



## EVALUACIÓN METROLOGICA DE LA ESTRUCTURA OPTITRACK-MOTIVE PARA EL RASTREO DE OBJETOS EN EL ESPACIO QUIRÚRGICO APLICADO EN PERFORACIÓN DE TUNELES TIBIAL Y FEMORAL EN RECONSTRUCCIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DE RODILLA

**Jaime Enrique Meneses F<sup>1.</sup>, Luis Eduardo Bautista R<sup>2.</sup>, Carlos Mantilla<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>Grupo de óptica y tratamiento de señales, Escuela de Física, Universidad Industrial de Santander

<sup>2</sup>Grupo Interfaz, Escuela de Diseño Industrial, Universidad Industrial de Santander

<sup>3</sup>Escuela de Economía, Universidad Industrial de Santander

### Resumen

Un alto porcentaje de cirugías de Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior son fallidas debido al mal posicionamiento de los túneles tibial y femoral. Para esto se diseñó un sistema, basado en la estructura Optitrack-Motive, que, usando Realidad Aumentada, apoya el proceso de perforación de los túneles realizando el seguimiento de marcadores pasivos por visión estéreo para ubicar el instrumental en el campo quirúrgico. Sin embargo, en la literatura no existe información acerca de la precisión en el posicionamiento del sistema Optitrack-Motive. Debido a esto se hizo necesario realizar este estudio para verificar la precisión requerida para esta aplicación quirúrgica. Se posicionó una barra de calibración lineal en el volumen de trabajo y se midieron distancias a diferentes planos de observación con dos sistemas de exploración 3D: Motive-Tracker y un software construido en C++. El análisis de error sugiere que las fuentes aleatorias introducen una desviación estándar que no supera 39 micras para ambos casos, siendo más pequeña en la zona central para el software C++. El análisis del sesgo depende de las posiciones de las esferas en cada cámara. Para el software C++ la zona central es más corregida de la influencia de distorsiones geométricas, introduciéndose menos error en el cálculo de distancias: 22 micras para medir 87.5 mm. Para el software Motive-Tracker el error determinístico es más pequeño y homogéneo en todo el espacio de calibración: Medir una distancia de 250 mm se introduce un error absoluto máximo de 0.343 mm, siendo mínimo de 0.059 mm para Z=90 cm.

**Palabras clave:** Ligamento cruzado anterior, Optitrack, Posicionamiento 3D, realidad aumentada,



## ABSTRACT

A high percentage of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction surgeries are failed due to poor positioning of the tibial and femoral tunnels. For this, a system was designed, based on the Optitrack-Motive structure, which, using Augmented Reality, supports the tunnel perforation process by tracking passive markers by stereo vision to locate the instruments in the surgical field. However, in the literature there is no information about the positioning accuracy of the Optitrack-Motive system. Because of this it became necessary to perform this study to verify the precision required for this surgical application. A linear calibration bar was positioned in the workload and distances were measured to different observation planes with two 3D scanning software: Motive-Tracker and software built in C ++. The error analysis suggests that random sources introduce a standard deviation that does not exceed 39 microns for both cases, being smaller in the central zone for C ++ software. The analysis of bias depends on the positions of the spheres in each camera. For C ++ software, the central zone is more corrected for the influence of geometric distortions, with less error in the calculation of distances: 22 microns to measure 87.5 mm. For the Motive-Tracker software the deterministic error is smaller and homogeneous throughout the calibration space: Measuring a distance of 250 mm is introduced a maximum absolute error of 0.343 mm, being minimum of 0.059 mm for Z = 90 cm.

**Keywords:** Anterior Cruciate Ligament, Optitrack, Augmented Reality, 3D object tracking.

\*Para citar este artículo: Meneses F JE., Bautista R LE., Mantilla C-Evaluación metrologica de la estructura optitrack-motive para el rastreo de objetos en el espacio quirúrgico aplicado en perforación de tuneles tibial y femoral en reconstrucción de ligamento cruzado anterior de rodilla.Revista Bistua. 2017.15(1):102-123

+ Autor para el envío de correspondencia y la solicitud de las separatas: Jaime Enrique Meneses  
Grupo de óptica y tratamiento de señales, Escuela de Física, Universidad Industrial de Santander  
email:jaimen@uis.edu.co

## INTRODUCCIÓN

Las lesiones de ligamento cruzado anterior (LCA) de la articulación de la rodilla son altamente frecuentes en servicios de urgencias como consecuencias de accidentes laborales o deportivos. Dichas lesiones de LCA tienen una alta prevalencia, alrededor de 4 casos por cada 1.000 habitantes por año en la población general (MALL et al, 2014). Solo en los Estados Unidos de América hasta el año 2000, el 40% de las lesiones de rodilla están relacionadas con lesión de ligamentos (MALL et al, 2014). En la clasificación de lesiones de ligamentos, la lesión más frecuente es la rotura del LCA con un 46% de casos (OCHI et al 2016, WYLIE et al 2016). En un estudio de la Asociación Española de Artroscopia se determinó que 1 de cada 5 artroscopias realizadas en España tendría como objetivo la reconstrucción del LCA (PRIETO, 2014). En Colombia dicha cifra se mantiene y la reconstrucción del LCA se posiciona como el tercer procedimiento más frecuente en las intervenciones artroscópicas de rodilla (JARAMILLO et al, 2013).

La reconstrucción del LCA tiene como objetivo la recuperación de las funciones del LCA para proteger los meniscos y el cartílago de la rodilla y de esta manera devolver la estabilidad a la articulación. Dicha reconstrucción se realiza mediante un procedimiento de artroscopia en la que el cirujano realiza la reconstrucción del ligamento perforando túneles en los huesos de la rodilla (fémur y tibia) por los cuales se pasa un injerto (tendón), que se fija en tensión para suplir al ligamento roto (ALVAREZ et al, 2015). A pesar que existen diversas técnicas para esta reconstrucción, alrededor de 10% a 15% de los procedimientos de reconstrucción del LCA se presentan como fallidos por diversas causas (SAMUELSSON, 2013), describiendo los errores técnicos como los más habituales, especialmente a la ubicación de los túneles (70% - 80% de los casos) (De PINA et al, 2011) y, principalmente, en la ubicación del túnel femoral anterior (CAVAIGNAC et al, 2016) encontrándose túneles perforados de corta longitud, ruptura a lo largo de la pared posterior de la muesca intercondilar femoral lateral, salida del pasador por el lateral del muslo poniendo en riesgo las estructuras neuro-vasculares del peroné, entre otros (CHALMERS et al, 2013). La posición inadecuada del túnel tibial, femoral o ambos puede derivar en cambios de la longitud y tensión del injerto (SAMUELSSON, 2013). De la misma manera, algunos autores consideran que la calidad del túnel femoral puede afectar la estabilidad del sistema de fijación (KATO et al, 2013) y pequeños errores en la colocación del túnel femoral pueden afectar la cinemática de la rodilla (CAVAIGNAC et al 2016, KATO et al 2013).

De otra parte, en la realización de la perforación los cirujanos utilizan guías con las que ubican el instrumental de perforación. Estas guías requieren una nueva incisión (portal) para fijar un extremo y ser sostenidas en la posición de referencia por una persona

mientras se hace la perforación. Esta condición disminuye la autonomía del cirujano y aumenta las posibilidades de errores dificultándose el proceso de perforación sobre el pasador de la guía a través del portal Antero-medial de la rodilla en la postura de hiperflexión (MALL et al 2014, JARAMILLO et al 2013). Adicionalmente, se encuentran casos en los que la guía pincha el ligamento cruzado posterior generándose nuevas lesiones al paciente (ALVAREZ et al 2015, SAMUELSSON 2013). Al momento de perforar el cirujano no visualiza la orientación de la perforación, las marcas de profundidad de la broca, la fijación del injerto, los límites de la pared posterior, ni la localización de los puntos de salida de los túneles, ocasionando fallas en la perforación de los túneles y, en ocasiones, dañando tejido blando del paciente, haciéndose más compleja su recuperación (OCHI et al 2016, WYLIE et al 2016).

Para mejorar esta situación, se han diseñado diversos dispositivos asistentes que incrementan la orientación espacial de los cirujanos durante las intervenciones ortopédicas y son conocidos como sistemas de Cirugía Ortopédica Asistida por Computador o Computer Assisted Orthopaedic Surgery, CAOS en inglés (JOST et al, 2014). Algunos de estos sistemas son: Orthopilot ACL (OCHI et al, 2016) de la empresa alemana B-Braun, siendo uno de los más usados en instituciones médicas alrededor del mundo (KLOS, 2014); el VectorVision ACL de BrainLab (ZHU et al, 2013) y Surgetics de la compañía Praxim Medvision (KOH et al, 2014). Estos sistemas han demostrado ser un apoyo importante para los cirujanos en labores de precisión como la perforación de túneles ((KOH et al 2014, PETERSON et al 2015), disminuyendo el porcentaje de cirugías de revisión a largo plazo (GORADIA, 2014), igualmente ayudan a mejorar la precisión de la orientación anatómica del túnel y la posición durante la cirugía reconstructiva del LCA (ZAFFAGNINI et al, 2016). De igual manera, se han posicionado ampliamente en el entrenamiento de cirujanos ortopédicos, permitiéndoles reducir su curva de aprendizaje (ANTHONY et al 2013, ZHU et al 2013). A pesar de esto, estudios evidencian, que el costo de implementación de estos sistemas es elevado, lo que ha evitado su propagación en la práctica quirúrgica (MARGIER et al, 2015), convirtiéndose de esta manera en una barrera para la apropiación de ese tipo de tecnologías. Sin embargo, el costo de la adquisición y transferencia de la tecnología es el primer aspecto a tener en cuenta para la aplicación y desarrollo de esta tecnología. Otros autores han realizado valoraciones económicas del beneficio de estas herramientas (ANTHONY et al, 2013) concluyendo que los costos de inserción se ven amortiguados después de 10 años, sin embargo, en nuestro país la transferencia esta dicha tecnología ha sido lenta.

En el proyecto “Sistema de orientación usando Realidad Aumentada para la perforación de túneles Tibial y Femoral en la Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior”,

financiado por Colciencias, se propone un sistema de asistencia quirúrgica aplicando Realidad Aumentada para apoyar el posicionamiento, orientación y desplazamiento del instrumental de perforación durante la elaboración de los túneles tibial y femoral. Este sistema es basado en el rastreo de objetos en el espacio quirúrgico mediante un sistema de marcadores pasivos y cámaras de espectro infrarrojo. El principal objetivo es aumentar la precisión en la ubicación de los puntos de inserción y salida de los túneles, disminuyendo de esta manera una mala-posición.

En el mercado existen diferentes tipos de equipos de seguimiento óptico de marcadores pasivos, con precisiones documentadas; la compañía PS-tech ofrece el Optical tracker PST Iris cuyo RMSE (error cuadrático medio) es de 1 mm (GÓRSKI et al, 2015); NDI comercializa el sistema Polaris Spectra con un RMS de 0,35 mm aproximadamente (WILES et al, 2004), siendo uno de los más usados actualmente en investigación médica. Sin embargo, tal como se mencionó anteriormente el precio es una limitante en la implementación de estos sistemas. Teniendo en cuenta lo anterior, se plantea el uso de equipos de bajo costo para el seguimiento de los objetos en el espacio quirúrgico. Para tal fin, se seleccionó el equipo Optitrack® Prime13. Estudios recomiendan estos equipos por la excelente relación costo/precisión (HANSEN et al, 2014). Adicionalmente, han sido usados ampliamente en captura de movimiento (POINT, 2017), aplicaciones médicas (PUNITHAKUMAR et al, 2014), cirugía mínimamente invasiva (LIN et al, 2013), debido a su bajo costo. Los equipos Optitrack® han sido utilizados para evaluar comparativamente otros sistemas basados en Kinect (GARC et al, 2015). También se han realizado estudios para comparar su precisión con otros sistemas de análisis de movimiento más robustos (THEWLIS et al, 2013), mostrando niveles de precisión comparables con sistemas de alto desempeño.

LIN et al (2013) menciona un RMS de 0,01 mm para un sistema Optitrack® Flex3, sin embargo, no se especifica la configuración del sistema. Es necesario mencionar que los estudios revisados tienen configuraciones de un número superior a 4 cámaras para el rastreo de objetos, tal como lo muestra SIEGGEL (2006), el RMS de un sistema Optitrack n-ocular es mayor y más homogéneo en comparación con una configuración estéreo. A pesar que se han realizado evaluaciones usando estos equipos, la literatura no evidencia estudios que evalúen la precisión en el espacio de trabajo requerido con un sistema estéreo y cuya validación se haga por comparación con medios físicos.

Para validar el uso de este tipo de equipos en un sistema de asistencia se requiere la evaluación de la precisión cumpliendo con requerimientos de grado médico mostrados por WILES et al (2004) y Phillips (2007). Para tal fin se realizó la evaluación metrológica para poder comparar la precisión del sistema propuesto con la precisión documentada

de los sistemas comerciales existentes. En las secciones siguientes se muestran los equipos empleados, la definición del espacio quirúrgico y la metodología empleada para evaluar la precisión del sistema propuesto.

## **1. ESPACIO QUIRÚRGICO Y EQUIPO EMPLEADO**

### **1.1. Condiciones de trabajo quirúrgico**

El espacio de trabajo en un quirófano está determinado por el proyecto arquitectónico de cada institución prestadora del servicio, tal como lo reglamenta el Ministerio de Salud (RINCON, 2000). Sin embargo, existen unos manuales de facto que orientan la distribución de equipos, como en se indica en M.S. PÚBLICA, (2015).

Teniendo en cuenta las condiciones ambientales que podrían influir en la captura de imágenes, se establece el control de la iluminación y la temperatura del espacio de trabajo. La iluminación por recomendación de SANDOVAL, (1985), se establece entre 800 y 1000 Lx para el quirófano y entre 20000 y 40000 Lx para el campo quirúrgico. En este experimento se usó una iluminación de 30000 Lx. La temperatura ambiental se mantuvo a 18°C para evitar calentamientos excesivos en las cámaras que puedan originar ruido fuerte en la captura de datos. En el proyecto de investigación se ha planteado el uso de un sistema innovador para la fijación de la rodilla en el proceso reconstrucción del LCA. Esto implica que, para la posición definida por el sistema fijador de la rodilla, se facilita el movimiento del taladro perforador junto con la mejor visualización en realidad aumentada de la trayectoria de la punta de la broca. En el volumen de trabajo quirúrgico, el sistema de visión debe reconocer los instrumentos que se usarán durante la intervención, tal como lo menciona (WILES et al, 2004), donde se recomienda un volumen de trabajo piramidal para intervenciones ortopédicas ya que requieren un mayor volumen de trabajo en comparación con otros tipos de intervenciones como las neuro-quirúrgicas. En estas condiciones, se ha definido un volumen de trabajo quirúrgico de 55 cm x 50 cm x 55 cm centrada alrededor de la rodilla a intervenir. Dentro de esta región se ubicarán los marcadores que permitirán el registro de información 3D de la rodilla y la determinación de la orientación y posición de la punta de la broca, principalmente.



Figura 1. Equipos empleados: a) cámara NaturalPoint®, serie Optitrack Prime 13, b) Reflector esférico infrarrojo de 9.5 mm de diámetro c) Barra de calibración CWM 25° Wand.

## 1.2. Cobertura del sistema de visión

Se seleccionaron 2 cámaras de la compañía NaturalPoint®, serie Optitrack Prime 13, cuyos datos técnicos se muestran en la tabla I. De esta manera, a una distancia de 90 cm de las cámaras, el campo de visión transversal ocupa una región 133.4 cm x 93.2 cm. Debido a la profundidad de campo de las lentes de las cámaras se obtiene una pirámide truncada como cobertura del sistema de visión estéreo es de 120 cm de longitud axial. Las cámaras en configuración estéreo cruzadas se ubicaron a una altura tal que la región de intervención quirúrgica alrededor de la rodilla quedara centrada en la cobertura del sistema de visión.

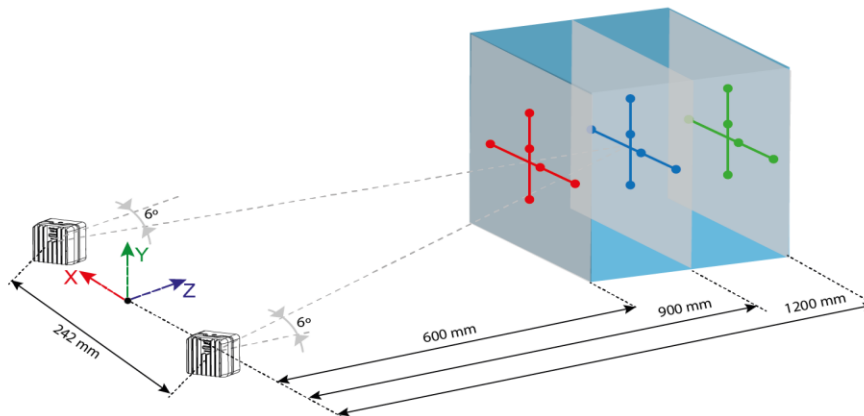


Figura 2. Esquema experimental y volumen de trabajo quirúrgico.

La figura 1 muestra los equipos empleados; como objeto de captura se usaron marcadores esféricos reflectores en infrarrojo de diámetro 9.5 mm. Adicionalmente se empleó la barra de calibración CWM 25° WAND para calibrar el sistema de visión estéreo y como referencia metrológica de distancia para el cálculo de error.

Tabla 1. Datos técnicos de las cámaras infrarrojas.

Focal	5.5 mm
Distorsión de la Óptica	2.2%
FOV Horizontal	56°
FOV Vertical	46°
Resolución	1280 x 1024 pixeles
Tamaño pixel	4.8 x 4.8 micras
Tasa de captura	240 fps
Tiempo de latencia	4.2 ms

## 2. METODOLOGÍA

### 2.1. Montaje y Calibración

A partir de la posición definida por el soporte fijador de la rodilla, ubicado sobre la mesa quirúrgica, se ubicaron las cámaras de tal manera que la intercepción de los ejes ópticos se ubicara en el centro del volumen de trabajo quirúrgico. La separación entre las cámaras fue de 242,07 mm y se rotaron al interior 6° grados, ver Figura 2. Esto implica que la distancia entre la intercepción de los ejes ópticos y las cámaras correspondió a la distancia de focalización de 115 cm.

Una vez configurado el sistema de visión estéreo acorde con el volumen de trabajo quirúrgico requeridos para el procedimiento de reconstrucción del LCA, se procedió a calibrar el sistema en configuración estéreo. Teniendo en cuenta que se desea obtener un sistema completo independiente de exploración 3D como soporte al procedimiento quirúrgico de reconstrucción 3D del LCA, se emplearon dos softwares de exploración de datos 3D: el software MotiveTracker® que suministra la empresa que proporcionó el hardware y un software construido en C++ para adquirir imágenes, calibrar el sistema estéreo y reportar coordenadas 3D de los marcadores. De esta manera, el error que introduce el sistema de exploración de la posición 3D de los marcadores en el volumen de trabajo fue calculado empleando los dos softwares diferentes: MotiveTracker que es cerrado y no hay acceso a los valores intermedios, solo reporta coordenadas 3D y el software en C++ desarrollado usando librerías de openCV y Phyton para binarizar las imágenes, calcular centroides en ambas imágenes y usar parámetros intrínsecos y



extrínsecos para determinar coordenadas 3D, corrigiendo previamente distorsiones geométricas introducidas por las lentes.

El software MotiveTracker posee funciones para calibrar el sistema estéreo usando la barra calibradora proporcionada por la compañía Naturalpoint® CWM 250 Wand. Esta herramienta posee tres reflectores esféricos infrarrojos ubicados en línea recta cuyas separaciones son reportadas por el constructor con una precisión de  $\pm 0.008$  mm, Figura 1c.

Tabla 2. Parámetros intrínsecos de las cámaras y extrínsecos del sistema de visión estéreo calculados con el software C++.

Cámara Izquierda				
Fc	1215.60	1213.15		
Cc	641.89	521.01		
Kc	-0.116213	0.136683	0.001000	-0.000889
Cámara Derecha				
Fc	1213.38	1212.05		
Cc	651.24	518.38		
Kc	-0.113952	0.133977	0.000282	0.002308
Parámetros extrínsecos				
Om	-0.006412	0.205974	-0.013416	
T	-294.497863	2.211429	45.944360	

El reporte de calibración del software MotiveTracker mostró un error global de 0,036 mm que corresponde a un promedio de error en pixeles de 0,021, para 8100 datos adquiridos. Los datos se obtuvieron al desplazar en continuo la barra de calibración dentro del campo total de observación del sistema estéreo. El proceso de calibración empleando el software MotiveTracker utiliza una platina XY de calibración para definir el sistema coordenado de posicionamiento 3D en la posición deseada por el usuario dentro del volumen de calibración. El software en C++ fue calibrado para la configuración estéreo usando el algoritmo de Zhang (ZHANG, 1999) y empleando un tablero de ajedrez de 50 mm por cuadro. Se obtuvo en error promedio máximo de re-proyección en pixeles de 0.45 para el cálculo de los parámetros intrínsecos y extrínsecos de las cámaras. La tabla 2 muestra los parámetros intrínsecos de las cámaras y la matriz de rotación y el vector de traslación que define los parámetros extrínsecos entre cámaras. El sistema coordenado de posicionamiento 3D corresponde al sistema coordenado de la cámara izquierda.

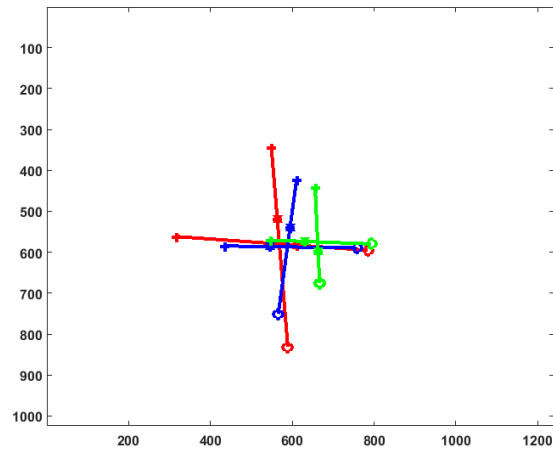


Figura 3. Ubicación de los centroides de las esferas de la barra de calibración para  $Z=60$  cm (Rojo),  $Z=90$  cm (Azul) y  $Z=120$  cm (Verde)

## 2.2. Captura de datos

**Volumen de trabajo:** No se pretendía hacer un análisis exhaustivo de la exactitud, precisión y repetitividad del sistema de posicionamiento 3D. El objetivo primordial consistió en establecer una aproximación del error que comete el sistema en calcular coordenadas 3D dentro del volumen de trabajo quirúrgico. Como se mencionó anteriormente los dos sistemas coordenados empleados para obtener coordenadas 3D son diferentes, y con el fin de realizar un análisis de error no se pudo definir un valor de referencia de coordenadas 3D medido con otro dispositivo de mayor precisión. De esta manera, como análisis de error se optó por medir distancias lineales calculadas a partir de las coordenadas 3D obtenidas de los dos sistemas. Por otro lado, el procedimiento definido en el sistema de asistencia quirúrgica aplicando Realidad Aumentada para apoyar la reconstrucción del LCA requiere no solamente la posición en el espacio de estructuras óseas y elementos quirúrgicos, sino también su orientación. Se impone la condición de usar marcadores estratégicamente ubicados sobre superficies planas que al desplazarse rígidamente permiten determinar no solo el desplazamiento del centro geométrico si no también la orientación de la superficie plana en el espacio. Estos parámetros son obtenidos usando las distancias entre marcadores. Es decir, el error que más influye en el sistema definido para la reconstrucción del LCA es el error en el cálculo de distancias entre marcadores, esto valida el análisis de error en el cálculo de distancias.

Según lo anterior, el objetivo primordial de la investigación consistió en analizar el error que comete el sistema de visión estéreo en medir distancias empleando como software de exploración de datos 3D el software construido en C++, usando librerías de OpenCv y Phyton, y tomando como referencia el software Motive Tracker, de la compañía que

provee el hardware. Con el fin de reducir el número de variables externas, se adquirieron datos usando las mismas condiciones ambientales y de iluminación, y se tomaron los datos después de mínimo dos horas de encendidas las cámaras. Se definieron como variables importantes posiciones en el plano transversal al eje óptico (Ejes X, Y) y posiciones en dirección al eje óptico (Eje Z). Se empleó la barra de calibración que a 90 cm de las cámaras y en orientación paralela al eje X cubre aproximadamente la mitad del campo transversal del volumen de trabajo quirúrgico. Como se observa en la figura 2, se emplearon tres planos en dirección del eje Z: 60 cm, 90 cm y 120 cm de las cámaras. Para cada posición la barra se orientó paralela a los ejes X y Y, en cada posición se adquirieron 4000 imágenes con el software C++ y 8000 con Motive Tracker. De cada imagen se obtuvieron las coordenadas 3D de las tres esferas reflectoras y se calcularon tres distancias. De esta manera, se podía inferir información del error en medir distancias en función de la distancia a las cámaras y dentro del plano de observación. La figura 3 muestra las posiciones de los centroides de las esferas reflectoras para las diferentes posiciones en Z dentro de las imágenes de las cámaras.

**Influencia del ruido:** Con el fin de analizar la influencia del ruido en el cálculo de las coordenadas de un punto en el espacio, se ubicó la barra de calibración en la zona central del volumen de trabajo quirúrgico. Se adquirieron datos 3D del centro de cada esfera reflectora de la barra de calibración, usando el software Motive Tracker, durante una hora de adquisición. Para reducir la influencia de variables externas se adquirieron los datos después de dos horas mínimo de haber encendido las cámaras. De esta manera, durante una hora de adquisición se registraron 431.677 datos de coordenadas 3D de cada esfera, obteniéndose 1.295.031 datos de coordenadas totales de centros de las tres esferas, datos que permitieron evaluar la nube de error por influencia del ruido.

### 2.3. Procesamiento de datos

En metrología hay tres conceptos importantes que deben tenerse en cuenta al evaluar un sistema de posicionamiento: Exactitud, precisión y Sesgo (*Accuracy, Precisión and Bias*). De acuerdo a la Norma ASTM F2554-10: "*Measurement of Positional Accuracy of Computer Assisted Surgical Systems*" se define la Exactitud como una medida global del grado de concordancia entre un resultado medido y un valor de referencia aceptado. Cuando es referido a una serie de medidas realizadas, la exactitud involucra la combinación de una componente aleatoria y una componente de error sistemático. De esta manera el sesgo (*Bias*) mide la diferencia entre el valor esperado y el valor de referencia causado por la influencia de los errores sistemáticos. Mientras que la precisión mide la influencia de la componente aleatoria del sistema de medida, y se calcula como una desviación estándar de los resultados de la prueba. El valor de referencia aceptado

debe obtenerse de un dispositivo que posea mejores características metrológicas que el sistema de posicionamiento que se desea evaluar. La norma también define que el valor medio, la desviación estándar y el error máximo permiten evaluar la exactitud del sistema de posicionamiento 3D. El error máximo se comprende como la mayor distancia entre cualquier punto medido y el valor de referencia correspondiente.

La variable que se empleó en este estudio es la distancia entre esferas reflectoras de la barra de calibración. Definiendo a  $\vec{P}_0, \vec{P}_1$  y  $\vec{P}_2$  los vectores posición de las esferas, se calcularon los vectores diferencia como:

$$\begin{aligned}\vec{D}_1 &= (P_{1x}, P_{1y}, P_{1z}) - (P_{0x}, P_{0y}, P_{0z}) \\ \vec{D}_2 &= (P_{2x}, P_{2y}, P_{2z}) - (P_{1x}, P_{1y}, P_{1z}) \\ \vec{D}_3 &= (P_{2x}, P_{2y}, P_{2z}) - (P_{0x}, P_{0y}, P_{0z}).\end{aligned}\quad (1)$$

La magnitud de los vectores diferencia definió la distancia entre esferas:

$$D_i = \sqrt{(D_{ix})^2 + (D_{iy})^2 + (D_{iz})^2}. \quad (2)$$

El error en la medida de la distancia se calculó como la diferencia entre la distancia medida y la distancia de referencia, obtenida de los datos del constructor de la barra de calibración:

$$\varepsilon_i = D_i - D_r. \quad (3)$$

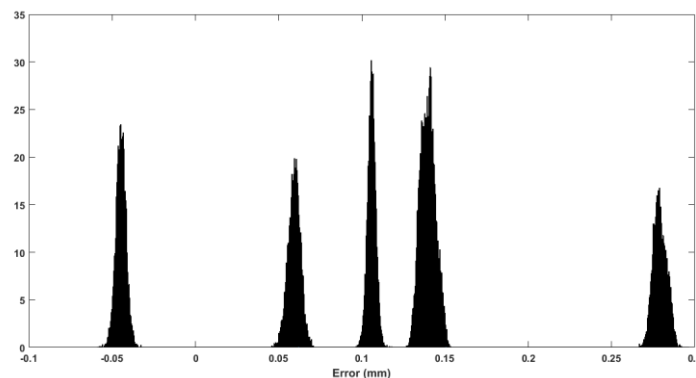


Figura 4. Histograma de valores de error para la barra de calibración ubicada en X y Y para Z=90 cm obtenido con el software de exploración Motive Tracker.

### 3. RESULTADOS

#### 3.1. Software Motive Tracker

EL software Motive Tracker se programó para que arrojará 8000 posiciones 3D de cada esfera reflectora de la barra de calibración orientada en dirección X o Y, por cada posición en Z. La separación entre esferas reportada por el constructor es de  $162.5 \pm 0.008$  mm,  $87.5 \pm 0.008$  mm y  $250.0 \pm 0.008$  mm. Según la Figura 3 se observa que una esfera se ubica aproximadamente en el centro del volumen de trabajo quirúrgico y las otras en la periferia en dirección X o Y. La tabla 3 muestra los valores medios, desviaciones estándar y errores máximos para Z= 60cm, 90 cm y 120 cm en orientaciones X y Y. La figura 4 muestra el histograma de valores de error para la posición Z=90 cm.

Tabla 3. Datos estadísticos en mm usando el software de Motive Tracker.

Distancia	ERROR: Dist Medida – Dist Teórica		
	Valor medio	Desv Estandard	Error Máximo
<b>Z=60 cm</b>			
ORIENTACION X			
162.509	0.0086	0.0028	0.0112
250.150	0.1498	0.0022	0.0103
87.641	0.1418	0.0024	0.0098
ORIENTACION Y			
162.613	0.1134	0.0025	0.0131
250.170	0.1708	0.0043	0.0206
87.558	0.0580	0.0036	0.0105
<b>Z=90 cm</b>			
ORIENTACION X			
162.455	-0.0446	0.0031	0.0146
250.059	0.0593	0.0037	0.0152
87.605	0.1059	0.0025	0.0148
ORIENTACION Y			
162.636	0.1363	0.0032	0.0124
250.279	0.2790	0.0042	0.0149
87.643	0.1430	0.0031	0.010
<b>Z=120 cm</b>			
ORIENTACION X			
162.423	-0.0770	0.0035	0.0173
250.111	0.1118	0.0046	0.0187
87.689	0.1898	0.0042	0.0163
ORIENTACION Y			
162.714	0.2142	0.0124	0.0397
250.343	0.3434	0.0097	0.0369
87.629	0.1292	0.0063	0.0243

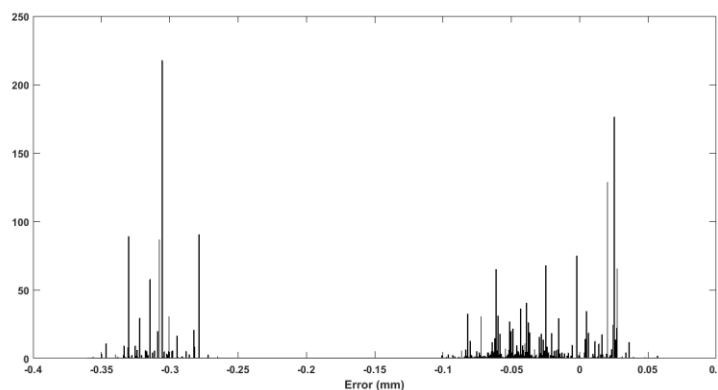


Figura 5. Histograma de valores de error para la barra de calibración ubicada en X y Y para Z=90 cm obtenido con el software de exploración C++.

Tabla 4. Datos estadísticos en mm usando el software C++.

Distancia	ERROR: Dist Medida – Dist Teórica		
	Valor medio	Desv Estandar	Error Máximo
<b>Z=60 cm</b>			
ORIENTACION X			
87.264	-0.2360	0.0068	0.0321
162.005	-0.4945	0.0070	0.0211
249.269	-0.7306	0.0075	0.0319
ORIENTACION Y			
162.135	-0.3648	0.0123	0.0494
87.404	-0.0952	0.0059	0.0218
249.538	-0.4612	0.0105	0.0469
<b>Z=90 cm</b>			
ORIENTACION X			
162.192	-0.3079	0.0099	0.0427
87.501	0.0013	0.0197	0.0493
249.693	-0.3067	0.0211	0.0528
ORIENTACION Y			
162.440	-0.0594	0.0172	0.0663
87.523	-0.0229	0.0046	0.0342
249.961	-0.0385	0.0179	0.0888
<b>Z=120 cm</b>			
ORIENTACION X			
162.619	0.1189	0.0199	0.0719
87.723	0.2236	0.0172	0.0747
250.340	0.3409	0.0210	0.1048
ORIENTACION Y			
88.125	0.6256	0.0891	0.3824
162.830	0.3308	0.0631	0.4040
250.955	0.9559	0.0618	0.2060

### 3.2. Software C++

El software programado en C++ tomaba las imágenes de la barra de calibración y calculaba los centroides a partir del tratamiento digital de imágenes y funciones específicas de la librería OpenCV. Con los parámetros de calibración estéreo se calcularon las coordenadas 3D de los centroides de cada esfera. Para cada orientación X o Y de la barra de calibración, en una posición Z, se calcularon 4000 posiciones 3D de cada esfera reflectora. La tabla 4 muestra los valores medios, desviaciones estándar y errores máximos para Z= 60cm, 90 cm y 120 cm en orientaciones X y Y. La figura 5 muestra el histograma de valores de error para la posición Z=90 cm.

### 3.3. Influencia del ruido

Durante una hora de adquisición en continuo se tomaron 431.677 datos de coordenadas 3D de cada esfera. El vector error se determinó restando la coordenada 3D a la posición 3D promedio. La figura 6 muestra las coordenadas 3D de los vectores error de las tres esferas. La figura 7 muestra los histogramas y el ajuste usando la función densidad de probabilidad normal para cada coordenada.

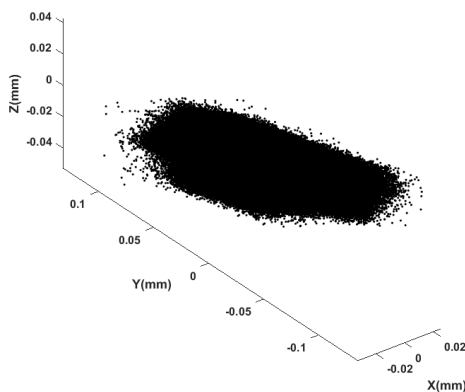
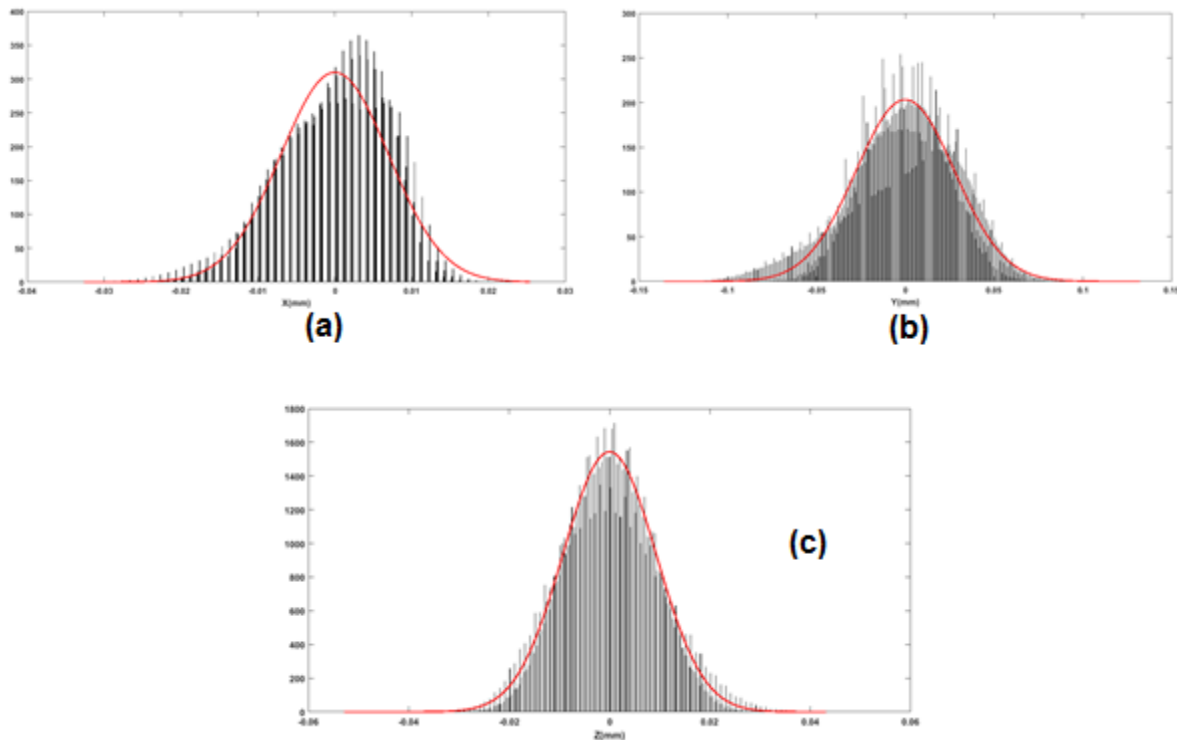


Figura 6. Nube de error del cálculo de coordenadas 3D de un punto usando el software Motive Tracker.

Tabla 5. Datos estadísticos para los errores calculados usando el conjunto de datos de las orientaciones X y Y, para cada distancia Z.

	Valor Medio	Desv Estándar	Error Máximo
SOFTWARE MOTIVE TRACKER			
Z=60 cm	0.1071	0.0566	0.1081
Z=90 cm	0.1105	0.0973	0.1859
Z=120 cm	0.1523	0.1270	0.2466
SOFTWARE C++			
Z=60 cm	-0.3970	0.2014	0.3655
Z=90 cm	-0.1147	0.1397	0.2449
Z=120 cm	0.4326	0.2854	0.7293



Figuras 7. Histogramas y Funciones de densidad de probabilidad normales para la nube de error a) X, b) Y y c) Z.

#### 4. ANALISIS Y DISCUSIÓN

Observando en detalle los histogramas de valores de error para cada posición Z se encuentra que los errores poseen valores medios diferentes en función del valor de distancia evaluada, con valores aproximadamente iguales de la desviación estándar. Es decir, las medidas de distancia poseen un sesgo (*Bias*) y una precisión. EL sesgo depende de la distancia a medir y la precisión de la influencia del ruido. En el caso del software Motive Tracker la desviación estándar osciló entre valores: 1) para Z=60 cm de 0.0098 mm a 0.0206mm, b) para Z=90 cm de 0.010 mm a 0.015 mm, c) para Z=120cm de 0.016 mm a 0.039 mm. Es decir, el software Motive Tracker generó una desviación estándar máxima de 0.039 mm debida a la influencia del ruido, reduciéndose a 0.015 mm en la zona central. Para el caso del software construido en C++ la desviación estándar osciló entre valores: 1) para Z=60 cm de 0.0059 mm a 0.012mm, b) para Z=90 cm de 0.0046 mm a 0.021 mm, c) para Z=120cm de 0.017 mm a 0.089 mm. Es decir, el software C++ generó una desviación estándar máxima de 0.089 mm debida a la influencia del ruido, reduciéndose a 0.012 mm a Z=60 cm.



El análisis del sesgo es diferente: Cada esfera se ubica en diferentes posiciones dentro del plano imagen, cubriendo casi el 50% del campo total transversal para  $Z=90$  cm. Debido al proceso de calibración, cada posición dentro de la imagen es inicialmente corregida de acuerdo al modelo de distorsión geométrica definido en el proceso de calibración. En el software C++ se emplea un modelo de distorsión radial geométrica definido por:

$$x_d = x(1 + k_1r^2 + k_2r^4) + 2k_3xy + k_4(r^2 + 2x^2)$$

$$y_d = y(1 + k_1r^2 + k_2r^4) + 2k_4xy + k_3(r^2 + 2y^2), \quad (4)$$

donde  $(x_d, y_d)$  corresponden a las coordenadas distorsionadas y  $(x, y)$  a las coordenadas no distorsionada.  $k_1$  y  $k_2$  son los dos primeros coeficientes de la distorsión radial y  $k_3$  y  $k_4$  de la distorsión tangencial.  $r$  es la distancia no distorsionada al centro del sistema coordenado. Se observa que la distorsión depende de la posición: en la zona central la distorsión geométrica es pequeña. Si el número de coeficientes empleados en el proceso de calibración no es el suficiente, quedaran errores residuales sistemáticos en el cálculo de las coordenadas 3D causados por la no completa eliminación de la distorsión geométrica de las lentes. De esta manera, esferas ubicadas en la posición central tendrán menos error sistemático que esferas ubicadas en los bordes de la zona de observación. La tabla 3 evidencia lo anterior: Para el software C++ el menor error en la medida de la distancia corresponde a la distancia de 87.5mm que une la esfera del centro y la más cercana del borde, que según la imagen 3 están ubicadas en la zona central. Las esferas más alejadas del centro tendrán más error en el cálculo de las coordenadas 3D y definirán distancias con más error. Medir 87.5 mm en la zona central: 1) Para  $Z=60$  cm se comete un error absoluto de 0.095 mm en Y y 0.23 mm en X, 2) Para  $Z=90$  cm se comete un error absoluto de 0.022 mm en Y y 0.0013 mm en X, c) Para  $Z=120$  cm se comete un error absoluto de 0.625 mm en Y y 0.220 mm en X. Es decir, es más preciso ubicarse en la zona central para medir distancias y se comete un error absoluto máximo de 0.022 mm al medir 87.5 mm usando el software de exploración construido en C++. Con las esferas ubicadas a 250 mm, las más alejadas del centro óptico, se encontró un error máximo de 0.306 mm para  $Z=90$  cm. Teniendo en cuenta el sesgo y el error máximo para  $Z=90$  cm medir 250 mm el software C++ comete un error máximo de 0.410 mm.

Para el software Motive Tracker la influencia de los errores sistemáticos depende del procedimiento de calibración y procesamiento de imágenes para obtener las coordenadas 3D de los centros de las esferas. Analizando los errores absolutos se encuentra que los errores más grandes se encuentran al medir distancia en dirección del eje Y. Esto es posiblemente causado por la forma como se calibró el sistema: Se desplazó

la barra de calibración paralela al eje X dentro del volumen total de observación. Observando la tabla de errores se encuentra que medir una distancia de 250 mm, que cubre gran parte del campo transversal del volumen de trabajo quirúrgico, se introduce un error absoluto máximo de 0.343 mm, siendo mínimo de 0.059 mm para Z=90 cm. Medir una distancia pequeña que ocupa la zona central de observación se introduce un error absoluto máximo de 0.189mm siendo mínima de 0.058 mm para Z=60 cm.

Independiente de la orientación de la barra y promediando todos los errores de distancias incluido los errores causados por la influencia del ruido se obtienen los valores medios, desviaciones estándar y errores máximos reportados en la tabla 5. La variable que permite comparar las condiciones metrológicas de los dos softwares de exploración 3D sería el error máximo, ya que incluye los dos tipos de error: el sistemático (Sesgo) y el aleatorio (precisión). Se observa que se comete un error máximo 0.246 mm con Motive Tracker, mientras que el software C++ se obtiene ese valor en la zona central del volumen de trabajo quirúrgico.

Tabla 6. Datos estadísticos en mm para la nube de error en el cálculo de las coordenadas 3D de un punto usando el software Motive Tracker.

Coordenada	Valor Medio	Desv Estándar	Error Máximo
X	3.5369 x e-12	0.0070	0.0326
Y	1.3865 x e-11	0.0277	0.1357
Z	-9.824 x e-12	0.0092	0.0528

Aunque del análisis de error para medir distancia en el volumen de trabajo quirúrgico realizado anteriormente se obtiene información de la influencia del error causado por fuentes aleatorias, la figura 6 muestra el elipsoide de error generado por influencia del ruido en el cálculo de las coordenadas 3D de un punto usando el software Motive Tracker. La tabla 6 muestra los valores estadísticos obtenidos de las distribuciones de error espacial. Se evidencia que hay un valor de desviación estándar grande en dirección del eje Y, causado por el procedimiento experimental de calibración usado por el software Motive Tracker: desplazamiento de la barra de calibración paralela al eje X. La influencia de este error en el cálculo de distancia se puede obtener usando propagación de error a partir de la ecuación de distancia; este valor fue obtenido experimentalmente para los dos softwares de exploración y analizado anteriormente.

## CONCLUSIONES

El análisis comparativo realizado en el presente trabajo permitió evaluar las características metrológicas de un sistema en configuración estéreo cruzado construido para el rastreo de objetos en el espacio quirúrgico aplicado en perforación de túneles tibial y femoral en reconstrucción de ligamento cruzado anterior de rodilla. Se emplearon dos softwares de exploración 3D: Motive Tracker y Software independiente construido en C++. Utilizando una barra de calibración, que posee tres esferas en línea recta y separadas máximo 250 mm, ubicada en tres planos a diferentes distancias Z de las cámaras, se pudo establecer el error en el cálculo de distancias entre esferas. Se encontró que hay dos tipos de error que introduce el sistema de posicionamiento: el error causado por fuentes sistemáticas o determinísticas, que define el sesgo (*bias*) de la medida y el error introducido por fuentes aleatorias del sistema, que define la precisión. Las fuentes aleatorias introducen una desviación estándar que no supera las 39 micras para ambos casos, siendo más pequeña en la zona central para el software de exploración C++. El análisis del sesgo depende las posiciones de las esferas en la imagen de cada cámara. Para el software C++ la zona central es más corregida de la influencia de distorsiones geométricas causadas por las lentes, introduciéndose menos error en el cálculo de distancias: 22 micras para medir 87.5 mm ubicándose en la zona central del campo transversal del volumen de trabajo quirúrgico, y a Z=90 cm de las cámaras. Mientras que medir 250 mm, que ubicó las esferas en las zonas externas al centro óptico, se comete un error absoluto máximo de 410 micras, adicionando el error máximo al error sistemático. Para el software de exploración Motive Tracker el error determinístico es más pequeño y homogéneo en todo el espacio de calibración: Medir una distancia de 250 mm, que cubre gran parte del campo transversal del volumen de trabajo quirúrgico, se introduce un error absoluto máximo de 0.343 mm, siendo mínimo de 0.059 mm para Z=90 cm.

Con el análisis de datos se puede concluir que el proceso de calibración influye fuertemente en el error sistemático del cálculo de distancias. El software Motive Tracker comete menos error que el software de exploración construido en C++, igualándose los valores de error si se trabaja en la zona central de calibración del software en C++. Investigaciones siguientes sugieren mejorar el modelo de calibración usado en el software de C++ para ampliar las características metrológicas fuera de la zona central de calibración.

## AGRADECIMIENTOS



Este trabajo de investigación hace parte del proyecto “Sistema de orientación usando Realidad Aumentada para la perforación de túneles Tibial y Femoral en la Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior” (Código: 110270048947). Los autores expresan sus agradecimientos a Colciencias por el financiamiento otorgado para el desarrollo del proyecto.

### Referencias bibliográficas

Mall et al., (2014). Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States., *Am. J. Sports Med.* **42(10)**: 2363–2370.

Ochi M, Shino K, Yasuda K., Kurosaka M. (2016). *ACL Injury and Its Treatment*. Ed. Springer.

Wylie JD, Marchand LS, Burks RT. (2016). Etiologic Factors That Lead to Failure After Primary Anterior Cruciate Ligament Surgery. *Clin. Sports Med.* **36(1)**:155-172.

Prieto L. (2014). ENCUESTA DE ACTIVIDAD ARTROSCÓPICA. *Asoc. Española Artrosc.*, **10**:1–19.

Jaramillo GA, Agudelo D, Venencia AP, Castro JA. (2013). Reconstrucción anatómica del ligamento cruzado anterior: técnica quirúrgica y reporte de casos. *Rev. Colomb. Ortop. y Traumatol.* **27(3)**:166–170.

Álvarez A, Y. García Y. (2015). Lesiones del ligamento cruzado anterior. *Revista Archivo Médico de Camagüey.* **19**:83–91.

Samuelsson K, Andersson D, Ahldén M, Fu FH, Musahl V, Karlsson J. (2013). Trends in Surgeon Preferences on Anterior Cruciate Ligament Reconstructive Techniques. *Clin. Sports Med.* **32(1)**:111–126.

De Pina M, Ribeiro AI, Santos C. (2011). Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Eur. Instr. Lect.* **11**:9–19.

Cavaignac E, Tscholl P, Valoroso M, Menetrey J. (2016). *Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Arthroscopy : Basic to Advanced.*, Ed. Springer.



122

Chalmers PN, Mall NA, Cole BJ, Verma N, Bush-Joseph CA, Bach BR. (2013). Anteromedial versus transtibial tunnel drilling in anterior cruciate ligament reconstructions: A systematic review. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.* **29(7)**:1235–1242.

Kato Y et al. (2013). Biomechanical comparison of different graft positions for single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **21(4)**:816–23.

Jost GF, Yonemura KS, Von Jako R. (2014). *Intraoperative Imaging and Image-Guided Therapy. Intraoperative imaging image-guided Ther.* Ed Springer.

Klos T. (2014). Computer-assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Four generations of development and usage. *Sports Med. Arthrosc.* **22(4)**:229–236.

Zhu W et al. (2013). Application of a computerized navigation technique to assist arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Int. Orthop.* **37(2)**:233–238.

Koh J, Marcus MS. (2014). Computer-assisted anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction: the US perspective. *Sports Med. Arthrosc.*, **22(4)**:206–214.

Peterson L, Renstrom R. (2015). *Sports Injuries.* Ed. Sprinmger.

Goradia V. (2014). Computer-assisted and Robotic Surgery in Orthopedics: Where We Are in 2014. *Sports Med. Arthrosc.* **22(4)**:202–205.

S. Zaffagnini et al. (2016). Current use of navigation system in ACL surgery: a historical review. *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* **24(11)**:3396–3409.

CA Anthony et al. (2013). Double-bundle ACL reconstruction: novice surgeons utilizing computer-assisted navigation versus experienced surgeons. *Comput. Aided Surg.* **18(5)**: 172–180.

Margier J, Avid SD, Banihachemi JJ, Bosson JL, Plaweski S. (2015). Computer-assisted navigation in ACL reconstruction is attractive but not yet cost efficient. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **23(4)**:1026–1034.

Górski F, Wichniarek R, Kuczko W, Zawadzki P, Buń P. (2015). Influence of Marker Arrangement on Positioning Accuracy of Objects in a Virtual Environment. *Adv. Sci.*



123

Technol. Res. J. **9(28)**:112–119.

Wiles AD, Thompson DG, Frantz DD. (2004). Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. *Med. Imaging* 2004. **5367**:421–432.

Hansen C, Gibas D, Honeine JL, Rezzoug N, Gorce P, Isableu B. (2014). An inexpensive solution for motion analysis. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sport. Eng. Technol.* **228(3)**:165–170.

N. Point, “Optitrack,” 2017. [Online]. Available: <https://www.optitrack.com/>. [Accessed: 15-Mar-2017].

Punithakumar K, Wood PW, Biamonte M, Noga M, Boulanger P, Becher H. (2014). Cardiac ultrasound multiview fusion using a multicamera tracking system. *IEEE-EMBS Int. Conf. Biomed. Heal. Informatics, BHI* 2014.

Lin B, Johnson A, Qian X, Sanchez J, Sun Y. (2013). Simultaneous tracking, 3D reconstruction and deforming point detection for stereoscope guided surgery. *Lect. Notes Comput. Sci.* **8090**:35–44.

García S, Robinette P, Chen Y. Howard AM. (2015). Validation of Accuracy of the Super Pop VR TM Kinematic Assessment Methodology using Markerless versus Marker-Based Motion Capture Systems.

Thewlis D, Bishop C, Daniell N, Paul G. (2013). Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems. *J. Appl. Biomech.*, **29(1)**:112–117.

Rincón JD. (2000). Diseño de Salas de Cirugía. *Rev. Colomb. Anestesiol.*, **XXVIII(2)**:2-9,.

M. de S. Pública. (2015). Guía de Diseño Arquitectónico para establecimientos de Salud. Santo Domingo RD, 2015.

Sandoval MG. (1985). Especificaciones salas de cirugía. *Rev. Colomb. Anestesiol.* **12**:71–74.

Zhang Z. (1999). Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientation,” 7th IEEE International Conference on Computer Vision.