



ESCUELA POLITÉCNICA



UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA

ESCUELA POLITÉCNICA

GRADO EN INGENIERÍA INFORMÁTICA DE SOFTWARE

TRABAJO FIN DE GRADO

**Puesta a punto de las tecnologías para el desarrollo de un sistema de navegación para intervenciones percutáneas guiadas por ecografía**



ESCUELA POLITÉCNICA



UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA

ESCUELA POLITÉCNICA

GRADO EN INGENIERIA INFORMÁTICA INGENIERÍA  
SOFTWARE

TRABAJO FIN DE GRADO

**Puesta a punto de las tecnologías para el desarrollo de un sistema de  
navegación para intervenciones percutáneas guiadas por ecografía**

**Autor: Raúl Telo Sánchez**

**Tutor: José Moreno del Pozo**

**Co-Tutor: Juan Alberto Sánchez Margallo (Centro de Cirugía de Mínima  
Invasión Jesús Usón)**

# Resumen

Las intervenciones guiadas por ecografía, como la mayoría de las operaciones clínicas que se llevan a cabo en un quirófano, prescinde de cualquier tipo de feedback sonoro durante el procedimiento. El objetivo de este proyecto es la puesta a punto e integración de un conjunto de herramientas hardware y software de código abierto para facilitar el desarrollo de un sistema de navegación para intervenciones percutáneas guiadas por ecografía, aportando una ayuda visual y sonora al profesional médico para facilitar la alineación de la aguja percutánea con el plano de imagen del ecógrafo durante su inserción. De este modo, se proporciona una herramienta de asistencia para las intervenciones percutáneas guiadas por ecografía, favoreciendo la seguridad para el paciente.

**Resultados:** La validación de este sistema se llevó a cabo en un modelo artificial (phantom) en el Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón (CCMIJU). Los usuarios mostraron conformidad con el sistema y destacaron la utilidad la información sonora en este tipo de operaciones, afirmando que el sonido es mucho más útil que la imagen.

**Conclusiones:** El sonido es una forma más de alertar y comunicar información a tiempo real al intervencionista, y puede ser clave para el diseño de herramientas para la asistencia quirúrgica.

**Palabras clave:** Ecografía Guiada. Sonidos. Slicer SoundControl. Pure Data.

# Abstract

Ultrasound-guided practices dispense with any kind of audio feedback during the procedure, as well as other clinical operations that are performed in an operating theatre. The project objective is to develop and integrate a set of open source hardware and software tools to ease the development of a navigation system for ultrasound-guided percutaneous interventions, providing both visual and sound assistance to the medical professional to facilitate the alignment of the percutaneous needle with the ultrasound image plane during its insertion. Thus, an assistance tool for ultrasound-guided percutaneous interventions is provided, favoring patient safety.

**Results:** The system validation was carried out in an artificial model (phantom) at the Jesús Usón Minimally Invasive Surgery Center (CCMIJU). After trying out the system, the majority of the users end up learning the system, highlighting the usefulness of sound feedback in this kind of operations, finding out that the sound may be more useful than the usual image assistance.

**Conclusions:** Sound is strong way of warning and transmitting information in real time to the interventionist, and can be the path to follow for the next surgical assistance tools.

**Key words:** Guided ultrasound. Audio Feedback. Slicer SoundControl. Pure Data.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Objetivos</b>	<b>3</b>
<b>3. Antecedentes</b>	<b>5</b>
<b>4. Metodología</b>	<b>11</b>
<b>5. Implementación y desarrollo</b>	<b>16</b>
5.1. nginx . . . . .	16
5.2. AVerMedia . . . . .	18
5.3. PLUS Toolkit - Plus Server Launcher . . . . .	19
5.4. 3D Slicer . . . . .	22
5.4.1. Conexión con Plus Server Launcher . . . . .	22
5.4.2. Máscara y región de interés de la Imagen . . . . .	23
5.4.3. Calibración de la imagen del Ecógrafo . . . . .	27
5.4.4. Jerarquía de transformaciones . . . . .	30
5.4.5. Cómputo de dimensiones espaciales . . . . .	33
5.4.6. Conexión con PureData . . . . .	37
5.5. Código en PureData . . . . .	38
5.5.1. Entorno de Desarrollo . . . . .	39
5.5.2. Creación del patch . . . . .	39
5.6. Validación inicial del Sistema . . . . .	45

5.6.1. Creación de Phantoms . . . . .	45
5.6.2. Protocolo para las pruebas . . . . .	48
<b>6. Resultados y Discusión</b>	<b>52</b>
<b>7. Conclusiones y trabajos futuros</b>	<b>56</b>
<b>Anexos</b>	<b>59</b>
<b>A. Enlaces</b>	<b>59</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>60</b>

# Índice de figuras

3.1. Ejemplo de agujas dirigibles de distintos materiales.[1] . . . . .	6
3.2. Diagrama polar que representa la visibilidad de la punta de la aguja, con valores de CNR (coordenada radial) con respecto a los ángulos de inserción (coordenada angular). Las bandas de color indican la desviación estándar y la mediana es representada en negro. CNR (contrast-to-noise ratio) = relación de contraste a ruido. [7] . . . . .	6
3.3. (A) Imagen del Ultra-pro II needle guide, Civco, IA, EE. UU., y (B) imagen del polo inferior izquierdo del riñón con puntos de guía (flecha). [8] . . . . .	7
4.1. bk5000 Ultrasound (BK Medical, Dinamarca). . . . .	12
5.1. Comandos usados al trabajar con NGINX . . . . .	17
5.2. Control de ajustes de calidad de stream de la grabadora AVerMedia . .	18
5.3. Ajustes previos antes de comenzar el streaming . . . . .	19
5.4. Orden de los componentes en el NDI Aurora (de izq a der: Sensor de la Aguja, Sensor de Referencia, Sensor de la Sonda) . . . . .	21
5.5. Leyenda de ejes de la sonda . . . . .	21
5.6. Módulo Plus Remote de 3D Slicer . . . . .	23
5.7. Detalle de la imagen del ecógrafo . . . . .	24
5.8. Preparando la máscara del ecógrafo desde el módulo Segment Editor .	24
5.9. Detalle de la máscara en el navegador 3D (Bordes en negro, región de interés a color) . . . . .	25

5.10. Detalle de la colocación de capas para la máscara del ecógrafo . . . . .	25
5.11. Detalle del módulo Volume para otorgar un umbral de color a la máscara del ecógrafo . . . . .	26
5.12. Detalle de la imagen final del ecógrafo tras aplicar la máscara y ocultando los datos numéricos laterales . . . . .	26
5.13. Detalle del módulo Volume Reslice Drive estableciendo el modo Transverse . . . . .	27
5.14. Detalle de la colocación del sensor en la sonda del ecógrafo . . . . .	27
5.15. Esquema de transformaciones durante la calibración de la imagen . . . . .	28
5.16. Detalle de la calibración mostrando los 4 ángulos de posición del instrumental . . . . .	29
5.17. Vista frontal y lateral de la aguja próxima a la imagen proyectada por la sonda . . . . .	30
5.18. Detalle de la jerarquía de transformaciones a preparar . . . . .	31
5.19. Esquema de transformaciones entre la aguja y el sensor de referencia . . . . .	33
5.20. Sistema de coordenadas junto con sus matrices Verde - Identidad ; Rojo - Modificada. . . . .	34
5.21. Relación numerica y visual de un sistema de coordenadas con su respectiva matriz (Rojo eje X, Azul eje Y, Amarillo eje Z. . . . .	34
5.22. Plano 2D (morado) apoyado sobre los ejes X e Y del sistema de coordenadas rojo. . . . .	35
5.23. Aguja (azul) apoyándose sobre el eje Z del sistema de coordenadas rojo. . . . .	36
5.24. [pd calcularMargen] . . . . .	42
5.25. [pd silenceDistance] . . . . .	42
5.26. [pd silenceDegree] . . . . .	43
5.27. Controladores de condiciones previos a la decisión de salidas de audio . . . . .	44
5.28. Disolución de polvos de gelatina en agua hirviendo . . . . .	45
5.29. Agua hirviendo con tinte de ropa negro . . . . .	46
5.30. Globos de agua suspendidos en la disolución, utilizando cuerdas y pinzas . . . . .	47

5.31. Visualización de ambos Phantoms finalizados . . . . .	48
5.32. Fotografía tomada durante la explicación del sistema . . . . .	49
5.33. Fotografía tomada durante la fase de adaptación . . . . .	49
5.34. Fotografía tomada durante la fase de ejecución. En la pantalla del ecógrafo, puede observarse un target localizado. . . . .	50
6.1. Resultados aceptación Audio . . . . .	52
6.2. Resultados aceptación Imagen . . . . .	52
6.3. Navegador 3D durante las pruebas . . . . .	54

# Capítulo 1

## Introducción

Las intervenciones percutáneas con agujas se utilizan comúnmente para el diagnóstico y tratamiento local de estructuras tisulares profundas, como son las lesiones sospechosas de ser cancerosas. Algunos ejemplos de este tipo de intervenciones incluyen la realización de biopsias o el tratamiento de tejidos mediante ablación por radiofrecuencia. Para la mayoría de estas intervenciones, es crucial la colocación de la aguja percutánea de forma precisa, lo cual comúnmente se lleva a cabo mediante la inspección visual con técnicas de imagen como la ecografía. Sin embargo, la localización del eje y de la punta de la aguja mediante ecografía puede ser un gran desafío para el profesional médico, principalmente en lo que respecta a posibles dificultades en la alineación con el plano de la imagen del ecógrafo.

En ocasiones, esta complejidad alcanza hasta a cirujanos experimentados, los cuales se encuentran frente a imágenes con una gran densidad de información visual que dificultan la labor de reconocer la posición de la aguja en todo el proceso de punción. La identificación de la aguja en la imagen ecográfica puede confundirse debido a otras estructuras anatómicas cercanas del paciente.

Cerca de un 70% de los radiólogos declara que alcanzar un target en una intervención percutánea puede ser complicado debido a la mala visibilidad de la aguja. A causa de ello, tanto la localización del eje como la punta en el marco del ecógrafo acaban suponiendo un desafío a los intervencionistas. La complejidad se sustenta por



---

una parte en el hecho de trabajar ante una ecogenicidad subóptima en la aguja y, por otra, en las dificultades a la hora de perseguir la alineación del plano de la imagen y en los artefactos en las imágenes ecográficas, como reverberaciones, cometas, etc. [1]

En imagen médica, el término artefacto se usa para describir cualquier parte de la imagen que no represente con precisión las estructuras anatómicas presentes dentro del ámbito que se examina. Durante una ecografía, estos artefactos pueden hacer que aparezcan estructuras en una imagen que no están presentes anatómicamente, o incluso, encontrarnos ante la ausencia de una estructura que debería ser mostrada en la imagen. [2]

Las estrategias pragmáticas para evaluar la ubicación de la punta incluyen balancear el transductor, avanzar el instrumental y/o inyectar fluidos. Aunque estas estrategias basadas en la dinámica son efectivas, lo ideal sería poder mejorar la visibilidad de la aguja sin necesidad de movimiento dentro del paciente o cerca de estructuras anatómicas delicadas. [1]

Otro parámetro a tener en cuenta es la experiencia que el cirujano tenga en dicha área de trabajo, lo cual se conoce como la curva de aprendizaje del profesional. La curva de aprendizaje de un cirujano es aquel periodo en el cual se adquiere la pericia suficiente para desarrollar un procedimiento con garantía de eficacia en cuanto a resultados y seguridad.

Numerosos estudios médicos demuestran que la experiencia de un cirujano es enriquecida por la práctica con instrumental quirúrgico robótico, la cual mejora áreas cruciales tales como la velocidad de sutura y anudado intracorpóreo, o incluso la propia rapidez del cirujano, debido a la visión tridimensional que suele venir acompañada como retroalimentación a la hora de utilizar material robótico.[3, 4, 5]

# Capítulo 2

## Objetivos

El objetivo inicial del proyecto será lograr la virtualización de toda una intervención percutánea, recreando la posición de la aguja, sonda y la propia imagen del ecógrafo, facilitando una ayuda a tiempo real.

Una vez que disponemos del modelo virtualizado, el objetivo principal del TFG se centra en aportar ayuda al intervencionista a la hora de posicionar la aguja en el plano del ecógrafo, incluyendo un novedoso sistema de ayuda que utiliza el sonido para guiar al usuario. El sistema auditivo ofrecerá asistencia a la hora de posicionar la punta de la aguja en el plano del ecógrafo, el cual es el primer paso que se ha de realizar en una intervención percutánea. El sonido incrementará gradualmente los bpm (beats per minute) a medida que el extremo del instrumental se acerca al plano. Una vez se alcance el umbral, que denominaremos como margen de trabajo, el sonido deberá cambiar a otro tono para corregir la posible inclinación que tenga la aguja con el plano. De manera análoga a como se procede con la distancia, a medida que la inclinación sobre el plano vaya disminuyendo, un sonido más acompasado será percibido por el usuario. Cuando dicho ángulo sea adecuado como para poder visualizar correctamente la aguja en la pantalla del ecógrafo, un sonido tenue de confirmación será emitido en aras de que el usuario reconozca que está en una situación idónea para poder introducir la aguja hasta llegar a la estructura anatómica objeto de la intervención. Además de esta funcionalidad, se cuidarán los múltiples casos de error,



---

en el caso que el intervencionista se salga fuera de las condiciones que marcan una posición correcta.

Aunque estemos ante un trabajo de investigación, se buscará en primera instancia que la experiencia del usuario sea lo mejor posible, tanto como para la preparación del sistema, buscando una puesta a punto sencilla, como la pura ejecución del mismo, buscando la comodidad del intervencionista a la hora de escuchar los sonidos que le marcarán las pautas para la colocación de la aguja. Por el mismo motivo, como objetivo secundario se busca ofrecer un sistema visual y tridimensional adicional de asistencia al correcto posicionamiento de la aguja en el plano de la imagen ecográfica.

Por último y como objetivo adicional, se busca la rapidez del muestreo de las imágenes en la virtualización, así como la precisión y exactitud a la hora de reflejar movimientos en el panel de navegación.

# Capítulo 3

## Antecedentes

En las intervenciones percutáneas, las agujas son posicionadas en el paciente con la ayuda de sistemas de imagen médica para el diagnóstico, como es el caso de los procedimientos de ablación térmica y biopsia. Sin embargo, la colocación precisa de la aguja es un reto, debido a varios factores técnicos y específicos del paciente, como el movimiento de los tejidos y su deformación. Hasta ahora, las soluciones planteadas a estas dificultades en la colocación de agujas se centran en la mejora de los dispositivos de imagen médica, el diseño de los instrumentos (agujas), en el desarrollo de herramientas de guía y en una mejor capacitación del profesional clínico.

Una de estas propuesta es el uso de una aguja dirigitible, lo cual permite facilitar el movimiento de la aguja en el espacio intracorpóreo, y por tanto mejorar las posibilidades de alcanzar el objetivo de la intervención. Dicha aguja no solo ayuda a disminuir el error de colocación, sino también a reducir el número de inserciones con la aguja y a reducir el tiempo total del procedimiento. [1]



Figura 3.1: Ejemplo de agujas dirigibles de distintos materiales.[1]

Sin embargo, el uso de dichas agujas conlleva a una importante desventaja: suelen ser poco intuitivas para el profesional médico que las usa. Su utilidad no se ve directamente relacionada con ninguna aplicación clínica concreta, por lo cual son situadas en un modelo de desarrollo e investigación más que en un caso práctico. [6] Debido a esto, los estudios realizados hasta el momento han tratado de buscar aquellas agujas con mayor porcentaje de **ecogenicidad**, para una gama completa de ángulos de inserción [7]. Los datos son presentados por diagramas polares que discriminan intuitivamente entre agujas con un rango alto o reducido de visualización.

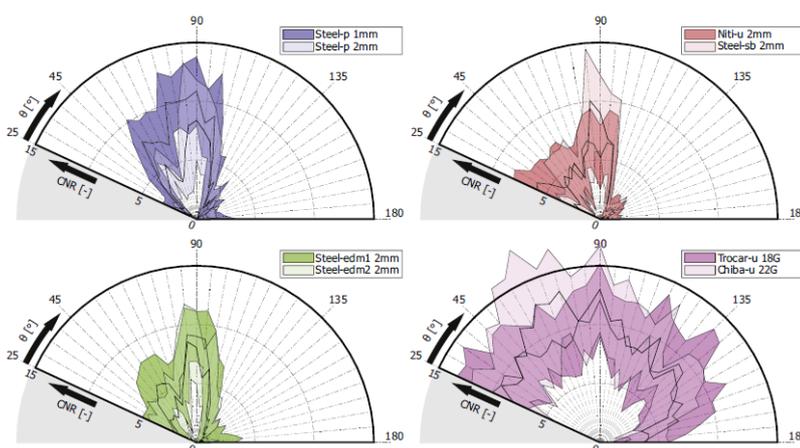


Figura 3.2: Diagrama polar que representa la visibilidad de la punta de la aguja, con valores de CNR (coordenada radial) con respecto a los ángulos de inserción (coordenada angular). Las bandas de color indican la desviación estándar y la mediana es representada en negro. CNR (contrast-to-noise ratio) = relación de contraste a ruido. [7]

### CAPÍTULO 3. ANTECEDENTES

Como se puede apreciar en la figura 3.2, la variación de los materiales y el diseño de la aguja devuelve unos resultados diversos, siendo los mejores resultados para las agujas de tipo Trocar y Chiba. Aun así, la clave para lograr un buen porcentaje de visibilidad, más allá del material y la forma de las propias agujas, acaba siendo la inclinación con la que la aguja se coloca respecto al plano. La figura 3.2 nos muestra que casi todas las agujas mantienen un  $CNR > 10$  al introducir la aguja totalmente paralela al plano del ecógrafo.

Por ello mismo, cuando se trabaja con imagen ecográfica, la aguja se introduce idóneamente en paralelo al plano del ecógrafo, es decir, el plano que está recogiendo las señales por ultrasonido. De esta forma, las ondas sonoras emitidas por el ecógrafo son reflejadas con mayor facilidad en la superficie del instrumental, y se muestran de una forma más nítida en la ventana de navegación del ecógrafo.

Tomando este razonamiento, surgen diversos añadidos físicos, como el *Ultra-pro II needle guide* (Figura 3.3). Este aparato se aplicaría en un extremo de la sonda del ecógrafo, y ofrecería un orificio por el que poder introducir la aguja. De esta forma, se sacrifica el ángulo de trabajo del intervencionista para asegurar en todo momento que la aguja es insertada en el mismo plano que la imagen del ecógrafo.

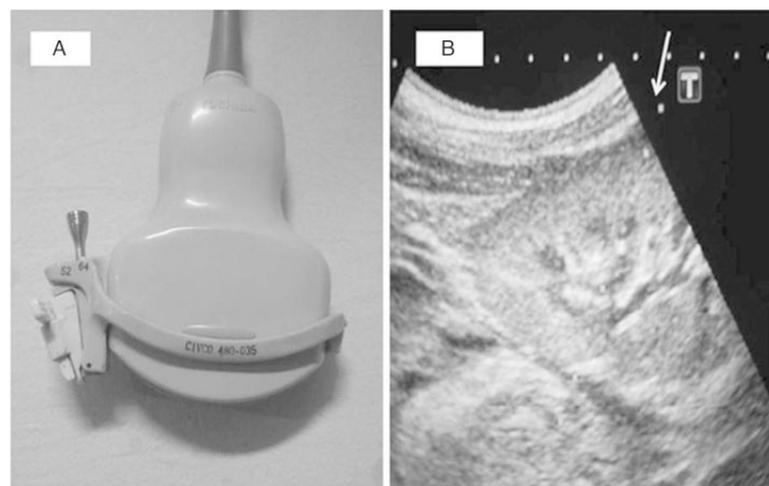


Figura 3.3: (A) Imagen del Ultra-pro II needle guide, Civco, IA, EE. UU., y (B) imagen del polo inferior izquierdo del riñón con puntos de guía (flecha). [8]

Esta herramienta cuenta con un sistema manual de piezas intercambiables con la

---

que podemos fijar el ángulo deseado en cualquier tipo de operación. Las desventajas de la herramienta son la fijación de la misma a la sonda del ecógrafo, la cual suele estar diseñada para modelos curvos de sonda, y lo más destacable: requieren una atención considerable y una coordinación mano-ojo para ser utilizadas adecuadamente. Además, este tipo de guías de aguja suelen ser relativamente caras [9].

Una solución más económica y directa es trabajar directamente sobre la imagen del ecógrafo. Dicha imagen puede ser transmitida a un ordenador externo a tiempo real, permitiendo trabajar sobre ella con más comodidad para así procesarla mediante diversos algoritmos. Gracias a este procesamiento externo se pueden resolver problemas prácticos de investigación clínica, ayudándonos de software dedicado al tratamiento de imágenes médicas [10].

Los sistemas de navegación para instrumentos quirúrgicos basados en imagen ecográfica requieren acceso en tiempo real a los datos del ecógrafo en el software de navegación. Esto es necesario para vincular las imágenes del ecógrafo con sus correspondientes datos de posición y orientación facilitados por un sistema de seguimiento (tracking). La forma tradicional para obtener acceso en tiempo real a la imagen del ecógrafo es conectar la salida analógica del sistema a una tarjeta de captura de fotogramas conectada al ordenador de navegación. El uso de la salida analógica puede afectar la calidad de la imagen debido a las diferentes conversiones necesarias a realizar y la falta de metadatos (por ejemplo, profundidad) que acompañen a las imágenes del ecógrafo.

Alternativamente, los datos digitales pueden transmitirse directamente desde el escáner del ecógrafo, lo cual requiere de una investigación colaborativa entre el fabricante y el usuario del sistema de ecografía. Estos sistemas generalmente proporcionan una interfaz unidireccional de transmisión, pero ya existen protocolos de comunicación bidireccionales donde el escáner puede ser controlado (p.e. modificar la profundidad de la imagen...) mediante un sistema de navegación que hace posibles soluciones integradas de mayor calidad y alcance [11]. Los protocolos utilizados son normalmente propietarios, aunque las propuestas de estándares que se basen en

la transmisión a tiempo real, están empezando a surgir (p.e., **OpenIGTLink** [12], DICOM en cirugía (WG24)).

Dichos protocolos son utilizados en herramientas de desarrollo clínico que, junto con muchos más componentes software, se unen para ofrecer un entorno de navegación e investigación que facilite labores o estudios del ámbito médico. **CustusX** [13] es una plataforma de investigación de terapias guiada por imágenes (Image-Guided Therapies, **IGT**), dedicada a la navegación intraoperatoria y el uso de imagen ecográfica. **3D Slicer** [14] también aporta una infraestructura similar, incluyendo rutinas para leer y escribir varios formatos de archivos, manipulando sistemas de coordenadas 2D y 3D, presentando un paradigma de interfaz de usuario y una visualización coherentes.

3D Slicer se basa en un conjunto de componentes de software potentes y ampliamente utilizados (Tcl / Tk, VTK, ITK) al que se agrega una capa de aplicación que hace que el sistema pueda ser empleado por usuarios finales no programadores. Usando este enfoque, se han implementado aplicaciones avanzadas como cirugía guiada por imágenes, robótica, mapas cerebrales y colonoscopia virtual como módulos 3D Slicer, entre otros.

El proyecto 3D Slicer ha demostrado ser un entorno emocionante y productivo para proyectos avanzados de computación de imágenes médicas. Este entorno, apropiado para el entorno de investigación, es intrínsecamente menos estructurado y restringido que el software convencional de dispositivos médicos que se utiliza en la rutina clínica ofreciendo capacidades convincentes para mejorar y crecer con el tiempo en comparación con las alternativas que imponen una licencia comercial. [14]

CustusX y 3D Slicer, se basan en las mismas bibliotecas de código abierto. Sin embargo, mientras que CustusX está muy focalizado a IGT, lo que significa que la interfaz de usuario y las funciones están ajustadas para el uso intraoperatorio (CustusX está hecho para utilizarse directamente en quirófano), 3D Slicer cuenta con una comunidad mucho más grande de usuarios y desarrolladores que cuidan y mejoran el entorno, sus módulos y librerías a diario. Entre las múltiples extensiones que se

---

encuentran disponibles para añadir a la plataforma software, destacan SlicerIGT y SlicerSoundControl.

- SlicerIGT contiene una colección de módulos para tareas comúnmente necesarias en intervenciones basadas en IGT, y también proporciona herramientas para desarrolladores de software para la creación de interfaces gráficas de usuario totalmente personalizadas para uso intraoperatorio. SlicerIGT no se comunica directamente con los dispositivos de hardware. Para ello, utiliza el módulo de comunicación **OpenIGTLink** de 3D Slicer. Por lo tanto, requiere dispositivos con soporte OpenIGTLink o PLUS para transmitir la información entre 3D Slicer y el hardware y viceversa. [15]
- SlicerSoundControl [16] es una extensión 3D Slicer para generar feedback sonoro durante aplicaciones de navegación. Es una extensión en pleno desarrollo y que actualmente solo transmite feedback de la distancia absoluta entre herramientas o objetos del entorno. El sonido es generado por **PureData** [17], un lenguaje de programación visual de código abierto para multimedia. Para modular el sonido generado en función de la distancia del instrumento (en nuestro caso, aguja percutánea), 3D Slicer envía parámetros utilizando el protocolo OpenSoundControl [18] .

# Capítulo 4

## Metodología

Antes de entrar de lleno en la implementación que se ha llevado a cabo para alcanzar los objetivos, es importante recabar información de los antecedentes anteriormente mencionados, de los cuales se dispone para formar una base sólida a desarrollar, y apuntar todo el equipo hardware que se utilizará durante el desarrollo del proyecto.

El ecógrafo que utilizaremos para llevar a cabo la intervención guiada por imágenes será el bk5000 Ultrasound. Al no tener acceso para poder comunicar el ecógrafo con la computadora, se siguen los procedimientos actuales ante esta disyuntiva, buscando una conversión unidireccional mediante una capturadora que mande a tiempo real la imagen íntegra del ecógrafo, a pesar de perder información de metadatos que pudiera ofrecer el ecógrafo al utilizar una conexión propia.

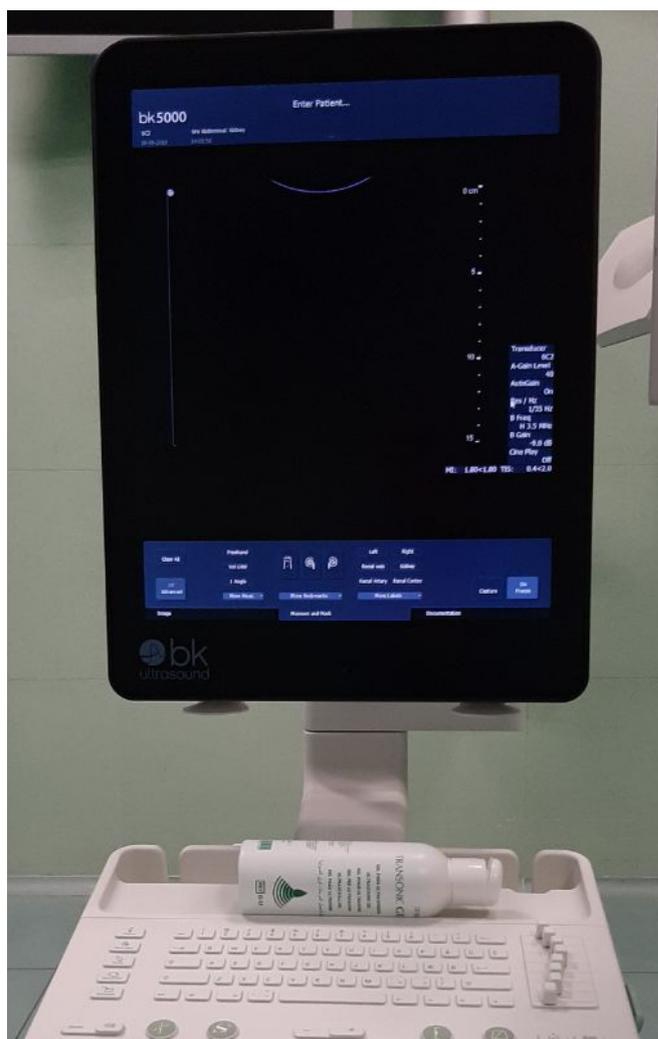


Figura 4.1: bk5000 Ultrasound (BK Medical, Dinamarca).

Para capturar las imágenes que se muestran en la pantalla del ecógrafo, se utiliza una grabadora AVerMedia (Live Gamer Portable - C875) [19]. Dicha grabadora solo dispone de un puerto HDMI de entrada, siendo la salida del ecógrafo DVI. Por lo que se utiliza un pequeño convertor DVI-VGA y otro VGA-HDMI para realizar la conexión entre la grabadora y el ecógrafo.

Una vez la imagen llega a la grabadora, el software de la misma da la opción de grabar la imagen, o de enviarla por streaming. Dado que el objetivo es mandar en tiempo real las imágenes a 3D Slicer, se elige la opción del streaming. Dentro del streaming, avermedia permite lanzar las imágenes a conocidas plataformas de stream

(Twitch entre otras) y la opción de enviarlas a un servidor mediante RTMP (Real Time Message Processing). RTMP es un protocolo de transporte para llevar audio y video entre el codificador y la plataforma de streaming. Para ello, se requiere crear un servidor propio que reciba las imágenes, por lo que se utiliza **NGINX** [20], un servidor web/proxy multiplataforma que trabaja con los protocolos HTTP, HTTPS, entre otros. Para adaptarlo al proyecto, se añade un módulo [21] para poder dar servicio al protocolo RTMP. Este módulo se encuentra añadido en algunas de las versiones de NGINX. En concreto, se ha instalado la versión **Gryphon** (1.7.11.3).

El siguiente paso es crear la tubería que lea las imágenes en dicho puerto y las transmita a 3D Slicer. Para ello, se utilizará **PLUS ToolKit** [22], un conjunto de herramientas software que proporcionan ayuda a la hora de capturar, procesar y calibrar la imagen del ecógrafo.

Entre todas las herramientas que PLUS ofrece, se hará uso de PLUS Server, un software que permite crear conexiones entre dispositivos hardware y 3D Slicer. Accederemos a PLUS Server utilizando el PLUS Server Launcher. Puesto que se está trabajando con un servidor, al no existir un cable que comunique el ecógrafo con el ordenador, se usará una configuración que haga uso de la interfaz que **OpenCV** ofrece para capturar imágenes de un flujo [23].

Debido a que los archivos de configuración de PLUS permiten más de una conexión real o virtual al mismo tiempo con 3D Slicer (como se verá más adelante en el apartado de Implementación y Desarrollo), se utiliza el mismo archivo para conectar un **sistema electromagnético de trackeo: NDI Aurora** [24], el cual transmitirá información a tiempo real de tres sensores: El sensor de la propia aguja, el sensor de la sonda del ecógrafo, y el sensor estático de referencia que se utiliza para cálculos posteriores.

Para realizar la conexión entre PLUS Server Launcher y 3D Slicer, se ha de establecer una tubería para permitir un intercambio de mensajes. Se logrará mediante una interfaz de comunicación llamada OpenIGTLink diseñada específicamente para intervenciones guiadas por imágenes. Esta interfaz es incluida en la instalación de PLUS Server Launcher, mientras que para 3D Slicer se hará uso de una extensión

---

llamada SlicerIGT, un software gratuito de código abierto para visualización y análisis de imágenes, que contiene la interfaz que buscábamos gracias a su módulo Plus Remote.

Una vez se dispone del flujo de imágenes del ecógrafo en 3D Slicer, y de las posiciones relativas de los sensores, así como su orientación, se procede a crear un sistema organizado mediante transformaciones y sistemas de coordenadas propios de cada sensor. La primera transformación que se crea nace de la necesidad de calibrar la imagen con respecto a la posición de la sonda del ecógrafo. Dicha calibración espacial permite calcular la posición de la imagen de ultrasonido en relación con el sensor colocado en la sonda del ecógrafo. Para la calibración, se utiliza el módulo Fiducial Registration Wizard. También se imprime una plataforma de calibración como método alternativo, que al final no se llegó a utilizar [Anexo 1].

A fin de mostrar una imagen que ayude al usuario final del proyecto, se realiza una máscara que oculte los números y demás información de la interfaz del ecógrafo para que solo las imágenes que nos muestra el ultrasonido sean plasmadas en el sistema de navegación. La máscara es realizada utilizando los módulos de Segment Editor y el sistema de capas de muestreo del navegador visual en 3D Slicer.

Una vez la imagen ha sido procesada correctamente y las diferentes transformaciones han sido creadas, procedemos a conectarlos mediante otra tubería virtual con el módulo de sonido que es la auténtica novedad que se aporta en este proyecto. Partiendo del ya creado módulo de sonido SlicerSoundControl, se realizarán modificaciones en el código fuente para poder llevar a un patch de PureData los valores de distancia, inclinación y posición relativa que se anunciaban anteriormente.

Al disponer de la posición de la aguja con respecto al plano de la imagen del ecógrafo, se prepara una bifurcación lógica entre el auricular izquierdo y derecho, siendo el signo de dicha posición el que dicta por qué audífono deben sonar las señales acústicas. Persiguiendo el objetivo de una mayor conciencia del usuario sobre la ubicación del instrumental y las correcciones de posición que deba hacer sobre el mismo, los sonidos son transmitidos a diferente tempo. Esta variación de compás es

medida mediante bpm (beats per minute - golpes por minuto), y se escala en función de la distancia calculada entre el instrumental y el plano que genera la sonda del ecógrafo. De esta manera, el usuario escucha sonidos a mayor velocidad cuando se acerca a una posición correcta.

Para diferenciar entre el feedback que ayuda a posicionarnos en el plano, y el que nos facilita la inclinación que se ha de formar con la sonda para poder visualizar de mejor manera la aguja, se implementan diferentes ondas de audio que suenan por separado y con cálculos de bpm independientes.

Finalmente, el proyecto es probado usando phantoms caseros fabricados a partir de una composición gelatinosa que simula el tejido orgánico. En dicha mezcla, son añadidos unos pequeños globos de agua que permanecen estáticos en el medio del recipiente, los cuales sirven de objetivos a la hora de realizar las pruebas. Los datos estadísticos y las conclusiones del proyecto nacen de los resultados obtenidos de las encuestas de experiencia completadas por los profesionales clínicos tras las pruebas en quirófano con dichos phantoms y el sistema de navegación implementado.

# Capítulo 5

## Implementación y desarrollo

Como se ha mencionado con anterioridad, el campo de las intervenciones guiadas mediante ecografía está siendo explotado recientemente, ya que resulta una información de gran utilidad y fácil acceso para proporcionar asistencia a los cirujanos durante las intervenciones y fomentar una mayor precisión y rapidez en los procedimientos. Es por esto, por lo que, salvando todo lo relacionado con el sonido que se ha perseguido en este proyecto, se han encontrado varios programas software y módulos que han ayudado a la preparación de todo el sistema. En este apartado, se profundiza en cuáles han sido los cambios y modificaciones que se han realizado en cada una de estas herramientas software para su adaptación a las necesidades de este proyecto.

### 5.1. nginx

La configuración de un servidor de nginx nos permite cambiar una numerosa cantidad de variables. En nuestro caso, se han utilizado las siguientes.

```
rtmp {  
    server {  
        listen 1935;  
        buflen 500ms;
```

```

        chunk_size 512;
        application live {
            live on;
            record off;
        }
    }
}

```

- **listen:** Agrega un socket de lectura a NGINX para aceptar conexiones (en nuestro caso, RTMP)
- **buflen:** Permite fijar la duración del buffer. La opción por defecto es de 1000ms, por lo que se ha decrementado a la mitad para conseguir una mayor fluidez de imagen.
- **chunksize:** Permite fijar el tamaño máximo para la multiplexación del stream. La opción por defecto es 4096. Sin embargo, cuanto más grande sea este tamaño, mayor será la sobrecarga de la CPU. Puesto que el valor mínimo es 128, y tras la realización de varios testeos con potencias de dos superiores a tal valor, se acaba fijando un valor de 512.

Una vez se ha acabado de preparar la configuración del servidor, basta con abrir una terminal y lanzar el servidor ejecutando el comando `start nginx.exe`. Podemos comprobar que el servidor se ha creado correctamente con el comando `tasklist /fi "imagenname eq nginx.exe"`.

```

Microsoft Windows [Versión 10.0.17134.950]
(c) 2018 Microsoft Corporation. Todos los derechos reservados.

C:\nginx 1.7.11.3 Gryphon>start nginx.exe

C:\nginx 1.7.11.3 Gryphon>tasklist /fi "imagenname eq nginx.exe"

Nombre de imagen          PID Nombre de sesión Núm. de ses  Uso de memor
=====
nginx.exe                 1252 Console           8      8.736 KB
nginx.exe                 11144 Console           8     12.376 KB
nginx.exe                 21488 Console           8     12.432 KB

C:\nginx 1.7.11.3 Gryphon>

```

Figura 5.1: Comandos usados al trabajar con NGINX

Es importante destacar que la conexión Wi-Fi del ordenador ha de ser desactivada antes de lanzar el servidor, pues la librería de nginx buscará la conexión a internet y la velocidad de muestreo de las imágenes se verá afectada negativamente, al no estar utilizando localhost.

## 5.2. AVerMedia

La capturadora Live Gamer Portable dispone de un software de configuración bastante personalizable que permite regular la calidad y las dimensiones de las imágenes que recoge directamente del ecógrafo.

Puesto que la intención del streaming radica en que el refresco de las imágenes sea lo más rápido posible, se baja la calidad de las imágenes para que los paquetes de datos sean más pequeños, y se tarde menos tiempo en representar la imagen.

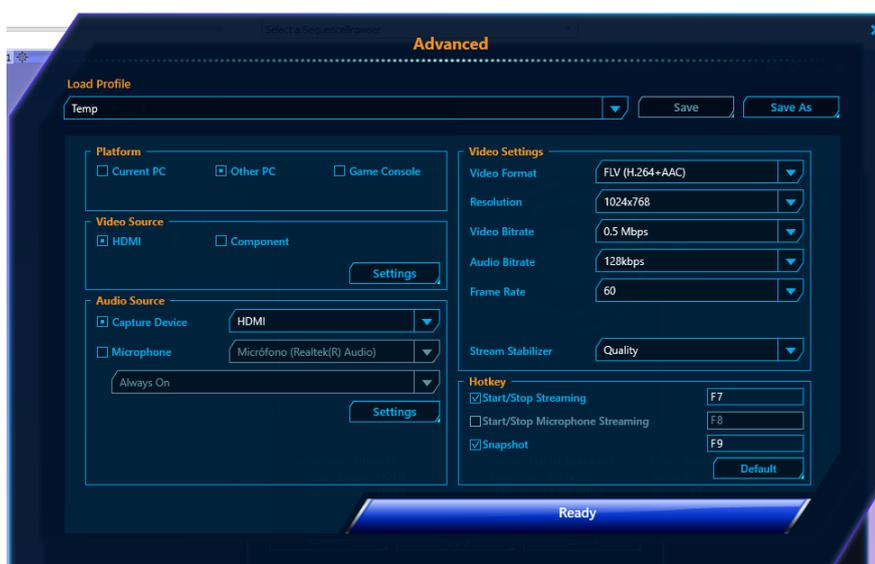


Figura 5.2: Control de ajustes de calidad de stream de la grabadora AVerMedia

Tras la puesta a punto de los ajustes, se lanza la transmisión.

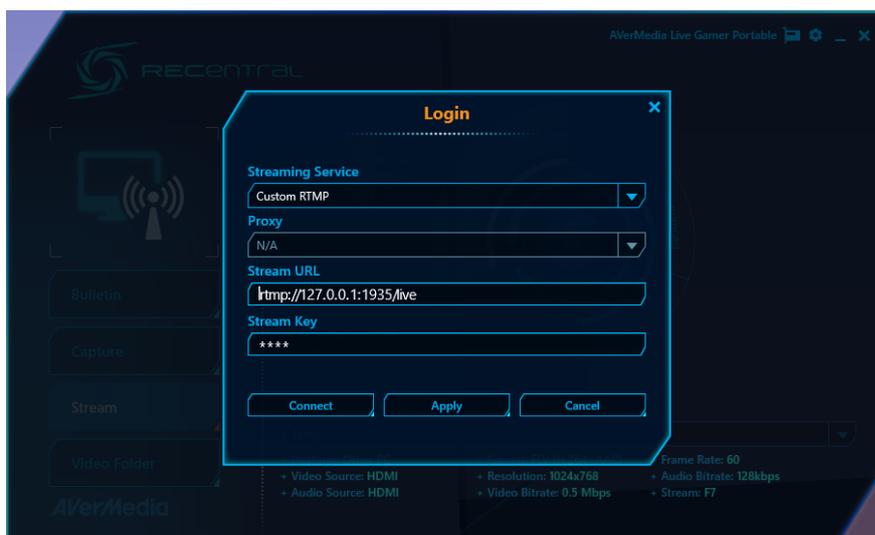


Figura 5.3: Ajustes previos antes de comenzar el streaming

Tras lanzar previamente el servidor, y empezar el stream transmitiendo la imagen del ecógrafo, se obtiene un flujo de frames con un retraso menor a un segundo en localhost, con el puerto 1935.

### 5.3. PLUS Toolkit - Plus Server Launcher

Para conectar tanto el flujo de imágenes del streaming como los sensores de posición controlados por el NDI Aurora, se utiliza Plus Server Launcher con un fichero de configuración adecuado que albergue dichas herramientas, tanto virtuales como físicas.

Un archivo de configuración se separa en distintos campos:

- **DataCollection:** Campo que adquiere datos de varios dispositivos físicos o de software simultáneamente, procesando y combinando los datos adquiridos en función de ciertas variables que pueden ser modificadas. Es el núcleo de cada archivo de configuración.
- **CoordinateDefinitions:** La posición de las imágenes adquiridas, herramientas y otros objetos son definidos especificando un sistema de

### 5.3. PLUS TOOLKIT - PLUS SERVER LAUNCHER

---

coordenadas cartesianas 3D (también conocido como marco de referencia) para cada objeto y las transformaciones entre ellos. Cada transformación es rígida y está representada por una matriz de transformación 4x4. Cada sistema de coordenadas está etiquetado por su nombre, posición de origen, direcciones de eje y unidad.

La mayoría de estas transformaciones son calculadas automáticamente tras haber sido declaradas, sin embargo aquellas transformaciones estáticas o virtuales que se requieren para este proyecto, tales como la posición de la imagen respecto al sensor de la sonda, son declaradas en este espacio, a fin de evitar la recalibración y las definiciones de dichas transformaciones de forma reiterada dentro de 3D Slicer.

- `PlusOpenIGTLinkServer`: Campo en el que se crea la tubería real utilizando la interfaz de `OpenIGTLink`. Desde aquí, son configuradas variables relevantes tales como el puerto que se utilizará para transmitir los mensajes, el flujo de imágenes y las transformaciones a procesar y enviar, etcétera.

Durante el proyecto son ejecutados diversos archivos de configuración, con motivos de testeo y perfeccionamiento de la eficiencia del paso de datos. El modelo que acabaremos usando para las pruebas con usuarios se encuentra en el anexo [Anexo 3]. Caben resaltar algunas partes críticas de dicho archivo de configuración.

- `SerialPort`: El puerto del que obtenemos el flujo de datos del sistema de seguimiento electromagnético (NDI Aurora) dependerá de qué puerto USBelijamos. Para comprobarlo, es recomendable lanzar la aplicación “NDI Track” que nos marcará el puerto “COM” empleado por el ordenador actual en la parte superior de la ventana.
- `DataSources`: El orden de sensores (Aguja - Sensor de referencia - Sonda) debe de ser el mismo que se siga a la hora de conectar los sensores al núcleo de la máquina.

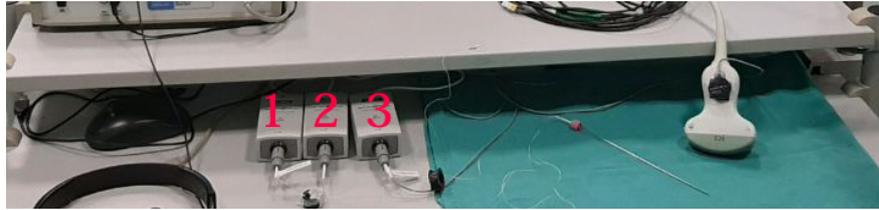


Figura 5.4: Orden de los componentes en el NDI Aurora (de izq a der: Sensor de la Aguja, Sensor de Referencia, Sensor de la Sonda)

- RequestedCaptureApi: Se utiliza la librería de FFMPEG para realizar la reconstrucción de las imágenes, para hacer uso de su función -nobuffer [25], que se se encarga de reducir la latencia introducida por el almacenamiento en búfer durante el análisis de flujos de entrada iniciales.
- PortUsImageOrientation [26]: Como puede apreciarse en la figura 5.5, el sensor de la sonda está unido al instrumental utilizando cinta adhesiva (La opción más óptima es fabricar un adaptador mediante impresión 3D, pero no se encontró ningún modelo que encajara con la sonda de la que se disponía). El principal problema que resuelve este parámetro es resolver el conflicto de orientación que se pudiera dar al colocar el sensor en una dirección diferente. Mediante las siglas MF, comunicamos a PLUS Server Laucher que el sensor está apoyado sobre los mismos ejes de dirección que la sonda.

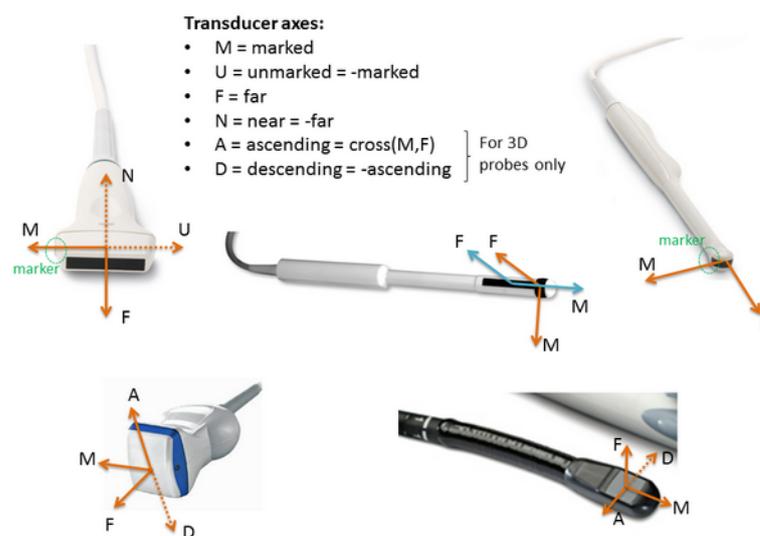


Figura 5.5: Leyenda de ejes de la sonda

- VirtualMixer [27]: Sólo un Output channel puede ser dirigido por la tubería que conectará PLUS Server Launcher y 3D Slicer. Normalmente, un solo Input Channel es vinculado a la salida. Sin embargo, como disponemos de dos canales de entrada (NDI Aurora y el streaming RTMP) se hace uso de un canal virtual que enlaza las dos fuentes de datos en una sola.

## 5.4. 3D Slicer

Debido a la modularidad del programa, se resalta en primer lugar aquellas extensiones que han tenido que ser añadidas a la versión vanilla para poder lograr todas las funcionalidades que se requieren para el proyecto. Dichos módulos fueron implementadas desde el propio organizador de extensiones de la plataforma.

- Sequences
- SlicerIGT
- SlicerOpenIGTLink
- SoundControl
- SegmentorEditorExtraEffects

Una vez dichas extensiones son añadidas, se llevan a cabo las siguientes labores:

### 5.4.1. Conexión con Plus Server Launcher

Para conectar con la tubería creada desde Plus Server Launcher, se utiliza el módulo PLUS Remote de la extensión SlicerIGT.

Como se menciona en el punto anterior, el puerto a conectarnos será el 18944. La IP siempre será localhost.

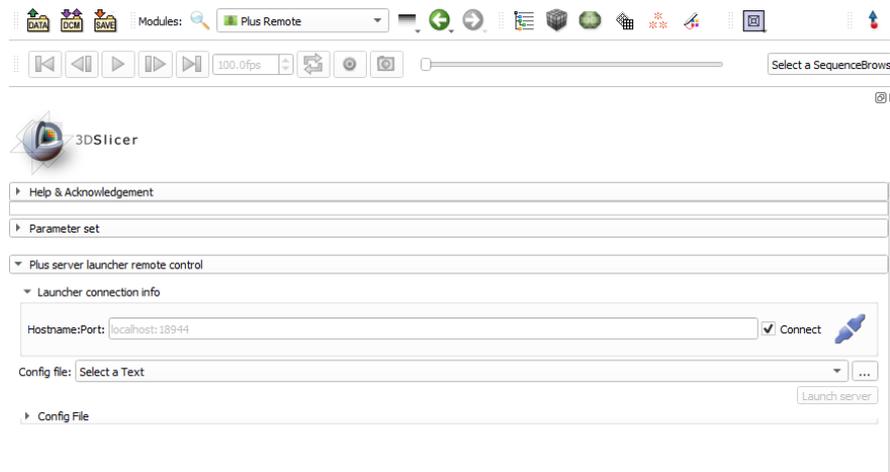


Figura 5.6: Módulo Plus Remote de 3D Slicer

Tras ello, es posible visualizar en el módulo *Data* el total de transformaciones objetos o cualquier otro flujo de datos se transmitan desde Plus Server Launcher.

### 5.4.2. Máscara y región de interés de la Imagen

La imagen del ecógrafo, además de mostrar la representación de los ultrasonidos, muestra todo tipo de información en los laterales que permiten configurar el ecógrafo (profundidad, brillo, herramientas...). Al capturar la totalidad de la imagen, es necesario utilizar una región de interés para que los intervencionistas no se distraigan con los datos irrelevantes para su representación 3D.

Para ello, el procedimiento será realizar una máscara mediante el módulo Segment Editor y la herramienta Surface Cut, para seleccionar así la región de interés adecuada.

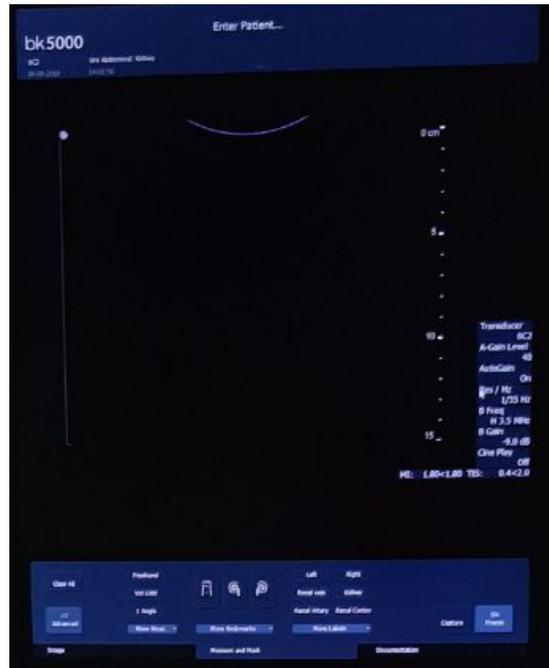


Figura 5.7: Detalle de la imagen del ecógrafo

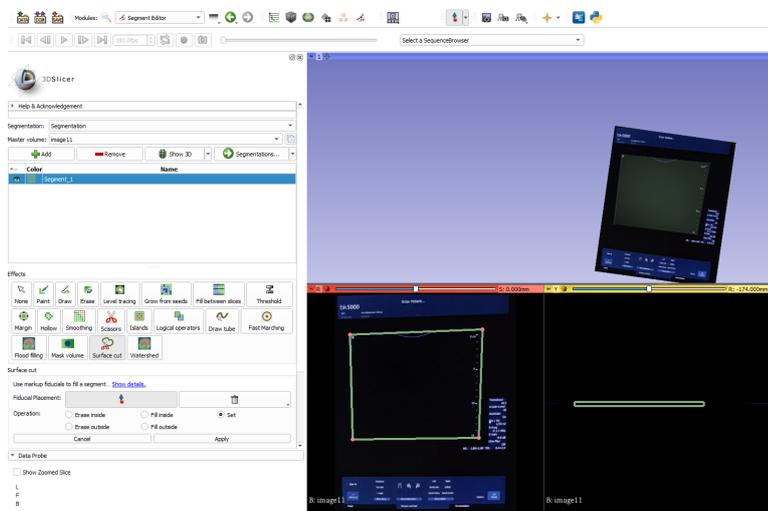


Figura 5.8: Preparando la máscara del ecógrafo desde el módulo Segment Editor

Una vez se selecciona la zona que se desea mantener visible, se utiliza la herramienta *Mask Volume* para crear un volumen independiente al anterior, con la región de interés a color y el resto totalmente negro.

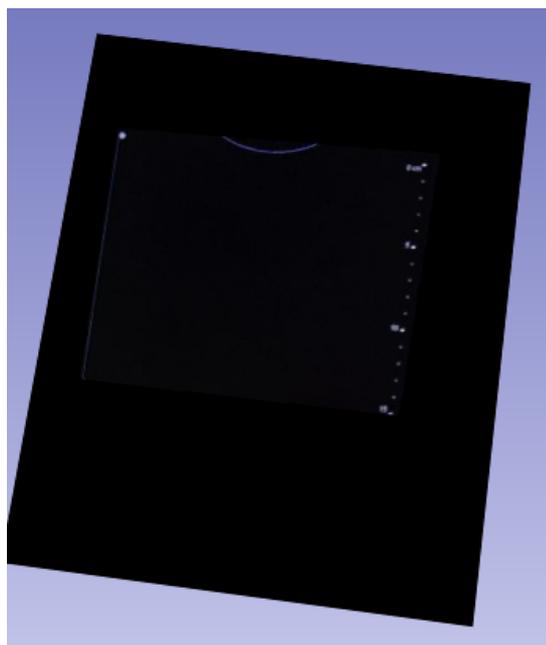


Figura 5.9: Detalle de la máscara en el navegador 3D (Bordes en negro, región de interés a color)

El siguiente paso es colocar la máscara que acabamos de crear justo debajo de la imagen. Para ello, se accede al menú de capas del navegador, colocando el volumen de la máscara en la capa *Background* y la imagen original en la capa *Foreground*.

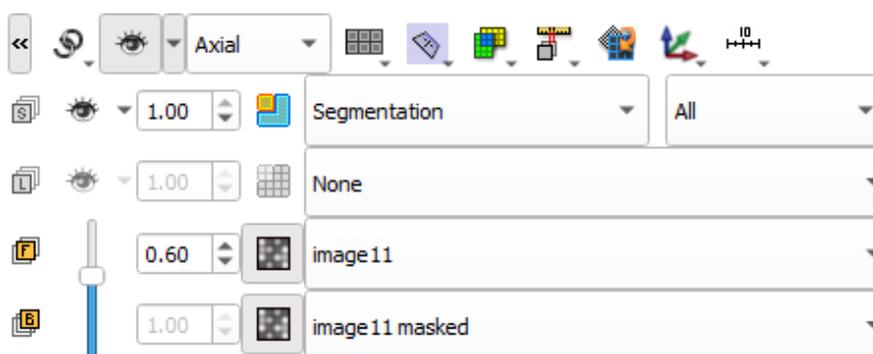


Figura 5.10: Detalle de la colocación de capas para la máscara del ecógrafo

El siguiente paso es establecer un umbral (threshold) en la máscara, eliminando el color negro. Esto se realiza desde el módulo *Volume*.

#### 5.4. 3D SLICER

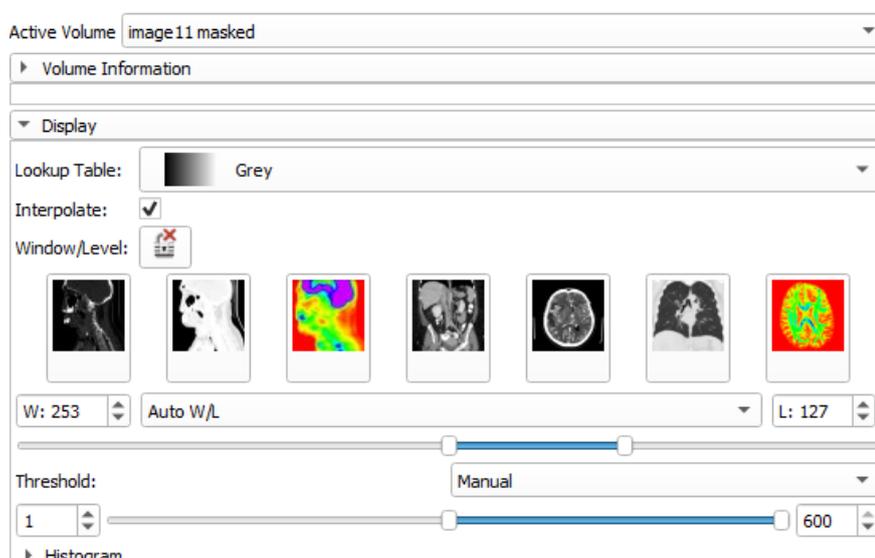


Figura 5.11: Detalle del módulo Volume para otorgar un umbral de color a la máscara del ecógrafo

A medida que el umbral se incrementa, se obtiene un resultado más cercano al deseado.

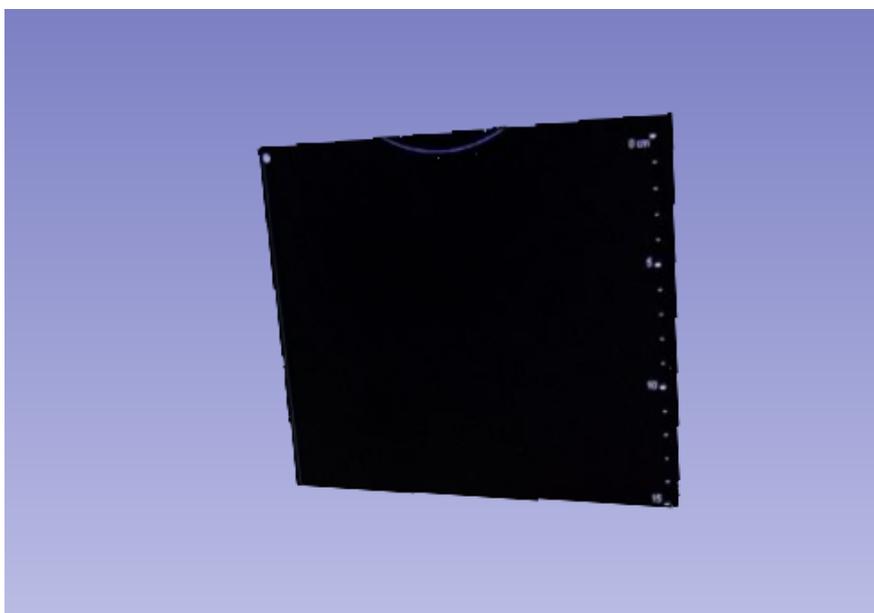


Figura 5.12: Detalle de la imagen final del ecógrafo tras aplicar la máscara y ocultando los datos numéricos laterales

Para facilitar el posicionamiento de la imagen, se usa el módulo Volume Reslice Driver, el cual usa la imagen como controlador para una vista de corte en modo

transversal.

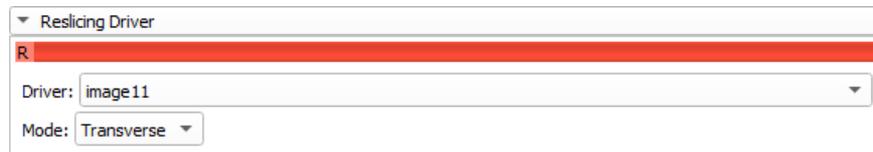


Figura 5.13: Detalle del módulo Volume Reslice Drive estableciendo el modo Transverse

### 5.4.3. Calibración de la imagen del Ecógrafo

Aunque la matriz de transformación del sensor colocado en la sonda del ecógrafo es recibida desde Plus Server Launcher, debemos tener en cuenta que dicho sensor está colocado en la parte superior de la sonda.



Figura 5.14: Detalle de la colocación del sensor en la sonda del ecógrafo

#### 5.4. 3D SLICER

Esto provoca un desplazamiento considerable de donde debería situarse realmente la imagen, ya que se busca que la imagen aparezca desde el medio de la sonda, no desde un lateral.

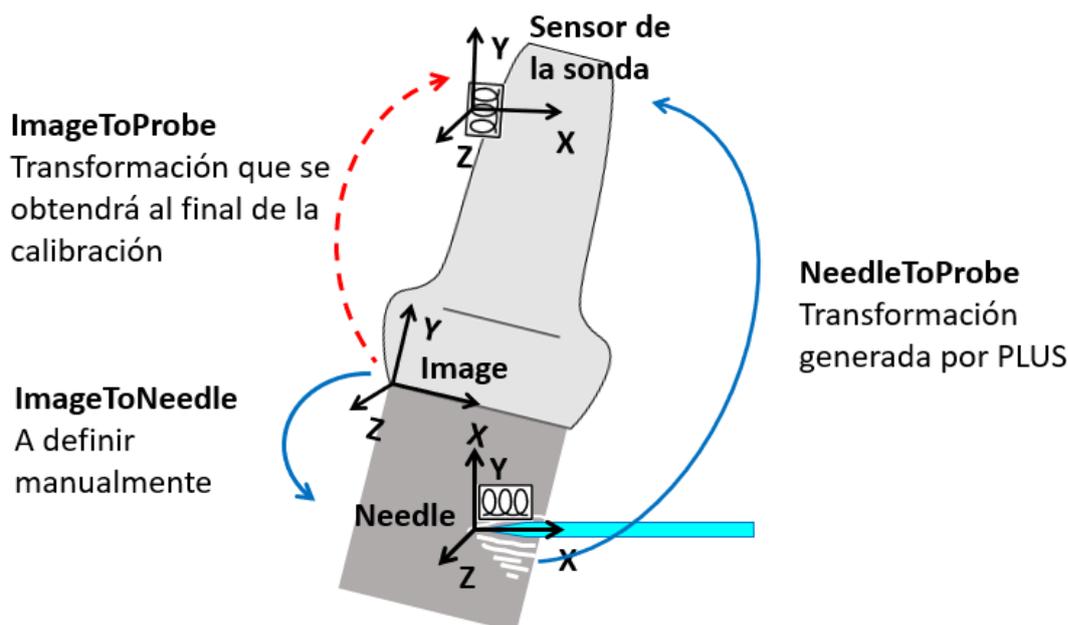


Figura 5.15: Esquema de transformaciones durante la calibración de la imagen

Para solucionarlo, se calibra la imagen utilizando el puntero de la sonda, siguiendo un procedimiento paulatino. La sonda y la aguja se colocan en el área de trabajo en una posición adecuada, y se introduce la aguja en agua para que pueda ser reflejada en la imagen del ecógrafo. Una vez hecho esto, se desplaza la aguja al extremo izquierdo inferior del límite al que alcanza la sonda. Al mismo tiempo, desde 3D Slicer se marca el extremo de la aguja una vez ha llegado al extremo. 3D Slicer registra las posiciones de la aguja y del sensor de la sonda, y espera a recibir más puntos clave. Este proceso se realiza en sentido de las agujas del reloj para el resto de los extremos. Después, la sonda es girada  $180^\circ$ , y el proceso debe repetirse para así obtener un total de 8 puntos.

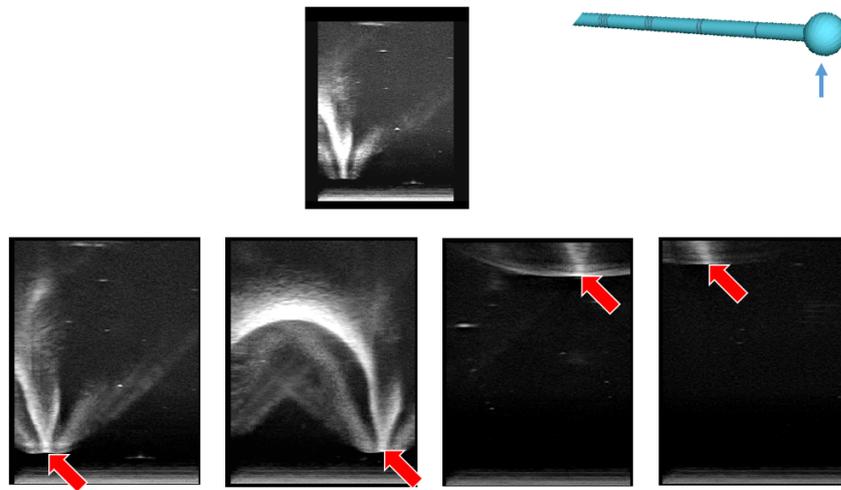


Figura 5.16: Detalle de la calibración mostrando los 4 ángulos de posición del instrumental

Una vez finalizado, 3D Slicer genera una matriz de transformación en función del sensor del ecógrafo.

$$\begin{pmatrix} 0,22 & -0,007 & 0,001 & -170,19 \\ -0,007 & -0,22 & 0,01 & 30,50 \\ 0,001 & -0,010 & -0,22 & 14,94 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Esta matriz sitúa su eje de coordenadas en una posición idónea para la imagen con la que se realizan las pruebas, posicionándola de tal forma que la aguja coincida con la imagen del ecógrafo en todo momento. Al observar la matriz se comprueba como los valores de rotación son cercanos a 0, y como los valores de translación son correspondientes a la distancia en mm. que existe entre el sensor colocado en la ecógrafo y la parte inferior de la propia sonda (Como se puede apreciar en la Figura 5.10).

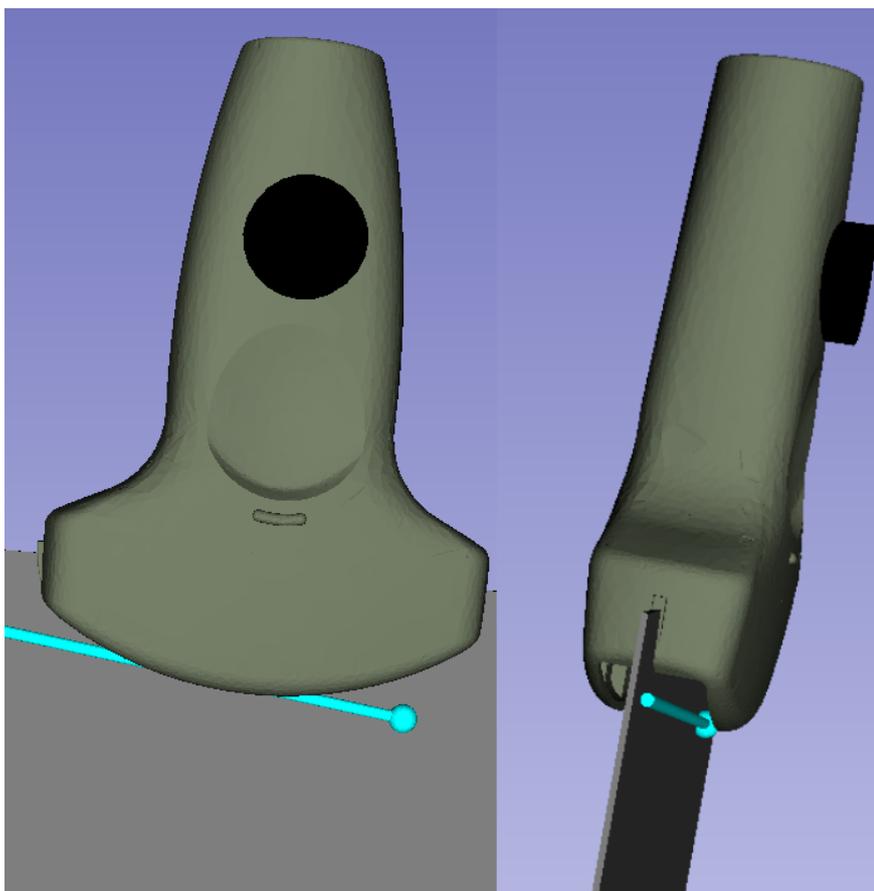


Figura 5.17: Vista frontal y lateral de la aguja próxima a la imagen proyectada por la sonda

Tras calibrar la imagen, si la aguja es visible en la pantalla del ecógrafo, el modelo 3D de la aguja en el navegador estará situada justo encima de la imagen de la aguja que, parcialmente, será visible en la imagen del streaming.

#### 5.4.4. Jerarquía de transformaciones

Si accedemos al módulo *Data* → *Transform hierarchy*, se visualiza el esqueleto de la escena sobre la que estamos trabajando en cada momento. La vista enumera todos los **nodos** transformables de la escena como un árbol jerárquico que describe las relaciones entre los nodos. Esta es una de las partes críticas del proyecto.

Los nodos son objetos gráficos como volúmenes o modelos que controlan las pantallas en las diferentes vistas (2D, 3D).

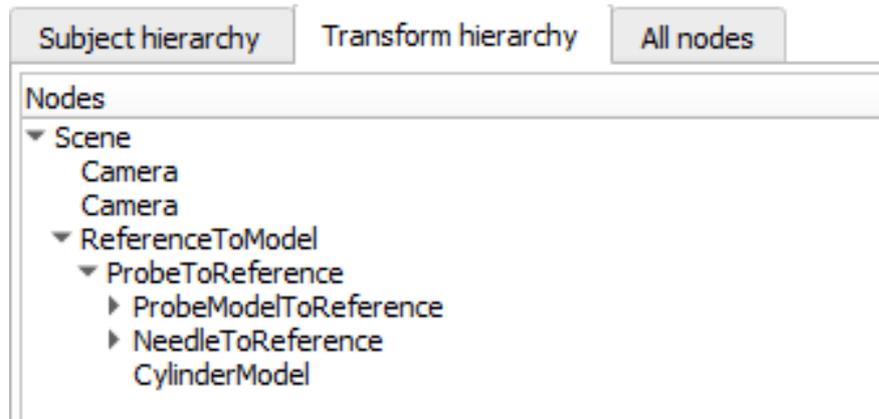


Figura 5.18: Detalle de la jerarquía de transformaciones a preparar

Cada objeto que registramos en la escena tiene su propio sistema de coordenadas, conocido como RAS (Right, Anterior, Superior).

Cuando establecemos una jerarquía de transformaciones, se anidan múltiples **transformaciones afines** [28] que consisten de estiramientos, refracciones, rotaciones, escalas y traslaciones entre los sistemas de coordenadas, para representar en el navegador las distancias reales. Una transformación afín es una simple multiplicación de matrices aplicadas a un punto, seguidas de una traslación.

Los únicos movimientos que realizaremos con los sensores causarán cambios en la matriz de rotación y en la de traslación. Así, una rotación de  $\gamma$  grados sobre X, sería calculada de la siguiente manera.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma & -\sin\gamma \\ 0 & \sin\gamma & \cos\gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

Una rotación de  $\beta$  grados sobre Y, se calcularía:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

Y una rotación de  $\alpha$  grados sobre el eje Z, viene dado por la matriz:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

Las traslaciones serán simples deslizamientos de puntos en el espacio a través de vectores fijos.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix}$$

Se puede apreciar que estos dos componentes que constituyen nuestras transformaciones afines son multiplicaciones de matrices 3x3 o sumas de matrices 3x1. Las matrices 4x4 que podemos visualizar en 3D Slicer nacen del concepto de las **coordenadas homogéneas**. Para lograr coordenadas homogéneas, basta con añadir un “1” a todos los puntos y una coordenada “0” extra a todos los vectores.

$$\text{Point} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{Vector} \begin{pmatrix} \hat{x} \\ \hat{y} \\ \hat{z} \\ 0 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} \hat{x} \\ \hat{y} \\ \hat{z} \\ 0 \end{pmatrix}$$

Usando estas reglas, las transformaciones afines que aplicamos pueden ser descritas con tan solo una matriz 4x4.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & t_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & t_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

Por consiguiente, esta matriz 4x4 representa **las rotaciones y traslaciones que sufre un nodo respecto su nodo inmediatamente anterior**, variando según como se

organice la jerarquía de transformaciones en 3D Slicer.

Estas transformaciones de coordenadas deben de ser definidas correctamente para obtener un sistema de navegación correcto. Puesto que deben ser entre dos sistemas de coordenadas, las nombraremos utilizando la partícula “To”.

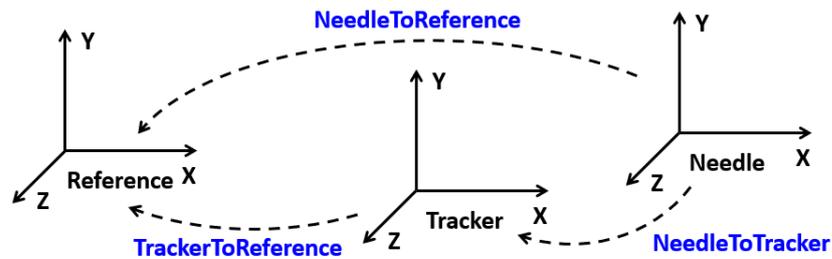


Figura 5.19: Esquema de transformaciones entre la aguja y el sensor de referencia

Los nombres de las transformaciones definen por sí mismas el sentido de la operación al marcar desde dónde y hasta dónde nos desplazamos. De esta forma, una transformación con el nombre NeedleToReference solo nos da información sobre la posición de una aguja relativa al sensor de referencia.

Cuando dicha transformación cambie, tanto la aguja como el sensor como ambos puede que se hayan movido en función del espacio donde se encuentren.

### 5.4.5. Cómputo de dimensiones espaciales

Los valores fundamentales en los que se centra el proyecto son la distancia de la aguja al plano formado por la imagen que proyecta la sonda del ecógrafo, la posición (frontal/trasera) respecto al plano, y la inclinación de la aguja con el plano.

Para el cómputo de dichos valores, se utilizan fórmulas básicas de geometría en el espacio. El mayor reto que surge al trabajar con las transformaciones en 3D Slicer es comprender su funcionamiento y razonamiento matemático para extraer toda la información que recopilan las matrices que definen cada transformación, tal como se explica en el punto anterior.

Cada modelo, objeto... tiene su propio sistema de coordenadas, pero solo hay un sistema de coordenadas mundial para definir la posición y orientación de cada modelo.

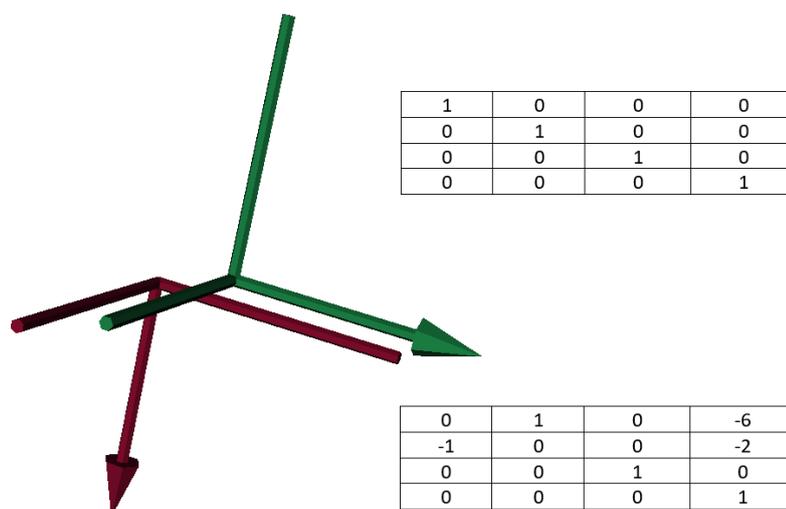


Figura 5.20: Sistema de coordenadas junto con sus matrices Verde - Identidad ; Rojo - Modificada.

Para reflejar esta mecánica nos apoyamos en la imagen 5.20. Los vectores unitarios de cualquier nuevo sistema de coordenadas (rojo) se calculan en función del sistema de coordenadas primario (verde) conocido como RAS. El origen del nuevo sistema de coordenadas se calcula a partir de la traslación definida en la matriz. De esta forma, estos son los valores con los que se trabaja.

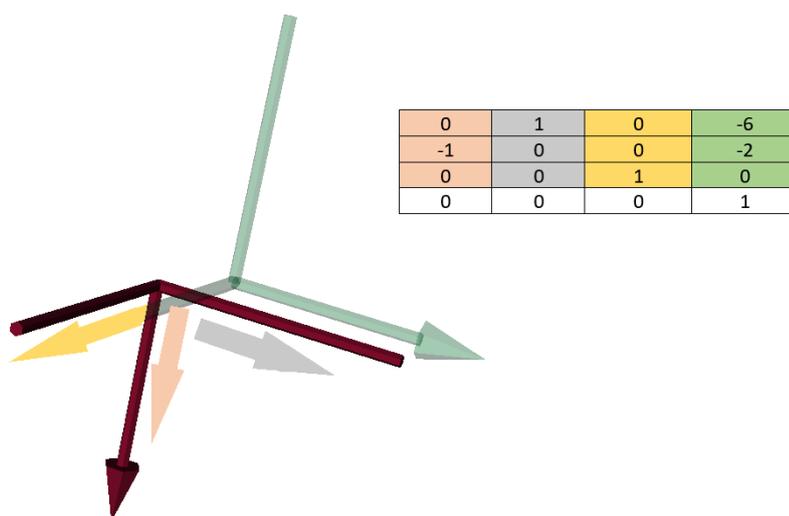


Figura 5.21: Relación numerica y visual de un sistema de coordenadas con su respectiva matriz (Rojo eje X, Azul eje Y, Amarillo eje Z).

Conociendo estas bases, se comprueba sobre qué ejes se apoya la imagen al ser

insertada en un sistema de coordenadas nuevo, y así utilizar las coordenadas del vector unitario sobrante, que hace de vector normal del plano que forman los otros dos.

Cuando insertamos una imagen en un eje de coordenadas (como el rojo que se muestra en el figura 5.22), se apoya sobre los ejes X e Y (los cuales serían el rojo  $\langle 0, -1, 0 \rangle$  y el azul  $\langle 1, 0, 0 \rangle$ , respectivamente).

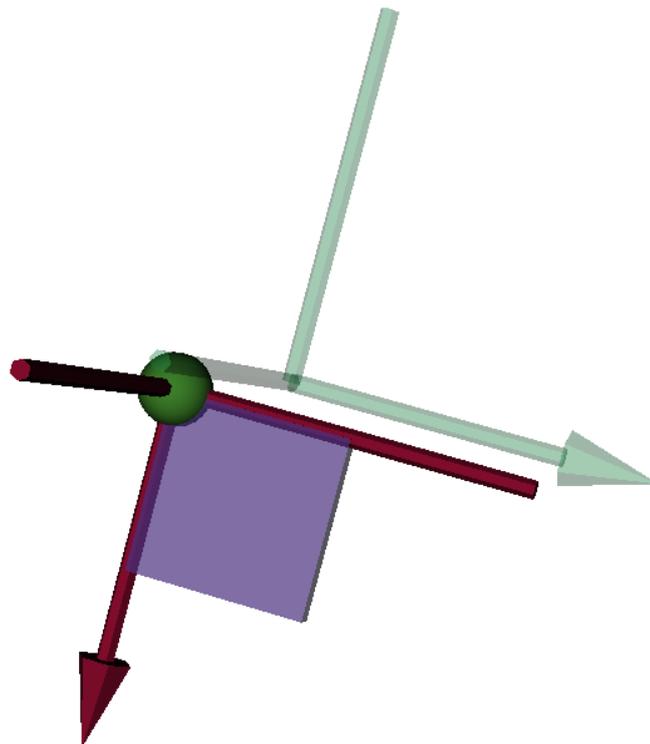


Figura 5.22: Plano 2D (morado) apoyado sobre los ejes X e Y del sistema de coordenadas rojo.

Debido a ello, el vector que se elige para el cálculo del plano de la imagen es el perpendicular al sensor de la sonda ( $\langle 0, 0, 1 \rangle$  en la figura), mientras que el punto es obtenido del origen del sistema de coordenadas que se obtiene como resultado de calibrar la imagen del ecógrafo (Explicado en la figura 5.17).

En este punto, conoceríamos un punto del plano  $(x_0, y_0, z_0)$  y dos vectores directores del mismo ( $\hat{u} \langle u_0, u_1, u_2 \rangle$ ,  $\hat{y} \langle y_0, y_1, y_2 \rangle$ , que en la figura 5.22 son  $\langle 0, -1, 0 \rangle$  y  $\langle 1, 0, 0 \rangle$ ). Para calcular la ecuación del plano se despeja el siguiente

determinante.

$$\begin{vmatrix} x - x_0 & y - y_0 & z - z_0 \\ u_0 & u_1 & u_2 \\ v_0 & v_1 & v_2 \end{vmatrix} = 0$$

Despejando, se obtiene la ecuación general del plano  $Ax + By + Cz + D = 0$ .

La ecuación de la recta que representa la aguja se consigue a partir del punto del origen de su propio sistema de coordenadas, y de el vector unitario sobre el que se apoya.

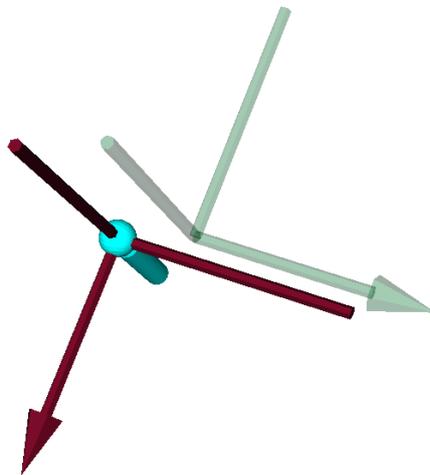


Figura 5.23: Aguja (azul) apoyándose sobre el eje Z del sistema de coordenadas rojo.

Una vez se dispone de la ecuación general del plano, y de la ecuación de la recta, el cálculo de la distancia se obtiene gracias a la siguiente fórmula:

$$d(P, \pi) = \frac{|Ax_0 + By_0 + Cz_0 + D|}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}}$$

Donde  $A$ ,  $B$ ,  $C$  y  $D$  son las componentes que definen la ecuación del plano y  $x_0$ ,  $y_0$  y  $z_0$  son las coordenadas del punto. Para averiguar la posición de la aguja respecto al plano, se comprueba el resultado de introducir las coordenadas de la aguja en la ecuación del plano. De ser 0, supondría que la aguja está colocada exactamente en el plano. Salvando ese caso, los resultados negativos y positivos nos ayudan a diferenciar entre izquierda o derecha, respecto al plano.

Para calcular la inclinación de la aguja respecto al plano de la imagen, utilizamos

la siguiente fórmula:

$$\alpha = \arcsen \frac{|Au_1 + Bu_2 + Cu_3|}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2} * \sqrt{u_1^2 + u_2^2 + u_3^2}}$$

Donde  $A$ ,  $B$ ,  $C$  y  $D$  son las componentes que definen la ecuación del plano y  $u_1$ ,  $u_2$  y  $u_3$  son las coordenadas del vector director de la recta que representa a la aguja. A esta fórmula se le aplica una pequeña modificación que consiste en eliminar el valor absoluto del numerador para así obtener grados negativos y positivos según la orientación de la aguja. De este modo, podremos orientar al usuario mediante el sonido las inclinaciones del instrumental hacia una dirección u otra.

#### 5.4.6. Conexión con PureData

Para realizar la conexión entre 3D Slicer y el módulo en PureData, se hace uso del protocolo OSC. **Open Sound Control (OSC)**[18] es un protocolo de comunicación (entre ordenadores, sintetizadores de sonido y otros dispositivos multimedia) que está optimizado para la tecnología moderna de redes. Las ventajas de utilizar OSC incluyen interoperabilidad, precisión, flexibilidad y una mejor organización y documentación.

Siendo un paquete OSC la unidad de transmisión de este protocolo, definiremos un módulo en 3D Slicer que actuará de cliente OSC el cual se encargará de enviar los paquetes con la información necesaria, y el módulo de PureData hará de servidor recibiendo dichos paquetes para extraer la información de ellos y tomar decisiones sobre qué sonidos debe reproducir, y de qué manera.

La extensión que se utiliza de base desde 3D Slicer para formar esta comunicación es la comentada anteriormente **SlicerSoundControl**. Esta extensión nos brinda dos módulos, **OpenSoundControl** y **SoundNavigation**. Una vez la extensión es descargada e instalada en el ordenador, se accede al código fuente de dichas extensiones para ser estudiado y modificado.

El funcionamiento del módulo SoundNavigation se encuentra en el archivo

SoundNav.py. Al importar las librerías de slicer, la propia GUI del módulo es creada a la par con el funcionamiento que se busca. Dicho funcionamiento consta en seleccionar instrumentos y los sistemas de referencia correspondientes a cada uno de ellos.

Una vez se disponen de las matrices en el código gracias a las librerías de vtk, se crean tantos *observers* como instrumentos se hayan declarado en la fase anterior. Dichos *observers* funcionan como interfaces, las cuales solo tienen una función miembro llamada *instrumentNodeUpdated()*. El instrumento que se está observando llama a esta función cuando su posición respecto a su referencia se ve alterada. La funcionalidad de dicho método es modificada para realizar los cálculos de distancia, inclinación y posición tal como se adelantaba en el punto anterior. Para ello, cada vez que tanto la sonda o la aguja se actualizan, obtenemos sus respectivas matrices de transformación mediante el método *GetMatrixTransformBetweenNodes()* perteneciente a la clase *vtkMRMLTransformNode*.

Tras extraer las matrices, se les aplica un cast para que pasen de ser matrices *vtk4x4* a ser una matriz de transformación, obteniendo de esta manera una matriz accesible por filas y columnas. Conociendo el significado de cada una de esas casillas (explicado en el punto anterior), se obtienen las ecuaciones del plano y de la recta correspondientes. Una vez se dispone de los valores a transmitir, se llama a la función *oscSendMessage()*. Dicha función requiere de una ruta además del paquete a enviar. Las tres rutas que se utilizan son *"/SoundNav/Distance"*, *"/SoundNav/Positionz"* *"/SoundNav/Degrees"*.

## 5.5. Código en PureData

Pd (Pure Data) [18] es un entorno de programación gráfico de flujo de datos que está orientado a la música interactiva electrónica en tiempo real y aplicaciones multimedia. Para programar nuestro patch, utilizaremos una versión que incluye múltiples librerías: Purr Data [31]

### 5.5.1. Entorno de Desarrollo

Purr Data es una versión mejorada del Pd de Miller Puckette. Se basa en el Pd-l2ork de Ico Bukvic, que a su vez es una bifurcación del Pd-extendido de Hans-Christoph Steiner. Purr Data ofrece algunos avances notables sobre el Pd-l2ork clásico”:

- Dispone de una compatibilidad multiplataforma
- GUI moderna escrita en JavaScript (usando nw.js)
- Gráficos SVG mejorados

### 5.5.2. Creación del patch

Para la creación del patch de PureData que hará de servidor en la comunicación que se pretende mantener, bastará con crear un archivo .pd común y dotarlo del objeto [udpreceive], el cual recibe mensajes transmitidos a través de la red utilizando el protocolo UDP. Se accede a dicho módulo importando la librería mrpeach, que contiene diversos módulos para comunicaciones de este tipo.

A [udpreceive] hay que comunicarle de que puerto tiene que escuchar, el cual fue establecido en Open Sound Control antes de lanzar el servidor. Durante toda la conexión se utiliza el puerto 7400.

Una vez se establece dicha tubería, el output de [udpreceive] devuelve a tiempo real el último mensaje OSC que mandemos desde 3D Slicer. Dicho paquete es un conjunto de bytes del que no se puede extraer información hasta que no lo sea desempaquetado usando el objeto [unpackOSC]. Esta clase devuelve la información que se envía desde el módulo de Sound Navigation, siendo etiquetada con la ruta que se estableció conjunto a cada dato.

Utilizando la clase [routeOSC], que permite extraer datos a partir de una ruta, se obtienen los datos de la distancia, posición e inclinación a partir de los objetos [routeOSC /SoundNav/Distance], [routeOSC /SoundNav/Position] y [routeOSC /SoundNav/Degrees], valores que son guardados en variables locales. Para comprobar la actualización de estas variables, se crea un pequeño reloj el cual

## 5.5. CÓDIGO EN PUREDATA

---

emite impulsos cada décima de segundo. Este reloj, al ser disparado, es el que alimenta al sub método [pd audioFeedBack], el cual contiene toda la lógica mediante la cual se deciden los sonidos a reproducir en el sistema de navegación.

Para mantener un orden adecuado de impulsos, es importante el uso de [trigger], que asegura que los impulsos, variables u objetos que se mandan lo hacen de derecha a izquierda.

Antes de pasar a la explicación del sub método principal, es importante conocer qué resultados se pretenden lograr mediante el código. Esta es otra parte crítica del proyecto: la lógica de decisiones que gobierna a la salida de sonidos del navegador.

El sistema auditivo ofrecerá asistencia a la hora de posicionar la punta de la aguja en el plano del ecógrafo, el cual es el primer paso que ha de realizar el usuario. El sonido incrementará gradualmente los *bpm* (beats per minute) a medida que el extremo del instrumental se acerca al plano. Una vez se alcance un umbral que denominaremos como margen de trabajo, el sonido debe cambiar por completo para corregir la posible inclinación que tenga la aguja con el plano.

De manera análoga a como se procede con la distancia, a medida que la inclinación sobre el plano vaya disminuyendo, un sonido más acompasado será percibido por el usuario. Cuando dicho ángulo sea adecuado como para poder visualizar correctamente la aguja en la imagen del ecógrafo, un sonido tenue de confirmación será emitido para que el usuario reconozca que está en una situación idónea para poder introducir la aguja hasta llegar al target en cuestión.

Además de esta funcionalidad, se cuidarán los múltiples casos de error, en el caso que el intervencionista se salga fuera de las condiciones que marcan una posición correcta.

El dato que tomará más importancia será la distancia que mantenga la aguja sobre el plano del ecógrafo. Cuando la distancia sea mayor que el margen establecido, un sonido de alerta será reproducido mientras la aguja se mantenga fuera del umbral. Dicho sonido de alerta deberá incrementar el tempo según se acerque al margen establecido. Una vez la distancia sea menor que el margen, quiere decir que la aguja está a una distancia adecuada de trabajo. Antes de detener el feedback sonoro para la

distancia, se dejarán unos segundos de delay en los que se compruebe que la aguja no vuelve a salirse del área de trabajo. En caso positivo, el margen de la distancia aumenta levemente, la ayuda para la distancia se detiene por completo y comienza el feedback sonoro para corregir la posible inclinación de la aguja con respecto al plano. El procedimiento es similar, el módulo de la inclinación tendrá otro margen propio que marcará el comienzo del área de trabajo. Según los ángulos disminuyan y se aproximen al umbral, la señal aumentará en velocidad. Los sonidos de asistencia a la inclinación se mantendrán hasta que se llegue a un número menor que el límite establecido o, si en algún momento, el intervencionista aleja la aguja del plano, lo que causa la entrada del módulo de la distancia inmediatamente y deteniendo el de la inclinación. En caso de llegar a la zona óptima, donde tanto la distancia como la inclinación son adecuadas para trabajar, un sonido continuo dará el OK al intervencionista. Después de transcurrir 2 segundos en esta posición, todos los sonidos cesarán para permitir al usuario que inserte la aguja con tranquilidad hacia el objetivo de la intervención. Sin embargo, el módulo seguirá comprobando la distancia y la inclinación para asegurarse que se mantiene en la zona de trabajo.

Una vez descrito el comportamiento de [pd audioFeedBack], mostraremos los esquemas del funcionamiento de cada uno de los submétodos dentro de él. Los siguientes esquemas siguen las reglas del modelo BPMN (Modelo y Notación de Procesos de Negocio).

[pd calculateMetroDistance] y [pd calculateMetroDegree] : Dos submétodos que no precisan de esquema: Simplemente escalan la distancia y la inclinación actual, transformando dichas cifras en un tempo acorde.

**[pd calcularMargen]**

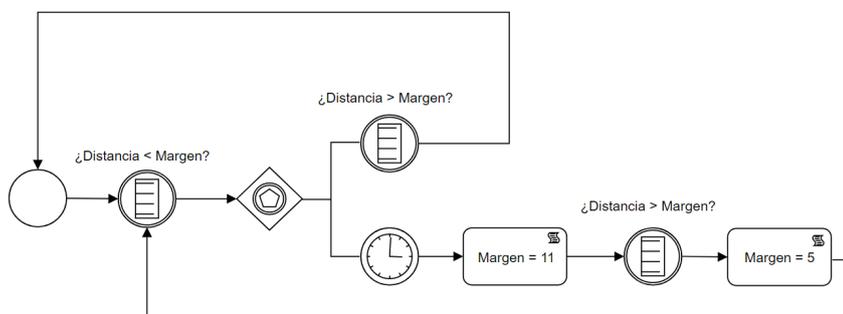


Figura 5.24: [pd calcularMargen]

Este método se encarga de calcular constantemente el margen que debe marcarse para la distancia. La primera condición que posee el método, comprueba en todo momento si la distancia es menor que el margen. Si esto sucede, un timer se lanza inmediatamente, durante una duración modificable por el usuario (normalmente 2 segundos). Si durante la duración la distancia pasa por encima del margen, el reloj se detiene y el proceso se reinicia. En caso de que el timer se complete y la distancia se mantenga por debajo del margen, el margen se incrementa a 11 mm. Después de ello, el módulo queda a la espera constante de que la aguja salga del umbral de los 11 mm, es decir, que la distancia sea mayor que el margen. Cuando esto sucede, el margen vuelve a disminuir a 5 mm y el proceso se reinicia.

**[pd silenceDistance]**

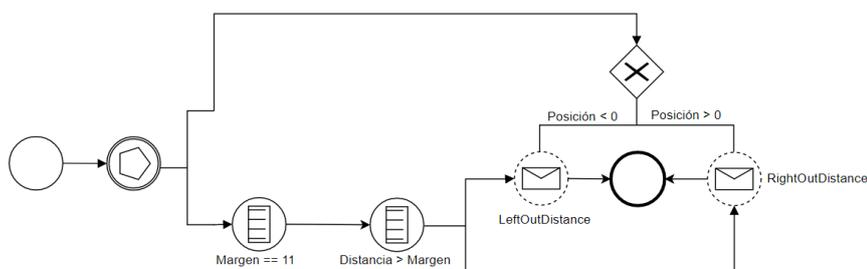


Figura 5.25: [pd silenceDistance]

Este módulo comprueba constantemente si el margen ha sido incrementado (11 mm). En tal caso, si la distancia es mayor que el margen, envía órdenes de silenciar ambos auriculares. Además, el módulo comprueba la posición de la aguja constantemente, y manda órdenes de silenciar aquel auricular que coincida con la posición de la aguja. Asociamos la posición negativa a la izquierda del plano, y la posición positiva a la derecha.

**[pd silenceDegree]**

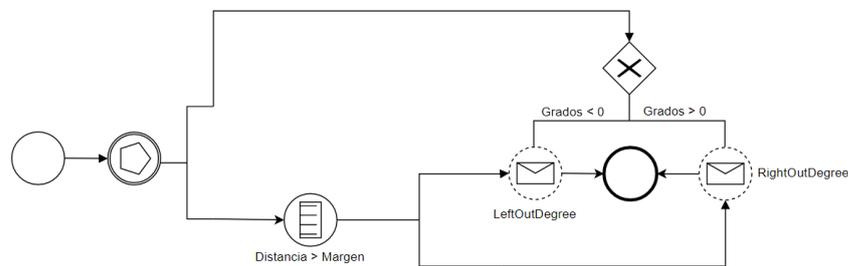


Figura 5.26: [pd silenceDegree]

Similar al comportamiento del módulo anterior, se comprueba la inclinación de la aguja constantemente, siendo asociado un ángulo negativo como la necesidad de girar hacia la derecha y un ángulo positivo indicará que debemos girar hacia la izquierda el instrumental para decrementar dicha inclinación. Por ello mismo, ante ángulos negativos se transmiten órdenes de silenciar el auricular izquierdo, y lo contrario para los positivos.

Hasta este punto, se calculan los bpm y hemos silenciado aquellas señales que no deberían reproducirse comprobadas las condiciones de un instante concreto. El orden en el que realizamos estas operaciones no es trivial: es necesario silenciar todas las señales antes de comenzar otra nueva. De lo contrario, se experimentan ruidos conocidos como “clicks”, que se producen al forzar un cambio de frecuencia del oscilador.

Tras [pd silenceDegree], pueden observarse dos puertas lógicas que comunican a

## 5.5. CÓDIGO EN PUREDATA

los puertos `RightInDegree` / `LeftInDegree` / `LeftInDistance` / `RightInDistance` si deben permitir el paso de señales.

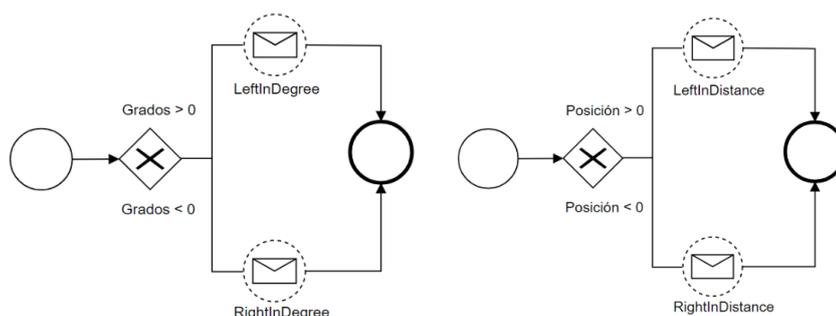


Figura 5.27: Controladores de condiciones previos a la decisión de salidas de audio

Llegados a este punto, conocemos qué señales tenemos que activar y a qué tempo reproducirlas. Por ello mismo, a base de comprobaciones sobre condiciones que se han calculado anteriormente, se mandan señales sonoras a aquellos puertos que deban recibirlas, y en el tempo calculado.

Así pues, por cada impulso que `[pd audioFeedBack]` recibe, se ejecutan todos los flujos definidos con anterioridad, reproduciendo los sonidos adecuados a cada situación espacial que estén ocupando la aguja y la sonda del ecógrafo.

Una de las ventajas del Pd es su aspecto realtime. Esto significa que, en contraste con la mayoría de los entornos de programación donde un texto debe ser cargado con anterioridad para ser procesado por el ordenador antes de obtener resultados, los cambios en Pd se efectúan al instante. Así, cuando lanzamos el servidor desde el módulo de Open Sound Control en 3D Slicer quedando a la espera de los mensajes OSC, podemos cambiar variables como el valor de los márgenes de distancia e inclinación a gusto del usuario, o de la precisión requerida por el tipo de operación.

## 5.6. Validación inicial del Sistema

### 5.6.1. Creación de Phantoms

Para el testeo del proyecto, es necesario la creación de un modelo que simula el tejido orgánico y que oculte objetos o targets que pretendan ser estructuras tisulares internas de un paciente. Ya ha sido demostrado que los phantoms de gelatina pueden ser una opción viable y económica para simular los tejidos orgánicos en estudios con imágenes ecográfica [29].

Por ello, se decide fabricar de forma artesanal unos phantoms de un tamaño adecuado para poder testear el sistema, procurando simular la dinámica presente en una intervención real.

El contenido de estos phantoms será gelatina que se elabora siguiendo los siguientes pasos: Para cada 75 gr de polvos de gelatina, se utilizan un total 500 ml de agua. De estos 500 ml, se toman 125ml ( $\frac{1}{4}$  del total, 500 ml) de agua hirviendo, con los que se disuelven los 75 gr de polvos de gelatina.



Figura 5.28: Disolución de polvos de gelatina en agua hirviendo

Tras la disolución, se añade agua a temperatura ambiente ( $\frac{3}{4}$  del total), y se deja enfriar a temperatura ambiente durante 2 horas. Posteriormente, se debe dejar enfriar a 4° durante mínimo 24 horas. Tras ello, el molde estará preparado para ser usado con

## 5.6. VALIDACIÓN INICIAL DEL SISTEMA

---

el ecógrafo.

A esta receta diseñada para la fabricación del phantom, se le hacen unas pequeñas modificaciones a fin de presentar objetivos en su interior que estén ocultos a la vista. En primer lugar, mientras se lleva a ebullición el agua para disolver los polvos de gelatina, se añaden 40 gr de tinte para ropa negro. De esta forma, conseguimos un líquido parcialmente opaco tras la disolución.



Figura 5.29: Agua hirviendo con tinte de ropa negro

Tras la disolución, se rellena una primera capa del phantom (1000 ml) y se colocan sobre ella 4 globos de agua de color negro que harán de target cuando se realicen las pruebas. Dichos globos no deben estar totalmente cubiertos, quedando así suspendidos para que, al realizar la ecografía sobre el phantom, se pueda distinguir entre la base del phantom y la parte inferior del target.

Para lograr que los globos queden suspendidos en el phantom, se prepara un sistema con cuerdas y pinzas que ayudan a lograr el resultado.



Figura 5.30: Globos de agua suspendidos en la disolución, utilizando cuerdas y pinzas

Tras colocar los globos en esta disposición, se introduce el molde a la nevera durante las 24 horas correspondientes.

Después, solo faltaría producir los 3000ml restantes por capas para completar el phantom , dejando un espacio de trabajo donde poder colocar agua y que la sonda del ecógrafo pueda deslizarse sin salirse del phantom.



Figura 5.31: Visualización de ambos Phantoms finalizados

El resultado final son 2 phantoms con 8 targets ocultos, 4 en cada phantom.

### 5.6.2. Protocolo para las pruebas

Las pruebas del proyecto se llevaron a cabo en uno de los quirófanos del Centro de Mínima Invasión Jesús Usón de Cáceres. Durante las mismas, se sigue la misma metodología con los 4 usuarios que probaron el sistema de navegación para intervenciones percutáneas.

En primer lugar, se les da una pequeña introducción del proyecto, cuáles son los propósitos a cumplir y cuáles serán las diferencias respecto a una intervención real. Se presenta el espacio de trabajo, las pantallas a disposición y la localización del instrumental.

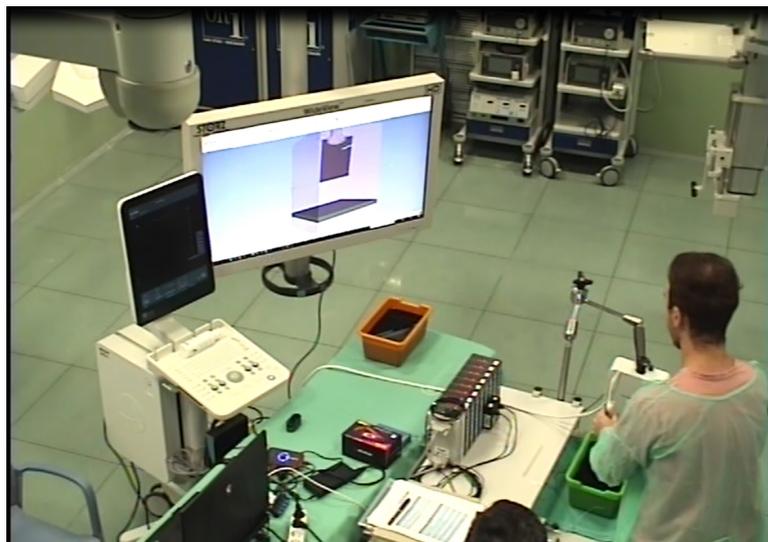


Figura 5.32: Fotografía tomada durante la explicación del sistema

A continuación, se ofrece una explicación detallada de cómo funciona el sistema de audio a los intervencionistas. Se explican los diferentes sonidos que van a escuchar, cuándo cambian y las conclusiones que se deben extraer según el tempo de los mismos. Tras la explicación del sistema de audio y navegación visual, los usuarios proceden a manejar los instrumentos clínicos para identificar los diferentes sonidos, antes de proceder al desarrollo de la prueba.



Figura 5.33: Fotografía tomada durante la fase de adaptación

## 5.6. VALIDACIÓN INICIAL DEL SISTEMA

Una vez termina el periodo de asimilación del sistema, se pide a los usuarios que apoyen la sonda del ecógrafo en la superficie gelatinosa (previamente se añade una pequeña capa de agua para que la sonda se deslice con facilidad y transmita de forma adecuada las ondas) y busquen mediante el ecógrafo alguno de los targets situados en el interior del phantom.

Cuando el target es localizado, se pide a los usuarios que comiencen a colocar la aguja, ayudándose del navegador 3D y de sistema de asistencia por sonidos para corregir la distancia y la inclinación de la aguja con respecto a la imagen del ecógrafo.



Figura 5.34: Fotografía tomada durante la fase de ejecución. En la pantalla del ecógrafo, puede observarse un target localizado.

Para recabar la información de la experiencia de los usuarios con el sistema de navegación y asistencia, se diseñó un cuestionario enfocado a medir la aceptación de los intervencionistas hacia el sistema.

La escala de aceptación del sistema fue desarrollada por van der Laan, Heino y de Waard [30] para definir una forma estándar de medir la aceptación de los usuarios de la nueva tecnología de la información. La escala de aceptación consta de nueve elementos que se han de calificar con hasta 5 puntos. Los 9 elementos separan dos escalas diferentes, una que valora la utilidad del sistema y la otra que designa la

*CAPÍTULO 5. IMPLEMENTACIÓN Y DESARROLLO*

---

satisfacción de los usuarios de la tecnología.

El modelo de la escala de aceptación consta de las siguientes preguntas.

Useful	<input type="checkbox"/>	Useless				
Pleasant	<input type="checkbox"/>	Unpleasant				
Bad	<input type="checkbox"/>	Good				
Nice	<input type="checkbox"/>	Annoying				
Effective	<input type="checkbox"/>	Superfluous				
Irritating	<input type="checkbox"/>	Likeable				
Assisting	<input type="checkbox"/>	Worthless				
Undesirable	<input type="checkbox"/>	Desirable				
Raising Alertness	<input type="checkbox"/>	Sleep-inducing				

Los usuarios deberán marcar con una *X* su postura según los adjetivos mostrados, siendo la columna central un neutro entre cada pareja de adjetivos. Se utilizará el diseño de Van Der Laan [30] dos veces para obtener información separada de la experiencia que tienen los usuarios con el sistema visual con la del sistema auditivo.

Adicionalmente, se realizan un extra de 18 preguntas más que arrojaran información que consideramos necesaria para futuras modificaciones o versiones del proyecto.

Por último, se dispone un apartado donde los usuarios del sistema puedan escribir sus comentarios o sugerencias. En el anexo, puede encontrarse el modelo de la encuesta que se entregó a los participantes [Anexo 2].

# Capítulo 6

## Resultados y Discusión

Tras la finalización de las pruebas, se obtienen los siguientes datos de las encuestas realizadas.

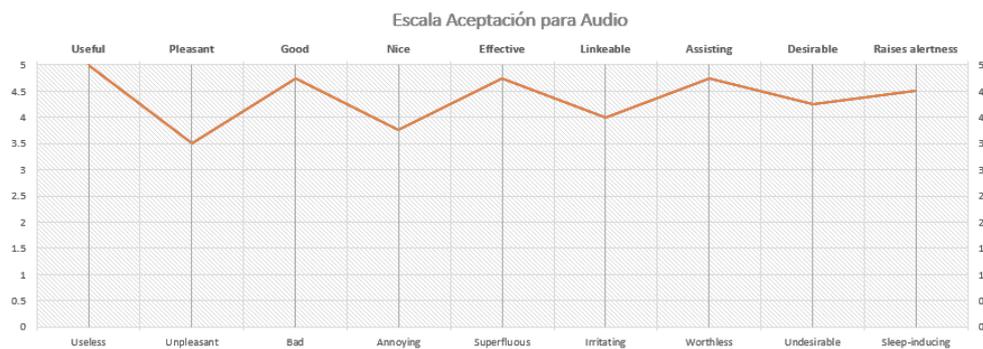


Figura 6.1: Resultados aceptación Audio

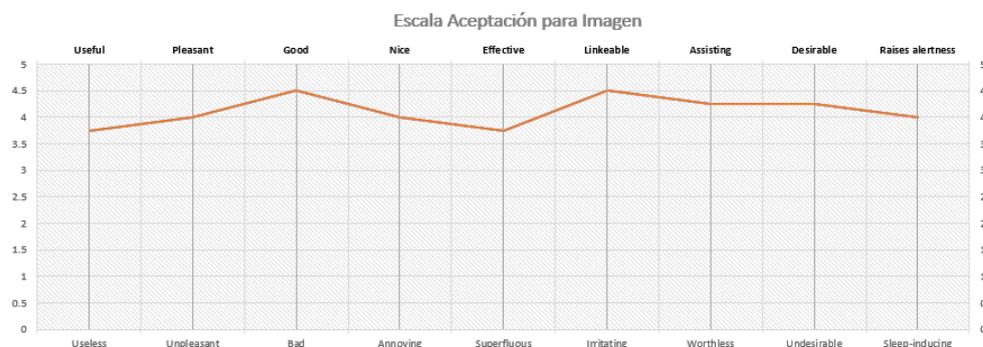


Figura 6.2: Resultados aceptación Imagen

En primera instancia, puede comprobarse como todas las características reflejan

valores por encima de la media, lo cual quiere decir que se han cumplido todas las expectativas del proyecto.

Profundizado en datos específicos, podemos ver como las valoraciones de utilidad destacan sobre las de satisfacción en la escala del audio: El mensaje que arrojan estos datos es que los usuarios encuentran que el sistema les dota de una utilidad extremadamente valiosa aunque se podría mejorar la forma de llegar a ella. Una calificación parcialmente elevada en los parámetros *Pleasant* y *Nice* transmiten que quizás los sonidos no sean del todo agradables de escuchar, o quizás la transición entre sonidos no es lo más óptima posible. Para lograr entender las opiniones menos favorables, nos apoyamos en los comentarios de los usuarios y en las propias preguntas extras que realizamos tras la prueba. Observamos como ante la afirmación de **“Es fácil distinguir cada uno de los sonidos utilizados”** ningún participante se siente totalmente representado con esta declaración, y optan por mostrar disconformidad con la diferenciación de los sonidos. Un usuario nos subraya en los comentarios que **“El sistema de audio es un poco confuso al principio, cuesta distinguir entre la angulación y la cercanía al ecógrafo”** lo cual deja claro que zona de la implementación se debe prestar mayor atención para mejorar la experiencia de usuario.

Cabe destacar la puntuación máxima obtenida en la utilidad del sistema de asistencia por audio, consiguiendo los 5 puntos. Incluso en algunos comentarios de los usuarios, remarcan lo útil que encuentran dicha herramienta: **“Me resulta más útil el sonido que la imagen, siendo posible la localización de la aguja con el sonido”**. Sin embargo, hay un comentario que abre un debate interesante sobre la utilización de este sistema: **“Me parece una herramienta de apoyo al procedimiento muy útil, no obstante, quizás para aprender la técnica pueda resultar contraproducente, porque la persona sin experiencia se apoye (demasiado) en el sistema y realmente no aprenda a encontrar el plano por si mismo”**. La observación es más que correcta, y ha podido ser comprobada en pleno quirófano con el último usuario, el cual nunca había realizado una ecografía. Dicho usuario tardó un total de 150 segundos en alcanzar el primer objetivo durante las pruebas, y tan sólo 13 segundos en alcanzar el último.

El aprendizaje normal mediante el cual los cirujanos aprenden a encontrar el plano del ecógrafo no es tan progresivo, y el sistema podría crear irregulares en dicho aprendizaje si se usara de manera continuada, por ello se plantea que el sistema en desarrollo se use como asistente para operaciones más complejas en la que la imagen del ecógrafo sea mucho más complicada de interpretar debido a las diversas estructuras anatómicas del paciente, aire, fluidos, etcétera.

Respecto a la imagen, nos encontramos con valores muy por encima de los esperados, puesto que en este proyecto gran parte de la atención y tiempo ha sido destinada a mejorar la calidad del sonido y su implementación. Al parecer, la combinación de la imagen del ecógrafo con un simple navegador 3D facilita mucho al usuario la labor de situar espacialmente los diferentes instrumentos y entender la posición de cada uno de ellos en todo momento.

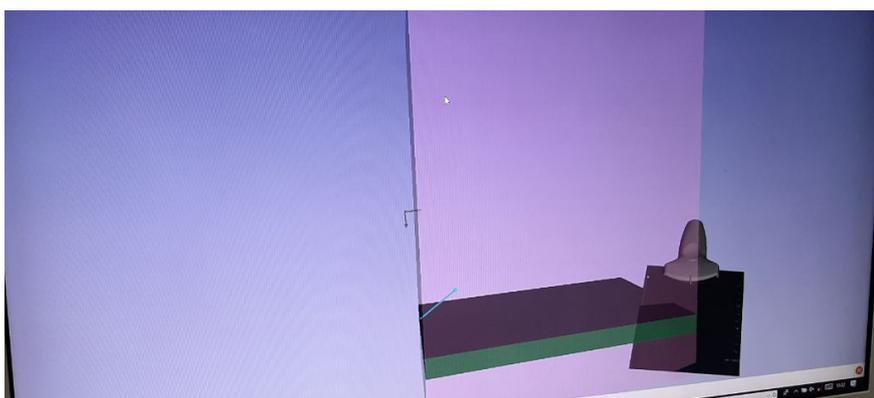


Figura 6.3: Navegador 3D durante las pruebas

Como sería de esperar, los usuarios encuentran algunos fallos en el navegador que han de solucionarse en futuras versiones: **“En la imagen a veces no se aprecia la aguja en el plano (cuando está bien colocada a veces se sale del plano)...”**. Lo que causa la impresión en este caso de que parezca que la aguja se sale del plano es porque la imagen del ecógrafo no deja ver lo que hay detrás de ella (es opaca totalmente). Por tanto, cuando la aguja está colocada por detrás del plano a escasos milímetros, no se puede ver la localización exacta de la aguja. En otro comentario, **“El sistema de imagen podría mejorar, especialmente con un sistema espacial más exacto”** nos

## *CAPÍTULO 6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN*

---

vuelve a sugerir una implementación futura de múltiples vistas para evitar problemas visuales.

# Capítulo 7

## Conclusiones y trabajos futuros

La asistencia sonora para intervenciones percutáneas guiadas por ecografía es un campo a desarrollar y que genera interés y aceptación por sus usuarios. Tras los resultados de los estudios de validación iniciales, podemos concluir que aportar feedback acústico durante un procedimiento percutáneo es viable, útil y práctico, facilitando al usuario la colocación de la aguja en el plano del ecógrafo y sin necesidad de levantar la vista del instrumental.

En pleno desarrollo del proyecto, surgió la idea de realizar un modelado 3D del phantom para así conocer la disposición de los target en el sistema de navegación visual. De contar con ello, se podría calcular e informar al usuario de la inclinación sobre el eje z que debería tener la aguja para, una vez colocado en el plano del ecógrafo, asegurar que al introducir la aguja se llegaría a tocar el objetivo.

Debido a las dificultades del hardware, nos acabamos viendo en la necesidad de transportar los frames del ecógrafo por múltiples tuberías lógicas que, aunque han sido optimizadas, introducen un pequeño retraso en la recepción de la imagen que podría llegar a ser molesto en el navegador final. Para mejorar este apartado, sería tan fácil como disponer de acceso a la información y datos del ecógrafo para así poder conectarlo de forma directa a un ordenador y ser capturado mediante PLUS Server Launcher evitando el uso de la transmisión por streaming.

# **Anexos**



# Apéndice A

## Enlaces

Todos los recursos utilizados pueden encontrarse en el siguiente repositorio <https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder>.

- 1 Imagen del calibrador impreso en 3D para la calibración [https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/photo\\_2019-09-13\\_09-22-31.jpg](https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/photo_2019-09-13_09-22-31.jpg).
- 2 Encuestas realizadas <https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/Encuestas.pdf>.
- 3 Archivo de configuración para PLUS Server Laucher [https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/PlusDeviceSet\\_Server\\_NDIAurora.xml](https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/PlusDeviceSet_Server_NDIAurora.xml).
- 4 Modificaciones al módulo SlicerSound Control <https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/SoundNav.py>.
- 5 Archivo de configuración del servidor NGINX <https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/nginx.conf>.
- 6 Código PureData <https://github.com/lRaulMN7/TFGFolder/blob/master/testsound.pd>.

# Bibliografía

- [1] de Jong TL, van de Berg NJ, Tas L, Moelker A, Dankelman J, van den Dobbelsteen JJ: *Needle placement errors: do we need steerable needles in interventional radiology?*, 3 August 2018 Volume 2018:11, doi: <https://doi.org/10.2147/MDER.S160444>
- [2] Myra K. Feldman, Sanjeev Katyal, Margaret S. Blackwood: *US Artifact*, Jul 1 2009, doi: <https://doi.org/10.1148/rg.294085199>.
- [3] Yohannes P, Rotariu P, Pinto P, Smith AD, Lee B: *Comparison of robotic versus laparoscopic skills: is there a difference in the learning curve?*, *Urology*. 2002;60(1):39–45. doi: [https://doi.org/10.1016/S0090-4295\(02\)01717-X](https://doi.org/10.1016/S0090-4295(02)01717-X).
- [4] Chang L, Satava RM, Pellegrini CA, Sinanan MN: *Robotic surgery: identifying the learning curve through objective measurement of skill*, 2003 Nov;17(11):1744–8, doi: <https://doi.org/10.1007/s00464-003-8813-6>.
- [5] Ketan K. Badani, Akshay Bhandari, Ashutosh Tewari, and Mani Menon: *Comparison of Two-Dimensional and Three-Dimensional Suturing: Is There a Difference in a Robotic Surgery Setting?*, 16 Dec 2005, doi: <https://doi.org/10.1089/end.2005.19.1212>.
- [6] A. Asadian: *Robotics-assisted needle steering for percutaneous interventions: Modeling and experiments*, 2013.

- [7] Nick J. van de Berg, Juan A. Sánchez-Margallo, Arjan P. van Dijke, Thomas Langø, John J. van den Dobbelsteen: *A Methodical Quantification of Needle Visibility and Echogenicity in Ultrasound Images*, October 4, 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2018.10.004>.
- [8] Prasad N., Kumar S., Manjunath R., Bhadauria D., Kaul A., Sharma R.K., Gupta A., Lal H., Jain M., Agrawal V: *Real-time ultrasound-guided percutaneous renal biopsy with needle guide by nephrologists decreases post-biopsy complications*, Clin. Kidney J. 2015;8:151–156. doi: <https://doi.org/10.1093/ckj/sfv012>.
- [9] Pruter; Rick L. (Iowa City, IA), Bain; Quannah Lee (Cedar Rapids, IA). *Method and disposable apparatus for guiding needles*, 2002/09/11 Patent Identifier: US6758817.
- [10] Qinghua Huang, Fan Zhang, and Xuelong Li: *Machine Learning in Ultrasound Computer-Aided Diagnostic Systems: A Survey.*, BioMed Research International, vol. 2018, Article ID 5137904, 10 pages, 2018, doi: <https://doi.org/10.1155/2018/5137904>
- [11] Frank Lindseth, Thomas Langø, Tormod Selbekk, Rune Hansen, Ingerid Reinertsen, Christian Askeland, Ole Solheim, Geirmund Unsgård, Ronald Mårvik and Toril A. Nagelhus Hernes: *Ultrasound-based guidance and therapy*, 2012, doi: <https://doi.org/10.5772/55884>
- [12] Tokuda J., Fischer G.S., Papademetris X., Yaniv Z., Ibanez L., Cheng P., Liu H., Blevins J., Arata J., Golby A.J., Kapur T., Pieper S., Burdette E.C., Fichtinger G., Tempany C.M., Hata N.: *OpenIGTLink: An Open Network Protocol for Image-guided Therapy Environment*, Int J Med Robot. 2009 Dec;5(4):423-34, doi: <https://doi.org/10.1002/rcs.274>
- [13] Askeland, C.; Solberg, O.V.; Bakeng, J.B.L.; Reinertsen, I.; Tangen, G.A.; Hofstad, E.F.; Iversen, D.H.; Våpenstad, C.; Selbekk, T.; Langø, T.; et al.:

- CustusX: An Open-Source Research Platform for Image-Guided Therapy*, Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg. 2016, 11, 505–519. doi: <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1292-0>
- [14] Pieper, Steve; Halle, Michael; Kikinis, Ron. *3D Slicer*, March 2005, IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro. vol. 1. 632 - 635 Vol. 1, doi: <https://doi.org/10.1109/ISBI.2004.1398617>.
- [15] Ungi T, Sargent D, Moulton E, Lasso A, Pinter C, McGraw RC, Fichtinger G.: *Perk Tutor: An open-source training platform for ultrasound-guided needle insertions*, IEEE Trans Biomed Eng. 2012 Dec;59(12):3475-81, doi: <https://doi.org/10.1016/j.media.2016.06.011>.
- [16] Lasso Andras *SlicerOpenSound*, PerkLab, Queen's University, <https://github.com/SlicerIGT/SlicerSoundControl>
- [17] Puckette, Miller. *Pure Data: another integrated computer music environment*, <https://puredata.info/docs/articles/puredata1997>
- [18] *Open Sound Control* <http://opensoundcontrol.org/introduction-osc>
- [19] *AVerMedia Live Gamer Portable - C875* <https://www.avermedia.com/es/product-detail/C875>
- [20] *Nginx Open Source HTTP web server* <https://docs.nginx.com/nginx/>
- [21] *NGINX-based Media Streaming Server* <https://github.com/arut/nginx-rtmp-module>
- [22] Andras Lasso, Tamas Heffter, Adam Rankin, Csaba Pinter, Tamas Ungi, and Gabor Fichtinger: *PLUS: Open-source toolkit for ultrasound-guided intervention systems*, IEEE Trans Biomed Eng. 2014 Oct;61(10):2527-37, doi: <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2322864>
- [23] *OpenCV 3.0.0 Video Capture* [https://docs.opencv.org/3.0-beta/doc/py\\_tutorials/py\\_gui/py\\_video\\_display/py\\_video\\_display.html](https://docs.opencv.org/3.0-beta/doc/py_tutorials/py_gui/py_video_display/py_video_display.html)

- [24] *NDI Aurora Electromagnetic Tracking System* <https://www.ndigital.com/medical/products/aurora/>
- [25] *FFmpeg Flags Documentation* <https://www.ffmpeg.org/ffmpeg-formats.html#Format-Options>
- [26] *Ultrasound image orientation Documentation* <http://perk-software.cs.queensu.ca/plus/doc/nightly/user/UltrasoundImageOrientation.html>
- [27] *VirtualMixer Documentation* <http://perk-software.cs.queensu.ca/plus/doc/nightly/user/DeviceVirtualMixer.html>
- [28] *Affine Transformations* <https://people.cs.clemson.edu/~dhouse/courses/401/notes/affines-matrices.pdf>
- [29] Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh RS: *A review of tissue substitutes for ultrasound imaging*, *Ultrasound Med Biol* 36:861–73, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012>
- [30] Van der Laan, J.D., Heino, A., & De Waard, D.: *A simple procedure for the assessment of acceptance of advanced transport telematics*, 1997, *Transportation Research - Part C: Emerging Technologies*, 5, 1-10. doi: [https://doi.org/10.1016/S0968-090X\(96\)00025-3](https://doi.org/10.1016/S0968-090X(96)00025-3)
- [31] *Purr Data*, <https://agraef.github.io/purr-data/>