

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

PROGRAMA DE DOCTORADO EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES Y DE
TELECOMUNICACIÓN



Tesis doctoral

**ESTRATEGIAS DE COLABORACIÓN ENTRE ROBOTS
QUIRÚRGICOS Y CIRUJANOS ANTE LA DETECCIÓN Y
RESOLUCIÓN DE SITUACIONES DE EMERGENCIA**



Autor: Álvaro García Martínez

Director: José María Sabater Navarro

Septiembre 2017



El doctor José María Sabater Navarro, Catedrático de Universidad adscrito al departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Miguel Hernández, hace constar:

QUE

Es el director de la tesis titulada “Estrategias de colaboración entre robots quirúrgicos y cirujanos ante la detección y resolución de situaciones de emergencia”, realizada por D. Álvaro García Martínez, el cual ha alcanzado los objetivos de investigación propuestos para la completa elaboración de la tesis e índices de calidad requeridos para la finalización de la tesis, por lo que se encuentra en disposición de la defensa de la misma ante el Tribunal Examinador.

Elche, 15 de marzo de 2018

Fdo. José María Sabater Navarro



El doctor Óscar Reinoso García, Catedrático de Universidad adscrito al departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Miguel Hernández y coordinador del programa de doctorado de Tecnologías Industriales y de Telecomunicación, hace constar:

QUE

La tesis titulada “Estrategias de colaboración entre robots quirúrgicos y cirujanos ante la detección y resolución de situaciones de emergencia”, realizada por D. Álvaro García Martínez, ha alcanzado los objetivos de investigación propuestos para la completa elaboración de la tesis e índices de calidad requeridos para la finalización de la tesis, por lo que se encuentra en disposición de la defensa de la misma ante el Tribunal Examinador.

Elche, 15 de marzo de 2018

Fdo. Óscar Reinoso García

Agradecimientos

Dado que obviamente todo el trabajo presentado en este documento no podría haberlo llevado a cabo yo solo, me gustaría primeramente agradecer a todos aquellos que han colaborado en algún momento en mi formación académica y personal, ya sean compañeros de clase, profesores o trabajadores de la universidad.

Respecto a la creación de esta tesis doctoral, quisiera expresar mi gratitud a todos mis compañeros y compañeras de laboratorio por todo el apoyo tanto técnico como moral que me han brindado durante este periodo. Especialmente quisiera agradecer a Javier Badesa, por nuestras largas horas en la carretera en las que me ofrecía su consejo para introducirme en el mundo de la investigación; y a M^a Dolores Grima, por todos los consejos y el apoyo que me ha brindado en la última etapa de este viaje.

De la comunidad académica quisiera hacer constar mi especial agradecimiento a mi director de tesis, José María Sabater, por sus acertados consejos y comentarios, por la confianza puesta en mí y la oportunidad que me ofreció para poder realizar esta tesis, además del tiempo que ha empleado en tratar de convertirme en un buen científico. Aunque no ha participado de forma oficial en la consecución de esta tesis, también merece mis agradecimientos Eduardo Fernández, que me abrió las puertas de su laboratorio y me ofreció su ayuda siempre que se la solicité.

A mi familia, por apoyarme y animarme durante todo este tiempo, por su paciencia demostrada a lo largo de estos años y porque sin ellos nunca jamás hubiera sido capaz de llegar tan lejos.

Y a Patri, por todo el apoyo mostrado día a día, por aguantarme todos estos años, comprender lo que supone realizar una tesis doctoral, demostrarme su paciencia y cariño en los momentos difíciles y hacerme sentir afortunado a cada paso del camino.

Abstract

The practice of minimally invasive surgery, wide spread nowadays, offer a series of general advantages related with the technique and applicable to almost any intervention. In general, all procedures meet the objectives of reducing morbidity postoperative and lowering of the physiologic response to the surgical aggression. The expansion of these techniques has been limited by several factors: the lack of surgical equips specializing on these techniques, the additional resources required by operating rooms prepared for laparoscopic surgery and the persistence of iatrogenic injuries despite the technological advances and the improvement of the training centres. Those injuries often remain undetected due to the visual limitations inherent to these techniques, situation that doesn't usually occur during laparotomy. Through this doctoral thesis several systems and devices have been proposed with which it is intended to offer a solution to these problems.

One of the first proposal of this thesis consist in a series of mini camera robots models magnetically attached to the abdominal wall of the patient, so it have the advantage of not occupying an entry port nor have their position limited by the entry point. To fulfill the magnetic anchorage, an exterior device was designed to position the inner device and to allow a rapid manipulation by a robotic arm. To control the orientation of the camera two models was proposed, first one consist of a hollow inner cam that allows to be manipulated through the exterior device. The second model has a mini stepper motor to reach the desired orientation.

Also, a series of computer vision algorithms were developed, aimed to avoid or help to solve a possible complication or emergency situation. The first algorithm proposed was designed with the objective of locate and track the position of the surgical gauzes used during the surgical intervention, which are sometimes left forgotten inside the patient given the difficulty of recognizing them once they have been soaked with blood. The second algorithm developed has the purpose of detecting haemorrhages that could be left undetected by the surgical team, marking the moment when such complication occur and the position of the poured blood.

Finally, the proposed system's performance was tested. For the in vitro experiments developed in the laboratory, the mini camera robots, independent lights, the bleeding detector algorithm and a gaze tracker were used. Were tested the influence of the system over the hand-eye coordination, the response time when a complication occurs and others factors, obtaining satisfactory results that may prove the usefulness of the systems proposed during this thesis to be used in an operating room during a real surgical intervention.

Resumen

La práctica de la cirugía mínimamente invasiva, tan extendida hoy en día, presenta una serie de ventajas generales relacionadas con la técnica y aplicables a casi cualquier intervención. En general, todos los procedimientos cumplen los objetivos de la reducción de la morbilidad postoperatoria y la disminución de la respuesta fisiológica a la agresión quirúrgica. La expansión de estas técnicas se ha visto lastrado por varios factores: falta de equipos quirúrgicos especializados en estas técnicas, los recursos adicionales que requieren los quirófanos preparados para cirugía laparoscópica y la persistencia de las lesiones iatrógenas pese a los avances tecnológicos y la mejora de los centros de formación. Dichas lesiones son a menudo pasadas por alto debido a las limitaciones visuales inherentes a estas técnicas, situación que no suele ocurrir durante la cirugía por laparotomía. A través de esta tesis doctoral se han propuesto varios sistemas y dispositivos con los que se pretende dar solución a estas problemáticas.

Una de las primeras propuestas de esta tesis consiste en una serie de modelos de mini robots camarógrafos magnéticamente anclados a la pared abdominal del paciente, por lo que poseen la ventaja de no ocupar un puerto de entrada ni tener su posición limitada por el punto de entrada. Para completar el anclaje magnético, se ha diseñado un dispositivo exterior que posicione el dispositivo interior y permita una rápida manipulación por parte de un brazo robótico. Para el control de la orientación de la cámara se han propuesto dos modelos, el primero consistente en una leva interior hueca que permite su manipulación desde el dispositivo exterior. El segundo modelo lleva incorporado un mini motor paso a paso para lograr la orientación deseada.

También se desarrollaron una serie de algoritmos de visión por computador, con el fin de evitar o ayudar a solucionar una posible complicación o situación de emergencia. El primer algoritmo propuesto fue diseñado con el objetivo de localizar y controlar la posición de las gasas quirúrgicas usadas durante una intervención quirúrgica, que en ocasiones se dejan olvidadas dentro del paciente dada la dificultad de reconocerlas una vez que se han empapado de sangre. El segundo algoritmo desarrollado tiene

como objetivo la detección de hemorragias que puedan pasar desapercibidas por el equipo quirúrgico, señalando el momento en que ocurre tal complicación y la posición de la sangre vertida.

Finalmente se puso a prueba el rendimiento del sistema propuesto. Para los experimentos in vitro desarrollados en el laboratorio se usaron mini robots camarógrafos, luces independientes, el algoritmo detector de sangrados y un seguidor de mirada. Se comprobó la influencia del sistema sobre la coordinación ojo-mano, el tiempo de reacción frente a una situación de emergencia además de otros factores, obteniendo resultados satisfactorios que pueden demostrar la utilidad de los sistemas propuestos en esta tesis para ser usados en un quirófano durante una operación real.

Índice de contenido

1. Introducción.....	1
1.1. Introducción a la cirugía laparoscópica	1
1.1.1. Problemática de la CMI	2
1.1.2. Pérdida de gasas.....	4
1.1.3. Hemorragias masivas	5
1.2. Aportaciones de la tesis	7
1.2.1. Quirófano modular.....	7
1.2.2. Sistemas de visión	8
1.2.3. Algoritmos de visión artificial.....	8
1.3. Marco de trabajo	9
1.4. Estructura de la memoria	9
2. Estado del arte.....	12
2.1. Robots quirúrgicos	12
2.1.1. Robots cirujanos.....	12
2.1.2. Robots instrumentistas	13
2.1.3. Robots camarógrafos	14
2.2. Sistemas de visión.....	17
2.2.1. Dispositivos de visión	17
2.2.2. Dispositivos de iluminación.....	19
2.3. Complicaciones y situaciones de emergencia	19
2.3.1. Pérdida de instrumental y gasas	19
2.3.2. Hemorragias masivas	21
3. Quirófano robótico modular e interacción entre los sistemas	25

3.1. Concepto de quirófano inteligente modular	25
3.1.1. Motivación	25
3.1.2. Descripción	26
3.2. Componentes	27
3.2.1. Centro de control	27
3.2.2. Navegador quirúrgico	29
3.2.3. Robots externos teleoperados o autónomos	29
3.2.4. Dispositivos hápticos para la teleoperación	30
3.2.5. Simulador dinámico	31
3.3. Quirófano inteligente y modular de nBio	31
3.3.1. Firmware ROS	32
3.3.2. ROSMedical	33
3.3.3. Montaje experimental	34
3.4. Resolución colaborativa de situaciones de emergencia	36
3.4.1. Especificación de la reactividad del sistema	36
4. Diseño de un mini-robot camarógrafo y luz	39
4.1. Diseño del mini-robot camarógrafo	39
4.1.1. Criterios de diseño	39
4.1.2. Modelo de leva	45
4.1.3. Modelo motorizado	48
4.2. Posicionamiento de los mini robots	51
4.2.1. Holders exteriores	51
4.2.2. Posicionamiento de la cámara	54
4.3. Separación de las luces respecto a la cámara	55
4.3.1. Marco de trabajo y criterios de diseño	55
4.3.2. Luces independientes	55

4.4. Experimentación y resultados	57
5. Algoritmos supervisores del campo operatorio y detección de situaciones de emergencia	60
5.1. Análisis de las imágenes.....	60
5.2. Tracking y conteo de gasas	61
5.2.1. Criterios de diseño	62
5.2.2. Material experimental.....	63
5.2.3. Discusión	69
5.2.4. Conclusiones y trabajo futuro	73
5.3. Detección de hemorragias	74
5.3.1. Criterios de diseño	74
5.3.2. Material experimental.....	75
5.3.3. Clasificación de los píxeles de sangre	77
5.3.4. Detección de la hemorragia	79
5.3.5. Resultados de la clasificación de los píxeles de sangre	81
5.3.6. Resultados de la detección de la hemorragia	83
5.3.7. Discusión y conclusiones	84
6. Rendimiento del sistema propuesto	86
6.1. Experimentación desarrollada	86
6.1.1. Sujetos de experimentación.....	86
6.1.2. Setup experimental	87
6.1.3. Experimento desarrollado.....	88
6.1.4. Tarea manual.....	91
6.1.5. Seguimiento de la mirada	93
6.1.6. Datos recogidos.....	93
6.1.7. Instrucciones dadas a los sujetos	95

6.2. Resultados y discusión	95
6.2.1. Resultados	95
6.2.2. Discusión	99
7. Conclusiones y futuras líneas de trabajo	102
7.1. Conclusiones del presente trabajo	102
7.2. Futuras líneas de trabajo a desarrollar	106
A. Quirófano modular inteligente nBio	108
A.1. Componentes del quirófano modular inteligente nBio	108
A.1.1. Dispositivo háptico Phantom Omni	108
A.1.2. Navegador quirúrgico V120:Trio de Optitrack.....	109
A.1.3. Brazo robótico UR5	110
A.1.4. Robot quirúrgico Imhotep	112
B. Automatic Detection of Surgical Haemorrhage using Computer Vision.....	114
B.1. Abstract.....	114
B.2. Introduction	115
B.3. Materials and methods.....	116
B.3.1. Experimental material.....	116
B.3.2. Methods: Blood pixel classification	118
B.3.3. Methods: Haemorrhage detection	120
B.3.4. Methods: Performance measurement	121
B.4. Experimental tests	122
B.4.1. Blood pixel classification results	122
B.4.2. Haemorrhage detection results	123
B.5. Discussions and conclusions	124
B.6. Acknowledgements	125
B.7. Bibliography	125

Glosario de términos	128
Bibliografía.....	129

Índice de figuras

Figura 1.1 Esquema de la cirugía laparoscópica.....	1
Figura 2.1 Da Vinci Surgical System (a), Zeus Robotic Surgical System (b).	13
Figura 2.2 Ejemplo de información binaria obtenida respecto al uso de instrumentos a lo largo de una operación (R. Stauder et al., 2014).....	13
Figura 2.3 Robot camarógrafo ERM (Victor F. Muñoz et al, 2006)	14
Figura 2.4 Mini robots para cirugía con sistema motriz propio (Jeff A. Hawks et al., 2012).....	15
Figura 2.5 Dispositivo de anclaje exterior y dispositivo camarógrafo interior (I. Rivas-Blanco et al., 2013).	16
Figura 2.6 Diseño propuesto de robot camarógrafo magnéticamente anclado y con varios grados de libertad (Simi M. et al, 2013).	16
Figura 2.7 Extremo final de las ópticas de cámaras laparoscópicas 3D.....	18
Figura 2.8 Extremo final de las ópticas oblicuas.	18
Figura 2.9 (a) Laparoscopia de múltiples cámaras (N. Suzuki et al., 2013); (b) Múltiples cámaras para ofrecer diferentes puntos de vista (P. DeLucia et al., 2011).	19
Figura 2.10 Estaciones de check-in (a) y check-out (b) (N. Rivera et al., 2008).	20
Figura 2.11 Diagrama de componentes de una cápsula endoscópica inalámbrica.	21
Figura 2.12 Umbrales para la segmentación de píxeles de sangre (Tonmoy Ghosh et al., 2014). Umbrales G/R (a) y B/R (b) para frames con sangre y umbrales G/R (c) y B/R (d) para frames sin sangre.	22
Figura 2.13 Frames segmentados en superpíxeles usando diferente número de semillas iniciales (Yanan Fu et al., 2014).	23
Figura 3.1 Comunicaciones básicas entre IPACC y el navegador quirúrgico.....	29
Figura 3.2 Comunicaciones básicas entre IPACC y el dispositivo robótico.	30
Figura 3.3 Comunicaciones básicas entre IPACC y el dispositivo háptico.....	30

Figura 3.4 Comunicaciones básicas entre IPACC y el simulador dinámico.	31
Figura 3.5 Montaje del quirófano inteligente modular nBio usado durante los experimentos.....	35
Figura 4.1 Cistoscopio de Nitze, usado para las primeras intervenciones endoscópicas.	39
Figura 4.2 Grados de libertad de una cámara laparoscópica convencional (a) y grados de libertad ofrecidos por el sistema propuesto (b).....	41
Figura 4.3 Correlación entre el IMC y el espesor de pared abdominal según Magdy P. Milad et al. (a) y Ding-Hui Dong et al. (b).	44
Figura 4.4 Sección de la leva interior y relaciones geométricas para el cálculo.	45
Figura 4.5 Diagrama de funcionamiento.	46
Figura 4.6 Diseño del modelo de leva sin los resortes.	47
Figura 4.7 Esquema de diseño del modelo de mini robot camarógrafo motorizado. ...	49
Figura 4.8 Excitación magnética (a) inducción magnética (b) de los imanes seleccionados.	50
Figura 4.9 Diseño del modelo motorizado.	51
Figura 4.10 Acople entre el holder exterior y el efector final acoplado al brazo robótico.	52
Figura 4.11 Dispositivo exterior con esferas reflectantes de IR (a) e imagen obtenida del software de rastreo (b).....	53
Figura 4.12 Imagen obtenida mediante el software de tracking Motive usando una red de cámaras.....	54
Figura 4.13 Esquema de diseño de la fuente de luz LED independiente.	56
Figura 4.14 Diferentes modalidades de la tarea realizada durante las pruebas experimentales.	57
Figura 4.15 Imagen del algoritmo detector de las tuercas y los agujeros.	58
Figura 5.1 Ejemplos de las imágenes de textura de gasas y de fondo.	64
Figura 5.2 Diagrama del algoritmo LBP.	65

Figura 5.3 Imagen de referencia usada para el operador de control.	68
Figura 5.4 Imágenes de textura de gasas usadas durante la fase de entrenamiento. ..	69
Figura 5.5 Imagen analizada y su original. Los puntos azules marcan los píxeles clasificados por el algoritmo como perteneciente a una gasa.....	71
Figura 5.6 Esquema de funcionamiento del operador GauzeTrack Local Histogram Algorithm.....	72
Figura 5.7 Resultados de los verdaderos positivos, falsos positivos y su diferencia según el tamaño de la región de interés usada.	73
Figura 5.8 Depósito con sangre falsa y bomba impulsora.	76
Figura 5.9 Área experimental para la detección de sangrados.....	76
Figura 5.10 Imagen original (a), mapa binario con el ground truth (b), resultado del algoritmo de Tonmoy Ghosh (c), resultado del algoritmo de Yixuan Yuan (d).....	78
Figura 5.11 Evolución de los valores B/R, G/R y %Blood durante un sangrado, momento señalado mediante un círculo azul.....	80
Figura 5.12 Esquema del algoritmo detector de sangrados.	81
Figura 5.13 Ejemplo de los resultados de la clasificación de los píxeles. (a) Imagen original, (b) ground truth, (c) resultados de Tonmoy Ghosh, (d) resultados de Yixuan Yuan, (e) resultados del algoritmo propuesto.....	82
Figura 6.1 Área de trabajo dentro del pelvitrainer de metacrilato, visto desde la posición del sujeto de experimentación.	87
Figura 6.2 Imagen mostrada por la cámara auxiliar durante la detección de un sangrado en la modalidad L+C+A. La sangre detectada por el algoritmo se marca con una línea verde que la rodea además de un marco verde parpadeante que bordea toda la imagen, pensados para atraer la atención del usuario.	90
Figura 6.3 Posición de los monitores durante una prueba de la modalidad L+C y tras el sangrado. El pelvitrainer está situado en frente del voluntario, pero este tiene que girar la cabeza para lograr mirar directamente a las pantallas.	92
Figura 6.4 Tiempo medio en segundos para el completado de las tareas para cada modalidad.....	96

Figura 6.5 Tiempo medio de reacción en segundos para cada modalidad.....	96
Figura 6.6 Porcentaje medio del tiempo de uso de cada cámara para cada modalidad.	97
Figura 6.7 Medias del número de fijaciones de la vista en la pantalla auxiliar por modalidades.	98
Figura 6.8 Tiempos medios por fijación de la mirada en segundos y divididos por modalidad.....	98
Figura A.1 Ejes de giro del brazo del dispositivo háptico Phantom Omni.	109
Figura A.2 Navegador quirúrgico V120:Trio.	109
Figura A.3 Medidas del campo de visión de la cámara V120:Trio.	110
Figura A.4 Brazo robótico UR5.	111
Figura A.5 Robot quirúrgico Imhotep.....	113
Fig. 1. Experimental setup used for the in vitro tests.	118
Fig. 2. Image extracted from a real surgical intervention (a), Ground truth (b), image analysed using Tonmoy Ghosh’s algorithm (c) and Yixuan Yuan’s algorithm (d).	119
Fig. 3. Scheme of the proposed bleeding detector algorithm.	121
Fig. 4. Some examples of the results. (a) Original image, (b) ground truth, (c) Tonmoy Ghosh’s results, (d) Yixuan Yuan’s results, (e) our algorithm’s results.	122

Índice de tablas

Tabla 4.1 Resultados de las pruebas de testeo del mini robot camarógrafo.....	59
Tabla 5.1 Umbrales obtenidos para la clasificación de píxeles de gasa.....	70
Tabla 5.2 Resultados de la efectividad de los algoritmos aplicados.	70
Tabla 5.3 Comparativa del rendimiento de los algoritmos analizados.	82
Tabla 5.4 Parámetros a los 20 frames tras el inicio de la hemorragia.	83
Tabla A.1 Características del dispositivo háptico Phantom Omni.....	108
Tabla A.2 Características del brazo robótico UR5.	111
Tabla A.3 Características del robot quirúrgico Imhotep.	112
Table 1. Performance comparison for blood pixel classification.	123
Table 2. Parameters of the 20 first frames after the beginning of the haemorrhage.	124

Introducción

1.1. Introducción a la cirugía laparoscópica

La Asociación Española de Cirujanos (AEC) define la cirugía laparoscópica como “aquella parte de la cirugía formada por un conjunto de técnicas y maniobras necesarias para realizar una intervención quirúrgica, utilizando puertas de entrada de pequeño diámetro por donde introducir el instrumental, obtenidas por punción con trocares adecuados, creando cavidades reales donde eran virtuales o no existían, gracias a la introducción de gas o instrumental suspensorio de pared y visualizando el campo por medio de una óptica conectada a una cámara de video y a un monitor” [1]. Dada su naturaleza, la cirugía laparoscópica puede englobarse dentro de la Cirugía Mínimamente Invasiva (CMI), una filosofía de la cirugía que persigue el objetivo de reducir al mínimo el traumatismo de la exposición quirúrgica.

En la cirugía laparoscópica el equipo quirúrgico accede al interior del paciente a través de pequeñas incisiones por las que se introduce los trocares, que son instrumentos de cirugía que consisten en un punzón revestido de una cánula por el cual se introducen las diferentes herramientas laparoscópicas. Dichos trocares giran en torno a un punto de fulcro, ofreciendo 4 grados de libertad a dichas herramientas. Este mismo punto de entrada es el usado para introducir en el paciente la cámara laparoscópica, mediante la cual se obtienen imágenes de su interior (Figura 0.1).

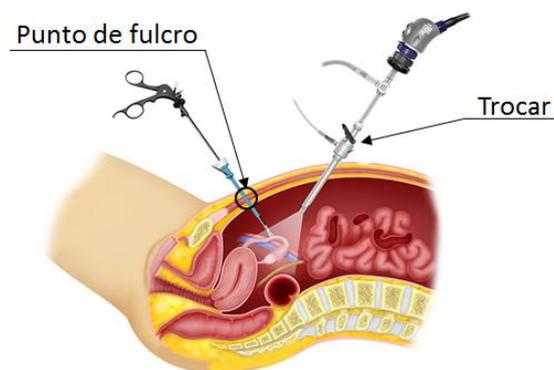


Figura 0.1 Esquema de la cirugía laparoscópica.

La práctica de la CMI presenta una serie de ventajas generales relacionadas con la técnica y aplicables a cualquier intervención. En general, todos los procedimientos cumplen los objetivos de la reducción de la morbilidad postoperatoria y la disminución de la respuesta fisiológica a la agresión quirúrgica.

1.1.1. Problemática de la CMI

La punción realizada por un trocar respeta en mayor medida la estructura de la pared abdominal por lo que minimiza la agresión parietal, reduciendo el dolor y acortando el periodo post operatorio. Además, se produce una disminución de la respuesta a la agresión quirúrgica lo que supone una mejoría de la respuesta inmunológica, una mejor respuesta a la infección peritoneal, una reducción de las adherencias postoperatorias y una reducción de la reacción inflamatoria medida según el aumento de la interleukina 6 (IL-6) y la proteína C reactiva (PCR). Todo ello conlleva una importante reducción en las complicaciones inherentes a una intervención quirúrgica, lo que se suma a las evidentes ventajas estéticas que aportan estas técnicas.

La expansión de estas técnicas se ha visto lastrado por varios factores: falta de equipos quirúrgicos especializados en estas técnicas, los recursos adicionales que requieren los quirófanos preparados para CMI y la persistencia de la lesiones iatrógenas pese a los avances tecnológicos y la mejora de los laboratorios de formación. Dichas lesiones son a menudo pasadas por alto debido a las limitaciones inherentes a estas técnicas, situación que no suele ocurrir durante la cirugía por laparotomía.

Parte de las limitaciones inherentes a estas técnicas surgen del sistema de visión empleado en el interior del paciente, que consiste en una cámara de alta definición, un sistema de iluminación que emite un haz de luz (fuente de xenón, temperatura de color de 6000 K) transmitido a través de un cable de fibra óptica y un endoscopio que porta una serie de lentes para mejorar la visión obtenida. Sin embargo, esta configuración supone una serie de limitaciones que pueden llegar a dificultar la tarea del cirujano respecto a la cirugía por laparotomía [2]–[6].

El uso de un único sistema de visión ofreciendo imágenes sin información espacial del interior del paciente supone la pérdida de la disparidad binocular del equipo

quirúrgico, por lo que deben aprender a inferir la distancia entre los objetos mostrados por las imágenes y la cámara basándose en la superposición de los objetos y el tamaño relativo entre ellos. Además, el área visible del campo quirúrgico al usar una cámara laparoscópica es muy limitado, lo que dificulta tanto la orientación dentro del paciente como la detección de situaciones de emergencia o complicaciones tales como un sangrado.

Las cámaras laparoscópicas portan su propia iluminación, la cual se crea mediante una fuente de luz alineada coaxialmente a la óptica del endoscopio. Esta singular posición da lugar a la ausencia total de sombras, por lo que el equipo quirúrgico no puede basarse en estas proyecciones para obtener cierta información volumétrica del interior del paciente dando lugar a descoordinación de sus movimientos con el consiguiente riesgo de dañar algún tejido.

Las técnicas usadas para insertar la cámara laparoscópica dentro del paciente implican una serie de problemas adicionales, ya que limita de manera significativa tanto su movimiento como su posición ya que la óptica del endoscopio debe pasar siempre por el punto de fulcro. Esto supone que para obtener un punto de vista simétrico al obtenido a través de un puerto, el equipo quirúrgico debe realizar nuevas incisiones por las que introducir la cámara.

Finalmente el cambio de temperatura puede provocar el empañamiento de la óptica, que a día de hoy se soluciona mediante un insuflador con calentador o mediante el calentamiento de la óptica con agua destilada caliente.

Los problemas de visión relacionados con el uso de una cámara laparoscópica estándar dan lugar a un empeoramiento tanto de la percepción como de la coordinación ojo-mano del cirujano, lo cual ha sido asociado a través de varios estudios con el incremento de las lesiones iatrogénicas, esto es, las lesiones producidas por el personal sanitario de manera involuntaria [7], [8]. La influencia de una mala percepción ha sido estudiada por Way et al [9], al analizar 252 casos de lesiones en el conducto biliar durante intervenciones de colecistectomía laparoscópica, o por R. Wilson et al [10] al analizar la influencia de la estrategia de mirada en el nivel atencional de los cirujanos. Se concluyó que en el 97% de los casos analizados las

lesiones se debieron a un error de percepción del cirujano y que en un 75% de los casos estudiados la operación se completó sin que el cirujano siquiera sospechara que se podría haber producido dicha lesión.

1.1.2. Pérdida de gasas

La pérdida de instrumental quirúrgico dentro del paciente durante una operación de cirugía, conocida por su término en inglés Retained Foreign Bodies (RFB), es un evento que acontece con cierta frecuencia al realizar una operación quirúrgica y que puede verse agravado por la mala visibilidad inherente a las técnicas mínimamente invasivas y la incidencia de una situación de estrés, la cual puede hacer olvidar al equipo quirúrgico los objetos introducidos en el paciente. Los estudios más actuales estiman su incidencia oficial en torno a 1 caso por cada 1000 a 1500 (según el estudio consultado) operaciones en la zona abdominal o 1 caso por cada 8000 a 18000 (según el estudio consultado) operaciones de pacientes hospitalizados, esto es, pacientes que ingresaron en el hospital de forma voluntaria, descartando las intervenciones de urgencias [11]–[13]. Sin embargo, parte de la comunidad científica opina que estas cifras son muy inferiores a la realidad, en parte debido a la reticencia de los centros médicos a la hora de informar de un caso de mala praxis que pudiera dañar su reputación. Esta sospecha en la discrepancia de los datos se fundamenta principalmente en que la mayor parte de los estudios que analizan estas complicaciones se basan en datos obtenidos de demandas legales por mala praxis, en vez de en informes ofrecidos por los propios centros médicos [13].

Moffatt-Bruce et al. [14] proponen como algunas de las posibles causas de un RFB, como por ejemplo una pérdida de sangre intraoperativa de más de 500 mL, operaciones de larga duración, la implicación de más de un equipo quirúrgico, factores intraoperativos no programados y el erróneo conteo de las gasas. Por otro lado, Zaid et al. [13] analizan los factores de riesgo implicados en los RFB, clasificándolos según el tipo de intervención quirúrgica (mayor riesgo para intervenciones gastrointestinales, seguidas de las cardíacas, ginecológicas y esqueleto-musculares), edad y masa corporal del paciente (mayor riesgo conforme aumentan tanto la edad como el peso del paciente), género del paciente (mayor incidencia de RFB en pacientes hombres al

realizarse una intervención en la región abdominal y pélvica), motivo de la intervención quirúrgica (al tratarse de una operación en la zona abdominal y pélvica, mayor incidencia en hospitalizaciones voluntarias frente a las urgencias o traumas), tipo de sala de cirugía o centro médico (mayor incidencia en salas de cirugía mayor y en hospitales docentes o grandes centros sanitarios).

Uno de los objetos más comúnmente olvidados dentro del paciente son las gasas quirúrgicas (complicación cuyo nombre técnico es *gossypiboma*), para lo cual algunos estudios estiman su incidencia en torno al 60% del total de RFB ocurridos [11], [15]. El cuadro clínico presentado por un paciente con un RFB varía dependiendo del objeto alojado en su cuerpo y de la localización del objeto extraviado. En el caso de un *gossypiboma* se pueden encontrar 2 casos, una reacción exudativa y una reacción aséptica. Si se da una reacción exudativa, el paciente presentará síntomas durante el posoperatorio, sufriendo de un dolor inexplicable, sepsis y formación de abscesos. Si se da una reacción aséptica, el paciente puede no presentar síntomas durante años, por lo que su detección suele ser incidental. Las consecuencias finales varían dependiendo de la gravedad del caso y del tiempo hasta la extracción del objeto extraviado, desde obligar al paciente a someterse a una nueva intervención quirúrgica hasta provocarle la muerte. Además, también se ha estimado el coste medio de una intervención en la que ocurre un RFB, $\$26678.00 \pm \769.69 frente a los $\$12648.00 \pm \192.80 de coste medio de la misma intervención quirúrgica realizada de manera exitosa y sin complicaciones [13].

1.1.3. Hemorragias masivas

En las cirugías mínimamente invasivas, las hemorragias siguen siendo una de las mayores complicaciones presentes en todo tipo de intervenciones, siendo especialmente peligrosas las conocidas como lesiones vasculares mayores (o MVI en sus siglas en inglés, Major Vascular Injury), que consisten en grandes hemorragias que puedan poner en riesgo la vida del paciente. Sin embargo, aún a pesar del peligro que suponen y de su estudiada incidencia, no parece existir un consenso global para clasificar este tipo de complicaciones [16].

Aunque su incidencia se ha estudiado en un gran número de estudios, los resultados de los mismos resultan muy dispares, con cambios significativos según el momento en el que se realizaron las intervenciones incluidas en dichos estudios o el país en el que se llevaron a cabo. Entre las posibles causas para estas variaciones están la diferencia tecnológica entre los diferentes centros médicos analizados, el progreso de las técnicas de cirugía laparoscópica y la transparencia de dichos centros al reportar casos de sangrados incontrolados causados por errores del personal quirúrgico.

Entre los estudios de incidencia llevados a cabo, destaca el realizado por Opitz et al [17] que analizaron más de 43000 intervenciones realizadas en clínicas y hospitales de Suiza, concluyendo que la incidencia de hemorragias asciende al 1.7% del total analizado mientras que la incidencia de las lesiones vasculares mayores asciende al 0.09% del total analizado.

Respecto a la cirugía abdominal, de forma más concreta la cirugía laparoscópica abdominal, se ha encontrado el estudio realizado por Opananon et al [18] en el que realizaron una recopilación de estudios anteriores llevados a cabo por todo el mundo, obteniendo una estimación de las incidencias en cirugía abdominal laparoscópica en 0.07-1.2% del total analizado. De entre los estudios incluidos en esta recopilación destaca el llevado a cabo por Duca et al [19], en el cual los autores analizaron 9542 intervenciones quirúrgicas realizadas durante un periodo de 9 años, concluyendo que la incidencia de hemorragias en cirugía abdominal laparoscópica asciende al 2.3%, además de estimar que en torno al 1.9% de las intervenciones requirieron una conversión a cirugía abierta de las cuales el 4.8% de los casos se debió a una hemorragia masiva.

Aún a pesar de que estos porcentajes puedan parecer bajos, el número de intervenciones quirúrgicas que se realizan anualmente pone de manifiesto la importancia de esta complicación. Tomando como ejemplo una intervención tan común como la colecistectomía laparoscópica, actualmente se estima que entorno al 10-15% de la población de un país desarrollado será diagnosticada de piedras en la vesícula y, por tanto, requerirán de una operación quirúrgica. Eso significa que en un país como EEUU donde se realizan anualmente aproximadamente 750000

colecistectomías, de las cuales cerca del 90% se llevan a cabo mediante cirugía laparoscópica, en torno a 15500 personas sufrirán una hemorragia inesperada durante la cirugía y en torno a 615 pacientes requerirán de una conversión a cirugía abierta (laparotomía) para poder detener el sangrado y acabar la operación de forma satisfactoria [20].

Las consecuencias sobre el paciente de un sangrado masivo en una operación de cirugía laparoscópica van desde un simple retraso en la finalización de la intervención, un mayor tiempo de recuperación en el hospital, problemas de salud adicionales (secuelas derivadas de la intervención) o incluso su defunción tal como relatan Anna Mases et al. en su estudio [21]. En general, la mayoría de los autores remarcan la importancia de una detección temprana de la hemorragia para paliar sus efectos negativos, por lo que se requiere de un sistema fiable capaz de analizar las características de esta complicación y detectarla tan pronto como sea posible.

1.2. Aportaciones de la tesis

En el presente apartado se citan las principales aportaciones de esta tesis doctoral, centrándose en los tres apartados principales que la componen: el diseño de un sistema robótico modular para cirugía, la creación de nuevos sistemas de visión intraoperatorios y el desarrollo de algoritmos de visión por computador como apoyo a la labor del equipo quirúrgico.

1.2.1. Quirófano modular

Durante los últimos años están proliferando los quirófanos inteligentes (Intelligent Operating Room, i-OR), complejos sistemas dotados de avances tecnológicos preparados para mejorar la seguridad del paciente y asistir al equipo quirúrgico facilitando su labor, ya sea completando la información obtenida del paciente, asistiendo en las maniobras o simplemente ayudando a coordinar el trabajo de todo el personal implicado en la intervención. Sin embargo, estos sistemas tienden a ser extremadamente costosos y a no permitir la separación de sus componentes. Para hacer frente a esta problemática se define el quirófano inteligente modular, un sistema heterogéneo con diferentes subsistemas y dispositivos que deben interactuar

entre ellos en un escenario quirúrgico. Se trata de una variante modular del quirófano inteligente, el cual permite intercambiar fácilmente los elementos que lo componen con otros quirófanos inteligentes de tal forma que, en la medida de lo posible, no suceda que un dispositivo quede sin usar debido a que forma parte de un quirófano inteligente donde se esté llevando a cabo una intervención en la que dicho dispositivo no es necesario, mientras en otro quirófano del mismo centro médico se pueda estar llevando a cabo una intervención en la que si pueda resultar necesario. El sistema debe controlar los subsistemas conectados y disponibles para realizar la planificación de la intervención quirúrgica, además de ser capaz de adaptarse a los cambios que pueda sufrir durante la intervención.

1.2.2. Sistemas de visión

Para mejorar la obtención de un mejor punto de vista dentro del paciente de una forma sencilla y barata, se propone un nuevo diseño de un mini robot camarógrafo y mini luz adherido a la cara interior de la pared abdominal mediante un sistema de imantación, ambos modelos conectados mediante un cable para asegurar su recuperación en caso de pérdida accidental. La fuente de luz es independiente de la cámara, de tal forma que se pueda modificar tanto la intensidad de la iluminación como el punto de origen, lo que permitiría proyectar sombras para mejorar la percepción de profundidad del equipo quirúrgico. Mediante este sencillo sistema se propone eliminar la limitación actual de usar una sola cámara y una única fuente de luz para todo el equipo quirúrgico, de tal forma que al proporcionar varios puntos de vista de un mismo evento se minimicen las probabilidades de acontecer una complicación a la vez que se pretende mejorar la coordinación ojo-mano del cirujano.

1.2.3. Algoritmos de visión artificial

Una vez establecido el uso de varias cámaras en posición cenital, el siguiente paso consiste en automatizar un sistema de supervisión del campo operatorio que disminuya la probabilidad de que quede inadvertida una situación potencialmente peligrosa para el paciente. Para ello, se diseña un algoritmo de visión artificial para la detección y tracking de las gasas usadas durante la intervención, ya que se ha contabilizado la pérdida de las mismas en una de cada 1000 o 1500 operaciones (según

el estudio consultado), según el estudio referenciado, demostrándose que las consecuencias de dejar una gasa olvidada dentro del paciente pueden ser desde una nueva intervención para extraerla hasta el fallecimiento del paciente por infección.

En esta misma línea, se diseña un algoritmo de visión artificial para la detección del inicio de una hemorragia durante la intervención laparoscópica, ya que estas complicaciones no siempre se detectan de inmediato o ni tan siquiera al finalizar la operación y cerrar al paciente. Las consecuencias de un sangrado en laparoscopia varían desde un simple retardo en la intervención, un mayor periodo de hospitalización hasta incluso la muerte del paciente y todos los autores señalan la importancia de una rápida detección de una hemorragia para paliar sus efectos negativos. Por ello, se diseña un sistema fiable capaz de analizar los factores determinantes de esta complicación y detectarla lo antes posible. Al igual que el anterior algoritmo de visión por computador descrito, tan solo requiere de las imágenes obtenidas a partir de una cámara en el interior del paciente.

1.3. Marco de trabajo

El trabajo descrito en esta tesis doctoral se engloba en las actividades realizadas en el equipo de Robótica Médica del grupo de investigación nBio, perteneciente a la Universidad Miguel Hernández y perteneciendo todos los miembros de dicho equipo al Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática. Resaltar también que dicho trabajo se ha realizado dentro del proyecto DPI2013-47196-C3-2-R en colaboración con miembros de la Universidad de Málaga y de la Universidad de Valladolid, proyecto el cual está financiado por el Ministerio de Economía, Industria y Competitividad (MINECO).

1.4. Estructura de la memoria

La presente tesis se encuentra dividida en ocho capítulos, un anexo, un glosario de terminología y notación, además de una sección final con las referencias bibliográficas. Cada uno de los siguientes capítulos, a excepción del presente y del referido a las conclusiones de la tesis y trabajos futuros, describe en detalle una problemática relativa al tema central del trabajo, propone una posible solución y finalmente

concluye analizando su adecuación al problema. A continuación se describe la organización capitular.

En el capítulo 2 se realiza una revisión en retrospectiva del desarrollo de la técnica de la robótica quirúrgica a lo largo de los años. Este estado del arte permite entender tanto los hitos ya alcanzados como los problemas que aún no han sido solucionados o que han surgido debido a los nuevos enfoques planteados.

A lo largo del capítulo 3 se describe el quirófano robótico modular inteligente y los diferentes componentes que lo integrarían, detallando las características necesarias de cada elemento y las comunicaciones mínimas entre los mismos para el correcto funcionamiento de todo el sistema. Además, se estudia desde un punto de vista teórico la posible reactividad del sistema robótico y la resolución colaborativa de situaciones de emergencia. Para ello, comienza con un análisis de las posibles complicaciones que pueden acontecer durante las operaciones de cirugía laparoscópica abdominal realizadas con una mayor frecuencia, para seguidamente estudiar las posibles reacciones que el quirófano inteligente modular debe llevar a cabo para favorecer la correcta resolución de dichas situaciones.

El capítulo 4 está centrado en el diseño y desarrollo de un sistema de visión alternativo a la tradicional cámara laparoscópica, de tal forma que se logre una mayor independencia de la localización de la incisión y, por tanto, de una mayor libertad de movimiento. El movimiento y localización exacta de la cámara ocuparán el segundo tercio del capítulo, donde se describirá el sistema robótico que lleva a cabo el posicionamiento de estos mini robots. Una vez analizado el posicionamiento de la cámara se procede a la separación cámara-luz con el fin de permitir al cirujano la creación de sombras que puedan favorecer la sensación de profundidad del equipo quirúrgico.

En el capítulo 5 estudia el desarrollo de algoritmos de supervisión del campo operatorio y detección de situaciones de emergencia. En primer lugar, este trabajo parte del sistema de cámaras desarrollado en el capítulo anterior y plantea su uso no solo como un sistema de visión activo por parte del equipo quirúrgico, sino también como un sistema de visión pasivo capaz de supervisar el campo quirúrgico en busca de

posibles complicaciones presentes o futuras. El capítulo propone dos algoritmos de visión por computador autónomos que, tomando y analizando las imágenes obtenidas directamente por el sistema de cámaras, permite por un lado la detección y seguimiento de gasas quirúrgicas para evitar su extravío en el interior del paciente y por el otro la detección de hemorragias severas que pudieran poner en riesgo la salud del paciente. Finalmente, el capítulo describe una serie de pruebas experimentales llevadas a cabo para comprobar la efectividad de dichos algoritmos y validar el modelo de supervisión autónoma.

El capítulo 6 estudia experimentalmente el rendimiento del quirófano inteligente modular y algunos de los sistemas propuestos a lo largo de los capítulos anteriores, poniendo a prueba el control de los diferentes sistemas propuesto en el Capítulo 3, el nuevo sistema de visión motorizado propuesto en el Capítulo 4 y el algoritmo de visión artificial detector de hemorragias masivas desarrollado en el Capítulo 5. Para ello se plantea un experimento llevado a cabo con una serie de voluntarios, en el que se les pidió que llevaran a cabo una tarea manual mientras supervisan una posible complicación, en este caso una hemorragia masiva, haciendo uso de los sistemas propuestos a lo largo de esta tesis. Los resultados finales del experimento demuestran la utilidad de los sistemas descritos en esta memoria.

El capítulo 7 presenta las conclusiones del presente trabajo, destacando las aportaciones obtenidas más importantes a la vez que plantea posibles líneas de investigación a desarrollar en un futuro.

El anexo A describe los distintos dispositivos que componen el setup experimental usado para las pruebas descritas a lo largo de esta tesis.

Estado del arte

En el presente capítulo se va a realizar una revisión en retrospectiva del desarrollo de la técnica de la robótica quirúrgica a lo largo de los años. Este estado del arte permite entender tanto los hitos ya alcanzados como los problemas que aún no han sido solucionados o que han surgido debido a los nuevos enfoques planteados, ayudando a entender los objetivos alcanzados durante la realización de esta tesis así como los criterios de diseño establecidos.

1.5. Robots quirúrgicos

1.5.1. Robots cirujanos

La introducción de la robótica quirúrgica ha ofrecido una serie de ventajas, ya que no sólo la intervención es realizada con mucha más precisión sino que la recuperación es mucho más acelerada. El uso de robots quirúrgicos que controlen el instrumental elimina los temblores humanos, es capaz de entrar a zonas inasequibles para los médicos, daña menos tejido sano en los alrededores de la región afectada y mejora la esterilización del paciente al reducir el personal directamente en contacto con el mismo.

Esta línea de trabajo ha llevado a cabo a la aparición de distintos sistemas robóticos de cirugía, encontrando entre los más famosos el sistema Da Vinci (Da Vinci Surgical System, Figura 0.1 (a)) o la plataforma de cirugía Zeus (Zeus Robotic Surgical System, ZRSS, Figura 0.1 (b)). Estos sistemas son manejados por el cirujano mediante una consola provista de un sistema de visualización (una pantalla plana o un sistema 3D) y un par de controladores que le permiten mover las herramientas como de sus propias manos se tratara. Sin embargo, aún a pesar de haber demostrado su efectividad a lo largo del mundo, al tratarse de un único y aparatoso sistema de alta tecnología apenas permite la colaboración entre el robot y otros miembros del equipo quirúrgico además de poseer un coste muy elevado, principal desventaja por la que en ocasiones estos sistemas han sido criticados.



Figura 0.1 Da Vinci Surgical System (a), Zeus Robotic Surgical System (b).

1.5.2. Robots instrumentistas

Desde hace años se está llevando a cabo el desarrollo de robots instrumentistas (conocidos en inglés como Scrub Nurse Robot, SNR) capaces de sustituir a un enfermero instrumentista, ofreciendo al equipo quirúrgico las herramientas necesarias para cada fase de la intervención quirúrgica. Los métodos propuestos para reconocer las necesidades del equipo quirúrgico son variadas, ya sea mediante reconocimiento de señales gestuales [22], mediante la implementación de sensores para la detección de herramientas necesarias [23], reconocimiento de la fase de la intervención mediante el análisis de las imágenes obtenidas por la cámara laparoscópica [24] o a través de la información cinemática obtenida por un robot cirujano [25].

Recientemente, cierto grupos de investigación como Stauder et al. [26] están llevando a cabo un análisis del flujo de herramientas para desarrollar robots instrumentistas, con el fin de lograr una automatización en la preparación del instrumental. En la Figura 0.2 se puede apreciar la gráfica resultante de analizar una intervención quirúrgica, en la que se marcan los usos de cada tipo de herramienta quirúrgica a lo largo del tiempo.

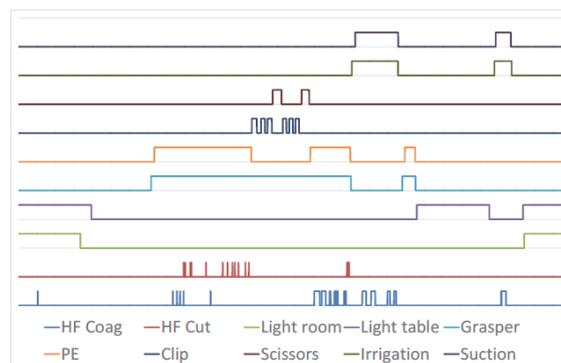


Figura 0.2 Ejemplo de información binaria obtenida respecto al uso de instrumentos a lo largo de una operación (R. Stauder et al., 2014).

El análisis de los patrones de uso de las herramientas permitiría generar algoritmos que reconocieran el estado de la intervención, mejorando la labor del robot instrumentista y el uso eficiente de los quirófanos.

Mediante el conocimiento del flujo quirúrgico, un robot instrumentista puede preparar las herramientas que debe ofrecer al cirujano con anterioridad, sustituyendo de forma efectiva a un enfermero instrumentista con amplia experiencia en la intervención quirúrgica que se está llevando a cabo.

1.5.3. Robots camarógrafos

A lo largo de la última década han surgido nuevas líneas de investigación orientadas hacia la obtención de asistentes robóticos, a los que generalmente se les asigna la tarea de manipular la cámara laparoscópica. Es decir, robots camarógrafos autónomos o dirigidos por el cirujano mediante órdenes gestuales o verbales [27], [28]. Sin embargo, estos asistentes siguen adoleciendo de las mismas limitaciones inherentes a una cámara laparoscópica tradicional: el punto de entrada (Figura 0.3).



Figura 0.3 Robot camarógrafo ERM (Victor F. Muñoz et al, 2006)

Para solucionar esta problemática se han desarrollado líneas de trabajo alternativas centradas en la obtención de un punto de vista móvil dentro del paciente no limitado

por la posición del puerto de entrada. Grupos de investigación se han centrado en el desarrollo de mini robots porta herramientas con un sistema motriz propio para ser introducidos por completo en el paciente (Figura 0.4), capaces de recorrer el interior de la cavidad abdominal y posicionarse donde el equipo quirúrgico los requiera [29]. La principal desventaja de estos mini robots radica en su falta de estabilidad frente a los movimientos del paciente y de sus órganos vitales, por ejemplo, al cambiar la inclinación de la mesa de operaciones durante una intervención abdominal.

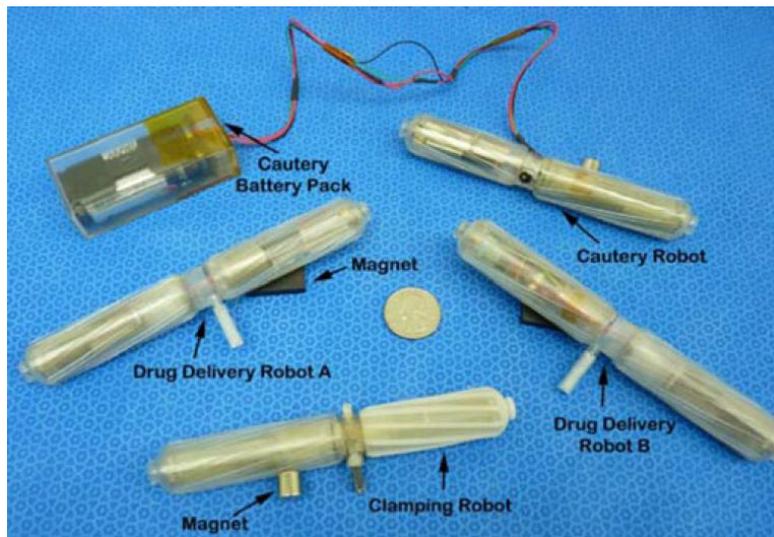


Figura 0.4 Mini robots para cirugía con sistema motriz propio (Jeff A. Hawks et al., 2012).

Otros grupos se han centrado en el desarrollo de mini robots similares a los anteriores pero adheridos magnéticamente a la cara interior de la pared abdominal, controlados desde el exterior mediante unos dispositivos que pueden ser manipulados tanto por el equipo quirúrgico como por un brazo robótico que actué de asistente controlado por algoritmos colaborativos [30]. Este sistema de posicionamiento no sufre la falta de estabilidad ante los cambios posturales del paciente.

Estos robots camarógrafos no se ven limitados por el puerto de entrada al paciente, el cual además queda libre reduciendo así el número de incisiones necesarias para realizar la intervención. Esto además permitiría el uso de múltiples cámaras, aumentando de manera efectiva el área visible del interior del paciente. Los métodos de anclaje magnéticos propuestos por los distintos grupos de investigación, aunque comparten una estructura común, difieren en el sistema motriz.

Entre los diseños propuestos nos encontramos el de Cadeddu J. et al. [31], consistente en un dispositivo interno con una cámara y dos LEDs para iluminar la cavidad abdominal y alimentado por un cable, mientras que la unidad de anclaje exterior era manipulada directamente por el equipo quirúrgico. Un diseño alternativo es el propuesto por I. Rivas-Blanco et al. [32], tratándose de un sistema de anclaje exterior controlado mediante un brazo robótico y una cámara interior que puede girar, movimiento controlado por un imán del dispositivo exterior (Figura 0.5).

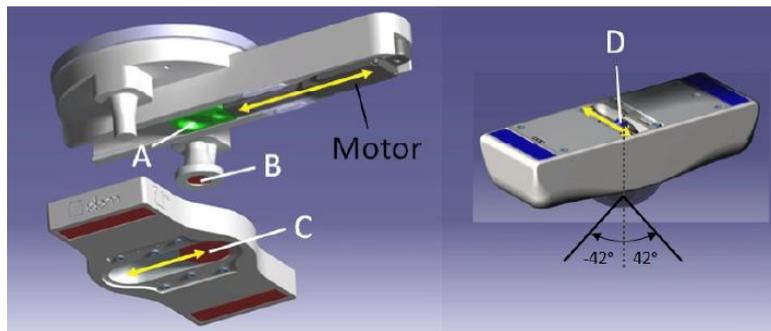


Figura 0.5 Dispositivo de anclaje exterior y dispositivo camarágrafo interior (I. Rivas-Blanco et al., 2013).

Otros autores han propuesto sistemas con un dispositivo interno provisto de múltiples grados de libertad, como el sistema propuesto por Simi M. et al. [33], el cual posee dos motores en el dispositivo interior, uno para girar el par estereoscópico alrededor del eje longitudinal del dispositivo y el otro para lograr un movimiento de cabeceo de las cámaras (Figura 0.6).

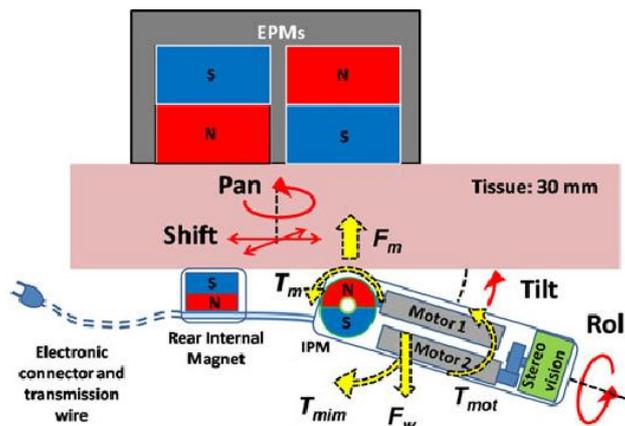


Figura 0.6 Diseño propuesto de robot camarágrafo magnéticamente anclado y con varios grados de libertad (Simi M. et al, 2013).

Entre sus limitaciones de estos sistemas se encuentra la necesidad de energía, que se les debe proveer mediante una batería interna (lo cual supondría un incremento considerable tanto del peso como del tamaño del robot camarógrafo) o mediante un cable que lo conecte a una fuente de energía externa al paciente.

En cuanto a los efectos perniciosos para el paciente, estudios realizados como el de Sara L. Best et al. [34] aplicando unos robots camarógrafos al abdomen de unos cerdos para comprobar sus efectos sobre los diferentes tejidos, descartan la posibilidad de provocar lesiones a los pacientes aún a pesar de la fuerza del imán o la duración de la intervención dentro de los márgenes esperables en un quirófano.

1.6. Sistemas de visión

1.6.1. Dispositivos de visión

El uso de una sola cámara proveyendo imágenes en 2D sin información volumétrica implica la pérdida de la disparidad binocular del cirujano, viéndose forzado a calcular mentalmente la profundidad de los distintos objetos que se muestran en la pantalla, usando para ello señales tales como la superposición, la proyección de sombras y el tamaño relativo entre dos objetos conocidos. Para mitigar este problema, desde hace unos años se han usado cámaras de visión estereoscópicas creadas a partir de dos cámaras insertadas en un solo laparoscopio (Figura 0.7). Esta solución puede suponer un incremento en el tamaño del endoscopio, un mayor peso del mismo, menor resolución de la imagen y suele requerir de dispositivos adicionales para su correcta visualización, como por ejemplo gafas para visión 3D. Más allá de estos problemas, desde su aparición varios estudios han rechazado esta tecnología como un avance positivo en el campo de la cirugía laparoscópica, afirmando que no solo no mejoran de manera significativa la coordinación ojo-mano del cirujano sino que además se habían reportado un mayor esfuerzo visual al trabajar con estos dispositivos que con los sistemas tradicionales de imágenes planas [35], [36]. Sin embargo, estudios más recientes refutan los anteriormente mencionados al afirmar que la visión tridimensional reduce el tiempo de completado de ciertas intervenciones quirúrgicas y

sin percibir un mayor esfuerzo visual [37], [38], unas mejoras probablemente debidas a la mejora de la tecnología a lo largo de los años.



Figura 0.7 Extremo final de las ópticas de cámaras laparoscópicas 3D.

La cámara laparoscópica estándar posee un campo de visión limitado, diseñado para centrarse tan solo en una pequeña área del interior del paciente. Esta restricción es uno de las razones de la degradación de la orientación espacial de los cirujanos, dando lugar en ocasiones a una sensación de “estar perdido” dentro del paciente. También implica la imposibilidad de supervisar todo el campo quirúrgico sin la necesidad de mover la cámara constantemente, especialmente durante maniobras delicadas o durante la introducción y extracción de las herramientas laparoscópicas. El uso de ópticas oblicuas (Figura 0.8), aún a pesar de ofrecer mejoras respecto al posicionamiento del punto de visión y a la orientación ojo-mano, supone disponer de un campo de visión aún más estrecho comparado a los endoscopios de visión directa (ópticas de 0°) [39].



Figura 0.8 Extremo final de las ópticas oblicuas.

Ciertas líneas de investigación trabajan sobre esta problemática tratando de resolverla, por ejemplo, añadiendo cámaras adicionales al laparoscopio para aumentar el campo

de visión [40], [41] (Figura 0.9 (a)) o añadiendo cámaras adicionales en posiciones fijas para mejorar tanto la percepción de profundidad como la coordinación ojo-mano del cirujano [42], [43] (Figura 0.9 (b)).

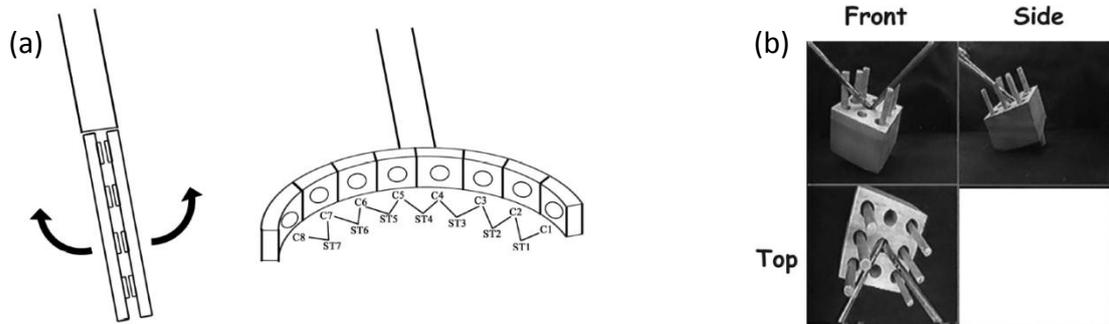


Figura 0.9 (a) Laparoscopio de múltiples cámaras (N. Suzuki et al., 2013); (b) Múltiples cámaras para ofrecer diferentes puntos de vista (P. DeLucia et al., 2011).

1.6.2. Dispositivos de iluminación

La completa ausencia de sombras al usar una cámara laparoscópica estándar, auto iluminada por una fuente alineada coaxialmente a la óptica del endoscopio, implica la pérdida de una importante pista 2D para percibir la profundidad en la imagen plana, lo que conlleva un efecto negativo sobre la coordinación ojo-mano. La introducción de nuevas fuentes de luz capaces de proyectar sombras debido a su falta de alineamiento coaxial con la óptica de la cámara ha sido estudiado extensamente, demostrando sus beneficios tanto con luces estáticas independientes de la óptica como con luces dinámicas acopladas coaxialmente a una herramienta laparoscópica [44]–[48].

1.7. Complicaciones y situaciones de emergencia

1.7.1. Pérdida de instrumental y gases

La principal herramienta usada para evitar la pérdida de instrumental quirúrgico (RFB) es el protocolo de conteo del instrumental usado durante la intervención. Estos conteos, además de ser largos y laboriosos (Christian CK et al. [49] estiman que el tiempo de conteo puede llegar a ocupar el 14.5% del tiempo de incisión, es decir, desde que se realiza la primera incisión hasta el cierre de la misma), no han logrado eliminar el problema por completo. Harihanan et al. [12] estiman que se comete un

error de conteo en 1 de cada 145 operaciones y que, en el caso de acontecer un conteo erróneo, obviamente las probabilidades de dejar un objeto extraviado en el paciente se multiplican por 113.3. Al igual que ocurre con la incidencia de los RFB, los casos de errores en el conteo de gasas son mayoritarios (45%) frente al instrumental genérico (31%) y las agujas (21%). Finalmente, se estima que aproximadamente el 41% de los errores de conteo se deben a errores aritméticos del personal quirúrgico.

La incidencia de la pérdida de gasas quirúrgicas es lo suficientemente alta como para que la mayor parte lleven cosidos unos hilos radiopacos, facilitando su localización dentro del paciente mediante el uso de máquinas de rayos-x, muchas veces específicamente adquiridas para este cometido. Sin embargo, este sistema no posee una fiabilidad del 100%, además de suponer un sobre coste considerable a la operación por cada gasa utilizada y un proceso laborioso, razones por lo cual no se ha logrado resolver totalmente esta problemática.

Entre las soluciones tecnológicas propuestas para paliar la problemática de las gasas olvidadas dentro del paciente, destacan dos propuestas. La primera consiste en el uso de etiquetas de radiofrecuencia pegadas a las gasas con el fin de facilitar su localización mediante antenas posicionadas en el exterior del paciente [50], [51]. La segunda propuesta consiste en un sistema de conteo automatizado, que permite eliminar los errores aritméticos producidos por los equipos quirúrgicos al realizar los conteos [52]–[54] (Figura 0.10). Aunque ambas propuestas consisten en soluciones coherentes que pueden dar lugar a una reducción considerable de los casos de *gossypiboma*, también suponen un incremento considerable de los costes medios por intervención quirúrgica, ya que requieren de la modificación de cada gasa usada durante la operación.

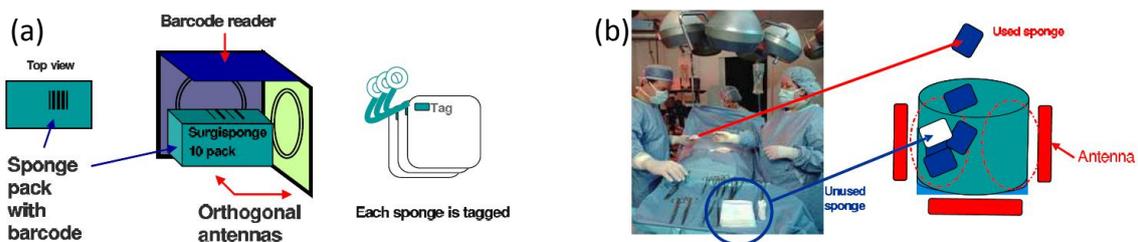


Figura 0.10 Estaciones de check-in (a) y check-out (b) (N. Rivera et al., 2008).

1.7.2. Hemorragias masivas

Al comienzo de este proyecto no se logró encontrar ningún estudio previo relativo a la detección de sangrados en un entorno quirúrgico usando las imágenes de la cámara laparoscópica. Sin embargo, si se encontró una amplia literatura referente a la detección de hemorragias mediante imágenes de tomografía computarizada [55], [56], por lo que se trataba de una solución para detectar sangrados internos tras la intervención quirúrgica.

También existe una extensa literatura referente a la detección de sangre y sangrados en las imágenes del tracto digestivo obtenidas mediante una cápsula inalámbrica endoscópica (wireless capsule endoscopic, WCE), que consiste en una cámara embebida en una cápsula que el paciente debe tragar para que esta recorra todo su aparato digestivo (Figura 0.11). Las cámaras integradas toman imágenes del interior del paciente y las envía a un receptor que porta el mismo. Uno de los motivos para usar estas píldoras es la sospecha de la presencia de sangre en el tracto digestivo, pero dada la gran cantidad de imágenes tomadas (durante una prueba, la cápsula puede tomar miles de fotografías que un software puede unir para crear un video) puede ser complicado y tedioso localizar estos sangrados. Es por esto que varios grupos de investigación tratan de crear un algoritmo capaz de analizar de forma rápida y eficiente las imágenes obtenidas de la cápsula, con el fin de clasificarlas según muestren o no la presencia de sangre en el tracto digestivo. A continuación se describen algunos de los trabajos más recientes.

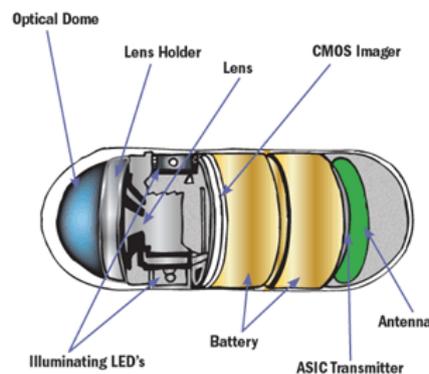


Figura 0.11 Diagrama de componentes de una cápsula endoscópica inalámbrica.

Phooi Yee Lau et al. [57] propusieron un sistema de dos fases, en el que la primera fase consistía en una clasificación de las imágenes según si mostraban o no un sangrado realizando la clasificación mediante un método de análisis de bloques según la saturación de color, mientras que la segunda fase consistía en un afinamiento de la anterior clasificación mediante un análisis de los píxeles en base a saturación y luminancia de los mismos. Baopu Li et al. [58] propusieron un método de clasificación basado en momentos de crominancia como el factor de color al aplicar un método basado en texturas de color.

Goulan LV et al. [59] propusieron un método basado en unos nuevos descriptores que incorporaban información tanto cromática como espacial, al combinar histogramas de color invariantes a la iluminación con información espacial. De esta forma, lograban un método invariante tanto a la iluminación como a la rotación o traslación. Tonmoy Ghosh et al. [60] propusieron un método para clasificar las imágenes obtenidas de las cápsulas mediante el cálculo de las proporciones de color B/R y G/R en el espacio de color BGR, aceptando que la imagen podría mostrar un sangrado si dichos ratios sobrepasaban unos umbrales determinados estadísticamente mediante el análisis de una fase de entrenamiento.

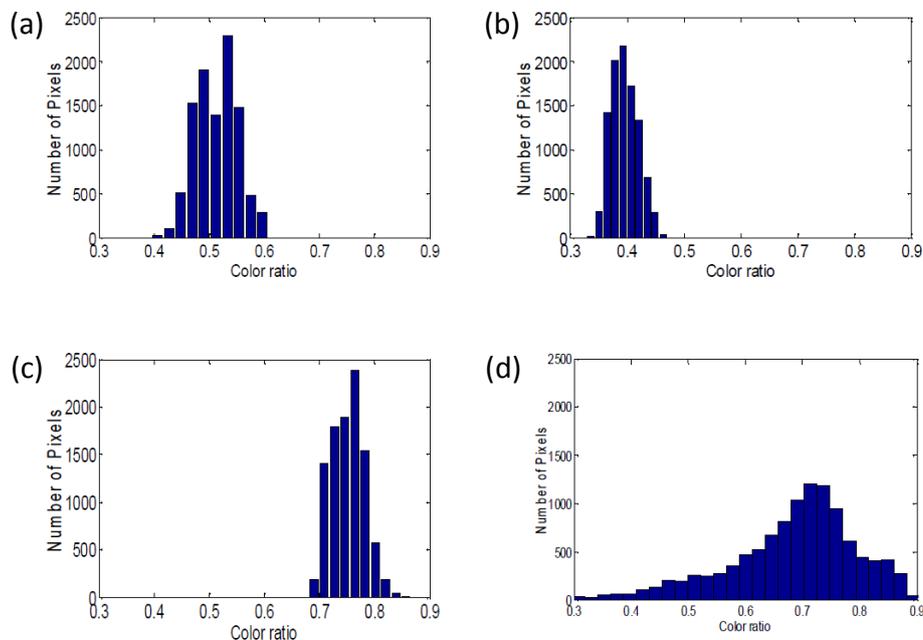


Figura 0.12 Umbrales para la segmentación de píxeles de sangre (Tonmoy Ghosh et al., 2014). Umbrales G/R (a) y B/R (b) para frames con sangre y umbrales G/R (c) y B/R (d) para frames sin sangre.

En la Figura 0.12 se muestran los histogramas de una serie de imágenes, diferenciándolas en función del ratio analizado (B/R o G/R) y de si se trata de una imagen que muestre o no un sangrado, donde se observa claramente la diferencia entre cada caso.

Yanan Fu et al. [61] propusieron un método para reducir el coste computacional de los algoritmos de detección de frames con sangre. El método propuesto consistía en segmentar cada frame al agrupar píxeles similares en lo que llamaron superpíxeles (Figura 0.130), de los cuales se extraía propiedades del canal R del espacio de color BGR para realizar la clasificación final mediante SVM. Los autores también realizaron modificaciones en su algoritmo para eliminar el efecto de los bordes de las imágenes.

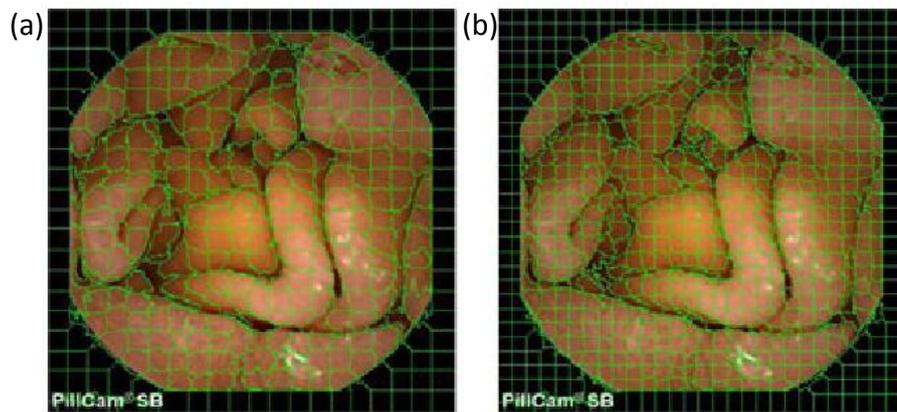


Figura 0.13 Frames segmentados en superpíxeles usando diferente número de semillas iniciales (Yanan Fu et al., 2014).

Yixuan Yuan et al. [62] propusieron un algoritmo basado en la obtención de dos mapas de saliencias para más tarde unirlos y aplicarles unos umbrales con el fin de clasificar los píxeles de la imagen. El primero mapa de saliencias lo obtienen mediante una mezcla de diferentes canales de colores y el segundo mapa de saliencias lo obtienen mediante contraste visual.

Finalmente, cabe destacar que meses antes de la escritura de esta tesis se publicó una comunicación de congreso de Kyungmin et al. [63], donde por primera vez se describía un algoritmo de visión artificial capaz de clasificar los píxeles de las imágenes obtenidas por una cámara laparoscópica entre píxeles de sangre y píxeles no pertenecientes a sangre. Aunque los resultados del estudio resultan prometedores, los

autores no ofrecen una información detallada sobre los videos usados para testear el algoritmo, por lo que se desconoce si ha sido puesto a prueba con grabaciones de larga duración o con ausencia de sangre.

Quirófano robótico modular e interacción entre los sistemas

A lo largo de este capítulo se describe el quirófano robótico modular inteligente y los diferentes componentes que lo integran, detallando las características necesarias de cada elemento y las comunicaciones mínimas entre los mismos para el correcto funcionamiento de todo el sistema. Además, se estudia desde un punto de vista teórico la posible reactividad del sistema robótico y la resolución colaborativa de situaciones de emergencia.

1.8. Concepto de quirófano inteligente modular

1.8.1. Motivación

Desde hace años se está generalizando en los centros médicos la implantación de quirófanos inteligentes (o en inglés Intelligent Operating Room, iOR), es decir, sistemas completos de cirugía dotados de avances tecnológicos que le permiten colaborar de forma autónoma o semiautónoma con el equipo quirúrgico, con el fin de mejorar tanto la asistencia al paciente como el rendimiento de los futuros cirujanos y aumentar la productividad operatoria. Sumado a la cirugía mínimamente invasiva, se obtiene un aumento significativo de la seguridad del paciente frente a eventuales fallos operatorios (aumento de la precisión y control del cirujano), reducción del riesgo de complicaciones post-operatorias y del tiempo de recuperación del paciente. Entre los diversos dispositivos que pueden encontrarse integrados en los quirófanos inteligentes, encontramos:

- Robot quirúrgico: Sistemas robóticos que incorporan las herramientas necesarias para la operación, tele-operadas por el cirujano mediante un sistema de control que elimina sus temblores y suaviza sus movimientos.
- Robot camarógrafo: Sistema robótico capaz de manipular la cámara laparoscópica para posicionarla en una posición óptima para la maniobra que se esté ejecutando, ya sea mediante un control autónomo o supervisado por el cirujano.

- Navegador quirúrgico externo: Sistema de visión encargado del control de los elementos del quirófano externos al paciente, tales como las herramientas manipuladas manualmente.
- Dispositivos de diagnóstico y de navegación en tiempo real: Se encarga de proporcionar al cirujano la información necesaria para realizar la operación, adicional a la proporcionada por el sistema de visión laparoscópico. Dentro de esta categoría podrían encontrarse dispositivos de imagen por resonancia magnética, tomografía computarizada, rayos-x e imagen ultrasónica tridimensional.
- Sistema de anestesia inteligente: Desde hace décadas se están tratando de desarrollar sistemas autónomos de anestesia para entornos quirúrgicos, los cuales deben permitir un control supervisado del estado del paciente y los fármacos a suministrar durante la operación [64], [65]. Aún a pesar de la dificultad inherente a la tarea, en 2008 la universidad McGill de Montreal llevó a cabo la que se considera la primera operación quirúrgica en la que el suministro de la anestesia se llevó a cabo por un dispositivo totalmente automatizado, al que bautizaron como McSleepy.

Además de los sistemas mencionados, existen otros que no influyen directamente en la operación pero que ayudan al desarrollo del campo de la cirugía. Cabe destacar el uso extensivo de sistemas de transmisión de imágenes y voz en tiempo real, permitiéndole al cirujano obtener la ayuda de especialistas no presentes en la operación y dotando a la docencia de una capacidad impensable hasta ahora.

1.8.2. Descripción

Debido a las exigencias tecnológicas y comerciales, los actuales quirófanos inteligentes son soluciones complejas con multitud de dispositivos conectados entre sí, y cerradas, pues la comunicación interna está preestablecida. Por tanto, para disponer de un quirófano inteligente se debe adquirir un sistema completo, indivisible y de un coste elevado. Sin embargo, las ocasiones en las que se requiera de la totalidad del sistema para una misma operación no son mayoritarias, ya que normalmente las

intervenciones quirúrgicas no requieren del uso de cada uno de los dispositivos incorporados. En ese caso, podría ocurrir que un dispositivo que no esté siendo utilizado en una intervención tampoco pueda ser usado con otro paciente, requiriendo del uso de otro sistema que ha debido adquirirse de forma independiente.

Como solución a esta problemática se define el quirófano inteligente modular, siendo un sistema heterogéneo de dispositivos quirúrgicos que se pueden integrar fácilmente y que permiten su uso tanto de forma individual como formando distintas agrupaciones. De esta forma, todo dispositivo no usado en una intervención puede aprovecharse en otros procedimientos médicos de forma simultánea, reduciendo el coste de adquisición de equipo por parte del centro médico y reduciendo el nº de sistemas distintos que el personal sanitario debe aprender a controlar. La definición y descripción del quirófano inteligente modular se publicó en una comunicación de congreso en el año 2014 [66], al inicio del trabajo de esta tesis doctoral.

Para garantizar el correcto funcionamiento de estos sistemas bajo unos criterios mínimos de seguridad, se requiere de una comunicación fluida pero controlada mediante un protocolo de comunicación en el que todos los dispositivos integrados "hablen" el mismo idioma. Actualmente ya existen estándares mundialmente reconocidos de comunicación médica, como por ejemplo el DICOM (Digital Imaging and COmunication in Medicine) el cual permite trabajar con sistemas computarizados para el archivado digital de imágenes médicas tales como el PACS (Picture Archiving and Communication System).

1.9. Componentes

A continuación se enumeran una serie de posibles dispositivos que pueden conformar un quirófano inteligente modular, composición dependiente de las necesidades inherentes a la intervención quirúrgica a realizar.

1.9.1. Centro de control

Cuando se haga uso de más de un dispositivo integrado en un solo sistema se necesitará de un centro neurálgico de control, el cual debe organizar la información y tomar las decisiones relativas al conjunto del quirófano inteligente. Para tal fin se

define el Núcleo de Integración, Preprocesamiento, Análisis y Coordinación (o por sus siglas en inglés IPACC, *Integration, Preprocessing, Analysis and Coordination Core*), el cual debe desarrollar las siguientes tareas:

- Reconocimiento e integración en el sistema de los distintos dispositivos. Para ello se requiere que el IPACC posea una base de datos con la información relevante de cada dispositivo que pueda conectarse al sistema, de tal forma que el centro de control pueda “traducir” los comandos enviados y recibidos de cada uno de ellos.
- Recepción y transmisión de los datos enviados por los dispositivos. Se espera que el IPACC se mantenga en constante comunicación con todos los dispositivos integrados en el sistema, siendo capaz de gestionar todas las comunicaciones como un nodo central y detectar un fallo de conexión de uno de los dispositivos, pudiendo así planificar el resto de la intervención contando con la falta de dicho dispositivo.
- Análisis de la situación en busca de una solución óptima. Según el grado de automatización de los dispositivos, el IPACC será el encargado de decidir las acciones a realizar por cada uno de ellos, ya sea simplemente transmitiendo los comandos de movimiento de un robot cirujano teleoperado como decidiendo las acciones a realizar si se detecta una complicación o situación de emergencia que pueda poner en riesgo la salud del paciente.
- Generación de los comandos de control. Tal como se ha comentado, el sistema propuesto puede consistir en una amalgama de dispositivos heterogéneos desarrollados por distintos fabricantes y con un protocolo de comunicaciones distinto. El IPACC debe ser capaz de “traducir” la información saliente para que sea debidamente entendida por el dispositivo a controlar.

Para llevar a cabo un correcto reconocimiento de los dispositivos conectados al sistema, el IPACC debería recibir de cada uno de ellos y de forma constante una señal de integración, indicando que aún estarían correctamente conectados al centro de control. Según el dispositivo conectado, puede usarse el envío de información como

dicha señal de integración, por ejemplo las coordenadas espaciales de un objeto que esté siendo rastreado por un navegador quirúrgico.

1.9.2. Navegador quirúrgico

Su función consiste en rastrear las herramientas y dispositivos no controlados por el quirófano inteligente y que influyan en el desarrollo de la intervención, ya sea de forma directa como pueden ser las herramientas laparoscópicas manejadas por el personal quirúrgico, o de forma indirecta como pueden ser los monitores o las lámparas halógenas, los cuales aunque nunca entran en contacto con el paciente si deben ser tenidos en cuenta para la planificación de las trayectorias de los elementos móviles controlados por el sistema. Los datos de las coordenadas espaciales se captan mediante un software especializado y se envían al IPACC mediante el sistema de comunicación interno (Figura 0.1).

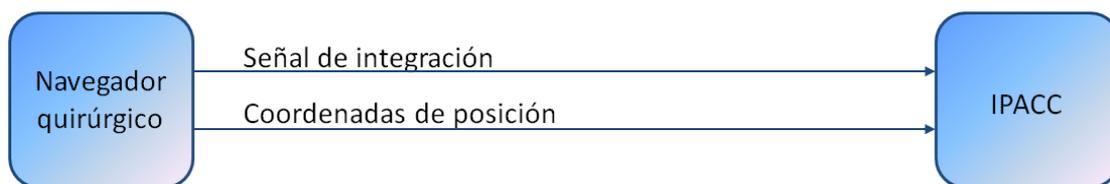


Figura 0.1 Comunicaciones básicas entre IPACC y el navegador quirúrgico.

Para que el modelo propuesto sea viable, el número de objetos rastreables mediante el navegador quirúrgico deberá estar limitado tan solo por la capacidad de procesamiento del procesador que controle el sistema, ya que debe ser flexible frente al tipo de intervención y las herramientas necesarias.

1.9.3. Robots externos teleoperados o autónomos

Su función consiste en la manipulación de las diversas herramientas laparoscópicas necesarias para la intervención, ofreciendo un control en dos modalidades: autónomo o teleoperado. Los datos de las coordenadas espaciales necesarias para su control se enviarán desde el IPACC, en un formato que sea comprensible por la controladora del robot, de tal forma que no importe el modelo integrado en el sistema (Figura 0.2).

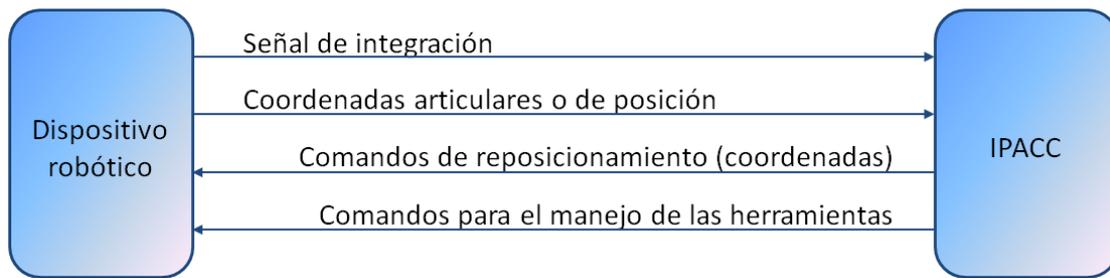


Figura 0.2 Comunicaciones básicas entre IPACC y el dispositivo robótico.

1.9.4. Dispositivos hápticos para la teleoperación

Su función en el quirófano consiste en dotar al cirujano de un sistema de control para las herramientas robotizadas, a usar en aquellas intervenciones en las que se desee hacer uso de un sistema teleoperado. Los datos de las coordenadas espaciales y las señales de pulsación de los botones se deben enviar mediante el sistema de comunicación interno al IPACC (Figura 0.3), el cual las transformará al sistema de coordenadas globales para crear los comandos necesarios para el movimiento de los dispositivos controlados. De esta forma, el dispositivo háptico podrá controlar cualquier sistema robótico sin importar los gdl que posea o la configuración de sus articulaciones, importando solo los movimientos solicitados desde el dispositivo háptico.

Aunque su funcionalidad básica consiste en el control de los sistemas robóticos, este dispositivo de control también deberá proveer al cirujano de una retroalimentación de fuerzas, de tal forma que se recupere la sensibilidad perdida al usar un sistema teleoperado. Al igual que ocurre con los comando de movimiento enviados por el dispositivo háptico, los datos de la retroalimentación de fuerza deberán ser transformados en el IPACC para que sean entendidos.

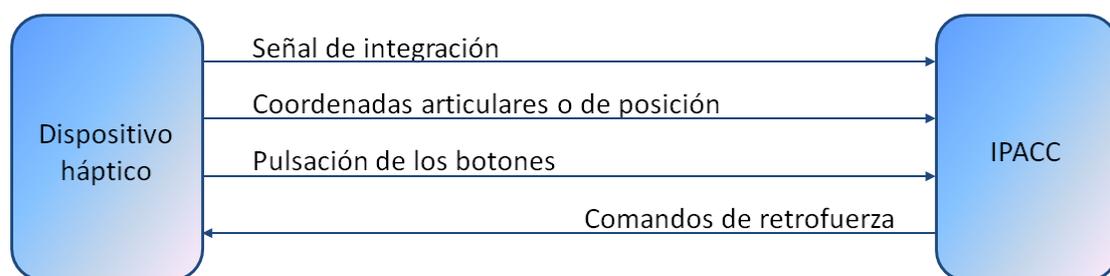


Figura 0.3 Comunicaciones básicas entre IPACC y el dispositivo háptico.

1.9.5. Simulador dinámico

Consiste en un simulador con funciones de interfaz capaz de recrear tanto el interior del paciente como las herramientas a utilizar durante la intervención, adaptándose de forma dinámica a los cambios acontecidos en el campo quirúrgico gracias a la comunicación continua con el centro de control (Figura 0.4).

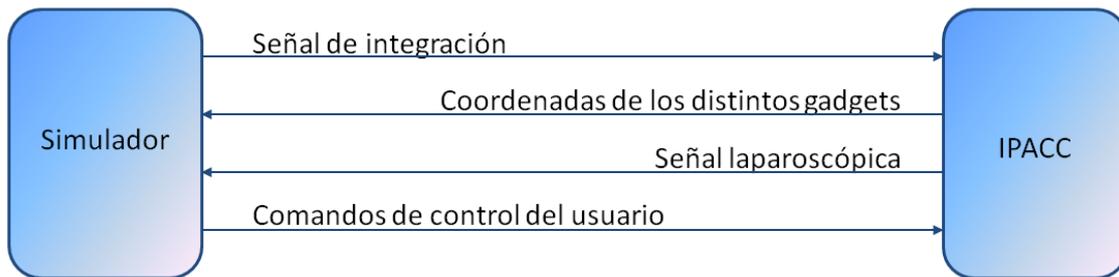


Figura 0.4 Comunicaciones básicas entre IPACC y el simulador dinámico.

Su función variará según la fase de la intervención:

- Durante la fase previa, el simulador recreará en un entorno 3D la intervención permitiendo al cirujano planificarla escogiendo las herramientas necesarias, buscando las mejores rutas de acceso a los órganos internos implicados, etc...
- Durante la operación funcionará como una interfaz entre los dispositivos integrados en el sistema y el cirujano, pudiendo visualizar en todo momento los parámetros que influyen en la intervención al mantener una comunicación continua con el IPACC.

Al recibir todos los datos originados en los dispositivos remotos, permite la grabación de la intervención para su posterior revisión (por ejemplo, procesos judiciales) o para su uso en docencia, pudiendo incluso recrear a partir de esos datos la intervención en un entorno 3D que permita visualizarla en su conjunto.

1.10. Quirófano inteligente y modular de nBio

Para los experimentos llevados a cabo en el laboratorio para la consecución de esta tesis doctoral, se ha desarrollado un sistema quirúrgico inteligente y modular

siguiendo las pautas y criterios de diseño definidos en el presente capítulo, haciendo uso del framework ROS (Robot Operating System) para el control del sistema.

1.10.1. Framework ROS

ROS es un *middleware* dirigido al desarrollo de software para robots que prevé la funcionalidad de un sistema operativo en un clúster heterogéneo, es decir, un pseudo-sistema operativo para la gestión de sistemas robóticos. Aunque está orientado para un entorno UNIX, también funciona de modo experimental en otras plataformas como Microsoft Windows, Mac OS X, Debian, etc... Para este proyecto se ha usado ROS funcionando bajo Ubuntu siempre que fue posible, realizando las compilaciones y ejecuciones a través de la consola de comandos.

ROS está basado en una arquitectura de grafos, donde cada vértice es un nodo y las líneas de unión son las comunicaciones inter-nodos. Los nodos (*nodes*) son procesos ejecutables que hacen uso de ROS para comunicarse con otros nodos, ya sea mediante publicaciones o servicios, y que se programan utilizando una librería cliente ROS. Existe un nodo maestro (*master*) que actúa como un servidor de nombres. Los nodos se comunican con el maestro para facilitarles sus informaciones de registro y así poder recibir información de otros nodos registrados y establecer comunicación. Para el correcto control del quirófano inteligente modular, el sistema debe crear al menos un nodo de ROS que se mantenga en continua comunicación con el centro de control.

Una vez un nodo está registrado por el nodo maestro, puede intercambiar información con el resto de nodos de dos formas, mediante publicaciones o servicios. Las publicaciones (*topics*) consisten en la emisión periódica de información por parte de un nodo publicador (*publisher*), accesible en cualquier momento para cualquier nodo suscriptor (*subscriber*) que quiera "escuchar" dicha publicación. La información publicada debe tener un formato preestablecido que conozcan tanto publicador como suscriptor, definido en archivos de mensajes (*messages*) donde se especifica la cantidad y el tipo de variables a publicar. Por otro lado, un servicio (*service*) es una solicitud puntual de información, donde un nodo ofrece un servicio y un nodo cliente usa el servicio enviando un mensaje de petición y esperando un mensaje de respuesta. Al igual que con las publicaciones, los servicios deben tener un formato preestablecido

conocido por ambas partes, definido en archivos de servicios donde se especifica los parámetros de entrada esperados y la respuesta que se recibirá.

1.10.2. ROSMedical

ROS-Medical es un paquete de ROS que contiene todos los ejecutables y herramientas necesarias para el correcto funcionamiento del IPACC que gestiona el quirófano inteligente modular nBio. Al ejecutarse el paquete se crean todos los nodos y vías de comunicación necesarios para cada dispositivo periférico que pudiera integrarse al sistema, permitiendo al IPACC reconocer cuales serán usados en la intervención al recibir sus señales de integración.

Para garantizar la recepción en tiempo real de la información inter-nodos, el sistema realiza toda la comunicación interna mediante publicaciones. Los datos persistentes, por ejemplo las coordenadas de posición de un dispositivo, se envían de forma continua con una frecuencia de envío mínima de 10Hz, creando una pseudo-redundancia en las comunicaciones. Las comunicaciones puntuales, como por ejemplo un comando derivado de la pulsación de un botón, se envían de forma continua hasta que el nodo de destino emita una señal de confirmación de la recepción. Como se vio anteriormente, cada comunicación debe llevar sus datos en un formato que reconozcan tanto emisor como destinatario, llamados tipo de mensaje. Según el tipo de datos a enviar se ha podido usar formatos ya existentes en ROS o se ha debido crear un formato propio que se adaptara a las necesidades de la publicación.

La transmisión de coordenadas espaciales entre nodos se realiza mediante el formato *TransformStamped*, el cual consta de un vector de tres componentes float64 para la posición y otro vector de cuatro componentes float64 para la rotación, expresada como cuaternio. Este es un formato estándar de mensaje incluido en las librerías de ROS, por lo que todo nodo puede tener acceso al mismo. Su funcionamiento se sustenta por el paquete *TF*, el cual está creado para unificar y controlar los múltiples sistemas coordinados implicados en el control de todo sistema robótico. Permite al usuario realizar un seguimiento de varios sistemas coordinados con el tiempo, manteniendo la relación entre los sistemas de coordenadas en una estructura de árbol

tamponada en el tiempo, y permite al usuario transformar elementos como puntos, vectores, etc..., entre dos sistemas de coordenadas en cualquier instante.

```
geometry_msgs/Transform transform
  geometry_msgs/Vector3
    float64 x
    float64 y
    float64 z
  geometry_msgs/Quaternion rotation
    float64 x
    float64 y
    float64 z
    float64 w
```

La transmisión de las imágenes de las cámaras se realiza mediante el formato *Image*, el cual consta de una serie de datos descriptores de la imagen enviada como por ejemplo el número de filas y columnas de píxeles o sus niveles de intensidad. Este es un formato estándar de mensaje incluido en las librerías de ROS, por lo que todo nodo puede tener acceso al mismo. La transmisión de imágenes en color rectificadas requiere de la aplicación del nodo *image_proc* y de varios topics, ya sea para el manejo de los parámetros de la cámara, la rectificación de las imágenes o la transformación del video en un formato que se pueda transmitir.

1.10.3. Montaje experimental

Para las pruebas experimentales desarrolladas a lo largo de esta tesis doctoral se creó en el laboratorio un prototipo de quirófano inteligente y modular, al que se le integraron los siguientes dispositivos:

- Un par de brazos robóticos UR5 de Universal Robotics.
- Un robot quirúrgico Imhotep, fabricado por el grupo de investigación nBio.
- Un navegador quirúrgico v120:Trio de Optitrack.
- Un simulador dinámico desarrollado por el grupo de investigación nBio.
- Un par de dispositivos hápticos Phantom Omni.

- Una serie de mini robots camarógrafos y mini luces independientes, cuyo diseño se detalla en el siguiente capítulo de esta memoria.

Las características de cada uno de estos dispositivos se han detallado en el Anexo A, al final de esta memoria.

La conexión entre todos los sistemas se llevó a cabo a través de la red local creada mediante un router, ya que la mayor parte de los dispositivos se instalaron sobre distintos ordenadores. Solo los brazos robóticos UR5, los mini robots camarógrafos y las mini luces independientes estaban conectados directamente al mismo ordenador en el que se encontraba instalado el IPACC. Esto permitió poner a prueba el sistema mediante una serie de sistemas remotos e independientes, tal como sucedería en una situación real al trabajar con un sistema modular.

Dado el reducido espacio disponible en el laboratorio, los brazos robótico UR5 y el navegador quirúrgico se montaron en una estructura en torno al pelvitainer (un entorno de cirugía simulado para practicar), pudiendo retirarlos en cualquier momento (Figura 0.5). El resto de elementos que conformaron el sistema se mantuvieron en un montaje independiente.

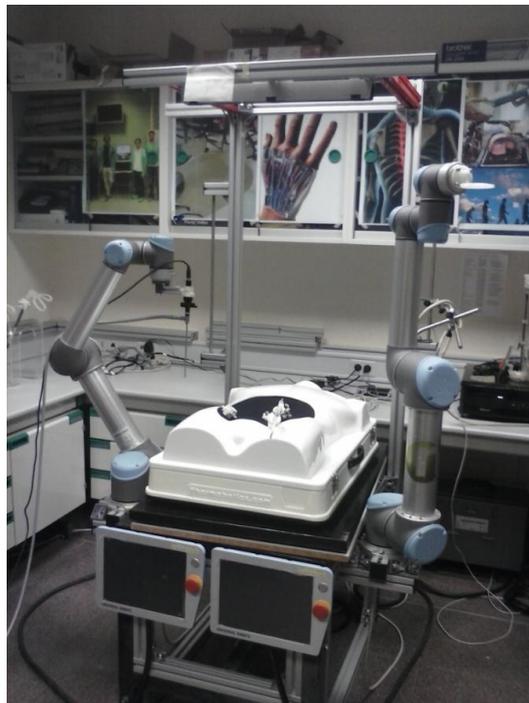


Figura 0.5 Montaje del quirófano inteligente modular nBio usado durante los experimentos.

A lo largo de los siguientes capítulos se detallarán las diferentes pruebas experimentales desarrolladas a lo largo de la tesis, mediante las cuales se puso a prueba tanto el sistema modular descrito en el presente capítulo como las hipótesis planteadas para cada experimento, usando configuraciones experimentales validadas con anterioridad. Durante las pruebas, el rendimiento del sistema de comunicaciones funcionó correctamente, observándose tan solo una pequeña sobrecarga de trabajo del IPACC al realizar el envío de las señales de integración a una alta frecuencia, por lo que se redujo la misma hasta los niveles señalados en apartados anteriores.

1.11. Resolución colaborativa de situaciones de emergencia

Una vez descrita tanto la composición como la implementación de un quirófano inteligente modular, se van a analizar los factores en torno a la automatización de la reactividad del sistema frente a una complicación o situación de emergencia, de tal forma que funcione de forma colaborativa o incluso autónoma. Para ello, se procederá al análisis de los pasos que deben darse para prevenir y poner fin a dichas situaciones, más concretamente el caso de una hemorragia masiva durante una operación de laparoscopia, describiendo como el sistema propuesto puede ayudar a que esto se lleve a cabo de forma satisfactoria.

1.11.1. Especificación de la reactividad del sistema

Con el fin de prevenir o detectar de forma temprana una hemorragia en cirugía mínimamente invasiva, un sistema como el propuesto que disponga de al menos dos robots camarógrafos no manipulados manualmente puede resultar útil casi desde el inicio de la operación. La primera maniobra quirúrgica que entraña un riesgo considerable de producir un sangrado es al realizar la primera incisión e insertar la cámara laparoscópica, ya que se trata de una maniobra que se realiza a ciegas, la cual no puede ser supervisada [16]. Sin embargo, disponer de más de un sistema de visión en el interior del paciente permite que una de las cámaras pueda ser empleada para supervisar de forma autónoma el campo quirúrgico en busca de posibles lesiones, mientras las otras cámaras se usan para supervisar la creación de nuevos puertos de entrada para las herramientas laparoscópicas.

Durante el resto de la operación, la disponibilidad de múltiples cámaras puede ayudar a reducir el número de movimientos de las herramientas quirúrgicas realizadas fuera de cámara, maniobras que están consideradas otra de las causas principales en la incidencia de lesiones vasculares al paciente. De esta forma, no solo se reduce la probabilidad de provocar una lesión vascular, sino que además se reduce el tiempo transcurrido entre el momento en el que se produce la lesión hasta que el personal quirúrgico es consciente de su existencia, lo cual está considerado un factor determinante para reducir las consecuencias de dicha lesión.

En caso de detectarse una hemorragia, el sistema deberá avisar de forma inmediata al personal quirúrgico mientras se realiza un análisis de la situación. De esta forma deberán analizarse varios factores:

- Gravedad de la lesión, que puede determinarse a partir de la cantidad de sangre detectada por un algoritmo de visión artificial o por el ratio en el que aumenta dicho parámetro, diferenciando así entre una pequeña lesión (que puede visualizarse como un hematoma con un pequeño rastro de sangre, ya que la salida de la misma esté contenida por la presión del neumoperitoneo) o como una importante lesión vascular que pueda conllevar la pérdida de varios litros de sangre hacia el final de la intervención.
- Posición de la lesión, la cual será usada para analizar la accesibilidad de las herramientas quirúrgicas hasta el vaso lesionado.
- Presencia de un chorro de sangre que pueda manchar las ópticas de las cámaras, parámetro que puede ser fácilmente analizado si dicho chorro ya ha manchado la cámara, ya que la mayoría de los píxeles de la imagen presentaran unos niveles de los canales de color muy similares.
- Presión sanguínea, la cual en condiciones normales descenderá si el paciente pierde una cantidad considerable de sangre, por encima de los 750 ml.

A partir de estos parámetros, el sistema podrá asesorar al cirujano sobre la conveniencia de realizar una conversión a cirugía abierta y reposicionar los robots camarógrafos en función de la decisión tomada. De esta forma pueden existir dos

escenarios posibles. En el primero el personal quirúrgico decide continuar la intervención mediante laparotomía, por lo que los robots serán llevados hasta la incisión por la que se introdujeron (en caso de dispositivos interiores conectados mediante cables) o hasta la incisión más cercana (en caso de dispositivos inalámbricos), permitiendo que sean extraídos del paciente mientras el brazo robótico que los posicionaba se retira para no estorbar la labor del personal quirúrgico. En el segundo escenario se decide continuar por laparoscopia, por lo que igualmente se deberá llevar a cabo un reposicionamiento de los robots camarógrafos para lograr un punto de vista óptimo de la lesión pero evitando que los mismos puedan ser manchados por la sangre expelida por la lesión.

Según el control que posea el sistema sobre los distintos dispositivos que estén siendo usados en la intervención, se pueden llevar a cabo más acciones de manera automática, ya sean por ejemplo el aumento de la presión del neumoperitoneo para reducir la cantidad de sangre expulsada a la vez que se desaconseja el uso de un aspirador de sangre para mantener dicha presión [67] o incluso inclinar al paciente a una posición que no favorezca la salida de la sangre [68]. Además de estas acciones adicionales, también deberá activarse si no se hubiera hecho ya el algoritmo detector de gases, dado que se entiende que seguro van a ser usadas.

Además de hacer uso del detector de sangrados para analizar la cantidad de sangre que aún queda alrededor de la lesión, también se podrá usar para supervisar el campo quirúrgico mientras se reduce paulatinamente la presión del neumoperitoneo, ya que en ocasiones esta bajada de presión da lugar al inicio del sangrado en lesiones de pequeña envergadura. Para tal fin, al igual que al inicio de la intervención se propuso una supervisión autónoma del campo operatorio, esta misma estrategia puede ser usada al finalizar la intervención para garantizar que no haya quedado una lesión sin detectar.

Diseño de un mini-robot camarógrafo y luz

Tras describir y analizar en el capítulo anterior la propuesta de un quirófano inteligente y modular, se va a profundizar en uno de los componentes del mismo mediante la propuesta de unos sistemas de visión intrabdominales alternativos a las cámaras laparoscópicas estándar. Además, en este capítulo también se analizará la influencia de la posición de las luces y se pondrá a prueba el rendimiento del sistema tras la integración de los dispositivos propuesto en el presente capítulo.

1.12. Diseño del mini-robot camarógrafo

1.12.1. Criterios de diseño

Desde las primeras operaciones endoscópicas realizadas a principios del siglo XX usando sistemas de visión similares al mostrado en la Figura 0.1, las cámaras laparoscópicas convencionales han sufrido una serie de mejoras tales como la implementación de cámaras digitales o salida de video a una pantalla visible por todo el personal sanitario, orientadas a mejorar la ergonomía del cirujano, la coordinación de todo el equipo quirúrgico y el rendimiento del mismo. Sin embargo, todos estos cambios se basan en la mejora de un mismo modelo: una óptica alargada que se introduce en el paciente por medio de una incisión, permitiendo el giro de la misma alrededor de punto de entrada (punto de fulcro) y poseyendo una serie de fuentes de luz para lograr la iluminación del área quirúrgica.

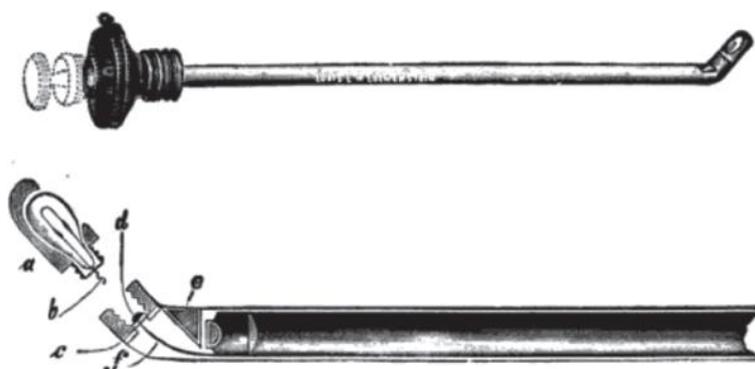


Figura 0.1 Cistoscopio de Nitze, usado para las primeras intervenciones endoscópicas.

Dicho modelo adolece de varias limitaciones que dificultan la tarea del personal quirúrgico. Dada la geometría de las ópticas empleadas y la necesidad de centrar la visión en área muy pequeña, el espacio visible del campo quirúrgico al usar una cámara laparoscópica convencional es muy limitado, lo que dificulta tanto la orientación dentro del paciente como la detección temprana de situaciones de emergencia o complicaciones. Esta problemática, sumada a la falta de una referencia espacial al girar la óptica alrededor de su eje longitudinal, provoca en ocasiones que el personal quirúrgico tenga problemas para orientarse y reconocer correctamente que región concreta de la anatomía del paciente se está mostrando en las imágenes obtenidas de la cámara.

Además, el método empleado para insertar la cámara laparoscópica dentro del paciente conlleva que su movilidad esté fuertemente limitada, por tanto dificulta la obtención de un ángulo de visión que permita mostrar correctamente el área de trabajo. Esto también supone que para poder observar la parte posterior de los objetos visualizados por la cámara, se requiere realizar una segunda incisión al otro lado de dicho objeto, de tal forma que el número de incisiones realizadas al paciente puede venir determinado por los problemas de visión encontrados por el equipo quirúrgico.

Los problemas de visión relacionados con el uso de una cámara laparoscópica estándar dan lugar a un empeoramiento tanto de la percepción como de la coordinación ojo-mano del cirujano, lo cual ha sido asociado a través de varios estudios con el incremento de las lesiones iatrogénicas. Con el fin de solucionar la problemática expuesta a raíz de las limitaciones impuestas por el modelo de sistema de visión empleado actualmente en la cirugía laparoscópica, desde hace años se están desarrollando nuevos sistemas de visión que no vean su movilidad limitada al puerto de entrada. Entre los sistemas desarrollados destaca un modelo consistente en un sistema de anclaje magnético que mantenga la cámara en contacto con la cara interior de la pared abdominal del paciente, de tal forma que el dispositivo interior que porta la cámara pueda moverse libremente siempre por la superficie en contacto. El anclaje magnético se realiza mediante un dispositivo exterior, que se mueve libremente por la cara exterior de la pared abdominal arrastrando al dispositivo interior para

posicionarlo donde sea necesario. A lo largo del presente capítulo se propondrán dos modelos distintos de mini robots camarógrafos con anclajes magnéticos, de los cuales uno de ellos fue descrito en una comunicación de congreso en el año 2016 [69].

Los sistemas propuestos se han diseñado siguiendo el modelo de cámara PTZ (Pan-Tilt-Zoom), que ofrece 3 grados de libertad (gdl): giro lateral según un eje vertical (Pan), giro de cabeceo según un eje horizontal perpendicular al eje longitudinal de la cámara que pasa por la lente (Tilt) y zoom digital (Zoom). Además, dado que su posición y orientación solo están limitadas por la pared abdominal del paciente, la cámara posee 3 gdl adicionales siendo de estos dos de traslación y uno de rotación alrededor del eje longitudinal de la cámara. Así pues, los sistemas propuestos ofrecen 6 gdl incluyendo el zoom digital (los cuales se muestran en la Figura 0.2), el cual no supondrá una pérdida importante de la calidad de la imagen dada la distancia hasta las superficies internas del paciente y la calidad de las cámaras usadas actualmente en cirugía. Esto supone una mejora considerable frente a las cámaras laparoscópicas convencionales, las cuales tan solo cuentan con 4 gdl siendo de estos uno de entrada y salida de la incisión y tres de rotación alrededor de ejes perpendiculares entre sí y convergentes en el punto de fulcro.

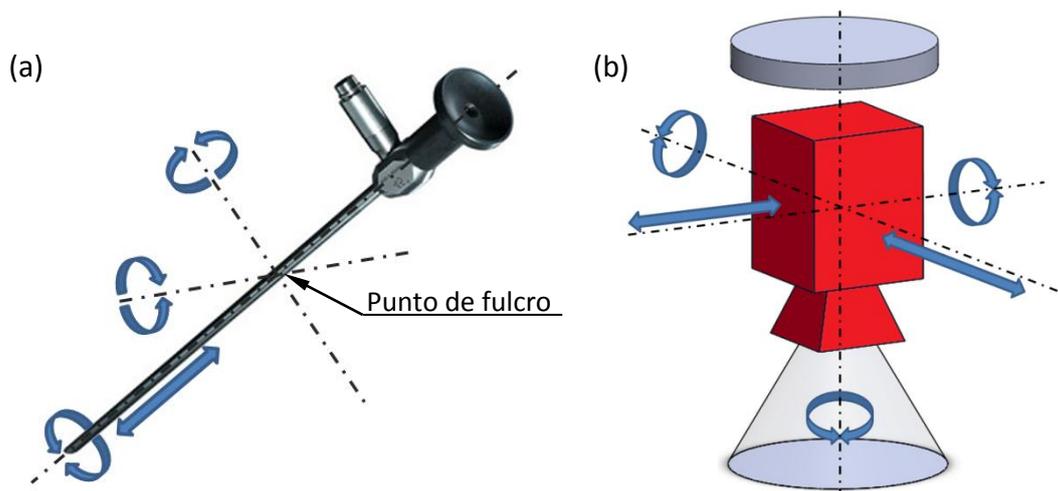


Figura 0.2 Grados de libertad de una cámara laparoscópica convencional (a) y grados de libertad ofrecidos por el sistema propuesto (b).

Según la posición de los actuadores que los controlen, los gdl del robot camarógrafo pueden ser internos o externos, dependiendo de si dichos actuadores están situados en el dispositivo interno o en el dispositivo externo. El diseño de un sistema con

actuadores externos puede permitir obtener un dispositivo interno más ligero, de peso reducido y con reducidos requerimientos energéticos y de control, por lo que puede dar lugar a la reducción de los requerimientos magnéticos del anclaje. Sin embargo, el posicionamiento exterior de los actuadores implica que los gdl controlados de esta forma pueden implementar movimientos limitados por la elasticidad de la pared abdominal o requieren de interacciones magnéticas adicionales a las del anclaje.

El dispositivo interior puede estar alimentado y controlado remotamente con o sin cables. Para lograr un control remoto sin cables se le debe dotar al dispositivo interior de una batería, una antena y la electrónica necesaria para su control. De esta forma, el peso del dispositivo aumenta considerablemente, incrementando el campo magnético necesario para mantenerlo anclado a la pared abdominal, al mismo tiempo que mejora la movilidad del sistema y su rango de acción al no ver limitados sus movimientos por el cable. Además, la ausencia de cables elimina la posibilidad de un desplazamiento no deseado o incluso del fallo del anclaje magnético debido a un tirón accidental del cable. Sin embargo, expertos cirujanos consultados durante la realización de esta tesis afirmaron preferir un sistema cableado que permitiera extraer del paciente de forma rápida y segura el robot camarógrafo en caso de fallo del anclaje magnético o incluso en caso de que se requiriera una conversión a laparotomía. Para que la inclusión de los cables no imponga las limitaciones anteriormente descrita, debe tratarse de un conjunto de espesor reducido (con el fin de no necesitar un puerto en exclusiva para el paso de los mismos) y estar dotados de cierta flexibilidad (con el fin de no limitar los movimientos del dispositivo interior ni poner en riesgo el anclaje magnético debido a la tensión del cable). Adicionalmente, la implementación de un sistema cableado simplifica la comunicación con el sistema de control central y la alimentación eléctrica, evitando problemas con la velocidad de transmisión de las imágenes y eliminando la problemática de la autonomía del sistema.

La movilidad que ofrece este sistema de anclaje permite posicionar la cámara en un lugar óptimo para mejorar la coordinación ojo-mano del cirujano, permitiendo un alineamiento entre el eje visual y el eje motriz del cirujano y por tanto haciendo más fácil para los cirujanos coordinar sus movimientos [70]. Su capacidad para posicionar el sistema de visión en un arco de 360° alrededor de la zona de interés y su facilidad para

reubicarse le permitiría alcanzar la posición óptima para cada maniobra que deba realizar el equipo quirúrgico, e incluso permitiría proveer al sistema de control del robot de algoritmos para reconocer la fase de la intervención para así reposicionarse de forma autónoma según las necesidades del cirujano.

Para garantizar la efectividad del anclaje magnético se debe llevar a cabo el cálculo del campo magnético a generar requerido para mantener el robot camarógrafo constantemente en contacto con la cara interior de la pared abdominal, teniendo en cuenta la rugosidad inherente de su superficie y de los movimientos forzados por el dispositivo de anclaje exterior. Para realizar dicho cálculo se requiere conocer primero las condiciones de trabajo, es decir, la permitividad magnética de la pared abdominal y el espesor de la misma, lo que determinará la distancia máxima que habrá entre los imanes durante la intervención.

La pared abdominal está compuesta principalmente por músculo y grasa, los cuales poseen una permitividad magnética similar a la del aire. En cuanto a su espesor, en los últimos años se han realizado varios estudios con el fin de calcular el espesor máximo de la pared abdominal con el fin de proveer de este dato a los diseñadores de robot quirúrgicos con anclaje magnético. Entre ellos destacan varios que se enumerarán a continuación:

Magdy P. Milad et al. publicaron en 2002 un estudio sobre la medición del espesor de la pared abdominal usando una aguja espinal [71]. Realizaron 3 mediciones del espesor a 138 mujeres mediante una aguja, obteniendo una media de 4.4 ± 1.0 cm para el cuadrante izquierdo superior del abdomen (lado izquierdo del cuerpo por encima de la altura del ombligo). Además, calcularon las correlaciones tanto entre el Índice de Masa Corporal (IMC) y el espesor de la pared abdominal como entre el peso y el espesor de la pared abdominal.

En 2006 C. Song et al. publicaron un estudio sobre las propiedades de la pared abdominal medidas durante la cirugía [72]. Realizaron un análisis de las propiedades mecánicas de la pared abdominal y entre otros datos obtuvieron su espesor, el cual calcularon una media del punto más ancho de 31.3 ± 12.13 mm para las mujeres y de 31.4 ± 15.8 mm para los hombres.

Finalmente destaca el más reciente estudio de Ding-Hui Dong et al. de 2015 [73]. Realizaron mediciones en dos grupos de 60 candidatos asiáticos, obteniendo una media del punto más ancho de 26.75 ± 6.46 mm. En este estudio también se observa la influencia directa entre el espesor de la pared abdominal y la grasa corporal, los cuales poseen unas curvas espesor/plano anatómico muy similares. Al igual que en el estudio de Magdy P. Milad et al., también calcularon la correlación entre el IMC y el espesor de la pared abdominal, obteniendo una curva cuya ecuación es:

$$\text{Espesor} = 0.03916 \text{ IMC}^2 + 1.098 \text{ IMC} - 18.52 \quad (1)$$

A partir de la medida del espesor de la pared abdominal, se puede realizar el cálculo de los requerimientos magnéticos para el anclaje dado el peso del dispositivo interior y la tensión del cable umbilical que lo conecte con la unidad de control. Además, una vez obtenida una ecuación fiable y estandarizada que correlacione el IMC de los pacientes con el espesor de la pared abdominal (por ejemplo, haciendo uso de las gráficas ofrecidas por Magdy P. Milad et al. y Ding-Hui Dong et al. y mostradas en la Figura 0.3), se posibilita el uso de electroimanes para adecuar el campo magnético a cada paciente, lo que reduciría la presión ejercida sobre la pared abdominal y facilitaría el movimiento del robot camarógrafo.

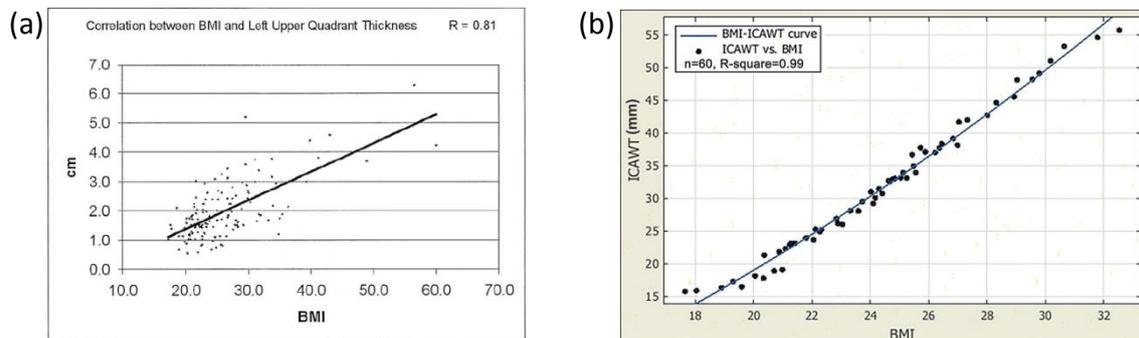


Figura 0.3 Correlación entre el IMC y el espesor de pared abdominal según Magdy P. Milad et al. (a) y Ding-Hui Dong et al. (b).

Finalmente, cabe destacar que desde la aparición de este nuevo modelo de robot quirúrgico, se han publicado varios estudios que refutan la presencia de efectos adversos o lesiones en la pared abdominal tras el uso continuado del anclaje magnético. Destaca especialmente el estudio de Sara L. Best et al. [34], en el cual se realiza un examen exhaustivo mediante el cual descartan que se produzcan efectos

adversos a nivel histológico en la pared abdominal tras el uso prolongado de este sistema de posicionamiento durante más de 4 horas en cerdos, sugiriendo que dichos resultados pueden ser extrapolados al uso con humanos.

1.12.2. Modelo de leva

El primer modelo propuesto posee un diseño orientado a posicionar todos los actuadores en el dispositivo externo del robot camarógrafo, de tal forma que el dispositivo interno es capaz de reorientar la cámara mediante interacciones magnéticas a través de la pared abdominal. De esta forma se ha evitado la necesidad de actuadores dentro del cuerpo del paciente, reduciendo así el peso del dispositivo interior y la cantidad de cables que deben pasar por la incisión.

Para llevar a cabo la reorientación de la cámara se le ha diseñado un alojamiento que porta unos ejes para permitirle girar al igual que una cámara PTZ, lo que en coordenadas esféricas supondría un rango del azimut de $0 \leq \phi < 2\pi$ y un rango de la colatitud de $\pi/2 \leq \theta < \pi$, es decir, capaz de recorrer la mitad inferior de una esfera. La sección superior del alojamiento de la cámara se trata de una leva hueca interior de sección circular, con una apertura superior de 90° por donde se introduce el empujador, el cual es el encargado de forzar el giro del alojamiento (Figura 0.4). Los ejes de giro del alojamiento pasan por el punto más bajo de la circunferencia, por lo que dicho punto se mantiene en la misma posición sin importar la orientación de la cámara.

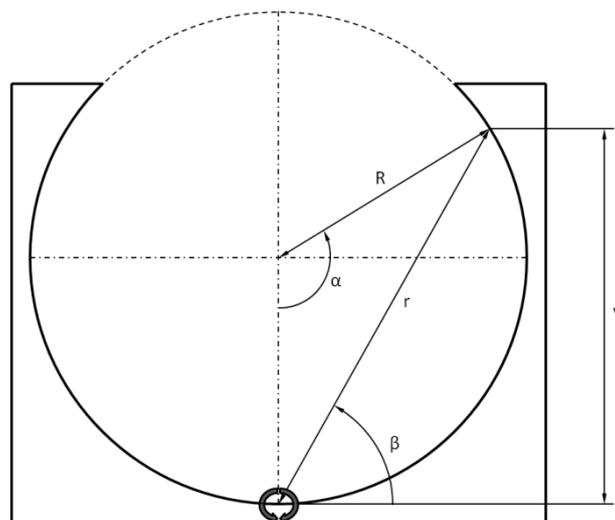


Figura 0.4 Sección de la leva interior y relaciones geométricas para el cálculo.

El empujador de la leva posee 2 gdl de traslación, pudiendo moverse libremente en un plano paralelo a la cara interior de la pared abdominal a la que se encuentra pegado el dispositivo interior. Conforme el empujador se aleja del centro de la esfera, fuerza al alojamiento de la cámara a rotar tal como se muestra en la Figura 0.5, volviendo a su posición inicial al retirar el empujador gracias a unos resortes. El desplazamiento lineal d que debe realizar el empujador para producir en el alojamiento de la cámara un giro β alrededor de un eje perpendicular a la dirección del desplazamiento del empujador, se calcula mediante las siguientes ecuaciones:

$$d = r = 2 R \cos(90^\circ - \beta) = 2 R \sin(\beta) \quad (2)$$

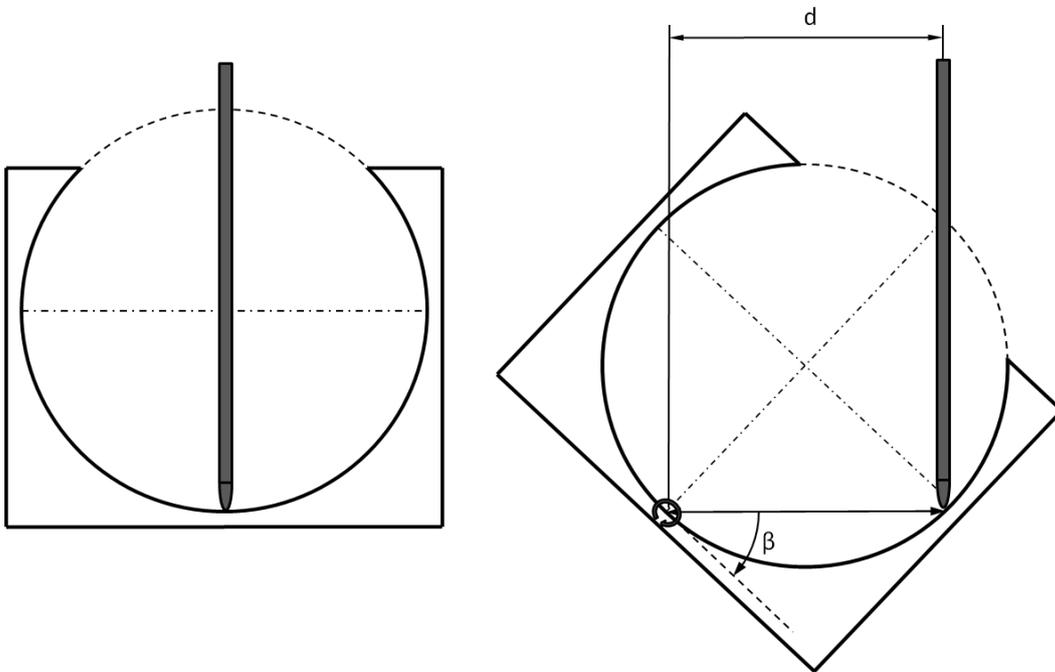


Figura 0.5 Diagrama de funcionamiento.

De las anteriores ecuaciones y dada la geometría de la leva, el ángulo máximo teórico que puede girar la cámara viene determinada por la siguiente ecuación:

$$\beta_{\text{máx}} = \sin^{-1} \left(\frac{d_{\text{máx}}}{2 R} \right) = \sin^{-1} \left[\frac{R \sqrt{2 (1 - \cos(\alpha_{\text{máx}}))}}{2 R} \right] = 67.5^\circ \quad (3)$$

Esto implica que la cámara nunca podrá girar lo suficiente como para observar el área circundante de pared abdominal más cercana al dispositivo interior, obligando a un

posible reposicionamiento de la cámara para controlar la realización de nuevas incisiones y la introducción de las herramientas laparoscópicas.

Dado que se trata de un diseño sin actuadores internos, el empujador realiza su desplazamiento limitado por unas guías y posee un imán permanente en su parte superior. Dicho imán interactúa con un imán permanente gemelo situado en el dispositivo exterior, de tal forma que los desplazamientos del imán exterior sean reproducidos por el imán interior. Los desplazamientos del imán situado en el dispositivo exterior son posibles gracias a dos actuadores lineales, encargados de reposicionarlo para lograr la orientación deseada de la cámara. La Figura 0.6 muestra el modelo de leva del mini robot camarógrafo con anclaje magnético, con un tamaño total de 56x30x24 mm.

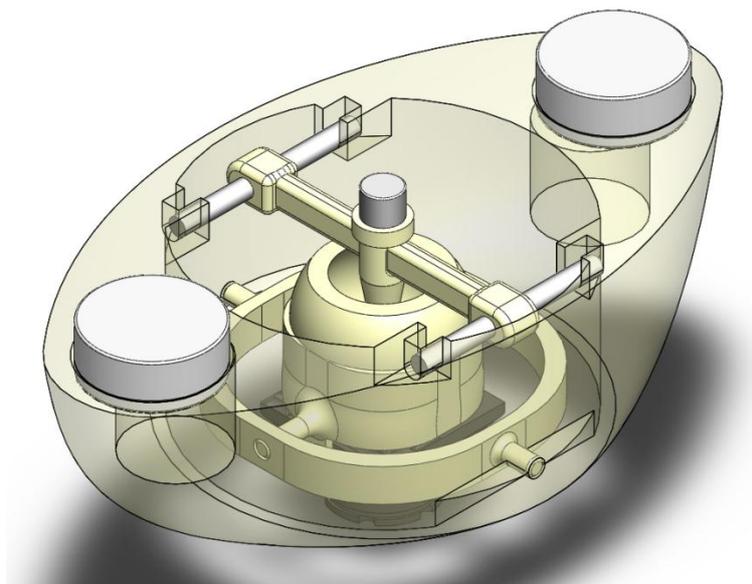


Figura 0.6 Diseño del modelo de leva sin los resortes.

Aunque en un principio este modelo permite eliminar los actuadores del dispositivo interno, reduciendo así tanto su peso como su tamaño, el sistema de orientación de la cámara contrarresta esta reducción debido a dos motivos. Primero, el dispositivo interno requiere de un sistema de guías que limiten el movimiento del empujador, las cuales requieren un espacio considerable. Segundo, dado que tanto el sistema de orientación del alojamiento de la cámara como el sistema de anclaje de la misma se basan en interacciones magnéticas, todos sus elementos deben distanciarse para evitar que los campos magnéticos encargados del anclaje del mini robot puedan

interferir con el preciso posicionamiento del empujador. Es decir, el dispositivo interno requiere de un espacio reservado para las guías y el movimiento del empujador, a la vez que requiere de una carcasa de mayores dimensiones que permita mantener una distancia mínima entre los imanes permanentes sin importar la posición del empujador.

Este diseño, aunque logra reducir el peso del dispositivo interno, no elimina la necesidad de actuadores para modificar la orientación de la cámara, los cuales al ser posicionados en el dispositivo exterior aumentan su tamaño de forma considerable. Este aumento de tamaño y la presencia de cables adicionales para controlar los actuadores del dispositivo externo, deben ser tenidos en cuenta para calcular las rutas de movimiento en caso de ser controlado por un brazo robótico.

Debido a la complejidad del diseño, al limitado rango de giro de la cámara y a que la precisión de los giros de la misma dependen completamente de la eficacia de las interacciones magnéticas, se decidió mantener este modelo como una propuesta teórica y fabricar un diseño que no sufriera las limitaciones antes mencionadas, mediante la introducción de actuadores en el dispositivo interno que no dependieran de las interacciones magnéticas.

1.12.3. Modelo motorizado

El segundo modelo diseñado trata de lograr un sistema más sencillo comparado con el modelo anterior, buscando un control directo de los giros de la cámara y reduciendo la dependencia de los imanes. Para ello se diseñó un modelo en el que parte de los actuadores que controlaban los gdl de la cámara estuvieran dentro del dispositivo interior, por lo que se diseñó un modelo que constaba de un motor paso a paso para controlar el giro vertical (conocido en inglés por el término *tilt*), cuyo eje motriz es paralelo a la pared abdominal en el punto de contacto entre el robot camarógrafo y la pared abdominal. El resto de gdl están realizados por el brazo robótico externo al paciente.

El motor interno elegido es un motor paso a paso AM1020 de Faulhaber, el cual es un motor paso a paso de 2 fases, con 20 pasos por revolución y un par de 1.6 mNm. El

motor lleva acoplado un reductor Gearhead 10/1 de Faulhaber con una relación de 16:1, proporcionando un ángulo de giro de $1.125^\circ/\text{paso}$ y una precisión del $\pm 10\%$. El peso total del conjunto motor más reductor asciende a 12.5g. La salida del reductor está directamente conectada al alojamiento de la cámara, permitiendo un ángulo de giro limitado tan solo por la carcasa de la cámara y por tanto con un rango de $\pm 90^\circ$ (considerando la posición 0° como la mantenida por la cámara cuando esta se encuentra apuntando hacia abajo en un eje vertical), ofreciendo al equipo quirúrgico la posibilidad de observar la cara interior de la pared abdominal e incluso la incisión por la que se introdujo al robot dentro del paciente, lo cual es completamente imposible mediante una cámara laparoscópica convencional o incluso con el primer modelo de robot camarógrafo propuesto en esta tesis.

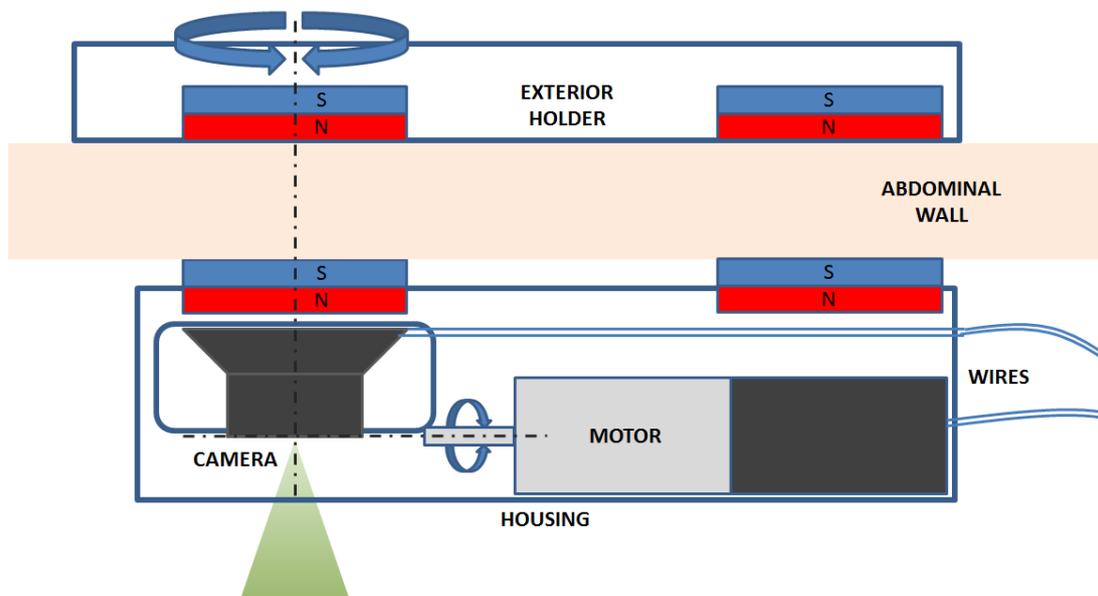


Figura 0.7 Esquema de diseño del modelo de mini robot camarógrafo motorizado.

El resto de gdl ofrecidos por este sistema están controlados por el brazo robótico a través de un anclaje magnético creado mediante dos imanes colocados tanto en el dispositivo interior como en el exterior, los cuales generan un campo magnético lo suficientemente fuerte como para mantener ambos dispositivos tangentes a la superficie de la pared abdominal. Además, la posición de los imanes tanto exteriores como interiores, dan lugar a que todos los giros de rotación de la cámara se lleven a cabo alrededor de ejes que pasen por la óptica de la misma, de tal forma que dichos giros no dan lugar a un reposicionamiento de la cámara, sino que tan solo suponen una

reorientación. La Figura 0.7 muestra un esquema de componentes y funcionamiento del modelo motorizado de mini robot camarógrafo.

Este modelo mejora la precisión de los movimientos de la cámara, ya que estos se realizan directamente mediante actuadores conectados a la misma o mediante la interacción magnética de imanes de alta potencia. Sin embargo supone un incremento del peso considerable, ya que el peso adicional aportado por el motor y su reductora supone la necesidad de imanes de mayor tamaño, lo que a su vez supone un incremento adicional del peso y del tamaño. Para el cálculo de los requerimientos magnéticos y del dimensionamiento de los imanes se usó el software FEMM, el cual permite realizar cálculos magnéticos complejos mediante el uso de elementos finitos (Figura 0.8).

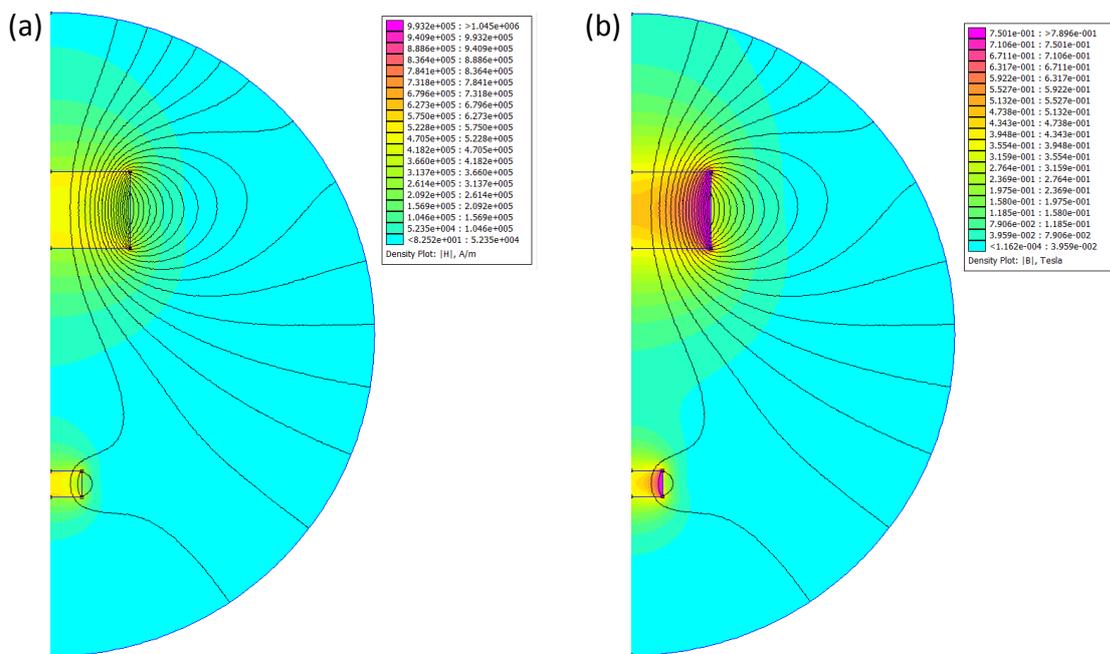


Figura 0.8 Excitación magnética (a) inducción magnética (b) de los imanes seleccionados.

Los imanes finalmente seleccionados para el dispositivo interior tienen unas dimensiones de 10 mm de diámetro y 4 mm de altura, mientras que los imanes seleccionados para el dispositivo exterior tienen unas dimensiones de 25 mm de diámetro y 12 mm de altura. Todos los imanes son de grado N35, por lo que a una distancia de 35 mm son capaces de ejercer una fuerza de atracción mutua de 0.235 N, lo que equivale a un factor de seguridad de 1.15 dado el peso de los imanes, la carcasa,

la cámara y el motor con la reductora. La distancia de separación entre los imanes usada para el cálculo se estableció de forma arbitraria al ser superior a la media de los espesores máximos calculados tanto por el estudio de C. Song et al. (31.3 ± 12.13 mm para las mujeres y de 31.4 ± 15.8 mm para los hombres) como de Ding-Hui Dong et al. (26.75 ± 6.46), además de ser el espesor de pared de un paciente con un IMC de 40 según el estudio de Magdy P. Milad et al.

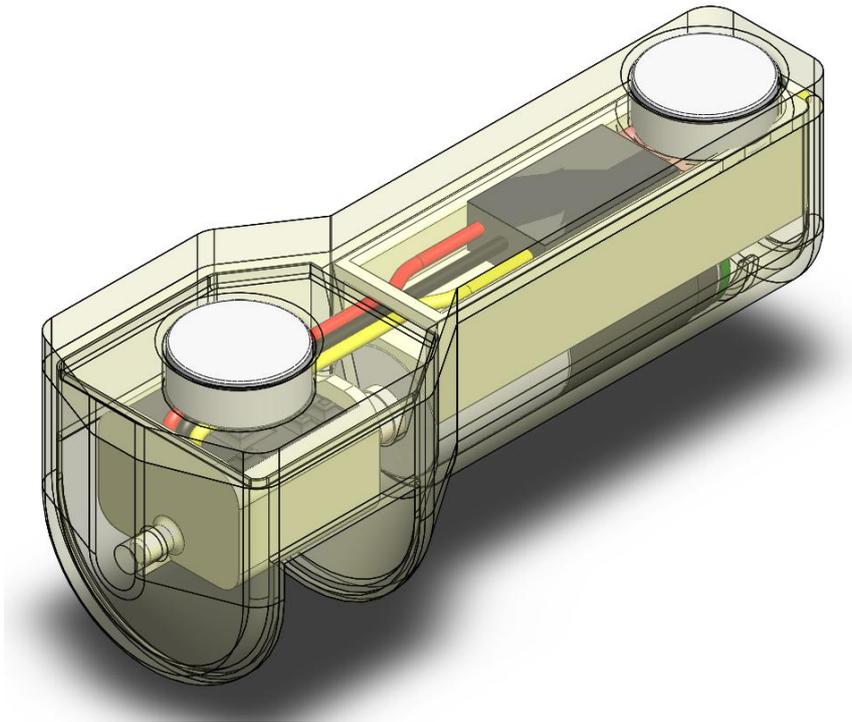


Figura 0.9 Diseño del modelo motorizado.

La Figura 0.9 muestra el diseño final propuesto del dispositivo interior motorizado, el cual posee unas dimensiones de 60x24x12mm y un peso total de 25.65g.

1.13. Posicionamiento de los mini robots

1.13.1. Holders exteriores

Los dispositivos exteriores, también llamados holders, son un elemento esencial en el anclaje magnético de los mini robots camarógrafos, ya que son los encargados de posicionar el dispositivo interior que porta la cámara. Para ello llevan incorporados una serie de imanes permanentes, los cuales son capaces de producir un campo magnético tal como para mantener el dispositivo interior siempre en contacto con la cara interior

de la pared abdominal, sin importar los movimientos efectuados o el espesor de dicha pared.

Dado que se espera que los mini robots camarógrafo y luz puedan usarse por separado, e incluso que puedan usarse más de un robot camarógrafo, se necesita un sistema capaz de manipular todos los dispositivos magnéticamente acoplados con el mínimo número de brazos robóticos externos, con el fin de no entorpecer la labor del equipo quirúrgico. Para lograr dicho objetivo se ha propuesto un diseño que permite un acople y desacople instantáneo entre el dispositivo exterior y el efector final del brazo robotizado, que consiste en unos saliente con sección conoidal en el efector final de robot y unos alojamientos también de sección conoidal en los dispositivos exteriores (ver sección del acople en la Figura 0.10). Ambos grupos de elementos están diseñados para encajar, e incluso modificando ligeramente la posición del dispositivo exterior para adaptarlo a la posición impuesta por el brazo robótico.

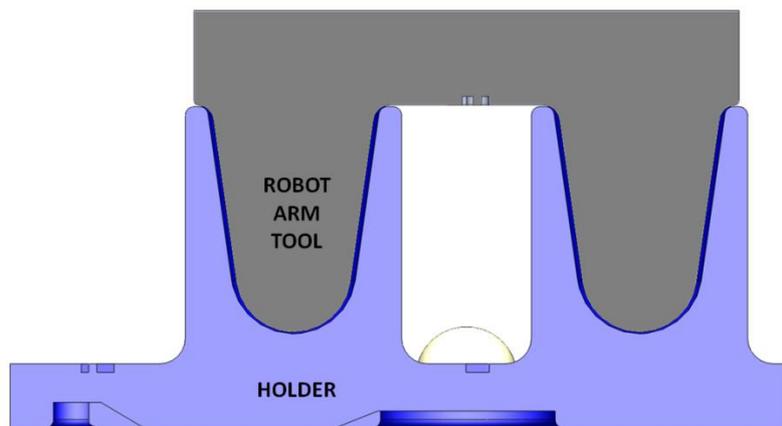


Figura 0.10 Acople entre el holder exterior y el efector final acoplado al brazo robótico.

Mediante este sistema de acople y desacople, el brazo robótico puede mover un mini robot cada vez o simplemente retirarse de la mesa de operaciones para no entorpecer mientras no se deba mover ningún mini robot. El sistema deberá llevar un registro de las posiciones de cada holder para poder dirigir al robot a la posición exacta, además de un sistema para actualizar las coordenadas de forma continua para corregir sus posiciones en caso de movimiento involuntario. Para tal fin se han acoplado a los dispositivos exteriores una serie de esferas reflectantes que pueden ser detectadas y posicionadas mediante un sistema de tracking por infrarrojos (Figura 0.11). Dicho

sistema de tracking consiste en un dispositivo de múltiples cámaras colocado alrededor de la mesa de operaciones en una zona privilegiada desde donde observar todo el abdomen del paciente, como por ejemplo en posición cenital sobre el paciente.

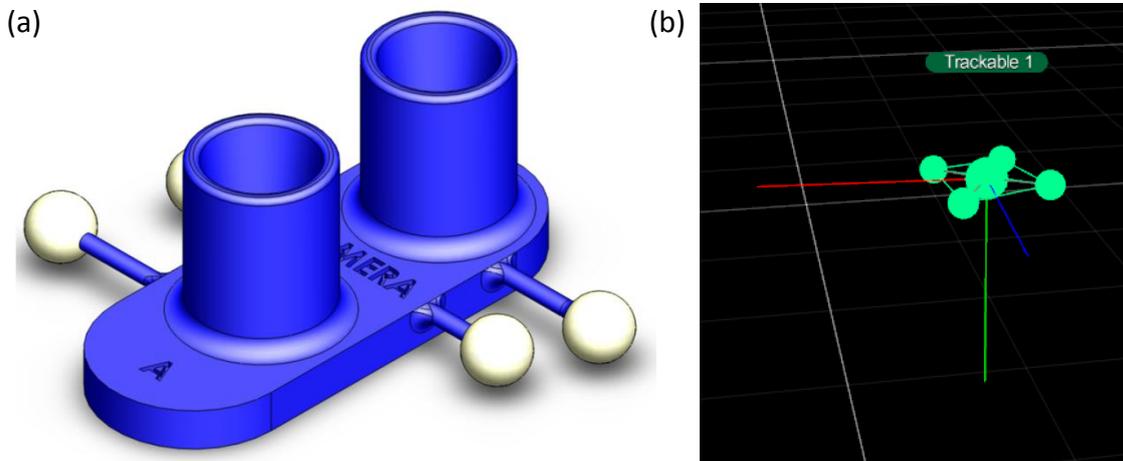


Figura 0.11 Dispositivo exterior con esferas reflectantes de IR (a) e imagen obtenida del software de rastreo (b).

El dispositivo usado durante la tesis se llama OptiTrack V120:Trio, el cual consiste en una barra que consta de 3 cámara que detectan la presencia de los marcadores de IR y triangulan su posición además de obtener su orientación, proporcionando las coordenadas de un número infinito de objetos con una precisión de 0.3 mm. La desventaja de este modelo se basa en el limitado ángulo de visión de las cámaras, ya que al estar todas posicionadas juntas existe el riesgo de que un elemento del quirófano obstruya la visión de las mismas impidiendo que realicen correctamente el seguimiento de los holders. Por ello, el escenario idea consiste en un quirófano que conste de una red redundante de cámaras repartidas alrededor del paciente, de tal forma que en todo momento haya al menos 2 cámara observando cada objeto de interés (Figura 0.12), con la desventaja que supone el incremento del coste del equipo.

El uso de esta red de cámaras puede combinarse con estudios como el de Takashi Suzuki et al. [74], donde se propuso el uso de una red de cámaras distribuidas en el quirófano para llevar a cabo un seguimiento del personal quirúrgico con el fin de determinar la fase de la intervención e incluso detectar posibles complicaciones durante la misma.

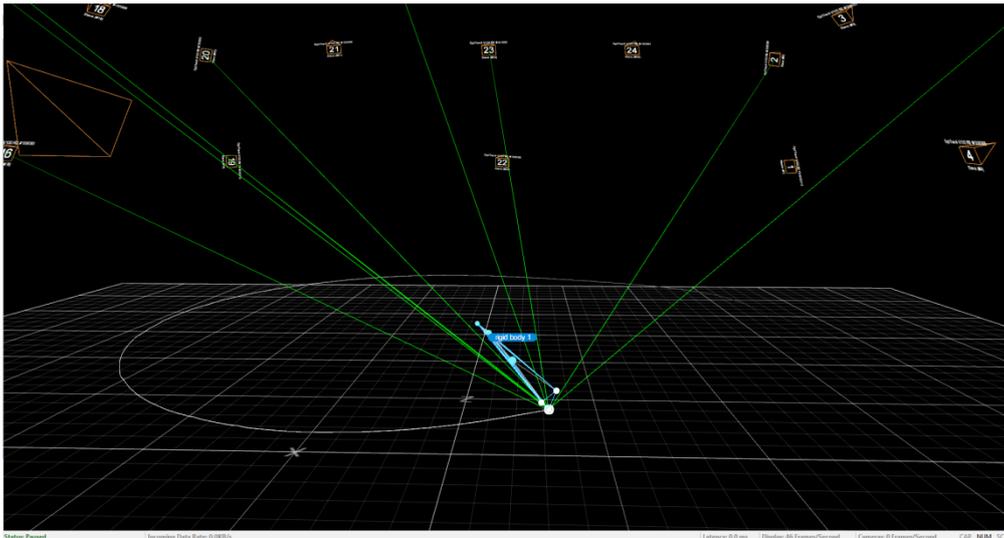


Figura 0.12 Imagen obtenida mediante el software de tracking Motive usando una red de cámaras.

1.13.2. Posicionamiento de la cámara

El posicionamiento del robot camarógrafo puede presentar una serie de problemas adicionales según el sistema motriz translacional del dispositivo exterior. Si el desplazamiento se realiza de forma automatizada por un brazo robótico en vez de manualmente por un miembro del equipo quirúrgico, el sistema debe llevar incorporado un algoritmo para calcular las rutas de movimiento con el fin de evitar choques con el resto de elementos quirúrgicos y mantener el anclaje magnético aún a pesar de los movimientos realizados. Este último punto es especialmente problemático, dado que la pared abdominal del paciente no es un elemento plano y su geometría no puede modelarse de forma sencilla, ya que difiere de un paciente a otro y depende de factores tales como el tamaño del paciente, el volumen de aire insuflado dentro de la cavidad abdominal, la posición de la mesa de operaciones (la mesa no permanece siempre paralela al suelo y su inclinación puede variar durante la intervención) y el movimiento del instrumental quirúrgico.

Aunque existan métodos para mantener el efector final del brazo robótico tangente al punto de contacto entre el dispositivo exterior y la pared abdominal, sigue existiendo la problemática del cálculo de la ruta óptima para evitar colisiones. Como se ha mencionado anteriormente, la pared abdominal del paciente no solo puede variar su geometría durante la intervención, sino que además puede variar la posición del

paciente, por ejemplo al cambiar la inclinación de la mesa de operaciones para desplazar la masa intestinal y favorecer tanto el movimiento del instrumental quirúrgico como la visión de los cirujanos. Así pues, se requiere de un sistema capaz de obtener de forma dinámica tanto la geometría del abdomen del paciente como la posición de los elementos dispuestos en su superficie.

Existe una gran variedad de métodos visuales que pueden ayudar a solventar esta problemática, por ejemplo mediante marcadores visuales para obtener la posición de todos los elementos implicados. Otra opción consistiría en aprovechar la red de cámaras establecidas alrededor del paciente para llevar a cabo una reconstrucción 3D del mismo y de los elementos puestos sobre él, de tal forma que se pueda obtener una nube de puntos que modelen su abdomen y permitan obtener la orientación deseada del efector final del robot para cada punto del abdomen. Este modelado continuo del paciente permitiría además obtener las áreas prohibidas para el robot con el fin de evitar colisiones (trocares, herramientas quirúrgicas, los brazos del personal quirúrgico, etc...).

1.14. Separación de las luces respecto a la cámara

1.14.1. Marco de trabajo y criterios de diseño

Tal como se comentó anteriormente, la ausencia de sombras al usar una cámara laparoscópica con la fuente de luz alineada coaxialmente a su óptica, conlleva la pérdida de referencias volumétricas a usar para mejorar la percepción de profundidad al visualizar imágenes planas, empeorando la coordinación ojo-mano del equipo quirúrgico. Dado que los beneficios de la separación de la luz respecto a la óptica del endoscopio han sido probados en múltiples ocasiones, se decidió realizar dicha separación también en los mini robots camarógrafos, diseñando unas fuentes de luz magnéticamente ancladas a la pared abdominal por el mismo sistema detallado durante este capítulo.

1.14.2. Luces independientes

El diseño propuesto consiste en una carcasa que posee un par de imanes permanentes para lograr el anclaje magnético y una luz LED blanca. Dado el diseño del dispositivo

interior, la luz está orientada apuntando al suelo en un eje vertical, de tal manera que cree una iluminación cenital. Además, dado el ángulo de salida del cono de luz de 120°, la iluminación producida no se ve limitada tan solo a una pequeña área del interior del paciente. La fuente de luz está conectada por cable directamente al sistema de control central, por lo que no solo permite el control de la posición del dispositivo iluminador, sino que además permite encender y apagar la fuente de luz según las necesidades de la intervención. Para lograr el anclaje magnético, cada dispositivo iluminador interior posee un dispositivo exterior o holder, el cual posee un par de imanes permanentes que aseguran el posicionamiento del conjunto y un sistema de anclaje al efector final de un brazo robótico que permitiría el uso de un solo robot para controlar todas las luces y cámaras usadas en la intervención.

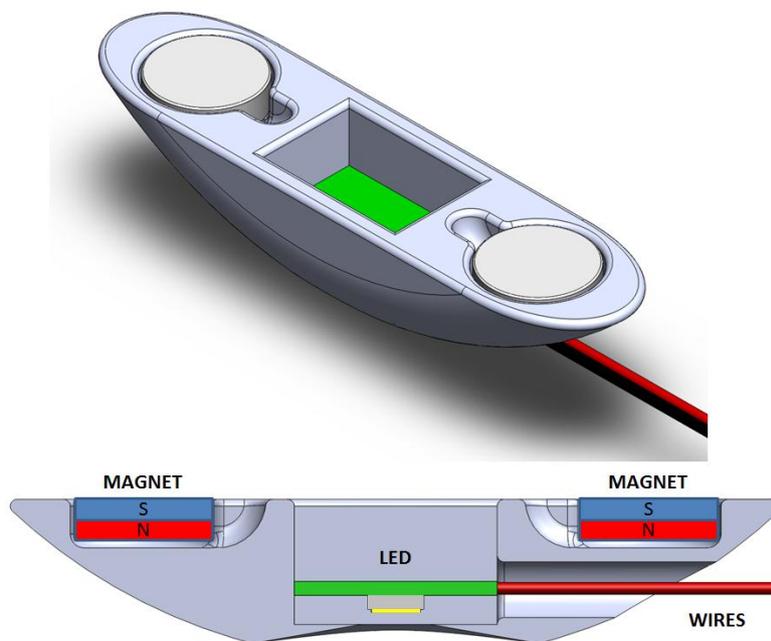


Figura 0.13 Esquema de diseño de la fuente de luz LED independiente.

En la Figura 0.13 se muestra el diseño propuesto en esta tesis de dispositivo iluminador independiente, el cual posee unas dimensiones de 55 x 12 x 12 mm por lo que se trata de un modelo de pequeñas dimensiones. Su reducido tamaño y coste permitirían el uso de múltiples fuentes de luz independientes en la misma intervención, dando pie al futuro desarrollo de algoritmos que optimicen el posicionamiento de las luces y las cámaras para maximizar la sensación de profundidad y la coordinación ojo-mano.

1.15. Experimentación y resultados

Con el fin de poner a prueba los modelos de mini robot camarógrafos y luces independientes propuestas en el presente capítulo, se llevaron a cabo una serie de pruebas experimentales haciendo uso de la arquitectura de quirófano inteligente modular descrito en el capítulo anterior. En cada prueba se llevó a cabo una tarea sencilla consistente en, haciendo uso de una herramienta electroimán, tomar una serie de tuercas metálicas y colocarlas en unos agujeros específicos. Como se describe en la Figura 0.14, las cuatro pruebas realizadas consistieron en:

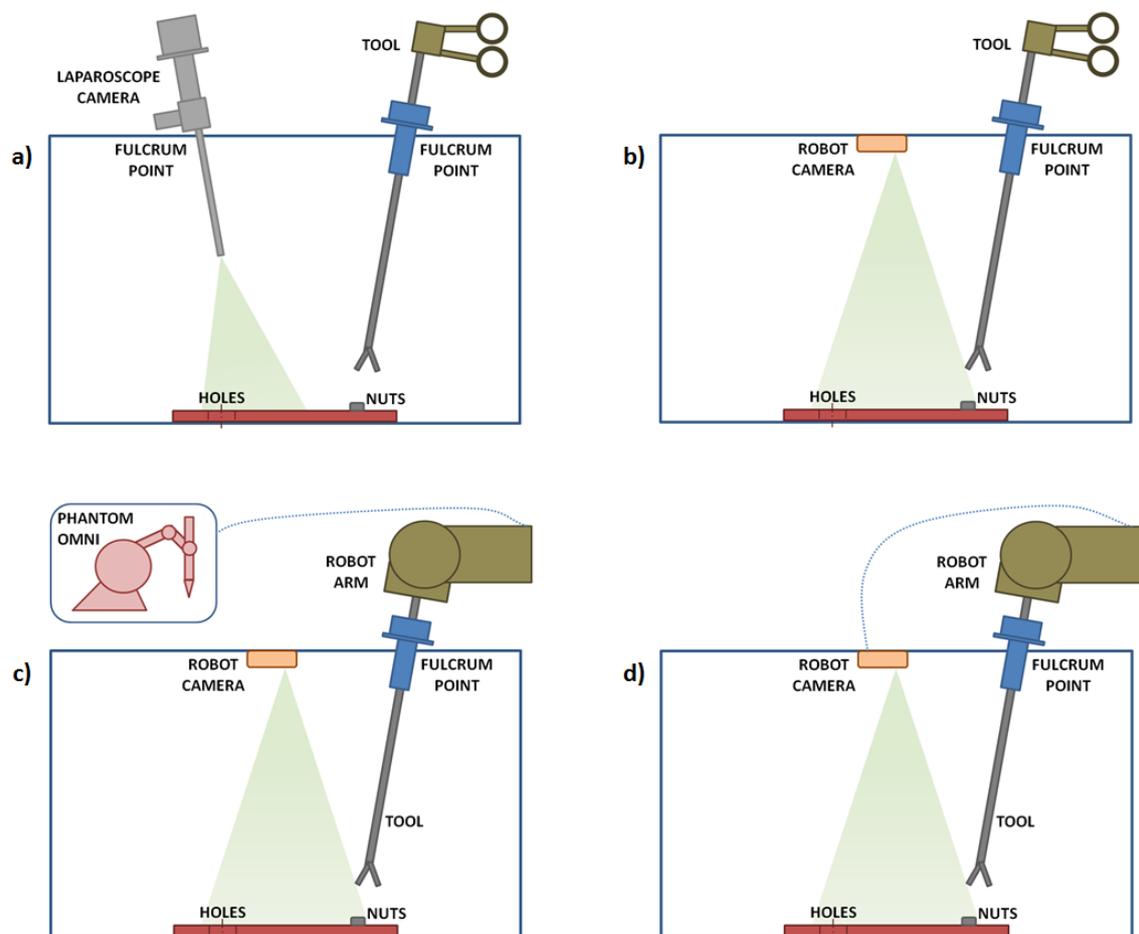


Figura 0.14 Diferentes modalidades de la tarea realizada durante las pruebas experimentales.

- Estándar: Realizar la tarea mediante una herramienta manualmente controlada y usar como sistema de visión una cámara laparoscópica estándar.

- Manual: Realizar la tarea mediante una herramienta manualmente controlada y usar como sistema de visión un mini robot camarógrafo, iluminando el área de trabajo mediante una luz independiente.
- Teleoperado: Realizar la tarea mediante una herramienta colocada en un brazo robótico teleoperado mediante el dispositivo háptico Phantom Omni y usar como sistema de visión un mini robot camarógrafo, iluminando el área de trabajo mediante una luz independiente.
- Automatizado: Realizar la tarea mediante una herramienta colocada en un brazo robótico automatizado, controlado mediante un algoritmo de visión por computador que analiza las imágenes obtenidas por un mini robot camarógrafo, iluminando el área de trabajo mediante una luz independiente. La Figura 0.15 muestra una imagen obtenida por la cámara, tras el análisis del algoritmo para diferenciar y localizar los distintos objetivos.

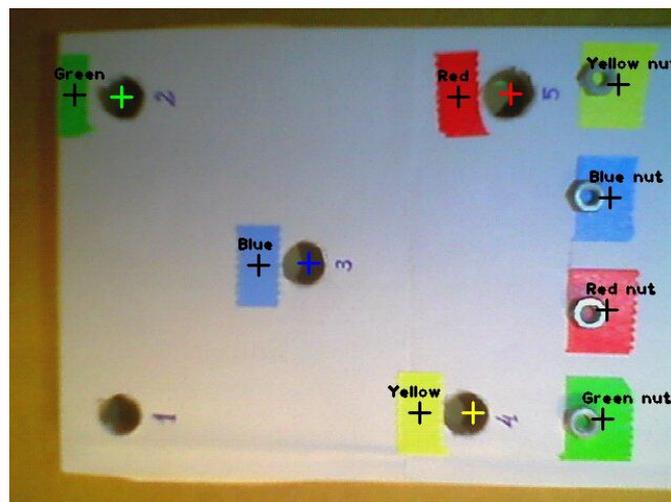


Figura 0.15 Imagen del algoritmo detector de las tuercas y los agujeros.

Para cada una de las modalidades se realizaron 10 pruebas, registrando el tiempo de cada tarea invertido en depositar las tuercas en sus respectivos agujeros. En los resultados obtenidos y mostrados en la Tabla 0.1, se puede observar que entre los tiempos obtenidos para las modalidades con herramienta manualmente manipulada no existe una diferencia estadísticamente significativa, por lo que el uso de los nuevos sistemas de visión propuestos en el presente capítulo no suponen un empeoramiento del rendimiento de un hipotético cirujano llevando a cabo una intervención

laparoscópica, pero a su vez si podría aprovecharse de las ventajas ofrecidas por estos sistemas. Las dos últimas modalidades testeadas, aunque funcionaron correctamente, presentan peores resultados comparados con las modalidades iniciales, debido principalmente a la falta de entrenamiento en el uso del dispositivo háptico usado para el control del brazo robótico y a la baja velocidad impuesta al movimiento automatizado del brazo robótico para evitar choques accidentales que pudieran dar lugar a un desplazamiento de las tuercas, imposibilitando así la finalización de la prueba.

Tabla 0.1 Resultados de las pruebas de testeo del mini robot camarógrafo.

Tiempo (s)	Modalidad			
	Estándar	Manual	Teleoperado	Automatizado
Prueba 01	39.0 s	36.0 s	57.8 s	
Prueba 02	32.9 s	38.2 s	48.7 s	
Prueba 03	37.4 s	35.3 s	42.9 s	
Prueba 04	35.1 s	32.5 s	36.5 s	
Prueba 05	30.6 s	31.8 s	38.3 s	48.0 s ^a
Prueba 06	33.8 s	28.7 s	33.2 s	
Prueba 07	25.5 s	30.8 s	40.1 s	
Prueba 08	33.4 s	27.6 s	42.8 s	
Prueba 09	30.8 s	28.8 s	35.7 s	
Prueba 10	29.3 s	25.7 s	38.4 s	
Media	32.7 s	31.6 s	41.4 s	48.0 s
Desviación est.	3.9	4.1	7.2	0.0

^a Los tiempos para todas las pruebas fueron virtualmente el mismo.

Algoritmos supervisores del campo operatorio y detección de situaciones de emergencia

En el capítulo anterior se propusieron unos modelos de mini robot camarógrafos magnéticamente acoplados a la cara interior de la pared abdominal del paciente, ofreciendo por tanto una visión cenital del campo quirúrgico durante una intervención de cirugía mínimamente invasiva. Dado que estos sistemas de visión no ocupan un puerto ni requieren de la manipulación directa por parte del personal quirúrgico, su número y posición no están tan fuertemente limitados como los de una cámara laparoscópica estándar. Por tanto, se pueden disponer de más de una cámara, por ejemplo empleando al menos una de ellas para ofrecer una visión del campo operatorio a los cirujanos, mientras el resto supervisa el entorno en busca de signos que puedan ayudar a evitar una posible complicación.

Para llevar a cabo dicha tarea se requiere de un algoritmo que controle la posición de la mini cámara según la tarea que esté realizando, además de un algoritmo de visión por computador que analice las imágenes obtenidas por su cámara. En esta tesis doctoral nos hemos centrado en dos eventos que están fuertemente relacionados y que pueden suponer un riesgo a corto-medio plazo para la salud del paciente, como son la pérdida de gases en su interior y la presencia de lesiones vasculares que puedan pasar desapercibidas.

1.16. Análisis de las imágenes

Los algoritmos de visión artificial descritos a lo largo de este capítulo fueron desarrollados mediante el uso de OpenCV, el cual es un compendio de librerías multiplataforma para generar herramientas de visión artificial que provee funcionalidades tanto básicas como avanzadas para la visión por computador, desde dibujar una línea, transformar una imagen a otro espacio de color o aplicar un filtro para eliminar el ruido de una imagen. Fue desarrollada por Intel en 1999 y dado que su publicación se da bajo licencia BSD (Berkeley Software Distribution), se acepta su libre uso tanto para aplicaciones comerciales como de investigación siempre y cuando

cumplan las condiciones así expresadas. Su código funciona en C++ y con cmake, aunque existen paquetes que permiten su uso en C#, Perl, Ch y otros. La integración de los códigos desarrollados en OpenCV dentro del sistema creado en ROS es inmediata, ya que se trata de la librería principal de visión artificial que utiliza esta plataforma de desarrollo para robótica.

Para analizar el rendimiento de los algoritmos diseñados se usaron tres parámetros, suponiendo que se trata de un test de clasificación binaria: exactitud (accuracy), sensibilidad (sensitivity) y especificidad (specificity), parámetros que se calculan mediante las siguientes ecuaciones:

$$\text{Accuracy} = \frac{\text{True Positives} + \text{True Negatives}}{\text{True Positives} + \text{True Negatives} + \text{False Positives} + \text{False Negatives}} \quad (4)$$

$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{True Positives}}{\text{True Positives} + \text{False Negatives}} \quad (5)$$

$$\text{Specificity} = \frac{\text{True Negatives}}{\text{True Negatives} + \text{False Positives}} \quad (6)$$

Los parámetros se obtuvieron mediante una comparación basada en la detección de píxeles pertenecientes al objeto buscado, por tanto True Positives son los píxeles objetivo correctamente detectados, True Negatives son los píxeles de fondo correctamente detectados como píxeles no pertenecientes al objetivo, False Positives es la cantidad de píxeles de fondo erróneamente detectados como píxeles del objetivo y False Negatives son los píxeles del objetivo erróneamente detectados como píxeles de fondo. Así pues la sensibilidad mide el porcentaje de píxeles deseados correctamente detectados respecto al total de píxeles de sangre existentes, la especificidad mide el porcentaje de píxeles de fondo correctamente detectados respecto al total de píxeles no pertenecientes al objeto buscado y la exactitud mide la efectividad global del algoritmo al clasificar los píxeles deseados y de fondo.

1.17. Tracking y conteo de gasas

Tal como se ha mencionado con anterioridad, uno de los algoritmos de visión por computador desarrollados durante el transcurso de esta tesis consiste en un sistema

para la detección y conteo de gasas quirúrgicas durante una intervención laparoscópica. Dicho algoritmo fue desarrollado para llevar a cabo su labor usando solamente las imágenes obtenidas mediante la cámara laparoscópica, sin la necesidad de modificar las gasas utilizadas mediante antenas y dispositivos de marcado.

1.17.1. Criterios de diseño

Con el fin de evitar el incremento en el coste unitario por gasa, se decidió llevar a cabo el diseño de un algoritmo de visión artificial capaz de detectar las gasas usadas durante la operación, usando tan solo las imágenes obtenidas mediante una cámara laparoscópica con el fin de no requerir de un sobrecoste en la adquisición de las gasas. De esta forma solo se debería realizar una inversión inicial para cada sistema de tracking integrado al sistema de visión para intervenciones mínimamente invasivas, sustituyendo el sobrecoste actual debido al tiempo invertido en el conteo de gasas o en el uso de máquinas de rayos-x usadas para la búsqueda de gasas extraviadas en el paciente.

También se estableció como criterio de diseño que el algoritmo funcionara de forma autónoma, con tal de no obligar a futuros usuarios a aprender a usar nuevos dispositivos tecnológicos. El objetivo planteado se estableció como un sistema autónomo capaz de funcionar solo con las imágenes de la cámara laparoscópica, capaz de detectar las gasas quirúrgicas introducidas en el paciente, llevar un registro de sus movimientos y posiciones, además de ser capaz de llevar la cuenta del número de elementos insertados y extraídos del paciente.

Dado que una de las causas de la pérdida de las gasas quirúrgicas es la dificultad de reconocerlas cuando se produce un sangrado masivo y éstas quedan manchadas de sangre, el algoritmo de visión artificial creado no podía fundamentarse en información relativa al color de las imágenes usadas. Además, dada la flexibilidad de las gasas y su uso sin limitaciones en todo tipo de intervenciones quirúrgicas, tampoco era una opción fundamentar su detección en la forma o el tamaño de los objetos presentes en las imágenes usadas. La única característica invariante de las gasas durante todo el proceso quirúrgico es la apariencia de su superficie, es decir, se decidió realizar una clasificación por texturas.

Dado que obviamente el sistema diseñado adolecería de ciertas limitaciones y situaciones en las que sería totalmente imposible detectar una gasa, como por ejemplo cuando ésta se encontrara completamente sumergida en sangre, el sistema debería ser capaz de guardar y marcar la última posición conocida de dicho elemento para que así el equipo quirúrgico no llegara a cerrar nunca al paciente con la gasa dentro. Finalmente, dada la movilidad de la cámara laparoscópica y la falta de control por parte del sistema sobre su posición, el algoritmo debe ser capaz de trabajar bajo diversas condiciones de iluminación y punto de vista.

1.17.2. Material experimental

Para el diseño del algoritmo detector de gasas se testearon varios algoritmos de clasificación por texturas basados en el método de Patrones Binarios Locales (a partir de ahora se mencionará por sus siglas en inglés LBP, Local Binary Patterns), un método basado en el análisis de la relación entre los píxeles de interés y sus píxeles vecinos. Todos los algoritmos usados fueron replicados usando el software de visión por computador de código libre OpenCV [75] y las herramientas que provee el framework ROS [76], de tal forma que el algoritmo pueda ser integrado en la plataforma robótica de forma automática.

Para cada algoritmo usado se ha dividido su testeo en dos fases, una fase de entrenamiento en la que se busca obtener un vector de características y una fase de comprobación en la que se pone a prueba la efectividad del algoritmo.

En la fase de entrenamiento se entrenó el clasificador mediante una serie de imágenes de texturas de gasas quirúrgicas y otra serie de imágenes sin textura de gasas obtenidas a partir del fondo de la imagen obtenida de una cámara laparoscópica (algunas de estas imágenes pueden observarse en la Figura 0.1), aplicando los diferentes algoritmos a cada imagen para después extraer sus características. Cuando se hizo necesaria una agrupación de los datos, se usó el método k-mean de agrupamiento ajustando el parámetro k igual a 2 para así separar los datos de las gasas de los datos del fondo. De esta forma se obtuvo un vector de características inherente a cada algoritmo.

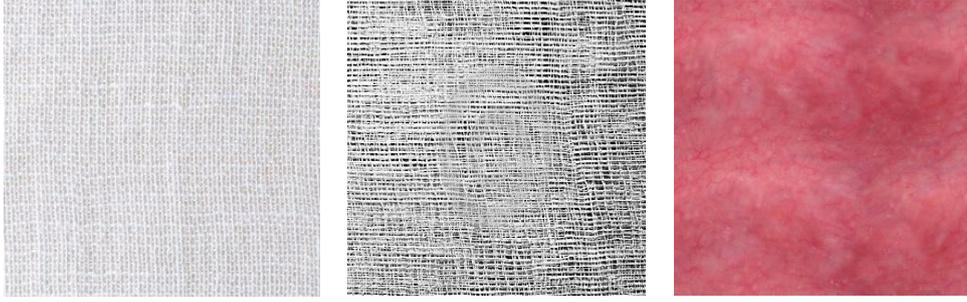


Figura 0.1 Ejemplos de las imágenes de textura de gases y de fondo.

Para la creación de los vectores de característica, se usaron factores estadísticos obtenidos de la comparación entre la región de interés que se está analizando y un histograma de referencia obtenido de una imagen de textura de gasa. Estos factores estadísticos son el factor chi cuadrado, la intersección, la correlación (Normalized Cross Correlation, NCC) y la distancia de Bhattacharyya, cuyas ecuaciones se muestran a continuación:

$$\text{Correlation} = \frac{\sum_I ((H_1(I) - \bar{H}_1) \cdot (H_2(I) - \bar{H}_2))}{\sqrt{\sum_I (H_1(I) - \bar{H}_1)^2 \cdot \sum_I (H_2(I) - \bar{H}_2)^2}}, \quad \text{donde } \bar{H}_i = \frac{1}{N} \cdot \sum_I H_i(I) \quad (7)$$

$$\text{Chi - Square} = \sum_I \frac{(H_1(I) - H_2(I))^2}{H_1(I)} \quad (8)$$

$$\text{Intersection} = \sum_I \min(H_1(I), H_2(I)) \quad (9)$$

$$\text{Bhattacharyya distance} = \sqrt{1 - \frac{1}{\bar{H}_1 \cdot \bar{H}_2 \cdot N^2} \cdot \sum_I \sqrt{H_1(I) \cdot H_2(I)}} \quad (10)$$

Donde la N equivale a la cantidad de intervalos del histograma y $H_i(I)$ es el valor del histograma para un valor de intensidad I en la escala de grises.

En la fase de comprobación se testeó la efectividad de los algoritmos mediante el análisis de otra serie de imágenes obtenidas de videos de operaciones reales llevadas a cabo mediante técnica laparoscópica. Tomando como referencia el vector de características obtenido previamente y aplicando una serie de umbrales, se clasificaron los píxeles de las imágenes según pertenecieran a una gasa o al fondo. Una vez que se clasificó cada pixel de cada imagen, se realizó una comparación de la efectividad de los resultados mediante una comparación con un mapa binario realizado de cada imagen

donde se marcó el ground truth, obteniendo así la cantidad de píxeles bien clasificados como perteneciente a una gasa (tasa de verdaderos positivos, también llamada sensibilidad del clasificador) y la cantidad de píxeles bien clasificados como pertenecientes al fondo de la imagen (tasa de verdaderos negativos, también llamada especificidad). Con estos datos se calculó la tasa de éxito o fracaso de cada algoritmo.

Para el diseño del algoritmo detector de gasas se probaron los siguientes algoritmos: el operador invariante a rotación y uniforme del método LBP (LBP^{riu2}), la versión mejorada de dicho operador ($NI-LBP^{riu2}$) y un operador de control consistente en la comparación directa del histograma de la región de interés con el histograma de la imagen de referencia, operador introducido en el estudio como método de control para comprobar la mejora obtenida por usar uno de los anteriores operadores respecto a la comparación directa. A continuación se describe cada uno de estos operadores.

LBP convencional (LBP)

El operador LBP básico y variante frente a la rotación, propuesto por Ojala et al. [77], analiza la relación entre el pixel de interés y los píxeles vecinos que lo rodean a una determinada distancia, comparando sus intensidades en la escala de grises y calculando un número que representa esta relación (ver diagrama del algoritmo en la Figura 0.2).

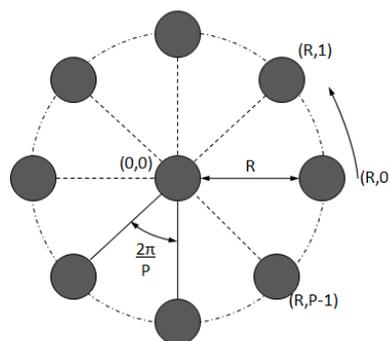


Figura 0.2 Diagrama del algoritmo LBP.

El algoritmo compara los píxeles vecinos con el central, estableciendo un valor de 1 si el pixel central tiene una mayor intensidad que su vecino o 0 si su intensidad es menor.

El resultado es una cadena binaria, que al convertirla a decimal ofrece un número que caracteriza al pixel de interés central.

$$LBP_{P,R} = \sum_{p=0}^{P-1} s(g_p - g_c) \cdot 2^p, \quad s(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \quad (11)$$

Donde P equivale al número de píxeles vecinos comparados y R el radio o distancia a la que se encuentran dichos píxeles vecinos respecto al pixel central. Los valores de intensidad de los píxeles de las diagonales se obtienen por interpolación si fuese necesario.

Aplicando el algoritmo LBP con diferentes parámetros P y R y combinando los resultados se obtiene un sistema generador de vectores de características más completo y robusto, con una mayor tasa de éxito al clasificar. Sin embargo, para el propósito de este estudio preliminar solo se ha usado un valor para cada parámetro con el fin de simplificar la primera aproximación a este método.

LBP invariante a rotación y uniforme (LBP^{riu2})

Dado que el algoritmo LBP no es invariante frente a la rotación, produce un número identificativo binario diferente al rotar la textura analizada. Otra desventaja inherente a este método es la creación de grandes histogramas, dado los 2^P posibles valores obtenidos del operador. Además, el método LBP es se ve fuertemente influenciado por el ruido de la imagen analizada, ya que una pequeña variación en el valor de la escala de grises de un pixel vecino que lo situé por encima o por debajo del valor del pixel modificará totalmente el resultado obtenido. Para evitar estos problemas, Ojala et al. [77] propusieron una nueva variante de su método que usa solo los patrones uniformes e invariantes frente a la rotación, los cuales poseen un valor U máximo de 2, descartando así aquellos patrones que presentan una alta variación en la escala de grises.

$$LBP_{P,R}^{riu2} = \begin{cases} \sum_{p=0}^{P-1} s(g_p - g_c), & \text{if } U(LBP_{P,R}) \leq 2 \\ P + 1, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (12)$$

donde

$$U(\text{LBP}_{P,R}) = |s(g_{P-1} - g_c) - s(g_0 - g_c)| + \sum_{p=1}^{P-1} |s(g_p - g_c) - s(g_{p-1} - g_c)| \quad (13)$$

En su estudio afirman que en torno al 90% de los píxeles de una imagen tienen un patrón de texturas uniforme con un tamaño de 3x3 píxeles, estando situadas normalmente en los bordes, las esquinas y los puntos aislados.

Versión mejorada (NI-LBP^{riu2})

Tras resolver los problemas rotacionales del algoritmo LBP, este método aún presenta un problema adicional, como es la simplificación de la estructura local y la pérdida de información de la textura. En el mismo artículo mencionado en el punto anterior, Ojala et al. propusieron otra variante adicional introduciendo el contraste local de los patrones y usando un histograma conjunto, obteniendo un nuevo algoritmo al que llamaron LBP^{riu2}/VAR usado cuando no se requiere una invariancia en la escala de grises:

$$\text{VAR}_{P,R} = \frac{1}{P} \cdot \sum_{p=0}^{P-1} (g_p - \mu)^2, \quad \text{where } \mu = \frac{1}{P} \cdot \sum_{p=0}^{P-1} g_p \quad (14)$$

Ambos operadores pueden ser usados con diferentes valores para los parámetros P y R, analizando cada uno de ellos diferentes vecindarios y así obteniendo unos resultados más robustos para la clasificación de texturas.

Más tarde, Li Liu et al. [78] propusieron una nueva variante de este método, calculando el código binario mediante el uso de μ en vez del valor de la intensidad en la escala de grises del pixel central. Este método es conocido como Neighbors Intensity – Local Binary Patterns (NI-LBP):

$$\text{NI-LBP}_{P,R} = \sum_{p=0}^{P-1} s(g_p - \mu) \cdot 2^p, \quad s(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \quad (15)$$

donde

$$\mu = \frac{1}{P} \cdot \sum_{p=0}^{P-1} g_p \quad (16)$$

Tal como demostraron en su estudio, este algoritmo es más efectivo codificando la imagen y clasificando entre diferentes vecindarios. Además, propusieron una versión invariante frente a la rotación y el uso de patrones uniformes, de forma similar a la propuesta por Ojala et al.

Comparación de histogramas locales

El operador de control usado para comprobar la influencia de los métodos anteriormente descritos, consiste en una comparación directa entre el histograma de intensidades en la escala de grises de una región de interés de la imagen a analizar con el histograma de intensidades en la escala de grises de una imagen de referencia que muestra una textura de gasa. La región de interés que se usó tenía un tamaño de 15x15 píxeles y estaba compuesta por los píxeles vecinos situados alrededor del píxel a analizar. Para referirse a este método, se usó el nombre de *GauzeTrack*.

La imagen de referencia usada para este operador fue una de las imágenes de texturas usadas durante la fase de entrenamiento, que muestra una gasa limpia y bien iluminada, donde se puede apreciar claramente el entramado de los hilos que la componen y que se muestra en la Figura 0.3.



Figura 0.3 Imagen de referencia usada para el operador de control.

Series de imágenes experimentales

Para el presente estudio se usaron dos series de imágenes, una serie de imágenes para la fase de entrenamiento y otra serie de imágenes para la fase de comprobación. La serie de imágenes de la fase de entrenamiento está compuesta por 10 imágenes de textura de gasas, una de ellas con manchas de sangre y otra completamente

empapada de sangre, además de otras 5 imágenes de texturas del interior de un paciente (Figura 0.4).

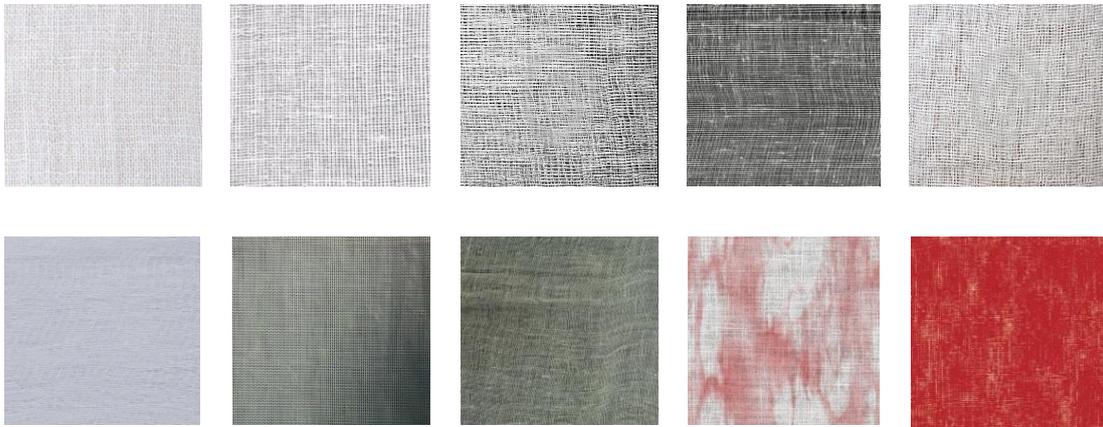


Figura 0.4 Imágenes de textura de gasas usadas durante la fase de entrenamiento.

Para poner a prueba los operadores durante la fase de comprobación, se usó una serie de imágenes obtenidas de una operación real consistente en una colectomía laparoscópica para eliminar adenocarcinoma estenótico, cuyo video se obtuvo del repositorio *websurg.com*. Dichas imágenes muestran una gasa en diferentes condiciones de iluminación, distancia a la cámara, punto de vista y grados de obstrucción, pero no presenta manchas de sangre.

Se eligieron estas imágenes para la fase de comprobación dado que en esta primera aproximación solo se quería establecer la capacidad de cada algoritmo de clasificar correctamente una gasa al ser introducida en el paciente. Si alguno de los operadores alcanzaba una tasa de éxito adecuada, se volvía a poner a prueba con otra serie de 6 imágenes que mostraban gasas en entornos quirúrgicos reales con diferentes grados de manchado de sangre. Esta última comprobación suponía un incremento adicional para la clasificación de píxeles, dada la pérdida de información de la textura de la gasa al encontrarse impregnada de sangre.

1.17.3. Discusión

Durante la fase de entrenamiento, se aplicó cada algoritmo y se comparó lo obtenido con la textura de referencia, obteniendo un umbral para cada factor de comparación estadística con el que discriminar entre píxeles de gasa y píxeles de fondo.

Tabla 0.1 Umbrales obtenidos para la clasificación de píxeles de gasa.

Operator	LBP _{P,R} ^{riu2}			NI – LBP _{P,R} ^{riu2}			Gauze Track
	(P,R)	(8,1)	(16,2)	(24,3)	(8,1)	(16,2)	
(P,R)	(8,1)	(16,2)	(24,3)	(8,1)	(16,2)	(24,3)	-
CORRE.	*	> 0,97	> 0,9	*	> 0,98	> 0,98	> -0,3
CHI-SQ.	*	*	*	*	*	*	*
INTER.	> 150	*	*	*	*	*	*
BHATTA.	< 0,5	< 0,6	< 0,75	< 0,48	< 0,6	< 0,8	< 0,8

Tal como se puede observar en la Tabla 0.1, no se obtuvieron resultados discriminativos para chi-cuadrado y la intersección solo fue válida para uno de los casos. Además, se obtuvieron resultados insatisfactorios al usar más de dos factores a la vez, reduciendo drásticamente la cantidad de verdaderos positivos obtenidos.

Tras este paso, se usaron los vectores de características obtenidos en la fase de comprobación para aplicar cada algoritmo a las imágenes contenidas en la serie de imágenes y comparar los resultados con los mapas binarios, obteniendo la sensibilidad (tasa de píxeles correctamente clasificados como pertenecientes a una gasa) y la especificidad (tasa de píxeles correctamente clasificados como no pertenecientes a una gasa). Tabla 0.2 contiene dichos marcadores de la efectividad.

Tabla 0.2 Resultados de la efectividad de los algoritmos aplicados.

Operator	(P,R)	Average Sensitivity	Average Specificity
LBP	(8,1)	33,02%	64,96%
	(16,2)	19,96%	75,96%
	(24,3)	48,87%	52,72%
NI-LBP	(8,1)	95,59%	48,01%
	(16,2)	49,39%	77,01%
	(24,3)	93,03%	40,88%
GauzeTrack	-	22,04%	99,45%

Tal como puede observarse en la anterior tabla, los algoritmos aplicados no logran clasificar satisfactoriamente los píxeles como pertenecientes o no a una gasa, generalmente con bajos índices de especificidad. La única excepción es el operador de comparación directa entre histogramas, que aún a pesar de obtener una sensibilidad muy baja (22.04%) obtiene una especificidad muy alta (99.45%), logrando así una buena tasa de falsos positivos. La alta tasa de falsos negativos se debe en parte a la incapacidad del operador de reconocer correctamente una gasa mal iluminada, obteniendo en algunas imágenes una tasa de verdaderos positivos del 0%, es decir, no reconociendo ni un solo píxel como perteneciente a una gasa. Considerando solo las imágenes donde se puedan apreciar gasas correctamente iluminadas, la sensibilidad del algoritmo mejora hasta 36.73%.

A continuación se puso a prueba este operador con la segunda serie de imágenes de prueba, aquellas en las que las gasas mostraban no solo diferentes condiciones de iluminación, sino que además varía el grado de limpieza y manchas de sangre de la gasa. El análisis de las imágenes mediante el operador de comparación directa de los histogramas obtuvo una sensibilidad media de 47.94% y una especificidad de 98.28% (valor promedio de todas las imágenes de la serie). En la imagen donde se obtuvieron los mejores resultados se logró una sensibilidad de 72.96% y una especificidad de 98.9%, pudiendo apreciarse en la Figura 0.5 el resultado del análisis.

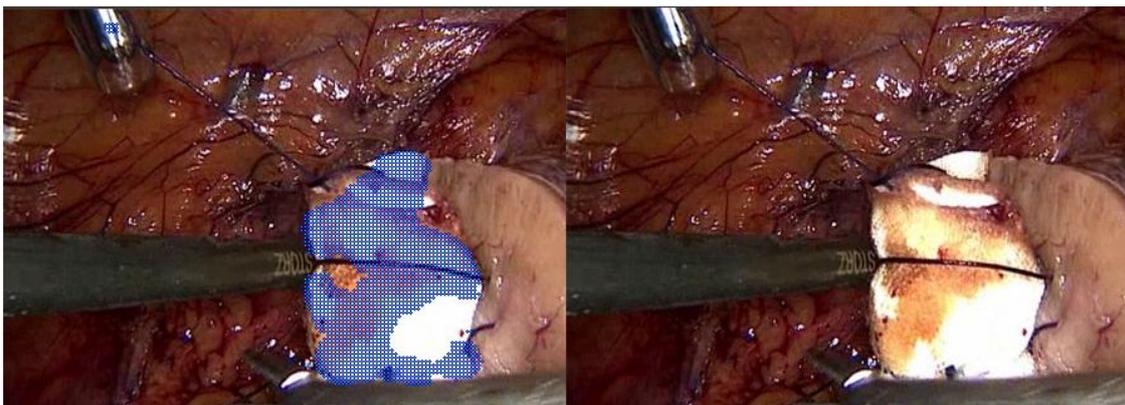


Figura 0.5 Imagen analizada y su original. Los puntos azules marcan los píxeles clasificados por el algoritmo como perteneciente a una gasa.

Tal como se ha mencionado anteriormente, los resultados obtenidos de las imágenes que muestran gasas pobremente iluminadas fueron en general malos. Para resolver

esta problemática se decidió introducir en el algoritmo una segunda imagen de referencia que el algoritmo deba usar para píxeles con una intensidad en la escala de grises inferior a 120. Con este cambio, los resultados para la primera serie de imágenes mejoró considerablemente su sensibilidad (de 22.04% a 42.95%) pero empeoró su especificidad (de 99.45% a 90.88%), manteniéndose aún a un nivel aceptable. Tras este cambio, se renombró a este operador como *GauzeTrack Local Histograms Algorithm*, cuyo esquema de trabajo queda descrito en la Figura 0.6.

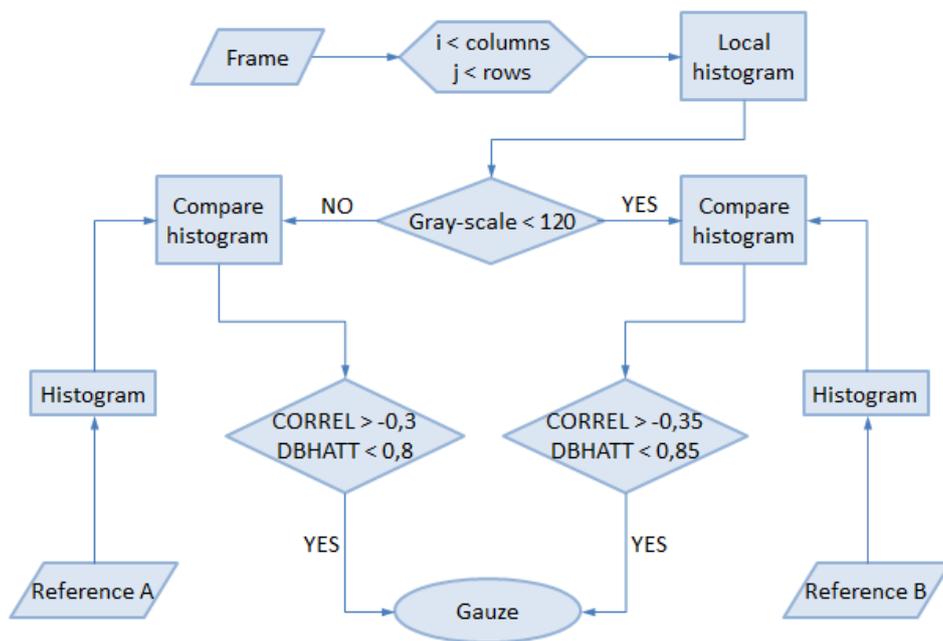


Figura 0.6 Esquema de funcionamiento del operador GauzeTrack Local Histogram Algorithm.

Adicionalmente, se hicieron pruebas para evitar que el algoritmo detectara como píxeles de gasa los pequeños brillos creados por la incidencia de la luz sobre las superficies metálicas de algunas herramientas, que generan áreas de tamaño pequeño con un gran contraste. Sin embargo, no se logró este objetivo sin reducir considerablemente la sensibilidad del operador.

Finalmente, se realizaron pruebas para encontrar el tamaño óptimo de la región de interés, buscando la configuración óptima mediante el testeado de regiones de interés de tamaños desde 3x3 hasta 25x25 píxeles. Los mejores resultados se obtuvieron para una región de interés de tamaño 17x17 píxeles, observándose un rápido aumento de la

tasa de falsos positivos frente a un aumento de los verdaderos positivos más lento. La Figura 0.7 muestra los resultados obtenidos para las diferentes configuraciones.

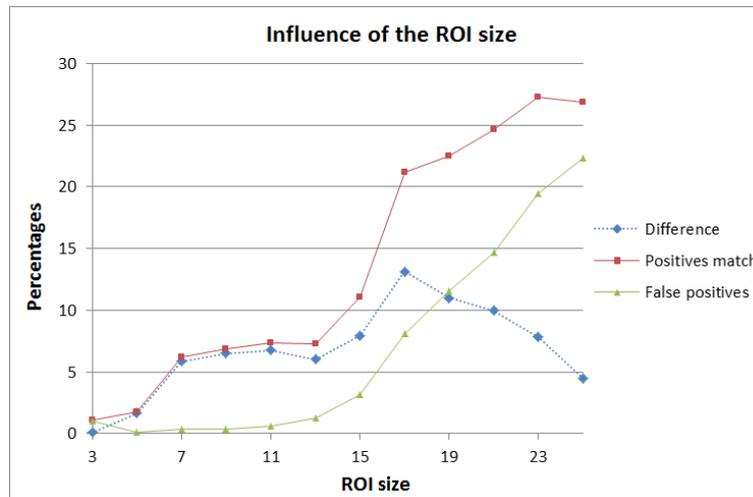


Figura 0.7 Resultados de los verdaderos positivos, falsos positivos y su diferencia según el tamaño de la región de interés usada.

1.17.4. Conclusiones y trabajo futuro

Mediante este estudio se pretende obtener una primera aproximación a un sistema de detección de gases en ambiente quirúrgico mediante medios puramente visuales mediante un operador LBP o una variante del mismo. Sorprendentemente, los mejores resultados se obtuvieron mediante el operador usado como operador de control.

Con algunos cambios adicionales, se logró una primera aproximación a un futuro algoritmo capaz de detectar gases en un entorno quirúrgico mediante el análisis de las imágenes obtenidas directamente de la cámara laparoscópica, logrando una sensibilidad de 42.95% y una especificidad de 90.88% al analizar una serie de imágenes obtenidas de operaciones reales.

Sin embargo, este método computacionalmente muy costoso, analizando tan solo unas pocas imágenes por segundo para videos de calidad media. Por lo tanto requiere de una optimización para llegar a ser potencialmente útil.

Para mejorar la efectividad del algoritmo se ha planteado la posibilidad de introducir como factores discriminativos la posición o la suavidad de las superficies. Para lograr

dicho cometido, se sugiere el uso de un sistema de visión estereoscópico que permita la reconstrucción digital 3D del escenario quirúrgico.

Los resultados de este trabajo para el desarrollo de un algoritmo localizador de gasas quirúrgicas se publicó mediante una comunicación de congreso en el año 2015 [79].

1.18. Detección de hemorragias

El segundo algoritmo de visión por computador desarrollado durante el transcurso de esta tesis consiste en un sistema para la detección automatizada de sangre y hemorragias masivas durante una intervención de cirugía laparoscópica. Dicho algoritmo fue desarrollado para llevar a cabo su labor usando solamente las imágenes obtenidas mediante la cámara laparoscópica, sin la necesidad de nuevos dispositivos.

1.18.1. Criterios de diseño

Dada la proliferación de líneas de investigación centradas en el análisis de las imágenes obtenidas por la cámara laparoscópica como la seguida en [80], se decidió diseñar un algoritmo de visión por computador capaz de detectar una hemorragia interna durante una intervención de cirugía laparoscópica.

Así pues, el objetivo marcado durante el desarrollo de la presente tesis doctoral fue el diseño e implementación de un algoritmo de visión por computador capaz de analizar en tiempo real un video capturado por una cámara laparoscópica de alta definición, detectando tanto la sangre expelida por el paciente como el inicio de una hemorragia masiva que pudiera poner en riesgo su salud. Una vez alcanzado este objetivo, el algoritmo puede ser útil para monitorizar el campo quirúrgico en busca de signos de esta complicación que puedan haber pasado desapercibidos por el equipo quirúrgico, o incluso integrar en un futuro el algoritmo en una plataforma de cirugía autónoma capaz de realizar una intervención laparoscópica si la intervención directa de una persona.

Al contrario de lo que ocurría con el algoritmo detector de gasas quirúrgicas, el factor determinante para detectar una hemorragia es el color, ya que obviamente la sangre siempre es roja. Sin embargo, la tonalidad del color puede variar de forma significativa

en una mancha de sangre debido a cambios de iluminación, ya sea debido a sombras o reflejos en la superficie del líquido que de esta forma adquiere en ocasiones tonalidades de distintos colores. Por tanto, para el desarrollo de este algoritmo se debe trabajar a partir de espacios de color que permitan controlar el nivel de rojo de los píxeles o la tonalidad presente, por ejemplo BGR o HSV.

Por otro lado, la textura no parece ser un factor determinante para la detección de hemorragias, ya que depende principalmente de la superficie sobre la que esté depositada la sangre y la cantidad que se haya vertido de la lesión vascular. Si puede resultar útil para determinar si la sangre ha manchado la óptica de la cámara o si simplemente ha manchado todo el campo operatorio, produciendo que la imagen se vea completamente roja.

1.18.2. Material experimental

Para llevar a cabo el análisis de las imágenes se han usado las mismas herramientas descritas en los apartados anteriores, esto es, el software de visión por computador de código libre OpenCV [75] y las herramientas que provee el framework ROS [76], de tal forma que el algoritmo pueda ser integrado en la plataforma robótica.

El diseño y desarrollo de este algoritmo se realizó usando dos series diferenciadas de videos. La primera serie está compuesta por 23 videos reales de operaciones mediante cirugía laparoscópica, grabados mediante una cámara manejada por un miembro del equipo quirúrgico y muestra un variado abanico de intervenciones como colecistectomías, cirugías pélvicas, escisiones totales del mesorrecto, histerectomías radicales, pancreatomectomías, gastrectomías, linfadenectomías aórticas, disecciones de nódulos retroperitoneales, nefroureterectomías y colectomías. Esta primera serie contiene 17 videos que muestran al menos una hemorragia (duración media de 51 segundos) y 6 videos que no muestran ningún tipo de sangrado (duración media de 33 minutos y 31 segundos).

La segunda serie está compuesta por videos grabados en un setup de experimentación montado en el laboratorio específicamente para el diseño de este algoritmo, usando los mini robots camarógrafos y de iluminación descritos en anteriores capítulos de esta

tesis. Para la sangre falsa a detectar se creó una mezcla a base de agua, glicerina (para aumentar ligeramente su viscosidad hasta los niveles alcanzados por la sangre humana) y tintes de color rojo y negro, obteniendo una tonalidad similar a la de la sangre. El efecto del sangrado se logró al impulsar la sangre falsa mediante una pequeña bomba para peceras instalada en un contenedor externo al área de grabación, tal como muestra la Figura 0.8.



Figura 0.8 Depósito con sangre falsa y bomba impulsora.

El vertido de la sangre falsa se realizó en la zona de grabación, un entorno cerrado para simular el interior de la cavidad abdominal de un paciente durante la cirugía. Al contenedor receptor de la sangre falsa se le añadió a su alrededor una serie de trozos de papel manchados con la misma sangre falsa, con el fin de simular los órganos internos del paciente y posibles manchas de sangre que se hubieran podido depositar previamente. La cantidad de sangre falsa residual se varió durante la grabación de los diferentes videos (Figura 0.9).



Figura 0.9 Área experimental para la detección de sangrados.

Para crear la segunda serie de videos se crearon 5 configuraciones diferentes del setup, modificando la posición de la cámara, la intensidad de la iluminación y la cantidad de sangre falsa residual alrededor del depósito receptor. Para cada una de estas configuraciones se grabaron 15 videos, ya que se esperaba una pequeña variación en los parámetros analizados entre los distintos vertidos de una misma configuración.

De cada serie de videos se extrajeron gran cantidad de imágenes que mostraban distintos momentos de los sangrados. Para poder calcular fácilmente la efectividad del algoritmo para detectar los píxeles de sangre, se crearon unos mapas binarios para cada una de las imágenes extraídas para usarlos como ground truth y así poder compararlas con las clasificaciones llevadas a cabo por el algoritmo para distinguir los píxeles de sangre del resto de la imagen.

1.18.3. Clasificación de los píxeles de sangre

El primer paso para el desarrollo del algoritmo consistió en poner a prueba los algoritmo de Tonmoy Ghosh et al. [60] y de Yixuan Yuan et al. [62] para cápsulas endoscópicas tragables al aplicarlos a los videos in vivo de nuestra primera serie de videos, con el fin de comprobar si su capacidad de clasificar píxeles de sangre del tracto digestivo es igualmente válida para clasificar píxeles de sangre en un entorno quirúrgico. Los algoritmos fueron obtenidos directamente de sus descripciones de sus respectivos artículos, por lo que no fue necesario contactar con sus autores originales. Aún a pesar de los buenos resultados obtenidos al clasificar píxeles de sangre de las imágenes obtenidas por una cápsula endoscópica tragable, estos algoritmos no fueron diseñados para trabajar con imágenes obtenidas de entornos quirúrgicos donde los niveles del color rojo son mayores, dando como resultado la errónea clasificación de órganos internos (por ejemplo, el hígado) como píxeles de sangre y por tanto obteniendo unos bajos niveles de especificidad. La Figura 0.10 muestra un ejemplo de esta problemática, en dónde se observa una imagen obtenida de una operación real en el instante en el que la herramienta laparoscópica provoca una lesión vascular severa, que los algoritmos anteriormente mencionados no clasifican correctamente debido a que no han sido diseñados para con un nivel tal de sangre.

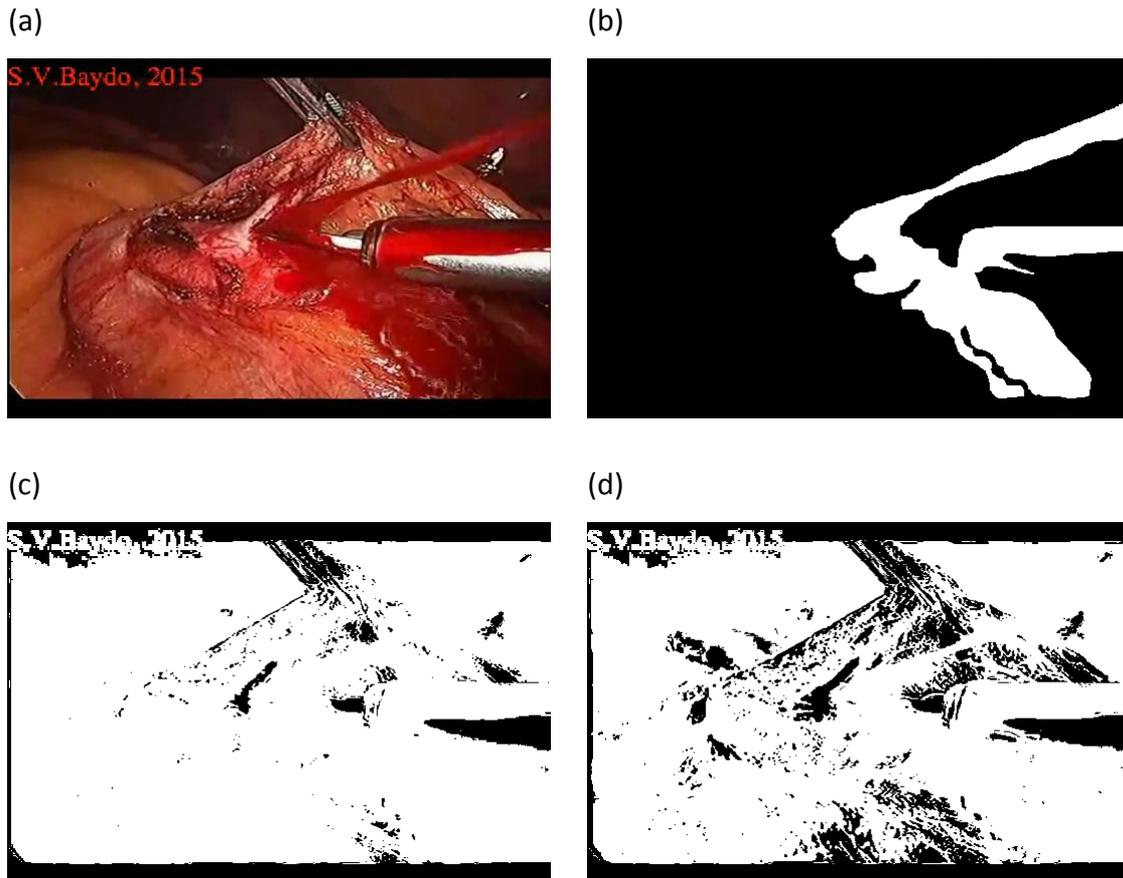


Figura 0.10 Imagen original (a), mapa binario con el ground truth (b), resultado del algoritmo de Tonmoy Ghosh (c), resultado del algoritmo de Yixuan Yuan (d).

Durante estas pruebas se observó que los píxeles pertenecientes a la sangre siendo expelida a través de la incisión poseían unos niveles de rojo superiores a los de la sangre ya depositada en la cavidad abdominal, siempre y cuando la iluminación fuera la adecuada. Debido a estos resultados se concluyó que era necesario crear un clasificador dinámico y adaptativo capaz de clasificar correctamente los píxeles de sangre sin importar los tejidos observados en la imagen o las manchas de sangre producidas con anterioridad, siendo más restrictivo cuando la imagen muestra un mayor nivel medio del canal de color rojo para así mantener lo más bajo posible la tasa de falsos positivos.

Dado que en un principio se planteó este trabajo como un estudio piloto para comprobar la posibilidad de obtener un algoritmo capaz de lograr lo esperado, se eligió el trabajo de Tonmoy Ghosh et al. como punto de partida ya que se trata de un algoritmo sencillo pero a la vez efectivo. Dicho algoritmo consiste en clasificar los

píxeles como de sangre si los ratios de los niveles de los canales de color B/R y G/R en el espacio de color BGR son inferiores a un umbral igual a 0.6, calculando dichos ratios mediante la división de los niveles de los canales de color azul y verde de cada pixel entre el nivel del canal de color rojo.

Tras analizar y compara los parámetros de una larga serie de imágenes de operaciones reales, se observó una relación entre los ratios B/R y G/R de cada pixel de sangre con los ratios globales B/R y G/R del frame (valores medidos en el espacio de color BGR), con un aumento de los ratios individuales proporcional al aumento de los ratios globales. Dichos ratios globales se calcularon al dividir la suma de todos los niveles del canal de color azul o verde entre la suma de todos los niveles del canal de color rojo (sumando los valores de cada pixel). La relación previamente mencionada se cuantificó mediante el método de agrupamiento k-means y se optimizó un sistema de validación cruzada hasta obtener la siguiente ecuación:

$$\text{Threshold}_{\text{ratio}} = 0'661 \cdot \text{Frame}_{\text{ratio}} + 0'0084 \quad (17)$$

La ecuación ofrece un umbral de comparación para el ratio B/R y G/R de cada pixel usando como único parámetro de entrada el ratio global de la imagen, por lo que dicha ecuación debe aplicarse dos veces, una para cada ratio. Si ambos ratios individuales de un pixel tienen un valor inferior a los umbrales calculados, se considera que el pixel analizado representa sangre y por tanto debe clasificarse como tal.

1.18.4. Detección de la hemorragia

Tras la implementación de la segmentación y clasificación de los píxeles de la imagen para extraer los posibles píxeles de sangre, se llevó a cabo un análisis de ciertos parámetros respecto a su evolución temporal durante una hemorragia con el fin de hallar un patrón común que permitiera detectar el momento en el que se produce un sangrado masivo. Dicho análisis permitió observar variaciones importantes durante un sangrado en los parámetros B/G y G/R globales (que sufrían un descenso pronunciado), además de un aumento pronunciado de porcentaje de píxeles de cada frame que eran clasificados como perteneciente a sangre, observándose que dichas variaciones ocurrían aproximadamente durante un segundo tras el inicio de la

hemorragia (Figura 0.11). Dado que la tasa de refresco de los videos analizados se sitúa en las 24 imágenes por segundo, se estimó que las variaciones de los parámetros de interés deberían analizarse en los 20 frames posteriores al inicio del sangrado.

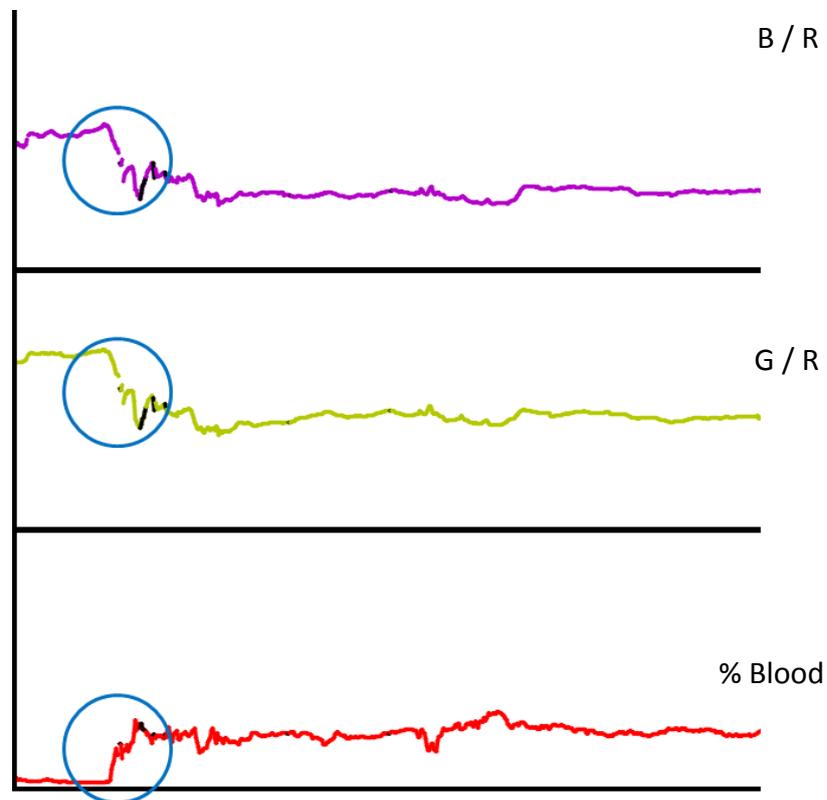


Figura 0.11 Evolución de los valores B/R, G/R y %Blood durante un sangrado, momento señalado mediante un círculo azul.

Asimismo, se observó que el movimiento de la cámara y los gases emitidos al usar un electrocauterizador o bisturí eléctrico, daban lugar a una variación excesiva de los parámetros analizados no correlacionada con una hemorragia (saltos en el gráfico en lugar de suaves variaciones). Para solucionar esta problemática se decidió descartar los datos obtenidos de los frames donde hubiera tenido lugar dicha variación excesiva, entendiéndose que se había producido una interferencia.

Tras un profundo análisis de los videos in vivo se observó que los píxeles negros, azules y verdes muy rara vez representaban sangre siendo expelida a través de una incisión, ya que normalmente se trata de reflejos de la luz de la cámara laparoscópica, secciones de instrumental quirúrgico o simplemente pertenecen al área negra que rodea la región circular que es la imagen de interés, geometría que toma debido a la

forma de la óptica. Varios test fueron llevados a cabo para analizar la influencia de estos píxeles en el análisis llevado a cabo por el algoritmo diseñado, concluyendo que el descarte automático de estos píxeles da lugar a un empeoramiento no significativo del rendimiento del algoritmo a la vez que produce una mejora en el tiempo de cálculo necesario para analizar cada frame, mejora que depende de la calidad con la que se hubiera grabado el video. El algoritmo final diseñado se representa en la Figura 0.12.

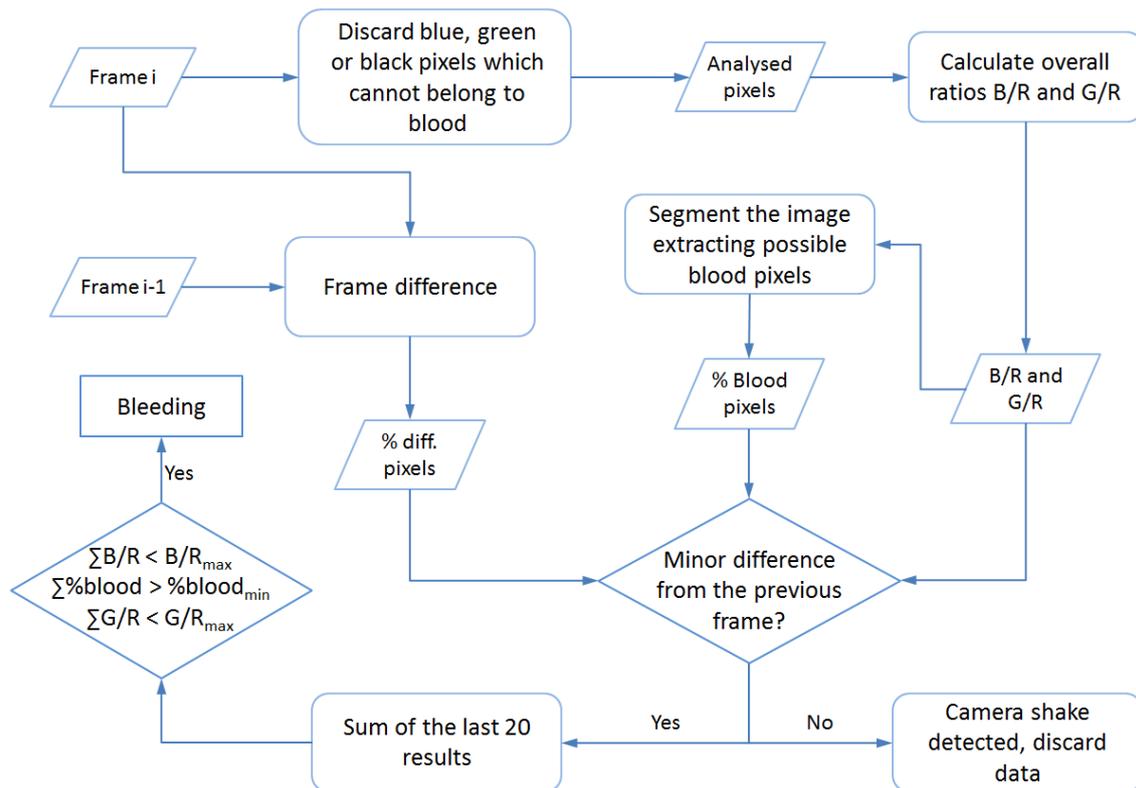


Figura 0.12 Esquema del algoritmo detector de sangrados.

1.18.5. Resultados de la clasificación de los píxeles de sangre

Un primer experimento fue diseñado para evaluar la capacidad del algoritmo para clasificar correctamente los píxeles de sangre de ambas series de imágenes, tanto in vitro como in vivo. Los resultados se muestran en la Tabla 0.3, donde se presentan los valores medios de los parámetros de comparación descritos en el anterior subapartado. Dicho experimento se llevó a cabo analizando 25 imágenes in vitro extraídas de 20 videos diferentes y 32 imágenes in vivo extraídas de 23 videos diferentes, lo que hace un total de 52 imágenes sobre las que aplicar el algoritmo, en las que algunas de ellas no se muestra ninguna hemorragia.

Tabla 0.3 Comparativa del rendimiento de los algoritmos analizados.

		Tonmoy Ghosh	Yixuan Yuan	Our method
In vitro	Exactitud	92.25%	84.45%	95.41%
	Sensibilidad	96.40%	99.64%	87.74%
	Especificidad	92.09%	83.30%	96.48%
In vivo	Exactitud	60.44%	61.10%	88.96%
	Sensibilidad	91.38%	93.14%	72.97%
	Especificidad	48.57%	50.28%	93.41%

Aún a pesar de que los tres algoritmos testeados obtienen un buen rendimiento al analizar las imágenes in vitro, los resultados no son buenos al aplicar los algoritmos de Tonmoy Ghosh y Yixuan Yuan a las imágenes in vivo, ya que clasifican incorrectamente tejidos de algunos órganos internos como sangre (por ejemplo, el tono rojizo del hígado suele ser confundido con un charco de sangre).

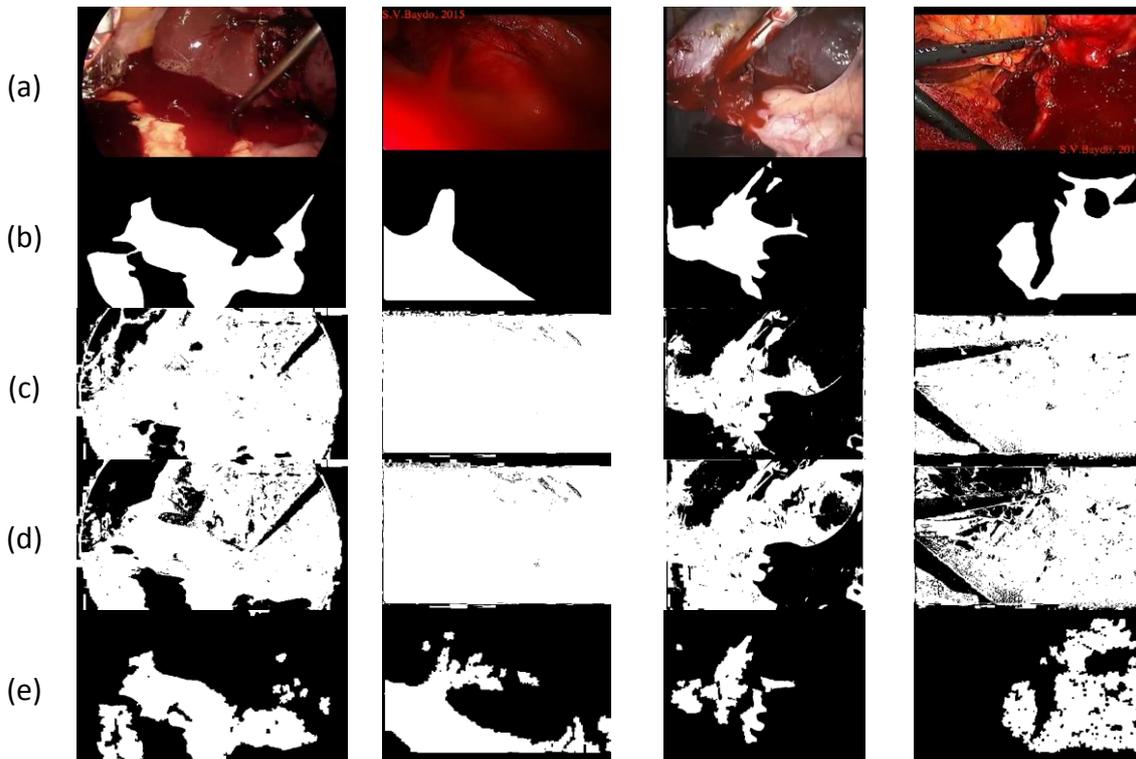


Figura 0.13 Ejemplo de los resultados de la clasificación de los píxeles. (a) Imagen original, (b) ground truth, (c) resultados de Tonmoy Ghosh, (d) resultados de Yixuan Yuan, (e) resultados del algoritmo propuesto.

El algoritmo propuesto en esta tesis obtuvo unos resultados mediocres de sensibilidad, debido a las modificaciones realizadas a la ecuación (17) para obtener un umbral dinámico más restrictivo y así mantener bajo el ratio de falsos positivos a la vez que se mejoran los resultados de especificidad. En imágenes donde se muestra un entorno

quirúrgico completamente manchado de sangre, se pueden observar los beneficios del umbral dinámico, detectando correctamente los píxeles que pertenecen a la sangre que está siendo expelida a través de la incisión debido a su tonalidad roja más intensa (Figura 0.13).

1.18.6. Resultados de la detección de la hemorragia

Una vez validada la clasificación de los píxeles de sangre, los umbrales de los parámetros para la detección de una hemorragia fueron calculados mediante un análisis de los videos in vitro, midiendo los parámetros durante los 20 frames posteriores al primer instante del sangrado. Tal como se explicó con anterioridad, los videos in vitro se dividen en 5 configuraciones distintas del setup de experimentación, grabándose un total de 15 videos por cada configuración. En la Tabla 0.4 se muestran las medias de los valores mínimos y máximos de los parámetros de interés.

Tabla 0.4 Parámetros a los 20 frames tras el inicio de la hemorragia.

	Mín. variación B/R	Mín. variación G/R	Máx. variación %blood
In vitro conf. A	-0.066	-0.0697	11.3254
In vitro conf. B	-0.1571	-0.1579	15.5642
In vitro conf. C	-0.1225	-0.1088	13.0489
In vitro conf. D	-0.089	-0.0702	11.5687
In vitro conf. E	-0.1082	-0.077	10.6634
Media Total	-0.1086	-0.0967	12.4341

Finalmente se analizaron los videos in vivo, probando diferentes valores para los umbrales a partir de la información recogida en la anterior tabla (variación mínima de B/R, variación mínima de G/R y variación máxima del porcentaje de píxeles de sangre durante los 20 frames posteriores al inicio del sangrado), buscando maximizar la especificidad, esto es, reduciendo la tasa de falsos positivos al clasificar videos como “muestran sangrado” o “no muestran sangrado”. La primera conclusión obtenida de este análisis es que se obtienen mejores resultados al descartar la información obtenida de frames en la que al menos un 50% de sus píxeles sean diferentes a los del frame anterior, aceptándose esta diferencia significativa como producida por un movimiento brusco de la cámara. Estableciendo como condiciones para detección de una hemorragia masiva que las sumas durante 20 frames de las variaciones de los

parámetros B/R y G/R se mantengan por debajo de -0.08 y que la suma durante 20 frames de las variaciones del porcentaje de píxeles de sangre se mantenga por encima de 10%, el análisis de los videos in vivo obtuvo una exactitud de 78.26%, una sensibilidad de 76.47% y una especificidad de 83.33%. Para este análisis, un verdadero positivo (True Positive) se obtuvo cuando el algoritmo detectaba correctamente un sangrado justo después de que la sangre comenzara a brotar de la incisión, un verdadero negativo (True Negative) se obtuvo cuando el algoritmo no detectó ningún sangrado en un video sin hemorragia, un falso negativo (False Negative) se obtuvo cuando el algoritmo no detectó ningún sangrado en un video con hemorragia y finalmente un falso positivo (False Positive) se obtuvo cuando: el algoritmo detectó un sangrado en un video sin hemorragias, el algoritmo detectó un sangrado antes de que se produjera la hemorragia o detectó un sangrado después de que se produjera la hemorragia pero a causa de un evento no relacionado con la misma.

1.18.7. Discusión y conclusiones

A día de hoy las hemorragias masivas siguen siendo una de las mayores complicaciones presentes en las intervenciones por cirugía mínimamente invasiva, con un riesgo para el paciente incrementado debida a la dificultad añadida para detectar el sangrado debido a las limitaciones visuales impuestas por el uso de una cámara laparoscópica estándar. En esta tesis se han mostrado los primeros pasos para el diseño de un algoritmo de visión por computador capaz de detectar una hemorragia masiva, usando para ello solo las imágenes obtenidas directamente de la cámara laparoscópica, alcanzando unos resultados aceptables para una primera toma de contacto. El rendimiento del análisis de las imágenes depende directamente de tres factores que influyen de forma significativa los resultados.

La estabilidad de la cámara es uno de los factores más importantes. Un movimiento brusco y repentino de la cámara puede resultar en la pérdida de información necesaria para detectar un sangrado o provocar un falso positivo a dirigir la cámara hacia una zona del paciente con unas tonalidades rojas más intensas. Un sistema de visión robotizado, que elimine tanto el temblor de la mano humana como la posibilidad de

un movimiento brusco e inesperado, sería una solución adecuada a esta problemática logrando que se obtuviera un sistema de detección fiable.

El uso de un electrocauterizador es un factor pernicioso para la detección de una hemorragia mediante métodos visuales debido a la emisión de gases que puedan ocultar la sangre, haciendo imposible su detección usando solo las imágenes de la cámara. Este problema podría solucionarse mediante un correcto control en la extracción de estos gases.

La iluminación es el factor más importante, ya que una iluminación pobre oscurecería el tono de rojo de los píxeles de sangre y una iluminación excesiva o mal posicionada crea unos reflejos blancos en la superficie de la sangre que apenas pueden distinguirse de los reflejos creados sobre la superficie de un órgano interno, haciendo imposible su detección por medios visuales. Usando una fuente de luz independiente de la cámara y posicionándola correctamente permitiría evitar estos reflejos, mejorando la sensibilidad del algoritmo.

Como trabajo futuro se requiere mejorar el algoritmo mediante el uso de una base de datos de videos in vivo más extensa para un mejor ajuste de los umbrales. Otra opción es la de unir el uso de este algoritmo detector de sangrados al algoritmo detector de gasas, ya que ambos elementos están fuertemente asociados.

Los resultados de este trabajo para el desarrollo de un algoritmo detector de hemorragias quirúrgicas se publicó en la revista Artificial Intelligence in Medicine en el año 2017 [81].

Rendimiento del sistema propuesto

Para poner a prueba el sistema desarrollado durante la tesis y propuesto a lo largo de los capítulos anteriores, se llevó a cabo un experimento basado en la siguiente hipótesis: la inclusión de una cámara auxiliar que supervise el campo quirúrgico mediante algoritmos de visión artificial para detectar complicaciones, permitirá al cirujano concentrar su atención en la tarea que está llevando a cabo sin tener que preocuparse por el resto del entorno quirúrgico, mejorando su coordinación ojo-mano y reduciendo su tiempo de reacción frente a estas complicaciones. Dicha hipótesis se basa en la ayuda aportada principalmente por el algoritmo de visión artificial, no por la inclusión de un segundo punto de vista dentro del paciente, ya que este caso ha sido testeado en múltiples ocasiones concluyendo que si aporta beneficios a la coordinación ojo-mano y la sensación de profundidad del cirujano [42], [43].

1.19. Experimentación desarrollada

A continuación se describen los detalles que conforman la experimentación llevada a cabo para poner a prueba el rendimiento del sistema propuesto.

1.19.1. Sujetos de experimentación

Para el experimento se usó a 22 voluntarios sin experiencia previa en cirugía laparoscópica, con una edad comprendida entre los 19 y los 36 años (edad media de 23.0 años, desviación estándar de 4.52 años) en un grupo mixto comprendido por 9 mujeres y 13 hombres. Los voluntarios fueron escogidos sin experiencia previa en cirugía laparoscópica para evitar la influencia de un entrenamiento previo en el uso de la cámara laparoscópica, de tal forma que ambos sistemas de visión usados durante la experimentación (cámara auxiliar y laparoscópica) sean nuevos para los sujetos de experimentación.

Todos los participantes declararon no poseer un historial clínico psiquiátrico, no tener desórdenes neurológicos, no estar tomando medicación en el momento de la prueba, tener una visión normal o corregida y no presentar ninguna lesión que pudiera afectar

el resultado de la prueba. Todos ellos son diestros con un cociente de lateralidad de al menos +0.3 (cociente de lateralidad medio de 0.54, desviación estándar de 0.21) en el Edinburgh Handedness Inventory [82]. Todos los sujetos fueron informados sobre los detalles y el propósito del estudio y dieron su consentimiento por escrito para la participación en el mismo.

1.19.2. Setup experimental

Para la experimentación se usó un pelvitainer de metacrilato con forma de caja para simular el escenario quirúrgico. El área de trabajo dentro de la caja contenía dos planchas de madera con 6 clavijas cada una, clavadas verticalmente con las puntas apuntando hacia el techo. 6 discos fueron insertados en las clavijas de una de las planchas como su posición inicial (Figura 0.1).

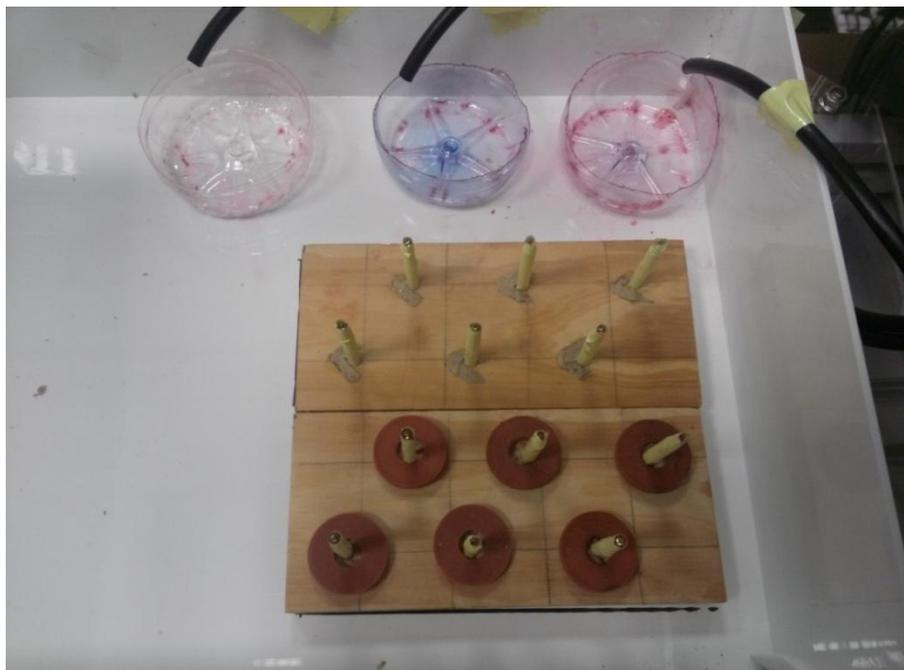


Figura 0.1 Área de trabajo dentro del pelvitainer de metacrilato, visto desde la posición del sujeto de experimentación.

Además, 3 pequeños contenedores de plástico fueron colocados al lado de la plancha de madera que no tenía los discos. Un sistema hidráulico de bombeo fue construido, diseñado para verter sangre falsa en los contenedores, permitiendo elegir tanto el momento del vertido como el depósito donde se realizaría el mismo sin que el sujeto de pruebas pudiera preverlo.

La sangre falsa usada para este experimento es la misma que se usó para la creación y testeo del algoritmo de visión artificial para detectar hemorragias, descrito en el capítulo anterior.

La parte superior del pelvitrainer consiste en una malla de neopreno que simula la pared abdominal del paciente, donde se realizaron unas incisiones para alojar dos trocares que permitieran introducir una cámara y una herramienta laparoscópica dentro de la caja. El mini-robot cámara propuesto en el capítulo 3 fue colocado junto a las incisiones, apuntando su cámara hacia el área de trabajo. Para este estudio se usó una cámara de baja calidad, ya que su propósito consistía tan solo en supervisar los contenedores de plástico y se buscaba mitigar el efecto positivo de un segundo sistema de visión.

Además, algunas luces LED fueron colocadas sobre el área de trabajo mediante el mismo sistema magnético que el mini robot camarógrafo, garantizando la correcta iluminación del entorno quirúrgico simulado.

Los sujetos de prueba se colocaron en un lateral del pelvitrainer, junto a la plancha de madera con los discos y en el lado opuesto a los contenedores de plástico, manipulando la cámara laparoscópica con su mano izquierda, la herramienta pinza con su mano derecha, observando el interior del pelvitrainer a través de unas pantallas colocadas a su izquierda (una pantalla para la cámara laparoscópica y otra para la cámara auxiliar) y llevando un sistema Tobii de seguimiento de la mirada montado sobre unas gafas para grabar sus patrones de mirada durante el experimento. El primer investigador se colocó en el lado opuesto del voluntario, controlando la correcta ejecución de la tarea a realizar por el sujeto de pruebas, la activación del sangrado y recogiendo los datos obtenidos del experimento. El segundo investigador se colocó en una posición alejada del montaje experimental, controlando la grabación del sistema Tobii y asegurando la correcta ejecución de todo el experimento.

1.19.3. Experimento desarrollado

Durante el experimento los sujetos llevaron a cabo una tarea manual con los elementos del setup experimental, al mismo tiempo que monitorizaban los

contenedores de plástico para indicar en el menor tiempo posible el momento en el que habían observado el vertido de la sangre falsa y el contenedor que recibe dicha sangre. Este proceso fue repetido por cada voluntario para cada una de las siguientes modalidades:

Solo cámara laparoscópica (L): Esta primera modalidad consiste en la realización del proceso anteriormente descrito usando tan solo la cámara laparoscópica como medio de visión, obligando al sujeto a mover constantemente la óptica para supervisar todo el área de trabajo mientras realiza la tarea manual. Aún a pesar de que para este modo solo se utilice una única pantalla, el seguidor de mirada fue usado para grabar las pruebas y confirmar que el sujeto había detectado correctamente el sangrado.

Cámara laparoscópica y auxiliar (L+C): La segunda modalidad consiste en añadir la cámara auxiliar al anterior modo como un sistema de visión adicional, ofreciendo a los sujetos una visión global del área de trabajo que les permita supervisar los contenedores receptores de la sangre falsa al tiempo que realizan la tarea manual mediante la cámara laparoscópica estándar. Para esta modalidad se esperaba un tiempo de reacción al sangrado menor. El seguidor de mirada fue usado para obtener datos sobre el tiempo de uso de cada pantalla, permitiendo determinar si la cámara auxiliar fue usada tan solo para monitorizar los contenedores, fue ignorada o si fue usada para llevar a cabo la tarea manual.

Cámara laparoscópica y cámara auxiliar con algoritmo detector (L+C+A): La tercera modalidad difiere de la anterior respecto al uso en la cámara auxiliar de una variante más sencilla del algoritmo de visión artificial, diseñada para detectar el momento del vertido de la sangre falsa y mostrar unos señales visuales para alertar al sujeto de pruebas respecto a este evento (Figura 0.2). Durante esta modalidad se esperaba una mayor concentración en la tarea manual por parte de los voluntarios, ya que confiarían en el algoritmo de visión artificial para avisarles del sangrado. Al igual que en los modos anteriores, el seguidor de mirada ofreció información respecto al tiempo de uso de cada cámara, permitiendo determinar el uso dado por cada voluntario a la cámara auxiliar.



Figura 0.2 Imagen mostrada por la cámara auxiliar durante la detección de un sangrado en la modalidad L+C+A. La sangre detectada por el algoritmo se marca con una línea verde que la rodea además de un marco verde parpadeante que bordea toda la imagen, pensados para atraer la atención del usuario.

Cámara laparoscópica y cámara auxiliar con algoritmo detector y aviso sonoro (L+C+A+S): La última modalidad consiste en añadir a la modalidad anterior un aviso acústico (un pitido) al algoritmo detector de sangrados, permitiendo al sujeto de pruebas concentrarse completamente en la tarea manual. Para esta modalidad se esperaba que los sujetos ignoraran completamente los contenedores de plástico, delegando en el algoritmo la tarea de detectar el vertido de la sangre falsa. Al igual que en las modalidades anteriores, el seguidor de mirada fue usado para comprobar si los voluntarios habían usado la cámara auxiliar o si la habían ignorado a la espera del aviso acústico.

Antes de empezar las pruebas, se pidió a los voluntarios que entrenaran la tarea manual durante unos minutos, para así acostumbrarse al uso de la cámara y la herramienta laparoscópicas y así evitar grandes diferencias de tiempo durante el experimento debido a la práctica adquirida tras los primeros intentos. Se consideró que los sujetos habían entrenado suficiente tras haber completado la tarea al menos dos o tres veces sin mostrar problemas de orientación espacial.

Cada voluntario realizó dos pruebas de cada modalidad, separadas en dos series de pruebas y en un orden aleatorio para la primera serie. El orden de la modalidad de la segunda serie se obtuvo al invertir el orden de la primera serie, de tal forma que la primera modalidad de la primera serie sería la última modalidad de la segunda serie. De esta forma se intentó mitigar aún más el efecto del entrenamiento extra adquirido durante la prueba.

Finalmente, se creó un programa en C++ para generar para cada sujeto de pruebas un orden aleatorio en el que debían realizar las modalidades, el recipiente que recibiría el vertido de la sangre falsa y el momento de dicho vertido, con un rango establecido de entre 20 y 40 segundo desde el inicio de la prueba.

1.19.4. Tarea manual

La tarea manual realizada por los voluntarios durante las pruebas consistía en, usando una herramienta laparoscópica pinza, agarrar cada uno de los discos, extraerlos de las clavijas e insertarlas en el otro juego de clavijas. La clavija receptora de cada disco debe ser la que se halle justo en frente de la clavija de origen, en la otra tabla, de tal forma que todas las transferencias de discos deban realizarse a la misma distancia y por tanto todos los sujetos de pruebas deban realizar los mismos movimientos.

Esta tarea fue descrita en 1954 por Paul M. Fitts [83] con el objetivo de estudiar la habilidad del sistema psicomotriz humano para controlar la amplitud y la tolerancia de los movimientos de posicionamiento. Una tarea que implica movimientos de la mano en vacío y movimientos de la mano cargada, donde la precisión es más importante que la velocidad. Más tarde, Fitts et al propuso una ecuación para calcular el índice de dificultad de la tarea anteriormente propuesta [84], al que llamó Index of task Difficulty (ID) y cuya ecuación depende de la amplitud y la holgura del movimiento:

$$ID = \log_2 \frac{2 \cdot A}{W} \quad (18)$$

Donde ID es el índice calculado, A es la amplitud de los movimientos (para este experimento se trata de la distancia entre la clavija de origen y la clavija de destino) y W es la holgura de los movimientos de posicionamiento (para este experimento se

trata del espacio libre entre el agujero central de los discos y la clavija, por lo que depende de ambos diámetros). Para el experimento diseñado se calculó un ID de 4.77, lo que se considera una dificultad media.

Una variante de esta tarea fue validada en por Derossis et al [85] para clasificar cirujanos con diferentes grados de entrenamiento y experiencia en cirugía laparoscópica, con la diferencia de que en dicho experimento los sujetos usaban dos herramientas laparoscópicas en lugar de una sola, pasándose los discos de una herramienta a otra antes de depositarlos en sus clavijas de destino. De esta forma se estudiaba la coordinación ojo-mano al usar ambas manos a la vez para una tarea conjunta. Aún a pesar de que para el experimento descrito en esta tesis se usó la versión original de la tarea, dada la falta de interés en el ambidiextrismo de los sujetos, si se hizo uso de la penalización propuesta por la pérdida de discos al caer estos en una zona inaccesible para el voluntario.



Figura 0.3 Posición de los monitores durante una prueba de la modalidad L+C y tras el sangrado. El pelvitruiner está situado en frente del voluntario, pero este tiene que girar la cabeza para lograr mirar directamente a las pantallas.

Para incrementar la dificultad de la tarea al requerir una mayor carga cognitiva, los monitores usados para mostrar las imágenes captadas por las cámaras fueron colocadas a la izquierda de los sujetos y a la altura de sus ojos (Figura 0.3). Dicha posición reproduce una situación real en un quirófano para una gran cantidad de intervenciones quirúrgicas abdominales, en las que el monitor está normalmente

colocado en una posición que no permite el alineamiento entre el eje visual y el eje motriz del usuario, haciendo más difícil para los cirujanos coordinar sus movimientos [70].

1.19.5. Seguimiento de la mirada

Los experimentos se llevaron a cabo usando un sistema de seguimiento de la mirada integrado en unas gafas, llamadas gafas Tobii. Se trata de un dispositivo portable que permite grabar tanto audio como video, además de realizar un seguimiento de los movimientos oculares del usuario. Los sensores dispuestos alrededor de los ojos pueden rastrear la posición de la pupila al registrar los reflejos de la luz infrarroja en la córnea, calculando una serie de parámetros que pueden ser usados para analizar los patrones de mirada del usuario.

Se trata de un sistema ligero de unos 45 gramos de peso, con un ángulo de visión horizontal de unos 160° y un buen rendimiento frente a movimientos rápidos de los ojos, por lo que no influyó en la tarea realizada por los voluntarios. Mediante este sistema se obtuvo una grabación de video y audio de la prueba realizada, donde se puede observar el campo de visión del usuario con su mismo ángulo de mirada, así como un marcador circular que indica la visión macular del que el usuario.

1.19.6. Datos recogidos

Para cada sujeto de pruebas se obtuvieron los siguientes datos:

- Tiempo medido para el completado de la tarea: Tiempo real medido para realizar la tarea manual, desde el instante en el que el voluntario realiza el primer intento de agarre de un disco hasta el instante en el que el voluntario inserta correctamente el último disco en su correspondiente clavija.
- Discos perdidos: Número de discos que han caído fuera del área de trabajo y que por tanto fue imposible o extremadamente difícil su recuperación. Esto incluye principalmente los discos caídos fuera de las planchas de madera y/o muy cercanos a los contenedores de plástico, ya que existía el riesgo de mover uno de ellos y que la sangre falsa se derramara por todo el área de trabajo.

Cada disco perdido añadió al tiempo total de completado de la tarea manual un tiempo extra de penalización igual al porcentaje de discos perdidos, es decir, para este experimento cada disco perdido supuso una penalización de 16.6 segundos al tiempo total de completado.

- Tiempo de reacción al sangrado: Tiempo medido desde el instante en el que la sangre falsa empieza a verterse en el contenedor de plástico hasta que el sujeto de pruebas indica verbalmente que ha observado dicho evento. A pesar de que se les pidió a los voluntarios que indicasen el contenedor que había recibido la sangre falsa, el tiempo de reacción fue medido hasta que emitieron las primeras palabras y más tarde se analizaron los videos obtenidos mediante las gafas Tobii para corregir los posibles errores al medir dicho tiempo.
- Tiempo de fijación de la mirada: Tiempo total de la prueba que invierte el voluntario en mirar a cada una de las pantallas, medida obtenida a través de las gafas Tobii.
- Número de fijaciones de la mirada: Número de veces que el voluntario ha mirado a una pantalla tras haber mirado a la otra, medida obtenida a través de las gafas Tobii.

A partir de los datos medidos durante la prueba, otros parámetros fueron calculados para el posterior análisis del experimento:

- Tiempo final de completado de la tarea manual: Tiempo final calculado para llevar a cabo la prueba, modificada por la penalización derivada por el número de discos perdidos.
- Ratio cámara auxiliar/laparoscópica: Ratio calculado al dividir el tiempo total invertido en mirar la pantalla con las imágenes de la cámara auxiliar entre el tiempo total invertido en mirar la pantalla con las imágenes de la cámara laparoscópica estándar.
- Tiempo medio por fijación de mirada: Tiempo medio por cada fijación de la mirada en la pantalla con las imágenes de la cámara auxiliar, calculado al dividir

el tiempo total invertido en mirar dicha pantalla entre el número de fijaciones de la mirada.

1.19.7. Instrucciones dadas a los sujetos

La tarea manual fue explicada a los sujetos de pruebas, instruyéndolos para que la realizaran en el menor tiempo posible, pero a la vez reaccionando en el menor tiempo posible al falso sangrado. Durante la explicación inicial se remarcó la importancia de la detección temprana del vertido de sangre como punto primordial de la prueba, sin embargo, durante la misma se mencionó constantemente los buenos tiempos conseguidos por los anteriores voluntarios con el objetivo de incitarles a centrarse en la tarea manual y a olvidar el futuro sangrado. Como resultado de esta artimaña, algunos de los voluntarios se olvidaron completamente de falso sangrado, obteniendo un gran tiempo de reacción incluso apuntando directamente a la sangre con la cámara laparoscópica.

Además, para evitar que los sujetos de pruebas dejaran de prestar atención a los contenedores tras el sangrado, se les informó de que existía la posibilidad de que se produjera un segundo sangrado y que por tanto no podían dejar de supervisar esa parte del área de trabajo.

1.20. Resultados y discusión

1.20.1. Resultados

Se usó una matriz ANOVA de 2 x 4 (repeticiones x modalidades) entre sujetos para analizar los datos recogidos. Se usó el software SPSS para llevar a cabo el análisis estadístico, considerando los resultados estadísticamente significativos al obtener un valor de $p < 0.05$.

Tiempo de completado de la tarea: Los tiempos medios para el completado de la tarea se muestran en la Figura 0.4, pero las diferencias entre las modalidades no se han podido considerar estadísticamente significativas ($p > 0.05$). Sin embargo, se puede apreciar una tendencia descendente entre la modalidad con solo la cámara

laparoscópica (L) y la modalidad con el algoritmo detector y el aviso sonoro (L+C+A+S), donde el parámetro alcanza un valor de $p=0.053$, muy cercano al límite establecido.

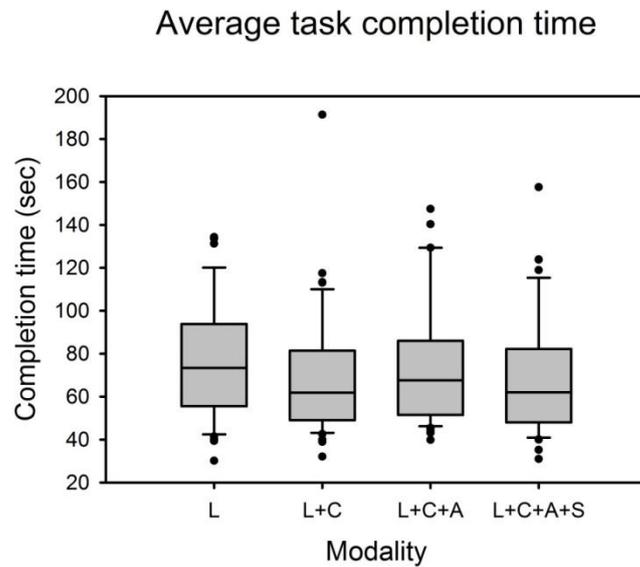


Figura 0.4 Tiempo medio en segundos para el completado de las tareas para cada modalidad.

Tiempo de reacción: Los resultados de los tiempos medios de reacción frente a los sangrados se presentan en la Figura 0.5 (con las correspondientes desviaciones estándar mostradas entre paréntesis), que indican una clara reducción del tiempo de reacción al introducir medidas pasivas para la detección de una hemorragia que ayuden al sujeto de pruebas ($p<0.005$)

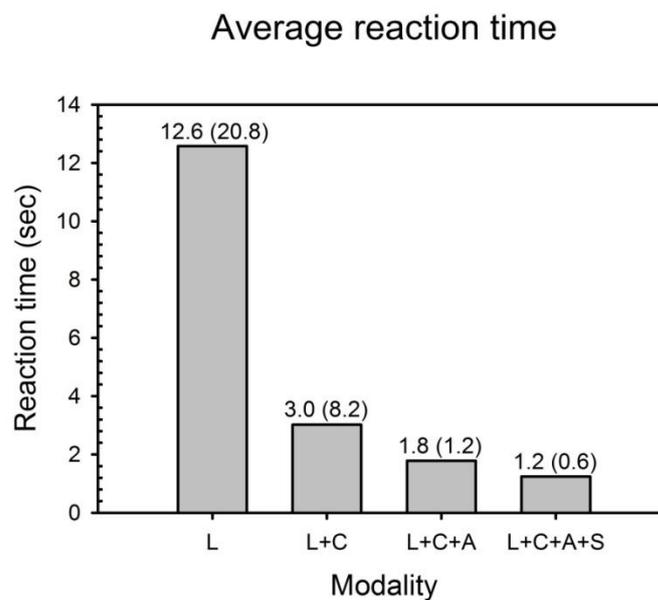


Figura 0.5 Tiempo medio de reacción en segundos para cada modalidad.

La modalidad con el aviso acústico (L+C+A+S) fue en la que los voluntarios obtuvieron los mejores resultados, siendo este tiempo diez veces menor que el obtenido para la modalidad en la que solo se usó la cámara laparoscópica estándar (L).

Ratio cámara auxiliar/laparoscópica: Los ratios del tiempo de mirada sobre la cámara auxiliar respecto a la laparoscópica para cada modalidad se reflejan en la Figura 0.6 (con las correspondientes desviaciones estándar mostradas entre paréntesis), donde puede observarse un efecto importante de la modalidad, $p < 0.005$.

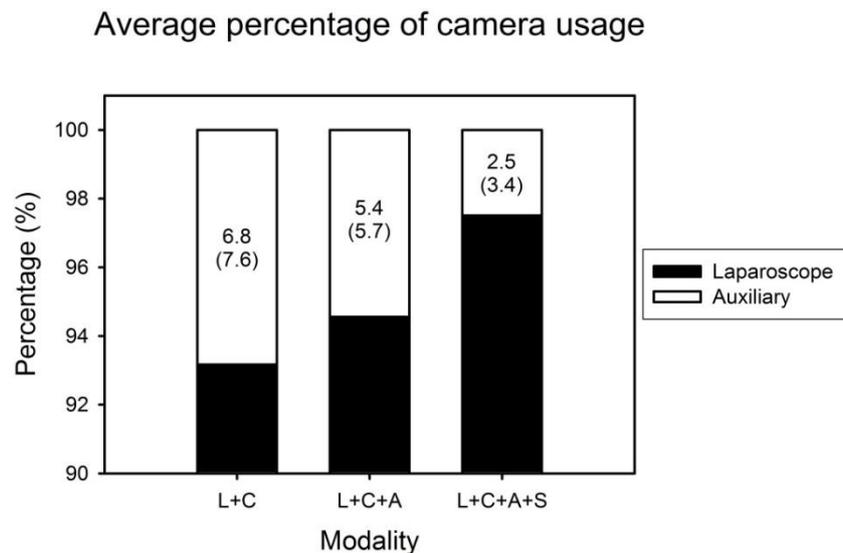


Figura 0.6 Porcentaje medio del tiempo de uso de cada cámara para cada modalidad.

Los resultados muestran una reducción del tiempo empleado en usar la cámara auxiliar directamente relacionada con la introducción de medios pasivos para detectar el sangrado, siendo así que la media de la modalidad algoritmo sin aviso acústico (L+C+A) es el doble de la media de la modalidad algoritmo con aviso sonoro (L+C+A+S) ($p < 0.05$) y la media de la modalidad sin algoritmo de visión artificial (L+C) es casi tres veces mayor a la media de la modalidad L+C+A+S ($p < 0.025$).

Fijaciones de miradas: El número de fijaciones de la vista en la pantalla con las imágenes de la cámara auxiliar tras mirar al otro monitor están detalladas en la Figura 0.7 por modalidades (con las correspondientes desviaciones estándar mostradas entre paréntesis), $p < 0.005$.

Average number of gaze fixations on auxiliary camera

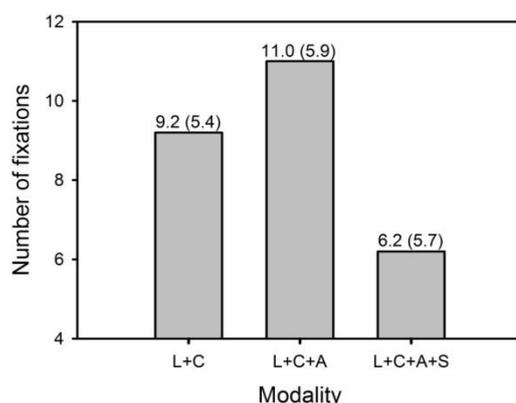


Figura 0.7 Medias del número de fijaciones de la vista en la pantalla auxiliar por modalidades.

Los resultados no muestran una diferencia significativa entre las modalidades sin aviso sonoro (L+C y L+C+A), $p < 0.25$, pero si muestran un descenso importante respecto a la media del número de veces que los sujetos fijaron la mirada en la pantalla de la cámara auxiliar durante la modalidad con aviso acústico (L+C+A+S), $p < 0.05$ y $p < 0.01$ respectivamente.

Media del tiempo por fijación: Los tiempos medios por fijación de mirada en la pantalla con las imágenes de la cámara auxiliar por modalidad se presentan en la Figura 0.8. Aún a pesar de que los resultados muestran un descenso en el tiempo medio por fijación, no se han extraído conclusiones de estos datos ya que no presentan una diferencia estadísticamente significativa, $p < 0.1$.

Average time per fixation on auxiliary camera

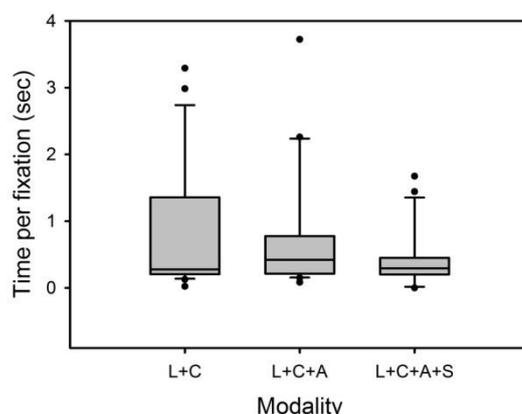


Figura 0.8 Tiempos medios por fijación de la mirada en segundos y divididos por modalidad.

1.20.2. Discusión

Los resultados globales muestran una mejora en el rendimiento del usuario con el uso de una cámara auxiliar ejecutando un algoritmo de visión artificial, capaz de detectar un hipotético sangrado y avisar del evento mediante avisos tanto visuales como auditivos. Los resultados reflejan que el beneficio y el coste de los procesos perceptuales y cognitivos están equilibrados al tener que trabajar con dos pantallas separadas mostrando diferentes puntos de vista en lugar de uno solo. En general, los sujetos de pruebas declararon haberse sentido más relajados y menos preocupados por el sangrado mientras realizaban las pruebas con la cámara auxiliar, especialmente durante la modalidad con el aviso acústico (L+C+A+S), confiando en este sistema adicional para la detección del vertido de la sangre falsa.

Aún a pesar de la declarada relajación respecto a los sangrados, los tiempos de reacción se redujeron al introducir la cámara auxiliar en el sistema para supervisar el campo quirúrgico, incluso en una proporción cuatro veces menor para la modalidad sin algoritmo detector (L+C). Estos resultados demuestran la utilidad de una cámara adicional para supervisar el campo quirúrgico, ayudando al equipo quirúrgico a detectar y evitar lesiones al paciente y otras complicaciones incluso si la cámara debe situarse con una vista lateral debido a limitaciones anatómicas o quirúrgicas, donde la demanda cognitiva impuesta por este ángulo de visión sobrepasa los beneficios cognitivos introducidos por la añadida coherencia de mapeo incluso para movimientos laterales [42].

Sin embargo, algunos sujetos de prueba fallaron completamente al detectar el sangrado en las modalidades sin cámara auxiliar (L) y con cámara auxiliar sin algoritmo (L+C), aún a pesar de estar orientando directamente el endoscopio hacia la sangre falsa. Los tiempos máximos de reacción registrados para estas modalidades fueron de 97.5s para la modalidad L y 51.8s para la modalidad L+C. Este fallo no ocurrió en las modalidades con algoritmo, durante las cuales los voluntarios reaccionaron rápidamente al evento, logrando unos tiempos máximos de 6.3s para el modo sin aviso acústico (L+C+A) y 3.5s para la modalidad con aviso acústico (L+C+A+S). Por tanto, los resultados también demuestran la utilidad del apoyo de un sistema de visión artificial

diseñado para ayudar al equipo quirúrgico a detectar y evitar complicaciones. Se requiere aún más investigación para comprobar la influencia sobre el rendimiento y la carga cognitiva de diferentes algoritmos de visión artificial, como por ejemplo el algoritmo detector de gasa quirúrgica descrito anteriormente en esta memoria, capaz diseñado para contabilizar las gasas introducidas dentro del paciente durante una hemorragia masiva y, por tanto, liberando al equipo quirúrgico de dicha tarea.

Durante las pruebas llevadas a cabo para este estudio se usó para cámara auxiliar un sistema de visión de baja calidad situada en una posición fija para evitar la influencia positiva sobre el rendimiento del uso de un sistema de visión con múltiples cámaras [42], [43]. La consecución de este objetivo se confirmó al introducir el aviso acústico para la última modalidad, dado que algunos de los voluntarios ignoraron completamente la cámara auxiliar durante la prueba y solo hicieron uso del aviso sonoro para detectar el sangrado. En una futura intervención real se haría uso de una cámara HD de gran calidad, ofreciendo múltiples puntos de vista del interior del paciente mientras se mueve para alcanzar en cada momento una posición óptima para la tarea a realizar en cada paso de la intervención.

La generalización de los resultados obtenidos puede verse limitada por ciertos factores: el uso de voluntarios sin experiencia quirúrgica, el uso de un escenario simulado en lugar de uno real, el conocimiento previo de los voluntarios de que un sangrado va a ocurrir, el rendimiento perfecto del algoritmo al detectar la hemorragia y el uso de una sola posición y ángulo de visión para la cámara auxiliar durante todo el experimento.

También se requiere investigación adicional para determinar si estos resultados se pueden aplicar a cirujanos laparoscópicos experimentados con un extenso entrenamiento en intervenciones reales usando un único punto de vista. Dicho entrenamiento les provee de técnicas para usar las señales 2D de las imágenes planas para medir la profundidad de las mismas, permitiéndoles tomar decisiones respecto a imágenes planas de un entorno tridimensional basadas en sombras, superposición de objetos y tamaño relativo entre objetos conocidos.

Además, también se requiere una futura profundización en el estudio para confirmar los resultados de este estudio se puede aplicar a un escenario quirúrgico real en intervenciones con una probabilidad real de producirse una hemorragia, 1.7% según Opitz et al [86]. Finalmente, se requiere una mayor investigación para determinar la influencia sobre el rendimiento de los sujetos de prueba de la efectividad del algoritmo para detectar complicaciones, investigando si la simple posibilidad de ocurrir un sangrado en vez de una certeza se compensa con la falta de confianza sobre el algoritmo detector.

Conclusiones y futuras líneas de trabajo

El presente capítulo presenta las conclusiones del trabajo desarrollado a lo largo de la tesis doctoral, destacando las aportaciones obtenidas más importantes a la vez que plantea posibles líneas de investigación a desarrollar en un futuro.

1.21. Conclusiones del presente trabajo

El uso de técnicas para cirugía mínimamente invasiva se ha expandido considerablemente, especialmente en las últimas décadas con el uso de nuevas tecnologías que han ayudado a mejorar el rendimiento del equipo quirúrgico. Sin embargo, sigue tratándose de una técnica compleja que requiere de un entrenamiento adicional además de equipo específico para este tipo de intervenciones y debido a esto su aplicación a cada paciente se ha visto imposibilitada. A esto se suma que, aún a pesar del entrenamiento recibido por el personal sanitario, estas técnicas siguen suponiendo un desafío mayor que el que representa realizar una intervención mediante laparotomía, ya sea por problemas de manipulación del instrumental usado o por una peor visualización del campo operatorio, lo que da lugar a un aumento de las lesiones iatrogénicas.

Al contrario de lo que ocurre en la cirugía abierta, el cirugía laparoscópica todo el equipo quirúrgico posee de una única fuente de imágenes del interior del paciente, que además suele tratarse de cámaras 2D que ofrecen imágenes planas sin información volumétrica que ayude al cirujano a desarrollar satisfactoriamente su labor. También cabe destacar la limitación de los movimientos que sufren las herramientas usadas durante la intervención, ya que debido al método de inserción en el paciente a través de una incisión se produce una pérdida de grados de libertad.

Los investigadores del campo de la robótica han llevado a cabo avances importantes que intentan poner solución a la problemática mencionada, lo que ha dado lugar a la aparición de distintos sistemas robóticos de cirugía, encontrando entre los más famosos el sistema Da Vinci (Da Vinci Surgical System) o la plataforma de cirugía Zeus

(Zeus Robotic Surgical System, ZRSS). Estos sistemas son manejados por el cirujano mediante una consola provista de un sistema de visualización (una pantalla plana o un sistema 3D) y un par de controladores que le permiten mover las herramientas como de sus propias manos se tratara, permitiendo reducir sus temblores y aumentando la precisión de sus movimientos. También se han llevado a cabo importantes mejoras de los sistemas de visión usados durante las intervenciones, ya sea mediante la incorporación a los quirófanos de cámaras 3D que no ofrecen imágenes planas o mediante el desarrollo de algoritmos de visión artificial y sistemas sensores que ayudan al equipo quirúrgico a tratar correctamente con elementos tales como gasas perdidas o estructuras anatómicas. Adicionalmente, se ha analizado largamente la influencia del sistema de visión usado y de la iluminación sobre la coordinación ojo-mano de los cirujanos y del rendimiento del equipo quirúrgico. Finalmente se ha llevado a cabo el desarrollo de algoritmos de inteligencia artificial que permitan un funcionamiento autónomo de los sistemas que componen un quirófano inteligente, para en un futuro poder lograr un diseño de quirófano plenamente autónomo capaz de operar en solitario y/o bajo la supervisión de un solo cirujano.

La presente tesis intenta aportar al campo de la robótica quirúrgica nuevas tecnologías y técnicas que permitan soliviantar algunos de los problemas y complicaciones más comunes durante una intervención laparoscópica. Para tal fin se ha propuesto el quirófano inteligente modular, un sistema heterogéneo con diferentes subsistemas y dispositivos que deben interactuar entre ellos en un escenario quirúrgico. Se trata de una variante modular del quirófano inteligente que permite intercambiar fácilmente los elementos que lo componen con otros quirófanos inteligentes. El sistema debe controlar los subsistemas conectados y disponibles para realizar la planificación de la intervención quirúrgica, además de ser capaz de adaptarse a los cambios que pueda sufrir durante la intervención. Este modelo se ha propuesto como un medio de simplificar y abaratar los actuales quirófanos inteligentes (Intelligent Operating Room, i-OR) que están proliferando en los últimos años.

Para mejorar la obtención de un mejor punto de vista dentro del paciente de una forma sencilla y barata, se ha propuesto dos nuevos diseños de un mini robot camarógrafo adheridos a la cara interior de la pared abdominal mediante un sistema

de imantación basado en el posicionamiento de imanes permanentes tanto en la carcasa de la cámara como en un dispositivo exterior que controla su posición. Dado el sistema de anclaje, la cámara de cada uno de los sistemas propuestos está colocada en posición cenital. El primer diseño (llamado modelo de leva) pretende tanto eliminar por completo tanto los actuadores internos del robot camarógrafo para mover la cámara como reducir los movimientos del mismo por el abdomen del paciente. Mediante dicho sistema se ha logrado un modelo ligero, con unos requerimientos magnéticos menores y requiriendo solo la conexión de la cámara con el sistema de control. Sin embargo, este diseño no elimina la necesidad de actuadores para modificar la orientación de la cámara, que al estar posicionados en el dispositivo de anclaje externo aumentan su tamaño de forma considerable, lo cual debe ser tenido en cuenta para calcular las rutas de movimiento en caso de ser controlado por un brazo robótico. El segundo modelo propuesto (llamado modelo motorizado) lleva incorporado un mini motor paso a paso para efectuar el movimiento de rotación vertical de la cámara (tilt), por lo que las interacciones magnéticas con el dispositivo exterior son necesarias solamente para la rotación lateral (pan) y el posicionamiento de la misma sobre el abdomen. Este modelo, aunque reduce las interacciones magnéticas necesarias para su manipulación, supone un incremento de peso respecto al modelo de leva, ya que el dispositivo interior camarógrafo debe portar el mini motor y su reductora. Para el cálculo del dimensionado de los imanes permanentes necesarios para crear el anclaje magnético de los mini robots camarógrafos, se tomó como referencia los cálculos llevados a cabo por varios grupos de investigación respecto al espesor máximo de la pared abdominal de los pacientes. Además de los mini robots camarógrafos, también se ha propuesto una fuente de luz independiente de la cámara, de tal forma que en todo momento se pueda modificar tanto la intensidad de la iluminación como el punto de origen permitiendo la proyección de sombras que, tal como ha sido estudiado extensamente, ofrecen información volumétrica al cirujano y por tanto mejora tanto su percepción como su coordinación ojo-mano. Mediante el uso de los diseños descritos, se ha propuesto la eliminación de la limitación actual de usar una sola cámara y una única fuente de luz para todo el equipo quirúrgico, de tal forma que al proporcionar varios puntos de vista de un mismo evento se minimicen las probabilidades de acontecer una complicación.

Tras proponer el uso de múltiples sistemas camarógrafos en posición cenital, capaces de supervisar el campo operatorio, el siguiente paso realizado consistió en la propuesta de algoritmos orientados al apoyo al equipo quirúrgico y a la automatización del quirófano inteligente, llevando a cabo una detección de complicaciones y situaciones de emergencia potencialmente peligrosas para el paciente con el fin de disminuir las probabilidades de que queden inadvertidas al finalizar la intervención. Para ello, primeramente se ha propuesto un algoritmo de visión artificial que mediante las imágenes obtenidas de la cámara es capaz de reconocer y llevar un seguimiento de las gasas quirúrgicas, ya que existe el riesgo de que al mancharse de sangre pasen inadvertidas y las incisiones del paciente sean cerradas con tales elementos en su interior, lo que supone un riesgo para su salud. El método usado para la detección de gasas fue el análisis textural de las imágenes, con una posterior comparación de histogramas con el fin de clasificar los píxeles de la misma. El segundo algoritmo propuesto consiste en un diseño orientado a la detección de hemorragias masivas en el momento de producirse, ya que en ocasiones estos eventos quedan inadvertidos al finalizar la intervención con el consiguiente riesgo para el paciente. Dicho algoritmo también trabaja a partir de las imágenes recogidas de la cámara, analizando las variaciones de los niveles de los canales de color en el espacio de color RGB para detectar tanto manchas y charcos de sangre como hemorragias masivas, evitando los falsos positivos al detectar los cambios producidos por movimientos bruscos y sacudidas de la cámara. Ambos algoritmos propuestos están ideados para ser usados al unísono, ya que ambas complicaciones están relacionadas.

Finalmente, se llevó a cabo un experimento para poner a prueba los sistemas propuestos a lo largo de esta tesis. En dicho experimento se hizo uso tanto del modelo de mini robot camarógrafo motorizado, luces independientes y el algoritmo detector de hemorragias, comparando todos estos sistemas con el uso de una cámara laparoscópica estándar. Como hipótesis de partida se esperó una mejora en el rendimiento de los sujetos de experimentación al realizar una tarea manual, a la vez que se reducía el tiempo de reacción ante una situación tal como un sangrado masivo. Los resultados del experimento no ofreció resultados significativos respecto a la mejora del rendimiento de los sujetos, aunque los datos si muestran una tendencia a la

mejora. Lo que si mostró una clara mejoría fue el tiempo de respuesta de los sujetos ante la situación de emergencia planteada. Así pues, este experimento podría probar la utilidad de los sistemas propuestos a lo largo de esta tesis, si bien se requeriría de una experimentación in vivo para suplementar estos resultados.

En resumen, esta tesis propone diferentes sistemas y algoritmos diseñados con el fin de reducir la carga de trabajo del equipo quirúrgico a la vez que reducir el número y la gravedad de las lesiones iatrogénicas, al detectar posibles complicaciones y situaciones de emergencia en el momento en el que tienen lugar, mediante el uso de sistemas robóticos semi-autónomos capaces de colaborar con el equipo quirúrgico. Mediante la experimentación realizada se ha demostrado la posible utilidad de estas propuestas en un entorno quirúrgico real, por lo que se considera una línea de trabajo interesante a desarrollar.

1.22. Futuras líneas de trabajo a desarrollar

La primera línea de trabajo futura a desarrollar consiste en la optimización de los modelos propuestos de mini robots camarógrafos, con el fin de reducir su peso, tamaño y requerimientos magnéticos. Además, con el fin de lograr un sistema de posicionamiento autónomo capaz de colaborar con el personal quirúrgico, se requeriría de un sistema de reconocimiento tanto de los movimientos tanto del cirujano como del paciente y las posiciones de los trocares. Para tal fin se podría programar una reconstrucción 3D del exterior del paciente para obtener una nube de puntos con la que calcular las trayectorias de los mini robots magnéticamente acoplados.

Un objetivo a cumplir antes de continuar desarrollando los algoritmos de visión por computador, es la creación de una base de datos estándar de videos e imágenes obtenidas de operaciones reales para futuros avances, de tal que las nuevas versiones de los algoritmos se testeen con una base de datos común a la que cualquier investigador pueda tener acceso. En este sentido ya se han iniciado conversaciones con Kyungmin et al. (autores de la comunicación de congreso sobre un algoritmo

detector de manchas de sangre en cirugía [63]) para llevar a cabo una futura colaboración con el fin de crear dicha base de datos estándar.

Una vez obtenida una base de datos estándar para poner a prueba los distintos algoritmos a desarrollar, el siguiente paso consistiría en un rediseño del algoritmo detector de sangrados, probando otros espacios de color e intentar usar datos sobre el estado de la intervención, como por ejemplo, al realizar una nueva incisión para crear un nuevo puerto de entrada para las herramientas, las probabilidades de dañar tejido sano del paciente y por tanto de crear una lesión se incrementan. También se debería trabajar en las aplicaciones de este algoritmo, como por ejemplo diseñando un sistema que ofreciera al cirujano, al producirse una hemorragia masiva y siendo esta detectada por el algoritmo de visión artificial, una imagen del interior del paciente libre de sangre, de tal forma que el cirujano pueda seguir trabajando sin necesidad de esperar a que la sangre sea aspirada o incluso evitando la necesidad de realizar un cambio a cirugía abierta. Otra aplicación del algoritmo propuesto sería su aplicación a imágenes obtenidas de una cámara endoscópica digestivas tragable, las cuales en ocasiones muestran heridas y manchas de sangre, resultando muy tedioso para el personal sanitario su detección.

Finalmente, todos los sistemas propuestos deben ser puestos a prueba en pacientes reales para así demostrar fehacientemente su efectividad. Para ello primero se requerirá el completado de los sistemas de control inteligentes y una fase previa de experimentación in-vivo para garantizar la seguridad del paciente. El mayor problema de la experimentación con pacientes reales es la baja incidencia de las complicaciones sobre las que trabaja esta tesis doctoral, ya que no se pueden controlar el momento en el que ocurrirán y por tanto se puede requerir un número extremadamente alto de intervenciones hasta lograr que ocurra un sangrado o la pérdida de una gasa.

A. Quirófano modular inteligente nBio

Para los diversos experimentos y pruebas realizadas a lo largo de la tesis doctoral, se usó un quirófano modular inteligente creado a ex proceso para tal fin, basándose en todas las indicaciones descritas a lo largo de esta memoria.

A.1. Componentes del quirófano modular inteligente nBio

A continuación se describirán los distintos dispositivos que componen el quirófano modular inteligente, a los que hay que sumar un robot camarógrafo motorizado y una luz independientes, los cuales fueron creados usando las indicaciones descritas en el capítulo 4.

A.1.1. Dispositivo háptico Phantom Omni

Brazo robótico de seis grados de libertad, con motores incorporados en sus articulaciones para proporcionar una retrofuerza que permita "sentir" objetos virtuales. Posee dos botones con los que enviar comandos adicionales de control (Figura A.1).

Tabla A.1 Características del dispositivo háptico Phantom Omni.

Área de trabajo	160 x 120 x 70 mm
Rango de movimiento	Movimiento de la mano con giro de la muñeca
Resolución de la posición nominal	≈0'055 mm
Fuerza de esfuerzo máxima en la posición nominal (brazos ortogonales)	3'3 N
Rigidez	Eje X > 1'26 $\frac{N}{mm}$ Eje Y > 2'31 $\frac{N}{mm}$ Eje Z > 1'02 $\frac{N}{mm}$
Retroalimentación de fuerza (3 gdl)	X, Y, Z
Entrada/sensor de posición (6 gdl) [Gimbal del lápiz]	X, Y, Z (codificadores digitales) [Inclinación, giro, dirección ($\pm 5\%$ de potenciómetros de linealidad)]
Interfaz	Puerto IEEE-1394 FireWire®

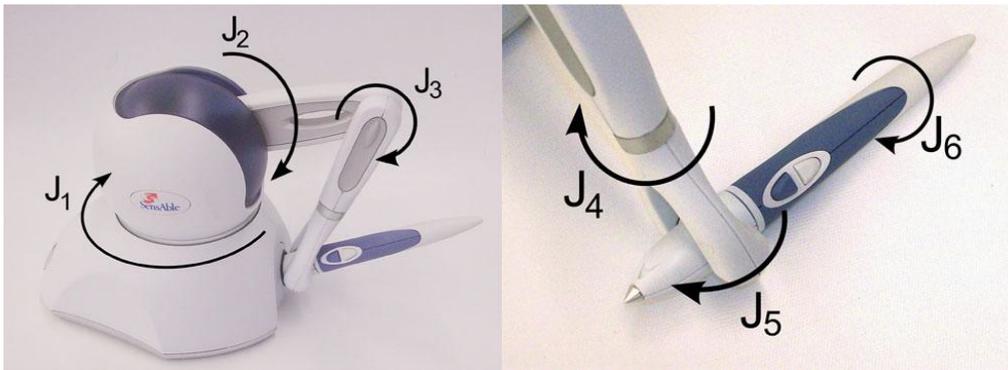


Figura A.1 Ejes de giro del brazo del dispositivo háptico Phantom Omni.

A.1.2. Navegador quirúrgico V120:Trio de Optitrack

Se trata de un dispositivo que consta de tres cámaras de una resolución de 640x480, con capacidad de implementar cinco tipos de procesamiento de imágenes (Figura A.2):

- Objetos.
- Segmentos.
- Escala de grises de precisión.
- Escala de grises MJPEG.
- Escala de grises pura.



Figura A.2 Navegador quirúrgico V120:Trio.

Este dispositivo puede llevar a cabo el seguimiento de un número de elementos tan solo limitado por la capacidad de computación del ordenador que lo esté controlando. Para llevar a cabo dicho seguimiento, el objeto a rastrear debe llevar incorporados una serie de esferas reflectantes que funcionan a modo de marcadores de IR, los cuales son detectados por la cámaras y su posición es triangulada, obteniéndose pues tanto la

posición como la orientación del elemento rastreado. La cámara tiene un campo de visión tal como se muestra en los diagramas de la Figura A.3.

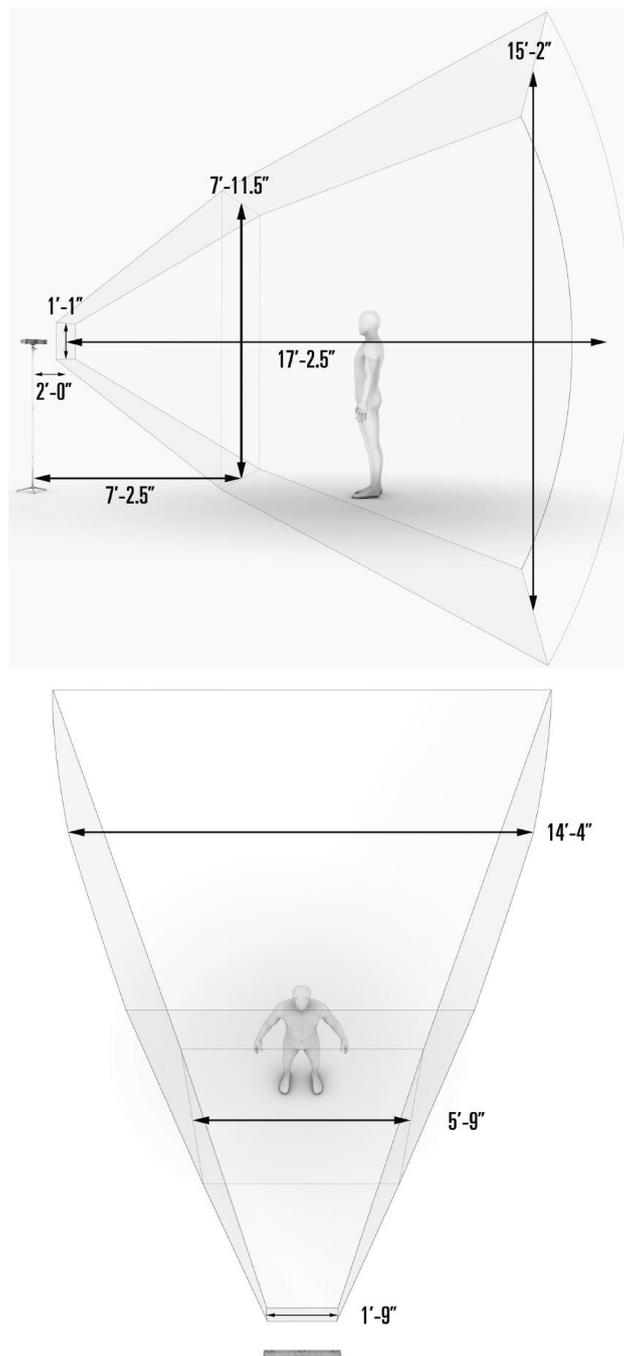


Figura A.3 Medidas del campo de visión de la cámara V120:Trio.

A.1.3. Brazo robótico UR5

Brazo robótico antropomórfico de 6 gdl, muñeca no esférica y creado por Universal Robots (Figura A.4), el cual posee las siguientes características:

Tabla A.2 Características del brazo robótico UR5.

Peso	18.4 kg
Carga útil	5 kg
Alcance	850 mm
Movilidad de las articulaciones	$\pm 360^\circ$
Velocidad articulación	Máx. 180 °/s
Velocidad herramienta	Aprox. 1 m/s
Repetibilidad	± 0.1 mm
Clasificación IP	IP54
Clase ISO sala limpia	5
Ruido	72 dB
Temperatura de trabajo	0 a 50 °C
Alimentación	100-240V CA, 50-60 Hz
Consumo	Mín. 90 W, estándar 150 W, máx. 325 W

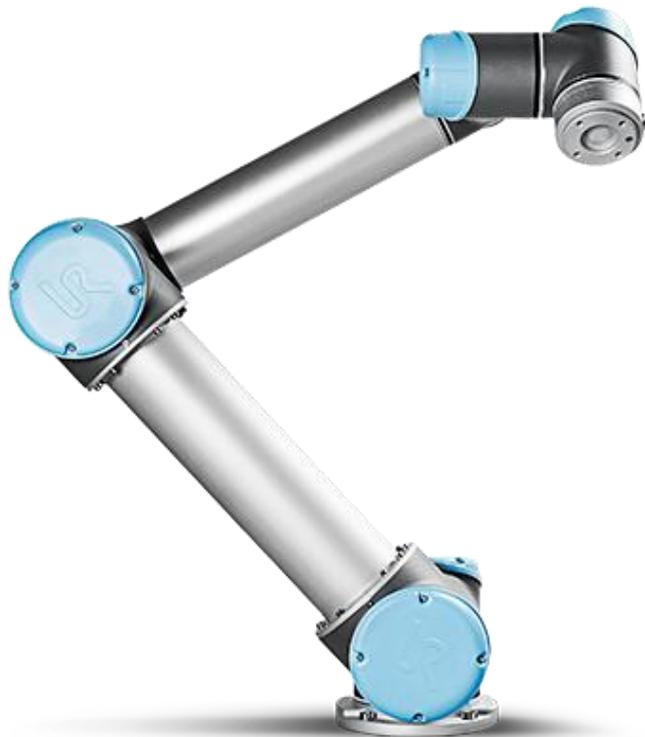


Figura A.4 Brazo robótico UR5.

Se trata de un modelo de brazo robótico mediano con un peso relativamente ligero, para el cual se creó un código de C++ propio capaz de comunicarse de forma remota y automatizada.

A.1.4. Robot quirúrgico Imhotep

Un robot quirúrgico o muñeca Imhotep, es un dispositivo robótico creado por el grupo de investigación nBio y diseñado para llevar a cabo intervenciones quirúrgicas de forma teleoperada o autónoma. Se trata de un dispositivo robótico de pequeño tamaño y con una arquitectura paralela 3UPS1S, el cual consta de cuatro motores lineales de la serie MCLM 3003 de Faulhaber. Tres de los motores son usados para conformar la arquitectura paralela junto a una rótula en la base del robot (ofreciendo dos grados de libertad consistentes en giros en torno a los ejes tangentes al abdomen en el puerto de entrada), mientras que el cuarto motor es usado para ofrecer un grado de libertad adicional al introducir y extraer del paciente la herramienta. Dichos motores constan de las siguientes características:

Tabla A.3 Características del robot quirúrgico Imhotep.

Consumo eléctrico	12 V DC
Eficiencia	95%
Rango de velocidades	2 a 10.000 ^{mm} / _s
Rango de escaneado	200 μ s
Rango de temperaturas	-40 a 85 °C
Peso	18 g
Interfaz	RS232 / CAN
Perfil de comunicación	Faulhaber - ASCII / CANopen
Máx. velocidad de transferencia RS232	115.200 baud
Máx. velocidad de transferencia CAN	1 ^{Mbit} / _s

La electrónica que controla las muñecas no se encuentra físicamente en el interior de la controladora, sino que esta se conecta vía USB a la caja donde está almacenada. Una primera versión de este dispositivo robótico (Figura A.5) fue publicada [87], mientras que la segunda y definitiva versión fue construida para ser usada en el laboratorio.



Figura A.5 Robot quirúrgico Imhotep.

B. Automatic Detection of Surgical Haemorrhage using Computer Vision

Alvaro Garcia-Martinez, José María Vicente Samper, José María Sabater-Navarro

DOI: 10.1016/j.artmed.2017.06.002

Vol: 78

Pages: 55-60

Accepted: 5 June of 2017.

B.1. Abstract

Background and objectives.

On occasions, a surgical intervention can be associated with serious, potentially life-threatening complications. One of these complications is a haemorrhage during the operation, an unsolved issue that could delay the intervention or even cause the patient's death. On laparoscopic surgery this complication is even more dangerous, due to the limited vision and mobility imposed by the minimally invasive techniques.

Methods.

In this paper it is described a computer vision algorithm designed to analyse the images captured by a laparoscopic camera, classifying the pixels of each frame in blood pixels and background pixels and finally detecting a massive haemorrhage. The pixel classification is carried out by comparing the parameter B/R and G/R of the RGB space colour of each pixel with a threshold obtained using the global average of the whole frame of these parameters. The detection of and starting haemorrhage is achieved by analysing the variation of the previous parameters and the amount of pixel blood classified.

Results.

When classifying in vitro images, the proposed algorithm obtains accuracy over 96%, but during the analysis of in vivo images obtained from real operations, the results worsen slightly due to poor illumination, visual interferences or sudden moves of the camera, obtaining accuracy over 88%. The detection of haemorrhages directly depends of the correct classification of blood pixels, so the analysis achieves an accuracy of 78%.

Conclusions.

The proposed algorithm turns out to be a good starting point for an automatic detection of blood and bleeding in the surgical environment which can be applied to enhance the surgeon vision, for example showing the last frame previous to a massive haemorrhage where the incision could be seen using augmented reality capabilities.

Keywords: computer vision; laparoscopic surgery; massive bleeding.

B.2. Introduction

On Minimally Invasive Surgery (MIS), haemorrhages remain one of the major complications present in all types of interventions, being particularly dangerous the Major Vascular Injuries (MVI). Nevertheless, it seems there is no global consensus to classify these complications [16].

Although there is not an extensive literature on the incidence of this problem, some authors have carried out some studies on the subject like Opitz et al [86] whom analysed more than 43000 interventions at Swiss hospitals and clinics, concluding that the incidence of bleedings on laparoscopic surgeries amounts 1.7% whereas the incidence of MVI amounts 0.09%.

Regarding abdominal surgery, more specifically laparoscopic surgery, we found a study of Opanon et al [18] which collect few previous studies providing an estimation of the incidence around 0.07-1.2%. It is especially interesting the study of Duca et al [19], in which the authors analyse the complications occurred during 9542 laparoscopic cholecystectomies for a period of 9 years, concluding that the incidence of haemorrhages on laparoscopic surgeries amounts 2.3% and around 1.9% of the operations needs a conversion to open surgery of which 4.8% where a direct result of a bleeding.

Although these percentages may seem low, it is estimated around 10-15% of the population of a developed country will be diagnosed of gallstones and will required a surgical intervention. This means that in a country like USA where about 750000 cholecystectomies are performed each year, of which near 90% uses MIS techniques,

approximately 15500 persons will suffer a haemorrhage during the surgery and 615 will require a conversion to open surgery due to this complication [20].

The consequences of a bleeding at a laparoscopic surgery can be just a simple delay of the intervention, a major recovery time at the hospital or even the death of the patient as Anna Mases et al state in their study [21].

In general, most authors stress the importance of early detection of bleeding to alleviate their negative effects, therefore it is required a reliable system able to analyse the characteristics of this complication and detect it as soon as possible. Due to the proliferation of researches focused on the analysis of images provided by a laparoscopic camera like the described at [80], it was decided to design a computer vision algorithm able to detect an internal haemorrhage during a surgical intervention.

Even though it has not been found in the bibliography any attempt to develop a computer vision algorithm to detect bleeding or blood in laparoscopic intervention while writing this article, it does exist a large bibliography focus on the visual detection of a bleeding through computerized tomography [55], [56] and the development of classifiers algorithms for the images obtained by an wireless capsule endoscopic (WCE) aimed to detect haemorrhages in the gastrointestinal tract. Authors based the segmentation and classification of the pixels on the features extracted using the HVS colour model [57], [88], a two-stage saliency map extraction method [62] or a simple threshold for the global ratios B/R and G/R in the BGR colour model [60].

The objective of this paper is to describe the design and implementation of a computer vision algorithm capable of analyse in real time the video provided by a laparoscopic camera and detect both the presence of blood pools and the beginning of a major bleeding. Once this goal is achieved, the algorithm can be useful for monitoring the surgical field searching for complications that may not have been detected by the surgical team or even integrated into the control system of a future autonomous surgical platform.

B.3. Materials and methods

B.3.1. Experimental material

The analysis of the images is carried out using the open source computer vision and machine learning software library OpenCV [75] and tools provided by the framework ROS (Robot Operating System) [76], in order to integrate the algorithm into a robotic platform which works using the same system. OpenCV is a computer vision library which provides of basic and advanced functionalities, such as draw a line, change the colour space of an image or apply a noise filter. ROS is a collection of software frameworks which provide with functionalities focused on robot development, and since their first versions, the OpenCV libraries are integrated into this middleware in such a way the ROS nodes can use the functionalities of this asset with just the inclusion of the proper header file.

For developing and testing our algorithm we have used two different dataset. The first dataset is composed of 23 videos of real laparoscopic surgeries recorded using a camera manned by a member of the surgical team and show diverse operations including cholecystectomies, pelvic surgeries, total mesorectal excisions, radical hysterectomies, pancreatectomy, gastrectomy, aortic lymphadenectomy, retroperitoneal dissections, nephro-ureterectomies and colectomies. This data set contains 17 videos that show bleeding (mean duration of 51 seconds) and six videos that show no bleeding (mean durations of 33 minutes and 31 seconds).

The other dataset is composed of videos of in vitro bleeding recorded in our setup using a mobile camera and independent sources of light, carried by miniature robots magnetically attached to the inner wall of the setup upper lid and externally controlled by a robotic arm. For this test we used an artificial blood composed of water, glycerine and red and black dyes, pumped by a small water pump placed out of the setup (Figure 1). A stepper motor AM1020 from Faulhaber provides the tilt turn of the camera and all the mini robots are remotely controlled through an Arduino Mega board. All these devices and their communications were proposed and described previously [66], [69].

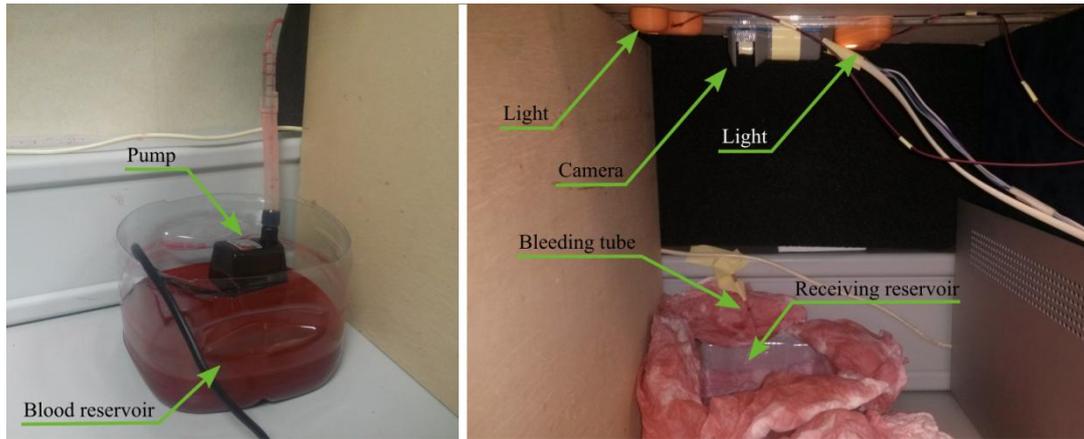


Fig. 1. Experimental setup used for the in vitro tests.

To record the second dataset five different configurations were used, recording 15 tests for each configuration. Each configuration has a different position and view angle for the camera, different number and positions of the light sources and a different amount of false blood spotted tissue were used (tissues stained with fake blood and placed around the receiving reservoir), which represent the interior of the patient.

Some images have been extracted from each dataset showing different states of a bleeding. In order to calculate the effectiveness of the algorithm, a binary map was created for each extracted image as ground truth, classifying pixels in blood and background.

B.3.2. Methods: Blood pixel classification

First of all, Tonmoy Ghosh's [60] and Yixuan Yuan's [62] algorithm were checked analysing a few images of in vivo bleedings. These algorithms were obtained from the reference papers and they were implemented by the authors. In spite of their good results classifying blood and non-blood images from a wireless endoscopy capsule, these algorithms are not designed to work on images with a high red level, so that the results for the in vivo images were not satisfactory because the algorithm wrongly classified some tissue pixels (i.e., liver pixels) as blood pixels, resulting of a lowering of the specificity. Fig. 2 shows an example of this problem. It was also observed the red level of the pixels that belongs to blood being expelled through an incision have a more intense red colour if the illumination is adequate. Due to the results of the test it was concluded that it is needed an adaptive and dynamic classifier able to correctly

segment the image without detecting background pixels as blood pixels, more restrictive when the frame has a high red level average and aimed to maintain as low as possible the false positive rate.

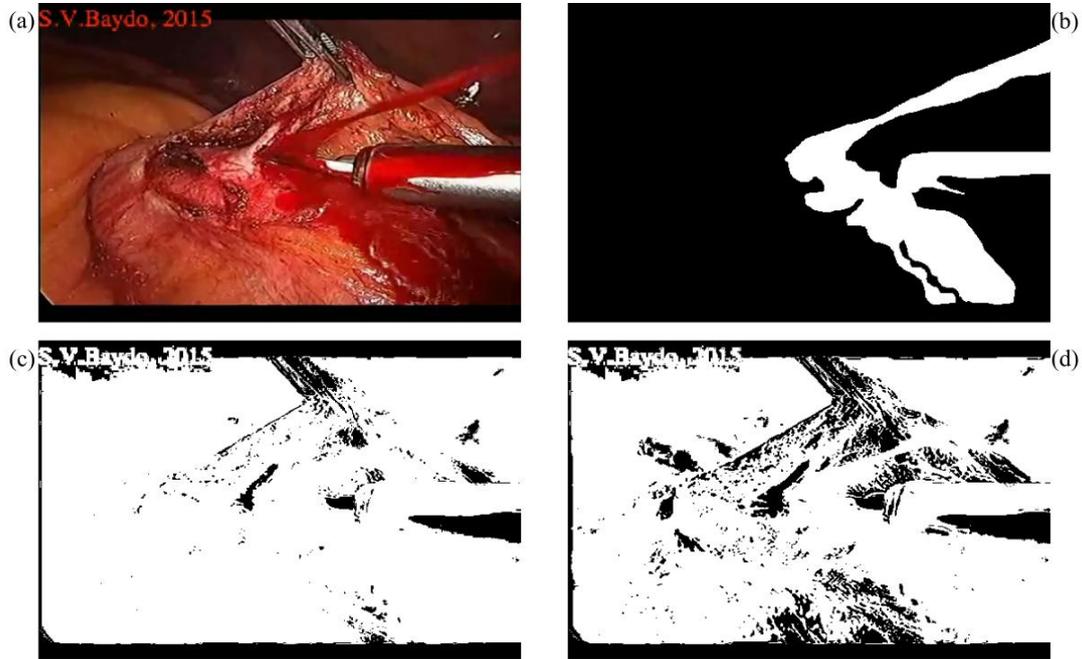


Fig. 2. Image extracted from a real surgical intervention (a), Ground truth (b), image analysed using Tonmoy Ghosh's algorithm (c) and Yixuan Yuan's algorithm (d).

After analysing a series of images from real surgeries, it was observed a relationship between the individual ratios B/R and G/R of each pixel and the global ratios B/R and G/R of the frame respectively, with an increase of individual ratios proportional to the increase of the overall ratios. The individual ratios were calculated by dividing the green or blue channel of a pixel between the red channel of the same pixel. The overall ratios were calculated as the result of dividing the sum of all levels of the green or blue channels of all the pixels, between the sum of levels of the red channel of all the pixels, all measured in the BGR colour space. The relation was quantified using the k-means clustering method and optimized through a 4-fold cross-validation applied on the previously mentioned series of images to obtain a threshold equation (1) which separates the blood and non-blood pixels.

$$\text{Threshold}_{\text{ratio}} = 0'661 \cdot \text{Frame}_{\text{ratio}} + 0'0084 \quad (1)$$

Using these dynamics thresholds, the images were analysed again classifying as blood pixel if both individual pixel ratios were below the calculated threshold. After the

classification, some morphological transformations of erode and dilation were implemented in order to remove little groups of pixels impossible to belong to a blood puddle.

B.3.3. Methods: Haemorrhage detection

Once the algorithm performs a segmentation of the image extracting the possible blood pixels, the obtained parameters were used to implement the detection of the haemorrhage through an analysis of the values versus time of both the percentage of blood pixels as the global ratios B/R and G/R. A great variation of the analysed parameters was observed approximately during the following one second after the beginning of the bleeding, therefore it arises that the information needed to detect bleeding can be obtained from the following 20 frames after the onset of bleeding (the choice of the number of frames to analyse was based on the use of videos with a ratio of 24 frames per second), comparing the analysed parameters with a series of thresholds.

It was found that the movement of the camera or the gases emitted when using a laparoscopic electrocautery sometimes causes an excessive variance of the analysed parameter not related to a bleeding. In order to solve this problem the algorithm was modified to discard the parameters of a frame with high variance compared to the previous frame, assuming that there has been a shake of the camera rather than the sudden appearance of massive bleeding. Nevertheless, the blood/non-blood pixel classification is not affected by this problem due to the frame-by-frame design of this process.

After a thorough analysis we concluded that black, blue and green pixels quite rarely represent blood being expelled through an injury. Usually they are light reflections, part of the surgical tools or belong to the black area surrounding the circular region of the image due to the optic's shape. Several tests were carried out in order to analyse the influence of these pixels on the algorithm's performance, concluding that if those pixels are not analysed then the algorithm will slightly worsened its performance but at the same time will slightly improve the time needed for the analysis, which depends of the quality of the image and the size of the black surrounding area.

The complete proposed algorithm is described in Fig. 3.

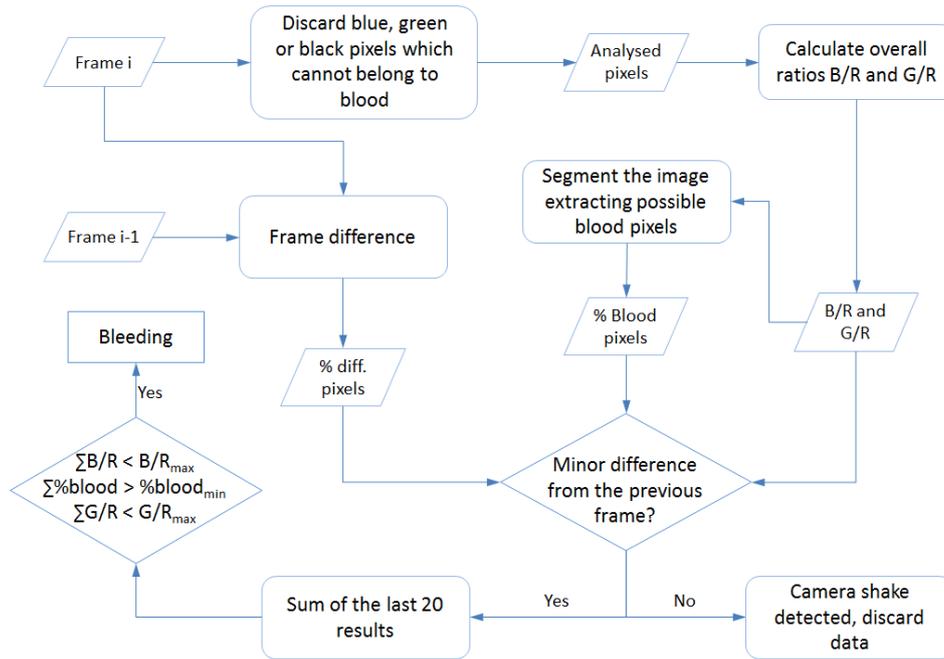


Fig. 3. Scheme of the proposed bleeding detector algorithm.

B.3.4. Methods: Performance measurement

Three parameters were calculated to obtain a measure of the performance of the analysed algorithms as a binary classification test: accuracy, sensitivity and specificity, which are calculated according to the following equations:

$$\text{Accuracy} = \frac{\text{True Positives} + \text{True Negatives}}{\text{True Positives} + \text{True Negatives} + \text{False Positives} + \text{False Negatives}} \quad (2)$$

$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{True Positives}}{\text{True Positives} + \text{False Negatives}} \quad (3)$$

$$\text{Specificity} = \frac{\text{True Negatives}}{\text{True Negatives} + \text{False Positives}} \quad (4)$$

The parameters were obtained through a pixel-based comparison, therefore the True Positives are the blood pixels correctly detected as blood, the True Negatives are background pixels correctly detected as no blood, the False Positives are background pixels wrongly detected as blood and the False Negatives are the blood pixels wrongly detected as background. The sensitivity measures the amount of blood pixels correctly

detected, the specificity measures the amount of background pixels correctly detected and the accuracy measures the global effectiveness of an algorithm.

B.4. Experimental tests

B.4.1. Blood pixel classification results

A first experiment was designed to evaluate the blood pixel classification capability of each algorithm through an analysis of both dataset, in vitro and in vivo images. The results are shown in the Table 1 with the average of the comparison parameters. The experiment was conducted on 25 in vitro images extracted from 20 different videos and 32 in vivo images extracted from 23 different videos, so a total of 52 images (some of them did not show blood) were analysed with each algorithm.

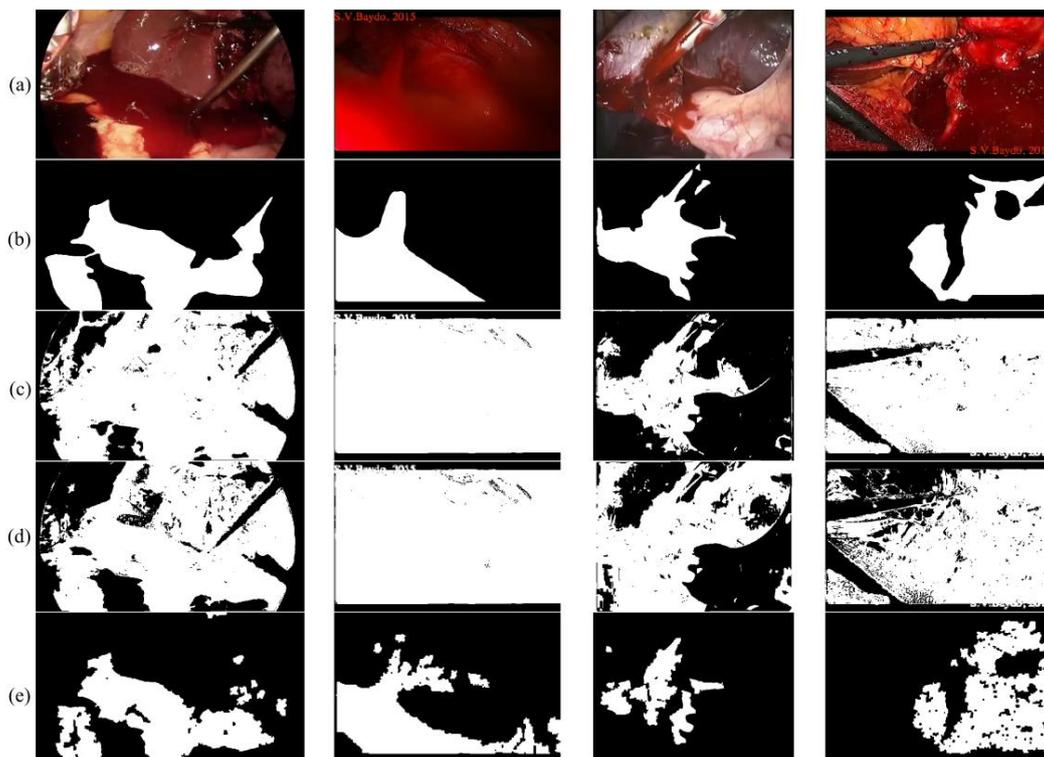


Fig. 4. Some examples of the results. (a) Original image, (b) ground truth, (c) Tonmoy Ghosh's results, (d) Yixuan Yuan's results, (e) our algorithm's results.

Even though the three methods have a good performance when applied to the in vitro images, the results are poor with a low specificity when applying Tonmoy Ghosh and Yixuan Yuan methods to the in vivo images, because the algorithms wrongly classified some tissue pixels (i.e., liver pixels) as blood pixels. The algorithm proposed in this

paper obtains a mediocre sensitivity value, but this is due in part to the modification made to equation (1) to obtain a more restrictive dynamic threshold and thus to keep the number of false positives detected low, which allows to obtain a good specificity value. In images with a surgical environment completely blood stained, it can be seen the benefits of the dynamic threshold, detecting the pixels which belong to the blood flowing from an incision which often have higher levels of red (Fig. 4).

B.4.2. Haemorrhage detection results

Once validated the classification of the blood pixels, the threshold of the bleeding detection parameters were calculated through an analysis of the in vitro videos measuring the first 20 frames after the first frame of the bleeding. As mentioned before, 15 tests were analysed for each one of the five different configurations, calculating the average of the minimum and maximum variation of the analysed parameters (Table 1).

Table 1. Performance comparison for blood pixel classification.

		Tonmoy Ghosh	Yixuan Yuan	Our method
In vitro	Accuracy	92.25%	84.45%	95.41%
	Sensitivity	96.40%	99.64%	87.74%
	Specificity	92.09%	83.30%	96.48%
In vivo	Accuracy	60.44%	61.10%	88.96%
	Sensitivity	91.38%	93.14%	72.97%
	Specificity	48.57%	50.28%	93.41%

Finally the videos of the in vivo test suite were analysed, trying different values for comparative thresholds (min B/R variation, min G/R variation and max blood variation for the last 20 frames) and seeking to maximize the specificity, that is, reducing the false positives when classifying the videos in "shows bleeding" or "not shows bleeding". The best results were obtained discarding the frames with at least half of the pixels different respect the previous frame, detecting sudden shake of the camera. Using as detection conditions that the sums of B/R and G/R variations during the last 20 frames must keep below -0.08 and the sum of the blood percentage variation during the last 20 frames must keep over 10, the analysis of the videos obtained an accuracy of 78.26%, a sensitivity of 76.47% and a specificity of 83.33%. For this

analysis, a true positive was achieved when the algorithm correctly detected a bleeding right after the blood start pouring from the injury, a true negative was achieved when the algorithm did not detect any bleeding in a "non-bleeding video", a false negative was achieved when the algorithm did not detect any bleeding in a "bleeding video" and finally a false positive was achieved when: the algorithm detected a bleeding in a "non-bleeding video", detected a bleeding in a "bleeding video" before it occurs or after the pouring due to a non-related cause (Table 2).

Table 2. Parameters of the 20 first frames after the beginning of the haemorrhage.

	Min B/R variation	Min G/R variation	Max blood variation
In vitro conf. A	-0.066	-0.0697	11.3254
In vitro conf. B	-0.1571	-0.1579	15.5642
In vitro conf. C	-0.1225	-0.1088	13.0489
In vitro conf. D	-0.089	-0.0702	11.5687
In vitro conf. E	-0.1082	-0.077	10.6634
Total average	-0.1086	-0.0967	12.4341

B.5. Discussions and conclusions

Nowadays, haemorrhages remain one of the major complications present in MIS interventions and the visual limitations imposed by the use of a traditional laparoscopic camera hinder its detection and treatment, increasing the risk for the patient. In this document the first steps for the design of a bleeding detector algorithm are presented, an algorithm able to work using only the images directly captured by a laparoscopic camera, obtaining acceptable results as a first approach. The successful of the analysis strongly depends of at least three factors that influence significantly the outcome.

Stability of the camera is one of the most important factors. A sudden movement of the camera can result in the loss of information needed to detect bleeding or a false positive due to a significantly increasing of the level of red when entering the frame a reddish tissue. An unmanned vision system, for example controlled by a robot as

proposed in [69], will not suffer this issue and can become a reliable system for detecting bleeding.

The use of an electrocautery is very harmful for detecting bleeding using the proposed method in this paper because the gases emitted hide the blood, making hard to detect a haemorrhage only with a visual analysis but easy to solve with a correct control of the emptying of the gases.

The illumination is the most important factor, as a direct light on a blood stained surface will create some white reflections that the algorithm is not able to recognize as blood. Using an independence source light as proposed in [69] allow the surgical team to positioning it and avoid the reflections.

As a future work the algorithm requires an optimization to increase its effectiveness, for example enhancing the classification of pixels against light variations. Another possibility is to merge this algorithm with a surgical gauze detector algorithm described in [79], since both elements are strongly associated.

B.6. Acknowledgements

We thank Mr. S. V. Baydo to grant us permission to use their videos for this project.

Authors would like to thank the economic support of Spanish National Research Council through DPI2013-47196-C3-2-R project.

B.7. Bibliography

- [1] Kaushik R. Bleeding complications in laparoscopic cholecystectomy: Incidence, mechanisms, prevention and management. *J Minim Access Surg* 2010;6:59–65. doi:10.4103/0972-9941.68579.
- [2] Opitz I, Gantert W, Giger U, Kocher T, Krähenbühl L. Bleeding remains a major complication during laparoscopic surgery: analysis of the SALTS database. *Langenbeck's Arch Surg* 2005;390:128–33. doi:10.1007/s00423-004-0538-z.
- [3] Akaraviputh T, Opananon S. Major Vascular Injury in Laparoscopic Cholecystectomy. *Thai J Surg* 2011;32:41–4.
- [4] Duca S, Bălă O, Al-Hajjar N, Lancu C, Puia IC, Munteanu D, et al. Laparoscopic cholecystectomy: incidents and complications. A retrospective analysis of 9542

- consecutive laparoscopic operations. *HPB (Oxford)* 2003;5:152–8. doi:10.1080/13651820310015293.
- [5] Stinton LM, Shaffer EA. Epidemiology of gallbladder disease: cholelithiasis and cancer. *Gut Liver* 2012;6:172–87. doi:10.5009/gnl.2012.6.2.172.
- [6] Mases A, Montes A, Ramos R, Trillo L, Puig MM. Injury to the abdominal aorta during laparoscopic surgery: an unusual presentation. *Anesth Analg* 2000;91:561–2.
- [7] Allan M, Ourselin S, Thompson S, Hawkes DJ, Kelly J, Stoyanov D. Toward Detection and Localization of Instruments in Minimally Invasive Surgery. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013;60:1050–8. doi:10.1109/TBME.2012.2229278.
- [8] Hamilton JD, Kumaravel M, Censullo ML, Cohen AM, Kievlan DS, West OC. Multidetector CT Evaluation of Active Extravasation in Blunt Abdominal and Pelvic Trauma Patients. *RadioGraphics* 2008;28:1603–16. doi:10.1148/rg.286085522.
- [9] Willmann JK, Roos JE, Platz A, Pfammatter T, Hilfiker PR, Marincek B, et al. Multidetector CT: Detection of Active Hemorrhage in Patients with Blunt Abdominal Trauma. *Am J Roentgenol* 2002;179:437–44. doi:10.2214/ajr.179.2.1790437.
- [10] Lau PY, Correia PL. Detection of bleeding patterns in WCE video using multiple features. 2007 29th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., vol. 2007, IEEE; 2007, p. 5601–4. doi:10.1109/IEMBS.2007.4353616.
- [11] Giritharan B, Xiaohui Yuan, Jianguo Liu, Buckles B, JungHwan Oh, Shou Jiang Tang. Bleeding detection from capsule endoscopy videos. 2008 30th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., IEEE; 2008, p. 4780–3. doi:10.1109/IEMBS.2008.4650282.
- [12] Yuan Y, Li B, Meng MQ-H. Bleeding Frame and Region Detection in the Wireless Capsule Endoscopy Video. *IEEE J Biomed Heal Informatics* 2016;20:624–30. doi:10.1109/JBHI.2015.2399502.
- [13] Ghosh T, Fattah SA, Wahid KA. Automatic bleeding detection in wireless capsule endoscopy based on RGB pixel intensity ratio. 2014 Int. Conf. Electr. Eng. Inf. Commun. Technol., Dhaka: IEEE; 2014, p. 1–4. doi:10.1109/ICEEICT.2014.6919173.
- [14] OpenCV | OpenCV n.d. <http://opencv.org/> (accessed May 28, 2016).
- [15] ROS.org | Powering the world's robots n.d. <http://www.ros.org/> (accessed May 28, 2016).
- [16] Garcia-Martinez A, Lledo LD, Badesa FJ, Garcia N, Sabater-Navarro JM. Integration of heterogeneous robotic systems in a surgical scenario. 5th IEEE RAS/EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics, IEEE; 2014, p. 24–7. doi:10.1109/BIOROB.2014.6913746.

- [17] Garcia-Martinez A, Mora R, Juan CG, Compan AF, Garcia N, Sabater-Navarro JM. Toward an enhanced modular operating room. 2016 6th IEEE Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics, IEEE; 2016, p. 413–7. doi:10.1109/BIOROB.2016.7523662.
- [18] Garcia-Martinez A, Juan CG, Garcia NM, Sabater-Navarro JM. Automatic detection of surgical gauzes using Computer Vision. 2015 23rd Mediterr. Conf. Control Autom., IEEE; 2015, p. 747–51. doi:10.1109/MED.2015.7158835.

Glosario de términos

BGR: Blue, Green and red.

CMI: Cirugía mínimamente invasiva.

gdl: Grados de libertad.

HSV: Hue, saturation and value.

IMC: Índice de masa corporal.

iOR: Intelligent Operating Room.

IR: Infrarrojo.

LBP: Local binary patterns.

LED: Light emitting diode.

RFB: Retained foreign body.

ROI: Region of interest.

ROS: Robot Operating System.

SVM: Support vector machine.

WCE: Wireless capsule endoscopic.

Bibliografía

- [1] Asociación Española de Cirujanos, *Cirugía endoscópica*, 2nd ed. Madrid: Arán, 2010.
- [2] M. O. Schurr, G. Buess, W. Kunert, E. Flemming, H. Hermeking, and L. Gumb, "Human sense of vision: A guide to future endoscopic imaging systems," *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, vol. 5, no. 5, pp. 410–418, Jan. 1996.
- [3] P. Breedvel, "Observation, manipulation, and eye-hand coordination problems in minimally invasive surgery," in *Conference on human decision making and manual control, Kassel, December 9-11*, Kassel: University of Kassel - GhK, 1997, pp. 219–231.
- [4] P. Breedveld, H. G. Stassen, D. W. Meijer, and L. P. S. Stassen, "Theoretical background and conceptual solution for depth perception and eye-hand coordination problems in laparoscopic surgery," *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, vol. 8, no. 4, pp. 227–234, Jan. 1999.
- [5] P. Breedveld and M. Wentink, "Eye-hand coordination in laparoscopy - an overview of experiments and supporting aids," *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, vol. 10, no. 3, pp. 155–162, Jan. 2001.
- [6] R. Bogdanova, P. Boulanger, and B. Zheng, "Depth Perception of Surgeons in Minimally Invasive Surgery," *Surg. Innov.*, vol. 23, no. 5, pp. 515–524, Oct. 2016.
- [7] M. D. Michaelson, S. E. Cotter, P. C. Gargollo, A. L. Zietman, D. M. Dahl, and M. R. Smith, "Management of Complications of Prostate Cancer Treatment," *CA. Cancer J. Clin.*, vol. 58, no. 4, pp. 196–213, Mar. 2008.
- [8] G. C. Roviario, F. Varoli, L. Saguatti, C. Vergani, M. Maciocco, and A. Scarduelli, "Major vascular injuries in laparoscopic surgery," *Surg. Endosc.*, vol. 16, pp. 1192–1196, 2002.
- [9] L. W. Way *et al.*, "Causes and prevention of laparoscopic bile duct injuries:

- analysis of 252 cases from a human factors and cognitive psychology perspective.” *Ann. Surg.*, vol. 237, no. 4, pp. 460–9, Apr. 2003.
- [10] M. R. Wilson, S. J. Vine, E. Bright, R. S. W. Masters, D. Defriend, and J. S. McGrath, “Gaze training enhances laparoscopic technical skill acquisition and multi-tasking performance: a randomized, controlled study,” *Surg. Endosc.*, vol. 25, no. 12, pp. 3731–3739, Dec. 2011.
- [11] A. E. Lincourt, A. Harrell, J. Cristiano, C. Sechrist, K. Kercher, and B. T. Heniford, “Retained Foreign Bodies After Surgery,” *J. Surg. Res.*, vol. 138, no. 2, pp. 170–174, Apr. 2007.
- [12] D. Hariharan and D. Lobo, “Retained surgical sponges, needles and instruments,” *Ann. R. Coll. Surg. Engl.*, vol. 95, no. 2, pp. 87–92, Mar. 2013.
- [13] Z. H. Al-Qurayshi, A. T. Hauch, D. P. Slakey, and E. Kandil, “Retained Foreign Bodies: Risk and Outcomes at the National Level,” *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 220, no. 4, pp. 749–759, Apr. 2015.
- [14] S. D. Moffatt-Bruce, C. H. Cook, S. M. Steinberg, and S. P. Stawicki, “Risk factors for retained surgical items: a meta-analysis and proposed risk stratification system,” *J. Surg. Res.*, vol. 190, no. 2, pp. 429–436, Aug. 2014.
- [15] A. A. Gawande, D. M. Studdert, E. J. Orav, T. A. Brennan, and M. J. Zinner, “Risk Factors for Retained Instruments and Sponges after Surgery,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 348, no. 3, pp. 229–235, Jan. 2003.
- [16] R. Kaushik, “Bleeding complications in laparoscopic cholecystectomy: Incidence, mechanisms, prevention and management.” *J. Minim. Access Surg.*, vol. 6, no. 3, pp. 59–65, Jul. 2010.
- [17] I. Opitz, W. Gantert, U. Giger, T. Kocher, and L. Krähenbühl, “Bleeding remains a major complication during laparoscopic surgery: analysis of the SALTS database,” *Langenbeck’s Arch. Surg.*, vol. 390, no. 2, pp. 128–133, Apr. 2005.
- [18] T. Akaraviputh and S. Opananon, “Major Vascular Injury in Laparoscopic Cholecystectomy,” *Thai J. Surg.*, vol. 32, no. 2, pp. 41–44, 2011.

- [19] S. Duca *et al.*, "Laparoscopic cholecystectomy: incidents and complications. A retrospective analysis of 9542 consecutive laparoscopic operations.," *HPB (Oxford)*, vol. 5, no. 3, pp. 152–8, 2003.
- [20] L. M. Stinton and E. A. Shaffer, "Epidemiology of gallbladder disease: cholelithiasis and cancer.," *Gut Liver*, vol. 6, no. 2, pp. 172–87, Apr. 2012.
- [21] A. Mases, A. Montes, R. Ramos, L. Trillo, and M. M. Puig, "Injury to the abdominal aorta during laparoscopic surgery: an unusual presentation.," *Anesth. Analg.*, vol. 91, no. 3, pp. 561–2, Sep. 2000.
- [22] T. Neumuth, P. Jannin, J. Schlomberg, J. Meixensberger, P. Wiedemann, and O. Burgert, "Analysis of surgical intervention populations using generic surgical process models.," *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 6, no. 1, pp. 59–71, Jan. 2011.
- [23] R. Stauder *et al.*, "Random Forests for Phase Detection in Surgical Workflow Analysis," Springer, Cham, 2014, pp. 148–157.
- [24] F. Lalys, L. Riffaud, X. Morandi, and P. Jannin, "Surgical Phases Detection from Microscope Videos by Combining SVM and HMM," in *Medical Computer Vision. Recognition Techniques and Applications in Medical Imaging*, 2010, pp. 54–62.
- [25] N. Padoy and G. D. Hager, "Human-Machine Collaborative surgery using learned models," in *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2011, pp. 5285–5292.
- [26] R. Stauder, R. Stauder, A. Okur, and N. Navab, "Detecting and Analyzing the Surgical Workflow to Aid Human and Robotic Scrub Nurses," in *The Hamlyn Symposium on Medical Robotics*, 2014, p. 106.
- [27] E. T. P. Santos and I. A. Cestari, "Command interface and driving strategy for a voice activated endoscope positioning arm," in *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2014, pp. 66–69.
- [28] V. F. Muñoz, J. G. DeGabriel, J. F. Lozano, I. Garcia-Morales, R. Molina Mesa, and C. Pérez del Pulgar, "On laparoscopic robot design and validation," *Integr.*

Comput. Aided. Eng., vol. 10, no. 3, pp. 211–229, 2003.

- [29] J. A. Hawks, J. Kunowski, and S. R. Platt, “In Vivo Demonstration of Surgical Task Assistance Using Miniature Robots,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 10, pp. 2866–2873, Oct. 2012.
- [30] I. Rivas-Blanco, B. Estebanez, M. Cuevas-Rodriguez, E. Bauzano, and V. F. Munoz, “Towards a cognitive camera robotic assistant,” in *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2014, pp. 739–744.
- [31] J. Cadeddu *et al.*, “Novel magnetically guided intra-abdominal camera to facilitate laparoendoscopic single-site surgery: initial human experience,” *Surg. Endosc.*, vol. 23, no. 8, pp. 1894–1899, Aug. 2009.
- [32] I. Rivas-Blanco, E. Bauzano, M. Cuevas-Rodriguez, P. del Saz-Orozco, and V. F. Munoz, “Force-position control for a miniature camera robotic system for single-site surgery,” in *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2013, pp. 3065–3070.
- [33] M. Simi *et al.*, “Magnetically Activated Stereoscopic Vision System for Laparoendoscopic Single-Site Surgery,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 18, no. 3, pp. 1140–1151, Jun. 2013.
- [34] S. L. Best *et al.*, “Magnetic anchoring and guidance system instrumentation for laparo-endoscopic single-site surgery/natural orifice transluminal endoscopic surgery: lack of histologic damage after prolonged magnetic coupling across the abdominal wall,” *Urology*, vol. 77, no. 1, pp. 243–7, Jan. 2011.
- [35] G. Crosthwaite, T. Chung, P. Dunkley, S. Shimi, and A. Cuschieri, “Comparison of direct vision and electronic two- and three-dimensional display systems on surgical task efficiency in endoscopic surgery,” *Br. J. Surg.*, vol. 82, no. 6, pp. 849–51, Jun. 1995.
- [36] G. B. Hanna, S. M. Shimi, and A. Cuschieri, “Randomised study of influence of two-dimensional versus three-dimensional imaging on performance of

- laparoscopic cholecystectomy," *Lancet*, vol. 351, no. 9098, pp. 248–251, Jan. 1998.
- [37] R. Sinha, M. Sundaram, S. Raje, G. Rao, M. Sinha, and R. Sinha, "3D laparoscopy: technique and initial experience in 451 cases," *Gynecol. Surg.*, vol. 10, no. 2, pp. 123–128, May 2013.
- [38] G. Currò, G. La Malfa, A. Caizzone, V. Rampulla, and G. Navarra, "Three-Dimensional (3D) Versus Two-Dimensional (2D) Laparoscopic Bariatric Surgery: a Single-Surgeon Prospective Randomized Comparative Study," *Obes. Surg.*, vol. 25, no. 11, pp. 2120–2124, Nov. 2015.
- [39] S. K. Kang, P. S. White, M. S. W. Lee, B. Ram, and S. Ogston, "A Randomized Control Trial of Surgical Task Performance in Frontal Recess Surgery: Zero Degree Versus Angled Telescopes," *Am. J. Rhinol.*, vol. 16, no. 1, pp. 33–36, 2002.
- [40] N. Suzuki and A. Hattori, "Development of New Augmented Reality Function Using Intraperitoneal Multi-view Camera," in *Augmented Environments for Computer-Assisted Interventions*, 1st ed., C. A. Linte, J. Moore, E. Chen, and D. H. III, Eds. Toronto: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013, pp. 67–76.
- [41] B. Tamadazte, A. Agustinos, P. Cinquin, G. Fiard, and S. Voros, "Multi-view vision system for laparoscopy surgery," *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 10, no. 2, pp. 195–203, Feb. 2015.
- [42] P. R. DeLucia and J. A. Griswold, "Effects of camera arrangement on perceptual-motor performance in minimally invasive surgery," *J. Exp. Psychol. Appl.*, vol. 17, no. 3, pp. 210–232, Sep. 2011.
- [43] N. K. Kottayil, R. Bogdanova, I. Cheng, B. Zheng, and A. Basu, "Investigation of gaze patterns in multi view laparoscopic surgery," in *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2016, pp. 4031–4034.
- [44] G. B. Hanna, A. B. Cresswell, and A. Cuschieri, "Shadow depth cues and

- endoscopic task performance.," *Arch. Surg.*, vol. 137, no. 10, pp. 1166–9, Oct. 2002.
- [45] R. K. Mishra, G. B. Hanna, S. I. Brown, and A. Cuschieri, "Optimum Shadow-Casting Illumination for Endoscopic Task Performance," *Arch. Surg.*, vol. 139, no. 8, p. 889, Aug. 2004.
- [46] R. Shimotsu and C. G. L. Cao, "The Performance Effects of Color-Contrasting Shadows on Laparoscopic Surgery," *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.*, vol. 50, no. 10, pp. 1024–1028, Oct. 2006.
- [47] R. T. Shimotsu and C. G. L. Cao, "The Effect of Color-Contrasting Shadows on a Dynamic 3-D Laparoscopic Surgical Task," *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. - Part A Syst. Humans*, vol. 37, no. 6, pp. 1047–1053, Nov. 2007.
- [48] C. S. Lee, C. K. Chui, and S. K. Y. Chang, "Influence of Dynamic Shadowing on 2D and 3D Laparoscopic Visualization Under Visible Light and Infrared Light," *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech.*, vol. 23, no. 7, pp. 561–569, Jul. 2013.
- [49] C. K. Christian *et al.*, "A prospective study of patient safety in the operating room," *Surgery*, vol. 139, no. 2, pp. 159–173, Feb. 2006.
- [50] C. E. Fabian, "Electronic tagging of surgical sponges to prevent their accidental retention," *Surgery*, vol. 137, no. 3, pp. 298–301, Mar. 2005.
- [51] A. Macario, D. Morris, and S. Morris, "Initial Clinical Evaluation of a Handheld Device for Detecting Retained Surgical Gauze Sponges Using Radiofrequency Identification Technology," *Arch. Surg.*, vol. 141, no. 7, p. 659, Jul. 2006.
- [52] C. C. Greenberg *et al.*, "Bar-coding Surgical Sponges To Improve Safety," *Ann. Surg.*, vol. 247, no. 4, pp. 612–616, Apr. 2008.
- [53] R. R. Cima *et al.*, "Using a data-matrix-coded sponge counting system across a surgical practice: impact after 18 months.," *Jt. Comm. J. Qual. patient Saf.*, vol. 37, no. 2, pp. 51–8, Feb. 2011.
- [54] N. Rivera *et al.*, "ASSIST - Automated System for Surgical Instrument and Sponge

- Tracking,” in *2008 IEEE International Conference on RFID*, 2008, pp. 297–302.
- [55] J. D. Hamilton, M. Kumaravel, M. L. Censullo, A. M. Cohen, D. S. Kievlan, and O. C. West, “Multidetector CT Evaluation of Active Extravasation in Blunt Abdominal and Pelvic Trauma Patients,” *RadioGraphics*, vol. 28, no. 6, pp. 1603–1616, Oct. 2008.
- [56] J. K. Willmann *et al.*, “Multidetector CT: Detection of Active Hemorrhage in Patients with Blunt Abdominal Trauma,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 179, no. 2, pp. 437–444, Aug. 2002.
- [57] P. Y. Lau and P. L. Correia, “Detection of bleeding patterns in WCE video using multiple features,” in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, vol. 2007, pp. 5601–5604.
- [58] Baopu Li and M. Q.-H. Meng, “Computer-Aided Detection of Bleeding Regions for Capsule Endoscopy Images,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 4, pp. 1032–1039, Apr. 2009.
- [59] Guolan Lv, Guozheng Yan, and Zhiwu Wang, “Bleeding detection in wireless capsule endoscopy images based on color invariants and spatial pyramids using support vector machines,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, pp. 6643–6646.
- [60] T. Ghosh, S. A. Fattah, and K. A. Wahid, “Automatic bleeding detection in wireless capsule endoscopy based on RGB pixel intensity ratio,” in *2014 International Conference on Electrical Engineering and Information & Communication Technology*, 2014, pp. 1–4.
- [61] Y. Fu, W. Zhang, M. Mandal, and M. Q.-H. Meng, “Computer-Aided Bleeding Detection in WCE Video,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 18, no. 2, pp. 636–642, Mar. 2014.
- [62] Y. Yuan, B. Li, and M. Q.-H. Meng, “Bleeding Frame and Region Detection in the Wireless Capsule Endoscopy Video,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 20, no. 2, pp. 624–630, Mar. 2016.

- [63] K. Jo, B. Choi, S. Choi, Y. Moon, and J. Choi, "Automatic detection of hemorrhage and surgical instrument in laparoscopic surgery image," in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2016, vol. 2016, pp. 1260–1263.
- [64] D. A. Linkens, "Adaptive and intelligent control in anesthesia," *IEEE Control Syst.*, vol. 12, no. 6, pp. 6–11, 1992.
- [65] J.-Y. Lan, M. F. Abbod, R.-G. Yeh, S.-Z. Fan, and J.-S. Shieh, "Review: Intelligent Modeling and Control in Anesthesia," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 32, no. 5, pp. 293–308, 2012.
- [66] A. Garcia-Martinez, L. D. Lledo, F. J. Badesa, N. Garcia, and J. M. Sabater-Navarro, "Integration of heterogeneous robotic systems in a surgical scenario," in *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2014, pp. 24–27.
- [67] R. Sotelo, L. A. Nunez Bragayrac, V. Machuca, R. Garza Cortes, and R. A. Azhar, "Avoiding and managing vascular injury during robotic-assisted radical prostatectomy.," *Ther. Adv. Urol.*, vol. 7, no. 1, pp. 41–8, Feb. 2015.
- [68] S. Nakano, J. Nakahira, T. Sawai, N. Kadono, and T. Minami, "Unexpected hemorrhage during robot-assisted laparoscopic prostatectomy: a case report.," *J. Med. Case Rep.*, vol. 10, no. 1, p. 240, Aug. 2016.
- [69] A. Garcia-Martinez, R. Mora, C. G. Juan, A. F. Compan, N. Garcia, and J. M. Sabater-Navarro, "Toward an enhanced modular operating room," in *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2016, pp. 413–417.
- [70] G. B. Hanna, S. M. Shimi, and A. Cuschieri, "Task performance in endoscopic surgery is influenced by location of the image display.," *Ann. Surg.*, vol. 227, no. 4, pp. 481–4, Apr. 1998.
- [71] M. P. Milad and M. F. Terkildsen, "The spinal needle test effectively measures abdominal wall thickness before cannula placement at laparoscopy.," *J. Am.*

- Assoc. Gynecol. Laparosc.*, vol. 9, no. 4, pp. 514–8, Nov. 2002.
- [72] C. Song, A. Alijani, T. Frank, G. B. Hanna, and A. Cuschieri, “Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery,” *Surg. Endosc.*, vol. 20, no. 6, pp. 987–990, Jun. 2006.
- [73] Y. Lyu *et al.*, “Study of Individual Characteristic Abdominal Wall Thickness Based on Magnetic Anchored Surgical Instruments,” *Chin. Med. J. (Engl.)*, vol. 128, no. 15, p. 2040, Aug. 2015.
- [74] T. Suzuki, K. Yoshimitsu, Y. Muragaki, and H. Iseki, “Intelligent Operating Theater: Technical Details for Information Broadcasting and Incident Detection System,” *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 33, no. 1, pp. 69–78, 2013.
- [75] “OpenCV | OpenCV.” [Online]. Available: <http://opencv.org/>. [Accessed: 28-May-2016].
- [76] “ROS.org | Powering the world’s robots.” [Online]. Available: <http://www.ros.org/>. [Accessed: 28-May-2016].
- [77] T. Ojala, M. Pietikainen, and T. Maenpaa, “Multiresolution gray-scale and rotation invariant texture classification with local binary patterns,” *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 24, no. 7, pp. 971–987, Jul. 2002.
- [78] L. Liu, L. Zhao, Y. Long, G. Kuang, and P. Fieguth, “Extended local binary patterns for texture classification,” *Image Vis. Comput.*, vol. 30, no. 2, pp. 86–99, Feb. 2012.
- [79] A. Garcia-Martinez, C. G. Juan, N. M. Garcia, and J. M. Sabater-Navarro, “Automatic detection of surgical gauzes using Computer Vision,” in *2015 23rd Mediterranean Conference on Control and Automation (MED)*, 2015, pp. 747–751.
- [80] M. Allan, S. Ourselin, S. Thompson, D. J. Hawkes, J. Kelly, and D. Stoyanov, “Toward Detection and Localization of Instruments in Minimally Invasive Surgery,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 4, pp. 1050–1058, Apr. 2013.

- [81] A. Garcia-Martinez, J. M. Vicente-Samper, and J. M. Sabater-Navarro, "Automatic detection of surgical haemorrhage using computer vision," *Artif. Intell. Med.*, vol. 78, pp. 55–60, 2017.
- [82] R. C. Oldfield, "The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory.," *Neuropsychologia*, vol. 9, no. 1, pp. 97–113, Mar. 1971.
- [83] P. M. Fitts, "The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement.," *J. Exp. Psychol.*, vol. 47, no. 6, pp. 381–391, 1954.
- [84] P. M. FITTS and J. R. PETERSON, "Information capacity of discrete motor responses," *J. Exp. Psychol.*, vol. 67, pp. 103–12, Feb. 1964.
- [85] A. M. Derossis, G. M. Fried, M. Abrahamowicz, H. H. Sigman, J. S. Barkun, and J. L. Meakins, "Development of a model for training and evaluation of laparoscopic skills.," *Am. J. Surg.*, vol. 175, no. 6, pp. 482–7, Jun. 1998.
- [86] I. Opitz, W. Gantert, U. Giger, T. Kocher, and L. Krähenbühl, "Bleeding remains a major complication during laparoscopic surgery: analysis of the SALTS database," *Langenbeck's Arch. Surg.*, vol. 390, no. 2, pp. 128–133, Apr. 2005.
- [87] J. Sabater Navarro, N. García, C. Perez, E. Fernandez, R. Saltaren, and M. Almonacid, "Kinematics of a robotic 3UPS1S spherical wrist designed for laparoscopic applications," *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.*, vol. 6, no. 3, pp. 291–300, 2010.
- [88] B. Giritharan, Xiaohui Yuan, Jianguo Liu, B. Buckles, JungHwan Oh, and Shou Jiang Tang, "Bleeding detection from capsule endoscopy videos," in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, pp. 4780–4783.

