



Universidad Autónoma de Querétaro
 Facultad de Informática
 Maestría en Ciencias de la Computación

Calibración de un proyector laser con un sistema de navegación óptica para la superposición de imágenes sobre anatomías para IGS.

Opción de titulación
Tesis o Publicación de artículos

Que como parte de los requisitos para obtener el Grado de Maestría en Ciencias de la Computación

Presenta:

Ing. Juan Carlos Gutiérrez Zúñiga

Dirigido por:
 Dr. Saúl Tovar Arriaga

Dr. Saúl Tovar Arriaga
 Presidente


 Firma

Dr. Juan Manuel Ramos Arreguín
 Secretario


 Firma

Dr. Marco Antonio Aceves Fernández
 Vocal


 Firma

Dr. José Emilio Vargas Soto
 Suplente

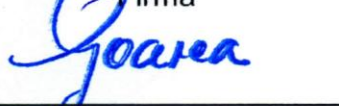

 Firma

M.C. Guillermo Díaz Delgado
 Suplente


 Firma



Nombre y Firma
 Director de la Facultad
 M.I.S.D Juan Salvador Hernández
 Valerio


 Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca
 Piña
 Directora de Investigación y Posgrado

RESUMEN

En diversas aplicaciones de visión por computadora, existe la necesidad de calibrar los sistemas de coordenadas de los diferentes elementos involucrados uno respecto al otro con el fin de tener una perspectiva apropiada de los objetos en la escena. En el campo de la Cirugía Asistida por Computadora (CAS) en muchas ocasiones se encuentra este tipo de problema, tal es el caso de aplicaciones como la navegación de herramientas quirúrgicas, la robótica quirúrgica, etc. En este trabajo se propone la calibración de un dispositivo de proyección laser para la superposición de imágenes (IOD) con un sistema de navegación óptica (localizador óptico) con la finalidad de brindar la posibilidad de proyectar imágenes sobre anatomías con una adecuada perspectiva de la posición de dichas imágenes en la escena. La calibración del proyector laser consiste en calcular una transformada en coordenadas homogéneas desde un marcador fiducial colocado en la carcasa del proyector hacia su propio centro de proyección de imágenes. Para tales propósitos se presenta también la calibración de una cámara web donde se utiliza una metodología que es la base para la calibración del proyector laser. La metodología utilizada en este trabajo consiste en la extracción de puntos de un tablero de calibración con el localizador óptico y con la cámara web; posteriormente se utiliza el método de par de puntos para obtener la transformada entre ambos sistemas, lo que permite calcular la transformada de calibración. En el procedimiento es necesario la calibración de una herramienta mediante el método de pivoteo; esta herramienta sirve como puntero para la extracción de esquinas del tablero de calibración respecto al localizador óptico. Como resultado, se obtiene una calibración que permite realizar un seguimiento de la posición del proyector laser dentro del espacio de trabajo de un localizador óptico. Este procedimiento permitirá utilizar el método propuesto para calibrar diferentes herramientas de navegación como instrumentos de ablación quirúrgica, agujas de inserción quirúrgica o instrumentos que tienen un sistema video-métrico adjunto, utilizados en laparoscopia.

(Palabras clave: localizador óptico, cirugía guiada por imagen, calibración de cámaras, dispositivo de superposición de imágenes)

SUMMARY

In various applications of computer vision, there is the need to calibrate the coordinate systems of different elements respect to one another in order to have a proper perspective of the objects in the scene. In the field of Computer Assisted Surgery (CAS) in many times is found this kind of problem, such is the case of applications as the surgical tools navigation, surgical robotics, etc. In this work the calibration of a laser projection device for image overlay (IOD) is proposed with an optical navigation system (stereo-tracker) in order to provide the possibility to project images on anatomies with a proper perspective of the position of such images in the scene. The laser projector calibration consists in to calculate a transformed in homogeneous coordinates from a fiducial marker placed on the laser projector to its own center of projection. For such purposes it is also presented the calibration of a webcam where a methodology that is the basis for calibrating the laser projector is used. The methodology used in this work consists in to extract points from a calibration board with the stereo-tracker and the webcam; subsequently the pair point method is used to obtain the transform between the two systems, which allows calculating the calibration transform. In the procedure, the calibration of a tool by the method of pivoting is required; this tool is used as a pointer for extracting of corners of the calibration board respect to the stereo-tracker. As a result, a calibration that allows tracking the position of the laser projector in the workspace of an optical finder is obtained. This procedure will allow using the proposed method to calibrate different navigation tools such as surgical ablation instruments, surgical insertion needles or instruments with an attached video-metric system that are used in laparoscopy.

(Key words: optical tracker, image guided surgery, camera calibration, image overlay device)

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi esposa Lorena y a mi hija Fernanda Yaritza, quienes son el motivo más grande para continuar superándome tanto personal como profesionalmente y quienes me han brindado el apoyo y animo día con día para afrontar las adversidades que ofrece la vida.

"Vivir es sinónimo de felicidad"

Dr. Leonel Ayala García.

AGRADECIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por haber hecho posible el sueño de quien agradece infinitamente en esta página y concluir sus estudios de Maestría gracias al apoyo ofrecido de la beca.

Al Fondo de Proyectos Especiales de Rectoría (FOPER 2015) de la Universidad Autónoma de Querétaro que financió la adquisición de equipos que hicieron posible la realización de este trabajo.

A mis padres Rodolfo y Yolanda quienes son un ejemplo de vida y se han convertido en mi paradigma a través de los años, por el apoyo y amor que siempre me han brindado, con ustedes he compartido los más gratos momentos de mi vida por lo que les agradezco infinitamente.

A mi esposa Lorena y mi bebita Fernanda quienes son el pilar de mi vida y me impulsan a seguir adelante gracias a las alegrías y el amor que hemos compartido juntos.

A mi asesor de tesis, Dr. Saúl Tovar Arriaga, por el gran apoyo y paciencia que siempre me brindo a lo largo del presente trabajo, siendo un ejemplo a seguir en el área de investigación, su profesionalismo y docencia de alta calidad me ofrecieron una gran aportación en mi formación académica.

A mis hermanos Fernando, Ricardo e Iris, quienes me han regalado momentos muy agradables a lo largo de mi vida.

Un agradecimiento muy especial a GSA.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1.	INTRODUCCIÓN	1
1.1	Alcance	2
1.2	Motivación.....	3
1.3	OBJETIVOS.....	4
1.3.1	Objetivo General:.....	4
1.3.2	Objetivos Específicos:	4
1.4	Organización de la tesis.....	4
2.	Estado del arte	5
3.	Antecedentes	7
4.	METODOLOGÍA	9
4.1	Conceptos básicos.....	9
4.1.1	Realidad Aumentada.....	9
4.1.2	Técnicas de calibración de cámaras	11
4.1.3	Geometría proyectiva básica.....	13
4.1.4	Distorsiones en el lente de una cámara	14
4.1.5	Matriz de rotación y vector de traslación	17
4.1.6	Matriz de transformación homogénea.	19
4.1.7	Homografía.....	19
4.2	Materiales utilizados.....	22
4.3	Calibración de una cámara web con el localizador óptico.....	24
4.3.1	Sistemas de coordenadas involucrados en la calibración de la cámara web con el localizador óptico.	24
4.3.2	Procedimiento para la calibración de la cámara web con el localizador óptico.....	26
4.3.3	Calibración de la cámara web	27

4.3.4	Detección automática de las esquinas del tablero de calibración con la cámara web.....	28
4.3.5	Herramienta de calibración.....	29
4.3.6	Detección de esquinas del tablero de calibración con el localizador óptico.31	
4.3.7	Método de par de puntos.....	32
4.4	Calibración del proyector laser (IOD)	33
4.4.1	Sistemas de coordenadas involucrados en la calibración del proyector láser con el localizador óptico.	33
4.4.2	Procedimiento para la calibración del proyector láser con el localizador óptico.....	34
5.	Resultados	36
5.1	Resultados en la calibración de la cámara web con el localizador óptico.	36
5.1.1	Resultados en la calibración de la cámara web.	36
5.1.2	Coordenadas del tablero de calibración respecto a la cámara web. ...	37
5.1.3	Resultado en la calibración de la herramienta (puntero).	38
5.1.4	Coordenadas del tablero de calibración respecto al localizador óptico.	40
5.1.5	Transformada de calibración para la cámara web.....	42
5.2	Resultados en la calibración del proyector láser con el localizador óptico.	43
5.2.1	Captura de las esquinas de la cuadrícula proyectada sobre el tablero de calibración.	43
5.2.2	Detección del centro de proyección del IOD.	45
5.2.3	Transformada de calibración para el proyector láser.....	46
6.	Conclusiones.....	47
7.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	49

ANEXO I. Conjunto de puntos $\{a_i\}_{i=1}^n$	54
ANEXO II. Conjunto de puntos $\{b_i\}_{i=1}^n$	56
ANEXO III. Puntos del plano proyectado por el IOD capturados por el localizador óptico.....	58
ANEXO IV. Carcasa para el proyector láser.....	60
ANEXO V. Publicación en 12th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE 2015).	61

ÍNDICE DE FIGURAS

1. Modelo de la cámara Pinhole: un agujero de alfiler deja pasar únicamente los rayos de luz que cruzan un punto particular en el espacio, estos rayos forman una imagen sobre el plano de la imagen..... 12
2. Un punto $Q = (X, Y, Z)$ se proyecta sobre el plano de la imagen por el rayo que pasa por el centro de la proyección, y el punto en la imagen resultante es $q = (x, y, f)$; el plano de la imagen es en realidad la pantalla de proyección "empujado" delante del agujero de alfiler. 12
3. Distorsión radial: los rayos más lejanos del centro de un lente se inclinan demasiado en comparación con los rayos que pasan más cerca del centro; Por lo tanto, los lados de un cuadrado parecen inclinarse hacia fuera en el plano de la imagen. 15
4. Distorsión tangencial resulta cuando el lente no es completamente paralelo al plano de imagen; en cámaras baratas, esto puede ocurrir cuando se pega a la parte posterior de la cámara..... 16
5. La conversión de un objeto al sistemas de coordenadas de la cámara: el punto P en el objeto es visto como el punto p en el plano de la imagen; el punto p se relaciona con el punto P mediante la aplicación de una matriz de rotación R y un vector de traslación t en P 17
6. Rotación de puntos por θ (en este caso, alrededor del eje Z) es la misma que con giro en oposición al eje de coordenadas por θ ; mediante la simple trigonometría, podemos ver cómo la rotación cambia las coordenadas de un punto. 18
7. Vista de un objeto plano tal como se describe por homografía: un mapeo desde el plano de objeto al plano de la imagen que comprende simultáneamente las ubicaciones relativas de los dos planos, así como la matriz de proyección de la cámara. 20

8. Los diferentes sistemas de coordenadas involucrados en la calibración de una cámara web con un localizador óptico, esta calibración es la base para la calibración del dispositivo IOD.	25
9. Procedimiento para la calibración del localizador óptico con la cámara web. ...	26
10. Detección de esquinas con OpenCV.....	28
11. Método del pivoteo para la herramienta de calibración.	30
12. Detección de esquinas del tablero de calibración con el localizador óptico. ...	32
13. Los diferentes sistemas de coordenadas involucrados en la calibración del proyector láser con el localizador óptico.	34
14. Procedimiento para la calibración del localizador óptico con la cámara web. .	35
15. Configuración para la detección de esquinas con la cámara web.....	37
16. Puntos de las esquinas detectadas con la cámara web.....	38
17. Configuración para la configuración de la herramienta utilizando el método de pivoteo.....	39
18. Puntos colectados durante el pivoteo.....	39
19. Configuración para la extracción de esquinas del tablero de calibración con el localizador óptico.....	41
20. Puntos de las esquinas del tablero de calibración obtenidos con el localizador óptico.....	41
21. Extracción de puntos con el localizador óptico del plano proyectado por el IOD.	44
22. Puntos de las esquinas del plano proyectado por el IOD obtenidos con el localizador óptico.....	44

23. Vista de la parte posterior del diseño de la carcasa para el proyector láser en MeshLab.....	60
24. Vista de la parte frontal del diseño de la carcasa para el proyector láser en MeshLab.....	60

ÍNDICE DE TABLAS

1. Estado del arte en la Cirugía Guiada por Imagen (IGS).....	6
2. Algunas calibraciones para IGS encontradas en la literatura.....	9
3. Algunos tipos de Realidad Aumentada.	10
4. Materiales utilizados en la experimentación.....	23
5. Error en la calibración de la herramienta.....	40
6. Error en la calibración	43
7. Error en el centro de proyección del IOD.	45
8. Coordenadas en R^3 del tablero de calibración respecto a la cámara web.	54
9. Coordenadas en R^3 del tablero de calibración respecto al localizador óptico para la calibración de la cámara web.	56
10. Coordenadas en R^3 del plano proyectado por el IOD respecto al localizador óptico.....	58

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad son diversas y en muchas ocasiones desconocidas las causas de enfermedades crónicas y terminales, por ejemplo, el cáncer y la metástasis del mismo (Jemal et al., 2006). Este tipo de enfermedades aún carecen de un diagnóstico y tratamiento lo suficientemente eficaces para brindar a los pacientes la oportunidad de acceso a tratamientos curativos. Lo ideal sería que la mayoría de pacientes pudieran ser tratados por métodos de resección quirúrgica, sin embargo, un 70 a 90 % de los casos no son clasificados como aptos para éste tipo de métodos (Bentrem et al., 2005; Duijnhoven, 2006).

Con las mejoras en las técnicas de imagen mediante el uso de tomografías computarizadas (CT) y fusionando varias técnicas de imagen (por ejemplo, tomografía por emisión de positrones (PET)-CT), los tumores detectados han llegado a ser muy pequeños. Por lo tanto, los cirujanos se enfrentan al reto de eliminar lesiones cada vez más pequeñas (Joyce et al., 2006). Como tal, existe una necesidad por desarrollar y mejorar las técnicas de navegación para cirugía.

Las técnicas de navegación son indispensables en varios campos de neurocirugía y cirugías de cuello. En estos campos de la cirugía los procedimientos de navegación han demostrado tener una alta precisión y conducen a mejorar la seguridad del paciente (Hamada et al.; Hohlweg et al. y Lang et al., 2005). Recientemente, algunos autores han intentado transferir las técnicas de navegación hacia la cirugía abdominal (Herline et al. y Satava, 1999; Marvik et al., 2004; Kleemann et al., 2006, Beller et al., 2007).

Los sistemas de navegación utilizan modelos 3D registrados de pacientes obtenidos con tomografía computarizada (CT) para mostrar una escena virtual del procedimiento quirúrgico, guiando a los cirujanos en una pantalla adyacente. Estos sistemas de realidad virtual (VR) han probado ser útiles en la definición y conducción de procedimientos quirúrgicos y en la identificación de estructuras críticas. Sin embargo, la tecnología requiere que el cirujano divida su atención

entre la información virtual (pantalla) y el paciente. Este procedimiento poco intuitivo plantea la necesidad del desarrollo de métodos y herramientas alternativas de direccionamiento visuales.

El Software de planificación recientemente empleado para intervenciones de hígado permite a los médicos inspeccionar modelos 3D de las estructuras anatómicas de los pacientes y proporciona un análisis de riesgo valioso, además de planeación de trayectorias para resecciones (Schenk et al., 2008). Esta información permite la evaluación preoperatoria del riesgo quirúrgico y puede soportar la navegación intraoperatoria de los instrumentos quirúrgicos.

El seguimiento basado en la superficie permite la adaptación de los datos de planificación para el movimiento intraoperatorio (Cash et al., 2007) y los sistemas de navegación avanzados para la cirugía de hígado se han introducido en la práctica clínica (Hildebrand et al., 2008; Beller, et al. Y Oldhafer et al., 2009), sin embargo, la ubicación y visualización de los modelos de planificación 3D es a menudo inadecuada con respecto a los requisitos quirúrgicos.

La navegación virtual que utiliza técnicas de Realidad virtual (VR) para asistir procedimientos quirúrgicos, similar al concepto de los sistemas de posicionamiento global para los automóviles (GPS), está llamando mucho la atención de los cirujanos. Sin embargo, cuando un cirujano consulta una imagen desplegada en un monitor durante el procedimiento de cirugía, emerge una distancia desde el campo visual real de la anatomía del paciente hacia la imagen desplegada por el monitor; por lo que existe la necesidad de desarrollar una tecnología que fusione imágenes dinámicas 3D de las estructuras anatómicas de los pacientes con el campo visual de la anatomía real.

1.1 Alcance

En este trabajo se presenta un procedimiento de calibración para un localizador óptico (estéreo-cámara) con una cámara web para propósitos de fotogrametría y aplicaciones de Realidad Aumentada (AR). El propósito es utilizar

este procedimiento como método general en la calibración de herramientas rastreadas que tienen una cámara (un sistema video-métrico) fija a su punta, tales como laparoscópios, endoscopios, etc. Posteriormente, este método es utilizado como base para la calibración de un proyector láser con un localizador óptico (sistema de navegación óptica) para propósitos de aplicaciones en la Cirugía Guiada por Imagen (IGS).

Al finalizar el proyecto se contara con los siguientes productos disponibles:

- Dispositivo para la Superposición de Imágenes (IOD).
- Software base que dé como resultado la calibración de una cámara web respecto al localizador óptico.
- Software base que dé como resultado la calibración del IOD respecto al localizador óptico.
- Implementación de un sistema de navegación desarrollado con el software construido.

1.2 Motivación.

Estudios recientes han demostrado numerosos beneficios al utilizar imágenes para guiar diferentes procedimientos quirúrgicos. Ejemplos de ello son los sistemas de navegación para neurocirugía, ortopedia, y más recientemente, para tejido blando (Peterhans et al., 2011), estos sistemas de navegación están disponibles comercialmente y son cada vez más utilizados en los quirófanos.

La calibración del proyector láser mostrada en este trabajo abrirá la posibilidad del uso del dispositivo en aplicaciones de superposición de imágenes, la cual es una técnica de Realidad Aumentada (AR) que consiste en proyectar imágenes reconstruidas sobre la anatomía real del paciente (Tang et al., 1998), esto permite la visualización de estructuras internas a través de los tejidos (Marescaux et al., 2004). Aunque su aplicación está en una etapa preliminar, se ha

encontrado evidencia que muestra que es una herramienta de enseñanza eficaz para los residentes de formación (Shuhaiber, 2004).

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General:

Calibrar un dispositivo de superposición de imágenes (IOD) con un localizador óptico lo que permitirá integrar el dispositivo (IOD) a un sistema de navegación (prototipo) para Cirugía Guiada por Imagen (IGS) para proyectar imágenes segmentadas en anatomías.

1.3.2 Objetivos Específicos:

- Calibrar una cámara web con la ayuda de librerías de OpenCV.
- Diseñar y construir una carcasa para el dispositivo IOD.
- Partir de la calibración de la cámara web para calibrar el dispositivo IOD.

1.4 Organización de la tesis.

El presente trabajo está organizado en los siguientes capítulos:

1. Introducción.
2. Estado del arte.
3. Antecedentes.
4. Metodología.
5. Resultados.
6. Discusión.

El primer capítulo muestra una perspectiva general del campo de la Cirugía Guiada por Imagen (IGS), en el segundo capítulo se muestra un panorama de los trabajos que se han realizado en el campo de la IGS donde se han utilizado técnicas de superposición de imágenes. En los antecedentes, se describen algunos trabajos encontrados en la literatura donde se han calibrado diferentes instrumentos con sistemas de navegación quirúrgica. En la metodología, se muestra el procedimiento de calibración para una cámara web, el cual es tomado

como base para la calibración del proyector láser; en este capítulo previamente se muestra la descripción de algunos conceptos necesarios para la comprensión del procedimiento de calibración. Posteriormente en el capítulo 5 se muestran los resultados obtenidos en los procedimientos de calibración y en el capítulo 6 se ofrece una conclusión de los resultados obtenidos y algunos posibles trabajos futuros.

2. Estado del arte

En el intento de quitar la necesidad de tener una línea visual en tecnologías de AR, En anteriores trabajos se experimentó con displays semitransparentes que muestran la información directamente por encima del paciente (Blackwell et al. y DiGioia et al., 1998; Masamune et al., y Stetten et al., 2000; Fichtinger et al., 2004). Tales técnicas, llamadas superposición de imágenes (image overlay), permitieron a los cirujanos ver al paciente y los modelos 3D generados por computadora en una sola vista. Información semitransparente fue mostrada por encima del paciente al reflejar imágenes de computadora sobre un espejo semitransparente. Esta tecnología daba al observador la ilusión de tener un modelo 3D o una imagen flotando inmediatamente por encima del paciente. Estas técnicas mejoraron las limitantes en cuanto la resolución del video pero requerían de un montaje voluminoso por lo que el área de trabajo se veía limitada.

En el 2001, y posteriormente hasta el 2008, se experimentó con un display montado en la cabeza (HMD) (Saueret al., 2001; Fuchset al., 2008). El dispositivo hacía que su uso fuera menos estorbo, pero como otros HMDs, también restringía la visión periférica así como el movimiento del cirujano. Más recientemente, algunas investigaciones se han enfocado a la superposición de imágenes proyectadas en 2D para simplificar la implementación y reducir la intrusividad del direccionamiento por AR.

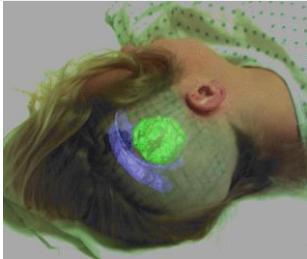
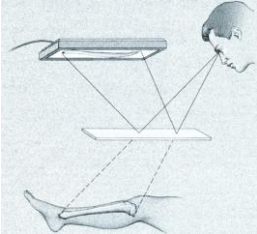
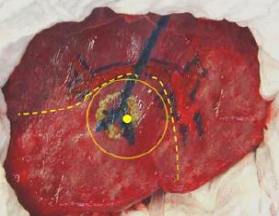
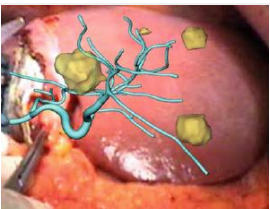
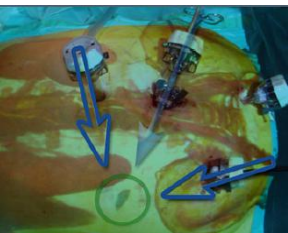
Imagen	Nombre	Autor	Método	Año de publicación
	MRI segmentadas para IGS.	Grimson W.E.L. et al.	Superposición de MRI en imágenes de video del paciente.	1996
	Realidad aumentada para cirugía ortopédica.	Constantinos Nikou et al.	Superposición de imágenes sobre un espejo semitransparente.	2000
	Sistema de navegación óptica con control permanente de posición electromagnética.	Sebastian Eulenstein	Sigue los movimientos del órgano mediante un Sistema de navegación electromagnético.	2009
	Modelo de planificación de trayectorias 3D en la cirugía hepática.	Christian Hansen	Reduce complejidad visual en modelos de planificación 3D.	2009
	Imágenes superpuestas para navegación con OsiriX en cirugía laparoscópica y robótica.	Francesco Volonte	Reconstrucción 3D mediante TC y OsiriX.	2011

Tabla 1. Estado del arte en la Cirugía Guiada por Imagen (IGS).

En años recientes se proyectaron modelos anatómicos sobre la superficie del paciente usando proyectores de video estándares estáticos por encima del

paciente (Tardif et al., 2003; Sugimoto et al., 2009; Volonte et al., 20010). Limitados por lentes focales y el tamaño, los proyectores disponibles comercialmente no pueden moverse fácilmente durante la cirugía. Por lo tanto, esta técnica está limitada a las imágenes proyectadas en un espacio definido pre-operativamente a una distancia y ángulo conocidos. El registro en tales métodos fue llevado a cabo al ajustar la posición del paciente hasta alinear visualmente algunos puntos de referencia (p.ej. el ombligo). Desafortunadamente, la poca precisión y la falta de un registro de imagen convincente limita de sobremanera la precisión de la proyección y no permite la corrección en caso de que el proyector se llegue a mover.

En la Tabla 1, se muestran algunos de los métodos recientes que han empleado técnicas de AR con proyección de imágenes sobre anatomías.

3. Antecedentes

Existen muchas aplicaciones en visión por computadora y especialmente en Cirugía Guiada por Imagen (IGS por sus siglas en inglés, Image Guided Surgery) donde la relación entre los diferentes sistemas de coordenadas de cada uno de sus elementos deben ser conocidos con el fin de trabajar como una unidad. Para estos propósitos, un proceso de calibración tiene que ser implementado, el cual normalmente consiste en calcular la transformada entre los sistemas de coordenadas (posición y orientación).

Algunos de los ejemplos encontrados en la literatura (Tabla 2) calibran elementos de sistemas complejos tales como ayudas visuales (cámaras, endoscopios, laparoscopia, microscopios, pruebas de ultrasonido, entre otros), robots (quirúrgicos, de imágenes, asistentes), rastreadores (ópticos, magnéticos, enlaces cinemáticos) y proyectores, por mencionar algunos de ellos.

En 1998 se calibró un sistema de rastreo electromagnético (EMTS) con una estéreo-cámara con el propósito de estudiar cómo mejorar este localizador óptico con las características de la línea de visión libre del EMTS (Birkfellner et al., 1998).

En 2003 se presenta un sistema compuesto por un dispositivo de visión móvil compacto que puede ser localizado por un sensor de posición óptico, el cual es capaz de desplegar partes razonables de un conjunto de datos de imágenes médicas sobre su propia pantalla en relación a la posición espacial respecto a un paciente (Weber et al., 2003).

En 2008 se calibro un microscopio con una estéreo-cámara activa por la segmentación de LEDs Infrarrojos formando un marcador de seguimiento (García et al., 2008).

Los sistemas de navegación permiten operaciones mínimamente invasivas y reducen los tiempos de recuperación (Cheng et al., 2010), y dejan cicatrices de incisión más pequeñas.

Los localizadores ópticos han sido altamente utilizados con sistemas robóticos quirúrgicos para las medidas de seguridad redundantes o para el control (Baron et al., 2010, Tovar-Arriaga et al., 2011). En estos dos últimos enfoques, es necesario calibrar el punto central de la herramienta robótica con el localizador de precisión.

Otra calibración que ha sido altamente estudiada es la calibración de pruebas de ultrasonido (Lange et al., 2011).

La calibración de una estéreo-cámara con uno de los elementos anteriormente mencionados ha estado sujeto a investigaciones debido al hecho de que los sistemas de navegación están siendo usados en muchas aplicaciones quirúrgicas (Mezger et al., 2013).

Trabajo	Autor	Año
Calibración de un sistema de localización magnética (EMTS) con una estéreo-cámara.	W. Birkfellner	1998
Calibración de un sistema compuesto por un dispositivo de visión móvil.	S. Weber	2003
Calibra un microscopio con una estéreo-cámara segmentando LEDs infrarrojos que forman un marcador de seguimiento.	J. García	2008
Los sistemas de navegación permiten operaciones mínimamente invasivas.	T. Cheng	2010
Calibración de sistemas robóticos quirúrgicos para control.	S. Baron/ Tovar-Arriaga	2010/ 2011
Calibración de pruebas de ultrasonido.	T. Lange	2011

Tabla 2. Algunas calibraciones para IGS encontradas en la literatura.

4. METODOLOGÍA

4.1 Conceptos básicos

4.1.1 Realidad Aumentada.

La realidad aumentada (AR) es la combinación de imágenes virtuales con imágenes del mundo real directa o indirectamente a través de un dispositivo, las

imágenes virtuales que son añadidas a las imágenes de un entorno físico brindan asistencia al usuario dotándole de una información más completa sobre su entorno físico. (Azuma, 1997).

En la Tabla 3 se muestran las tres principales clasificaciones de AR. Comenzando con la que se proyecta de manera indirecta a través de un espejo semi-cromado como se muestra en la Tabla 3 a), el usuario puede ver las imágenes que son proyectadas por un monitor de computadora y que a su vez se reflejan en un espejo semi-cromado, la transparencia del espejo permite observar las imágenes virtuales sobre la anatomía de un paciente. Esto ha permitido importantes avances en la cirugía asistida por computadora. En la Tabla 3 b) se muestra otro tipo de AR la cual es proyectada sobre la pantalla de un dispositivo móvil, la cámara del dispositivo capta imágenes del entorno físico real y en la pantalla del dispositivo se muestra la imagen con información adicional como las medidas y algunos datos de interés sobre el inmueble. Finalmente en la Tabla 3 c) se muestra otro tipo de AR empleado en la cirugía asistida por computadora que en particular es el objetivo de la calibración realizada en éste proyecto. Consta de un proyector de imágenes (dispositivo de mano) por medio de luz láser que se proyectan directamente sobre la superficie de la anatomía del paciente agregando información de interés para el cirujano.

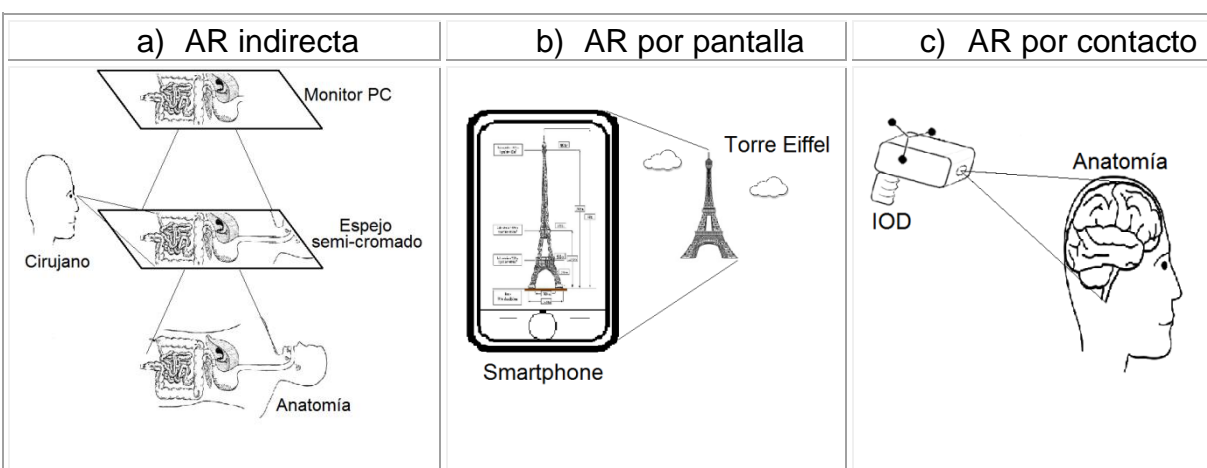


Tabla 3. Algunos tipos de Realidad Aumentada.

La AR provee una visualización más intuitiva de la información del navegador quirúrgico al combinar la vista del mundo real con la del mundo virtual (modelo 3D) (Shuhaiber, 2004). La tecnología permite a los cirujanos visualizar estructuras a través de tejidos sobrepuestos sin la necesidad de alinear mentalmente las dos escenas. Existen algunas técnicas que funcionan a través de la sobreposición de objetos 3D generados por computadora sobre videos, las cuales fusionan la información del mundo real y la imaginaria. Sin embargo, requerimientos complejos como la calibración de las cámaras y el registro de imágenes con la escena virtual han limitado la técnica al uso en cirugías con espacios de trabajo rígidos y estructuras anatómicas fijas como neurocirugía. Marescaux et al (2004) reportó el primer caso del uso de superposición de video en cirugía de tejido blando; sin embargo, el proceso de fusión de las imágenes era muy elaborado, consumía mucho tiempo y no se contempló la evaluación de la precisión.

4.1.2 Técnicas de calibración de cámaras

Comenzando por observar el modelo más simple de una cámara, el modelo de cámara pinhole. En este modelo la cámara solo capta un punto o un solo rayo de luz desde la escena o un objeto distante, y como resultado la imagen es proyectada sobre la superficie de este punto y siempre será en el foco. Para la cámara de pinhole idealizada la abertura del agujero de alfiler es la longitud focal como se muestra en la figura 1, donde f es la longitud focal de la cámara, z la distancia de la cámara al objeto, X la longitud del objeto y x es la imagen del objeto en el plano de la escena.

En la figura 1 se muestra por triángulos semejantes que:

$$-x = f \frac{X}{Z} \quad (1)$$

Reorganizando el modelo a una forma que es equivalente, pero en el que las matemáticas son más sencillas, tal como se muestra en la Figura 2. Se intercambia el agujero de alfiler y el plano de la imagen. La principal diferencia es

que el objeto aparece ahora a la derecha.

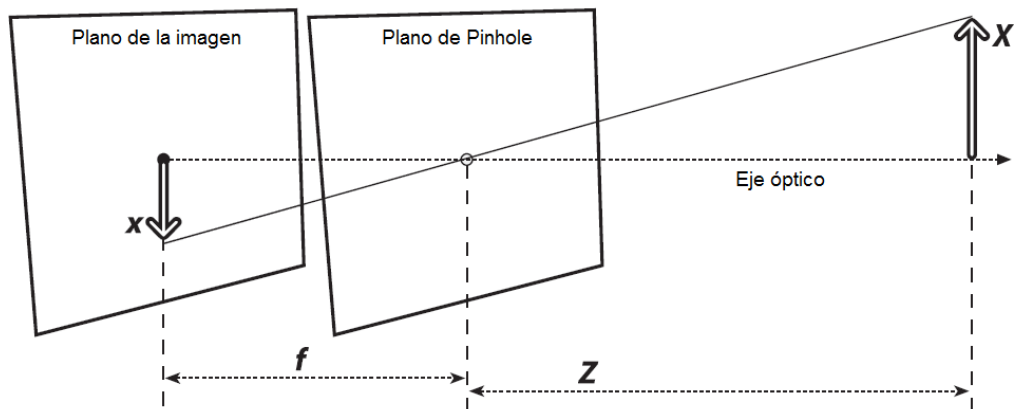


Figura 1. Modelo de la cámara Pinhole: un agujero de alfiler deja pasar únicamente los rayos de luz que cruzan un punto particular en el espacio, estos rayos forman una imagen sobre el plano de la imagen.

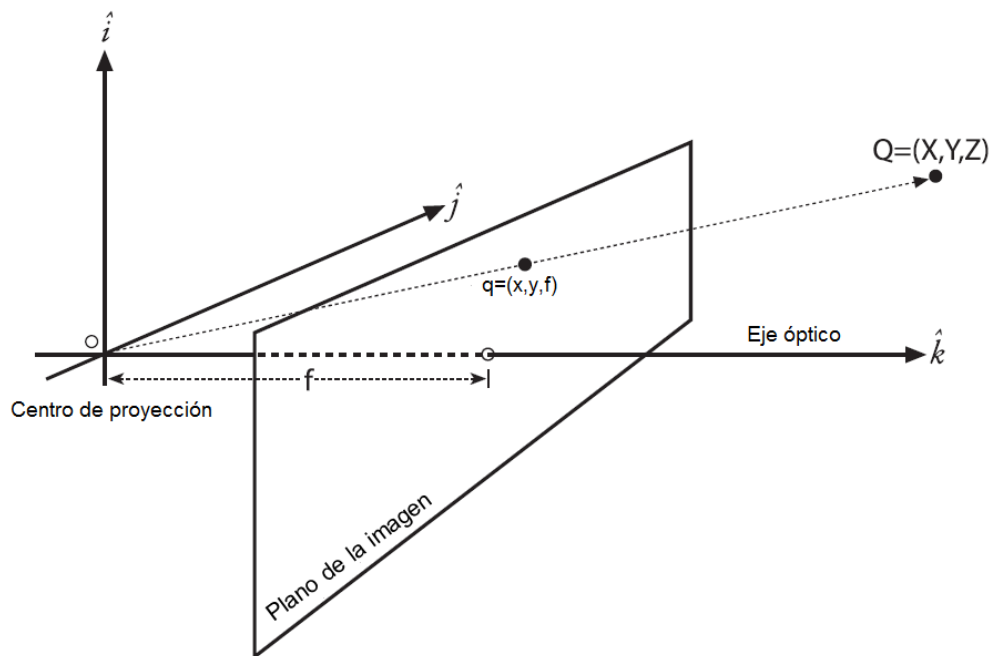


Figura 2. Un punto $Q = (X, Y, Z)$ se proyecta sobre el plano de la imagen por el rayo que pasa por el centro de la proyección, y el punto en la imagen resultante es $q = (x, y, f)$; el plano de la imagen es en realidad la pantalla de proyección "empujado" delante del agujero de alfiler.

El punto en el agujero de alfiler se reinterpreta como el centro de la proyección (Figura 2), de esta manera cada rayo deja un punto en el objeto y se dirige distante hacia el centro de la proyección. El punto en la intersección del plano de imagen y el eje óptico se conoce como el punto principal. La imagen se genera por la intersección de los rayos con el plano de la imagen, que pasa a ser exactamente una distancia f del centro de proyección. Esto hace que la relación de triángulos semejantes $x / f = X / Z$ sea más evidente que antes. El signo negativo se ha ido, porque la imagen del objeto ya no está al revés.

Para mejorar la precisión se introducen dos nuevos parámetros c_x y c_y , para modelar un posible desplazamiento del centro de coordenadas en la pantalla de proyección resultando un modelo relativamente sencillo en el que un punto Q en el mundo físico, cuyas coordenadas son (X, Y, Z) , se proyecta sobre la pantalla en algún lugar o píxel dado por x_{screen}, y_{screen} de acuerdo con las ecuaciones 2 y 3:

$$x_{screen} = f_x \left(\frac{X}{Z} \right) + c_x \quad (2)$$

$$y_{screen} = f_y \left(\frac{Y}{Z} \right) + c_y \quad (3)$$

4.1.3 Geometría proyectiva básica

La relación que asigna los puntos de Q_i en el mundo físico con coordenadas (X_i, Y_i, Z_i) a los puntos de la pantalla de proyección con coordenadas (x_i, y_i) se denomina transformación proyectiva. Cuando se trabaja con tales transformaciones, es conveniente utilizar lo que se conoce como coordenadas homogéneas. Las coordenadas homogéneas asociadas con un punto en un espacio proyectivo de dimensión n se expresan como un vector de dimensión $(n + 1)$, con la restricción adicional de que dos puntos cuyos valores proporcionales son equivalentes. En este caso, el plano de la imagen es el espacio proyectivo y tiene

dos dimensiones, por lo que conviene representar los puntos en ese plano como vectores tridimensionales $q = (q_1, q_2, q_3)$. Esto permite organizar los parámetros que definen la cámara (es decir, f_x, f_y, c_x y c_y) en una sola matriz de 3 por 3 y se le llama matriz de las características intrínsecas de la cámara. La proyección de los puntos del mundo físico en la cámara ahora se resume en el siguiente formulario simple:

$$q = MQ \quad (4)$$

$$\text{donde } q = \begin{bmatrix} x \\ y \\ w \end{bmatrix}, M = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, Q = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}$$

Multiplicando esto, se obtiene que $w = Z$ y así, desde el punto q se encuentra en las coordenadas homogéneas, se debe dividir entre w o Z con el fin de recuperar las definiciones anteriores. (El signo menos se ha ido porque ahora se está viendo la imagen no invertida en el plano proyectivo delante del agujero de alfiler en lugar de la imagen invertida en la pantalla de proyección detrás del agujero de alfiler).

4.1.4 Distorsiones en el lente de una cámara

Existen algunas complicaciones de distorsión en el lente de la cámara principalmente por razones de fabricación, es más fácil hacer un lente con forma “esférica” que hacer un lente más matemáticamente ideal de forma “parabólica”. También es difícil alinear mecánicamente el lente con las imágenes exactamente. Por ello es necesario tomar en cuenta las dos principales distorsiones del lente de la cámara: las distorsiones radiales que surgen como resultado de la forma del lente y las distorsiones tangenciales que surgen del proceso de montaje de la cámara como un todo.

En la distorsión radial los lentes de las cámaras a menudo distorsionan notablemente la ubicación de los píxeles cerca de los bordes. Este fenómeno se conoce como la fuente del "barril". Los rayos más lejanos del centro del lente se doblan más que los cercanos al centro. En un lente de bajo costo típico este efecto es más fuerte de lo que debería ser a medida que se alejan del centro.

En general, la ubicación radial de un punto en el reproductor de imágenes se reajustará de acuerdo con las siguientes ecuaciones:

$$x_{\text{corregido}} = x(1 + k_1r^2 + k_2r^4 + k_3r^6) \quad (5)$$

$$y_{\text{corregido}} = y(1 + k_1r^2 + k_2r^4 + k_3r^6) \quad (6)$$

Donde (x, y) es la ubicación original distorsionada del punto en el reproductor de imágenes, y $(x_{\text{corregido}}, y_{\text{corregido}})$ representa la nueva ubicación como resultado de la corrección.

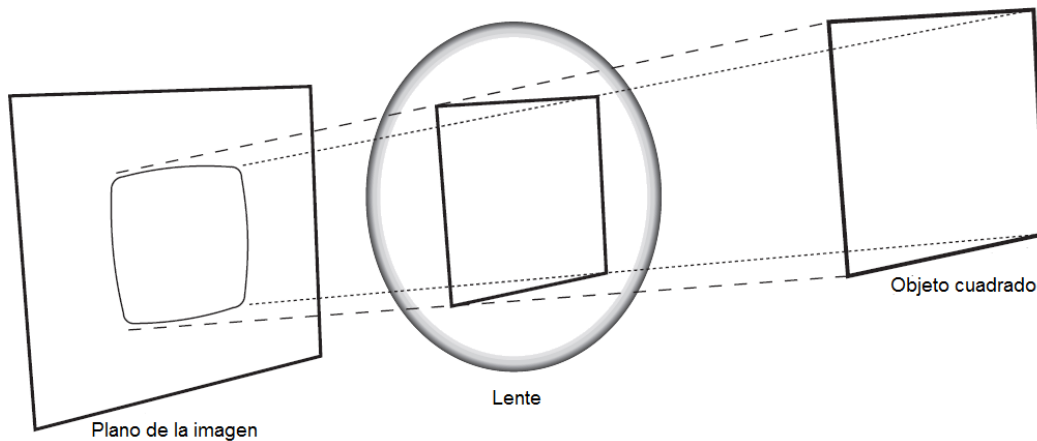


Figura 3. Distorsión radial: los rayos más lejanos del centro de un lente se inclinaron demasiado en comparación con los rayos que pasan más cerca del centro; Por lo tanto, los lados de un cuadrado parecen inclinarse hacia fuera en el plano de la imagen.

Por otra parte, la distorsión tangencial se debe a defectos resultantes como el hecho de que el lente no es exactamente paralelo al plano de formación de imágenes como se muestra en la figura 4. Esta distorsión se minimiza por dos parámetros adicionales p_1 y p_2 como se ve en las ecuaciones 7 y 8.

$$x_{corrected} = x + [2p_1y + p_2(r^2 + 2x^2)] \quad (7)$$

$$y_{corrected} = y + [p_1(r^2 + 2y^2) + 2p_2x] \quad (8)$$

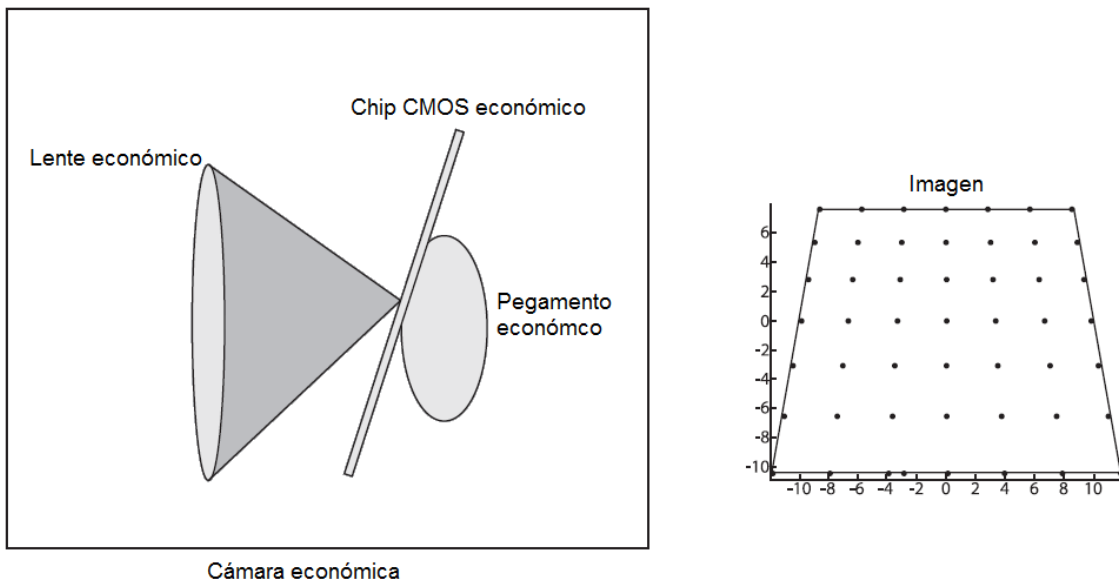


Figura 4. Distorsión tangencial resulta cuando el lente no es completamente paralelo al plano de imagen; en cámaras baratas, esto puede ocurrir cuando se pega a la parte posterior de la cámara.

Hay muchos otros tipos de distorsiones que se producen en los sistemas de imagen, pero por lo general tienen efectos menores que las distorsiones radial y tangencial.

4.1.5 Matriz de rotación y vector de traslación

Para cada imagen que la cámara toma de un objeto en particular, se puede describir la posición del objeto con respecto al sistema de coordenadas de la cámara en términos de una rotación y una traslación.

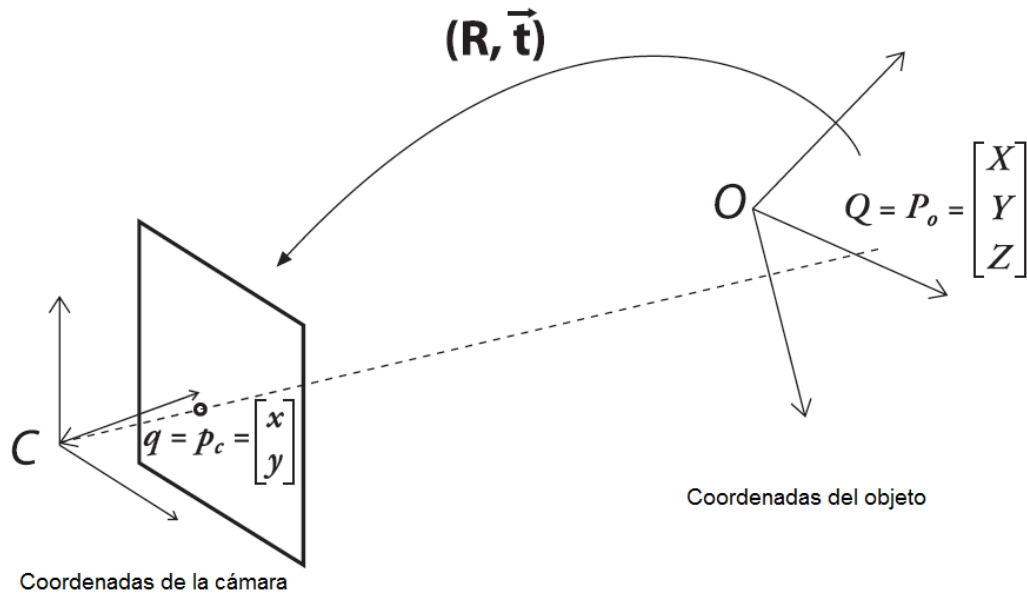


Figura 5. La conversión de un objeto al sistemas de coordenadas de la cámara: el punto P en el objeto es visto como el punto p en el plano de la imagen; el punto p se relaciona con el punto P mediante la aplicación de una matriz de rotación R y un vector de traslación t en P.

En general, una rotación en cualquier número de dimensiones puede ser descrita en términos de la multiplicación de un vector de coordenadas por una matriz cuadrada de tamaño apropiado. En última instancia, una rotación es equivalente a la introducción de una nueva descripción de la ubicación de un punto en un sistema de coordenadas diferente. La representación de una rotación de dos dimensiones como la multiplicación de matrices se muestra en la Figura 6.

La rotación en tres dimensiones se puede descomponer en una rotación de dos dimensiones alrededor de cada eje en el que las mediciones del eje de pivote se mantienen constantes. Si hacemos girar alrededor de los X, Y y Z en la

secuencia con la rotación respectiva de los ángulos ψ , φ , y θ , el resultado es una matriz R de rotación total que es dada por el producto de las tres matrices de R_x (ψ), R_y (φ), y R_z (θ), descritas en las ecuaciones 9,10 y 11.

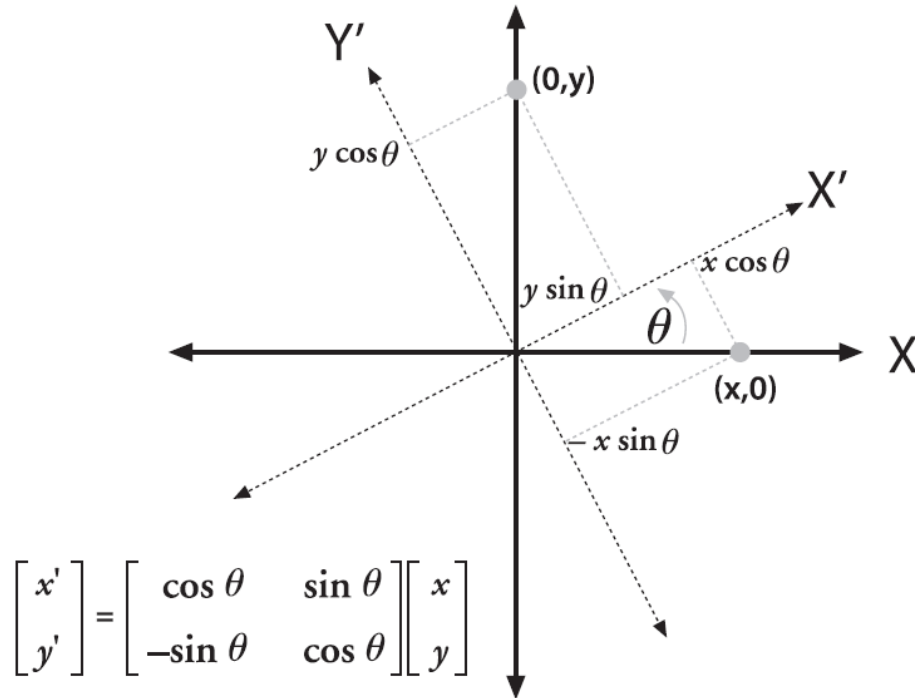


Figura 6. Rotación de puntos por θ (en este caso, alrededor del eje Z) es la misma que con giro en oposición al eje de coordenadas por θ ; mediante la simple trigonometría, podemos ver cómo la rotación cambia las coordenadas de un punto.

$$R_x(\Psi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\Psi & \sin\Psi \\ 0 & -\sin\Psi & \cos\Psi \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$R_y(\varphi) = \begin{bmatrix} \cos\varphi & 0 & -\sin\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\varphi & 0 & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Por lo tanto, $R = R_z(\theta), R_y(\varphi), R_x(\psi)$. La matriz de rotación R tiene la

propiedad de que su inversa es su traspuesta, por lo tanto, tenemos $R^T R = R R^T = I$, donde I es la matriz identidad que consiste en unos a lo largo de la diagonal y ceros en todas partes.

Tenemos entonces (con referencia a la Figura 6) que un punto en el objeto P_o tiene coordenadas de P_c en el marco de coordenadas de la cámara y se representa por la ecuación 12:

$$P_c = R(P_o - T) \quad (12)$$

4.1.6 Matriz de transformación homogénea.

A lo largo de este trabajo de investigación se realizan mediciones en coordenadas homogéneas las cuales están definidas por matrices de transformaciones homogéneas. Una matriz de transformación homogénea en R^3 , es una matriz de 4×4 que representa la transformación de un vector de coordenadas homogéneas de un sistema de coordenadas a otro. Una transformación homogénea en R^3 , está representada por la ecuación 13.

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ f_{1 \times 3} & e_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ \text{Perspectiva} & \text{Escalado} \end{bmatrix} \quad (13)$$

En robótica y para el caso de este trabajo, la sub-matriz $f_{1 \times 3}$, que representa una transformación de perspectiva, es nula; y la sub-matriz $e_{1 \times 1}$, que representa un escalado global, es la unidad, por lo que ahora la ecuación 13 puede expresarse de la siguiente manera:

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

Que representa la orientación y posición de un sistema de coordenadas rotado y trasladado con respecto a otro.

4.1.7 Homografía

En la visión por computadora, se define homografía como una asignación proyectiva de un plano a otro. Por lo tanto, el mapeo de puntos sobre una

superficie plana de dos dimensiones al reproductor de imágenes de nuestro IOD es un ejemplo de homografía plana. Es posible expresar esta asignación en términos de multiplicación de matrices si usamos coordenadas homogéneas para expresar tanto el punto Q visto y el punto q en la impresora de imágenes para que Q se asigne.

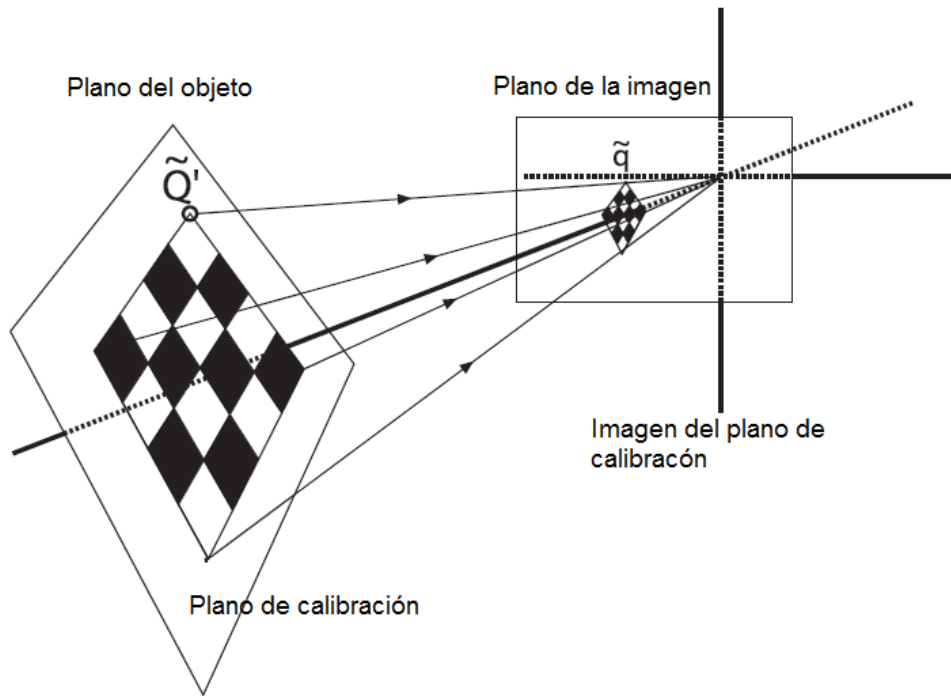


Figura 7. Vista de un objeto plano tal como se describe por homografía: un mapeo desde el plano de objeto al plano de la imagen que comprende simultáneamente las ubicaciones relativas de los dos planos, así como la matriz de proyección de la cámara.

Si definimos:

$$\tilde{Q} = [X \ Y \ Z \ 1]^T \quad (15)$$

$$\tilde{q} = [x \ y \ 1]^T \quad (16)$$

Entonces se puede expresar la acción de las homografías simplemente como:

$$\tilde{q} = sH\tilde{Q} \quad (17)$$

Aquí se ha introducido el parámetro s , que es un factor de escala arbitraria. Se factoriza convencionalmente de H . Con un poco de geometría y álgebra matricial, se puede resolver para esta matriz de transformación. La observación más importante es que H tiene dos partes: la transformación física, que esencialmente localiza el plano del objeto que se está tratando; y la proyección, que introduce la matriz de los intrínsecos de la cámara.

La parte física de la transformación es la suma de los efectos de rotación R y de translación T que se relacionan el plano que se está viendo en el plano de la imagen. Debido a que se está trabajando en coordenadas homogéneas, es posible combinarlas en una sola matriz de la siguiente manera:

$$W = [R \quad t] \quad (18)$$

Entonces, la matriz M de la cámara (que ya se ha expresado en coordenadas proyectivas) se multiplica por $W\tilde{Q}$; Esto proporciona:

$$\tilde{q} = sMW\tilde{Q}, \text{ where } M = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

Como en este proyecto el interés no es la coordenada \tilde{Q} , que es definida para todo el espacio, sino más bien una coordenada \tilde{Q}' , que se define sólo en el plano que se está viendo lo que permite una ligera simplificación.

Sin pérdida de generalidad, se puede optar por definir el plano del objeto de manera que $Z = 0$, a continuación, una de esas columnas no se necesita. En particular:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = sM \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = sM \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (20)$$

La matriz de homografía H que asigna puntos de un objeto plano sobre el generador de imágenes se describe por $H = sM [r_1 \ r_2 \ t]$, donde:

$$\tilde{q} = sH\tilde{Q}' \quad (21)$$

H es ahora una matriz de 3 por 3.

La matriz de homografía H relaciona las posiciones de los puntos de una imagen del plano de origen para los puntos de la imagen del plano de destino (por lo general el plano de imágenes) por las siguientes ecuaciones:

$$p_{dst} = Hp_{src}, \quad p_{src} = H^{-1}p_{dst} \quad (22)$$

$$p_{dst} = \begin{bmatrix} x_{dst} \\ y_{dst} \\ 1 \end{bmatrix}, \quad p_{src} = \begin{bmatrix} x_{src} \\ y_{src} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (23)$$

4.2 Materiales utilizados

Para el desarrollo de este trabajo se utilizó el sistema Infinitrack que es una estéreo-cámara de la compañía Atracsys la cual tiene un error de precisión por debajo de los 0.3 milímetros (rms) y devuelve la posición y rotación de marcadores a 30 Hz. La estéreo-cámara emite luz infrarroja que es reflejada por unos fiduciales esféricos unidos a marcos rígidos, que son comúnmente llamados marcadores. De esta manera la estéreo-cámara puede obtener la pose actual del marcador que contiene la posición y la orientación.

Se utilizó además una cámara web (Logitech C920, 1920×1080) de uso general. Uno de los marcadores fue unido rígidamente a la carcasa de la cámara web con el propósito de seguir su posición y trayectoria.

Imagen	Material	Características principales
	<p>Sistema InfiniTrack de Atracsys. (Localizador óptico)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Precisión > 0.3 mm (rms). • Lecturas a 30Hz. • Emite luz infrarroja.
	<p>Fiduciaros esféricos (marcadores).</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Reflejan luz infrarroja. • Su posición es obtenida por el localizador óptico.
	<p>Logitech c920.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 1920x1080 píxeles. • Se le colocó un marcador para seguir su posición.
	<p>Tablero de calibración.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Parecido al patrón de un tablero de ajedrez en un plano rígido. • Las dimensiones de los cuadros son de 26.5 mm por lado.
	<p>Herramienta de calibración.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Tiene un cuerpo rígido. • Se le colocó un marcador para seguir su posición.
	<p>Seeser M2 Láser micro Projector (IOD).</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Carcasa diseñada en SolidWorks. • 800x400 píxeles. • Relación: 16:9.

Tabla 4. Materiales utilizados en la experimentación.

Para la metodología propuesta se utiliza una herramienta de puntero que es utilizada para extraer la posición en R^3 respecto a la estéreo-cámara de una cuadrícula de calibración parecida al patrón de un tablero de ajedrez.

La herramienta de puntero tiene colocado un marcador rígidamente al igual que la cámara web y es necesario hacer una calibración de la punta de la herramienta con el marcador que tiene colocado con el propósito de obtener la posición y rotación de la punta de la herramienta respecto a la estéreo-cámara. En la tabla 4 se muestran los distintos materiales utilizados este trabajo y sus principales características.

Para el proyector láser se utiliza una carcasa que fue diseñada previamente en el software de SolidWorks, lo que permite integrar el proyector láser en un Dispositivo para la Superposición de Imágenes (IOD) como se muestra en la tabla 4.

4.3 Calibración de una cámara web con el localizador óptico.

4.3.1 Sistemas de coordenadas involucrados en la calibración de la cámara web con el localizador óptico.

En la Figura 8 se muestran los diferentes sistemas de coordenadas involucrados en el procedimiento de calibración y las transformadas entre cada uno de los elementos involucrados, ambos sistemas (el localizador óptico y la cámara web) están lo suficientemente cerca para obtener mediciones precisas de la posición de las esquinas de la cuadrícula de calibración.

La línea punteada en color rojo representa la transformación homogénea desconocida y que es necesaria para calibrar ambos sistemas (localizador óptico y cámara web), dicha transformación contiene la distancia (en coordenadas homogéneas) que va desde el marcador fijo sobre la cámara web (*RefCam*) hacia su propio foco (*Cam*).

Una vez que es obtenida esta transformación, el localizador óptico puede seguir la posición y rotación de la cámara web por medio de la ecuación 24.

$${}^{STr}T_{Cam} = {}^{STr}T_{RefCam} \cdot {}^{RefCam}T_{Cam} \quad (24)$$

Donde ${}^{STr}T_{Cam}$ representa la transformada desde el localizador óptico hacia el foco de la cámara web, ${}^{STr}T_{RefCam}$ representa la transformada desde el localizador óptico hacia el marcador colocado sobre la cámara web y ${}^{RefCam}T_{Cam}$ representa la transformada desde el marcador colocado sobre la cámara web hacia su propio foco.

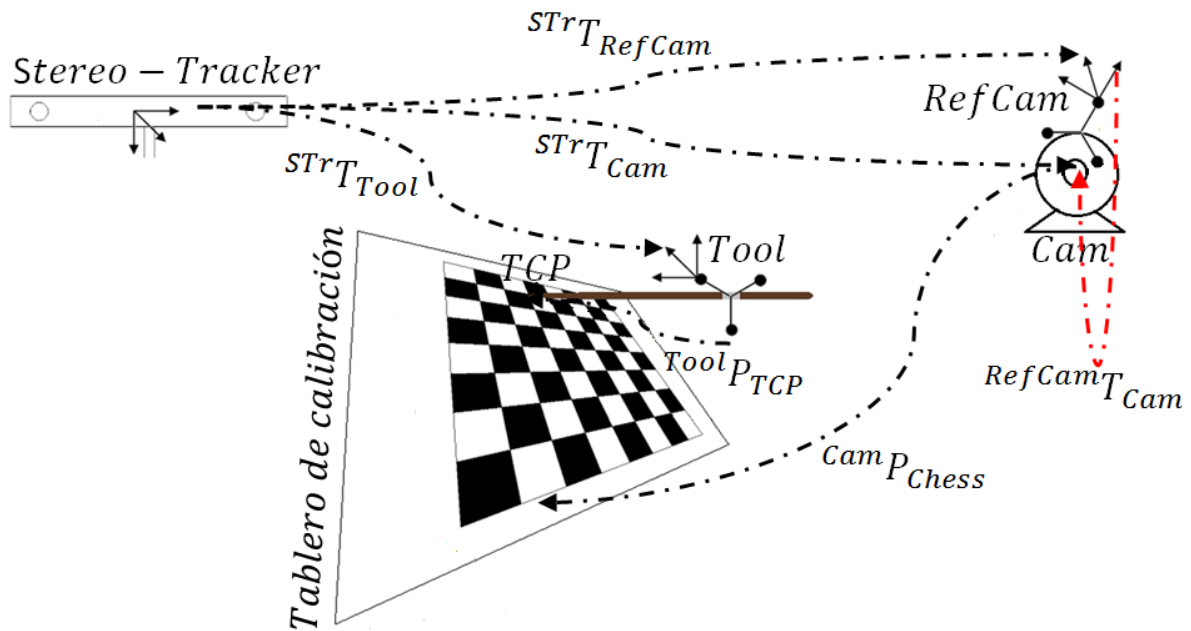


Figura 8. Los diferentes sistemas de coordenadas involucrados en la calibración de una cámara web con un localizador óptico, esta calibración es la base para la calibración del dispositivo IOD.

Como se puede ver en la Figura 8, ${}^{STr}T_{Tool}$ es la transformada desde el localizador óptico hacia el marcador colocado en la herramienta de calibración. Por su parte ${}^{STr}T_{RefCam}$ es la transformada desde el localizador óptico hacia el marcador que está fijo sobre la cámara web. ${}^{Cam}P_{Chess}$ es la distancia desde la

cámara web hacia las esquinas de la cuadrícula de calibración. $^{Tool}P_{TCP}$ es la distancia desde el marcador colocado en la herramienta de puntero hacia su propia punta (punto central de la herramienta).

4.3.2 Procedimiento para la calibración de la cámara web con el localizador óptico.

En la Figura 9 se muestra el flujo del procedimiento para lograr la calibración entre ambos sistemas de coordenadas (localizador óptico y la cámara web). Primero que todo es necesario que ambos sistemas proporcionen datos precisos. Por lo tanto es necesario calibrar ambos sistemas por con anticipación y por separado. Después la posición del patrón de calibración debe ser detectada

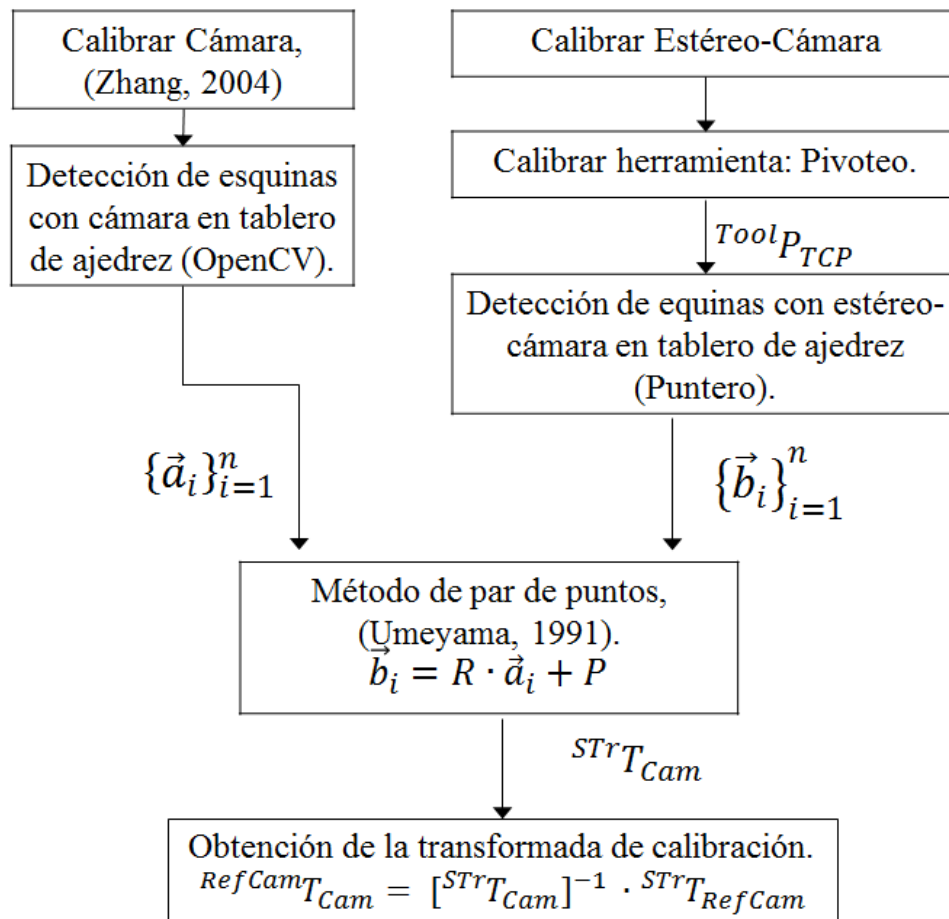


Figura 9. Procedimiento para la calibración del localizador óptico con la cámara web.

por ambos sistemas, y son insertadas en dos conjuntos de datos en $\mathbb{R}^{3 \times n}$. Una vez que se tienen los dos conjuntos de datos $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$ y $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$ se implementa el método de par de puntos (Umeyama, 1991) con el que se obtiene una matriz de transformación temporal desde el localizador óptico hacia la cámara web. Utilizando esta transformada temporal es posible calcular la transformada de calibración utilizando la ecuación 25 como se indica en el procedimiento descrito en la Figura 9.

$${}^{RefCam}T_{Cam} = [{}^{STr}T_{Cam}]^{-1} \cdot {}^{STr}T_{RefCam} \quad (25)$$

4.3.3 Calibración de la cámara web

En general, cada cámara tiene ciertas imperfecciones de manufactura que producen distorsiones en las imágenes capturadas del mundo real. Tales distorsiones son principalmente debidas a los errores de fabricación del lente de la cámara y el posicionamiento impreciso del sensor de imágenes dentro de la cámara. La distorsión radial y tangencial es la fuente más común de error en las cámaras. Para reducir los errores producidos por estas distorsiones existen algunas técnicas que pueden ser utilizadas para corregir en la manera posible las imágenes capturadas por el sensor de la cámara. En esta investigación se utiliza el método de Zhang (Zhang, 2004) ya que es uno de los más utilizados en la literatura para reducir la distorsión radial y tangencial y es implementado en C++ con OpenCV. Una vez implementado el método de Zhang se obtiene una matriz de parámetros intrínsecos de la cámara como se muestra en la ecuación 26:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} f_x & \mathbf{0} & c_x \\ \mathbf{0} & f_y & c_y \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad (26)$$

Donde f_x y f_y son las coordenadas x y y del plano de la cámara, c_x y c_y representan un posible desplazamiento del centro de coordenadas del sensor de la cámara.

Con la matriz de parámetros intrínsecos de la cámara es posible asignar o mapear puntos del espacio físico al plano de la cámara eliminando errores significativos producidos por las distorsiones. En este caso se utilizó el marcador de alto contraste con el patrón de cuadrícula parecida a la de un tablero de ajedrez con dimensiones conocidas. La Figura 10 muestra cómo se realiza la detección de esquinas con una cámara del marcador de alto contraste con la ayuda de OpenCV.

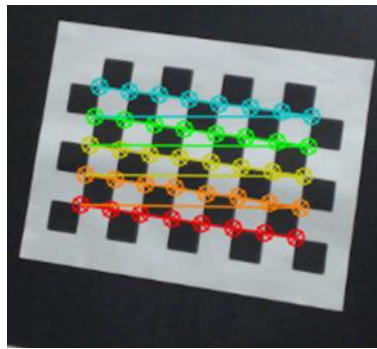


Figura 10. Detección de esquinas con OpenCV.

4.3.4 Detección automática de las esquinas del tablero de calibración con la cámara web.

Con la cámara web una serie de mediciones del plano de calibración son capturadas, variando la rotación y traslación en cada iteración respecto a la cámara web al momento de que las coordenadas de las esquinas internas del tablero de calibración son capturadas por medio de la ecuación 27.

$$q = sMWQ \quad (27)$$

$$\text{donde } q = \begin{bmatrix} x \\ y \\ w \end{bmatrix}, M = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, Q = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}$$

$$y \ W = [R \ t]$$

Donde Q es un punto en el mundo físico que es proyectado en el plano de la cámara q , M es la matriz de parámetros intrínsecos de la cámara, W es la matriz de rotación R y el vector de traslación t del punto principal del tablero de calibración, s representa un factor de escala de la imagen capturada por la cámara que en este caso es 1. Esto hace posible la extracción de los puntos del tablero de calibración respecto al eje de coordenadas de la cámara y es posible organizarlos en una matriz de i por 3, donde cada renglón de la matriz representa un vector de coordenadas en \mathbb{R}^3 que está representado por la siguiente expresión:

$$\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n \quad (28)$$

4.3.5 Herramienta de calibración.

El localizador óptico ya tiene una calibración de fábrica, así que es posible obtener la transformada desde el localizador óptico hacia el marcador que está sujeto a la herramienta de calibración, la cual está definida por la siguiente expresión:

$${}^{STr}T_{Tool} \quad (29)$$

Una vez que se han obtenido las coordenadas de las esquinas del tablero de calibración respecto a la cámara web, es posible obtener las coordenadas de estas esquinas pero en esta ocasión respecto al eje de coordenadas del localizador óptico. Para este procedimiento se requiere conocer la distancia que hay desde el marcador que está unido rígidamente a la herramienta de calibración hacia su propia punta. El cálculo de esta distancia es posible mediante la implementación del método del pivoteo (Birkfellner et al., 1998; Khamene y Sauer 2005) que consiste en apoyar la punta de la herramienta en un orificio llamado divot, el cual está ubicado en una superficie rígida y plana, una vez apoyada la punta de la herramienta en el orificio se comienza a rotar la misma por el otro extremo con suaves movimientos como se muestra en la Figura 11, mientras tanto

el localizador óptico captura las diferentes posiciones del marcador que está unido rígidamente a la herramienta, procurando capturar un mínimo de 1000 lecturas es posible obtener las coordenadas de la punta de la herramienta respecto al eje de coordenadas del localizador óptico utilizando la ecuación 30.

$$\begin{bmatrix} {}^{STr}R(1)_{Tool} & | & \vdots \\ \vdots & | & -I \\ {}^{STr}R(n)_{Tool} & | & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^{Tool}P_{TCP} \\ - \\ {}^{STr}P_{TCP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -{}^{STr}P(1)_{Tool} \\ \vdots \\ -{}^{STr}P(n)_{Tool} \end{bmatrix} \quad (30)$$

Donde n es el número de capturas del localizador óptico, ${}^{STr}R(1)_{Tool}$ y ${}^{STr}P(1)_{Tool}$ son la matriz de rotación y el vector de traslación respectivamente del marcador fijo a la herramienta de solo una transformada capturada por el localizador óptico, ${}^{STr}P_{TCP}$ es el vector de traslación desde el localizador óptico a la punta de la herramienta, ${}^{Tool}P_{TCP}$ es el vector de traslación desde el marcador fijo a la herramienta a su propia punta y $-I$ es la matriz identidad negada.

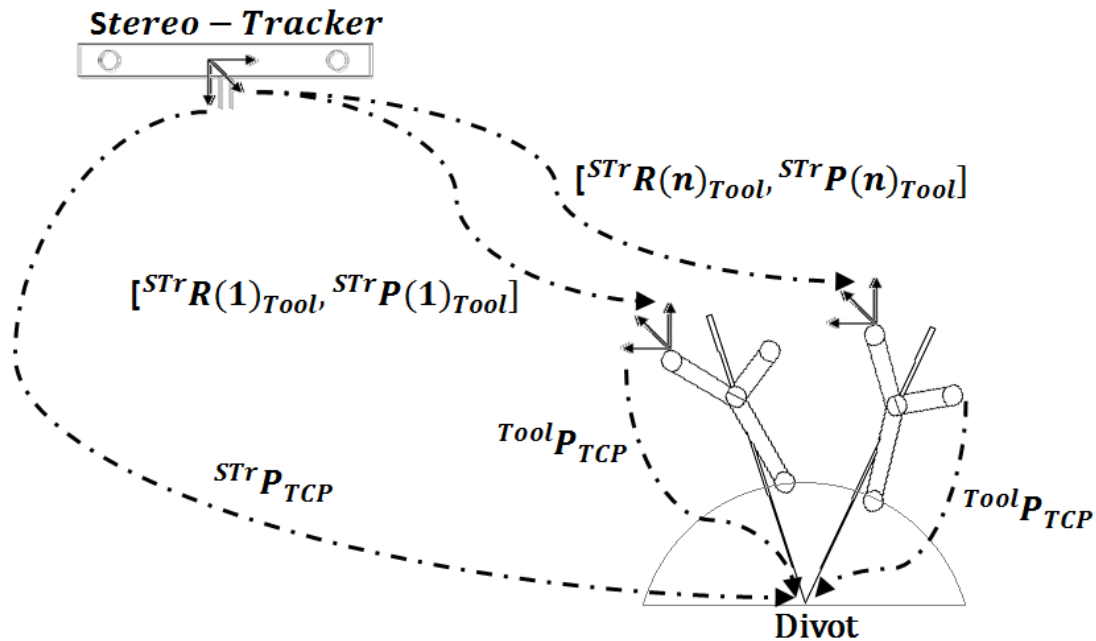


Figura 11. Método del pivoteo para la herramienta de calibración.

Una vez que se conoce la coordenada de la punta de la herramienta de calibración respecto al localizador óptico, es posible calcular el vector de traslación de la punta de la herramienta respecto al marcador que está unido rígidamente a la misma utilizando la siguiente expresión:

$$\begin{bmatrix} {}^{Tool}P_{TCP} \\ {}^{Str}P_{TCP} \end{bmatrix} = \left[{}^{Str}R_{Tool}^t \cdot {}^{Str}R_{Tool} \right]^{-1} \cdot {}^{Str}R_{Tool}^t \cdot {}^{Str}P_{Tool} \quad (31)$$

Donde ${}^{Str}R_{Tool}^t$ es la transpuesta de la matriz ${}^{Str}R_{Tool}$ que contiene todas las matrices de rotación capturadas por el localizador óptico. El cálculo del error en la medición obtenida desde el marcador de la herramienta hacia su propia punta puede calcularse con la ecuación 32.

$$e = \sqrt{\frac{1}{2} \left[{}^{Str}R_{Tool} \begin{bmatrix} {}^{Tool}P_{TCP} \\ {}^{Str}P_{TCP} \end{bmatrix} - {}^{Str}P_{Tool} \right]^2} \quad (32)$$

4.3.6 Detección de esquinas del tablero de calibración con el localizador óptico.

Con una apropiada calibración de la herramienta, es posible obtener las coordenadas de las esquinas del tablero de calibración respecto al eje de coordenadas del localizador óptico. Este proceso es posible al colocar la punta de la herramienta en cada una de las esquinas del tablero de calibración como se muestra en la Figura 12. Los puntos de las coordenadas obtenidas se organizan para formar una nueva matriz de i por 3 que representa un nuevo conjunto de puntos en R^3 los cuales están ahora respecto al localizador óptico y se representan por la siguiente expresión:

$$\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n \quad (33)$$

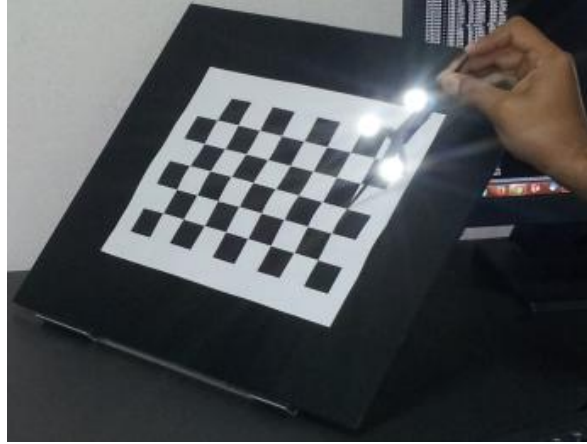


Figura 12. Detección de esquinas del tablero de calibración con el localizador óptico.

4.3.7 Método de par de puntos.

Los conjuntos de puntos $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$ y $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$, son dos matrices de puntos en \mathbb{R}^3 que representan dos planos en el espacio del tablero de calibración pero con diferentes perspectivas. En la representación de ambos conjuntos de puntos i comienza desde 1 hasta n que es el número total de puntos capturados, para el caso de este trabajo $n = 40$. Con ambos conjuntos de puntos del tablero de calibración es posible implementar el método de par de puntos para estimar la transformada que existe entre el sistema de coordenadas del localizador óptico y el foco de la cámara web, dicho calculo está representado por la ecuación 34.

$$\vec{b}_i = R \cdot \vec{a}_i + P \quad (34)$$

Donde R es la matriz de rotación que existe desde el conjunto de datos $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$ hacia el conjunto de datos $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$ y P es el vector de traslación entre ambos planos. Una vez resuelta la ecuación 34 se obtiene la transformada entre el eje de coordenadas del localizador óptico y el de la cámara web representado por la siguiente expresión:

$${}^{STr}T_{Cam} \quad (35)$$

Una vez que se obtiene la transformada anteriormente descrita es posible calcular por último la transformada de calibración utilizando la ecuación 36, para conocer la distancia que existe desde el marcador colocado en la cámara web hacia su propio foco.

$${}^{RefCam}T_{Cam} = [{}^{STr}T_{RefCam}]^{-1} \cdot {}^{STr}T_{Cam} \quad (36)$$

Donde ${}^{STr}T_{Cam}$ representa la matriz de transformación desde el localizador óptico hacia el foco de la cámara web, $[{}^{STr}T_{RefCam}]^{-1}$ es la matriz inversa de la transformada que existe desde el localizador óptico hacia el marcador que está colocado sobre la cámara web y ${}^{RefCam}T_{Cam}$ es la transformada desde el marcador colocado sobre la cámara web hacia su propio foco.

4.4 Calibración del proyector laser (IOD)

4.4.1 Sistemas de coordenadas involucrados en la calibración del proyector láser con el localizador óptico.

En la Figura 13 se muestran los diferentes sistemas de coordenadas involucrados en el procedimiento de calibración del proyector láser con el localizador óptico y las transformadas entre cada uno de los elementos involucrados, ambos sistemas (el localizador óptico y el proyector láser) están lo suficientemente cerca para obtener mediciones precisas de la posición de las esquinas de la cuadrícula del tablero de calibración.

La línea punteada en color rojo representa la transformación homogénea desconocida y que es necesaria para calibrar ambos sistemas (localizador óptico y cámara web), dicha transformación contiene la distancia (en coordenadas homogéneas) que va desde el marcador que está fijo rígidamente a la carcasa del IOD (*RefIOD*) hacia el centro de proyecciones (*Proj*). Una vez que es obtenida esta transformación, el localizador óptico puede dar seguimiento a la posición y rotación del centro de proyección del IOD por medio de la ecuación 37.

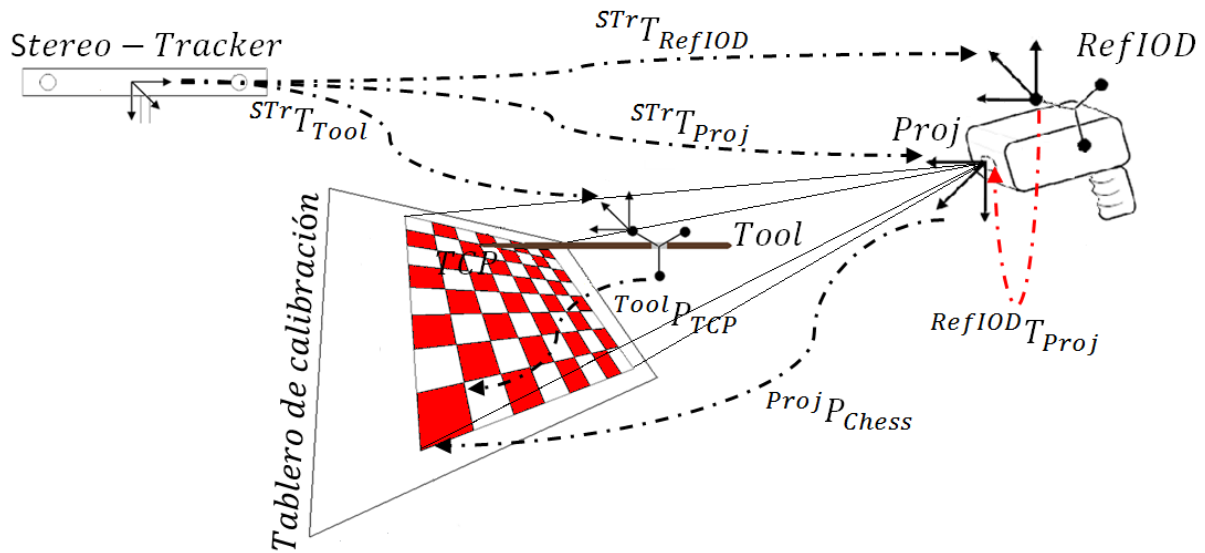


Figura 13. Los diferentes sistemas de coordenadas involucrados en la calibración del proyector láser con el localizador óptico.

$$S^{Tr}T_{Proj} = S^{Tr}T_{RefIOD} \cdot RefIODT_{Proj} \quad (37)$$

Donde $S^{Tr}T_{Proj}$ representa la transformada desde el localizador óptico hacia el centro de proyección del IOD, $S^{Tr}T_{RefIOD}$ representa la transformada desde el localizador óptico hacia el marcador colocado sobre la carcasa del IOD y $RefIODT_{Proj}$ representa la transformada desde el marcador colocado sobre la carcasa del IOD hacia su centro de proyección de imágenes.

4.4.2 Procedimiento para la calibración del proyector láser con el localizador óptico.

Para la calibración del proyector láser con el localizador óptico se utiliza la base del procedimiento descrito en la Figura 9, se realizaron modificaciones en el procedimiento debido a que con el proyector láser no se lograron las capturas del tablero de calibración como se consiguió en un principio con la cámara web y la ayuda de OpenCV.

En la Figura 14 se muestra el flujo del procedimiento para lograr la calibración entre ambos sistemas de coordenadas (localizador óptico y el proyector láser).

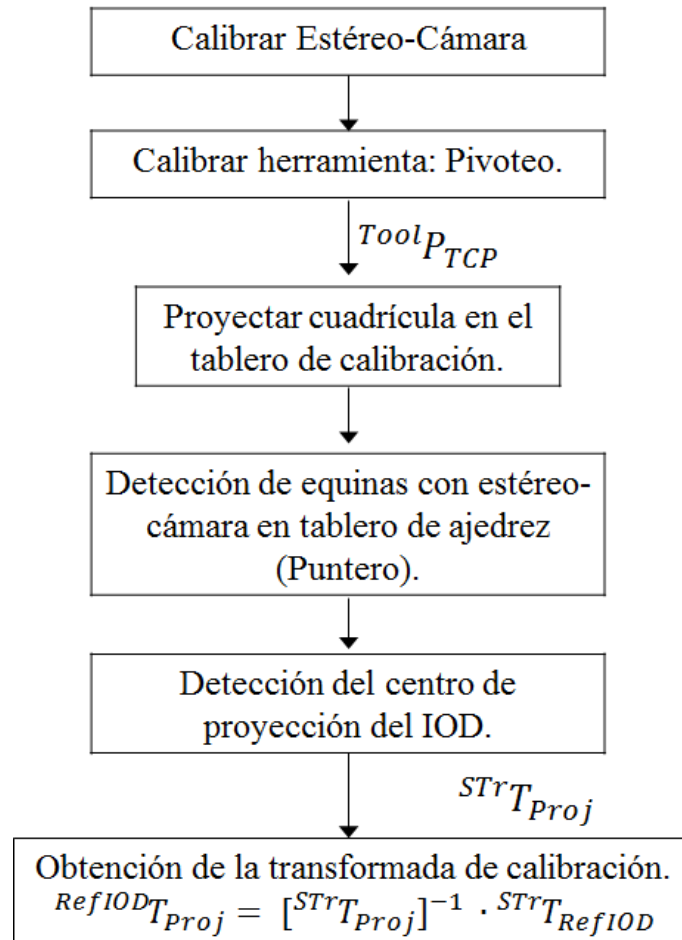


Figura 14. Procedimiento para la calibración del localizador óptico con la cámara web.

Primero que todo es necesario contar con la calibración del localizador óptico que para este caso ya se tiene la calibración de fábrica. Después se hace una calibración de la herramienta para obtener la posición de la punta respecto al localizador óptico. Una vez que se conoce la posición de la punta de la herramienta de calibración utilizando el método del pivoteo, se utiliza una imagen

de la cuadrícula del tablero de calibración que es proyectada desde el IOD hacia una superficie blanca que es colocada sobre el tablero de calibración.

Posteriormente se coloca la punta de la herramienta en cada una de las esquinas de la cuadrícula proyectada en el tablero de calibración con el fin de capturar las coordenadas de dichas esquinas respecto al localizador óptico.

Con la punta de la herramienta de calibración se hace una captura de al menos mil lecturas del centro de proyección del IOD con lo que se obtiene una matriz de transformación temporal (${}^{STr}T_{Proj}$) desde el localizador óptico (STr) al centro de proyección del IOD (Proj), y finalmente esta matriz temporal es utilizada para calcular la transformada de calibración por medio de la ecuación 38.

$${}^{RefIOD}T_{Proj} = [{}^{STr}T_{Proj}]^{-1} \cdot {}^{STr}T_{Proj} \quad (38)$$

Donde ${}^{STr}T_{Proj}$ es la matriz de transformación desde el localizador óptico hacia el centro de proyección del IOD, $[{}^{STr}T_{RefIOD}]^{-1}$ es la matriz inversa de la transformada que existe desde el localizador óptico hacia el marcador que está colocado sobre la carcasa del IOD y ${}^{RefCam}T_{Cam}$ es la transformada desde el marcador colocado sobre la carcasa del IOD hacia su centro de proyección (matriz de calibración para el IOD).

5. Resultados

5.1 Resultados en la calibración de la cámara web con el localizador óptico.

5.1.1 Resultados en la calibración de la cámara web.

Siguiendo el procedimiento de calibración descrito en la metodología de este trabajo de investigación, se logró obtener una calibración para la cámara web utilizando OpenCV consiguiendo los siguientes valores en unidades de píxeles para la matriz de parámetros intrínsecos de la cámara:

$$M = \begin{bmatrix} 594.396790 & 0 & 323.196594 \\ 0 & 588.855225 & 249.344421 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Además de los parámetros intrínsecos, OpenCV también devuelve un vector que contiene los coeficientes de distorsión (DC) más significativos de la cámara para los cuales se obtuvieron los siguientes valores en píxeles:

$$DC = [0.0858 \quad -0.4451 \quad 0.0073 \quad -0.0021 \quad 1.0244]$$

5.1.2 Coordenadas del tablero de calibración respecto a la cámara web.

Utilizando los parámetros intrínsecos y los coeficientes de distorsión de la cámara web fue posible capturar las coordenadas del tablero de calibración respecto al plano de la cámara web con la ayuda de funciones de OpenCV.

En la Figura 15 se muestra la configuración de calibración para la cámara web y en la Figura 16 se muestra la gráfica de los puntos extraídos del tablero de calibración con la cámara web.

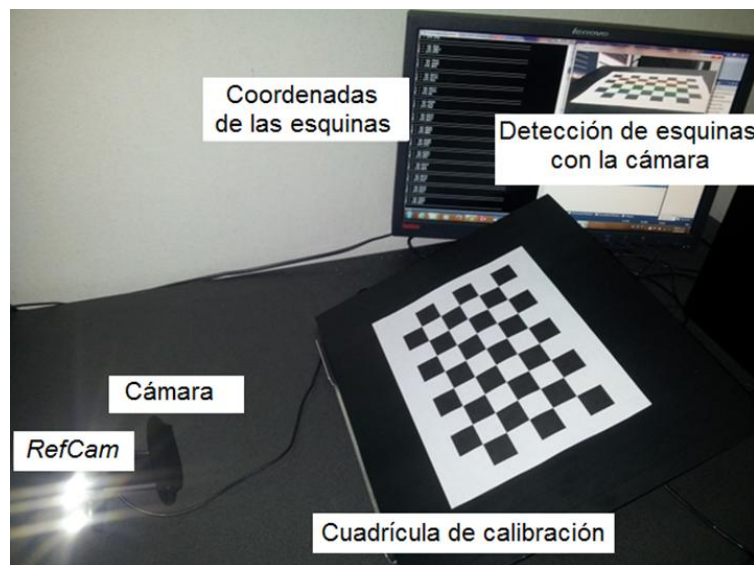


Figura 15. Configuración para la detección de esquinas con la cámara web.

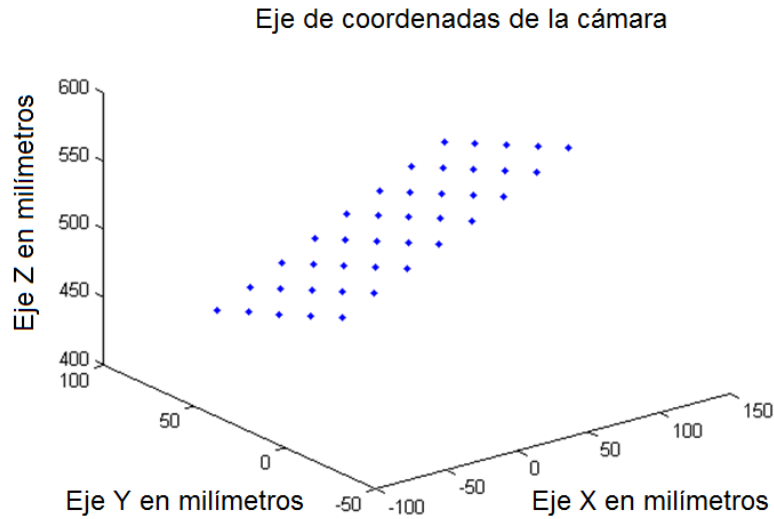


Figura 16. Puntos de las esquinas detectadas con la cámara web.

Con los puntos obtenidos se construye el primer conjunto de datos para $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$.

5.1.3 Resultado en la calibración de la herramienta (puntero).

Subsecuentemente, se calibro la herramienta de apuntador utilizando el método de pivoteo. Como se aprecia en la Figura 17, para el pivoteo de la herramienta se utilizó un pequeño orificio llamado divot, el cual se encuentra ubicado en una superficie rígida y plana. Por su parte, el localizador óptico tiene sus propias librerías de manufactura en C++, lo que proporciona mediciones rápidas.

Apoyando la punta de la herramienta sobre el divot (Figura 17), se comenzó a rotar por el otro extremo con suaves movimientos y durante ese lapso de tiempo, los datos de las transformaciones desde el localizador óptico hacia el marcador fijo a la herramienta fueron capturados como se muestra en la Figura 18. Se hizo la captura de un aproximado de 1500 lecturas y se filtraron los “outliers” manualmente.

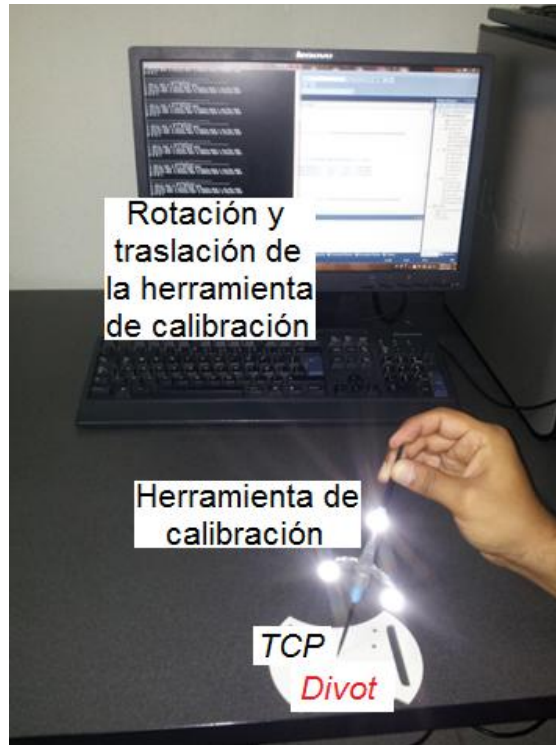


Figura 17. Configuración para la configuración de la herramienta utilizando el método de pivoteo.

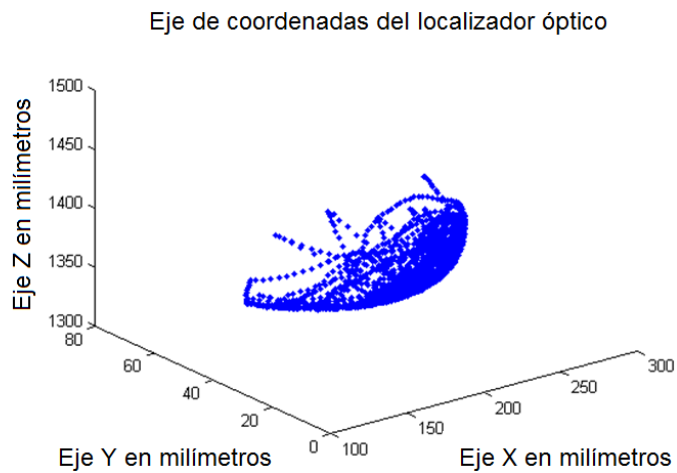


Figura 18. Puntos colectados durante el pivoteo.

Como resultado del pivoteo se obtuvo el vector de traslación desde el marcador que está rígidamente unido a la herramienta hacia su propia punta. Los

valores para este vector de traslación son los siguientes y están expresados en milímetros.

$${}^{Tool}P_{TCP} = \begin{bmatrix} -0.4070 \\ -97.9843 \\ -15.2544 \end{bmatrix}$$

El proceso de calibración de la herramienta produjo un error de $\pm 0.0373 \text{ mm}$ con una desviación estándar de $\pm 0.1280 \text{ mm}$ como se muestra en la Tabla 5:

Error en la calibración de la herramienta	
e_{rms}	Desviación estándar
0.0373 mm	$\pm 0.1280 \text{ mm}$

Tabla 5. Error en la calibración de la herramienta

5.1.4 Coordenadas del tablero de calibración respecto al localizador óptico.

Con la calibración de la herramienta, fue posible medir la posición de las esquinas del tablero de calibración con una precisión sub-milimétrica. Para ello, fue necesario colocar la punta de la herramienta de calibración en cada una de las esquinas del tablero de calibración y se cada vez que fue colocada la punta de la herramienta en una de las esquinas del tablero de calibración y se capturó su posición respecto al localizador óptico en cada vez.

Una vez capturadas las coordenadas de las esquinas del tablero de calibración con el localizador óptico como es mostrado en la Figura 19, fueron introducidas las mediciones en el segundo conjunto de puntos $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$, lo que hace posible la implementación del método de par de puntos partiendo de los dos conjuntos capturados previamente $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$ y $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$.



Figura 19. Configuración para la extracción de esquinas del tablero de calibración con el localizador óptico.

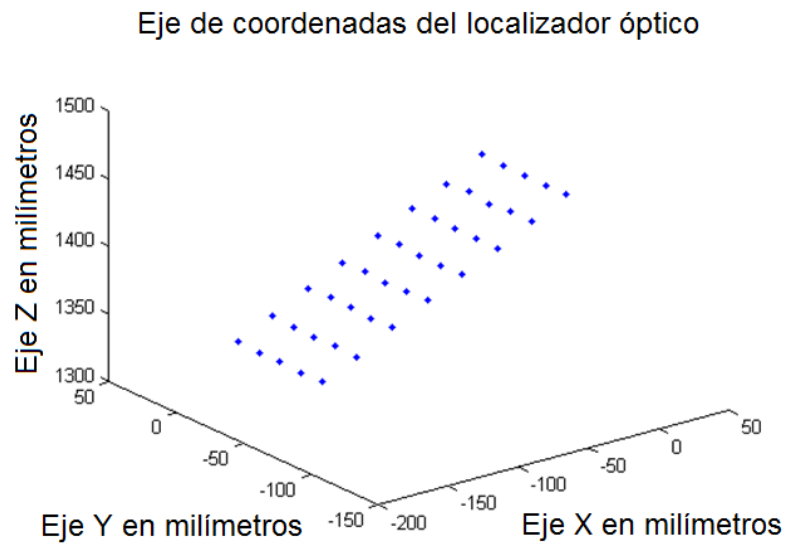


Figura 20. Puntos de las esquinas del tablero de calibración obtenidos con el localizador óptico.

5.1.5 Transformada de calibración para la cámara web.

La transformada que existe entre el sistema de coordenadas del localizador óptico (STr) hacia el foco de la cámara web (Cam) fue calculado utilizando el método de par de puntos que fue implementado en MATLAB, con lo que se obtuvieron los siguientes valores en milímetros para la matriz homogénea de dicha transformada:

$${}^{STr}T_{Cam} = \begin{bmatrix} 0.9846 & -0.1370 & -0.1090 & 125.5549 \\ 0.1044 & 0.9593 & -0.2625 & 60.2180 \\ 0.1405 & 0.2471 & 0.9587 & 921.1360 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Con la transformada homogénea anterior fue posible calcular la transformada de calibración ${}^{RefCam}T_{Cam}$ desde el marcador que esta fijo a la cámara web hacia el foco de la misma, consiguiendo los siguientes valores en milímetros para dicha transformada:

$${}^{RefCam}T_{Cam} = \begin{bmatrix} 0.9996 & 0.0142 & -0.0244 & -13.3908 \\ 0.0100 & -0.9865 & -0.1634 & 27.5350 \\ -0.0264 & 0.1631 & -0.9863 & -113.6816 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Posteriormente con el fin de validar los resultados obtenidos en la calibración, algunos puntos de las esquinas del tablero de calibración fueron capturados respecto al localizador óptico (ecuación 39) y fueron comparados con los mismos puntos capturados través de la cámara web (ecuación 40).

$${}^{STr}P_{GridPoints} = {}^{STr}T_{Tool} \cdot {}^{Tool}P_{GridPoints} \quad (39)$$

$${}^{STr}P_{GridPoints} = {}^{STr}T_{RefCam} \cdot {}^{RefCam}T_{Cam} \cdot {}^{Cam}P_{GridPoints} \quad (40)$$

En el experimento, cinco puntos de las esquinas del tablero de calibración seleccionados aleatoriamente fueron adquiridos cuando la cámara web fue colocada en cuatro posiciones diferentes enfocando hacia el tablero de calibración, formando un conjunto de veinte puntos capturados. La distancia entre

los puntos correspondientes fue calculada y los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 6.

Validación de la calibración de la cámara web		
e_{rms}	Desviación estándar	e_{max}
2.2847 mm	±1.0850 mm	3.9031 mm

Tabla 6. Error en la calibración

5.2 Resultados en la calibración del proyector láser con el localizador óptico.

Para la calibración del proyector láser se utilizó nuevamente el método del pivoteo para la herramienta de calibración donde se consiguió prácticamente el mismo vector de traslación desde el eje de coordenadas del marcador colocado en la herramienta hacia su propia punta:

$${}^{Tool}P_{TCP} = \begin{bmatrix} -0.4070 \\ -97.9843 \\ -15.2544 \end{bmatrix}$$

5.2.1 Captura de las esquinas de la cuadrícula proyectada sobre el tablero de calibración.

Se utilizó el vector de traslación anterior para capturar las esquinas del patrón proyectado sobre el tablero de calibración, colocando la punta de la herramienta en cada una de las esquinas de la cuadrícula como se muestra en la figura 21.

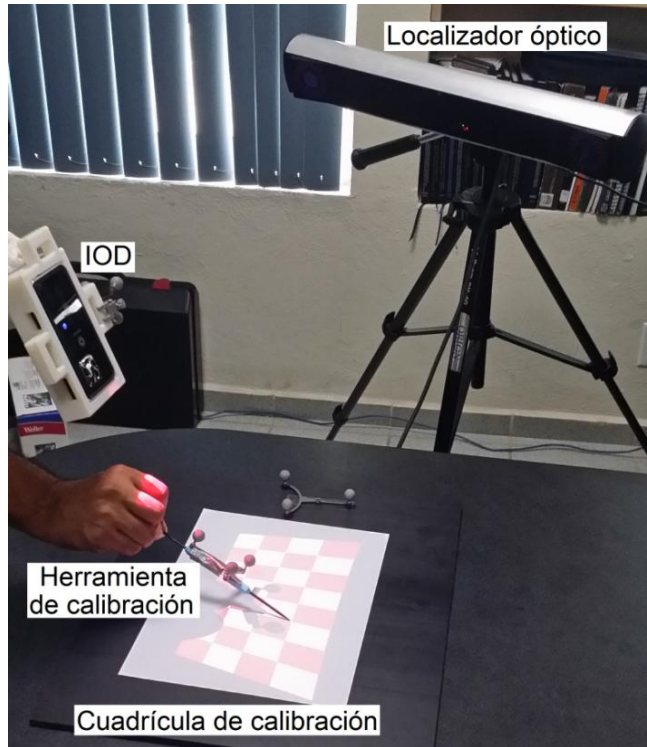


Figura 21. Extracción de puntos con el localizador óptico del plano proyectado por el IOD.

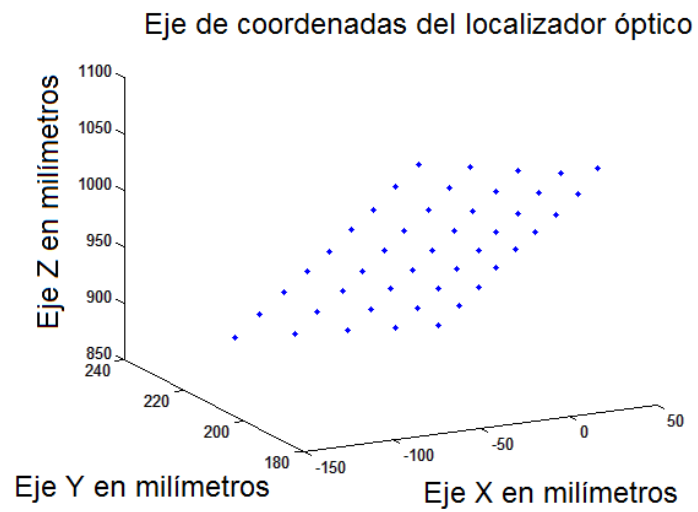


Figura 22. Puntos de las esquinas del plano proyectado por el IOD obtenidos con el localizador óptico.

En la figura 22 se muestran las coordenadas obtenidas de los puntos capturados respecto al localizador óptico.

5.2.2 Detección del centro de proyección del IOD.

Para determinar el centro de proyección del IOD se colocó la punta de la herramienta de calibración en el foco del proyector láser, se procuró mantener la punta de la herramienta en esa posición cerca de 20 segundos con el fin de capturar al menos mil lecturas de la posición y rotación de ese punto, posteriormente se calculó la media cuadrática de dichas capturas obteniendo así el siguiente vector de traslación para el centro de proyección del IOD respecto al marcador colocado en el tablero de calibración:

$${}^{STr}P_{Proj} = \begin{bmatrix} -99.3732 \\ 102.9463 \\ 178.0697 \end{bmatrix}$$

La tabla 7 muestra el error obtenido en la medición del vector de traslación ${}^{STr}P_{Proj}$, el cual es la distancia que existe desde el marcador colocado en el tablero de calibración hacia el centro de proyección del IOD, por lo que este error representa el error en la calibración del proyector láser.

Error en la calibración del proyector láser.	
e_{rms}	Desviación estándar
0.2433 mm	±1.0409 mm

Tabla 7. Error en el centro de proyección del IOD.

Como se capturaron las matrices de rotación para los puntos del centro de proyección del IOD, también se calculó la media para obtener una nueva matriz de rotación y de esta manera obtener la transformada desde el localizador óptico hacia el centro de proyección del IOD:

$${}^{STr}T_{proj} = \begin{bmatrix} -0.5603 & -0.8051 & -0.1945 & 90.8939 \\ -0.8115 & 0.4867 & 0.3232 & -25.7253 \\ -0.1655 & 0.3390 & -0.9260 & 1097.8999 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

5.2.3 Transformada de calibración para el proyector láser.

La transformada de calibración que existe desde el marcador colocado en el dispositivo IOD hacia el centro de proyecciones del IOD fue calculada mediante el uso de la ecuación 38 obteniendo la siguiente matriz homogénea:

$${}^{RefIOD}T_{proj} = \begin{bmatrix} 0.6869 & 0.5079 & 0.5197 & -1.1285 \\ -0.6577 & 0.7385 & 0.1475 & 54.5050 \\ -0.3089 & -0.4432 & 0.8414 & -73.5865 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

6. Conclusiones.

En este trabajo de investigación, una cámara web fue calibrada respecto a un localizador óptico, dicha calibración fue la base para posteriormente calibrar un proyector láser (IOD) con el localizador óptico. Para estos propósitos fue empleado el método de par de puntos que es relativamente sencillo de implementar en MATLAB, solo es necesario el uso de un tablero de calibración, el cual está constituido por un patrón parecido al de un tablero de ajedrez lo que permite utilizarlo como un marcador de alto contraste. Para tener mediciones validas entre ambos sistemas (localizador óptico y cámara web) fue necesaria una calibración de ambos por separado. Para calibrar la herramienta de punta respecto al localizador óptico, se utilizó el método del pivoteo.

En primer lugar se planeó utilizar el procedimiento planteado en la Figura 9 adaptándolo para la calibración del proyector láser con el localizador óptico, para tal propósito se realizó una serie de capturas y mediciones del tablero de calibración con el localizador óptico con lo que se logra una captura del primer conjunto de puntos como se indica en la Figura 9, proyectando el patrón de calibración con el IOD sobre una superficie blanca en el tablero de calibración y capturando las esquinas de la cuadrícula colocando la punta de la herramienta de calibración en cada una de ellas. Sin embargo se encontraron diversas complicaciones para obtener el segundo conjunto de puntos respecto al IOD debido a que no fue posible obtener las coordenadas del plano proyectado respecto al centro de proyecciones como se logró con la cámara web.

Los resultados obtenidos en la experimentación concuerdan con los valores esperados. El error de la Tabla 6 se deben principalmente a la adición de errores en el procedimiento, es decir: el error de calibración de la herramienta, el error en la calibración de la cámara web con el localizador óptico, el error de precisión interno de la cámara web y el localizador óptico, el error manual al momento de manipular la herramienta para la captura de las esquinas del tablero de calibración. Se cree que es posible reducir el error de calibración repitiendo el

procedimiento al menos un par de veces más y tomando la matriz de calibración como la media de las mediciones.

En trabajos futuros se pretende utilizar la metodología implementada para calibrar diferentes instrumentos utilizados en aplicaciones de visión por computadora, Cirugía Guiada por Imágenes e instrumentos de cirugía laparoscópica.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Azuma, T., 1997. A Survey of Augmented Reality. Association for Computing Machinery's Special Interest Group on Computer Graphics and Interactive Techniques. *Earlier version appeared in Course Notes #9: Developing Advanced Virtual Reality Applications 1995 (Los Angeles, 6-11 August 1995). In Presence: Teleoperators and Virtual Environments 6, 4 (August 1997), 355 – 385.*
- Baron, S., Eilers, H., Munske, B., Toennies, J. L., Balachandran, R., Labadie, R. F., Ortmaier, T., Webster, R. J. 2010. Percutaneous inner-ear access via an image-guided industrial robot system. *Journal of Engineering in Medicine, 224, 633-649.*
- Beller, S., Eulenstein, S., Lange, T., Hünerbein, M., Schlag, P. M., 2009. Upgrade of an optical navigation system with a permanent electromagnetic position control: a first step towards “navigated control” for liver surgery. *Springer Journal of hepato-biliary-pancreat surgery, 16(2), 165–170.*
- Beller, S., Hunerbein, M., Eulenstein, S., Lange, T., Peter, M., 2007. Feasibility of navigated resection of liver tumors using multiplanar visualization of intraoperative 3D ultrasound data. *Annals of surgery, 246, 288–294.*
- Bentrem, D., Dematteo, R., Blumgart, L., 2005. Surgical therapy for metastatic disease to the liver. *Annual Review of Medicine, 56, 139–156.*
- Birkfellner, W., Watzinger, F., Wanschitz, F., Ewers, R., Bergmann, H., 1998. Calibration of tracking systems in a surgical environment. *IEEE Medical Imaging, 17, 737-742.*
- Blackwell, M., Nikou, C., DiGioia, A., Kanade, T., 1998. An image overlay system for medical data visualization. *Lecture Notes in Computer Science, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI'98, 232-240.*
- Canny, J., 1986. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI-8(6), 679-698.*
- Cash, D. M., Miga, M. I., Glasgow, S. C., Dawant, B. M., Clements, L. W., Cao, Z., Galloway, R. L., Chapman, W. C., 2007. Concepts and preliminary data toward the realization of image-guided liver surgery. *Springer Journal of gastrointestinal surgery, 11(7), 844–859.*
- Cheng, T., Liu, T., Zhang, G., Peng, X., Zhang, X., 2010. Does Minimally Invasive Surgery Improve Short-term Recovery in Total Knee Arthroplasty?. *Clinical Orthopedics and related research, 468, 1635-1648.*
- DiGioia, A., Colgan, B., Koerbel, N., 1998. Computer-aided surgery, in *Cybersurgery: Advanced Technologies for Surgical Practice. Satava R. Editor, New York: Wiley, 121–139.*

- Duijnhoven, V., 2006. Factors influencing the local failure rate of radiofrequency ablation of colorectal liver metastases. *Annals of Surgical Oncology*, 13(5), 651–658.
- Faber, T. L., Stokely, E. M., 1988. Orientation of 3-D structures in medical images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 10(5), 626-633.
- Fichtinger, G., Deguet, A., Masamune, K., Balogh, E., Fischer, G., Mathieu, H., Taylor, R., Fayad, L., Zinreich, S., 2004. Needle insertion in CT scanner with image overlay—cadaver studies. *Lecture Notes in Computer Science, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag*, 3217, 795–803.
- Fuchs, H., State, A., Yang, H., Peck, T., Lee, S., Rosenthal, M., Bulysheva, A., Burke, C., 2008. Optimizing a head-tracked stereo display system to guide hepatic tumor ablation. *Studies in Health Technology and Informatics*, 132, 126–131.
- García, J., Thoranaghatte, R., Marti G., Zheng, G., Caversaccio, M., González, M. A., 2008. Calibration of a surgical microscope with automated zoom lenses using an active optical tracker. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 4, 87-93.
- Hamada, H., Hayashi, N., Asahi, T., Kurimoto, M., Hirashima, Y., Endo, S., 2005. Efficacy of a navigation system in neuro endoscopic surgery. *Minimally Invasive Neurosurgery*, 48,197–201.
- Herline, A. J., Stefansic, J. D., Debelak, J. P., Hartmann, S. L., Pinson, C. W., Galloway, R. L., Chapman, W. C., 1999. Image-guided surgery: preliminary feasibility studies of frameless stereotactic liver surgery. *Archives of surgery (Chicago, Ill. : 1960)*, 134(6), 644–650.
- Hildebrand, P., Schlichting, S., Martens, V., Besiveric, A., Kleemann, M., Roblick, U., Mirow, L., Buerk, C., Schweikard, A., Bruch, H., 2008. Prototype of an intraoperative navigation and documentation system for laparoscopic radiofrequency ablations: first experiences. *European journal of surgical oncology*, 34(4), 418–421.
- Hohlweg-Majert, B., Schon, R., Schmelzeisen, R., Gellrich, N. C., Schramm, A., 2005. Navigational maxillofacial surgery using virtual models. *World journal of surgery*, 29, 1530–1538.
- Jemal, A., Siegel, R., Ward, E., Murray, T., Xu, J., Smigal, C., Thun, M. J., 2006. Cancer Statistics, 2006. *CA: Cancer journal for clinicians*, 56, 106–130.
- Joyce, D. L., Wahl, R. L., Patel P. V., Schulick R. D., Gearhart S. L., Choti M. A., 2006. Preoperative positron emission tomography to evaluate potentially

- respectable hepatic colorectal metastases. *Archives of surgery (Chicago, Ill. : 1960)*, 141,1220–1226.
- Kalender Willi A., 2011. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 3er. Edition, *PUBLICIS*.
- Khamene, A., Sauer, F., 2005. A novel phantom-less spatial and temporal ultrasound calibration method. *Springer Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention Berlin Heidelberg*, 8(Pt 2), 65-72.
- Kleemann, M., Hildebrand, P., Birth, M., Bruch, H. P., 2006. Laparoscopic ultrasound navigation in liver surgery: technical aspects and accuracy. *Surgical endoscopy*, 20, 726–729.
- Lang, H., Radtke, A., Hindennach, M., Schroeder, T., Frühauf, N. R., Malagó, M., Bourquain, H., Peitgen, H. O., Oldhafer, K. J., Broelsch, C. E., 2005. Impact of virtual tumor resection and computer-assisted risk analysis on operation planning and intraoperative strategy in major hepatic resection. *Archives of surgery (Chicago, Ill. : 1960)*, 140, 629–638.
- Lange, T., Kraft, S., Eulenstein, S., Lamecker, H., Schlag, P., 2011. Automatic calibration of 3D ultrasound probes. *Springer-Verlag Berlin Heidelberg*, 169-173.
- Marescaux, J., Rubino, F., Arenas, M., Mutter, D., Soler, L., 2004. Augmented-Reality-Assisted laparoscopic adrenalectomy. *Journal of the American Medical Association*, 292, 2214–2215.
- Marvik, R., Lango, T., Tangen, G. A., Andersen, J. O., Kaspersen, J. H., Ystgaard, B., Sjølie, E., Fougner, R., Fjøsne, H. E., Nagelhus, T. A., 2004. Laparoscopic navigation pointer for three dimensional image-guided surgery. *Surgical endoscopy*, 18, 1242–1248.
- Masamune, K., Masutani, Y., Nakajima, S., Sakuma, I., Dohi, T., Iseki, H., Takakura, K., 2000. Three-dimensional slice image overlay system with accurate depth perception for surgery. *Lecture Notes in Computer Science, London, U.K.: Springer-Verlag, 1935*, 385–402.
- Mezger, U., Jendrewski, C., Bartels, M., 2013. Navigation in surgery. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 398, 501-514.
- Oldhafer, K. J., Stavrou, G. A., Prause, G., Peitgen, H. O., Lueth, T. C., Weber, S., 2009. How to operate a liver tumor you cannot see. *Langenbeck's Archives of surgery*, 394(3), 489-494.
- Peterhans, M., Berg, A., Dagon, B., Inderbitzin, D., Baur, C., Candinas, D., Weber, S., 2011. A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first

- clinical applications. *International Journal of Medical Robotics Computer Assisted Surgery*, 7, 7–16.
- Satava, R. M., 1999. Emerging technologies for surgery in the 21st century. *Archives of surgery (Chicago, Ill. : 1960)*, 134, 1197–1202.
- Sauer, F., Khamene, A., Bascle, B., Schinunang, L., Wenzel, F., Vogt, S., 2001. Augmented reality visualization of ultrasound images: System description, calibration and features. *IEEE In Proceedings and Association for Computing Machinery's Special Interest Group on Computer Graphics and Interactive Techniques / International Symposium on Augmented Reality*, 30–39.
- Schenk, A., Zidowitz, S., Bourquain, H., Hindennach, M., Hansen, C., Hahn, H., Peitgen, H. O., 2008. Clinical relevance of model based computer-assisted diagnosis and therapy. *Proceedings of International Society for Optics and Photonics - Medical Imaging*, 6915(1), 1-19.
- Shen, D., 2007. Image registration by local histogram matching. *Pattern Recognition*, 40, 1161-1172.
- Shen, D., Davatzikos, C., 2002. HAMMER: hierarchical attribute matching mechanism for elastic registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(11), 1421-1439.
- Shuhaiber, J. H., 2004. Augmented reality in surgery. *Archives of surgery (Chicago, Ill. : 1960)*, 139, 170–174.
- Stetten G., Chib V., Tamburo R., 2000. Tomographic reflection to merge ultrasound images with direct vision. *IEEE Proceedings Applied Imagery Pattern Recognition Annual Workshop*, 200–205.
- Sugimoto, M., Yasuda, H., Koda, K., Suzuki, M., Yamazaki, M., Tezuka, T., Kosugi, C., Higuchi, R., Watayo, Y., Yagawa, Y., Uemura, S., Tsuchiya, H., Azuma, T., 2009. Image overlay navigation by markerless surface registration in gastrointestinal, hepatobiliary and pancreatic surgery. *Springer, Journal of Hepatobiliary Pancreatic Sciences*, 17, 629–636.
- Tang, S. L., Kwoh, C. K., Teo, M. Y., Sing, N. W., Ling, K. V., 1998. Augmented reality systems for medical applications. *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, 17, 49–58.
- Tardif, J., Roy, S., Meunier, J., 2003. Projector-based augmented reality in surgery without calibration. *Studies in health technology and Informatics*, 85, 204–206.
- Tovar-Arriaga, S., Tita, R., Pedraza-Ortega, J. C., Gorrostieta, E., Kalender, W. A., 2011. Development of a robotic FD-CT-guided navigation system for needle placement - Preliminary accuracy tests. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 7, 225-236.

- Umeyama, S., 1991. Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns. *IEEE Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13, 376-380.
- Volonte, F., Bucher, P., Pugin, F., Carecchio, A., Sugimoto, M., Ratib, O., Morel, P., 2010. Mixed reality for laparoscopic distal pancreatic resection. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 5(1), 122–130.
- Weber, S., Klein, M., Hein, A., Krueger, T., Lueth, T. C., Bier, J., 2003. The navigated image viewer -Evaluation in maxillofacial surgery. *Springer Berlin Heidelberg*, 762-769.
- Zhang, Z., 2004. Camera calibration with one-dimensional objects. *IEEE Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 26, 892-899.

ANEXO I. Conjunto de puntos $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$.

Tabla 8. Coordenadas en R^3 del tablero de calibración respecto a la cámara web.

X	Y	Z
8.48	-17.8402	461.2585
32.7284	-17.6324	470.6378
56.9768	-17.4246	480.0171
81.2253	-17.2168	489.3963
105.4737	-17.009	498.7755
129.7221	-16.8012	508.1548
153.9706	-16.5934	517.5341
178.219	-16.3856	526.9133
13.6634	3.5287	447.3842
37.9118	3.7366	456.7634
62.1603	3.9444	466.1427
86.4087	4.1522	475.5219
110.6571	4.36	484.9012
134.9056	4.5678	494.2804
159.154	4.7756	503.6597
183.4024	4.9834	513.0389
18.8469	24.8977	433.5098
43.0953	25.1055	442.889
67.3437	25.3134	452.2683
91.5921	25.5212	461.6476
115.8406	25.729	471.0268
140.089	25.9368	480.406
164.3374	26.1446	489.7853
188.5859	26.3524	499.1646
24.0303	46.2667	419.6354
48.2787	46.4745	429.0147
72.5272	46.6823	438.3939
96.7756	46.8902	447.7732

121.024	47.098	457.1524
145.2725	47.3058	466.5317
169.5209	47.5136	475.9109
193.7693	47.7214	485.2902
29.2137	67.6357	405.761
53.4622	67.8435	415.1403
77.7106	68.0513	424.5195
101.959	68.2591	433.8988
126.2075	68.4669	443.278
150.4559	68.6748	452.6573
174.7043	68.8826	462.0365
198.9528	69.0904	471.4158

ANEXO II. Conjunto de puntos $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$.

Tabla 9. Coordenadas en R^3 del tablero de calibración respecto al localizador óptico para la calibración de la cámara web.

X	Y	Z
83.932	-77.7177	1360.7400
107.202	-78.0614	1373.5800
130.531	-77.0131	1383.8700
154.686	-77.4385	1398.0900
177.329	-77.2005	1409.9700
201.291	-76.9978	1423.0600
224.329	-76.1033	1433.8800
248.321	-76.243	1448.2700
251.774	-50.3799	1439.0100
228.333	-51.1616	1427.2100
205.213	-51.3975	1415.4700
181.609	-51.886	1403.0700
157.98	-51.9362	1390.2300
134.209	-52.2936	1377.7900
110.608	-52.6925	1366.2300
86.9279	-52.5399	1353.2300
90.6926	-27.2333	1344.800
114.275	-27.8721	1358.5400
138.051	-27.2431	1370.3600
161.931	-27.5536	1384.2800
185.165	-26.9851	1396.0100
208.85	-26.4821	1408.1200
231.974	-25.7459	1419.7400
255.841	-25.9577	1433.6300
259.632	-0.7621	1425.3100
236.106	-1.6307	1413.7100
212.424	-1.3525	1400.0100

188.833	-1.769	1387.6600
165.247	-1.5766	1375.2100
141.766	-2.869	1364.0100
118.113	-2.2789	1350.6200
94.2762	-2.4255	1337.6200
98.5764	23.2917	1329.4800
121.947	22.9434	1342.8500
145.305	22.9641	1355.7200
169.274	23.5054	1367.7500
192.082	23.484	1380.1900
216.016	24.4059	1391.4100
239.496	23.6059	1406.8600
263.229	24.5035	1418.0500

ANEXO III. Puntos del plano proyectado por el IOD capturados por el localizador óptico.

Tabla 10. Coordenadas en R^3 del plano proyectado por el IOD respecto al localizador óptico.

X	Y	Z
-102.102	231.092	871.936
-96.5356	226.087	898.16
-91.0152	221.273	923.174
-85.7476	216.413	946.989
-81.5024	211.737	969.937
-76.9001	206.925	995.028
-72.8368	202.08	1018.5
-68.7106	197.042	1045.15
-64.6118	191.723	1071.21
-34.7638	191.951	1062.02
-38.61	196.916	1037.79
-42.1837	201.893	1012.2
-47.4058	206.646	988.689
-50.9591	211.166	965.388
-55.7114	215.737	942.199
-59.6648	220.199	919.227
-65.4879	225.126	895.067
-69.6372	229.979	870.247
-42.0624	228.897	868.496
-37.014	224.196	892.374
-32.9336	219.773	916.312
-28.2723	215.132	937.809
-24.8614	210.861	960.761
-19.4487	206.606	982.632
-16.3894	202.048	1005.36
-10.8257	197.502	1028.23

-6.7607	192.836	1052.24
17.6132	192.797	1044.71
13.2218	197.426	1022.37
9.0788	201.969	998.532
4.0529	206.237	977.064
0.8223	210.327	955.914
-4.4447	214.522	934.659
-7.3471	218.916	912.755
-11.9944	223.351	889.949
-15.8249	228.096	866.512
6.6955	227.12	865.429
10.8956	222.797	888.487
14.7487	218.304	909.809
18.2301	214.659	931.127
22.2467	210.489	952.444
26.2042	206.314	972.023
30.8071	202.154	992.448
35.5589	197.697	1015.34
41.3173	194.341	1042.23

ANEXO IV. Carcasa para el proyector láser.

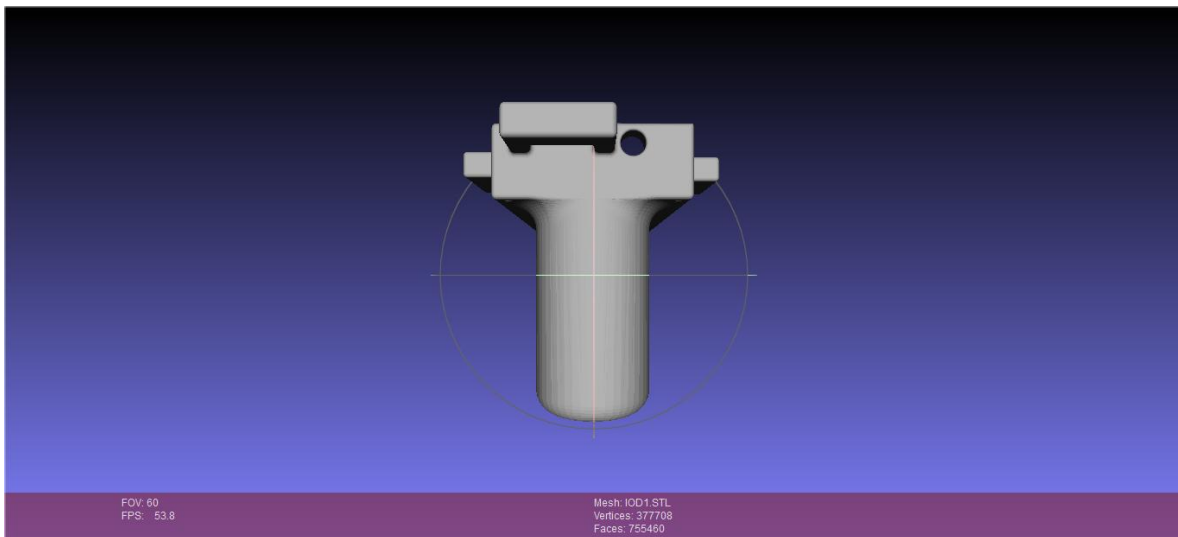


Figura 23. Vista de la parte posterior del diseño de la carcasa para el proyector láser en MeshLab.

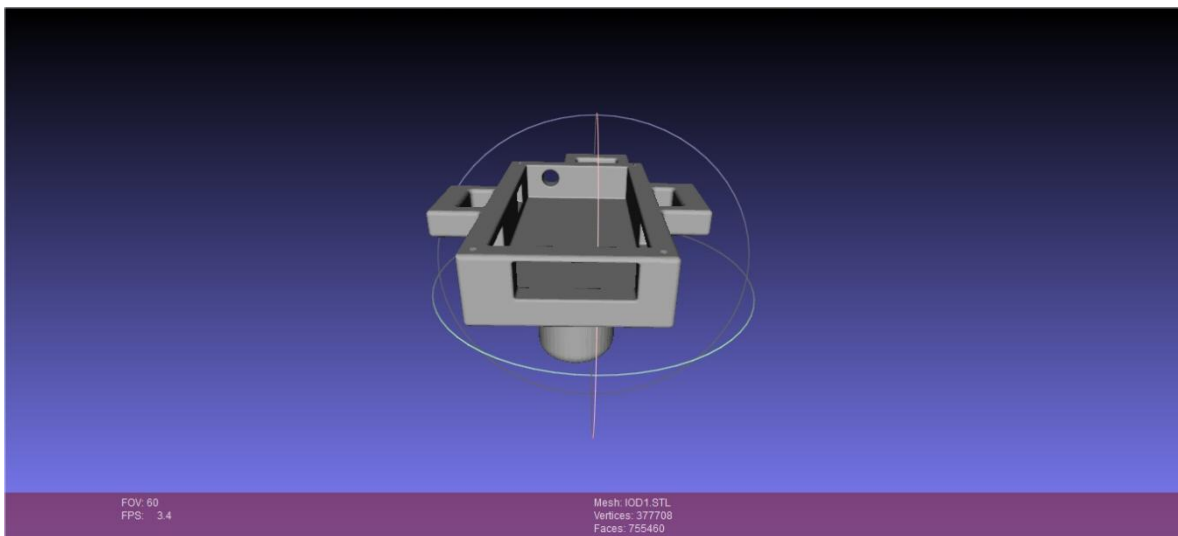


Figura 24. Vista de la parte frontal del diseño de la carcasa para el proyector láser en MeshLab.

ANEXO V. Publicación en 12th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE 2015).

Calibration of an optical stereo-tracker with a videometric system using the pair-point method for IGS

Juan Carlos Gutiérrez-Zúñiga, Saúl Tovar-Arriaga, Alejandro De León-Cuevas, Jesús Carlos Pedraza-Ortega

Facultad de Informática
Universidad Autónoma de Querétaro
Querétaro, México
jc_guz_555@hotmail.com
saulotov@yahoo.com.mx

Abstract— In various applications of computer vision, there is the need to calibrate the coordinate systems of different elements respect to one another in order to have a proper perspective of the objects in the scene. In the field of computer assisted surgery (CAS) we encounter this problem in many applications, like navigation of surgical tools, surgical robotics, etc. This paper proposes an estimate calibration by means of the extraction of points of a grid plane pattern and the pair point method getting a proper calibration of an optical stereo-tracker with a videometric system. As a result, we obtained a calibration that allows to track the pose of a webcam within the working space of a stereo-tracker. This procedure will allow us to use this method to calibrate different navigated tools that have a videometric system attached.

Keywords—Camera calibration; optical tracker calibration; optical tracking; image overlay projector.

I. INTRODUCTION

There are many applications in Computer Vision and especially in Image Guided Surgery (IGS), where the relations between the different coordinate systems of each of its elements need to be known in order to work as a unit. For these purposes, a calibration process has to be implemented, which normally consists in calculating the transformation between the coordinate systems (position and orientation). Some of the examples found in the literature calibrate elements of complex systems such as visual aids (cameras, endoscopes, laparoscope, microscopes, ultrasound probes), robots (surgical, imaging, assistances), trackers (optical, magnetic, kinematic links), and projectors, to mention some of them.

The calibration of a stereo-camera with one of the aforementioned elements has been subject of research due to the fact that navigation systems are being used in many surgical applications [1]. Navigations systems allow minimally invasive operations, which are less invasive, decreases recovery times [2], and leaves smaller incision scars.

In [3] Birkfellner calibrates an Electromagnetic Tracking System (EMTS) with a stereo-camera in order to study how to enhance this optical tracker with the free line-of-sight

characteristics of the EMTS. Weber [4] introduces a system comprised of a compact and mobile viewing device that can be tracked by an optical position sensor. It is capable of displaying reasonable parts of a medical image data set on its screen in relation to the spatial position regarding a patient. Optical trackers have widely been used with surgical robotic systems for redundant safety measures or for control [5, 6]. In this last approach, it is necessary to calibrate the robot tool center point with the tracker accurately. In [7], García calibrates a microscope with an active stereo-camera by segmenting the IR LEDs composing a tracked marker. Another calibration which has been widely studied is the calibration of ultrasound probes [8].

More recently, systems sometimes called Image Overlay Devices (IOD) [9], which some researchers relate to augmented reality, are used to project anatomical processed images on the surface of the real anatomies, given additional information for the surgeon (undemeath risk structures, measurements, etc.). For this purpose, a calibration of a laser pico-projector was calibrated to a stereo-camera.

In this work we introduce a calibration procedure for calibrating an optical tracker (stereo-camera) with a webcam for photogrammetric purposes and augmented reality applications. The purpose is to use this procedure as general method in the calibration of tracked tools that have a camera (videometric system) attached to its tip, such as laparoscopes, endoscopes, etc. In addition, this method can be easily adapted to calibrate a projector for an IOD device.

II. MATERIALS AND METHODS

The optical stereo-tracker used in this work was the InfiniTrack system of Atracsys shown in Figure 9. It has an accuracy error of less than 0.3 mm (rms) and gives back the position and rotation of markers at 30Hz. The stereo-tracker emits infrared light that is reflected back by spherical fiducials attached to rigid frames, which are commonly called *markers*. In this way the stereo-tracker can obtain the actual pose of the marker, which contains the position and orientation. The used videometric system consists of a webcam (Logitech c920,

1920x1080 pixels) of general use. A marker was rigidly attached to the webcam in order to track its pose.

For the proposed methodology (Figure 2) we employed a calibration grid which has a chess board pattern on a rigid plane, Figure 1. The dimensions of the squares are of 26.5 mm per side.

A pointer tool was employed to measure the calibration's grid corners positions in reference to the stereo-tracker. Likewise, the pointer has a marker rigidly attached to it, and calibration of the tool center point has to be done in advance.

Figure 1 shows the different reference frames and its transformations in between. Both, the stereo-tracker and the webcam are closely enough to get accurate measurements of the position of the calibration grid corners. The transformation in red shows the desired transformation that is necessary to obtain in order to calibrate both systems, which goes from the webcam focus (*Cam*) to the marker (*RefCam*) attached to it. Once this transformation is obtained, the stereo-tracker can track the webcam by doing next calculation:

$${}^{STR}T_{Cam} = {}^{STR}T_{RefCam} \cdot {}^{RefCam}T_{Cam} \quad (1)$$

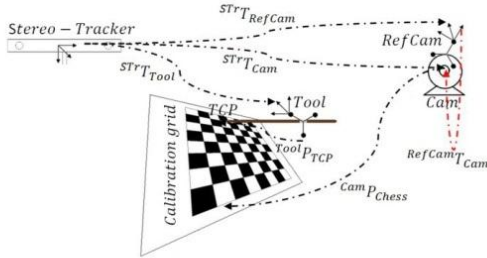


Figure 1. Different coordinate frames involved in the calibration.

As can be seen in Figure 1, ${}^{STR}T_{Tool}$ is the transform from the stereo-tracker to the marker attached to the pointer tool. ${}^{STR}T_{RefCam}$ is the transform from the stereo-tracker to the marker attached to the camera. ${}^{Cam}P_{Chess}$ are the distances from the webcam to the corners of the calibration grid. ${}^{Tool}P_{TCP}$ is the distance from the marker attached to the pointer tool to the tip of it (tool center point).

In Figure 2, the flow procedure for the calibration of the systems is explained. First of all, it is necessary that both systems give accurate data. Therefore it is necessary to calibrate both systems in advance. Then, the positions of the calibration grid have to be detected for both systems, and are inserted in two different $\mathbb{R}^{3 \times n}$ data sets. Afterwards, the pair point method is executed and a temporal transformation matrix from the stereo-tracker to the webcam is obtained. Using this transform, it is possible to calculate the calibration transform using the formula in the procedure. This one is a rigid

transform and will not change as long as the marker is not moved.

In next sections the single steps of the calibration are explained in more detail.

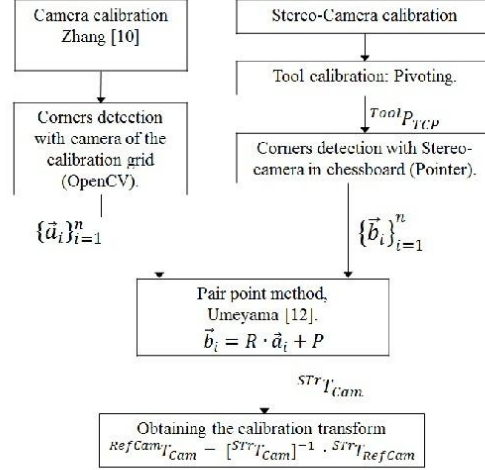


Figure 2. Procedure for the calibration of the stereo-tracker with the webcam.

A. Webcam calibration

In general, every camera has certain manufacturing imperfections which produce distortions in the captured images of the real world. Such distortions are mainly due to lens fabrication errors and the inaccurate positioning of the imaging chip within the camera. The radial and tangential lens distortions are the most common error sources, because they deviate the light rays that reach the imaging chip. To mitigate those errors, there are some techniques that can be used to correct the images. In this research we use the Zhang's method [10] which is one of the most used in literature and is implemented in OpenCV. The obtained the intrinsic parameters in matrix form are:

$$M = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Where f_x and f_y are the x and y coordinates of the camera focus, c_x and c_y represent a possible displacement of the coordinate center of the camera sensor.

With the intrinsic parameter matrix it is possible to assign or to map physical space points to the camera plane without important distortions. In this case, we used a high contrast grid (chessboard) with known dimensions, Figure 3.

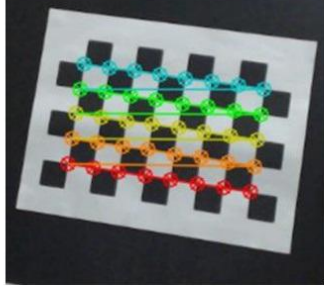


Figure 3. Corner detection with OpenCV.

B. Automatic corner detection of the calibration grid

With the camera, a series of measurements of the calibration grid were made, varying the rotation and translation in each iteration with respect to the camera while the coordinates of the inner corners of the calibration grid are extracted by using of the following equation:

$$q = sMWQ \quad (3)$$

$$\text{where } q = \begin{bmatrix} x \\ y \\ w \end{bmatrix}, M = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, Q = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}$$

$$\text{and } W = [R \quad \mathbf{t}]$$

Where Q is a point on the physical world that is projected in the plane of the camera q , M is the matrix of intrinsic parameters of the camera, W is the rotation matrix R and the translation vector \mathbf{t} of principal point of the calibration grid. s represents a scaling factor of the picture which in this case it is 1. This makes it possible to extract the points of the calibration grid respect to coordinate axis of the camera and organize them in a matrix of i by 3, where each row of the matrix represents a vector of coordinates in R^3 which can be represented by the following expression:

$$\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n \quad (4)$$

C. Tool calibration

The optical stereo-tracker already has a calibration of factory so it can directly obtain the transformed since stereo-tracker to marker that has been placed on the tool defined by:

$${}^{STR}T_{Tool} \quad (5)$$

Once the coordinates of corners of the calibration grid are obtained respect to the camera, it is possible to obtain the coordinates of these corners but now in respect to the stereo-tracker. This requires knowing the distance from the tool's marker to its tip. The calculation of this distance is possible using the method of pivoting [3, 11] where the tip of the tool is

supported on an orifice called divot located on a hard and flat surface, after the tool is rotated from the other end with smooth movements as shown in Figure 4, while the stereo-tracker captures the different positions of the tool's marker, attempting to capture a minimum of 1000 readings is possible obtain the coordinates of the tool tip con respect to stereo-tracker using the following equation:

$$\begin{bmatrix} {}^{STR}R(1)_{Tool} & | & \vdots \\ \vdots & | & -I \\ {}^{STR}R(n)_{Tool} & | & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^{Tool}P_{TCP} \\ - \\ {}^{STR}P_{TCP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{STR}P(1)_{Tool} \\ \vdots \\ {}^{STR}P(n)_{Tool} \end{bmatrix} \quad (6)$$

Where n is the number of catches of the stereo-tracker, ${}^{STR}R(1)_{Tool}$ and ${}^{STR}P(1)_{Tool}$ are the rotation matrix and translation vector respectively of the tool of only one transform captured by the stereo-tracker, ${}^{STR}P_{TCP}$ is the translation from the stereo-tracker to the tip of the tool, ${}^{Tool}P_{TCP}$ is the translation from the tool's marker to its tip and $-I$ is the identity matrix.

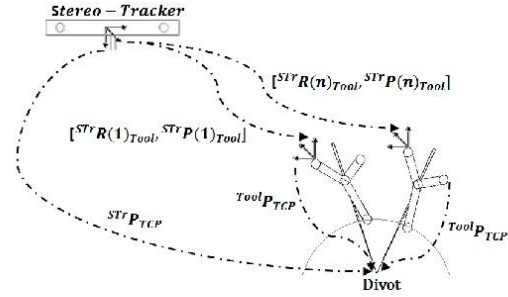


Figure 4. Tool calibration using pivoting.

Then, it is possible to obtain the translation of the tool tip relative to the marker by using the following expression:

$$\begin{bmatrix} {}^{Tool}P_{TCP} \\ {}^{STR}P_{TCP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{STR}R^t_{Tool} & {}^{STR}R_{Tool} \end{bmatrix}^{-1} \cdot {}^{STR}R^t_{Tool} \cdot {}^{STR}P_{Tool} \quad (7)$$

Where ${}^{STR}R^t_{Tool}$ is the transpose matrix of ${}^{STR}R_{Tool}$ that is all rotation matrices captured by stereo-tracker. The calculation of measurement error of translation from the marker to the tool's tip can be calculated using the equation (8).

$$e = \sqrt{\frac{1}{2} \left[{}^{STR}R_{Tool} \begin{bmatrix} {}^{Tool}P_{TCP} \\ {}^{STR}P_{TCP} \end{bmatrix} - {}^{STR}P_{Tool} \right]^2} \quad (8)$$

With a proper calibration of the tool, we proceed to obtain the corners of the calibration grid respect to the axis of coordinates of the stereo-camera. This process is performed by placing the tool's tip in each of the calibration grid corners to obtain points which are place in Eq. 9.

$$\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n \quad (9)$$

D. Pair point method

So far we obtained $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$ and $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$ which are two matrices points in \mathbb{R}^3 that form two planes, i begins from 1 to n which is the number of captured points, in this case $n=40$. With both sets of points of the calibration grid and using the Umeyama method [12] as it shows in Eq. 10.

$$\vec{b}_i = R \cdot \vec{a}_i + P \quad (10)$$

Using the Eq. 10, where R is the rotation matrix from the data set $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$ to data set $\{\vec{b}_i\}_{i=1}^n$ and P the translation vector between both, is possible to get the transform from the stereo-tracker to the camera focus and by the following expression the transform from the marker placed on the camera to its focus can be calculated:

$${}^{RefCam}T_{Cam} = [{}^{STr}T_{RefCam}]^{-1} \cdot {}^{STr}T_{Cam} \quad (11)$$

Where $[{}^{STr}T_{RefCam}]^{-1}$ is the inverse matrix of the transform of the stereo-tracker to the marker placed on the camera, ${}^{STr}T_{Cam}$ is the transform from the stereo-tracker to the camera focus and ${}^{RefCam}P_{Cam}$ is the transform from the marker placed on the camera toward the focus, which is the calibration transform.

III. RESULTS

Following the described calibration procedure we obtained the calibration of the webcam using OpenCV and obtaining the next intrinsic parameters:

$$M = \begin{bmatrix} 594.396790 & 0 & 323.196594 \\ 0 & 588.855225 & 249.344421 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

We also obtained a matrix with the distortion coefficients (DC), were the first three values correspond to the radial distortion and the next two correspond to the tangential distortion as follows:

$$DC = [0.0858 \quad -0.4451 \quad 0.0073 \quad -0.0021 \quad 1.0244]$$

Using the intrinsic parameters and the distortion coefficients of the webcam it was possible to capture the coordinates of the calibration grid corners with help of the OpenCV functions. In Figure 5, the webcam calibration setup is shown and in Figure 6 the data points obtained automatically with the camera are depicted.

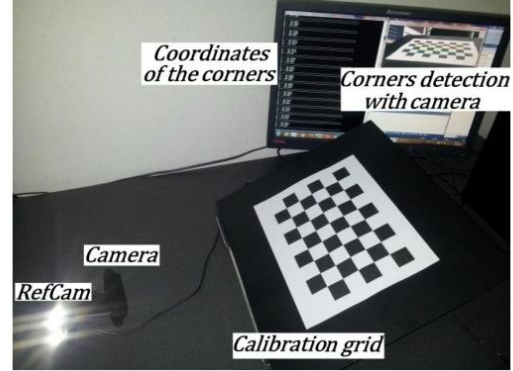


Figure 5. Setup for the corner detection with the webcam.

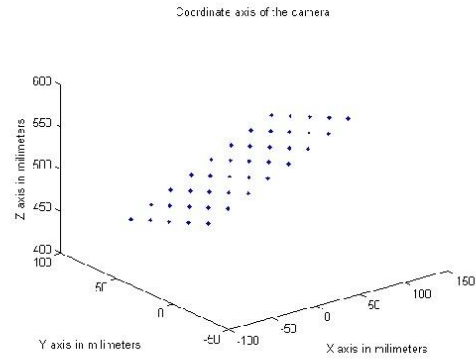


Figure 6. Corner points obtained by the webcam.

With the obtained points, data set $\{\vec{a}_i\}_{i=1}^n$ was built.

Subsequently, we calibrated the pointer tool in respect to the stereo-tracker using pivoting, Figure 7. For pivoting, we employed a divot (small hole with a v form) which was attached to a rigid surface. The stereo-tracker has own manufacturer libraries in C++, which gives us fast measurements.

Pivoting the tool was made for approximately one minute using soft movements and during that time, the data of the maker transformations ($Tool$) were recorded as shown in figure 8. We obtained about 1500 readings and filtered the outliers manually.

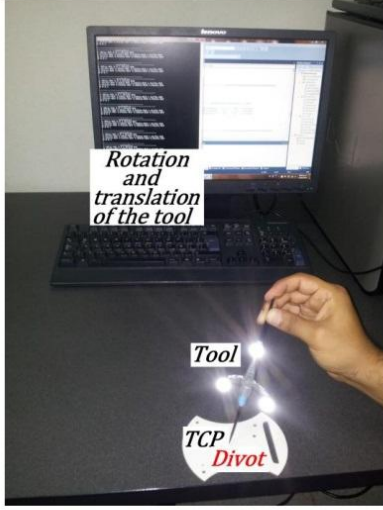


Figure 7. Setup for the tool calibration using pivoting.

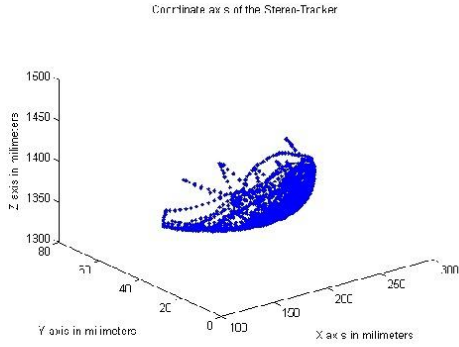


Figure 8. Points collected during pivoting. Outliers were manually eliminated.

As a result we obtained the translation vector that goes from the attached marker to the tool tip. This vector is given in millimeters:

$${}^{Tool}P_{TCP} = \begin{bmatrix} -0.4070 \\ -97.9843 \\ -15.2544 \end{bmatrix}$$

The calibration process produced an error of $\pm 0.0373 \text{ mm}$ with a standard deviation of $\pm 0.1280 \text{ mm}$.

TABLE I

Tool Calibration Error	
ϵ_{rms}	Standard deviation
0.0373 mm	$\pm 0.1280 \text{ mm}$

With this calibration, we were able to measure the positions of the calibration grid corners with submillimetric accuracy. To avoid noise, each time that the tip of the pointer tool was placed on one corner, a mean average of ten measurements was recorded, Figure 9.

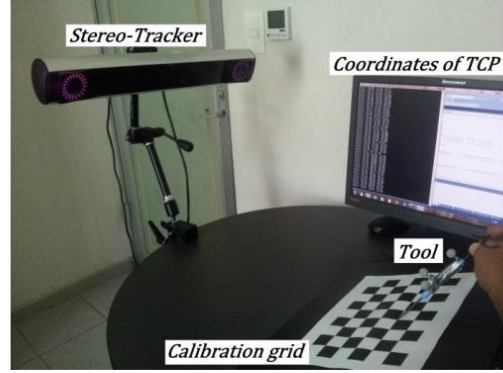


Figure 9. Corner extraction with the stereo-tracker.

Once the calibration grid corners were recorded (Figure 10), we built the data set $\{b_i\}_{i=1}^n$ that was introduced to the pair-point method.

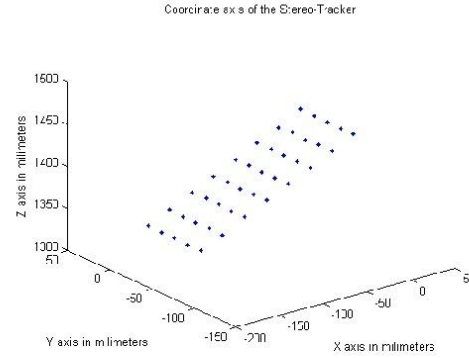


Figure 10. Corner points obtained by the stereo-tracker.

Afterwards, the transformation of the camera focus (Cam) and the stereo-tracker focus (STr) were calculated using the pair-point method of Umeyama in MATLAB:

$${}^{STr}T_{Cam} = \begin{bmatrix} 0.9846 & -0.1370 & -0.1090 & 125.5549 \\ 0.1044 & 0.9593 & -0.2625 & 60.2180 \\ 0.1405 & 0.2471 & 0.9587 & 921.1360 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

With the former homogeneous transform it was possible to calculate the calibration transform ${}^{RefCam}T_{Cam}$ which goes from the marker attached to the webcam to the focus of it:

$${}^{RefCam}T_{Cam} = \begin{bmatrix} 0.9996 & 0.0142 & -0.0244 & -14.2894 \\ 0.0100 & -0.9865 & -0.1634 & 23.5444 \\ -0.0264 & 0.1631 & -0.9863 & -113.6332 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

To validate the obtained results some points were captured of the calibration grid respect to the stereo-tracker (Eq. 12) and were compared to the same points captured through the camera (13).

$${}^{STR}P_{GridPoints} = {}^{STR}T_{Tool} \cdot {}^{Tool}P_{GridPoints} \quad (12)$$

$${}^{STR}P_{GridPoints} = {}^{STR}T_{RefCam} \cdot {}^{RefCam}T_{Cam} \cdot {}^{Cam}P_{GridPoints} \quad (13)$$

In the experiment, five points randomly selected were acquired when the webcam was positioned in four different poses towards the calibration grid, given a total data set of twenty points. The distance between correspondent points were measured and the results are depicted in Table II.

TABLE II

Validation of the calibration		
e_{rms}	Standard deviation	e_{max}
2.2847 mm	± 1.0850 mm	3.9031 mm

CONCLUSIONS

In this paper, a webcam was calibrated in respect to a stereo-tracker. For this purpose, we employed the pair-point method of Umeyama which is easy to implement, and only a calibration grid is necessary. To have valid measurements of both systems we calibrate them in advanced. To calibrate the tool pointer in respect to the stereo-tracker, we used pivoting.

The results of the procedure are in concordance to the expected values. The errors of Table II are mainly due to the addition of setup error, namely: tool calibration error, webcam and stereo-tracker calibration error, webcam and stereo-tracker inner accuracy, hand error (by measuring the corners), etc. We believe that we can improve the calibration error by repeating the calibration a couple more times and by taking the calibration matrix as the mean of the measurements.

In future works, we would like to use the implemented method for laparoscopic surgery instruments and for calibrating a laser projector for image overlay device.

ACKNOWLEDGMENT

We especially thank to the National Council of Technology and Research of Mexico (CONACYT) by making it possible to carry out this research and the program FOPER 2015 of the Autonomous University of Querétaro (UAQ) which help us to finance equipment for the realization of this project.

REFERENCES

- [1] U. Mezger, C. Jendrewski and M. Bartels, "Navigation in surgery," *Langenbeck's Archives of Surgery*, vol. 398, pp. 501-514, 04/01, 2013.
- [2] T. Cheng, T. Liu, G. Zhang, X. Peng and X. Zhang, "Does Minimally Invasive Surgery Improve Short-term Recovery in Total Knee Arthroplasty?" *Clin. Orthop.*, vol. 468, pp. 1635-1648, 02/18, 2010.
- [3] W. Birkfellner, F. Watzinger, F. Wanschitz, R. Ewers and H. Bergmann, "Calibration of tracking systems in a surgical environment," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 17, pp. 737-742, 1998.
- [4] S. Weber, M. Klein, A. Hein, T. Krueger, T. C. Lueth and J. Bier, "The navigated image viewer â€" evaluation in maxillofacial surgery," in , R. Ellis and T. Peters, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2003, pp. 762-769.
- [5] S. Baron, H. Eilers, B. Munske, J. L. Toennies, R. Balachandran, R. F. Labadie, T. Ortmaier and R. J. Webster, "Percutaneous inner-ear access via an image-guided industrial robot system," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine*, vol. 224, pp. 633-649, 2010.
- [6] S. Tovar-Arriaga, R. Tita, J. C. Pedraza-Ortega, E. Gorrostieta and W. A. Kalender, "Development of a robotic FD-CT-guided navigation system for needle placement?preliminary accuracy tests," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 7, pp. 225-236, 2011.
- [7] J. García, R. Thoranaghatte, G. Marti, G. Zheng, M. Caversaccio and M. A. González Ballester, "Calibration of a surgical microscope with automated zoom lenses using an active optical tracker," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 4, pp. 87-93, 2008.
- [8] T. Lange, S. Kraft, S. Eulenstein, H. Lamecker and P. Schlag, "Automatic calibration of 3D ultrasound probes," in , H. Handels, J. Ehrhardt, T. M. Deserno, H. Meinzer and T. Tolxdorff, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 169-173.
- [9] K. A. Gavaghan, M. Peterhans, T. Oliveira-Santos and S. Weber, "A Portable Image Overlay Projection Device for Computer-Aided Open Liver Surgery," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 58, pp. 1855-1864, 2011.
- [10] Z. Zhang, "Camera calibration with one-dimensional objects," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 26, pp. 892-899, 2004.
- [11] A. Khamene and F. Sauer, "A novel phantom-less spatial and temporal ultrasound calibration method," in , J. Duncan and G. Gerig, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2005, pp. 65.
- [12] S. Umeyama, "Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 13, pp. 376-380, 1991.