenCV: computer vision with the OpenCV library*. O’Reilly Series, O’Reilly, 2008.
- [211] F. C. Crow, “Summed-area tables for texture mapping,” *SIGGRAPH Comput. Graph.*, vol. 18, pp. 207–212, January 1984.
- [212] J. Pagador, F. Sánchez-Margallo, L. Sánchez-Peralta, J. Sánchez-Margallo, S. Enciso, and J. Moreno, “Objective assessment of basic laparoscopic skills using automatic video-based technique,” *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 19, p. 55, 2010.
- [213] J. B. Pagador, L. F. Sánchez-Peralta, J. A. Sánchez-Margallo, P. Bustos, J. Moreno, and F. M. Sánchez-Margallo, “Augmented reality haptic (arh): an approach of electromagnetic tracking in minimally invasive surgery,” *Int J Comput Assist Radiol Surg*, vol. 6, pp. 257–63, Mar. 2011.
- [214] “Typical equipment mtbf values,” tech. rep., ITT Research Institute, 2001.
- [215] B. Bashankaev, S. Baido, and S. D. Wexner, “Review of available methods of simulation training to facilitate surgical education,” *Surg Endosc*, vol. 25, pp. 28–35, Jan. 2011.
- [216] R. M. Satava, “Historical review of surgical simulation—a personal perspective,” *World J Surg*, vol. 32, pp. 141–8, Feb. 2008.
- [217] R. P. Scott, L. R. Van Diepen, and R. J. Markert, “Simulation update: A review of simulation-based strategies for healthcare, education and training,” tech. rep., Department of Veterans Affairs, June 2010.

- [218] S. Condino, M. Carbone, V. Ferrari, L. Faggioni, A. Peri, M. Ferrari, and F. Mosca, "How to build patient-specific synthetic abdominal anatomies. an innovative approach from physical toward hybrid surgical simulators," *Int J Med Robot*, vol. 7, pp. 202–13, June 2011.
- [219] J. R. Korndorffer, D. Stefanidis, and D. J. Scott, "Laparoscopic skills laboratories: current assessment and a call for resident training standards," *Am J Surg*, vol. 191, pp. 17–22, Jan. 2006.
- [220] W. I. M. Willaert, R. Aggarwal, D. F. Nestel, P. A. Gaines, F. E. Vermassen, A. W. Darzi, N. J. Cheshire, and European Virtual Reality Endovascular Research Team, EVEResT, "Patient-specific simulation for endovascular procedures: qualitative evaluation of the development process," *Int J Med Robot*, vol. 6, pp. 202–10, June 2010.
- [221] A. Roguin and R. Beyar, "Real case virtual reality training prior to carotid artery stenting," *Catheter Cardiovasc Interv*, vol. 75, pp. 279–82, Feb. 2010.
- [222] N. E. Seymour, "Vr to or: a review of the evidence that virtual reality simulation improves operating room performance," *World J Surg*, vol. 32, pp. 182–8, Feb. 2008.
- [223] L. P. Sturm, J. A. Windsor, P. H. Cosman, P. Cregan, P. J. Hewett, and G. J. Maddern, "A systematic review of skills transfer after surgical simulation training," *Ann Surg*, vol. 248, pp. 166–79, Aug. 2008.
- [224] N. E. Seymour, A. G. Gallagher, S. A. Roman, M. K. O'Brien, V. K. Bansal, D. K. Andersen, and R. M. Satava, "Virtual reality training improves operating room performance: results of a randomized, double-blinded study," *Ann Surg*, vol. 236, pp. 458–63; discussion 463–4, Oct. 2002.
- [225] V. Datta, S. Bann, J. Beard, M. Mandalia, and A. Darzi, "Comparison of bench test evaluations of surgical skill with live operating performance assessments.," *J Am Coll Surg*, vol. 199, pp. 603–6, Oct. 2004.
- [226] N. J. Hogle, W. D. Widmann, A. O. Ude, M. A. Hardy, and D. L. Fowler, "Does training novices to criteria and does rapid acquisition of skills on laparoscopic simulators have predictive validity or are we just playing video games?," *J Surg Educ*, vol. 65, no. 6, pp. 431–5, 2008.
- [227] N. J. Hogle, L. Chang, V. E. M. Strong, A. O. U. Welcome, M. Sinaan, R. Bailey, and D. L. Fowler, "Validation of laparoscopic surgical skills training outside the operating room: a long road," *Surg Endosc*, vol. 23, pp. 1476–82, July 2009.

- [228] A. S. Thijssen and M. P. Schijven, “Contemporary virtual reality laparoscopy simulators: quicksand or solid grounds for assessing surgical trainees?,” *Am J Surg*, vol. 199, pp. 529–41, Apr. 2010.
- [229] P. Cesanek, M. Uchal, S. Uranues, J. Patrino, C. Gogal, S. Kimmel, and R. Bergamaschi, “Do hybrid simulator-generated metrics correlate with content-valid outcome measures?,” *Surg Endosc*, vol. 22, pp. 2178–83, Oct. 2008.
- [230] C. E. Reiley, H. C. Lin, D. D. Yuh, and G. D. Hager, “Review of methods for objective surgical skill evaluation,” *Surg Endosc*, July 2010.
- [231] R. Aggarwal, J. Leong, D. Leff, O. Warren, G.-Z. Yang, and A. Darzi, “New technologies for the surgical curriculum,” *World J Surg*, vol. 32, pp. 213–6, Feb. 2008.
- [232] D. Leff, P. H. Koh, R. Aggarwal, J. Leong, F. Deligianni, C. Elwell, D. T. Delpy, A. Darzi, and G.-Z. Yang, “Optical mapping of the frontal cortex during a surgical knot-tying task, a feasibility study,” in *Proceedings of the Third international conference on Medical Imaging and Augmented Reality*, Miar’06, (Berlin, Heidelberg), pp. 140–147, Springer-Verlag, 2006.
- [233] K. A. Ericsson, “Deliberate practice and acquisition of expert performance: a general overview,” *Acad Emerg Med*, vol. 15, pp. 988–94, Nov. 2008.
- [234] S. Mackay, P. Morgan, V. Datta, A. Chang, and A. Darzi, “Practice distribution in procedural skills training: a randomized controlled trial,” *Surg Endosc*, vol. 16, pp. 957–61, June 2002.
- [235] M. Schuetz, I. Gockel, J. Beardi, P. Hakman, F. Dunschede, S. Moenk, W. Heinrichs, and T. Junginger, “Three different types of surgeon-specific stress reactions identified by laparoscopic simulation in a virtual scenario.,” *Surg Endosc*, vol. 22, pp. 1263–1267, May 2008.
- [236] K. Ahmed, D. Miskovic, A. Darzi, T. Athanasiou, and G. B. Hanna, “Observational tools for assessment of procedural skills: a systematic review,” *Am J Surg*, vol. 202, pp. 469–480.e6, Oct 2011.
- [237] D. J. Scott and G. L. Dunnington, “The new acs/apds skills curriculum: moving the learning curve out of the operating room,” *J Gastrointest Surg*, vol. 12, pp. 213–21, Feb. 2008.
- [238] D. Young, F. Slevin, D. Cassidy, and D. Ryan, “Objective measurement of fls precision cutting task,” *SAGES ETP057*, 2007.

- [239] G. Xeroulis, A. Dubrowski, and K. Leslie, "Simulation in laparoscopic surgery: a concurrent validity study for fls," *Surg Endosc*, vol. 23, pp. 161–5, Jan. 2009.
- [240] E. D. Grober, M. Roberts, E.-J. Shin, M. Mahdi, and V. Bacal, "Intraoperative assessment of technical skills on live patients using economy of hand motion: establishing learning curves of surgical competence," *Am J Surg*, vol. 199, pp. 81–5, Jan. 2010.
- [241] C. E. Reiley and G. D. Hager, "Task versus subtask surgical skill evaluation of robotic minimally invasive surgery.," *Med Image Comput Comput Assist Interv*, vol. 12, no. Pt 1, pp. 435–442, 2009.
- [242] J. Y. Chung and J. M. Sackier, "A method of objectively evaluating improvements in laparoscopic skills.," *Surg Endosc*, vol. 12, pp. 1111–1116, Sep 1998.
- [243] M. K. Chmarra, F. W. Jansen, C. A. Grimbergen, and J. Dankelman, "Retracting and seeking movements during laparoscopic goal-oriented movements. is the shortest path length optimal?," *Surg Endosc*, vol. 22, pp. 943–949, Apr 2008.
- [244] D. A. McClusky and C. D. Smith, "Design and development of a surgical skills simulation curriculum.," *World J Surg*, vol. 32, pp. 171–181, Feb 2008.
- [245] F. H. F. Elneel, F. Carter, B. Tang, and A. Cuschieri, "Extent of innate dexterity and ambidexterity across handedness and gender: Implications for training in laparoscopic surgery.," *Surg Endosc*, vol. 22, pp. 31–37, Jan 2008.
- [246] F. Sánchez-Margallo, M. Sánchez-Hurtado, F. Pérez, J. Pagador, J. Mateos, P. Bustos, I. Diaz-Guemes, J. Moyano, L. Correa, and J. Usón, "Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas (deete): validación clínica subjetiva," in *XVII Reunión Nacional de Cirugía*, 2009.
- [247] P. J. Driscoll, A. M. Paisley, and S. Paterson-Brown, "Video assessment of basic surgical trainees' operative skills," *Am J Surg*, vol. 196, pp. 265–72, Aug. 2008.
- [248] D. J. Scott, R. V. Rege, P. C. Bergen, W. A. Guo, R. Laycock, S. T. Tesfay, R. J. Valentine, and D. B. Jones, "Measuring operative performance after laparoscopic skills training: edited videotape versus direct observation," *J Laparoendosc Adv Surg Tech A*, vol. 10, pp. 183–190, Aug 2000.
- [249] D. Dath, G. Regehr, D. Birch, C. Schlachta, E. Poulin, J. Mamazza, R. Reznick, and H. M. MacRae, "Toward reliable operative assessment: the reliability and feasibility of videotaped assessment of laparoscopic technical skills," *Surg Endosc*, vol. 18, pp. 1800–1804, Dec 2004.

- [250] A. Dosis, R. Aggarwal, F. Bello, K. Moorthy, Y. Munz, D. Gillies, and A. Darzi, “Synchronized video and motion analysis for the assessment of procedures in the operating theater,” *Arch Surg*, vol. 140, pp. 293–9, Mar. 2005.
- [251] H. C. Taylor, “Objectives and principles in the training of the obstetrician-gynecologist; training for surgical virtuosity and versatility or for public service,” *Am J Surg*, vol. 110, pp. 35–42, July 1965.

Capítulo 9

Anexos

.1 Solicitud de Patente N^o P201101176 (ARH)

TITULO

Conjunto de accesorios universales para dispositivos de seguimiento de instrumentos.

RESUMEN

La presente invención se refiere a un conjunto de accesorios universales para dispositivos de seguimiento de instrumentos compuesto por un soporte para la fijación de dispositivos de seguimiento o tracking en instrumentos, y más particularmente en instrumental quirúrgico, y dos plataformas para la calibración y la fijación de dicho dispositivo de seguimiento adaptadas a los sistemas de formación y entrenamiento (simuladores) y a entornos de trabajo (mobiliario).

DESCRIPCIÓN

Conjunto de accesorios universales para dispositivos de seguimiento de instrumentos.

La presente invención se refiere a un conjunto de accesorios universales compuesto por un soporte para la fijación de dispositivos de seguimiento o tracking en instrumentos, y más particularmente en instrumental quirúrgico, y dos plataformas para la calibración y la fijación de dicho dispositivo de seguimiento adaptadas a los sistemas de formación y entrenamiento (simuladores) y a entornos de trabajo (mobiliario).

ESTADO DE LA TÉCNICA

La cirugía de mínima invasión (CMI) es una técnica ampliamente utilizada en multitud de procedimientos quirúrgicos debido a sus ventajas frente a la cirugía abierta tradicional, tanto para el paciente (menor trauma tisular, menor morbilidad, menor estancia hospitalaria y una recuperación más rápida, entre otras), como para el sistema sanitario (ya que optimiza el uso de los recursos existentes). En concreto, la laparoscopia se ha convertido en gold standard en muchos procedimientos quirúrgicos durante los últimos años. Sin embargo, los cirujanos necesitan un entrenamiento especializado, con una curva de aprendizaje lenta, debido a la gran complejidad de la laparoscopia y en el que el método halstediano consistente en “see one, do one, teach one” debe estar acompañado de la adquisición de una serie de nuevas habilidades propias de estas técnicas quirúrgicas de CMI. En este proceso de aprendizaje se están incluyendo avances tecnológicos que ayuden a mejorar la formación de los cirujanos de CMI.

Los dispositivos más utilizados para desarrollar las destrezas quirúrgicas son los llamados simuladores quirúrgicos. Estos generalmente se clasifican en tres grupos: simuladores físicos o box-trainers, simuladores de realidad virtual y simuladores híbridos. La efectividad del entrenamiento en estos dispositivos está ampliamente demostrada en una gran variedad de estudios científicos.

Actualmente se están llevando a cabo grandes esfuerzos para conseguir sistemas y dispositivos que permitan la evaluación objetiva y automática de las destrezas y conocimientos de los cirujanos. Entre este tipo de trabajos cabe destacar los OSCE (Objective Structured Clinical Examination) y OSATS (Objective Structured Assessment of Technical Skills); el ICSAD (Imperial Collegue Surgical Assessment Device) o el FLS (Fundamentals of Laparoscopic Skills) que se basa en las métricas definidas en el McGill Inanimate System for Training and Evaluation of Laparoscopic Skills (MISTELS).

Estos sistemas habitualmente incluyen técnicas de seguimiento de objetos y procesado de imágenes y vídeo. Los sistemas de seguimiento proporcionan información de la trayectoria de un elemento y suelen clasificarse de acuerdo a la tecnología que utilicen: ópticos, mecánicos, magnéticos y de procesamiento de imagen. Los dispositivos hápticos, además permiten retroalimentar el sentido del tacto y por tanto se suelen emplear en simuladores híbridos y virtuales.

Las técnicas de tracking se utilizan actualmente de forma frecuente en el ámbito quirúrgico, pero no se han aplicado de forma eficiente en el periodo de formación de cirujanos, ni para proporcionar al alumno un entrenamiento más adaptado a sus necesidades, ni proporcionando a los profesores una herramienta que permita llevar a cabo una evaluación objetiva de las destrezas de los alumnos.

Los dispositivos de seguimiento son también llamados dispositivos de 6 grados de libertad. Obtienen una posición, midiéndola en coordenadas (x, y, z) y el grado de giro en cada uno de los ejes denominados: *yaw*, *pitch* y *roll* respectivamente de acuerdo a un punto de referencia. En términos de hardware, se requiere una fuente o emisor que genere las señales, un sensor que reciba las señales y un componente de control que procese las señales y pueda comunicarse con el ordenador.

Según los medios que se apliquen para determinar por triangulación la posición del elemento objeto del estudio, pueden diferenciarse los siguientes: ópticos o infrarrojos, acústicos, electromagnéticos y mecánicos.

10 Dependiendo de la tecnología, será el sensor o el emisor el que esté unido al elemento del que se quiere conocer la posición mientras el otro permanece estático, sirviendo como punto de referencia. En ambos casos, la unión de cualquiera de los dos componentes al elemento objeto del estudio de posicionamiento deberá ser rígida con el fin de evitar errores en las medidas. Esta unión rígida deberá tener carácter universal para los distintos modelos de sensores y emisores. Y por su carácter universal, se deben tener en cuenta las características de los múltiples instrumentos quirúrgicos de CMI (pinzas de presión, agarre, tijeras, pinzas de coagulación, instrumentos de separación, punción) con los que se trabaja en quirófano puesto que existen diferentes diámetros de trabajo destacando 10 mm, 5 mm y

20 2.8 mm.

De igual forma y profundizando en los dispositivos electromagnéticos, que están provistos del cableado necesario para la transmisión de la información, se deberá tener en cuenta este factor en el diseño del soporte del sensor y/o emisor. El cableado interferirá en mayor o menor medida en la actividad del cirujano, por lo que el soporte deberá estar provisto de los medios adecuados para que dicho cableado sea aislado en la medida de lo posible y no influya en la manipulación del instrumental quirúrgico.

Existen desarrollos de algunos sistemas de fijación y calibración de tracking en instrumental quirúrgico de CMI. Ejemplo de ello es la patente número US 7.043.961 que protege una herramienta de calibración y un sistema de fijación de tracking. Se trata de un sistema de tracking óptico compuesto por dos cámaras infrarrojas, una plataforma de calibración y un soporte de tracking para instrumental quirúrgico. Tanto la plataforma de calibración como el soporte están provistos de las correspondientes esferas que ejercen la función de marcadores ópticos. La calibración se efectúa en base a las posiciones relativas entre las esferas de la plataforma y del soporte. En resumen, se trata de un sistema de uso exclusivo con tracking óptico.

La patente número US 7.153.308 protege un accesorio universal para la fijación de dispositivos de seguimiento a instrumentos quirúrgicos. Dicho accesorio comprende dos aros acoplables en distintas porciones de un instrumento quirúrgico de sección circular y de dimensiones variables longitudinalmente. Estos aros fijan el dispositivo de seguimiento al mango del instrumento, de forma que ambos quedan alineados axialmente en distintos planos horizontales. Esta invención tiene aplicación únicamente en instrumentos quirúrgicos provistos de mangos de sección circular, constante o variable, por lo que dicho accesorio no puede ser fijado en aquellos instrumentos con mangos de sección distinta a la circular.

45 El objetivo de universalidad del soporte no queda resuelto en la patente número EP

1.609.431 que protege un kit o conjunto formado por un elemento de operación y un dispositivo háptico para su uso en un sistema de simulación quirúrgica, el cual comprende un mango, un instrumento, al menos un sensor de seguimiento de movimiento, un transmisor de señales a dicho sensor y un adaptador conectado al mango y al instrumento en el que se instala el mencionado sensor. Este conjunto tiene la desventaja de tener unas características muy concretas sin ser útil para la mayoría del instrumental disponible en el mercado.

La presente invención establece un modo de adaptación de soportes de sensores de dispositivos de seguimiento en instrumentos y herramientas con un alto grado de universalidad. Igualmente esta universalidad se hace extensible a los mecanismos de calibración, concretamente a dos plataformas adaptadas a los distintos sistemas usados con más frecuencia en el ámbito quirúrgico como son los simuladores de entrenamiento y el mobiliario de quirófano u otras salas de intervenciones.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN

La presente invención proporciona un conjunto de accesorios universales para sistemas de seguimiento o tracking. El conjunto está compuesto por un soporte de dispositivos de seguimiento compatible con instrumentos, y más particularmente con instrumental quirúrgico de mínima invasión (cirugía laparoscópica, cirugía laparoscópica por puerto único (LESS), cirugía a través de orificios naturales (NOTES) y cirugía endoscópica) y dos plataformas para la calibración y la fijación del dispositivo de seguimiento y adaptadas a los sistemas de formación y entrenamiento (simuladores) y al entorno de intervenciones quirúrgicas (mobiliario).

El conjunto de accesorios es apto para trabajar tanto con instrumental inventariable como desechable. Es posible emplear elementos tubulares o vástagos de diversas longitudes y diámetros convencionales de 2.8 mm, 5 mm, 10 mm u otros diámetros si fuese necesario.

Este conjunto de accesorios cumple las características generales que se le exigen a los accesorios de instrumental de cirugía de mínima invasión, siendo ligeros, fáciles de instalar y adaptables a distintos diámetros del elemento tubular o vástago. Además cumple los requisitos de interacción con dispositivos de seguimiento electromagnético, al estar realizado en materiales no metálicos que interfieran en las señales magnéticas del conjunto sensor/emisor.

De acuerdo con un aspecto de la invención, los medios provistos para el acoplamiento axial del accesorio universal para la fijación de dispositivos de seguimiento comprenden elementos modulares que consisten en la división del cuerpo del accesorio en subcuerpos acoplables entre sí.

En una realización, la unión de los subcuerpos es rígida formando un único cuerpo. Esta unión de los subcuerpos provee los diámetros convencionales de elementos tubulares de instrumentos, seleccionando en cada instante el que se requiera para la acción a realizar.

En una realización, el cuerpo del soporte comprende medios para la fijación del elemento tubular o vástago del instrumento con el fin de evitar desplazamientos axiales y giros entre ambos elementos. Estos medios pueden consistir en la presión parcial o completa del elemento tubular sobre las paredes del orificio pasante definido por los subcuerpos del soporte.

En una realización, el cuerpo del soporte comprende medios para la fijación del dispositivo de seguimiento. Estos medios pueden ser roscados y situados en el extremo distal del soporte.

5 En una realización, el cuerpo del soporte comprende medios para la sujeción o fijación del cable del dispositivo de seguimiento. El cable es fijado mediante su apriete en la guía provista para tal fin.

En una realización, el cuerpo del soporte comprende medios de enrollamiento del cable del dispositivo de seguimiento. El cable es enrollado por gravedad en la porción proximal del soporte de proporciones cilíndricas y ranurada adecuadamente para facilitar dicha acción.

10

Por otro lado, las plataformas para la calibración y la fijación del dispositivo de seguimiento se caracterizan por ser adaptables a simuladores de formación en técnicas endoquirúrgicas y a elementos convencionales de quirófanos tales como mesas de intervenciones.

15 En una realización, la plataforma de calibración para simuladores de entrenamiento en técnicas endoquirúrgicas comprende medios para la adaptabilidad del espacio de trabajo a las dimensiones del simulador.

En una realización, los medios ajustables a las dimensiones del simulador de trabajo están provistos de sistemas que evitan el retroceso del sistema y la consiguiente pérdida de las dimensiones especificadas.

20 En una realización, la plataforma de calibración para entornos de trabajo, concretamente para entornos quirúrgicos (mesas de operaciones u otro mobiliario), comprende los medios necesarios para ser fijada rápida y eficazmente a cualquier elemento

25 En una realización, la plataforma está provista también de los medios necesarios para la fijación del dispositivo de seguimiento y para la calibración simultánea de distintos instrumentos.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

30 Estas y otras características así como ventajas de la invención, se pondrán más claramente de manifiesto a partir de la descripción detallada de una forma preferida de realización que sigue, dada únicamente a título de ejemplo ilustrativo y no limitativo, con referencia a las figuras que se acompañan.

La Figura 1 muestra un ejemplo de realización del accesorio objeto de esta invención según una perspectiva desde el extremo superior proximal.

35 La Figura 2 muestra el mismo ejemplo de realización del conjunto formado por el accesorio y el sensor del sistema de seguimiento electromagnético según una perspectiva desde el extremo superior proximal.

La Figura 3 muestra el mismo ejemplo de realización del accesorio según una perspectiva desde el extremo inferior distal.

40 La Figura 4 muestra el mismo ejemplo de realización del conjunto formado por el accesorio y el sensor del sistema de seguimiento electromagnético según una perspectiva desde el extremo inferior distal.

La Figura 5 muestra el mismo ejemplo de realización del accesorio según una perspectiva desde el extremo superior distal explosionada visualizándose el accesorio o soporte y los medios de fijación del dispositivo de seguimiento y del elemento tubular.

5 La Figura 6 muestra el mismo ejemplo de realización del accesorio según un alzado desde el extremo distal en situación para trabajar con un diámetro de elemento tubular de 2.8 mm.

La Figura 7 muestra el mismo ejemplo de realización del accesorio según un alzado desde el extremo distal en situación para trabajar con un diámetro de elemento tubular de 5 mm.

La Figura 8 muestra el mismo ejemplo de realización del accesorio según un alzado desde el extremo distal en situación para trabajar con un diámetro de elemento tubular de 10 mm.

10 La Figura 9 muestra el mismo ejemplo de realización del accesorio instalado en un instrumento quirúrgico de cirugía mínimamente invasiva según una vista lateral seccionada de dicho accesorio.

La Figura 10 muestra un ejemplo de realización de la plataforma de calibración para simuladores de entrenamiento según una perspectiva desde el extremo superior proximal.

15 La Figura 11 muestra el mismo ejemplo de realización de la plataforma en la que se encuentra instalado un simulador físico y un emisor del dispositivo de seguimiento, según una perspectiva desde el extremo superior distal.

20 La Figura 12 muestra un ejemplo de realización del montaje del conjunto soporte/sensor/instrumental en el conjunto plataforma/emisor/simulador, y la conexión del sistema al equipo informático pertinente según una perspectiva.

La Figura 13 muestra un ejemplo de realización de la plataforma de calibración para entornos de trabajo según una perspectiva desde el extremo superior proximal.

25 La Figura 14 muestra el mismo ejemplo de realización de la plataforma en la que se encuentra instalado un emisor del dispositivo de seguimiento, según una perspectiva desde el extremo superior distal.

La Figura 15 muestra un ejemplo de realización del montaje del conjunto soporte/sensor/instrumental en el conjunto plataforma/emisor/mesa quirúrgica, y la conexión del sistema al equipo informático pertinente según una perspectiva.

EXPOSICIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

30 En las Figuras 1 a 4 se muestran perspectivas generales de un ejemplo de realización del soporte (A) del dispositivo de seguimiento (1) en instrumentos (12), que en este caso se ha tomado el sensor del sistema de seguimiento de movimiento de Polhemus, Vermont, USA. El accesorio está compuesto por los subcuerpos (2a y 2b) acoplables entre sí proporcionando el orificio pasante (3) del mayor diámetro necesario para el elemento tubular o vástago (10)

35 del instrumento (12). Desde el punto de vista funcional, los subcuerpos aportan la posibilidad de acoplar el accesorio en instrumentos (12) con características que imposibiliten la entrada de un único cuerpo provisto de orificio pasante con un diámetro igual al diámetro exterior al elemento tubular (10), debido a las dimensiones de la herramienta distal (11), a la geometría propia de dicho elemento tubular (10), tal como su

40 curvatura, o a cualquier otro factor propio del instrumento (12).

Adicionalmente se contemplan una serie de módulos o subcuerpos (4a y 4b) añadidos al conjunto expuesto anteriormente con el fin de proporcionar una amplia gama de diámetros de elementos tubulares, y por tanto, con el fin de unificar en un accesorio las múltiples variantes del instrumental de trabajo. Además, las Figuras 2 y 4 aportan una visión general del dispositivo de seguimiento (1) instalado en la zona distal de proporciones prismáticas del soporte (A) mediante fijaciones roscadas (7).

Puede apreciarse el cable (9) del sensor del dispositivo de seguimiento (1) enrollado en la porción proximal (5) destinada funcionalmente a ello tras haber sido fijado a la guía o canal (6), todo ello con el fin de evitar interferencias con el resto de elementos del entorno de trabajo (quirófano) y con la mano-muñeca-antebrazo del profesional, en este caso un cirujano.

El elemento de fijación (8) del elemento tubular (10) al accesorio (A) es un tornillo con alas que facilita el apriete manual.

5 La Figura 5 muestra una vista explosionada del soporte (A), adaptado a un diámetro de elemento tubular de 2.8 mm, y de las fijaciones roscadas (7 y 8). Los subcuerpos o módulos (4a y 4b) que aportan la gama de diámetros se acoplan a los subcuerpos del accesorio (2a y 2b) en dirección perpendicular al eje del orificio pasante (3) y quedan fijados dos a dos mediante un sistema macho/hembra dispuesto adecuadamente para ello. Tras este acople, si ha sido necesario debido al diámetro de trabajo, se realiza la unión de los conjuntos de subcuerpos 2a-4a y 2b-4b. Este acoplamiento se efectúa mediante un sistema macho/hembra desde una posición de desfase de los dos conjuntos y su posterior deslizamiento lineal en la dirección del eje del orificio pasante (4), hasta quedar fijado en la posición de trabajo.

15 Por último, se efectúa el apriete de la fijación (8). La rosca se sitúa en la dirección de montaje y de unión de los subcuerpos (2a y 2b), perpendicular al eje del orificio pasante (3), con el fin de que la presión ejercida sobre el elemento tubular (10), y por consiguiente la presión ejercida por éste sobre las paredes del orificio pasante (3), aumente la fuerza de unión debido a la tracción entre los distintos subcuerpos (2a, 2b, 4a y 4b). Como consecuencia se obtiene el giro solidario del soporte (A) con el elemento tubular (10) y la herramienta distal (11).

20 Las Figuras 6, 7 y 8 muestran, desde un alzado distal, tres configuraciones de diámetros diferentes, 2.8 mm, 5 mm y 10 mm respectivamente, para un mismo soporte (A), lo que implica la característica de universalidad del mismo. En la Figura 8 se prescinde de los subcuerpos pertinentes (4a y 4b) debido a que se trata del mayor diámetro de los mostrados.

25 La Figura 9 muestra una vista lateral seccionada del soporte (A), montado sobre un instrumento quirúrgico (12) de cirugía mínimamente invasiva. El montaje del soporte (A) está realizado sobre el extremo proximal del elemento tubular (11) de 5 mm de diámetro, por lo que los módulos 5a y 5b han sido instalados en este caso.

30 Las Figuras 10 y 11 muestran vistas en perspectiva de la plataforma de calibración (B) para simuladores de entrenamiento provista de dos torres de calibración (14) en las que son introducidos los instrumentos (12) a través de los orificios (15) destinados para ello. Estos orificios están formados por una serie de módulos (16a y 16b) que, al igual que en el soporte, aportan la gama de diámetros del instrumento (12) de trabajo. La plataforma (B) también está provista de varias guías (17) dentadas superiormente sobre las que se desplazan los cabezales móviles (18) de dimensionamiento del área de trabajo a las características del simulador (19), que en este caso se ha tomado el simulador de prácticas quirúrgicas de cirugía de mínima invasión protegido mediante el modelo de utilidad número U200500138. Estos cabezales móviles (18) disponen de los sistemas necesarios para evitar el retroceso no deseado y así perder el enclavamiento del simulador (19) en la plataforma (B). El emisor (20) del dispositivo de seguimiento se dispondrá sobre la plataforma en la porción distal destinada a ello.

45 La Figura 12 muestra una vista general en perspectiva del montaje de dos soportes (A) y sus correspondientes sensores del dispositivos de seguimiento (1) sobre dos instrumentos quirúrgicos (12) de cirugía laparoscópica, y la disposición de estos elementos en la plataforma de calibración (B) sobre la que se encuentra instalado un simulador físico de

cirugía (19) y el emisor (20) de dicho dispositivo de seguimiento. Los cables (9) de los distintos elementos del dispositivo de seguimiento se extienden hasta su conexión con la unidad de control (21).

5 En las Figuras 13 y 14 se muestra vistas en perspectiva de la plataforma de calibración (C) para entornos de trabajo, que está provista de dos torres de calibración (14), una porción distal para la disposición del emisor (20) del dispositivo de seguimiento y un mecanismo de fijación al mobiliario quirúrgico. Este mecanismo de fijación se compone de varios brazos (22), que permiten regular en altura y ángulo la plataforma, y de una serie de ventosas (23).

10 La Figura 15 muestra una vista general en perspectiva del montaje de dos soportes (A) y sus correspondientes sensores del dispositivo de seguimiento (1) sobre dos instrumentos quirúrgicos (12) de cirugía laparoscópica, y la disposición de estos elementos en la plataforma de calibración (C) fijada sobre el pilar (25) de una mesa quirúrgica (24). Sobre la
15 plataforma (C) se encuentra instalado el emisor (20) del dispositivo de seguimiento. Los cables (9) de los distintos elementos de dicho dispositivo de seguimiento se extienden hasta su conexión con la unidad de control (21).

Aunque en la presente memoria sólo se han presentado y descrito realizaciones particulares de la invención, el experto en la materia sabrá introducir modificaciones y sustituir unas características técnicas por otras equivalentes, dependiendo de los requisitos de cada caso,
20 sin apartarse del ámbito de protección definido por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Conjunto de accesorios universales para sistemas de seguimiento de instrumentos que comprende
 - 5 - al menos un dispositivo de seguimiento compuesto por al menos un sensor (1) y un emisor (20)
 - al menos un soporte (A) para la fijación del dispositivo de seguimiento (1) al instrumento (12) que comprende un sistema de fijación (9) del elemento tubular o vástago (10) del instrumento (12) y un sistema de fijación (8) del dispositivo de seguimiento (1)
 - 10 - una plataforma de calibración (B) para simuladores de entrenamiento -una plataforma de calibración (C) para entornos de trabajo
2. Soporte (A) para la fijación del dispositivo de seguimiento (1) **caracterizado** porque presenta un sistema modulable de acoplamiento axial del instrumental quirúrgico (12), dimensionado adecuadamente a distintos diámetros del elemento tubular (10), un sistema de sujeción o fijación del cable (9) del dispositivo de seguimiento (1) y un sistema de enrollamiento (5) de dicho cable (9).
- 15 3. Soporte (A) según la reivindicación 2, **caracterizado** porque el sistema modulable para el acoplamiento axial del instrumental quirúrgico consiste en una serie de subcuerpos (2a, 2b, 4a y 4b) del cuerpo del accesorio acoplables entre sí que proveen el orificio pasante (3) de las dimensiones adecuadas al diámetro del elemento tubular (10) del instrumento (12).
- 20 4. Soporte (A) según la reivindicación 2, **caracterizado** porque el sistema de fijación (8) comprende medios roscados adecuados de presión del eje (10) del instrumental quirúrgico (12) en dirección perpendicular a la axial sobre la superficie interior del orificio pasante (3).
- 25 5. Soporte (A) según la reivindicación 2, **caracterizado** porque el sistema de fijación (7) del dispositivo de seguimiento (1) comprende medios roscados adecuados en el extremo distal de dicho soporte (A).
6. Soporte (A) según la reivindicación 2, **caracterizado** porque el sistema de sujeción o fijación del cable (9) del dispositivo de seguimiento (1) comprende una guía o canal (6) de dimensiones adecuadas respecto al diámetro exterior de dicho cable (9).
- 30 7. Soporte (A) según la reivindicación 2, **caracterizado** porque el sistema de enrollamiento (5) comprende una porción proximal que recibe el cable (9) del dispositivo de seguimiento (1) procedente del sistema de sujeción o fijación (6) de dicho cable (9).
- 35 8. Soporte (A) según la reivindicación 7, **caracterizado** porque la porción proximal que comprende del sistema de enrollamiento (5) es de proporciones cilíndricas de forma que se facilita el enrollamiento por gravedad del cable (9) del dispositivo de seguimiento.
9. Soporte (A) según la reivindicación 7, **caracterizado** porque la porción proximal que comprende del sistema de enrollamiento (5) está ranurada de forma que se facilita el enrollamiento por gravedad del cable (9) del dispositivo de seguimiento.
- 40 10. Plataforma de calibración (B) para simuladores de entrenamiento **caracterizada** porque presenta medios para la inserción axial (14) de los instrumentos (12), para la fijación del dispositivo de seguimiento (20) y para el dimensionado del área de trabajo a las características del simulador (19).
- 45 11. Plataforma de calibración (B) según la reivindicación 10, **caracterizada** porque los medios para la inserción axial (14) de los instrumentos (12) comprende una serie de subcuerpos que proveen a los orificios (15) de las dimensiones adecuadas al diámetro del

elemento tubular (10) del instrumento (12).

12. Plataforma de calibración (B) según la reivindicación 10, **caracterizada** porque los medios para el dimensionado del área de trabajo consisten en una serie de cabezales (18) desplazables por guías dentadas (17).

5 13. Plataforma de calibración (C) para entornos de trabajo **caracterizada** porque presenta medios para la inserción axial (14) de los instrumentos (12), para la fijación del dispositivo de seguimiento (20) y para la fijación (23) al mobiliario de trabajo.

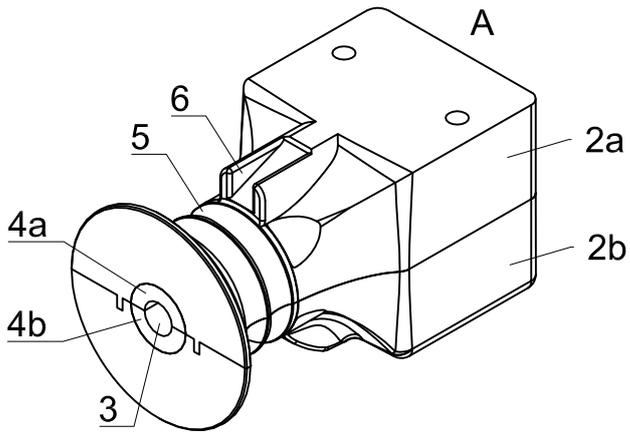


Fig. 1

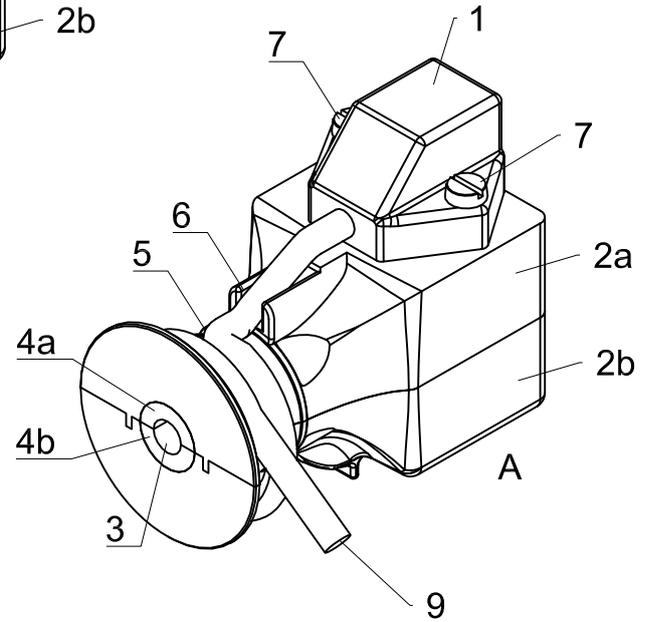


Fig. 2

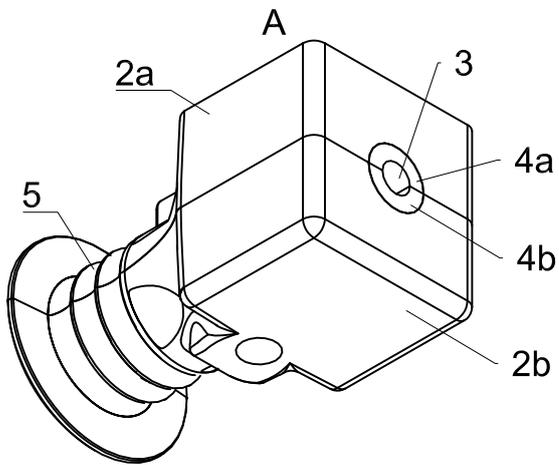


Fig. 3

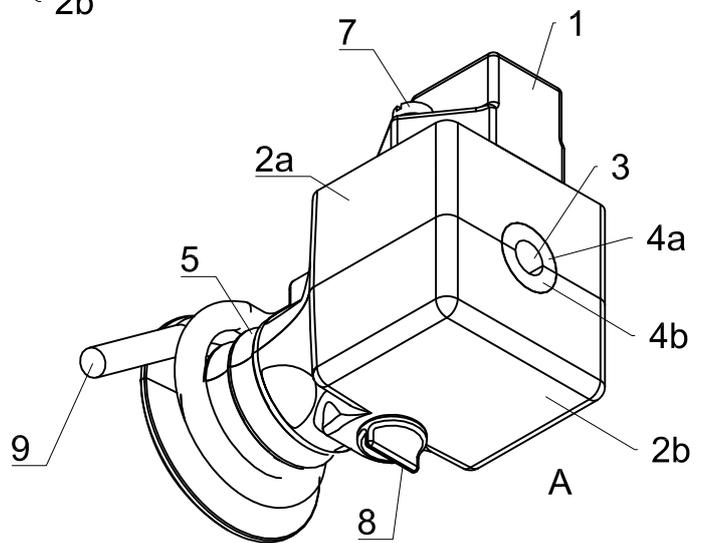
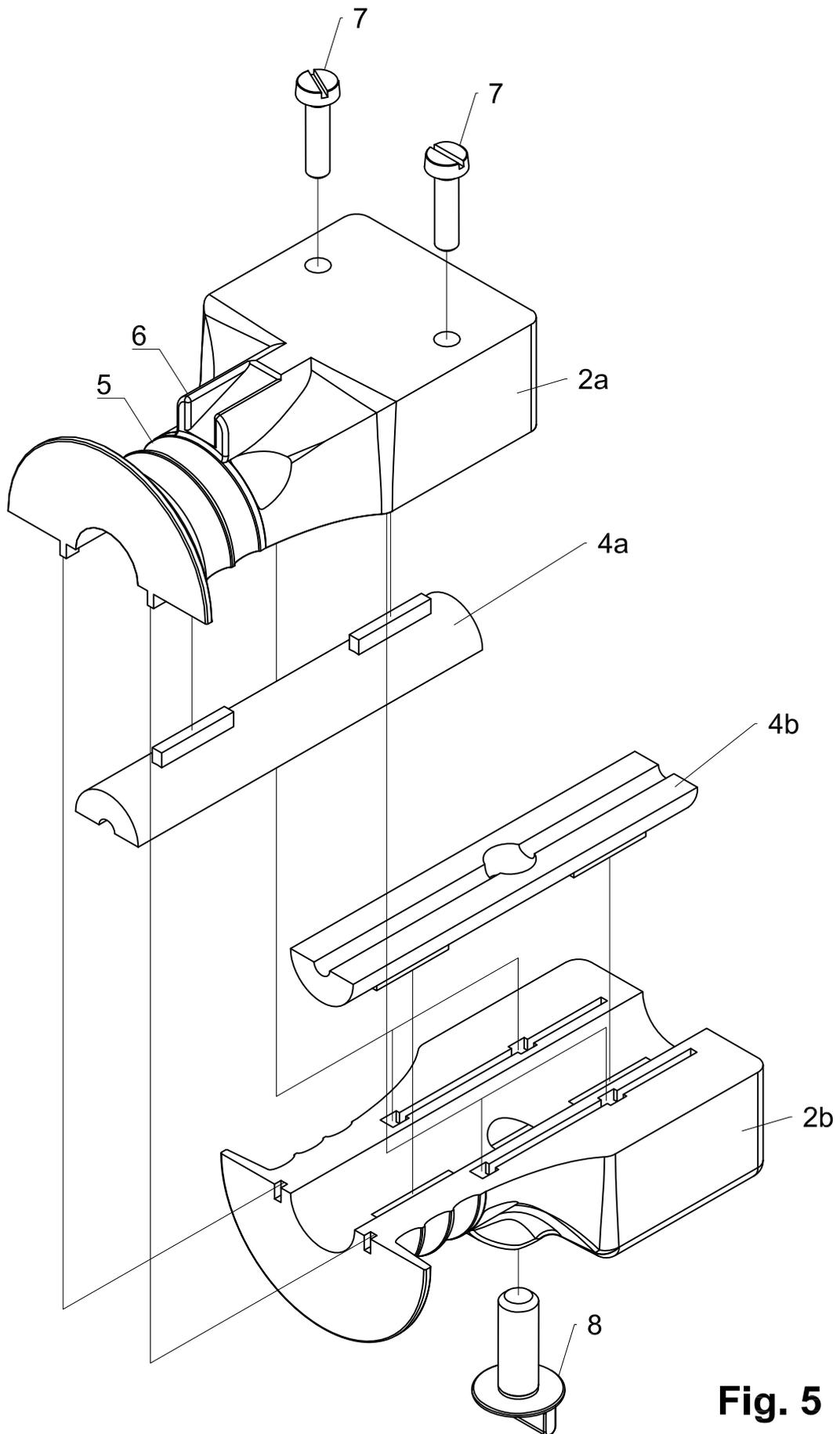
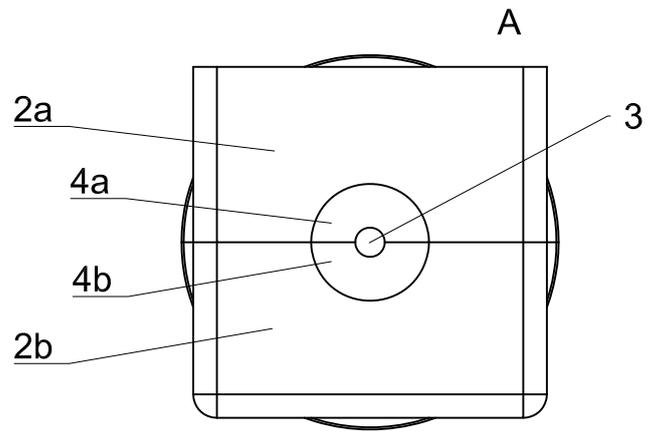
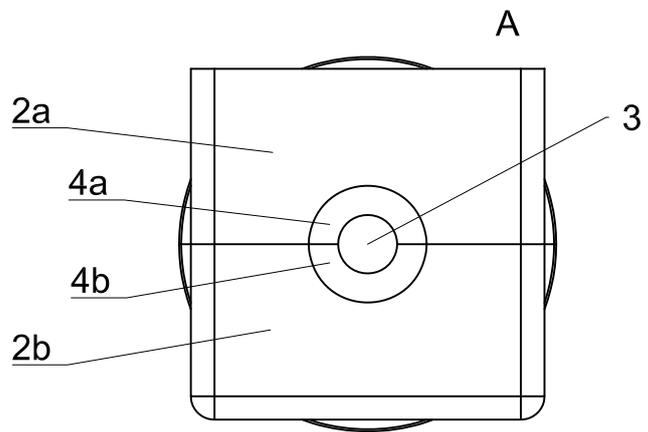
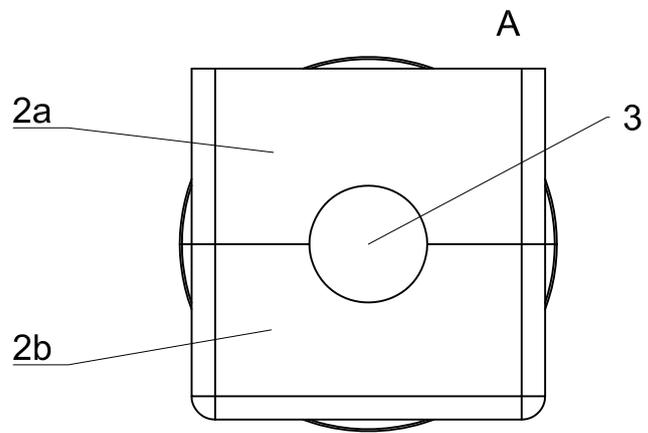


Fig. 4

**Fig. 5**

**Fig. 6****Fig. 7****Fig. 8**

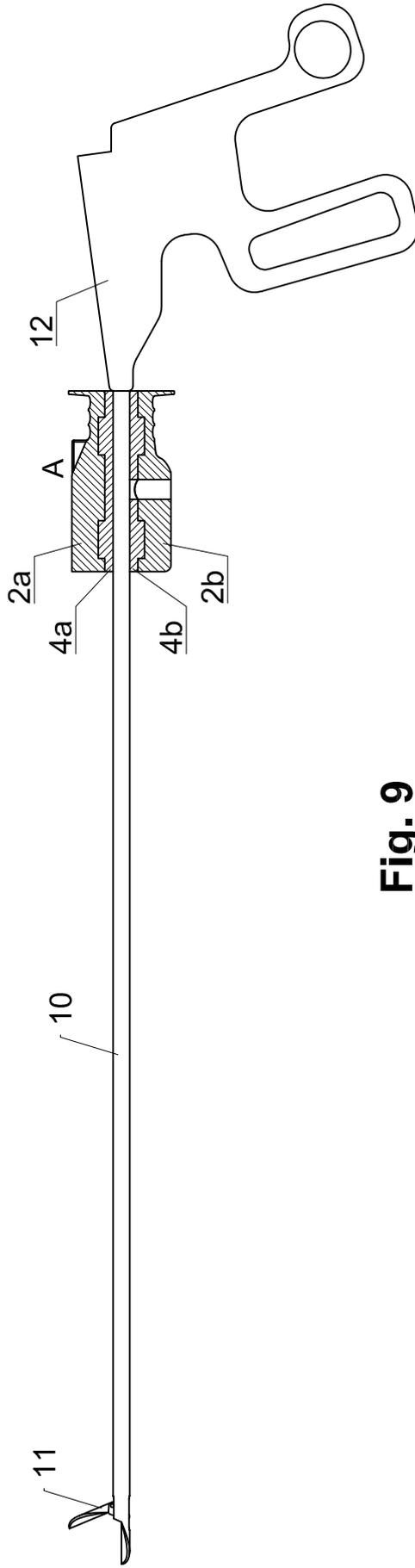


Fig- 9

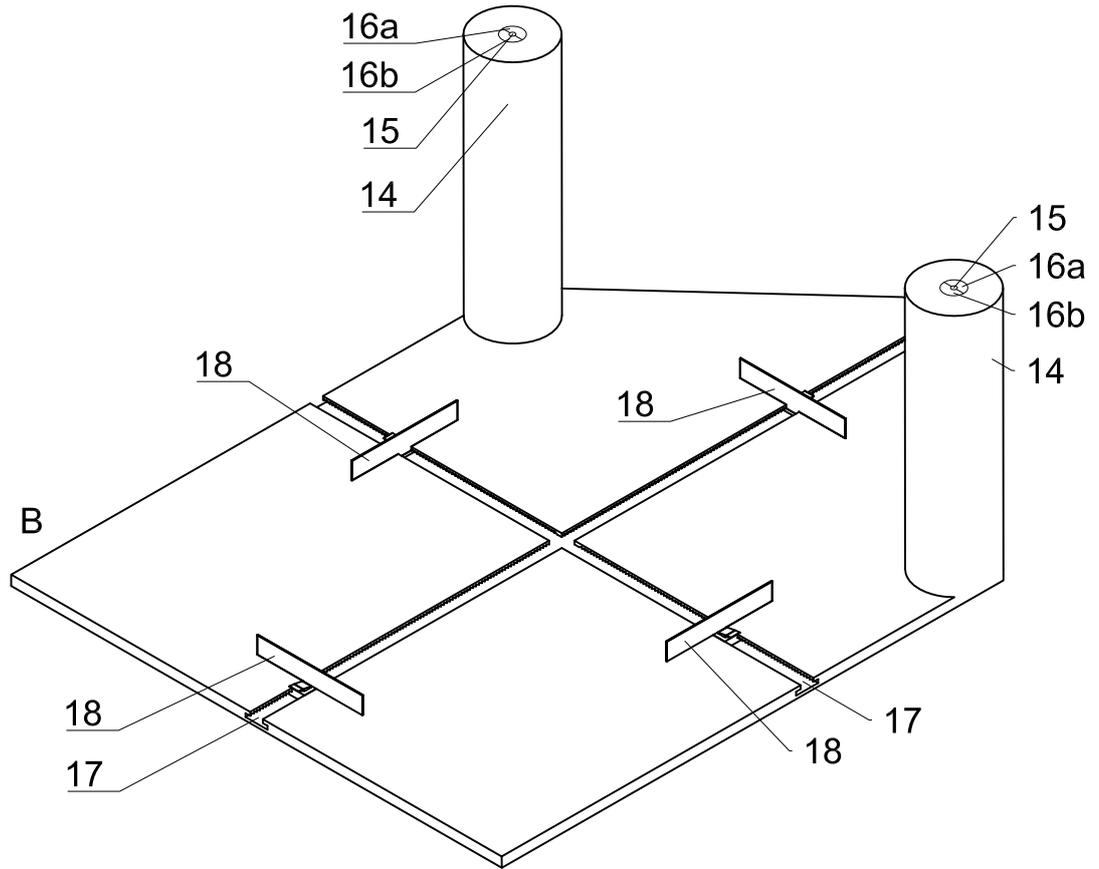


Fig. 10

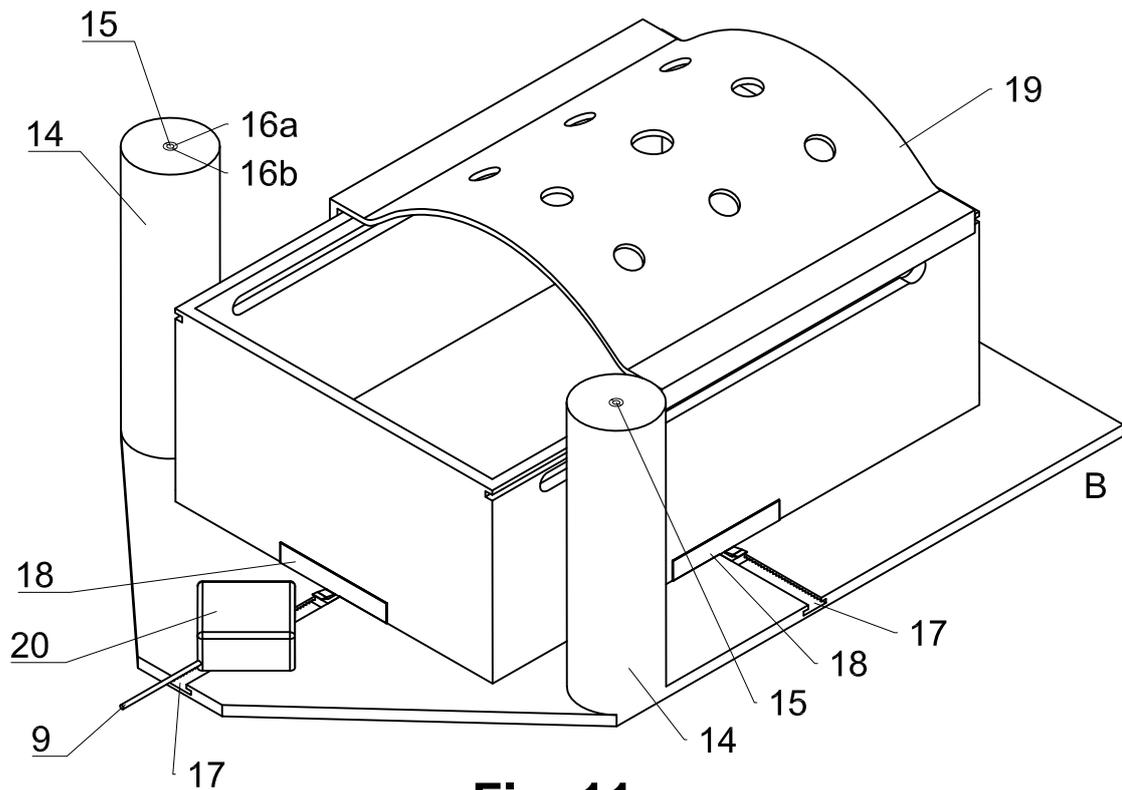


Fig. 11

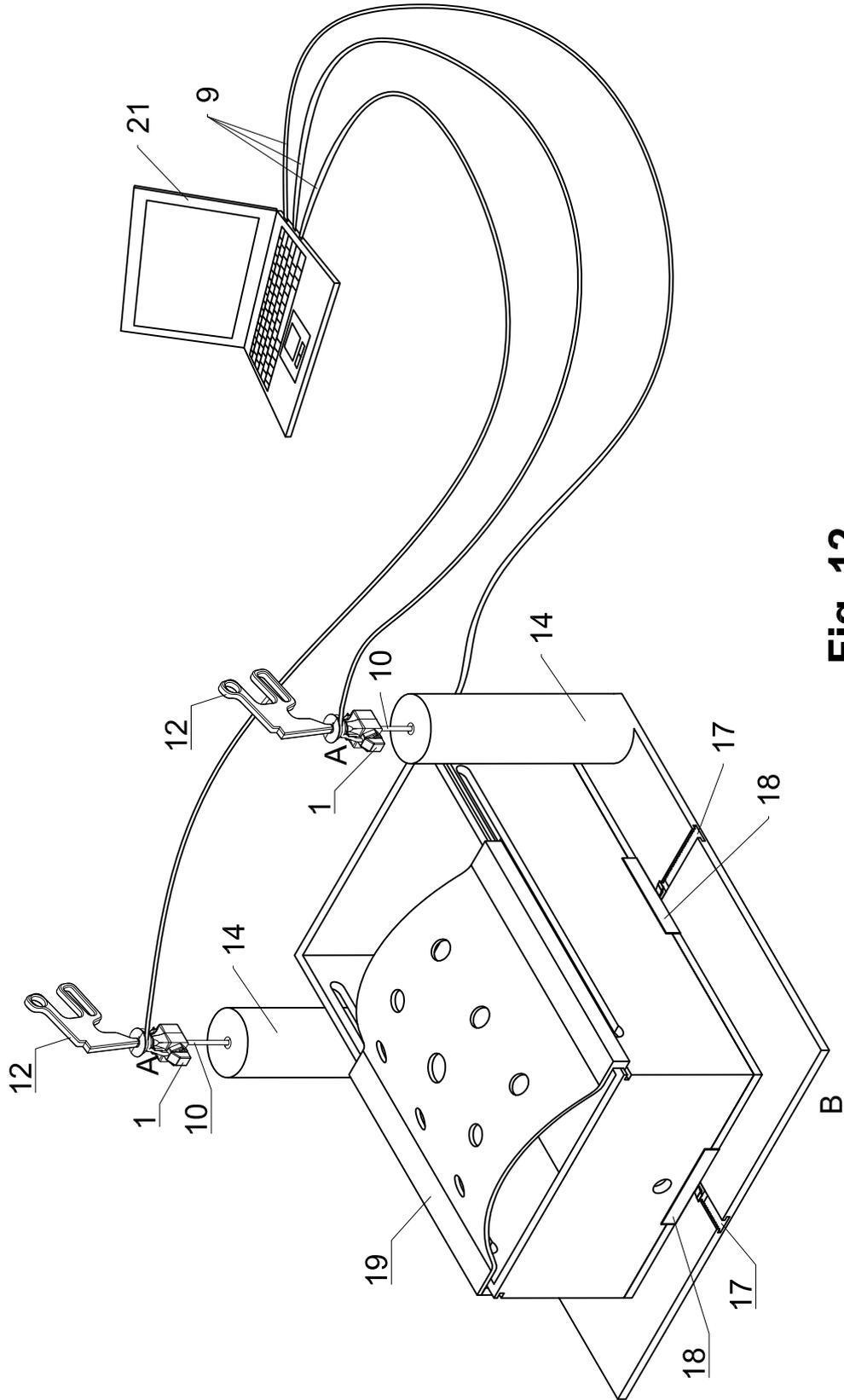


Fig. 12

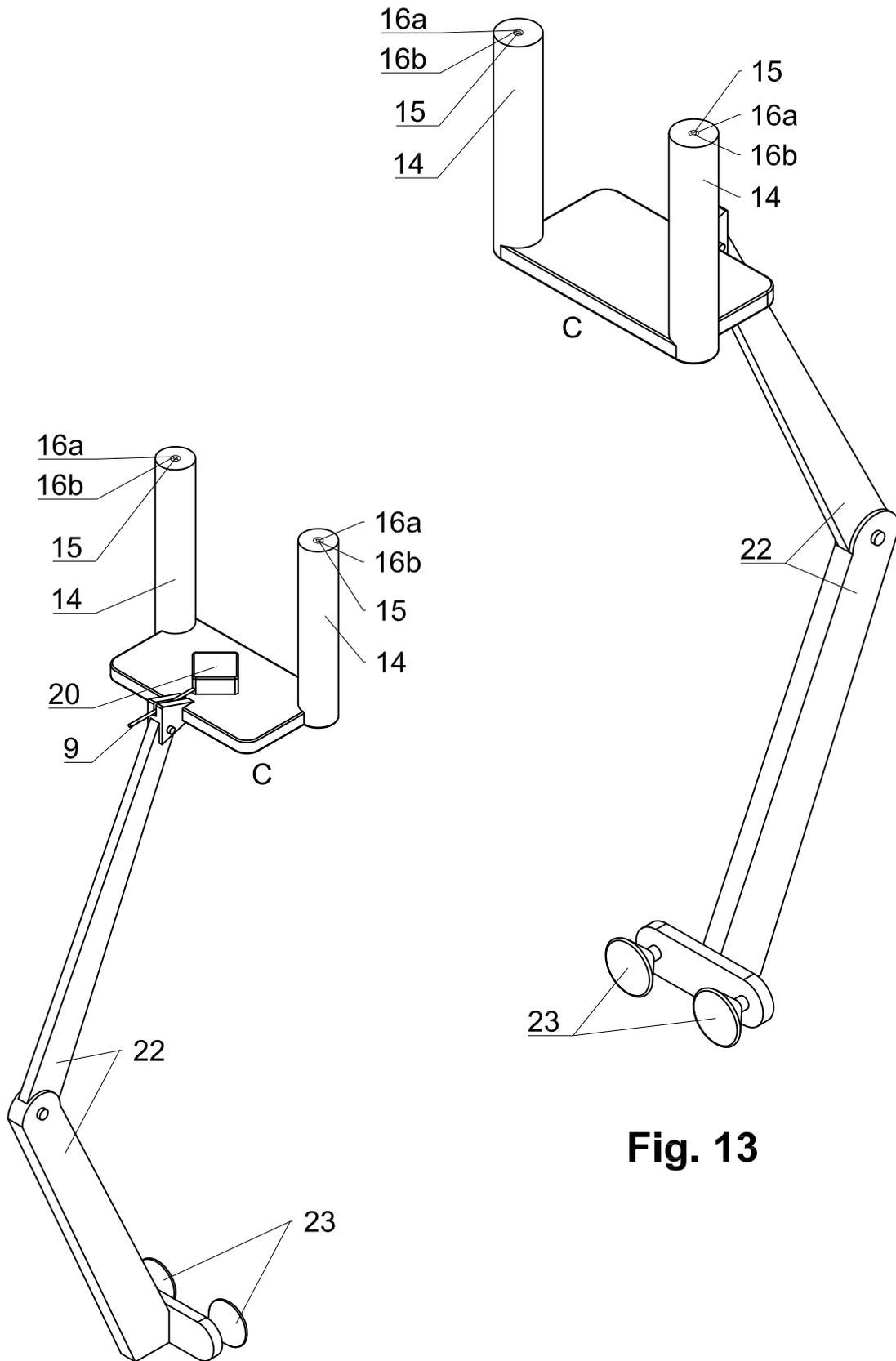
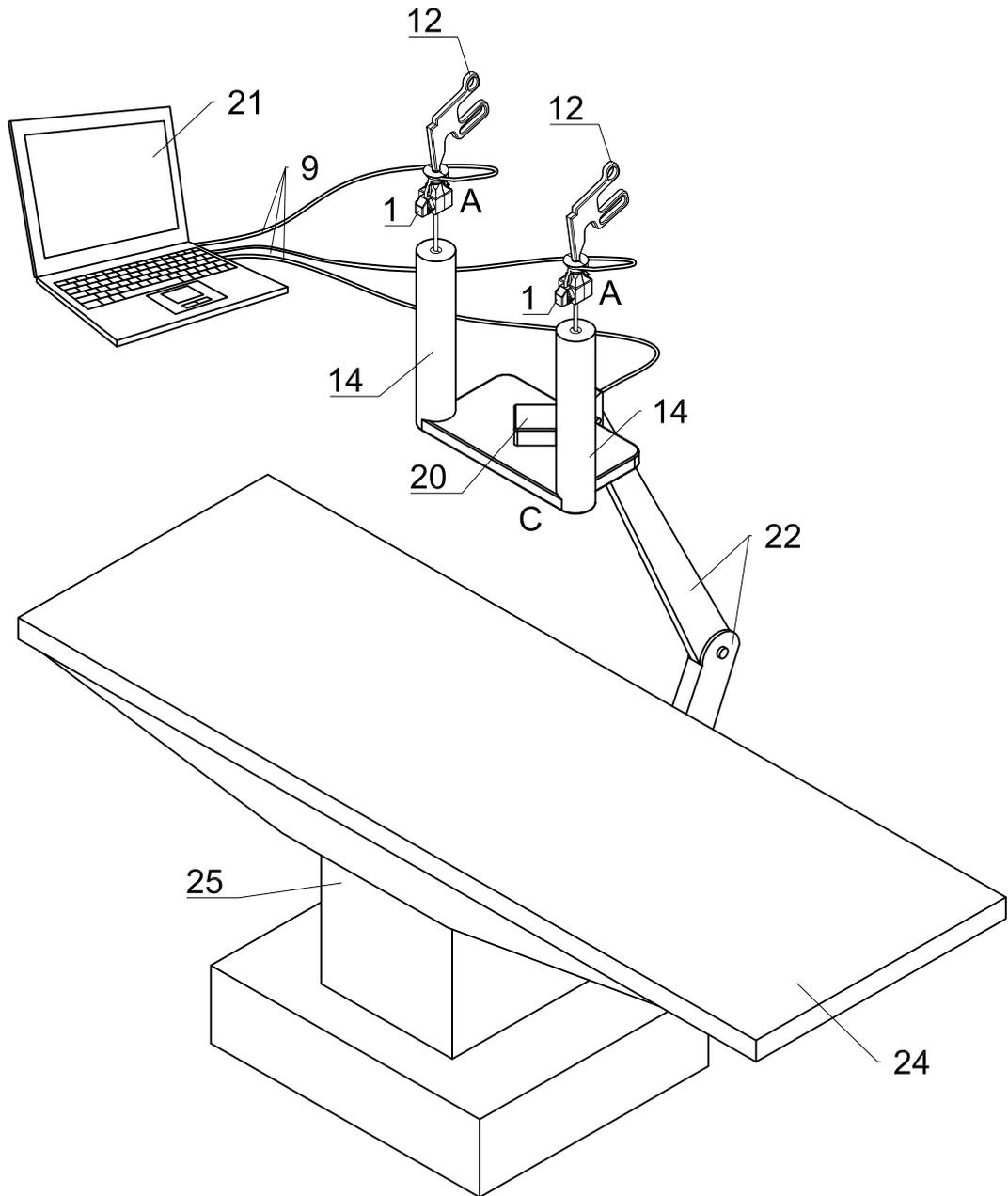


Fig. 14

Fig. 13

**Fig. 15**

.2 Patente ES 2342517 B1 (EDEST)

TITULO

Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas.

RESUMEN

Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas que permite perfeccionar habilidades prácticas que conllevan un aprendizaje en el conocimiento y manejo correcto del instrumental específico de laparoscopia. El sistema consta de un área de trabajo, una zona de control e información, un sistema sensorial interno, un sistema interno de control, una interfaz de comunicación externa y un sistema de alimentación eléctrica.



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



① Número de publicación: **2 342 517**

② Número de solicitud: 200702659

⑤ Int. Cl.:
G09B 23/28 (2006.01)

⑫

PATENTE DE INVENCION

B1

⑫ Fecha de presentación: **09.10.2007**

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **07.07.2010**

Fecha de la concesión: **12.04.2011**

⑮ Fecha de anuncio de la concesión: **26.04.2011**

⑰ Fecha de publicación del folleto de la patente:
26.04.2011

⑲ Titular/es: **Centro de Cirugía de Mínima Invasión
Campus Universitario
Avda. de la Universidad, s/n
10071 Cáceres, ES**

⑳ Inventor/es: **Sánchez Hurtado, Miguel Ángel;
Bustos García de Castro, Pablo;
Mateos Sánchez, José;
Pagador Carrasco, José Blas;
Usón Gargallo, Jesús y
Sánchez Margallo, Francisco**

㉑ Agente: **Alesci Naranjo, Paola**

㉒ Título: **Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas.**

㉓ Resumen:

Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas que permite perfeccionar habilidades prácticas que conllevan un aprendizaje en el conocimiento y manejo correcto del instrumental específico de laparoscopia. El sistema consta de un área de trabajo, una zona de control e información, un sistema sensorial interno, un sistema interno de control, una interfaz de comunicación externa y un sistema de alimentación eléctrica.

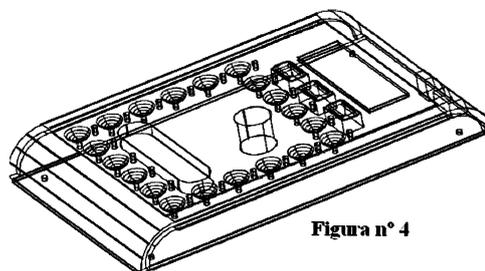


Figura nº 4

ES 2 342 517 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas.

5 La presente invención recae en un dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas quirúrgicas. La citada invención se encuadra en el sector sanitario, más concretamente en la temática relativa al proceso formativo de los profesionales dedicados a ciertas áreas de la endocirugía.

10 Estado de la técnica

El proceso de aprendizaje de estas modalidades de cirugía de mínima invasión no puede desarrollarse de la misma forma en que se aprende la cirugía convencional, llegando a ser un proceso complejo, sobre todo en las primeras fases en las que el cirujano debe adaptarse a ciertas limitaciones inherentes de estas disciplinas:

- 15 - Pérdida de la *profundidad de campo visual*, ya que las prácticas se realizan con visión en monitores y la tercera dimensión desaparece.
- Falta de sensación táctil.
- 20 - Adaptación a un nuevo tipo de material quirúrgico (no convencional).
- Adopción de posturas a las que no se está acostumbrado con normalidad.
- 25 - Coordinación de movimientos

Para dominar la técnica quirúrgica se necesita completar una curva de aprendizaje más o menos extensa comenzando con prácticas simuladas sobre modelos inanimados, como el sistema que se presenta. Pretendemos proporcionar un adiestramiento básico y completo, minimizar la posterior utilización de animales de experimentación y disminuir al máximo los errores cometidos en los pacientes.

30 Por otro lado, la invención presentada permite al aprendiz ceñirse a unos ejercicios determinados con arreglo a un orden y en niveles crecientes de dificultad, hecho que lo dota de un carácter útil para la docencia endoquirúrgica.

35 Explicación

Sería por lo tanto deseable disponer de un sistema autónomo, portátil y de fácil manejo para la formación quirúrgica en cada una de las fases del entrenamiento, que optimice el proceso formativo y minimice la curva de aprendizaje. La creación de un sistema objetivo (no dependiente de la subjetividad humana) para la evaluación de la destreza quirúrgica sería el primer paso hacia unas directrices adecuadas para la posterior y más delicada certificación de la pericia quirúrgica, que confirme tanto las habilidades psicomotrices como la preparación teórica de los cirujanos. Lo que podría denominarse *competencia profesional*.

45 Para ello, la presente invención consiste en un dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas: fácil de utilizar, con capacidades autoformativas y ejercicios adaptables a las necesidades de cada alumno.

El dispositivo consiste en un sistema electrónico, que mediante una serie de dispositivos sensoriales, es capaz de monitorizar el proceso de realización de una serie de ejercicios quirúrgicos y con la ayuda de un panel de control e información consigue guiar el proceso formativo del cirujano, almacenando los valores de la sesión de entrenamiento (en base a criterios objetivos prefijados), mostrando informes detallados al finalizar el ejercicio (evaluación objetiva de la sesión de trabajo) y permitiendo adaptar el nivel de dificultad de los ejercicios según la pericia del usuario.

55 Con carácter meramente enunciativo y no limitativo se enumeran a continuación las principales ventajas del objeto de la presente invención son fundamentalmente las siguientes:

En primer lugar, la posibilidad de practicar *sobre el mismo sistema* una serie de ejercicios que consideramos elementales para el cirujano que se inicia en cirugía laparoscópica.

60 Los ejercicios se han pensado para fomentar la *capacidad ambidextra*, puesto que esto dotaría al cirujano de gran ventaja a la hora de realizar procedimientos en el paciente. Éstos a su vez están organizados para la mano izquierda, derecha, en sentido de las agujas del reloj e inverso. También se dividen en *niveles de experiencia* básica (manipulación de objetos rugosos), intermedia (manipulación de objetos rugosos y lisos) y avanzado (manipulación de objetos lisos).

65 Si bien la laparoscopia es una técnica que posee un carácter tutorial debido a su grado de complejidad, este sistema dota al aprendiz de *cierta independencia* cuando esté desarrollando la práctica, ya que en el sistema electrónico están propuestos los ejercicios y se *contabilizan* tiempos de realización, aciertos, fallos y porcentajes de los mismos.

ES 2 342 517 B1

Es un método automatizado y de *fácil manejo*, el cual permite la *autoevaluación* de las habilidades y medir el grado de evolución en las puntuaciones obtenidas.

5 No sólo permite perfeccionar las habilidades anteriores sino que conlleva un aprendizaje en el conocimiento y *manejo correcto del instrumental específico de laparoscopia*. Además permite desarrollar la habilidad del centrado, focalización y *movimiento correcto de la óptica laparoscópica* dentro del simulador.

10 Asimismo, este tablero puede ser usado en el *aprendizaje con visión directa* (sin utilizar la óptica ni el monitor) y posteriormente con *visión vía monitor* (en un simulador, introduciendo la óptica de laparoscopia).

Haremos referencia también a que, por su mecanismo interno, no precisa ser conectado a ordenadores lo que implica que sea *fácilmente transportable*.

15 Las ventajas de este dispositivo electrónico se desprenden de la presente memoria descriptiva, si bien, a continuación citamos las más destacadas con carácter meramente enunciativo y no limitativo:

- Facilita el entrenamiento ambidiestro.
- 20 • Comprende una serie de capacidades autoformativas.
- Comprende un sistema de almacenamiento de las sesiones de entrenamiento.
- Comprende un sistema para la emisión de informes en base a sesiones almacenadas.
- 25 • Comprende un sistema integral y reproducible de entrenamiento en prácticas endoquirúrgicas.
- Comprende la posibilidad de ofrecer ejercicios con diferentes grados de dificultad.
- 30 • Comprende una interfaz de utilización cómoda y fácil para los profesionales sanitarios.
- Disminuye sustancialmente la utilización de animales durante el entrenamiento quirúrgico, aportando una base ética y moral acorde con la legislación actual vigente.
- 35 • Evita los riesgos de la formación directa en pacientes.
- Comprende un sistema independiente que no requiere de sistemas informáticos adicionales para funcionar.
- Comprende un sistema portátil y ligero de fácil transporte y manipulación.
- 40 • Comprende un sistema versátil y adaptable mediante su conexión a un sistema informático

45 Descripción de los dibujos

En la hoja de diseños adjuntos se acompaña un esquema de la invención para permitir su mejor comprensión, siendo este esquema un ejemplo realizativo no limitativo de la invención

50 La figura nº 1 es un esquema genérico del dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas, donde se pueden observar las diferentes zonas que comprende el dispositivo.

La figura nº 2 es una vista conjunta en planta y perfil que muestra las diferentes cotas externas del dispositivo electrónico.

55 La figura nº 3 es una vista conjunta en alzado, planta y perfil que muestra las diferentes zonas de una posible realización preferida del dispositivo electrónico.

La figura nº 4 muestra una perspectiva tridimensional del dispositivo electrónico.

60

Exposición detallada de la invención

65 A continuación se realiza una descripción más detallada de la presente invención, tomando como referencias los esquemas adjuntos, que deben considerarse como una posible forma de materializar la invención, sin que esto sea óbice para que se pueda llevar a cabo también de otras múltiples formas. Por lo tanto, la invención no deberá interpretarse limitada a la realización aquí expuesta. Por el contrario, la realización que aquí se ilustra y describe se presenta con fines ilustrativos y para transmitir plenamente a los especialistas en la materia las amplias posibilidades de esta invención y la forma en que puede ser utilizada.

ES 2 342 517 B1

En la figura nº 1 se puede ver un esquema general del dispositivo objeto de la presente invención. El sistema consta de un área de trabajo (1), una zona de control e información (2), un sistema sensorial interno (3), un sistema interno de control (4), una interfaz de comunicación externa (5) y un sistema de alimentación eléctrica (6).

5 El área de trabajo (1) del dispositivo es la zona objeto de la interacción del cirujano, en la que se dispondrá de la forma adecuada el material necesario para el entrenamiento y el procedimiento de realización de los ejercicios será mostrado en la zona de control e información (2) para que el usuario del dispositivo tenga acceso detallado a la información necesaria para comprender la dinámica del entrenamiento quirúrgico. Esta área de trabajo (1) puede cambiar de forma sustancial, en función de los muy diversos ámbitos a los que puede referirse. Un ejemplo, sería la formación laparoscópica, que a su vez comprende una gran variedad de ejercicios: de coordinación, de prensión, de 10 corte, de disección, de sutura, etc. De manera similar podría aplicarse al entrenamiento de microcirugía, endoscopia, radiología intervencionista, etc. por citar algunas otras técnicas de cirugía mínimamente invasiva. E incluso a otros campos de la cirugía general.

15 La zona de control e información (2) tiene como objeto ser una interfaz de entrada/salida del dispositivo en la que el cirujano, de la forma más simple y natural posible, reciba la información de la maniobra, por ejemplo, las instrucciones para realizar los ejercicios propuestos. Y del mismo modo, pueda seleccionar o indicar al sistema la información que éste deba solicitar al cirujano, un ejemplo, sería la elección del ejercicio a realizar o el nivel de dificultad deseado.

20 Para realizar la adquisición de la información definida por los criterios de evaluación predefinidos, el dispositivo electrónico dispone de un sistema sensorial interno (3) que captura, observa y/o controla una serie de parámetros específicos. Dicho sistema sensorial interno puede construirse con multitud de tecnologías: luz (en diferentes espectros), peso, ondas magnéticas, etc. Dicho grupo de sensores, será controlado por un sistema interno (4), utilizando la tecnología electrónica necesaria (microcontroladores, cristales de cuarzo, conversores A/D, amplificadores operacionales, multiplexadores, etc.). Estos sistemas electrónicos dotan de una independencia y portabilidad al dispositivo, que 25 facilita su utilización generalizada en diferentes lugares y situaciones.

Sin embargo, el dispositivo tendría un serio problema de versatilidad y reutilización si no dispusiera de una interfaz de comunicación externa (5) que permita su reprogramación a diferentes niveles: cambio de ejercicios, adaptación del proceso formativo a las características de cada alumno, volcado de la información a un sistema centralizado, etc. Esta 30 interfaz de comunicación externa se puede materializar en cualquier método o procedimiento que realice una de las siguientes tareas: 1) configuración por parte del profesor de las características del dispositivo o los ejercicios que ofrece según el objetivo perseguido y las habilidades y nivel de formación previo del alumno y 2) recuperación de la información de las diferentes sesiones efectuadas por el alumno para su valoración, evaluación y posterior adaptación de las siguientes fases de entrenamiento.

35 Por último, es necesaria la utilización de algún tipo de fuente de alimentación eléctrica (6) para alimentar al dispositivo electrónico.

40 Un posible modo de realización de la invención

Una posible realización preferida de la presente invención, que simplemente se muestra como ejemplo, sin que esto sea impedimento para otras posibles realizaciones, es la que contempla dos ejercicios que consideramos como básicos para la formación en cirugía laparoscópica (una especialidad concreta de la endocirugía): 1) la *maniobra de centrado en un punto*, que constituye un acto de riesgo para el paciente durante la laparoscopia ya que el no observar dentro 45 del campo de visión el instrumental de ambas manos e intentar alcanzar un objetivo, puede provocar daños en órganos o tejidos y derivar en complicaciones intra y postoperatorias. Este tipo de ejercicios mejoran la habilidad de entrada del instrumental en el espacio de trabajo (*triangulación*) con ambas manos; y 2) la *coordinación de maniobras*, que permite realizar los pasos iniciales del adiestramiento apropiadamente, con maniobras de agarre y prensión de objetos rugosos y lisos, movimientos finos, etc.

50 Esta posible realización preferida de la invención, enfocada a su utilización en el desarrollo y evaluación de habilidades en cirugía laparoscópica (figura nº 2) está constituida por una carcasa rectangular de material plástico (7). En su interior se localizan los componentes electrónicos, sensores y cableado, que se detallan a continuación. Y se cierra el dispositivo en su parte posterior con una plancha de material plástico (8).

En su parte frontal se encuentra el área de trabajo y en la parte trasera o base unos tacos antideslizantes (9). Atendiendo al área de trabajo, los ejercicios de coordinación y habilidad laparoscópica se realizan sobre una serie de cuencas (10) en la superficie del dispositivo electrónico. Cada una posee un pequeño orificio central (11) (donde están 60 integrados los sensores que contabilizan los aciertos y los fallos) así como un indicador luminoso (12) en la parte superior de cada cuenca el cual estará encendido o apagado en función del patrón de ejercicio a realizar. Los colores para estos indicadores son: verde para depositar objetos lisos y rojo para objetos rugosos. En este caso se han utilizado sensores de luminosidad (preferentemente mod. NSL19-MS51) y leds tricolor de 3 mm (preferentemente mod. L-93WEGW).

65 En el interior de esta área cuadrangular de trabajo están dispuestas dos estructuras más. La primera es un receptáculo elíptico, que sirve como surtidor de objetos (13) para los ejercicios. La otra estructura es la parte donde se realizan los ejercicios de centrado o triangulación del material laparoscópico en un punto común, denominada “diana”

ES 2 342 517 B1

(14). Ésta es una superficie plástica cilíndrica, en cuyo interior van localizados los sensores que detectan los aciertos y fallos. En este caso, se tratan de emisores (mod. OP165) y receptores (mod. OP505) láser. En su zona superior dispone también de un indicador luminoso (15) (mod. HLMP-1301), que adquiere el color rojo cuando las puntas del instrumental quirúrgico de ambas manos confluyen en el punto “diana”. Se utilizan además, los indicadores luminosos de la cuencas superiores para indicar aciertos parciales de la mano derecha e izquierda (15’ y 15’’).

En la parte superior, y por fuera de la zona cuadrangular anteriormente descrita, se sitúa la zona de control e información (16) que dispone de los controles para poder elegir el tipo de tarea deseada consistente en tres botones (mod. 3CSH9): dos de los cuales, se mueven por el menú - izquierda (18) y derecha (17)- y el botón de aceptación (19). Inmediatamente superior a los botones de control se encuentra el display de información (20) donde aparece el menú de selección de tareas, la información sobre el modo de realizarlas y también los tiempos y puntuaciones obtenidas al finalizar las mismas.

Este dispositivo electrónico, por sus prestaciones y componentes de fabricación, se conecta a la red eléctrica doméstica a través de un alimentador. Para ello posee conector de hembra PCB alimentación de, 2.1 mm (A) situado en uno de los frontales.

Anexo a este último existe otra conexión (21) para la modificación de los componentes internos del dispositivo (4).

El sistema interno de control (4) de esta posible realización preferida de la invención está basado en un microcontrolador. Dicho microcontrolador dispone de un conversor analógico digital con 8 entradas multiplexadas y 3 puertos de entrada/salida de 8 bits.

Funcionamiento de la diana para los ejercicios de precisión

Está formado por una cuenca con dos orificios transversales separados entre sí. Por cada orificio se coloca un emisor y receptor, formando un sistema de detección por corte del haz infrarrojo. El emisor está alimentado a través de una resistencia para obtener los 2,3 voltios en la alimentación, los receptores están amplificados en su salida mediante un amplificador operacional LM358D obteniendo la salida ajustada a la entrada del microcontrolador. Para este control utilizaremos dos de las entradas analógicas de las que dispone el microcontrolador.

Funcionamiento de los sensores de las cuencas

Se utiliza una fotorresistencia alimentada a través de una resistencia, de esta manera se obtiene una salida en voltaje proporcional a la cantidad de luz que incida sobre la foto-resistencia. Esta resistencia se calcula en base a la resistencia propia de la fotorresistencia, a la alimentación de entrada y a la tensión de salida del sistema.

Al no disponer de 20 entradas analógicas en el microcontrolador, se multiplican los sensores mediante 3 multiplexores analógicos modelo HEF4051BT. De esta forma mediante 3 señales de control comunes a los 3 multiplexores obtendremos las 20 salidas correspondientes a los sensores de las cuencas.

Funcionamiento de las luces indicadoras del tipo de ejercicio

Se utilizan leds tricolor modelo L-93WEGW. El control se hace mediante 6 salidas lógicas para los datos (luz verde), otros 6 para la luz roja y 4 salidas de control para seleccionar los cuatro cuadrantes del tablero (izquierdo, derecho, superior, inferior).

El control utilizado es la multiplexación en el tiempo. Cada cuadrante está controlado por un transistor BC817.

Los datos de los diversos ejercicios se almacenan en una memoria modelo 24LC16B almacenados en una estructura de datos específica.

Las funciones de tiempo están basadas en el integrado PCF8583P que contiene un reloj en tiempo real. Es necesario utilizar un cristal de cuarzo de 32.768 KHz.

La pantalla de cristal líquido modelo LCD03 con controlador I2C permite tener conectado en el mismo bus la memoria de datos y el reloj con sólo dos cables, uno para la señal SDA y la otra para los SCL.

La interfaz de comunicación externa (5) se materializa en esta posible realización preferida de la invención mediante la utilización un conector DB9 (A) y del protocolo RS-232C, para lograr dicha unión se necesita una interfaz que adapte los niveles TTL del microcontrolador a los niveles que dicta la norma RS-232C. El driver utilizado es el MAX202CPE que necesita de 5 condensadores para llevar a cabo su propósito.

Aplicación industrial

Este dispositivo puede ser aplicado en centros de entrenamiento en técnicas endoquirúrgicas, servicios de cirugía de hospitales y seminarios o cursos en entrenamiento de residentes y personal de enfermería.

ES 2 342 517 B1

REIVINDICACIONES

5 1. Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas en forma de tablero, **caracterizado** por constar de los siguientes componentes: área de trabajo (1), zona de control e información (2), sistema sensorial interno (3), sistema interno de control (4), interfaz de comunicación externa (5) y sistema de alimentación eléctrica (6), siendo:

- 10 - área de trabajo (1) compuesta por una carcasa exterior en material plástico (7) cerrada en su parte posterior con una plancha plástica (8) que contiene el material quirúrgico para el entrenamiento y comprende: un receptor elíptico como surtidor de objetos (13), una superficie cóncava cilíndrica o diana (14) y una serie de cuencas (10).
- 15 - zona de control e información (2): con interfaz de entrada/salida, pantalla de muestra de datos y controles para la selección de tareas y niveles de dificultad.
- 20 - sistema sensorial interno (3): compuesto de sensores de luminosidad, indicadores luminosos, emisores y receptores infrarrojos.
- 25 - sistema interno de control (4) del grupo de sensores compuesto por: microcontrolador y conversor analógico digital de entradas multiplexadas y puertos de entrada/salida, con multiplexores analógicos, memoria de almacenamiento de datos y reloj.
- Interfaz de comunicación externa (5): Con conector (21) que realiza la elección y programación de las tareas del dispositivo y la posterior recogida de los datos generados.
- Sistema de alimentación eléctrica (6) mediante alimentador dc.

30 2. Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas en forma de tablero, conforme a reivindicación primera **caracterizado** por contener en un área de trabajo (1), una diana o superficie cóncava (14) para el entrenamiento de la maniobra quirúrgica de centrado en un punto compuesta por una serie de sensores de detección de aciertos y una serie de indicadores luminosos (15, 15'' y 15') que notifican aciertos totales y parciales con la mano izquierda y derecha respectivamente.

35 3. Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas en forma de tablero, conforme a reivindicación primera **caracterizado** por contener en un área de trabajo (1) una serie de cuencas (10) con hendiduras en su fondo que albergan los sensores (11) para la detección de aciertos en el entrenamiento de la coordinación de maniobras quirúrgicas. Cada cuenca (10) posee un indicador luminoso (12) utilizado para informar del patrón del ejercicio.

40

45

50

55

60

65

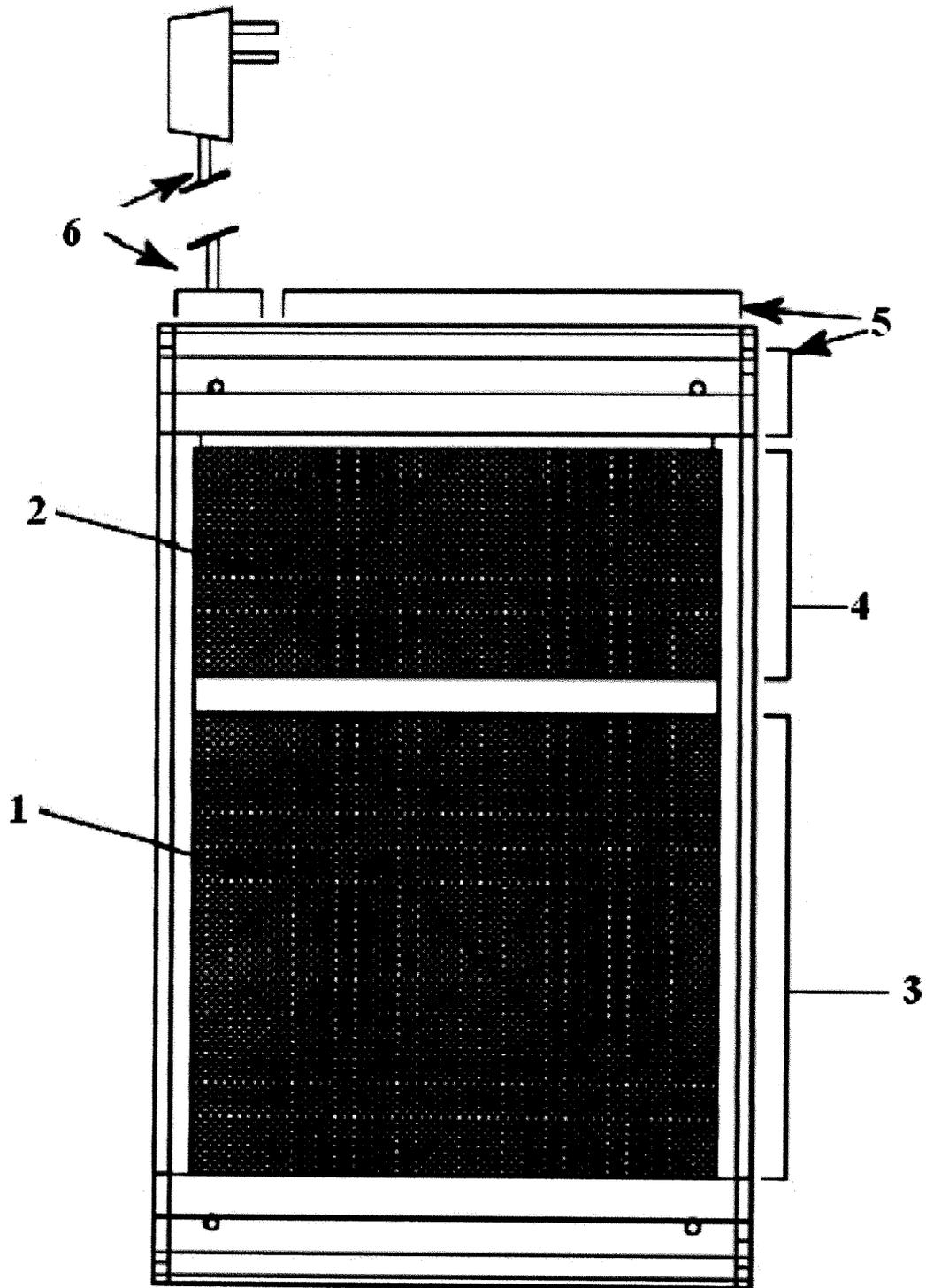


Figura nº 1

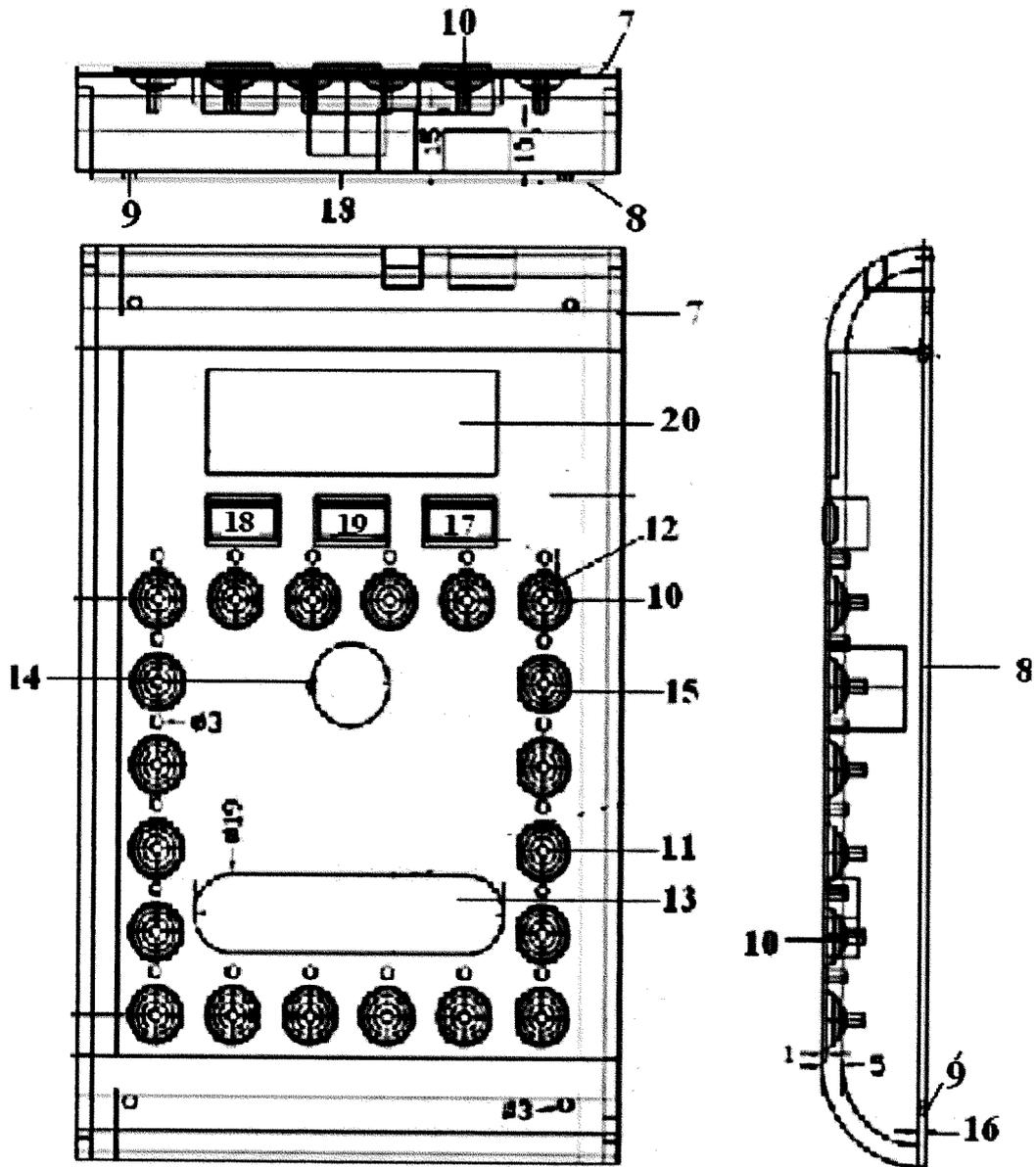


Figura nº 2

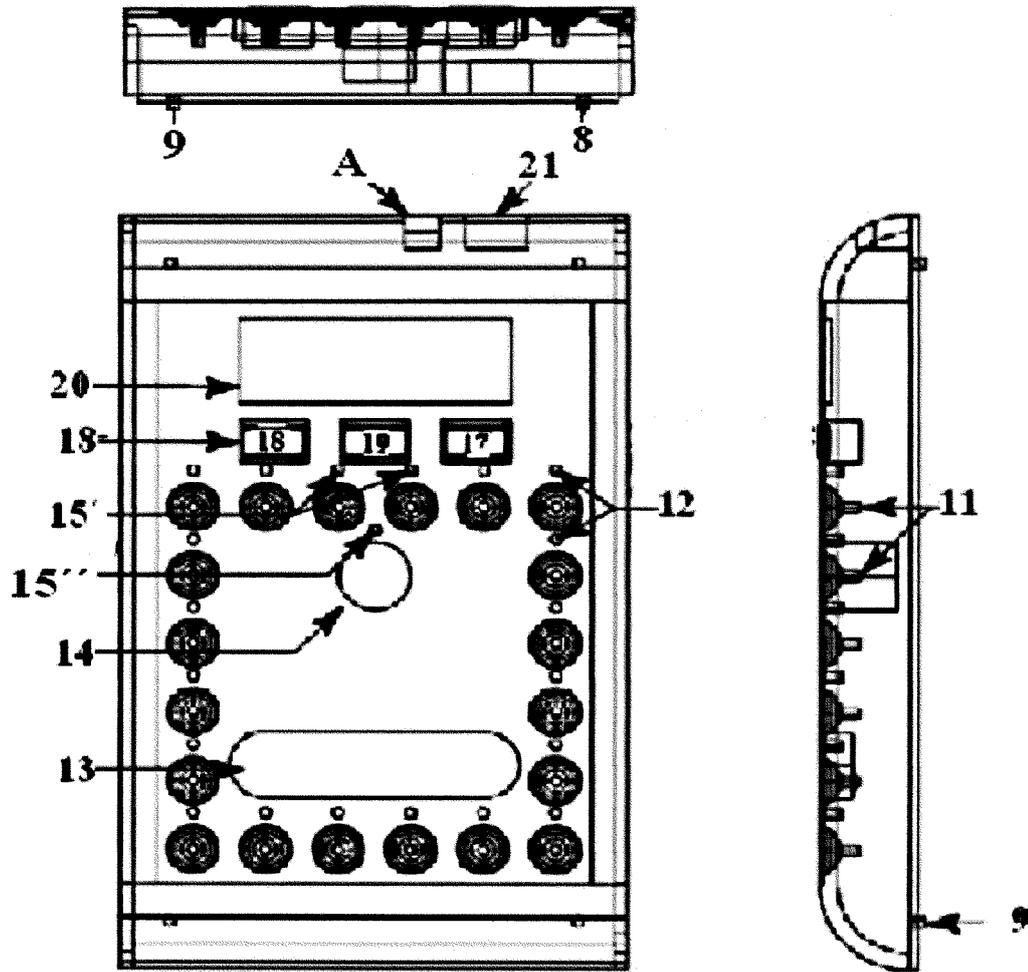


Figura n° 3

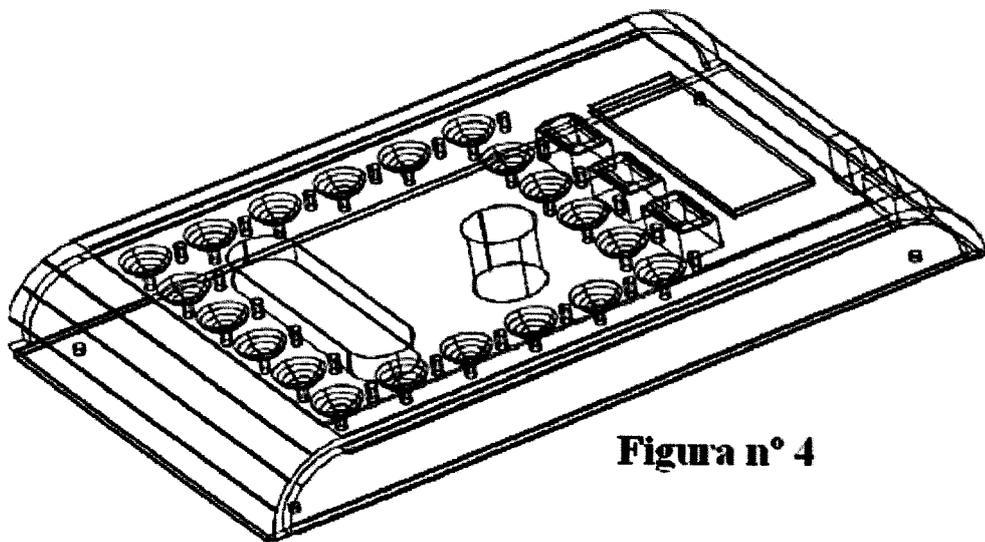


Figura n° 4



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 342 517

② Nº de solicitud: 200702659

③ Fecha de presentación de la solicitud: 09.10.2007

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: G09B 23/28 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	US 2007166682 A1 (YARIN et al.) 19.07.2007, párrafos 9, 10, 49, 56, 58, 59, 66, 70, 73-75, 78, 80, 84, 85, 90, 96, 106, 110; reivindicaciones; figuras.	1-3
A	JP 2006247247 A (ATLUS CO LTD) 21.09.2006	1
A	US 2005064378 A1 (TOLY et al.) 24.03.2005	1
A	US 2004033476 A1 (SHUN et al.) 19.02.2004	1

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

22.06.2010

Examinador

Mª C. González Vasserot

Página

1/1

.3 Hoja de Ruta

A continuación se muestra un resumen de las contribuciones científicas relacionadas con el presente trabajo, por orden de publicación. En la figura 1 se puede observar una línea temporal:

.3.1 Protecciones Industriales

- **Pagador JB**, Sánchez-Margallo F, Usón J, Lucas-Hernández M, Moyano JL, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF; Bustos P, Moreno J. Conjunto de accesorios universales para dispositivos de seguimiento de instrumentos. Solicitud N^o P201101176.
- Usón, J, Sánchez-Margallo, F, **Pagador, JB**, Sánchez-Hurtado, MA, Bustos, P, Mateos, J. Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas. Patente ES 2342517 B1.

.3.2 Publicaciones

1. Lamata P, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata F, Gayá F, **Pagador JB**, Usón J, Pozo F. A New Methodology to Characterize Sensory Interaction for Use in Laparoscopic Surgery Simulation. *Lecture Notes in Computer Science* 3078:177-184, 2004.
2. Sánchez-Margallo FM, Gómez-Aguilera EJ, **Pagador JB**, Monserrat-Aranda C, Pascual S, Raya MA, Pozo-Guerrero F, Usón-Gargallo J. Integración de la Tecnología de Simulación Quirúrgica en el Programa de Aprendizaje de Cirugía de Mínima Invasión. *Informática y Salud*. 47:9-14, 2004.
3. Lamata P, Gómez-Aguilera EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata-Hernández F, Gayá F, Rodríguez S, **Pagador JB**, Pascual S, Usón-Gargallo J, Pozo-Guerrero F. Estudios de Interacción Sensorial en Cirugía Laparoscópica para la Construcción de Simuladores de Realidad. *Informática y Salud*. 47, 2004.
4. Figueras Sola PJ, Rodríguez Bescós S, Lamata P, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Virtual reality thread simulation for laparoscopic suturing training. *Studies in Health Technology and Informatics*, 119:144-149. 2005
5. Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Enciso-Sanz S, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Construct and face validity of SINERGIA laparoscopic virtual reality simulator. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 10:307-322, 2010

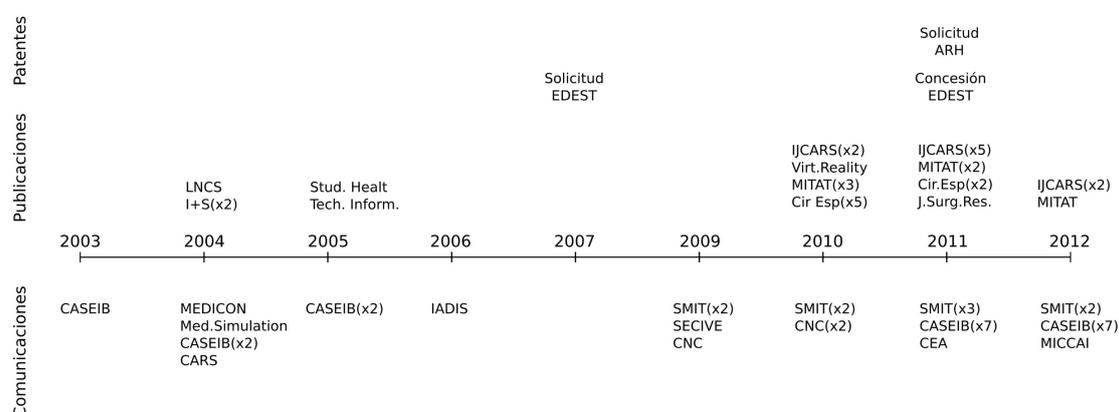


Figura 1: Cronograma con los resultados científicos obtenidos en el desarrollo de este trabajo.

6. Sánchez-Margallo FM, Lucas M, **Pagador JB**, Pérez-Duarte FJ, Sánchez-Margallo JA, Castelló F, Oltra A. Análisis epidemiológico de la cirugía laparoscópica en España: influencia del diseño ergonómico en el instrumental. *Cirugía Española* 88(Esp 2):60, 2010.
7. Sanchez-Peralta LF, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Noguera JF, Sánchez-González P, Gomez EJ. e-MIS: e-learning and multimedia contents for minimally invasive surgery. *Minimally invasive therapy & allied technologies*, 10:29, 2010.
8. Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Moyano JL, Noguera JF, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ. Nuevas tecnologías en cirugía de mínima invasión. Encuesta sobre e-learning y contenidos multimedia. *Cirugía Española* 88(Esp 2):88, 2010.
9. Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Estudios de validez de un dispositivo háptico de realidad aumentada (ARH) para la evaluación objetiva de la sutura laparoscópica intracorpórea. *Cirugía Española* 88(Esp 2):218, 2010.
10. Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Margallo JA, **Pagador JB**, Moyano JL, Moreno J, Usón J. Ergonomic Assessment of Hand Movements in Laparoscopic Surgery Using the CyberGlove. *Computational Biomechanics for Medicine*, 2010 Mar; 2:121-128.
11. Sánchez-Margallo FM, Lucas M, **Pagador JB**, Pérez-Duarte FJ, Sánchez-Margallo JA, Castelló P, Oltra A. Effects of the design of laparoscopic tool handle in ergonomic assessment of the upper limb. *Minimally invasive therapy & allied technologies*, 19(Supp1):28, 2010.

12. Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Margallo JA, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Usón J, Bustos P, Moreno J. Sistema de análisis de vídeo laparoscópico para la asistencia durante la formación en cirugía de mínima invasión. *Cirugía Española* 88(Esp 2):59, 2010.
13. Sanchez-Margallo JA, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Gomez-Aguilera E, Moreno J, Uson J. Development of a video-based system for assistance in laparoscopic surgical training. *Minimally invasive therapy & allied technologies*, 19(Supp1):26, 2010.
14. Oropesa I, Lamata P, Sánchez-González P, **Pagador JB**, García ME, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Virtual Reality Simulators for Objective Evaluation on Laparoscopic Surgery: Current Trends and Benefits. *Virtual Reality. InTech*, 2010.
15. Moyano Garcia-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF, Illana C, Valdivieso MF, Usón J. A proposal for laparoscopic cholecystectomy planning based on a simulated camera. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2010;5(Supp1):126.
16. Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Illana C, Valdivieso MF, Usón J. Sistema de navegación preoperatorio para la planificación de la colecistectomía laparoscópica. *Cirugía Española* 88(Esp 2):220, 2010.
17. Sánchez-Margallo JA, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Gomez EJ, Moreno J, Uson J. Video-based assistance system for training in minimally invasive surgery. *Minimally invasive therapy & allied technologies*, 2011 Jul;20(4):197-205. Epub 2010 Nov 24.
18. **Pagador JB**, Sánchez LF, Sánchez JA, Bustos P, Moreno J, Sánchez-Margallo FM. Augmented reality haptic (ARH): an approach of electromagnetic tracking in minimally invasive surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2011 Mar; 6(2):257-63, epub 2010.
19. **Pagador JB**, Uson J, Sánchez MA, Moyano JL, Moreno J, Bustos P, Mateos J, Sánchez-Margallo FM. Electronic device for endosurgical skills training (EDEST): study of reliability. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2011 May;6(3):367-74, epub 2010.
20. Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Bustos P, Moreno J. A laparoscopic hybrid simulator for skills assessment and augmented reality surgical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2011; 6(S1):263-264.

21. Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Enciso S, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Validation of SINERGIA as training tool: a randomized study to test the transfer of acquired basic psychomotor skills to LapMentor. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2011 Nov;6(6):839-46. 2011 Apr 17. [Epub ahead of print]
22. Oropesa I, Sánchez-González P, Lamata P, Chmarra MK, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Methods and tools for objective assessment of psychomotor skills in laparoscopic surgery. *Journal of Surgical Research*, 2011; 115(1):81-95.
23. Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Sánchez-González P, Noguera-Aguilar P, Sánchez-Margallo FM, Pérez-Duarte FJ. e-MIS Contents: Multimedia Contents for e-Learning Environments in Minimally Invasive Surgery. *International Journal of Computer Applications*, 2011; 2:31-35.
24. **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Moyano-Cuevas JL, Enciso-Sanz S, Usón-Gargallo J, Moreno J. Decomposition and analysis of laparoscopic suturing task using tool-motion analysis (TMA): improving the objective assessment. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2012; 7(2):305-13.
25. Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Enciso S, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Learning curves of basic laparoscopic psychomotor skills in SINERGIA VR simulator. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2012 Apr 11. [Epub ahead of print]
26. Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Pagador JB, Oropesa I, Lucas M, Gómez EJ, Moreno J. Technical evaluation of a third generation optical pose tracker for motion analysis and image-guided surgery. *Lecture Notes for Computer Science*, 2012

.3.3 Comunicaciones

1. Lamata P, **Pagador JB**, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Pascual S, del Pozo F, Usón J. Análisis de procedimientos básicos quirúrgicos para simuladores virtuales de cirugía mínimamente invasiva. XXI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2003). Mérida. Pp. 319-321, Noviembre, 2003.
2. Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata P, Gayá F, Rodríguez S, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. Defining the Degree of Realism in Laparoscopic Virtual Simulation. *Proc. of the Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering (MEDICON) 2004*. Nápoles (Italia), Julio 2004.

3. Lamata P, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata F, Gayá F, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. A new methodology to characterize sensory interaction for use in laparoscopic surgery simulation. S. Cotin y D. Metaxa, eds.: Medical Simulation, Lecture Notes in Computer Science ,vol. 3078, Springer-Verlag, p. 177-184, Junio, 2004.
4. Lamata P, Gómez, EJ, Sánchez FM, Lamata F, Gayá F, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. Analysis of tissue consistency perception for laparoscopic simulator design. Lemke, H. et al, Ed.: Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS´04, Volume 1268 of International Congress Series, Elsevier Science, p. 401-406. Junio, 2004.
5. Lamata P, Gómez EJ, Sánchez FM, Lamata F, Gayá F, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. Detección de colisiones en simulación laparoscópica. Proc. XXII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2004). Santiago de Compostela. noviembre 2004.
6. Antolín M, Lamata P, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, del Pozo F, Usón J. Sistema de adquisición de fuerzas para la caracterización de la interacción táctil en cirugía laparoscópica. Proc. XXII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2004) pp. 85-88, Santiago de Compostela, Noviembre, 2004.
7. Lamata P, Oltra A, Lamata F, Antolín M, **Pagador JB**, Atienza C, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Diseños experimentales para el modelado de la percepción táctil laparoscópica. XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 05). Madrid, noviembre 2005.
8. Red temática de investigación cooperativa. SINERGIA: simulador de realidad virtual para formación en cirugía laparoscópica. XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 05). Madrid, noviembre 2005.
9. **Pagador JB**, Sánchez FM, Rodríguez S, Masero V, Usón J. Computer Programming of Laparoscopic Surgical Workstation (LSW) for Laparoscopic Surgical Simulation. Proc. of IADIS International Conference Applied Computing 2006. San Sebastián, febrero 2006 (ISBN: 972-8924-09-7).
10. Sanchez-Margallo FM, Enciso S, Díaz-Güemes I, Moreno B, **Pagador JB**, Usón J. Empleo de la simulación virtual para la evaluación de habilidades quirúrgicas en cirugía laparoscópica. XVII Congreso Internacional de la Sociedad Española de Cirugía Veterinaria. Cáceres, 2009.

11. Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Hurtado MA, Pérez FJ, **Pagador JB**, Mateos J, Bustos P, Díaz-Güemes I, Moyano JL, Correa L, Usón J. Dispositivo Electrónico para el Entrenamiento de Técnicas Endoquirúrgicas (DEETE)[®]: validación clínica subjetiva. XVII Congreso Nacional de Cirugía. Las Palmas de Gran Canaria, 2009.
12. Sánchez-Hurtado MA, Pérez FJ, **Pagador JB**, Mateos J, Bustos P, Usón J, Sánchez-Margallo FM. Electronic device for endosurgical skills training (edest)[®]: subjective clinical validation. 21st International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Sinaia (Rumanía), 2009.
13. Sanchez-Peralta LF, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Noguera JF, Sánchez-González P, Gomez EJ. e-MIS: e-learning and multimedia contents for minimally invasive surgery. 22nd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Trondheim (Norway), Septiembre 2010.
14. Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Noguera JF, Sánchez P, Gómez EJ. Nuevas tecnologías en cirugía de mínima invasión. Encuesta sobre e-learning y contenidos multimedia. XVIII Congreso Nacional de Cirugía. Madrid, noviembre 2010.
15. Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Estudios de validez de un dispositivo háptico de realidad aumentada (ARH) para la evaluación objetiva de la sutura laparoscópica intracorpórea. XXVIII Congreso Nacional de Cirugía. Madrid, noviembre 2010.
16. **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Objective assessment of basic laparoscopic skills using automatic video-based technique. 22nd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Trondheim (Norway), septiembre 2010.
17. Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Estudios de validez de un dispositivo háptico de realidad aumentada (ARH) para la evaluación objetiva de la sutura laparoscópica intracorpórea. XVIII Congreso Nacional de Cirugía. Madrid, noviembre 2010.
18. Lucas-Hernández M, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Margallo JA, Pérez-Duarte FJ, Castelló P, Oltra A, **Pagador JB**. A new handle design for minimally invasive surgery. 23rd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Tel Aviv (Israel), septiembre 2011.

19. Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Enciso-Sanz S, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Basic laparoscopic skills acquisition with Sinergia laparoscopic virtual reality simulator. 23rd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Tel Aviv (Israel), septiembre 2011.
20. Franco J, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas1 JL, Sánchez-Peralta LF, Moreno del Pozo J, Bustos P, Pérez JI, Hernandez E, Leal R, Sánchez-Margallo FM. Evaluation of the usefulness of a low cost haptic device for computer assisted minimally invasive surgery. 23rd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Tel Aviv (Israel), septiembre 2011.
21. Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Usón J, **Pagador JB**, Moreno J. Sistemas basados en vídeo para la evaluación automática y objetiva de las habilidades técnicas laparoscópicas. XXXII Jornadas de Automática, Sevilla, 2011.
22. Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Usón J, Sánchez-González P, Oropesa I, Gómez-Aguilera EJ, Moreno J. Sistema de seguimiento de instrumental laparoscópico basado en marcas artificiales: pruebas iniciales. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
23. Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Usón J, Bustos P, Moreno J. Diseño de herramientas de seguimiento de instrumental laparoscópico basadas en vídeo para la evaluación de las habilidades quirúrgicas. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
24. Lucas-Hernández M, Alonso FJ, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Pérez-Duarte FJ, Sánchez-Margallo JA, González A, Rodríguez D, García L. Estudio de la interacción mano-instrumental ergonómico de cirugía laparoscópica mediante herramientas CAE. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
25. Repilado-Regodón JM, **Pagador JB**, Lucas-Hernández M, Sánchez-Margallo FM, Moreno J. Análisis de la Wii Balance Board para su uso como plataforma de fuerza en estudios ergonómicos durante procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
26. González A, Rodríguez D, García L, Lucas-Hernández M, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**. Diseño de un mango para instrumental de cirugía laparoscópica mediante CAD avanzado y técnicas de prototipado rápido. Proc.

XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.

27. Lucas-Hernández M, González A, Sánchez-Margallo FM, Rodríguez D, **Pagador JB**, Castelló P, García L. Recomendaciones de uso y diseño de instrumental laparoscópico. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
28. Enciso S, Díaz-Güemes I, Sánchez-Peralta LF, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM. Comparación de la simulación física y virtual para el desarrollo de la coordinación entre manos en cirugía laparoscópica. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
29. Ortega-Morán JF, **Pagador JB**, Gómez-Aguilera EJ, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-González P, Noguera-Aguilar JF, Burgos D, Sánchez-Margallo FM. Comparative study of the usability of the new e-MIS platform Telma for different levels of surgical experience. 24th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Barcelona (España), 2012.
30. Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, Dopido I, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF, Plaza A. Supervised learning based on support vector machine to segment the liver in MRI. 24th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Barcelona (España), 2012.
31. Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Oropesa I, Gómez-Aguilera EJ, Moreno J. Validación constructiva de un sistema de seguimiento óptico de instrumental laparoscópico para la evaluación de destrezas motoras. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
32. Ortega-Morán JF, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-González P, Oropesa I, Noguera-Aguilar JF, Sánchez-Margallo FM. Adaptación de la usabilidad del entorno de formación TELMA a las necesidades de los cirujanos expertos. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
33. Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM. Validación subjetiva de la compresión de vídeos quirúrgicos en SD y HD: aplicación a e-Learning. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.

34. Lucas-Hernández M, Matos-Azevedo AM, Pérez-Duarte FJ, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM. Entrenamiento en cirugía laparoscópica: el uso de instrumental en la actividad muscular del cirujano. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
35. **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Moreno J. Estudio sobre la distorsión estática producida por el instrumental laparoscópico en el dispositivo ARH. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
36. Repilado-Regodón JM, **Pagador JB**, Lucas-Hernández M, Moreno J, Sánchez-Margallo FM. Estudio de la clasificación de las pisadas según zonas de máxima presión plantar con fines ergonómicos usando un sistema con dos Wii Balance Boards. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
37. Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, Dopido I, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF, Plaza A. Aplicación de la SVM para la segmentación del hígado en MRI. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
38. Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Oropesa I, Lucas M, Gómez EJ, Moreno J. Technical evaluation of a third generation optical pose tracker for motion analysis and image-guided surgery. MICCAI 2012 Workshop on CLinical Image-based Procedures: From Planning to Intervention, Niza (Francia) 2012.

.3.4 Relación con capítulos

A continuación se ordenan los resultados obtenidos según el capítulo con el que tengan relación.

Capítulo 2.1 Necesidades formativas en CMI:

- Lamata P, **Pagador JB**, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Pascual S, del Pozo F, Usón J. Análisis de procedimientos básicos quirúrgicos para simuladores virtuales de cirugía mínimamente invasiva. XXI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2003). Mérida. Pp. 319-321, Noviembre, 2003.

- Lamata P, Gómez-Aguilera EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata-Hernández F, Gayá F, Rodríguez S, **Pagador JB**, Pascual S, Usón-Gargallo J, Pozo-Guerrero F. Estudios de Interacción Sensorial en Cirugía Laparoscópica para la Construcción de Simuladores de Realidad. *Informática y Salud*. 47, 2004.
- Sánchez-Margallo FM, Gómez-Aguilera EJ, **Pagador JB**, Monserrat-Aranda C, Pascual S, Raya MA, Pozo-Guerrero F, Usón-Gargallo J. Integración de la Tecnología de Simulación Quirúrgica en el Programa de Aprendizaje de Cirugía de Mínima Invasión. *Informática y Salud*. 47:9-14, 2004.
- Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata P, Gayá F, Rodríguez S, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. Defining the Degree of Realism in Laparoscopic Virtual Simulation. *Proc. of the Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering (MEDICON) 2004*. Nápoles (Italia), Julio 2004.
- Lamata P, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata F, Gayá F, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. A new methodology to characterize sensory interaction for use in laparoscopic surgery simulation. S. Cotin y D. Metaxa, eds.: *Medical Simulation, Lecture Notes in Computer Science*, vol. 3078, Springer-Verlag, p. 177-184, Junio, 2004.
- Lamata P, Gómez, EJ, Sánchez FM, Lamata F, Gayá F, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. Analysis of tissue consistency perception for laparoscopic simulator design. Lemke, H. et al, Ed.: *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'04, Volume 1268 of International Congress Series*, Elsevier Science, p. 401-406. Junio, 2004.
- Lamata P, Oltra A, Lamata F, Antolín M, **Pagador JB**, Atienza C, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Diseños experimentales para el modelado de la percepción táctil laparoscópica. XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 05). Madrid, noviembre 2005.
- Red temática de investigación cooperativa. SINERGIA: simulador de realidad virtual para formación en cirugía laparoscópica. XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 05). Madrid, noviembre 2005.
- Sánchez-Margallo FM, Lucas M, **Pagador JB**, Pérez-Duarte FJ, Sánchez-Margallo JA, Castelló F, Oltra A. Análisis epidemiológico de la cirugía laparoscópica en España: influencia del diseño ergonómico en el instrumental. *Cirugía Española* 88(Esp 2):60, 2010.
- Sánchez-Margallo FM, Lucas M, **Pagador JB**, Pérez-Duarte FJ, Sánchez-Margallo JA, Castelló P, Oltra A. Effects of the design of laparoscopic tool

handle in ergonomic assessment of the upper limb. *Minimally invasive therapy & allied technologies*, 19(Supp1):28, 2010.

- Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Margallo JA, **Pagador JB**, Moyano JL, Moreno J, Usón J. Ergonomic Assessment of Hand Movements in Laparoscopic Surgery Using the CyberGlove. *Computational Biomechanics for Medicine*, 2010 Mar; 2:121-128.
- Oropesa I, Sánchez-González P, Lamata P, Chmarra MK, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Methods and tools for objective assessment of psychomotor skills in laparoscopic surgery. *Journal of Surgical Research*, 2011; 115(1):81-95.
- Lucas-Hernández M, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Margallo JA, Pérez-Duarte FJ, Castelló P, Oltra A, **Pagador JB**. A new handle design for minimally invasive surgery. 23rd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Tel Aviv (Israel), septiembre 2011.
- Lucas-Hernández M, Alonso FJ, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Pérez-Duarte FJ, Sánchez-Margallo JA, González A, Rodríguez D, García L. Estudio de la interacción mano-instrumental ergonómico de cirugía laparoscópica mediante herramientas CAE. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
- Repilado-Regodón JM, **Pagador JB**, Lucas-Hernández M, Sánchez-Margallo FM, Moreno J. Análisis de la Wii Balance Board para su uso como plataforma de fuerza en estudios ergonómicos durante procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
- González A, Rodríguez D, García L, Lucas-Hernández M, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**. Diseño de un mango para instrumental de cirugía laparoscópica mediante CAD avanzado y técnicas de prototipado rápido. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
- Lucas-Hernández M, González A, Sánchez-Margallo FM, Rodríguez D, **Pagador JB**, Castelló P, García L. Recomendaciones de uso y diseño de instrumental laparoscópico. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
- Enciso S, Díaz-Güemes I, Sánchez-Peralta LF, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM. Comparación de la simulación física y virtual para el desarrollo de la coordinación entre manos en cirugía laparoscópica. Proc. XXIX

Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.

- Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM. Validación subjetiva de la compresión de vídeos quirúrgicos en SD y HD: aplicación a e-Learning. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
- Lucas-Hernández M, Matos-Azevedo AM, Pérez-Duarte FJ, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM. Entrenamiento en cirugía laparoscópica: el uso de instrumental en la actividad muscular del cirujano. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
- Repilado-Regodón JM, **Pagador JB**, Lucas-Hernández M, Moreno J, Sánchez-Margallo FM. Estudio de la clasificación de las pisadas según zonas de máxima presión plantar con fines ergonómicos usando un sistema con dos Wii Balance Boards. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.

Capítulo 2.2 Avances tecnológicos para formación en CMI:

- Lamata P, Gómez EJ, Sánchez FM, Lamata F, Gayá F, **Pagador JB**, Usón J, del Pozo F. Detección de colisiones en simulación laparoscópica. Proc. XXII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2004). Santiago de Compostela. noviembre 2004.
- Antolín M, Lamata P, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, del Pozo F, Usón J. Sistema de adquisición de fuerzas para la caracterización de la interacción táctil en cirugía laparoscópica. Proc. XXII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2004) pp. 85-88, Santiago de Compostela, Noviembre, 2004.
- Figueras Sola PJ, Rodríguez Bescós S, Lamata P, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Virtual reality thread simulation for laparoscopic suturing training. *Studies in Health Technology and Informatics*, 119:144-149. 2005
- **Pagador JB**, Sánchez FM, Rodríguez S, Masero V, Usón J. Computer Programming of Laparoscopic Surgical Workstation (LSW) for Laparoscopic Surgical Simulation. Proc. of IADIS International Conference Applied Computing 2006. San Sebastián, febrero 2006 (ISBN: 972-8924-09-7).

- Sanchez-Margallo FM, Enciso S, Díaz-Güemes I, Moreno B, **Pagador JB**, Uson J. Empleo de la simulación virtual para la evaluación de habilidades quirúrgicas en cirugía laparoscópica. XVII Congreso Internacional de la Sociedad Española de Cirugía Veterinaria. Cáceres, 2009.
- Sanchez-Peralta LF, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Noguera JF, Sánchez-González P, Gomez EJ. e-MIS: e-learning and multimedia contents for minimally invasive surgery. 22nd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Trondheim (Norway), Septiembre 2010.
- Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Noguera JF, Sánchez P, Gómez EJ. Nuevas tecnologías en cirugía de mínima invasión. Encuesta sobre e-learning y contenidos multimedia. XVIII Congreso Nacional de Cirugía. Madrid, noviembre 2010.
- Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Illana C, Valdivieso MF, Usón J. Sistema de navegación preoperatorio para la planificación de la colecistectomía laparoscópica. *Cirugía Española* 88(Esp 2):220, 2010.
- Sanchez-Peralta LF, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Noguera JF, Sánchez-González P, Gomez EJ. e-MIS: e-learning and multimedia contents for minimally invasive surgery. *Minimally invasive therapy & allied technologies*, 10:29, 2010.
- Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Moyano JL, Noguera JF, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ. Nuevas tecnologías en cirugía de mínima invasión. Encuesta sobre e-learning y contenidos multimedia. *Cirugía Española* 88(Esp 2):88, 2010.
- Oropesa I, Lamata P, Sánchez-González P, **Pagador JB**, García ME, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Virtual Reality Simulators for Objective Evaluation on Laparoscopic Surgery: Current Trends and Benefits, pages 361-387. *Virtual Reality. InTech*, 2010.
- Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Enciso-Sanz S, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Construct and face validity of SINERGIA laparoscopic virtual reality simulator. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 10:307-322, 2010
- Moyano Garcia-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF, Illana C, Valdivieso MF, Usón J. A proposal for laparoscopic cholecystectomy planning based on a simulated camera. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2010;5(Supp1):126.

- Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Sánchez-González P, Noguera-Aguilar P, Sánchez-Margallo FM, Pérez-Duarte FJ. e-MIS Contents: Multimedia Contents for e-Learning Environments in Minimally Invasive Surgery. *International Journal of Computer Applications*, 2011; 2:31-35.
- Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Bustos P, Moreno J. A laparoscopic hybrid simulator for skills assessment and augmented reality surgical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2011; 6(S1):263-264.
- Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, **Pagador JB**, Enciso S, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Validation of SINERGIA as training tool: a randomized study to test the transfer of acquired basic psychomotor skills to LapMentor. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2011 Nov;6(6):839-46. 2011 Apr 17. [Epub ahead of print]
- Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Enciso-Sanz S, Sánchez-González P, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Basic laparoscopic skills acquisition with Sinergia laparoscopic virtual reality simulator. 23rd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Tel Aviv (Israel), septiembre 2011.
- Franco J, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas1 JL, Sánchez-Peralta LF, Moreno del Pozo J, Bustos P, Pérez JI, Hernandez E, Leal R, Sánchez-Margallo FM. Evaluation of the usefulness of a low cost haptic device for computer assisted minimally invasive surgery. 23rd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Tel Aviv (Israel), septiembre 2011.
- Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Usón J, Sánchez-González P, Oropesa I, Gómez-Aguilera EJ, Moreno J. Sistema de seguimiento de instrumental laparoscópico basado en marcas artificiales: pruebas iniciales. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
- Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Usón J, Bustos P, Moreno J. Diseño de herramientas de seguimiento de instrumental laparoscópico basadas en vídeo para la evaluación de las habilidades quirúrgicas. Proc. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011), Cáceres, Noviembre, 2011.
- Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Usón J, **Pagador JB**, Moreno J. Sistemas basados en vídeo para la evaluación automática y objetiva de las habilidades técnicas laparoscópicas. XXXII Jornadas de Automática, Sevilla, 2011.

- Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, Dopido I, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF, Plaza A. Aplicación de la SVM para la segmentación del hígado en MRI. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
- Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Oropesa I, Lucas M, Gómez EJ, Moreno J. Technical evaluation of a third generation optical pose tracker for motion analysis and image-guided surgery. MICCAI 2012 Workshop on CLinical Image-based Procedures: From Planning to Intervention, Niza (Francia) 2012.
- Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo FM, Moyano-Cuevas JL, **Pagador JB**, Enciso S, Gómez-Aguilera EJ, Usón-Gargallo J. Learning curves of basic laparoscopic psychomotor skills in SINERGIA VR simulator. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2012 Apr 11. [Epub ahead of print]
- Ortega-Morán JF, **Pagador JB**, Gómez-Aguilera EJ, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-González P, Noguera-Aguilar JF, Burgos D, Sánchez-Margallo FM. Comparative study of the usability of the new e-MIS platform Telma for different levels of surgical experience. 24th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Barcelona (España), 2012.
- Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo FM, Dopido I, **Pagador JB**, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF, Plaza A. Supervised learning based on support vector machine to segment the liver in MRI. 24th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Barcelona (España), 2012.
- Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Oropesa I, Gómez-Aguilera EJ, Moreno J. Validación constructiva de un sistema de seguimiento óptico de instrumental laparoscópico para la evaluación de destrezas motoras. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
- Ortega-Morán JF, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-González P, Oropesa I, Noguera-Aguilar JF, Sánchez-Margallo FM. Adaptación de la usabilidad del entorno de formación TELMA a las necesidades de los cirujanos expertos. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.
- Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Pagador JB, Oropesa I, Lucas M, Gómez EJ, Moreno J. Technical evaluation of a third generation optical

pose tracker for motion analysis and image-guided surgery. Lecture Notes for Computer Science, 2012

Capítulo 5.1 Augmented Reality Haptic (ARH):

- **Pagador JB**, Sánchez-Margallo F, Usón J, Lucas-Hernández M, Moyano JL, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Peralta LF; Bustos P, Moreno J. Conjunto de accesorios universales para dispositivos de seguimiento de instrumentos. Solicitud N^o P201101176.
- **Pagador JB**, Sánchez LF, Sánchez JA, Bustos P, Moreno J, Sánchez-Margallo FM. Augmented reality haptic (ARH): an approach of electromagnetic tracking in minimally invasive surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2011 Mar; 6(2):257-63, epub 2010.
- Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Estudios de validez de un dispositivo háptico de realidad aumentada (ARH) para la evaluación objetiva de la sutura laparoscópica intracorpórea. *Cirugía Española* 88(Esp 2):218, 2010.
- Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Estudios de validez de un dispositivo háptico de realidad aumentada (ARH) para la evaluación objetiva de la sutura laparoscópica intracorpórea. XXVIII Congreso Nacional de Cirugía. Madrid, noviembre 2010.
- **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Moyano-Cuevas JL, Enciso-Sanz S, Usón-Gargallo J, Moreno J. Decomposition and analysis of laparoscopic suturing task using tool-motion analysis (TMA): improving the objective assessment. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2012; 7(2):305-13.
- **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Moyano-Cuevas JL, Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Moreno J. Estudio sobre la distorsión estática producida por el instrumental laparoscópico en el dispositivo ARH. Proc. XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), San Sebastian, Noviembre, 2012.

Capítulo 5.2 Electronic Device for Endosurgical Skills Training (EDEST):

- Usón, J, Sánchez-Margallo, F, **Pagador**, JB, Sánchez-Hurtado, MA, Bustos, P, Mateos, J. Dispositivo electrónico para el entrenamiento de técnicas endoquirúrgicas. Patente ES 2342517 B1.

- Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Hurtado MA, Pérez FJ, **Pagador JB**, Mateos J, Bustos P, Díaz-Güemes I, Moyano JL, Correa L, Usón J. Dispositivo Electrónico para el Entrenamiento de Técnicas Endoquirúrgicas (DEETE)[®]: validación clínica subjetiva. XVII Congreso Nacional de Cirugía. Las Palmas de Gran Canaria, 2009.
- Sánchez-Hurtado MA, Pérez FJ, **Pagador JB**, Mateos J, Bustos P, Usón J, Sánchez-Margallo FM. Electronic device for endosurgical skills training (edest)[®]: subjective clinical validation. 21st International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Sinaia (Rumanía), 2009.
- **Pagador JB**, Uson J, Sánchez MA, Moyano JL, Moreno J, Bustos P, Mateos J, Sánchez-Margallo FM. Electronic device for endosurgical skills training (EDEST): study of reliability. Int J Comput Assist Radiol Surg, 2011 May;6(3):367-74, epub 2010.

Capítulo 5.3 Video-based Laparoscopic Assessment (VidLA):

- Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Margallo JA, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Usón J, Bustos P, Moreno J. Sistema de análisis de vídeo laparoscópico para la asistencia durante la formación en cirugía de mínima invasión. Cirugía Española 88(Esp 2):59, 2010.
- Sanchez-Margallo JA, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Gomez-Aguilera E, Moreno J, Uson J. Development of a video-based system for assistance in laparoscopic surgical training. Minimally invasive therapy & allied technologies, 19(Supp1):26, 2010.
- Sanchez-Margallo JA, Sanchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Moyano-Cuevas JL, Gomez EJ, Moreno J, Uson J. Video-based assistance system for training in minimally invasive surgery. Minimally invasive therapy & allied technologies, 2011 Jul;20(4):197-205. Epub 2010 Nov 24.
- **Pagador JB**, Sánchez-Margallo FM, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Objective assessment of basic laparoscopic skills using automatic video-based technique. 22nd International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT). Trondheim (Norway), septiembre 2010.
- Sánchez-Margallo FM, **Pagador JB**, Sánchez-Peralta LF, Sánchez-Margallo JA, Enciso S, Moreno J. Estudios de validez de un dispositivo háptico de realidad aumentada (ARH) para la evaluación objetiva de la sutura laparoscópica intracorpórea. XVIII Congreso Nacional de Cirugía. Madrid, noviembre 2010.