



Universidad Nacional Autónoma de México

Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada

**Diseño y Simulación de
Robot Delta para
Biopsia en Tejido Mamario**

TESIS

Que para obtener el título de
Licenciado en Tecnología

PRESENTA

Joav Madrid Ayala

Director de Tesis

Dr. Ángel Luis Rodríguez Morales

UNAM Campus Juriquilla, Querétaro, 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



DISEÑO Y SIMULACIÓN DE ROBOT DELTA PARA BIOPSIA EN TEJIDO MAMARIO

CENTRO DE FÍSICA APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
JOAV MADRID AYALA
DR. ÁNGEL LUIS RODRÍGUEZ MORALES
SANTIAGO DE QUERÉTARO, QUERÉTARO; 2022

AGRADECIMIENTOS OFICIALES

Le agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México el abrirme sus puertas y acogerme como su alumno, haberme dado el conocimiento y las bases para seguir mi camino profesional. Le agradezco al Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada de la Universidad Nacional Autónoma de México campus Juriquilla y a su director Dr. José Luis Aragón Vera haberme permitido aprender en sus aulas como se desarrolla el avance científico y tecnológico de punta en nuestro país. Al personal administrativo de la Licenciatura en Tecnología, especialmente a Sandra, por su apoyo en los tramites.

Le agradezco profundamente al Dr. Ángel Luis Rodríguez Morales haberme aceptado en su laboratorio y permitirme llevar a cabo la investigación que cambio mi vida de una manera incalculable. Así mismo le agradezco el haberme permitido asistirle en los diferentes proyectos e investigaciones que llevó a cabo durante mi tiempo en dicho laboratorio. El aprendizaje que me llevo de estos desarrollos sin duda alguna es el cimiento en el que se basará el resto de mi carrera profesional. También quiero agradecer al Dr. Jesús Manuel Dorador por su ayuda y apoyo en las últimas instancias de mi carrera. Así mismo le agradezco a la Dra. Miriam Estévez, Dr. Gerardo Fonseca, Dr. Saul Santillán, Dr. Jorge E. Vega, Mtro. Francisco y, Dra. Daniela Robles, por haber sido fundamentales en mi desarrollo académico y personal en esta institución.

También le agradezco a mis sínodos, quienes ayudaron a aterrizar las ideas plasmadas en esta tesis. Gracias por su tiempo y por permitirme aprender ustedes, Dr. Jesus Manuel Dorador, Dr. Jesus Solís, Dr. Mario Alan Quiroz, Dr. Marcos Ángel Olvera.

Le agradezco también al Arq. Álvaro Cerón todo su apoyo para que parte del desarrollo tecnológico expuesto en esta tesis fuera presentado a nivel regional en ExpoCiencias Bajío en 3 ocasiones, a nivel nacional representando a mi estado Querétaro en ExpoCiencias Nacional en 2 ocasiones, y finalmente presentar mi proyecto de tesis en la ciudad de Abu Dhabi, Emiratos Árabes Unidos en ExpoScience International como miembro de la Delegación Mexicana, y en el Encuentro de Jóvenes Investigadores, organizado por el Instituto de Investigaciones Científicas y Ecológicas, en Salamanca, España. Estas experiencias terminaron por marcar mi camino en la investigación biomédica.

AGRADECIMIENTOS PERSONALES

A mis amigos, Alma, gracias por todas tus palabras de apoyo y cariño todos estos años, a Rubí, Arturo, Jerónimo, Erik, Alfredo, Sandra, gracias por compartir conmigo tantos momentos de felicidad. A los amigos que encontré en otras generaciones, principalmente a María José, Ana, Anel, Gustavo, Fernando, Gabriela, Nuri y Maythe, gracias. A mis amigos Naomi, Adriana, Natalia, Zamorano, Diana, Karla, y Ana Pau, gracias por estar ahí para mí.

Encuentro imposible plasmar en palabras el sentimiento de agradecimiento por el apoyo que me han dado no solo en la licenciatura, sino a lo largo de mi vida; mi madre, Nora, gracias por haberlo dado simplemente todo, y más. Mi padre, Raul, gracias por todo tu esfuerzo, aliento, comprensión y amor, gracias por confiar en mí y repetirme lo orgulloso que te sientes cada día. Gracias a ambos por darme todas las herramientas necesarias, espero los haga sentir orgullosos. A mi abuela, mi segunda madre y compañía, María Elena Cid del Prado Caballero, sin ti, nada de esto hubiera sido posible, gracias por siempre, gracias por todo. A mi hermano, Lael, que no hubo día en que no te extrañara. Y a mi abuela Judith que extraño y sé que esta orgullosa de mi.

Me es imposible no mencionarlo de nuevo ya que su apoyo no solo académico, sino también personal, me fue indispensable. Ángel Luis, gracias por toda tu ayuda y paciencia, pero más aún, por confiar en mí más que yo mismo. Tu ejemplo me ha hecho mejor persona, mejor alumno, estudiante y, espero, científico. También quiero agradecer a la Mtra. Arely Ruiz, quien me abrió las puertas y recibió en su investigación, confío en que estaría orgullosa de lo que hemos logrado juntos.

Finalmente, a quien me vio en las mejores y las peores. Quien me vio perder toda esperanza y estuvo conmigo al recuperarla, Tatiana, no hay forma de agradecer tu apoyo, tu confianza en mí, y tu cariño, aun en mis peores momentos, gracias.

Y a todos aquellos a quienes no mencioné, pero sin duda me apoyaron, discúlpeme por no poder agradecerles de una mejor manera; Gracias.

Diseño y Simulación de Robot Delta para Biopsia en Tejido Mamario

ÍNDICE

Introducción	1
Resumen	3
Abstract	
Problemática	5
Situación internacional	
Situación Nacional	
Justificación	17
Estado del Arte en Robótica Quirúrgica	19
De la Literatura y Ciencia Ficción a la Realidad	
Etapas de Desarrollo y Expansión	
Etapas Modernas	
Perspectivas a futuro	
Objetivos	29
General	
Específicos	
Alcances	
Metodología	31
Glándula Mamaria	33
Anatomía	35
Estructura	
Irrigación	
Fisiología	44
Patología	46
Tipos de cáncer	
Biopsia	51
Casos de aplicación	53
Tipos de biopsia	57
Biopsia por aspiración con aguja fina	
Biopsia de corte central	
Biopsia asistida por vacío	
Biopsia Quirúrgica	
Métodos de Visualización	63
Estereotaxia mamaria	

Ultrasonido	
Resonancia Magnética	
Mamografía por Emisión de Positrones	
Tomosíntesis	
Observaciones referentes a los capítulos: Glándula Mamaria & Biopsia	69
Robótica Paralela	71
Clasificación de la robótica	73
Origen de la robótica paralela	75
Sistema Robótico	
Precisión y repetibilidad	
Origen de los robots paralelos	
Análisis Cinemático	76
Definición de esquemas	
Cinemática Directa	
Cinemática Inversa	
Análisis Dinámico	87
Ecuaciones de velocidad	
Modelo dinámico	
Espacio de trabajo	89
Espacio de trabajo diestro	
Espacio de trabajo alcanzable	
Subregiones del espacio de trabajo	
Sistema de Control	93
Principios del control de robots	95
Clasificación de control en sistemas robóticos	97
Sistema de lazo abierto	
Sistema de lazo cerrado	
Control proporcional integral derivativo	
Control en robótica médica	100
Machine Learning	
Redes Neurales Artificiales y Deep Learning	
Redes Neurales Recurrentes	
Máquina de Estados Finitos.	
Resultados	103
Espacio de trabajo	105

Espacio de trabajo útil	
Simulación de Cinemática Inversa	111
Simulación de Cinemática Directa	113
Sintonización de controlador por optimización de índices de desempeño mediante Simulación Montecarlo	114
Método Montecarlo	
Simulación de dinámica con trayectoria de inserción	116
Comportamiento del modelo ante perturbación	120
Prueba contra impulso puntual	
Prueba contra perturbación constante	
Conclusiones	127
Conclusiones	129
Trabajos Futuros	131
Software	133
Hardware	135
Anexos	137
Anexo A - Código de Cinemática Directa	139
Anexo B - Código de Cinemática Inversa	142
Anexo C - Código de Dinámica	144
Anexo D - Código de Espacio de Trabajo	145
Anexo E - Código de Visualización	146
Anexo F - Código de Modelo Montecarlo	151
Referencias	153
Referencias	155
Índice de figuras	165



INTRODUCCIÓN

RESUMEN

El estado epidemiológico del cáncer de mama en México presenta tendencias al alza por lo que la cantidad de procedimientos de identificación de patología de manera citológica e histológica a base de muestras de tejido obtenido de biopsias aumenta. Se estudió la anatomía del seno para la identificación de los diferentes tipos de tejido que lo componen y sus características, así como las patologías que puede llegar a sufrir. Esto para planificar el procedimiento de toma de muestra por biopsia, sus características técnicas y procesales. Se investigó el estado actual de las propuestas de robótica médica y las ventajas que ofrecen las diferentes arquitecturas utilizadas, los procedimientos en los que asisten y las limitaciones que presentan.

Basándose en la información recabada, se presenta una propuesta de robot paralelo tipo delta con el objetivo de realizar trayectorias planeadas y toma de muestra de tejido por biopsia de corte central de manera asistida, aprovechando las ventajas que esta arquitectura ofrece. Así mismo se presenta un primer control que permita realizar simulaciones virtuales del procedimiento de biopsia de seno con trayectorias predefinidas.

ABSTRACT

Breast cancer epidemiological status in Mexico rises, which causes a surge in cytology and histology sample tissue identification procedures, these samples are acquired via biopsy. We studied the anatomy of the breast in order to identify the different types of tissue existing and its characteristics, also the pathologies it can suffer, in order to plan the procedure of biopsy sampling, its technical and procedure characteristics. We researched the current state of the art of medical robotics and the advantages offered by different architectures used, the procedures they assist in and the limitations they present.

With this information, we propose a parallel delta robot specifically purposed to follow planed trajectories and assist in sampling breast tissue with core needle biopsy equipment, using the advantages this type of mechanism offer. We present a basic control that allows us run simulations of this breast biopsy procedure with predefined trajectories.

PROBLEMÁTICA

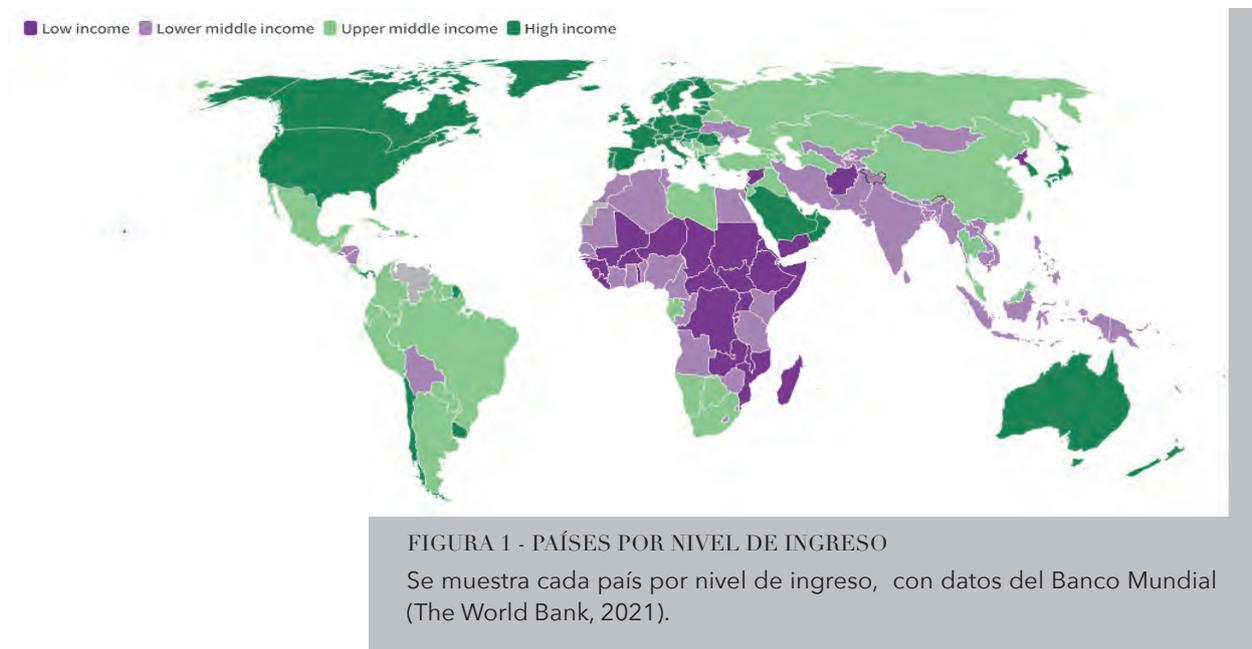
SITUACIÓN INTERNACIONAL

Definidas por la Organización Mundial de la Salud como Enfermedades No Transmisibles, en inglés Noncommunicable Diseases (NCDs); son responsables del 71% de las muertes anuales a nivel mundial, que son aproximadamente 41 millones de personas (World Health Organization, 2018b). Este tipo de padecimientos se clasifican en 4 principales grupos que son enfermedades cardiovasculares, cáncer, enfermedades respiratorias crónicas y diabetes. En estos 4 grupos principales se engloban el 80% del total de NCDs.

Una característica importante de este tipo de padecimientos es la combinación de factores ambientales, fisiológicos, genéticos y hábitos del mismo paciente. La mortalidad de los NCDs aumenta en países con ingreso bajo y medio, especialmente las relacionadas con diabetes y cardiovasculares. Los NCDs se pueden encontrar más comúnmente en países de bajo y mediano ingreso, principalmente atribuido al poco acceso a información oportuna, una dieta no balanceada[JP1] , o medidas poco eficientes de salud pública como la detección y tratamiento oportuno, ya sea por omisión o por ausencia de estas (World Health Organization, 2018b). Mientras que, en países de muy alto y alto ingreso, predomina el cáncer como principal causa de muerte dentro de los NCDs.

La influencia de estilos de vida poco sanos desde temprana edad es de las principales causas de aparición de enfermedades asociadas al sedentarismo, dietas no balanceadas, etcétera. Por lo que dentro de las acciones positivas para reducir los factores metabólicos de riesgo son principalmente modificaciones rutinarias. Se puede hablar de evitar el tabaco y alcohol, dieta acorde a la edad, actividad física diaria. Sin embargo, los niveles de desigualdad a nivel mundial, provoca fracciones de la población con niveles de alta marginación y poco acceso a servicios de salud además de acceso limitado a una vida saludable. Por lo anterior, el sobrellevar los costos de alguna enfermedad crónica como lo son las NCDs representa un gasto constante que, al no cubrirse, lleva a muertes evitables con el manejo oportuno. Aunado a lo anterior, es importante recalcar que, como se muestra en la Figura 1, regiones de alto y muy alto ingreso al tener acceso a servicios de salud y contar con una expectativa de vida sana arriba de los 65 años, las enfermedades no transmisibles se convierten en la principal causa de muerte ya que, como tal, no tienen una cura directa como en el caso de una infección bacteriana y su antibiótico. Mientras que, si observamos el caso de África, las NCDs no son un porcentaje tan alto de muertes debido a que la expectativa de vida no alcanza para que el cuerpo desarrolle este tipo de enfermedades. Estas poblaciones se encuentran con riesgos sanitarios transmisibles como infecciones, deficiencia alimentaria,

también situaciones de inseguridad y conflictos armados regionales, por lo que su expectativa de vida sana se encuentra alrededor de 50-59 años o menos en ciertas regiones.



Como ejemplo podemos tomar el caso de los Estados Unidos de América, en donde el costo de los medicamentos, comúnmente de aplicación diaria, para pacientes con algún tipo de diabetes pueden llegar a costar alrededor de \$2000 pesos (2020) por vial de insulina. Dependiendo del tipo de diabetes, se necesitan una o varias dosis al día. Mientras tanto, en México, el costo de un vial de insulina ronda los \$120 pesos. Aunque hay muchos factores que debemos tomar en consideración alrededor de este tema, como la diferencia abismal en el poder adquisitivo, derivado de la también asimetría salarial entre en ambos países se refiere. En Estados Unidos el salario mínimo se paga a \$150 pesos la hora, lo que da en una jornada diaria de 8 horas un total de \$1200 pesos diarios. En México, el salario mínimo se paga por día, no por hora; y este se encuentra en 141 pesos diarios (SEGOB, 2022). Este salario mínimo está pensado para que una persona pueda satisfacer todas sus necesidades diarias de alimentación, transporte, vivienda, servicios y esparcimiento. Queda más que claro que el agregar una enfermedad crónica como la diabetes a una persona que percibe únicamente este salario sería totalmente incosteable. Es en este caso que la existencia de políticas públicas de cobertura en salud se vuelve más que necesarias, son indispensables para que la población pueda acceder a una vida relativamente digna.

Dentro de las NCDs, con el cáncer se presenta que una de las limitantes para un acceso más generalizado es el alto costo que tienen los medicamentos necesarios para dar un seguimiento oportuno de tratamiento a un paciente. Aunque depende mucho de qué tipo de cáncer se trate, en general, los precios son altos y la necesidad de seguimiento estricto

por personal de salud especializado es indispensable. Además de que la misma condición imposibilita, en muchos casos, que el paciente continúe con su vida productiva por lo que, de no contar con seguro médico, depende del sustento de familiares, agravando la situación económica de la misma. Este efecto se encuentra bien documentado y hay evidencia en como un paciente con cáncer en un núcleo familiar de bajo ingreso puede representar el agravamiento de la situación de empobrecimiento para la familia completa, así como un posible endeudamiento por solicitudes de créditos y pérdida de patrimonio bajo los modelos de empeño o venta de bienes.

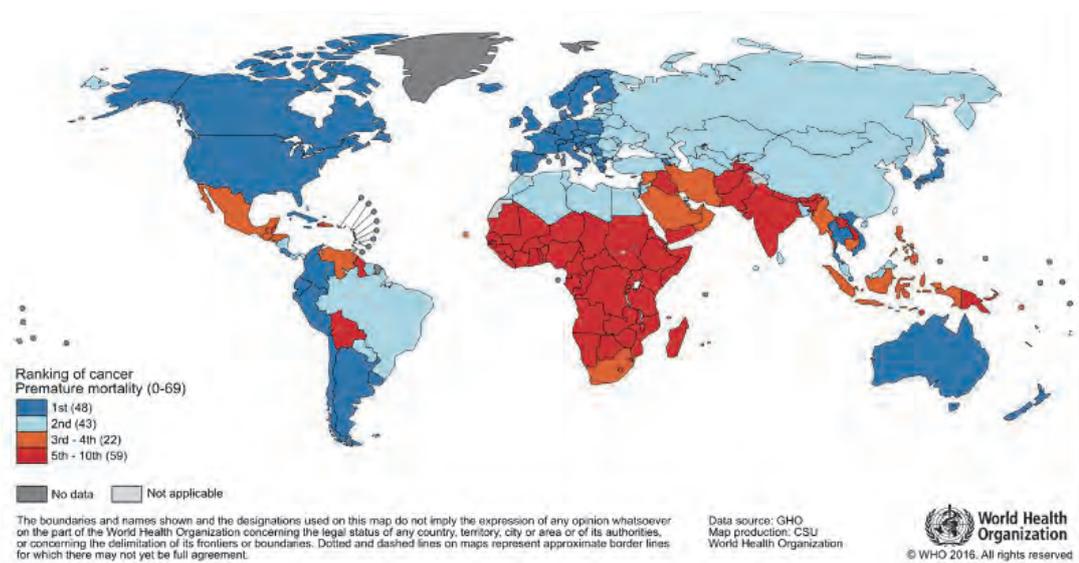


FIGURA 2 - PAÍSES POR MORTALIDAD PREMATURA POR CÁNCER

Se muestran los países con mayor incidencia en muerte prematura por cáncer. En orden de incidencia mayor a menor, azul oscuro, azul claro, naranja, y rojo (World Health Organization, 2018a).

El cáncer, que es la segunda causa de muerte a nivel mundial, se prevé que se vuelva la principal causa de muerte del siglo 21. En países de bajo y mediano ingreso el cáncer será un problema aún más grave debido a la dificultad para acceder a servicios médicos oportunos. La detección temprana juega un papel fundamental para evitar las defunciones prematuras, es decir antes de los 69 años (Omran, 1971; World Health Organization, 2018a). En países de alto ingreso, se puede observar en la Figura 2, el cáncer ya ocupa la principal causa de muertes prematuras[JP1] , esto debido a que la calidad de vida y especialmente la expectativa de vida saludable es tan alta que enfermedades transmisibles no presentan un riesgo para la vida de los ciudadanos que es observable en la Figura 3.

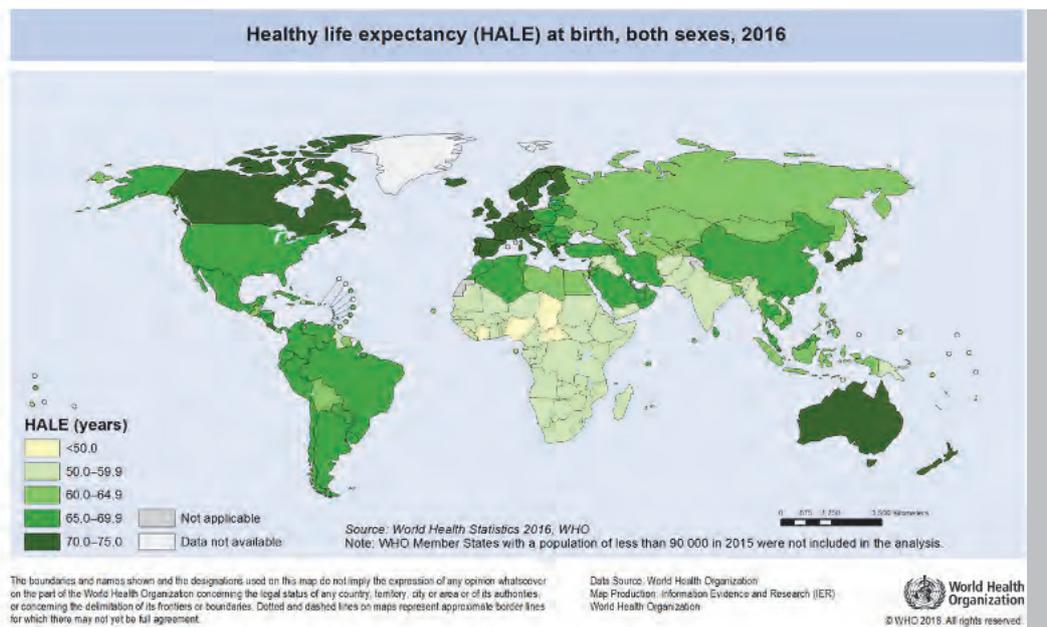


FIGURA 3 - EXPECTATIVA DE VIDA SALUDABLE, AMBOS SEXOS, 2016

Datos de la Organización Mundial de la Salud, Mapa producido por la división de investigación y evidencia de la información de la OMS (World Health Organization, 2018a).

Hay que tomar en cuenta que los estudios epidemiológicos necesarios para relacionar el índice de mortalidad, el estatus socioeconómico, las políticas públicas, el ambiente, el índice de desarrollo humano, factores fisiológicos y genéticos, etcétera, van más allá de un área de estudio. Por lo anterior es que la Organización Mundial de la Salud a través de diferentes organizaciones a su cargo como la Agencia Internacional para Investigación de Cáncer, IARC por sus siglas en inglés, el Observatorio Mundial de la Salud, GLOBOCAN, la Iniciativa Global para el Desarrollo del Registro de Cáncer, entre otras organizaciones internacionales y

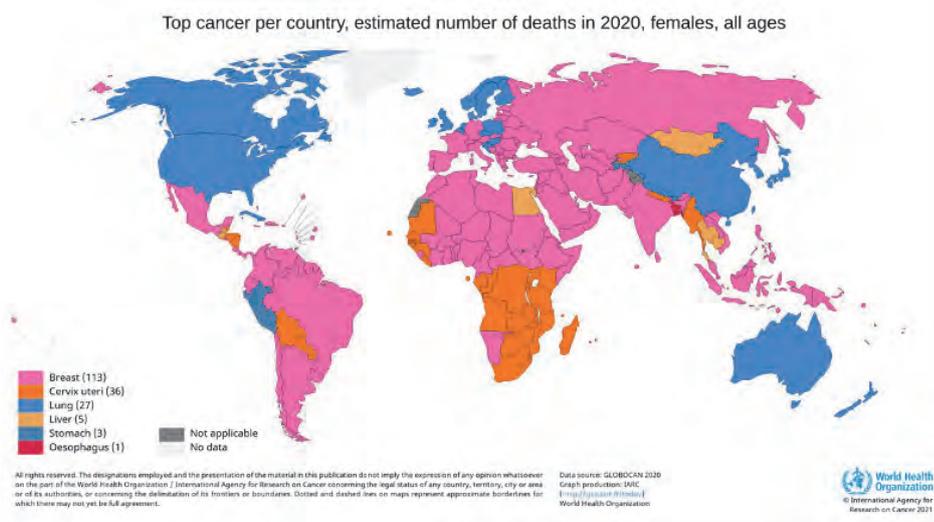


FIGURA 4 - ESTIMADO DE PRINCIPAL CÁNCER CAUSANTE DE MUERTE POR PAÍS, EN MUJERES, EN 2020, TODAS EDADES.

Datos de la GLOBOCAN 2020, mapa creado por la Agencia Internacional para Investigación en Cáncer (World Health Organization, 2018a).

dependencias nacionales en cada país, se intenta llevar a cabo un plan apegado a los objetivos 2030 de la Organización de las Naciones Unidas. El cáncer de seno es un ejemplo de una epidemia de cáncer multifactorial.

El cáncer de seno que principalmente se encuentra en el sexo femenino, está justo por debajo del principal cáncer incidente en el mundo que es de pulmón, el cual cae a la tercera posición si solo se considera la incidencia en pacientes femeninos como se observa en la Figura 4. Éste último tiene factores ambientales importantes a considerar, como es el tabaco en la cultura, cuya inclusión en la vida cotidiana lo consideran diversos expertos como un fenómeno de occidentalización de la vida en países donde no se acostumbraba el consumo de tabaco en las cantidades hoy observadas, la calidad de aire en ciudades altamente pobladas, la falta de regulación en generación de energía por fuentes altamente contaminantes, medios de transporte y minería.

El cáncer de seno es uno de los padecimientos que, si es identificado en etapas tempranas, tiene un índice de supervivencia de hasta 90% (SEER Program, 2020). Sin embargo, la razón por la que es el segundo cáncer con mayor incidencia en la población mundial, pero el principal en pacientes femeninos como se observa en la Figura 5, se puede relacionar con sus factores culturales. Para que la identificación del cáncer de seno sea posible, la paciente debe pasar primeramente por la autoexploración, exploración por un profesional de primer contacto, exploración por un profesional especializado, identificación por ultrasonido (US), identificación por mastografía, y finalmente confirmación por biopsia. Esta línea de identificación depende de que la paciente tenga acceso a información necesaria para saber realizar una autoexploración adecuada y pueda por sí misma identificar si hay alguna anomalía característica de este padecimiento. Para continuar, requiere de acceso a algún servicio de salud que le permita a un profesional de primer contacto realice una exploración

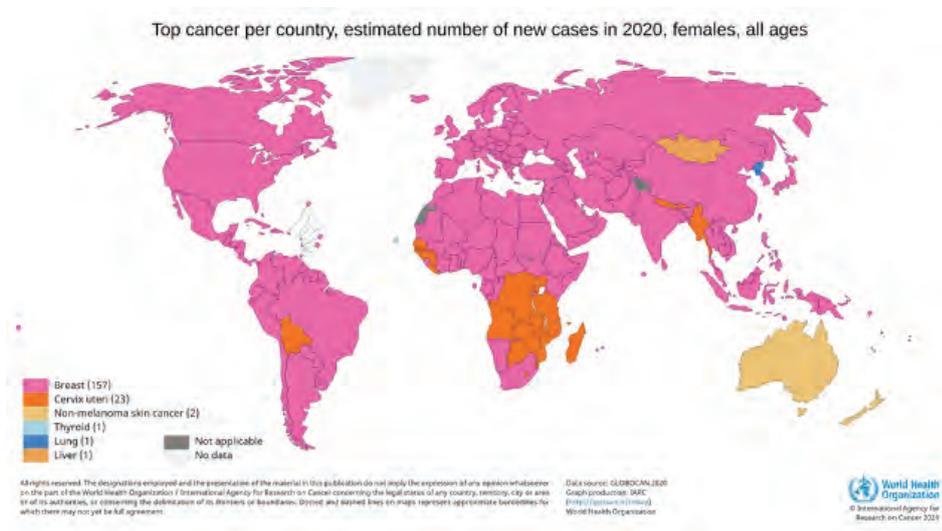


FIGURA 5 - CÁNCER DE MAYOR INCIDENCIA POR PAÍS, EN MUJERES DE TODAS EDADES, 2020.

Datos proporcionados por GLOBOCAN 2020, Mapa producido por Agencia Internacional para Investigación en Cáncer (World Health Organization, 2018a).

manual del paciente. En este punto es donde el peso cultural evita que muchas mujeres accedan a que una persona extraña realice el contacto. Puede deberse a su creencia o religión, por decisión de su pareja, que es algo común en comunidades rurales en donde aún persisten conductas machistas arraigadas al control por medio del matrimonio, o por simple pudor que evita que la paciente se sienta cómoda con ese tipo de exploración (Chávarri-Guerra et al., 2012). Retomando la lista de pasos necesarios para la identificación, los siguientes requieren de expertos en el área como radiólogos y oncólogos, además de equipo especializado como ultrasonido, equipo de mastografía y equipo de biopsia, así como un laboratorio que reciba la muestra extraída y realice la identificación histopatológica; todo lo cual, comúnmente no se encuentra disponible en zonas rurales, donde los servicios de salud suelen ser precarios.

Si se observa la estadística proporcionada por GLOBOCAN en cuanto a incidencia de cáncer de mama a nivel mundial, la podemos comparar con la estadística de Índice de Desarrollo Humano de WHO de la Figura 6, tal como lo analiza Abdel Omran. La Transición Epidemiológica es un fenómeno observado en naciones que se encuentran en transición de nivel de ingresos, es decir, de bajo ingreso a mediano y de mediano a alto ingreso. En sociedades donde la cobertura sanitaria no tiene los alcances necesarios para proteger por medio de inmunizaciones a su población general, la expectativa de vida disminuye debido a diferentes enfermedades provocadas por epidemias de infección provocadas por virus, bacterias, y otros patógenos que se propagan por diferentes factores sanitarios poblacionales e institucionales (Omran, 1971).

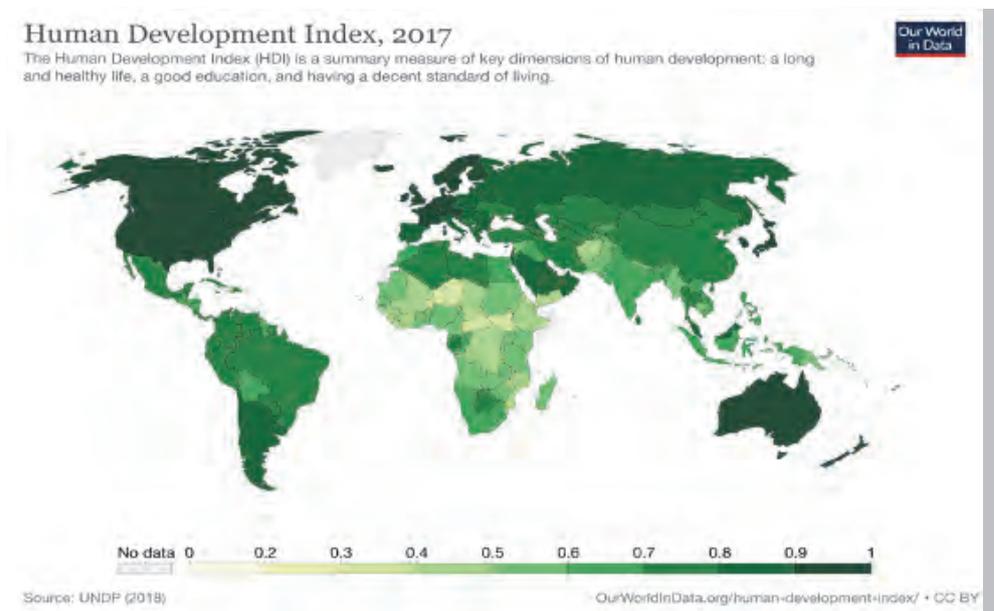


FIGURA 6 - MAPA DE ÍNDICE DE DESARROLLO HUMANO 2017

Considera dimensiones: vida larga y saludable, educación, nivel de vida decente. Datos proporcionados por UNDP 2018. Mapa creado por Our World In Data (Roser, 2019).

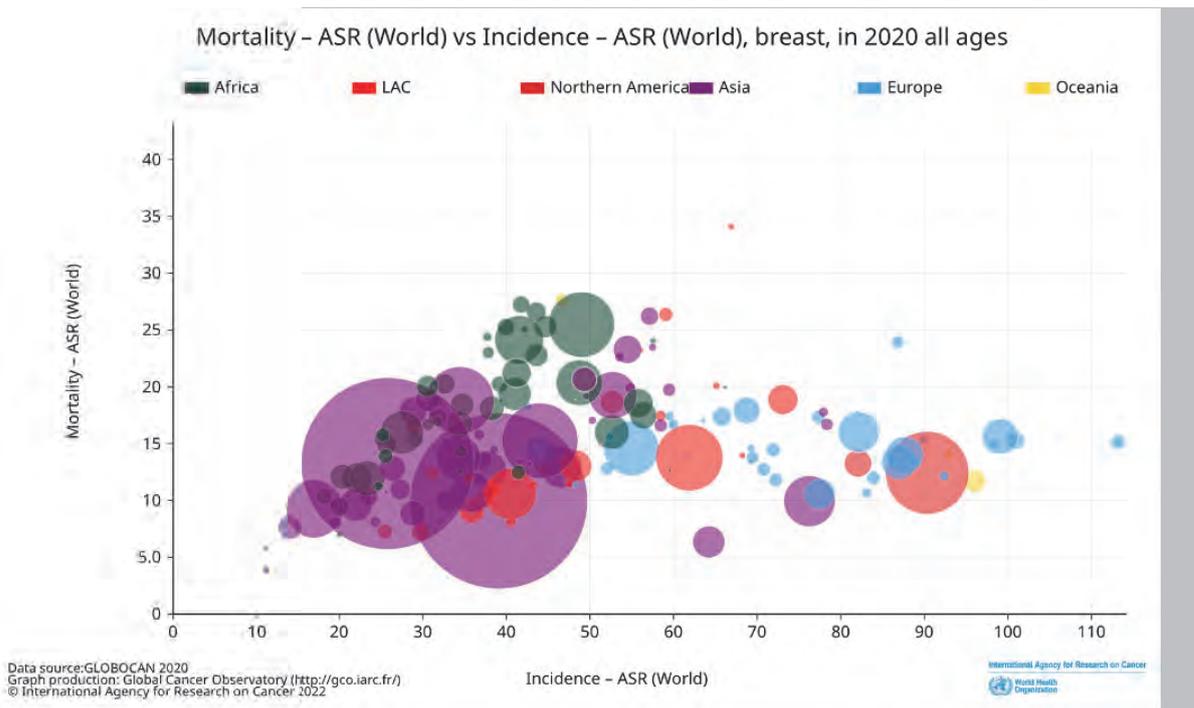


FIGURA 7 - COMPARACIÓN INCIDENCIA CONTRA MORTALIDAD POR PAÍS EN CM

Se muestra la incidencia contra mortalidad en cáncer de mama, con datos ajustados a población, donde el tamaño del punto corresponde a la población. México se encuentra en el 40 de incidencia y 10 de mortalidad de color rojo (GLOBOCAN, 2020).

Un caso que se puede observar en cuanto a incidencia de cáncer en mujeres es en el continente africano; uno de los principales lugares con desigualdad, bajo índice de desarrollo humano y países de ingreso bajo. En todo el mundo, la principal causa de muerte en mujeres es el cáncer de mama. Sin embargo, en el continente africano, aún predomina el cáncer cervicouterino, que es prevenible con vacunación. En la Figura 5 se puede observar que los países en donde no hay amplio acceso a la vacuna aún tiene una alta incidencia en este tipo de cáncer. Esta vacunación en muchos de los países de medio y alto ingreso es parte ya de iniciativas públicas de salud desde temprana edad, gratuita para la población general.

Finalmente se puede observar cómo la incidencia es mayor dependiendo del país, por los puntos ya descritos, y como la mortalidad aumenta únicamente en países de bajo ingreso, aunque su incidencia no sea tan elevada como en el resto de los países. En la Figura 7 se muestra la relación de la incidencia contra la mortalidad por país, diferenciando por color cada continente y con el tamaño del marcador proporcional a la población de cada país.

SITUACIÓN NACIONAL



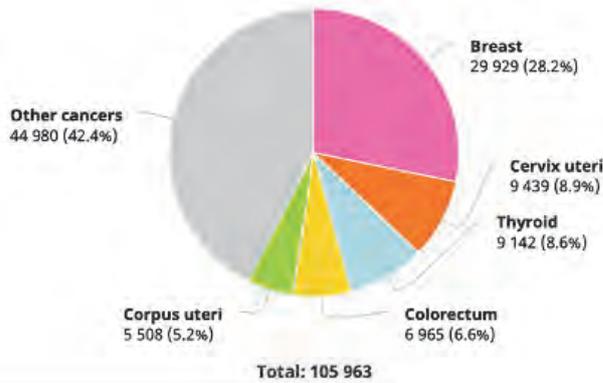
FIGURA 8 - INCIDENCIA DE CÁNCER DE MAMA EN MÉXICO

Incidencia de cáncer de mama en mujeres de 20 años y más por entidad federativa 2019 (Por cada 100 mil mujeres de 20 años y más) (INEGI, 2021)

En México (ver Figura 8), la situación epidemiológica sigue la tendencia de países desarrollados en cuanto a incidencia de cáncer de mama (Reynoso-Noverón et al., 2017). Sigue siendo el tipo de cáncer con mayor incidencia en el país entre pacientes femeninos (ver Figura 7). Principalmente el tipo carcinoma ductal invasivo y el subtipo molecular luminal A (Arceo-Martínez et al., 2021). En la Figura 9 se muestran los tipos de cáncer con mayor incidencia en México.

FIGURA 9 - PORCENTAJE DE TIPOS DE CÁNCER EN MÉXICO EN MUJERES.

Con información de IARC. Cerca de un tercio de los cánceres detectados en México corresponden a cáncer de mama. (GLOBOCAN, 2020)



Con datos de GLOBOCAN, la tendencia creciente de incidencia en casos de cáncer de mama en México estima que en 20 años los casos sumaran 20 mil nuevos pacientes detectados con esta patología como se puede ver en la Figura 10.

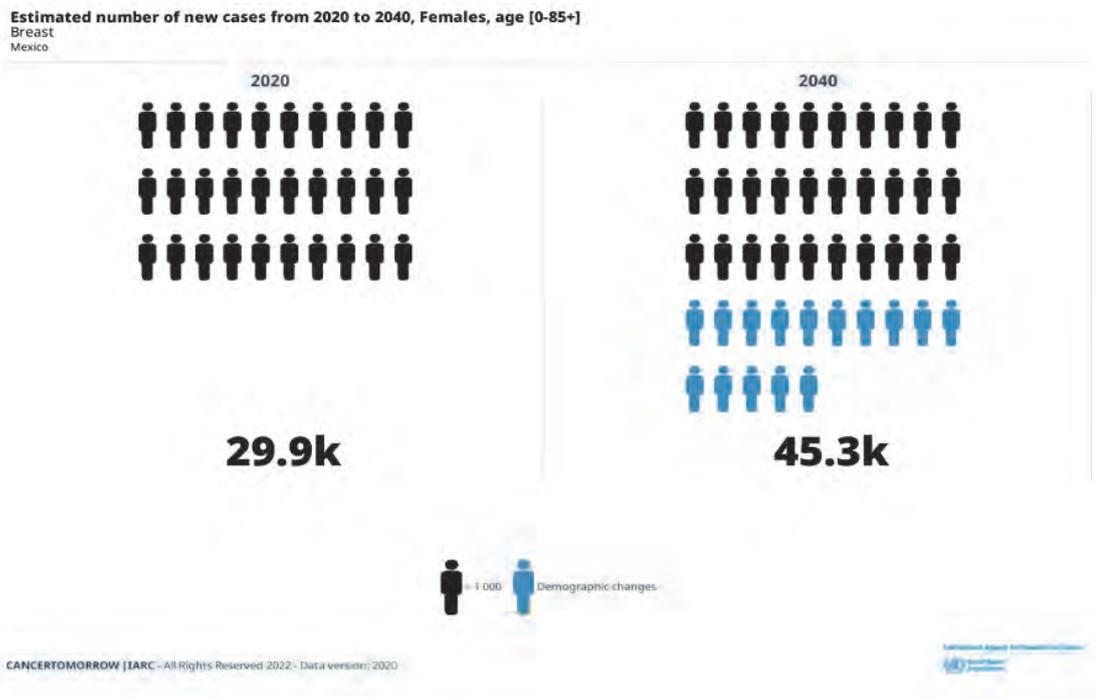


FIGURA 9 - ESTIMADO DE NUEVOS CASOS DE CM DE 2020 A 2040, EN MUJERES DE 0 A +85

Estimación de aumento de casos detectados en los próximos 20 años en México, cerca de un aumento del 35% al pasar de 29.9k a 45.3K de casos (GLOBOCAN, 2020).

Mientras que la mortalidad también tiene tendencia al alza. En México el acceso al tratamiento oportuno es difícil. Las deficiencias en sistemas de salud pública, aunado al acceso desigual a servicios de salud de calidad en todo el territorio nacional no es homogéneo por vicios de centralización del servicio público. Esto provoca que los pacientes sean detectados de manera tardía (Reynoso-Noverón et al., 2017).

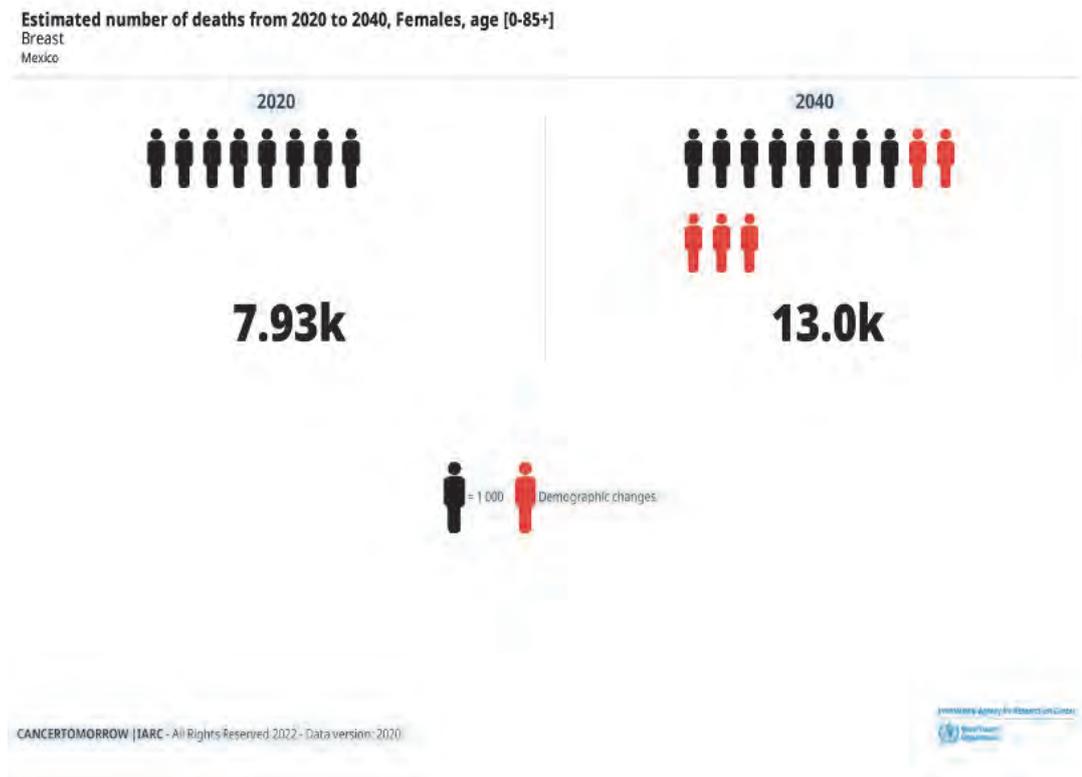


FIGURA 10 - ESTIMADO DE AUMENTO DE MUERTES DE 2020 A 2040 POR CM EN MÉXICO

El aumento de muertes previsto para los próximos 20 años en México llega casi a 50%, pasando de 7.93k a 13k muertes. (GLOBOCAN, 2020).

Dado que el tratamiento no llega en el momento oportuno, se limitan las posibilidades de supervivencia de los pacientes. Esto se puede ver en la Figura 11, donde el aumento de mortalidad es considerable, prácticamente al doble. También es importante notar que una limitante es la capacidad económica del paciente, debido a que existen cuotas de recuperación que los pacientes deben cubrir y dado que la detección es tardía, los costos se elevan (Mohar et al., 2009). Aunado a lo anterior, existe un número muy limitado de radiooncólogos certificados en el servicio médico público. La Figura 12 muestra la distribución en el país de estos profesionales, la cual además de limitada se encuentra centralizada.



FIGURA 12 - DISTRIBUCIÓN DE RADIOONCÓLOGOS

Distribución de radiooncólogos en la red de centros estatales de cáncer, INCan y hospitales federales. Se puede observar el rastro de la centralización de los servicios de salud (Mohar et al., 2009).

JUSTIFICACIÓN

La cantidad de biopsias para identificación final de patología sigue siendo un procedimiento hecho mayoritariamente manual. Se ha observado que estos procedimientos de biopsia manual por inserción de aguja fina o aguja de corte pueden tener errores en cuanto a la ubicación del espacio de corte. La existencia de equipos automatizados para realizar biopsias de seno con mayor precisión es limitada en el país, además de centralizada y de difícil acceso.

El desarrollo de tecnología robótica médica, además de aportar independencia tecnológica frente a otros países, permite aprovechar sus ventajas como alta repetibilidad, precisión, seguridad y resistencia a perturbaciones, en procedimientos manuales que son rutinarios, tal es el caso de las biopsias de seno. Un sistema robótico que sea capaz de trazar trayectorias específicas para una localización ideal del dispositivo de biopsia sobre el paciente, de bajo costo y fácil implementación, puede propiciar que la cantidad de biopsias con resultado deficiente, o con posibilidad de falso negativo, disminuya. Ayudando finalmente al paciente a obtener un diagnóstico preciso y oportuno.

ESTADO DEL ARTE EN ROBÓTICA QUIRÚRGICA

DE LA LITERATURA Y CIENCIA FICCIÓN A LA REALIDAD

La robótica médica ha estado en la mente de la humanidad por los últimos 100 años. Desde el acuñado de los conceptos relacionados con la automatización, la biónica y la robótica. Todo inicia con una idea. Esta, que fue explorada por escritores, cineastas y tecnólogos con visión a futuro envidiable, ha ayudado a mantener ese deseo en el inconsciente colectivo de la humanidad.



FIGURA 13 - COMPARACIÓN ROBÓTICA

Comparación entre equipo Da Vinci Xi y FX-series medical assistant droid de la Saga de Star Wars. (Intuitive Surgical Inc., 2020; Lucas, 1977)

Los años 80 evidenciaron esos deseos en la cultura pop con series futuristas como Star Wars o Star Trek, en las que la tecnología médica es tan avanzada, como para diagnosticar y realizar procedimientos quirúrgicos avanzados, ambos de manera autónoma (ver Figura 13). Ese concepto fue explorado por la ciencia y la ingeniería, hasta que en los años 90 se inició la prueba clínica de robots como ESOPO o Robodoc (Díaz et al., 2017).

Finalmente, la realidad alcanzó a la ciencia ficción en el año 2000 con la aprobación de la Federal Drugs Administration, FDA, para el uso del sistema Da Vinci, de Intuitive Surgical (Dogangil et al., 2010).

ETAPA DE DESARROLLO Y EXPANSIÓN

El desarrollo de robots de asistencia quirúrgica se multiplicó en los años noventa. Se crearon equipos de trabajo diversos para desarrollar diferentes aproximaciones a lo que pensaban era la mejor configuración de robótica de asistencia quirúrgica. Entre esos desarrollos, estuvo ZEUS en colaboración con Automatic Endoscopic System for Optimal Positioning, AESOP, este fue un brazo robótico cuyo fin era servir de soporte para el sistema de laparoscopia. Originalmente, esta función era realizada por un asistente médico (Eto & Naito, n.d.). Después del éxito obtenido por AESOP, se le aumentaron 3 brazos más alrededor de la mesa de operaciones y se le adecuaron instrumentos especializados para cirugías de mínima invasión (MIS, por sus siglas en inglés), al final de cada actuador, naciendo así, ZEUS (ver Figura 14) (Eto & Naito, n.d.).



FIGURA 14 - ZEUS DE AESOP

Equipo ZEUS desarrollado por AESOP. Distribución de brazos robóticos montados en cama operatoria (izq.). Consola Zeus con 2 brazos robóticos (der.). (Eto & Naito, n.d.)

ZEUS es un sistema robótico de tipo Maestro-Eslavo, lo que significa que cuenta con una estación en donde se encuentran todos los actuadores y herramientas, esta es la estación esclava. La estación maestra es en donde el médico tiene el control y la visión. Este sistema fue desarrollado por la empresa Computer Motion (Marescaux & Rubino, 2003). Cada brazo de ZEUS contaba con 6 grados de libertad (GDL). La distribución de los brazos robóticos era única entre los otros desarrollos de la época. Sin embargo, la tecnología disponible en ese momento, además de las limitantes para procedimientos quirúrgicos, hicieron de ella una desventaja. El espacio alrededor del paciente estaba totalmente saturado, sin posibilidad de que un médico se pudiera acercar.

Dicha característica fue lo que llevo a que la competencia innovara y propusiera un sistema con 4 brazos, pero todos unidos en una sola base móvil que se posiciona a un lado de la mesa de operaciones. De esta forma, Intuitive Surgical desarrolló la competencia de ZEUS, el

sistema Da Vinci. La compañía Computer Motion, así como su sistema ZEUS, que abrió la puerta a diferentes ideas innovadoras, fue absorbido por Intuitive Surgical en 2003. Así, la fusión de ambas dio paso a una idea firme de lo que hoy en día es la MIS.

Por otro lado, un equipo de trabajo llamado DeeMed, posteriormente ISIS Robotics, le apostaron a otro tipo de robots (Troccaz, 2013). En los años 40, diferentes patentes protegieron lo que ahora se conoce como Robot paralelo tipo delta. Este sistema, conocido por su precisión, estabilidad y rapidez, fue la base, literalmente, en la que se montó Surgiscope. Un microscopio utilizado en neurocirugías. Para dar un poco de antecedentes, las neurocirugías tradicionalmente se realizan, incluso a la fecha, con algo llamado marco estereotáxico, que es un aparato metálico que sujeta la cabeza del paciente a un marco de referencia, facilitando así que incluso si hay movimiento de la cabeza con respecto al resto del cuello, la herramienta que esté sujeta al marco, no sufrirá desajustes y seguirá una trayectoria con respecto a la misma cabeza.



FIGURA 15 -
SURGISCOPE

SurgiScope montado sobre la mesa de operación, Universidad Humboldt en Berlín, en el Laboratorio de Robótica Quirúrgica. (Fotografía cortesía de: Prof. Dr. Tim C. Lueth)
Fuente: Parallelic.

En los años 90, DeeMed patentó un sistema Delta montado en el techo de la sala de operación, que sujetaría equipo de microscopía y un sistema de biopsia por encima del paciente (ver Figura 15). Este sistema contaba con 7 GDL y tenía como gran ventaja su modularidad. Casi cualquier microscopio y herramienta de neurocirugía era montable en él, volviéndolo altamente versátil (Fomenko & Serletis, 2018). Sin embargo, tenía una gran desventaja. El sistema era considerado altamente estorbo por su tamaño y peso (Bekelis et al., 2012) por lo que eventualmente llegó a ser desplazado de las salas de neurocirugía.

ETAPA MODERNA

Durante los siguientes 10 años, posterior al establecimiento del mercado, con el sistema Da Vinci al frente de toda la industria de robótica quirúrgica, el siguiente reto fue obtener mejor



FIGURA 16 - ROSA

Equipo ROSA desarrollado por Medtech Innovative Surgical Technology (izq.).
Equipo Rosa montado en un MRI para realizar procedimientos guiados por imagen (der.). (Rey, 2020)

información del área de operación dentro del paciente. Para esto, se implementaron diversas técnicas como visión estereotáctica, laparoscopia de alta definición, acoplamiento con equipo de imagenología. Esta última ha abierto una amplia gama de opciones presentes y futuras para la robótica médica. Un ejemplo de esta generación es Robotic Surgical Assistant, ROSA, de Medtech Innovative Surgical Technology. Este sistema que consta de un brazo robótico de alta precisión que trabaja en conjunto con un equipo de Resonancia Magnética, MRI. Permitiendo tener imagen en tiempo real de los movimientos internos y la estructura por la que se desplaza (ver Figura 16) (Lefranc et al., 2014). ROSA mejora la precisión con respecto a procedimientos realizados con marco estereotáxico tradicional para neurocirugía en 0.8 a 0.9mm. Esta se considera como su principal ventaja, sin embargo, el hecho de que la mejora es tan pequeña ha hecho que no se le vea la necesidad de hacer el cambio de procedimientos tradicionales al asistido por robot. Otra gran ventaja de este sistema es su precio, a diferencia de la punta de lanza en el mercado, Da Vinci, el sistema ROSA cuesta alrededor de \$700,000.00 dólares (Densford, 2020), lo cual lo pone como una opción mucho más accesible para centros hospitalarios. Cabe mencionar también que el sistema ROSA realiza muchos menos procedimientos que el sistema Da Vinci (Intuitive Surgical Inc., 2020; Medtech Innovative Surgical Technology, 2020). Este sistema realiza únicamente Estéreo-Electroencefalografía (SEEG), Ablación de Cavernoma Cerebral, Estimulación Cerebral Profunda (DBS) y Endoscopia Ventricular.

El reto principal en el desarrollo de esta tecnología es el acceso limitado para muchos grupos de trabajo, especialmente aquellos que no se relacionan directamente al área médica. Por ejemplo, equipos que desean innovar y aportar investigación al lado más técnico. Para este propósito se creó RAVEN, donde más que un sistema, es una plataforma open access, que permite a cualquier equipo de trabajo, especialmente universidades, descargar los planos de ensamble, materiales y software de control. Este sistema no posee aprobación para realizar procedimientos en humanos. Su principal objetivo es propiciar que laboratorios tengan las herramientas necesarias para utilizar tecnología especializada y aportar nuevas aproximaciones y soluciones a problemas que la robótica quirúrgica se enfrenta en su desarrollo (Greenemeier, 2014).

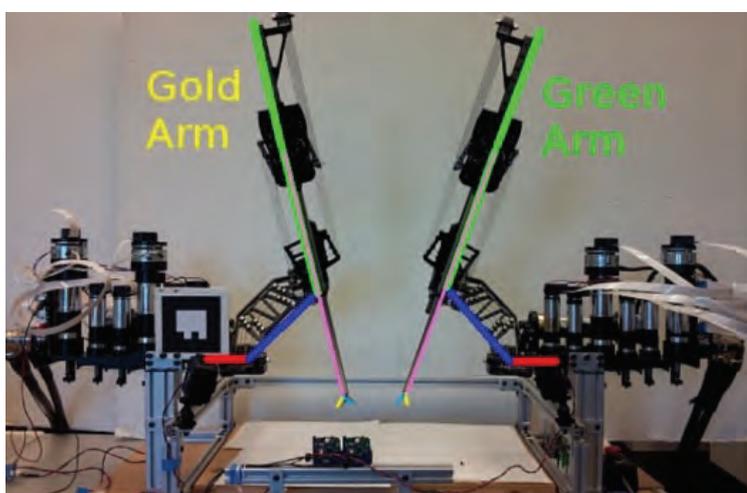


FIGURA 17 - RAVEN II

Plataforma Robótica de RAVEN II. (Li et al., 2019)

El sistema RAVEN fue desarrollado para MIS, sus características de diseño se basaron en el estudio de 7 diferentes procedimientos quirúrgicos, con 30 diferentes cirujanos. Con la información que se recabó de este estudio, se diseñó RAVEN I y II. El sistema RAVEN II (ver Figura 17), que es el más reciente, cuenta con 2 brazos que tienen 7 grados de libertad, GDL y es también un sistema de configuración Maestro Esclavo. Una ventaja más de este sistema es el costo, dado que se utiliza con el único fin de la investigación y desarrollo, el sistema tiene un costo de \$300,000.00 dólares que, a diferencia de los equipos en el mercado, es un precio muy bajo. Una ventaja más de este sistema es el peso con únicamente 22.679 Kg (Li et al., 2019).

Gracias a los avances tecnológicos, el desarrollo de robótica cada vez más especializada es posible. Con el único fin de realizar procedimientos cada vez más complicados para el humano limitado por las capacidades motrices que si bien pueden ser increíblemente finas, el aprovechamiento de las capacidades mecánicas y de control sigue resolviéndonos nuevos retos.

Tal es el caso de MUSA, desarrollado por MicroSure. El sistema robótico MUSA (ver Figura 18), tiene como principal objetivo la microcirugía. Este sistema, también desarrollado de forma modular, cuenta con 4 brazos repartidos sobre la mesa de operación sobre el paciente, cuenta con una montura especial para colocar microscopios necesarios para este tipo de procedimientos. Además de que también es compatible con diversas herramientas de microcirugía, dándole una adaptabilidad más rápida al incorporarse a una sala operatoria (van Mulken, Scharmga, et al., 2020).



FIGURA 18 - MUSA

Sistema MUSA, desarrollado por Microsure Inc. (Microsure Inc., 2020)

Dentro de las ventajas que aporta MUSA a los procedimientos de microcirugía, la principal es su capacidad de realizar operaciones de 0.3 a 0.8 milímetros (ver Figura 19), venciendo por unos milímetros la capacidad del líder de mercado, el sistema Da Vinci (van Mulken, Schols, et al., 2020).

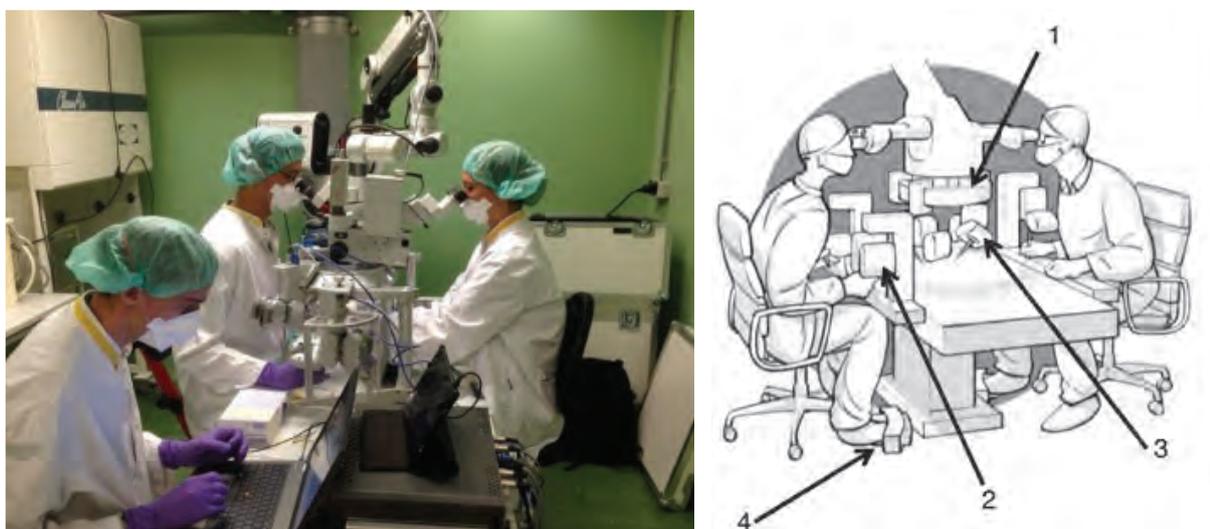


FIGURA 19 - SISTEMA MUSA MONTADO

Sistema MUSA montado en mesa de operaciones para microcirugía (izq.). Esquema de montaje de sistema MUSA. 1) Anillo de suspensión, 2) interfaz de usuario, 3) brazos robóticos, 4) pedales (der.) (Microsure Inc., 2020; van Mulken, Scharmgga, et al., 2020)

El sistema que ha liderado el campo desde sus primeros años y sigue a la cabeza es el creado por Intuitive Surgical Inc., el sistema robótico Da Vinci (ver Figura 20). Lo que hace que este sistema se mantenga a la vanguardia aun con el paso de los años es la innovación continua, manteniendo la capacidad de utilizar las herramientas de diferentes modelos. Actualmente, el sistema Da Vinci es capaz de realizar 29 diferentes tipos de procedimientos aprobados por la FDA, entre ellos se encuentran cirugías cardiovasculares, colorrectales, procedimientos de cirugía general, ginecológicas, torácicas, urológicas y cirugías de cabeza y cuello (Intuitive Surgical Inc., 2020).

El sistema Da Vinci se compone, como la mayoría de los sistemas ya descritos, de una estación maestra y una estación esclava. La estación maestra se compone de controles manuales, los cuales escalan el movimiento de las manos para mayor precisión, así como el filtrado de temblores y resistencia de material (Dogangil et al., 2010). Además, incluye el estéreo-visor con el que el médico puede observar a detalle y en 3D la zona de operación.



FIGURA 20 - DA VINCI XI

Sistema Robótico Da Vinci Xi.
(Intuitive Surgical Inc., 2020)

La estación esclava está compuesta por 3 o 4 brazos robóticos de 3 GDL, además de la herramienta en la punta del actuador. La herramienta principal se llama Endowrist. Dicha herramienta cuenta, a su vez, con 3 GDL y el movimiento de sujeción. Cabe mencionar que uno de los brazos del sistema está destinado a la endoscopia (Winata, 2018).

Implementar un sistema Da Vinci en un hospital requiere de una inversión considerable, lo que ha llevado a diferentes autores a cuestionar si realmente vale la pena el gasto en un sistema tan costoso considerando que simplemente los insumos requeridos para una operación ascienden a \$2,500USD. El costo del sistema básico es de 2.6 millones de dólares, los accesorios básicos cuestan 200 mil dólares. El mantenimiento anual ronda los 175 mil dólares y el entrenamiento para el médico cirujano cuesta 6 mil dólares (Ho et al., 2011). Dando un total aproximado de casi 3 millones de dólares.

PERSPECTIVAS A FUTURO

El deseo de la automatización de procedimientos es un constante en el desarrollo de la robótica médica actual. Con este panorama futurista, existe un desarrollo notable de parte de Siemens, el ARTIS icono.



FIGURA 21 - ARTIS ICONO

Estación de ARTIS Icono, desarrollado por Siemens. (Siemens Healthcare, 2020)

ARTIS icono (ver Figura 21) es un conjunto de estaciones que tienen la capacidad de generar planos 3D y 2D por medio de topografía computarizada, CT, en tiempo real. Este sistema está pensado principalmente para cirugías neurológicas y cardiovasculares (Siemens Healthcare, 2020). Durante el procedimiento, el médico se encuentra en una estación aislada de la radiación desde la cual maneja con controles hápticos y visión 3D, un sistema llamado CorPath GRX creado por Corindus, filial de Siemens (Corindus Vascular Robotics Inc., 2020).



FIGURA 22 - ARTIS ICONO

Estacion ARTIS Icono con equipo de Angiocirugía. (Siemens Healthcare, 2020)

La empresa presume que este sistema está preparado para evolucionar en un futuro a la realización de procedimientos automatizados, es decir, sin la intervención directa del médico. Esto eventualmente ya que el trabajo coordinado de ambos equipos de CT con el equipo de angiocirugía (ver Figura 22) aún está en desarrollo (Siemens Healthcare, 2020).

Finalmente, de parte de Intuitive Surgical Inc., crearon lo que al inicio se conoció como “Vídeo Endoscópico Single Port Acces” o VESPA, ahora comercializado como Da Vinci Single Site (ver Figura 23). Este sistema a diferencia de su hermano es menos robusto, pero ofrece una solución innovadora. Está específicamente diseñado para realizar cirugías por un único puerto en el cuerpo humano. A la fecha tiene autorizadas 9 tipos de cirugías, la mayoría de ellas son remociones de algún tejido o porción de tejido. Por ejemplo, la esplenectomía o la nefrectomía (Intuitive Surgical Inc., 2020).



FIGURA 23 - VESPA

Sistema VESPA desarrollado por Intuitive Surgical Inc. con tecnología single port que permite operar desde un único orificio con diversos instrumentales, mostrados de lado derecho. (Intuitive Surgical Inc., 2020; Morelli et al., 2016)

La estación esclava cuenta con un único brazo que a su vez tiene en su extremo un kit destinado a laparoendoscopia y 3 instrumentos que se introducen en el cuerpo del paciente por un orificio de 27mm. Para evitar laceraciones en el orificio se utiliza el GelPOINT ©, que es un dispositivo que protege la piel circundante del orificio por el que se introducen los instrumentos. Además, cuenta con un nuevo sistema de apoyo visual al médico llamado “Navigator” que en caso de que los instrumentos se encuentren fuera del rango visual del instrumento laparoendoscópico, en la pantalla del médico se muestra su posición de forma virtual (Morelli et al., 2016).

OBJETIVOS

GENERAL

Diseñar y simular un robot tipo delta académico como medio para realizar de manera asistida el procedimiento de toma de biopsias de tejido mamario para la identificación de patologías cancerígenas, para así reducir la posibilidad de falsos negativos y tomas múltiples de muestras.

ESPECÍFICOS

- I. Identificar las necesidades y requerimientos básicos del procedimiento de biopsia.
- II. Realizar el modelado matemático que describa la dinámica del robot.
- III. Diseño e implementación del sistema de control.
- IV. Simular las trayectorias de inserción del Tru-cut.

ALCANCES

Este trabajo se encuentra delimitado a el diseño de un robot tipo delta considerando características de longitud de los componentes, el espacio de trabajo generado por estos, así como su modelado matemático y el desarrollo de un control posicional básico que permita observar el comportamiento de dicho modelo.

METODOLOGÍA

El desarrollo de la propuesta de robot tipo delta se realizó siguiendo el siguiente procedimiento:

- I. Identificar la problemática por medio de estudios estadísticos.
- II. Identificar las tendencias de diseño en robótica intervencionista.
- III. Determinar las características y requerimientos de procedimiento de biopsia de seno.
- IV. Determinar características del prototipo de robot delta basándose en el procedimiento de biopsia.
- V. Desarrollar modelo cinemático y dinámico del robot tipo delta hasta encontrar las ecuaciones que describen su movimiento.
- VI. Desarrollar un modelo virtual del robot tipo delta en 3D para su estudio y modelado de prototipo.
- VII. Realizar simulaciones con el modelo dinámico del robot.
- VIII. Evaluar la respuesta del diseño propuesto.
- IX. Simular las trayectorias de corte.
- X. Evaluar la respuesta del robot a la simulación de una trayectoria basada en el procedimiento real de biopsia de seno.
- XI. Proponer métodos de identificación por imagen para el sistema.
- XII. Determinar el valor real de la propuesta y sus ventajas ante el procedimiento convencional de biopsia.





GLÁNDULA MAMARIA

ANATOMÍA

En este capítulo se hace un resumen de la anatomía del seno y la glándula mamaria, tomado de los autores (Bazira et al., 2022; Drake et al., 2015, 2020; Latarjet & Liard Ruiz, 2011; Moore et al., 2013, 2014; Netter, 2007; Standing, 2020).

En cuanto a su localización, el seno se encuentra en la parte lateral y superior de la pared anterior de la zona torácica, extendiéndose en promedio de la 3ª a la 7ª costilla. Generalmente se le divide en 3 zonas principales; una cara posterior generalmente plana en relación con el pectoral mayor, observable en la Figura 24. Una cara anterior convexa en toda su extensión, que en la parte media presenta la areola y el pezón; y una circunferencia.

El desarrollo del tejido mamario es diferente en cada persona, por lo que se creó una clasificación para definir su estado de desarrollo, conocido como la escala Tanner, esta clasificación se divide en 5 etapas, descritas en la Figura 24 (Feingold, 1999; Nagra-

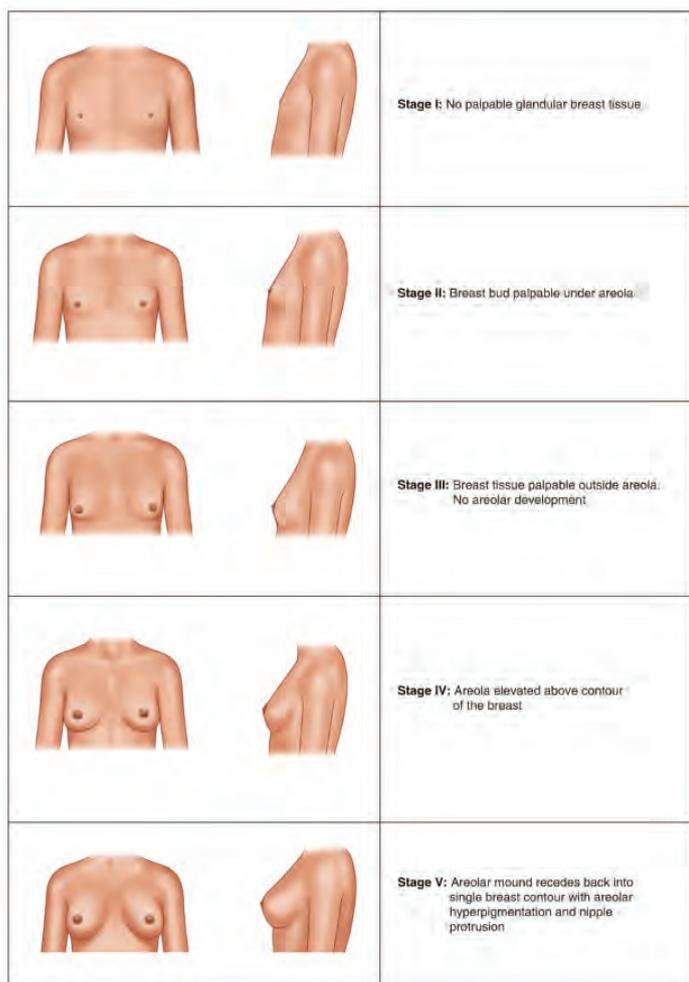


FIGURA 24 - ETAPAS DE DESARROLLO DE TANNER DEL SENO.

De arriba a abajo: Etapa 1, tejido glandular del seno no palpable; Etapa 2, Bulto palpable detrás de areola; Etapa 3, tejido palpable fuera de areola, no hay desarrollo areolar; Etapa 4, elevación de areola sobre el contorno del seno; Etapa 5, bulto areolar desaparece, se produce una hiperpigmentación y protrusión del pezón (Nagra-Mahmood et al., 2021).

Mahmood et al., 2021). En las mujeres, el desarrollo mamario se mantiene constante hasta los 20 años aproximadamente. Durante este periodo ocurren una serie de cambios tanto anatómicos como fisiológicos, los cuales tienen una correlación con la producción hormonal del cuerpo y la influencia en la función reproductiva. La glándula mamaria sufre diversos cambios de manera recurrente más allá del desarrollo, refiriéndonos a los cambios al momento de lactar o cambios durante el ciclo menstrual (Bland & Copeland, 2017).

En posición de pie, la mama es más saliente hacia la base de hacia la parte superior, y su límite inferior forma con la pared torácica subyacente el surco submamario, que la separa de la región inframamaria (Latarjet & Liard Ruiz, 2011). Existe un plano entre la mama y a fascia pectoral, este plano es un tejido subcutáneo laxo llamado espacio retromamario. Este plano contiene una pequeña cantidad de grasa y esto le permite a la mama cierta libertad de movimiento sobre la fascia pectoral. Cuando se habla de dimensiones, la realidad es que es totalmente variable, aunque existe cierta normalidad dependiendo de la raza y estado fisiológico de los pacientes. En términos generales, la mama mide en promedio en la mujer adulta de 10 a 11 cm de altura, de 12 a 13 cm de ancho y de 5 a 6 cm de espesor. Las variaciones más allá de la normalidad se pueden deber a patologías o variaciones hormonales recurrentes que no conllevan ningún riesgo.

La mama se compone, cómo se mencionó anteriormente, de varias partes, a continuación, se da una descripción anatómica de cada una de ellas.

ESTRUCTURA

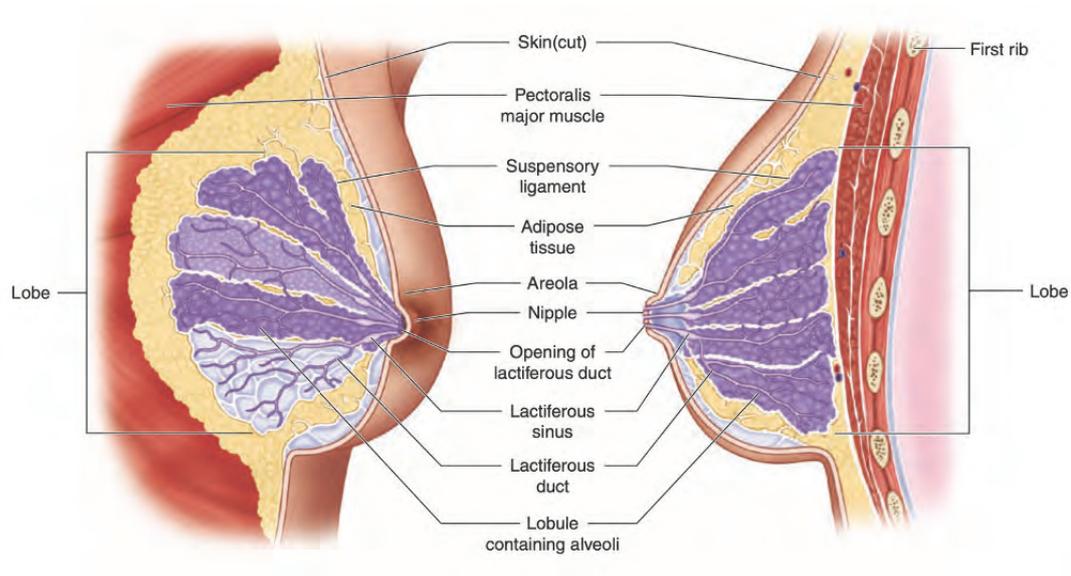


FIGURA 25 - ESTRUCTURA DEL SENO

Se muestran los tejidos que componen el seno de arriba a abajo, Piel, Musculo Pectoral Mayor, Ligamento Suspensorio, Tejido Adiposo, Areola, Pezón, Terminal de Ducto lactífero, seno lactífero, ducto lactífero, lóbulo que contiene alveolos, lóbulo (derecha e izquierda), y primera costilla (esquina superior derecha) (Nagra-Mahmood et al., 2021)

Revestimiento cutáneo

Piel que abarca toda la superficie de la mama, exceptuando la areola y el pezón. Tiene un grosor de 0.8 a 3mm.

Areola mamaria

Es una zona cutánea con un diámetro normalmente entre los 15 y 25 mm de diámetro. Una de las características que puede variar de persona a persona es la coloración. Sin embargo, se mantiene normalmente que suelen tornarse a un color más oscuro con el paso del tiempo y en situación de embarazo. Su superficie contiene ciertas protuberancias que se llaman glándulas areolares o de Morgagni. En general se tiene de 15 a 20 y se deben a la presencia de glándulas sebáceas voluminosas. Estas glándulas cambian su apariencia durante el embarazo debido a la hipertrofia, dando pie a la formación de los tubérculos areolares o de Montgomery.

Pezón (papila o mamelón)

Hallándose en el centro de la areola, tiene una forma que asemeja a un cilindro o cono, relativamente saliente y con un tamaño promedio de 10mm. Existe la posibilidad de que se encuentre oculto dentro de una depresión excavada en la glándula, esta formación se le conoce como pezón umbilicado.

La conformación interna de ciertas fibras en el tejido subyacente a la dermis del pezón le da una función también observada en el escroto a la exposición a ciertas excitaciones. Esta función se le denomina telotismo, en el que la fibra muscular retrae la dermis y proyecta el pezón al exterior, reduciendo su tamaño y endureciendo la piel momentáneamente.

Finalmente, la apariencia rugosa del pezón se da en parte por la desembocadura de los conductos galactóforos que tienen su vértice en este. En promedio, se tienen de 15 a 20 de ellos, al igual que el número de conductos dentro de la glándula.

Tejido subcutáneo

Existe una capa adiposa en el tejido subcutáneo que se extiende por toda el área interna de la mama, exceptuando la zona de la areola y el pezón. Entre la cara profunda de la dermis y la cara anterior de la glándula existe un tejido subcutáneo tabicado por hojas conjuntivas fibrosas. Estas condensaciones fibrosas suelen estar más desarrolladas en la parte superior de la mama y así contribuyen al soporte del tejido mamario. Estos se denominan ligamentos suspensorios (de Cooper) que mantienen la glándula mamaria unida a la dermis que las recubre provocando que no exista una capa de tejido adiposo continuo ni un plano de separación entre la piel y la glándula mamaria (Latarjet & Liard Ruiz, 2011).

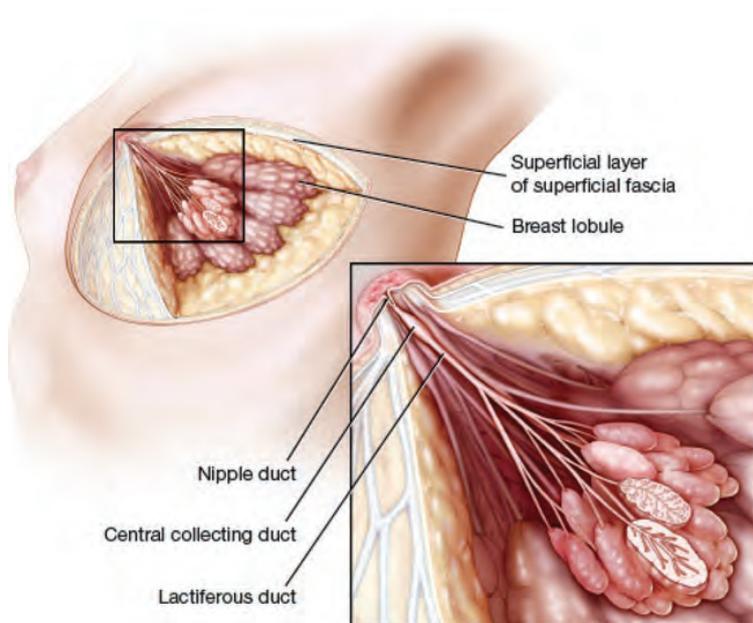


FIGURA 26 - ESTRUCTURA DE LA GLÁNDULA MAMARIA

De arriba a abajo Capa superficial de la fascia superficial, lóbulo glandular, desembocadura de ducto galactóforo, seno galactóforo, ducto galactóforo. (Losken, 2017)

Glándula mamaria

La glándula mamaria tiene una forma algo más irregular ya que su parte posterior es generalmente plana y su cara anterior esta erizada de salientes que constituyen crestas fibroglandulares a donde llegan los ligamentos suspensorios (Latarjet & Liard Ruiz, 2011).

Dentro de su forma irregular, la glándula mamaria genera prolongaciones a diferentes direcciones y dependiendo de esa dirección es su nombre: medial, inferomedial, inferolateral, superior y superolateral o axilar. Una de las más importantes y grandes es la axilar que cono su nombre lo indica se distribuye hacia el arriba y lateralmente, rodeando el borde inferior del pectoral mayor.

En cuanto a su conformación, la glándula mamaria está constituida por 15 a 20 lóbulos glandulares los cuales a su vez están conformados por un grupo racimal de lobulillos. Cada lóbulo tiene su propio conducto galactóforo, ya mencionados anteriormente. Estos conductos tienen características flexibles, contorneados y con vértice en el pezón. Justo antes de llegar a su desembocadura, presentan una dilatación fusiforme de aproximadamente 1.3mm de ancho, llamado seno galactóforo, que sirve de depósito de secreción láctea para cada lactada. Dicho conducto al llegar a la piel, su vértice se le llama poro galactóforo.

Capa adiposa retromamaria

En la cara posterior de la glándula mamaria se encuentra una capa de tejido adiposo delgada, detrás de esta se encuentra otra llamada capa membranosa de tejido subcutáneo. La relación entre estas es la existencia de trabéculas fibrosas que separan los cuerpos adiposos entre sí. Esta capa membranosa está separada a su vez de la fascia del músculo pectoral mayor por tejido adiposo. Esta conformación de tejidos ofrece un plano de deslizamiento que permite a la mama un movimiento libre con respecto al tórax. En casos en los que esta conformación de tejidos es muy laxa, se le conoce como bolsa serosa retromamaria.

IRRIGACIÓN

Arterias

La mama obtiene su irrigación principalmente de la arteria axilar, de la cual se derivan las arterias torácica lateral y toracoabdominal, así como la arteria principal externa de Salmon.

La irrigación de la zona se da por las arterias procedentes de la mamaria interna, de las arterias torácicas y las intercostales. De la vena torácica interna, que nace de la arteria subclavia, se origina más de la mitad de la irrigación de la mama. En cuanto a las intercostales, estas nacen de la aorta torácica y tienen un aporte menor a la irrigación en la zona.

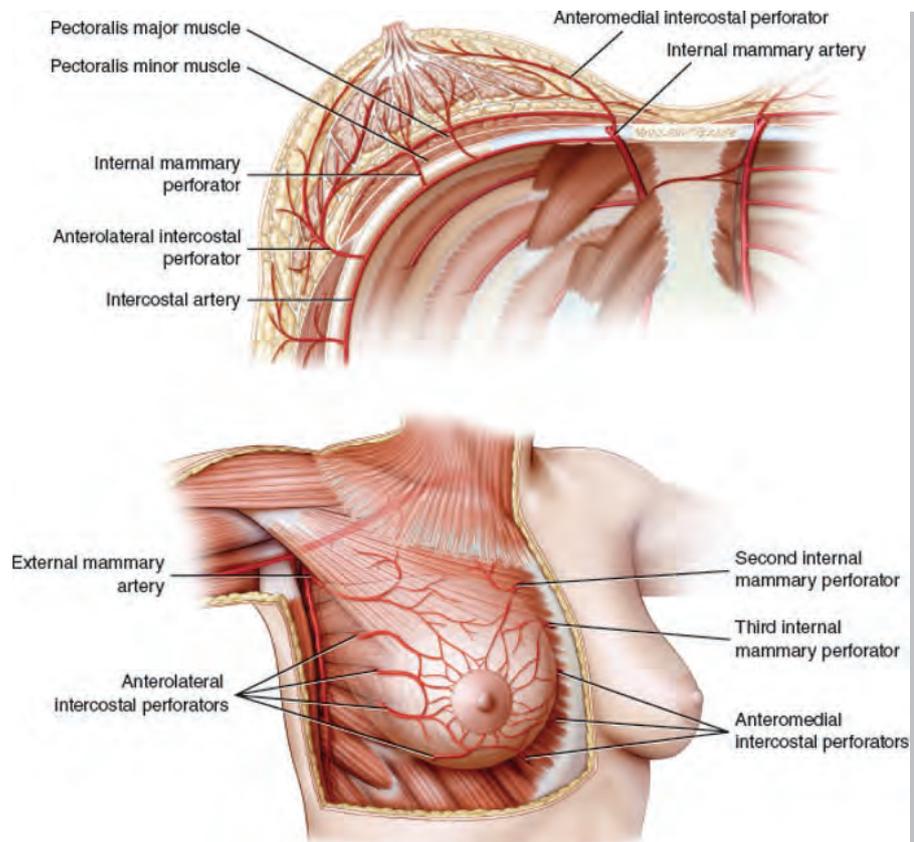


FIGURA 27 - IRRIGACIÓN DE LA GLÁNDULA MAMARIA

Se muestra la localización de las arterias que irrigan los tejidos en la mama, en vista superior (arriba) y vista frente oblicua (abajo). (Losken, 2017)

Venas

Las venas que nacen de las redes capilares forman una red subcutánea que al nivel de la areola se disponen en forma circular y origina el círculo venoso de Haller. (Mexico. Secretaria de Salud. Direccion General de Salud Reproductiva., 2002)

La red venosa se origina de dos venas principalmente, la vena axilar de la que se desprenden las venas mamaras laterales y la vena torácica interna de la que se desprende la vena mamaria medial y sus ramas perforantes (Learn Surgery Online, 2022).

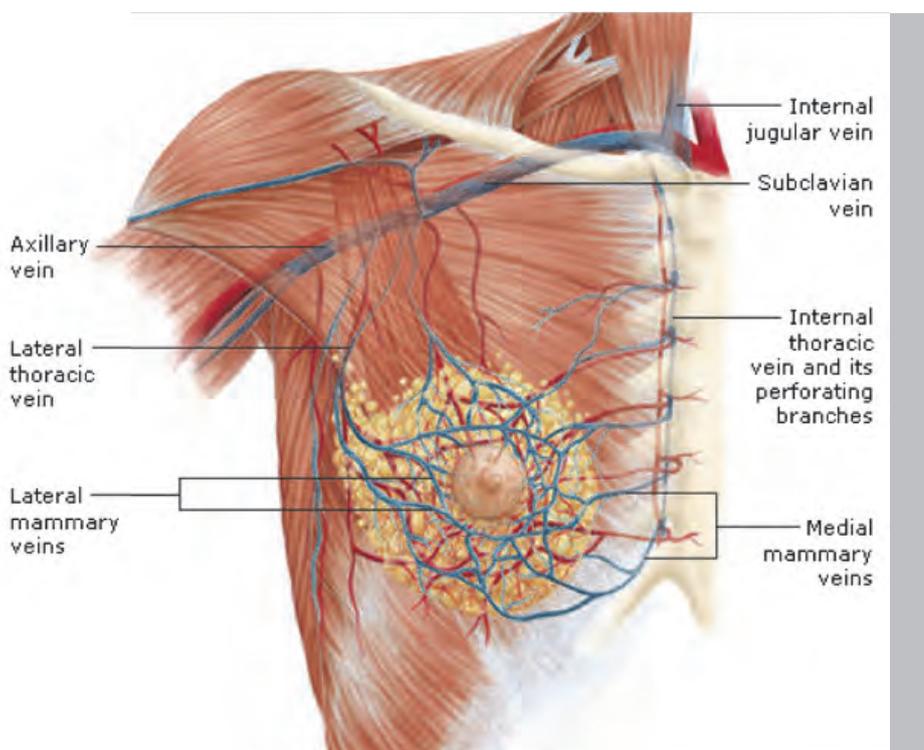


FIGURA 28 - DISTRIBUCIÓN DE VENAS EN SENO

Se muestra la localización de las venas y cómo se ramifican a partir de la vena axilar y la vena interna torácica. (Learn Surgery Online, 2022)

Drenaje linfático

Los conductos linfáticos pueden tener un origen cutáneo o glandular. En el caso de los cutáneos, los conductos convergen en la cara profunda de la areola, formando así el plexo subareolar. Hablando de los conductos de origen glandular, estos desembocan en el plexo subareolar o en un plexo retromamario.

En cuanto a los conductos eferentes, existe una vía principal que pasa por el contorno inferolateral del pectoral mayor, llegando a los ganglios axilares pectorales ubicados contra la arteria torácica lateral. Si estos ganglios se encuentran más superficiales, entonces son ganglios paramamarios, conocidos como de Sorgius.

Hay también, vías accesorias para los conductos eferentes que se originan de los ganglios axilares apicales o en los ganglios supraclaviculares. Finalmente, los linfáticos transpectorales se originan del plexo retromamario y de estos se distinguen dos vías, transpectorales e interpectorales.

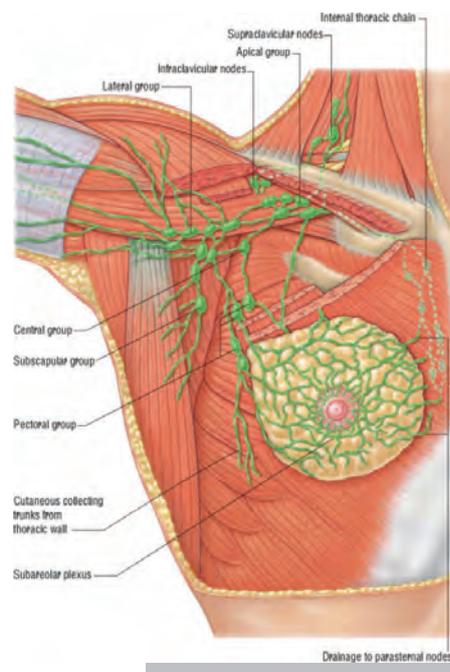


FIGURA 29 - DISTRIBUCIÓN DE TEJIDO LINFÁTICO

Localización de conductos y nódulos linfáticos para drenaje de los tejidos en el seno. (Standring, 2020)

Nervios

La mayoría de la sensación cutánea de la mama se deriva de los nervios intercostales, del 2do al 6to, por ramificaciones perforantes. El complejo pezón-areola esta inervado por las ramificaciones anterior y lateral de los nervios intercostales T3 y T4, con contribuciones variables de los nervios T2 y T5. El nervio T2 conocido también como intercostobraquial también provee la inervación a la extensión superior del seno, así como axila e incluso parte del brazo, con comunes contribuciones de los nervios T1, T3 y T4. Este nervio está asociado a dolor e incomodidad postoperatoria por extracción de muestra del nódulo linfático., mastectomía o disección axilar (Woodworth et al., 2017).

Además de los anteriores, el pecho también se encuentra inervado por los nervios lateral pectoral (LPN) para el músculo pectoral mayor, y medial pectoral (MPN) para el pectoral menor. Estos nervios ascienden del plexo braquial a los músculos pectorales. El LPN deriva de las raíces nerviosas C5-7, mientras que el MPN deriva de la C7-T1. Es importante notar que estos nervios no inervan tejido subcutáneo (Woodworth et al., 2017).

Finalmente, dos nervios más que interactúan en este espacio son el nervio torácico largo (LTN) y el nervio toracodorsal (TDN). El LTN se origina del plexo braquial, asciende de las raíces C5-7. Una vez llegando a la regios infraclavicular, corre por la pared pectoral lateral superficial al músculo serrato anterior al que también inerva. El TDN deriva de las raíces nerviosas C6-8 y asciende del cordón posterior del plexo braquial. Sale de la pared posterior de la axila y se extiende por la parte anterior y lateral del músculo dorsal ancho, altamente próximo a la arteria subscapular, donde inerva este músculo (Woodworth et al., 2017). También se debe notar que estos nervios se ven implicados en dolor postoperatorio de la zona (Huang, 1990).

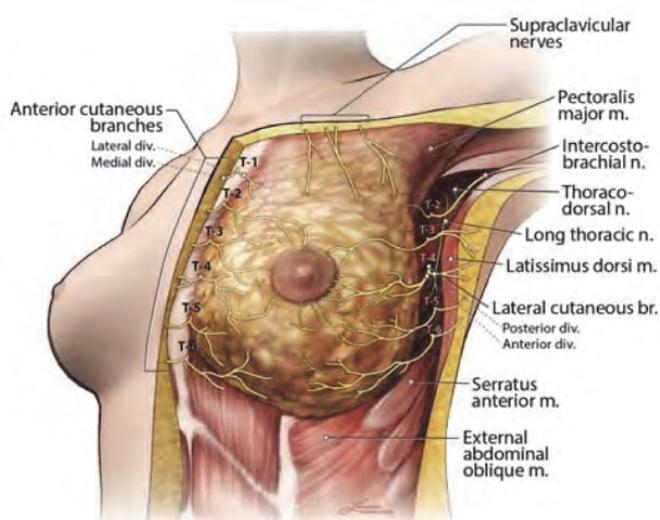


FIGURA 30 - INERVACIÓN DEL SENO

Se muestra la distribución y origen de los nervios que actúan en el seno. (Woodworth et al., 2017)

FISIOLOGÍA

Si bien el tejido especializado no se desarrolla funcionalmente hasta la pubertad, el tejido precursor sí se desarrolla desde las primeras semanas de gestación. La especialización del tejido se da cuando los cambios hormonales provocan que se desarrollen los alveolos de los conductos galactóforos, así como las glándulas secretoras. La mama estimulada por hormonas se desarrolla en las primeras etapas con una forma cónica o esférica, resultado de un incremento en tejido glandular, conductos y principalmente tejido adiposo. También existe un crecimiento del pezón y la areola, desarrollando al mismo tiempo una mayor sensibilidad al tacto (Bazira et al., 2022).

En la pubertad, la liberación cíclica de estrógeno y progesterona provocan que los conductos galactóforos desarrollen alveolos maduros, así como los componentes acinares secretorios en la parte distal de los conductos. Así mismo, la constante liberación de hormonas provoca la multiplicación de estas estructuras, manteniendo un crecimiento continuo hasta aproximadamente los 35 años, cuando la mama se considera totalmente desarrollada.

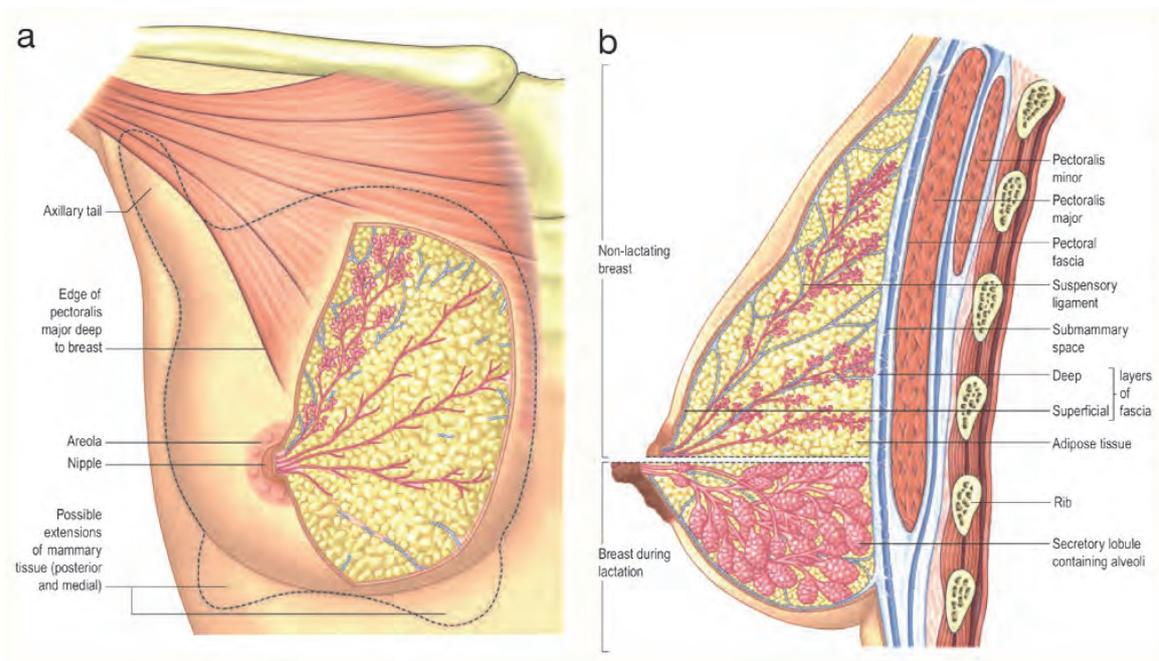


FIGURA 31 - ESTRUCTURA DEL SENO

a) Vista frontal de estructura del seno; b) Vista lateral del seno comparando, parte superior en un seno no lactante, parte inferior de un seno durante lactancia. (Standing, 2020)

Para tener una referencia generalizada, se utiliza la clasificación de Tanner en la que se puede diferenciar diferentes estadios del desarrollo mamario, relacionado con la edad y los cambios en el cuerpo femenino. Esta tabla divide el desarrollo en 5 estadios, que son descritos en la Figura 24.

Existe un proceso en el que se registra un cambio considerable en la fisiología e incluso morfología de la mama, el embarazo. Al momento del embarazo, la mama es modificada debido a la gran aportación hormonal que el proceso implementa. Las primeras adaptaciones que la mama sufre son el aumento de alveolos secretores, aumento de tejido adiposo, secreción aceitosa en pezones cargada de hormonas y una mayor irrigación mamaria. Un cambio notable es la pigmentación de la zona areolar, así mismo el tamaño de estos. Los conductos galactóforos sufren también cambios en su estructura, volviéndose más anchos y con un depósito terminal, cercano a la zona retroareolar, más grande. El tejido adiposo mamario queda casi remplazado en su totalidad por tejido glandular funcional.

Siguiendo el embarazo, la lactancia es una etapa en la que todos los cambios anteriores cumplen su función realmente, ya que la producción de leche debe mantenerse por el tiempo necesario para alimentar al bebé. Una vez terminada la etapa de lactancia, el tejido glandular comienza a regresar a su estado pasivo. Los conductos, así como los alveolos reducen su tamaño, el pezón y areola reducen su tamaño y pigmentación, la irrigación mamaria disminuye y el tejido glandular es nuevamente sustituido por tejido adiposo.

Finalmente, la mama sufre un último gran cambio al momento de que la producción de hormonas disminuye hasta desaparecer cuando llega la menopausia. En este proceso, el tejido glandular se atrofia, disminuyendo considerablemente su tamaño. A diferencia del tejido adiposo que puede o no reducirse.

PATOLOGÍA

La mama se puede ver afectada por una gran cantidad de patologías, esta variabilidad genera la necesidad de encontrar un método que nos permita organizar la información y lograr transmitirla en todo el proceso de detección, análisis, diagnóstico y tratamiento de manera concisa, rápida y funcional.

En 1951, un primer intento se realizó por parte de la Sociedad Americana de Cáncer, la cual publicó el "Manual for Tumor Nomenclature and Coding" (MOTNAC). Dicho manual consistía en un código de dos números para morfología y un tercer número para el comportamiento. Nueve años después, el Colegio Americano de Patólogos publicó el "Systemized Nomenclature of Pathology" (SNOP), esta nueva publicación contenía no sólo códigos para morfología, incluía códigos para topografía del cuerpo completo, facilitando la localización para el estudio. Dado que la ACR ayudó al CAP para la realización de este último, la cooperación entre ambas instituciones permitió que, de alguna manera, iniciara la unificación de códigos. En 1968 se realizó una revisión al MOTNAC que resultó en un éxito para el área. La OMS, en 1976, publicó el "International Classification of Diseases for Oncology" (ICD-O) apoyándose en el ICD-9 que contenía códigos de morfología basados en el MOTNAC. El CAP adoptó al ICD-O, combinándolo con su SNOP para dar paso al "Systematized Nomenclature of Medicine" (SNOMED). Sin embargo, este no prosperó por su dificultad para actualizar sus códigos.

La Organización Mundial de la Salud, a través del Centro Internacional de Investigaciones sobre el Cáncer (IARC), en 1990 publicó la segunda edición de ICD-O, conteniendo códigos con morfología y topografía, parecido al ICD-10. Sin embargo, las limitantes del ICD-10 para tener una diferenciación en varias patologías que codifican de igual manera en su método le dan la ventaja al ICD-O. La tercera edición del ICD-O agregó mayor especificidad a la descripción de Leucemias y linfomas.

El ICD-O-3 tiene códigos diferentes para topografía y morfología. Los códigos de topografía tienen una gran semejanza con los códigos usados en el Capítulo II de el "International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems" en su décima revisión, conocido como ICD-10. Sin embargo, existen ciertas diferencias que los caracterizan uno de otro.

Para los códigos de topografía, el ICD-O-3 utiliza un prefijo "C" seguido de tres dígitos, de los cuales los primeros dos indican el sitio. El tercer dígito, que se encuentra separado de los otros dos por un punto, indica el subsitio en dónde se encuentra la patología. Para patologías en seno, el código ICD-O-3 es C50. Para los subsitios tenemos diez diferentes opciones que se muestran en la siguiente Tabla 1.

Tabla 1 Códigos ICD por sitio de la lesión.

Código ICD-O-3 de Topografía	Sitio de la lesión
C50	Seno
C50.0	Pezón
C50.1	Porción central del seno
C50.2	Cuadrante Superior Interno (CSI) del seno
C50.3	Cuadrante Inferior Interno (CII) del seno
C50.4	Cuadrante Superior Externo (CSE) de seno
C50.5	Cuadrante Inferior Externo (CIE) del seno
C50.6	Cola Axilar del seno
C50.8	Lesiones Sobrepuestas en el seno

Pasando a los códigos de morfología, estos describen las características del tumor incluyendo tipo celular y actividad biológica. El código morfológico está compuesto por cuatro dígitos que indican la histología y un dígito que denota el comportamiento, estos separados por una diagonal. El dígito de comportamiento tiene seis opciones. El código se explica en la Tabla 2.

Tabla 2 Código ICD por morfología de la lesión

Código ICD-O-3 de Morfología	Morfología y comportamiento
8000/B hasta 9992/B	Diferenciación histológica
XXXX/0	Benigno
XXXX/1	Comportamiento incierto
XXXX/2	Carcinoma in situ
XXXX/3	Maligno, sitio primario
XXXX/6	Maligno, sitio metastásico
XXXX/9	Maligno, sitio sin definir

TIPOS DE CÁNCER

Existen dos tipos comunes de cáncer de mama. Ambos originados en alguna de las estructuras de la glándula mamaria, ductos o lóbulos. A su vez ambos tienen un estado in situ e invasivo, siendo el segundo con mayor riesgo de evolución.

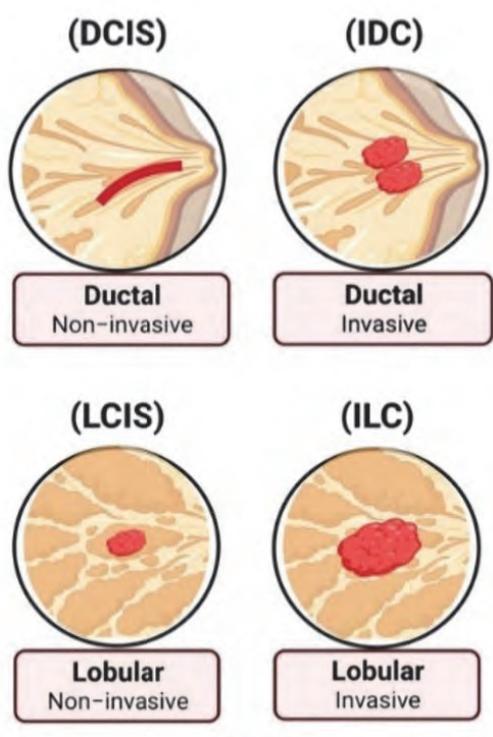


FIGURA 32 - TIPOS COMUNES DE CÁNCER DE MAMA

(Sup. Izq.) Carcinoma Ductal In Situ, contenido dentro del ducto. (Sup. Der.) Carcinoma Ductal Invasivo, células cancerígenas propagadas en tejido circundante. (Inf. Izq.) Carcinoma Lobular In Situ, contenido dentro del lóbulo. (Inf. Der.) Carcinoma Lobular Invasivo, Células cancerígenas propagadas en tejido circundante. (Sarvari et al., 2022)

Carcinoma Ductal

El carcinoma ductal es aquel que se desarrolla dentro del ducto galactóforo. Después de la etapa de hiperplasia, el crecimiento cancerígeno se da dentro del ducto de manera contenida. En esta etapa se le conoce como carcinoma ductal in situ. Dado que se encuentra contenido dentro de la pared celular del ducto, existe poca posibilidad de que se disemine a otros tejidos circundantes (CDC, 2021).

Una vez que las células cancerígenas traspasan la pared del ducto e inician la propagación a otros tejidos, se le conoce como carcinoma ductal invasivo. Al momento de que se propaga a otros tejidos se le considera un cáncer en etapa metastásica, que es la etapa de mayor peligro ya que por los diversos ductos que irrigan la zona podría viajar a cualquier parte del cuerpo (Sarvari et al., 2022).

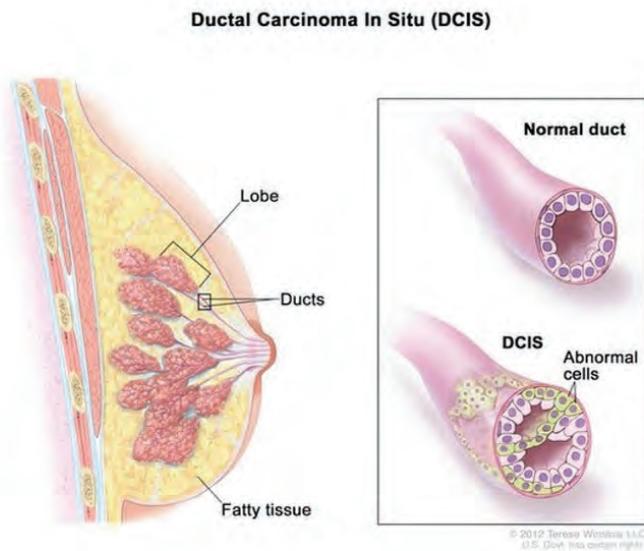


FIGURA 33 - CARCINOMA DUCTAL IN SITU

Estructura de la glándula mamaria en el seno (izq.). Comparación entre ducto normal y ducto con células anormales contenidas dentro del ducto (der.) (MedlinePlus & NIH, 2021).

Carcinoma Lobulillar

Al igual que el tipo anterior, este se divide de en in situ e invasivo. Cuando las células cancerígenas se encuentran contenidas dentro del lóbulo, se le conoce como carcinoma lobulillar in situ, mientras que, si existe diseminación de células cancerosas fuera del lóbulo, es carcinoma lobulillar invasivo. Este último al estar fuera, presenta mayor riesgo de diseminación a otras partes del cuerpo, provocando metástasis (CDC, 2021; Sarvari et al., 2022).

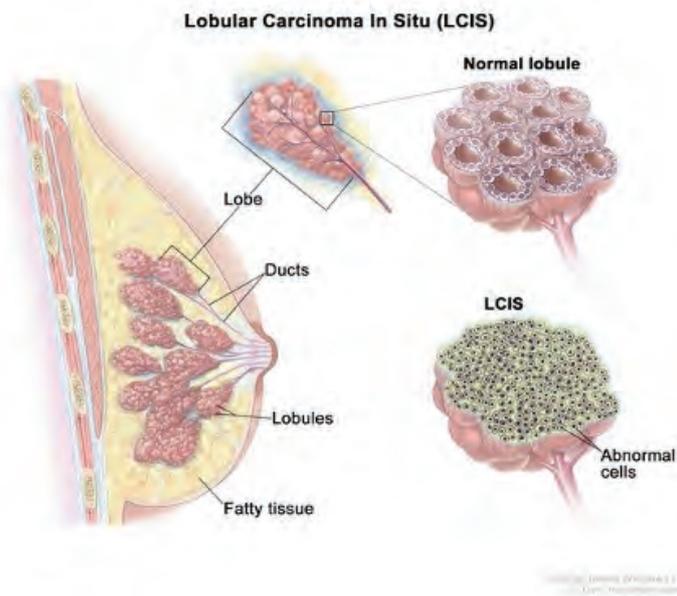


FIGURA 34 - CARCINOMA LOBULILLAR IN SITU

Estructura de glándula mamaria (izq.). Comparación de lóbulo normal y lóbulo con células anormales contenidas en su interior (der.). (MedlinePlus & NIH, 2021)



35

BIOPSIA

CASOS DE APLICACIÓN

El Instituto Nacional de Cáncer (National Cancer Institute, NCI, por sus siglas en inglés) define la biopsia (bx), como la extracción de tejido para un análisis histopatológico. En la actualidad existen diferentes tipos de biopsias destinadas a obtener tejido de lesiones en mama no palpables. Todas ellas son guiadas por alguna técnica de imagenología como puede ser ultrasonido (US), estereotáctica, resonancia magnética (MRI), tomografía computarizada (CT), o mamografía.

De acuerdo con la Guía de práctica clínica de la Secretaría de Salud, Diagnóstico y tratamiento de cáncer de mama en segundo y tercer nivel de atención (Diagnóstico y Tratamiento de Cáncer de Mama En Segundo y Tercer Nivel de Atención, 2009), se estipula como prueba diagnóstica de cáncer de mama:

- I. Estudios de Imagen
 - i. Ultrasonido.
 - ii. Mastografía.
 - iii. Resonancia Magnética.
- II. Biopsias
 - i. Aguja Fina.
 - ii. De Corte Central (Tru-Cut).
 - iii. Marcaje por Estereotaxia con Aguja.
- III. Estudio Histopatológico
- IV. Estudios Complementarios
 - i. Biometría Hemática.
 - ii. Tiempos de coagulación.
 - iii. Química sanguínea.
 - iv. Pruebas de Funcionamiento Hepático.
 - v. Fosfatasa Alcalina.
 - vi. Receptores estrogénicos y progesteronales.

- vii. Her 2/neu.
- viii. Tomografía o resonancia magnética ósea.
- ix. Estudio Radiológico Óseo.
- x. Tomografía Toracoabdominopélvica.

Así mismo, en la Guía de Práctica Clínica se describen los casos en los que la biopsia de seno es requerida. Estos casos son:

- I. Todos los casos con categoría BI-RADS 4 y 5, para confirmación histopatológica.
- II. Biopsia de mama con guía ultrasonográfica, debe utilizarse como criterio inicial para anomalías sospechosas no palpables y visibles por ultrasonido.
- III. Biopsia de mama con guía estereotáxica, debe utilizarse como criterio inicial para anomalías sospechosas no palpables ni visibles en ultrasonido, pero detectadas por mastografía.

Se indica un procedimiento de biopsia guiado por ultrasonido en los casos siguientes:

- I. Quistes simples, complicados y complejos, y nódulos:
 - i. Nódulos que no cumplan con los criterios ultrasonográficos de quiste simple.
 - ii. Quistes sintomáticos.
 - iii. Quistes en los cuales es recomendable la documentación de su evaluación.
 - iv. Quistes en los cuales la guía con imagen ayudaría a evitar complicaciones.
 - v. Sospecha de absceso para diagnóstico y drenaje terapéutico.
- II. Nódulos sólidos
 - i. Lesiones que se evalúan como BI-RADS 5, para confirmar diagnóstico y establecer tratamiento definitivo.
 - ii. Nódulos sospechosos múltiples, particularmente con distribución multicéntrica (dos o más cuadrantes) para facilitar la planificación del tratamiento.
 - iii. Lesiones que son evaluadas como BI-RADS 4.
 - iv. Lesiones que son evaluadas como BI-RADS 3, cuando hay indicaciones clínicas validas.

III. Repetición de procedimiento de biopsia

- i. En caso de que los resultados de la biopsia anterior no concuerden con la evaluación en imágenes.

IV. Procedimiento por localización prequirúrgica

Se indica un procedimiento de biopsia guiado por estereotaxia en los casos siguientes:

I. Diagnóstico primario

- i. Hallazgo evaluado como BI-RADS 5, para confirmar diagnóstico y establecer el tratamiento definitivo.
- ii. Múltiples lesiones sospechosas, en particular con distribución multicéntrica (dos o más cuadrantes), para facilitar la planeación del tratamiento.
- iii. Lesiones que son evaluadas como BI-RADS 4.
- iv. Lesiones que son evaluadas como BI-RADS 3, cuando hay indicaciones clínicas validas.

II. Repetición de procedimiento de biopsia

- i. En caso de que los resultados de la biopsia anterior no concuerden con la evaluación en imágenes.

Se indica un procedimiento de localización por aguja guiada por imagen en los siguientes casos:

I. Diagnóstico primario

- i. Hallazgo evaluado como BI-RADS 5, para confirmar diagnóstico y establecer el tratamiento definitivo.
- ii. Múltiples lesiones sospechosas, en particular con distribución multicéntrica (dos o más cuadrantes), para facilitar la planeación del tratamiento.
- iii. Lesiones que son evaluadas como BI-RADS 4.
- iv. Lesiones que son evaluadas como BI-RADS 3, cuando hay indicaciones clínicas validas.

II. Repetición de procedimiento de biopsia

- i. En caso de que los resultados de la biopsia anterior no concuerden con la evaluación en imágenes.

III. Ampliación de márgenes

- i. La localización con aguja guiada por imagen puede ser útil para ayudar en el procedimiento quirúrgico de ampliación de márgenes.

Dentro de la guía, también se mencionan los criterios de exclusión de dicho procedimiento que son:

- I. Mamas demasiado pequeñas o delgadas, lo que imposibilita el desplazamiento de la aguja.
- II. Pacientes con lesiones inmediatamente por debajo de la piel o en sitios muy posteriores.
- III. Pacientes con calcificaciones muy separadas (que dificultan el cálculo exacto de las coordenadas para estereotaxia).
- IV. Cuando la sensibilidad o la resolución de la imagen en el sistema de estereotaxia no permite que las microcalcificaciones se visualicen adecuadamente (posiblemente por tejido muy denso en mamas).

TIPOS DE BIOPSIA

BIOPSIA POR ASPIRACIÓN CON AGUJA FINA

Conocida como FNA (Fine Needle Aspiration) por sus siglas en inglés, la técnica de aspiración con aguja fina se realiza con una aguja generalmente de calibre 21 a 27, que está conectada a una bomba que crea un vacío o en modelos más simples a una jeringa, permitiendo la extracción de tejido (Versaggi & de Lucio, 2021).

Este tipo de biopsia esta contraindicada en casos en los que el análisis citológico no será suficiente para obtener un diagnóstico, por lo que sería necesario un análisis histológico.

El equipo necesario, así como el personal requerido para realizar este procedimiento es mínimo, dada la sencillez de sí misma, especialmente si el tejido objetivo o cuerpo se encuentra cercano a la superficie. En caso contrario, la visualización puede realizarse por los métodos de visualización convencionales como ultrasonido, inclusive laparoscopia, endoscopia o broncoscopia (Sigmon & Fatima, 2022).

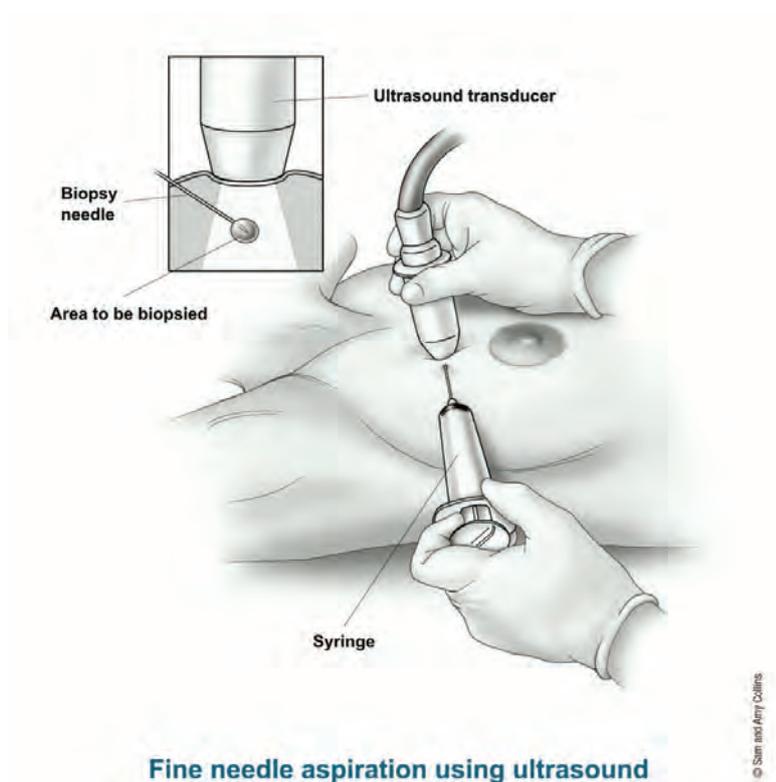


FIGURA 35 - BIOPSIA POR ASPIRACIÓN CON AGUJA FINA GUIADA POR US

Diagrama de procedimiento de biopsia manual por FNA guiada con equipo de US. (American Cancer Society, 2021)

BIOPSIA DE CORTE CENTRAL

La biopsia de corte central (CNB, por sus siglas en inglés), también conocida como biopsia por Tru-cut, consiste en un equipo que funciona con un mecanismo de resortes, que realiza cortes de tejido con un juego de 2 agujas, una dentro de otra. La aguja interior tiene un ligero espacio que posteriormente, la segunda aguja, corta un pedazo de tejido al realizar el disparo. Este se realiza por medio de un dispositivo equipado con un mecanismo de resortes que dan la fuerza necesaria para efectuar el corte de tejido (Figura 37).

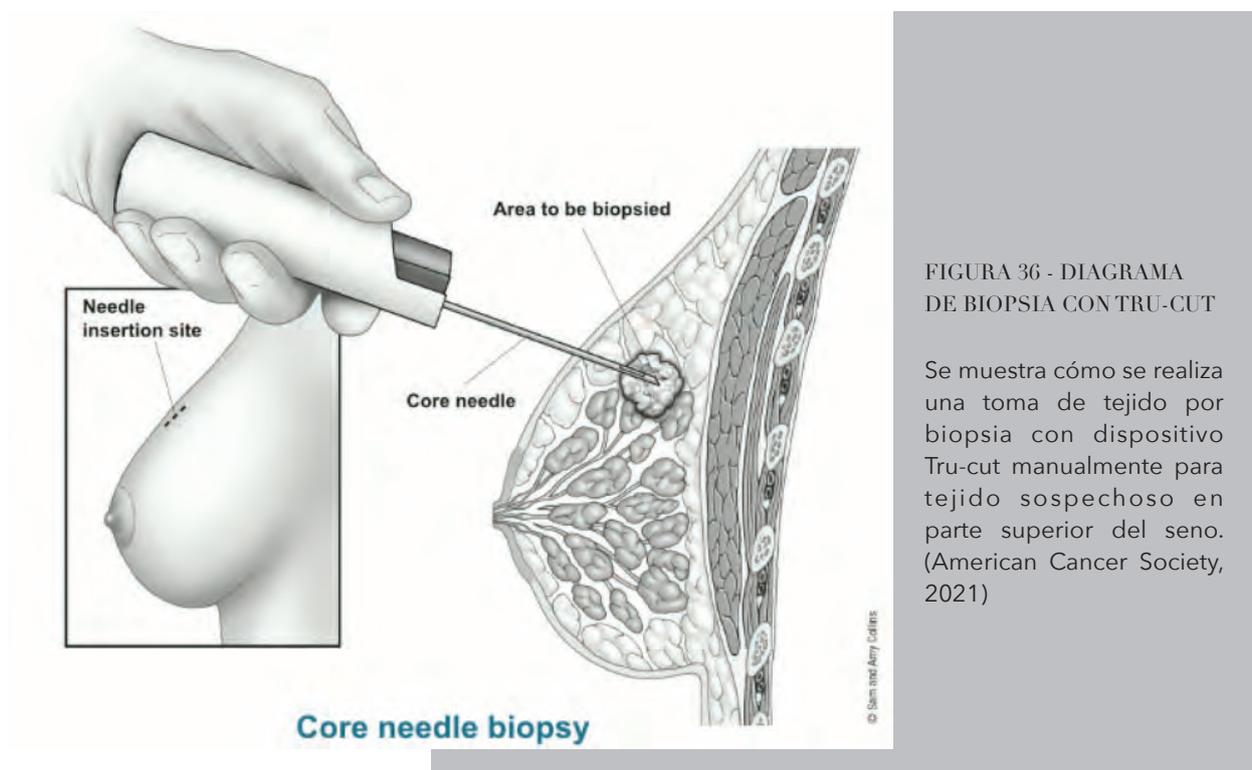


FIGURA 36 - DIAGRAMA DE BIOPSIA CON TRU-CUT

Se muestra cómo se realiza una toma de tejido por biopsia con dispositivo Tru-cut manualmente para tejido sospechoso en parte superior del seno. (American Cancer Society, 2021)

Este equipo tiene la versatilidad de usar diferentes calibres y longitudes de aguja, los más utilizados rondan los calibres 9 a 14. Además de que el corte puede ajustarse en algunos modelos, controlando el tamaño de muestra que se desea extraer, de 0.5 a 2.5cm (Versaggi & de Lucio, 2021).



FIGURA 37 - DISPOSITIVO MAGNUM

Dispositivo Magnum para disparo de biopsias tru-cut. (BD, 2022)

El tipo de muestra que se obtiene de la CNB a comparación de una muestra por FNAB resulta de mayor utilidad para la identificación por análisis histopatológico por mantener la estructura celular con el corte de tejido, permitiendo hacer pruebas de receptores hormonales y de HER2 con mayor confianza (Usami et al., 2005). También se presenta una mayor especificidad y valor de predicción positivo (PPV por sus siglas en inglés) para atipia y sospecha en biopsias, marcando a CNB como mejor opción (Westenend et al., 2001). Finalmente, Westenend et al mencionan en su conclusión que un dispositivo de posicionamiento de aguja guiado con cualquier método de visualización reducirá el número de biopsias inadecuadas.

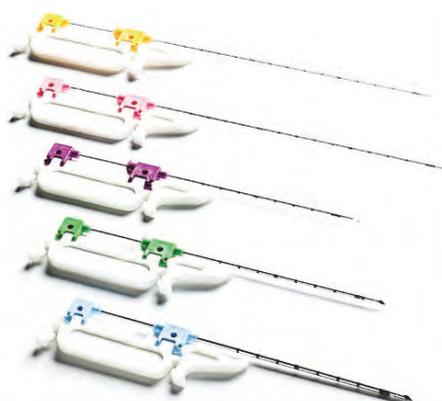


FIGURA 38 - AGUJAS DE BIOPSIA

Agujas desechables para Biopsias de corte de diferentes calibres. (BD, 2022)

BIOPSIA ASISTIDA POR VACÍO

Aunque en principio es muy parecido a la biopsia por aspiración con aguja fina, el equipo utilizado tiene más similitud con la biopsia de corte central. La aguja tiene el mismo rango de calibre que la biopsia de corte central, de 9 a 14, con una longitud de 9 a 12 cm y una apertura en el extremo de 12 a 20mm.

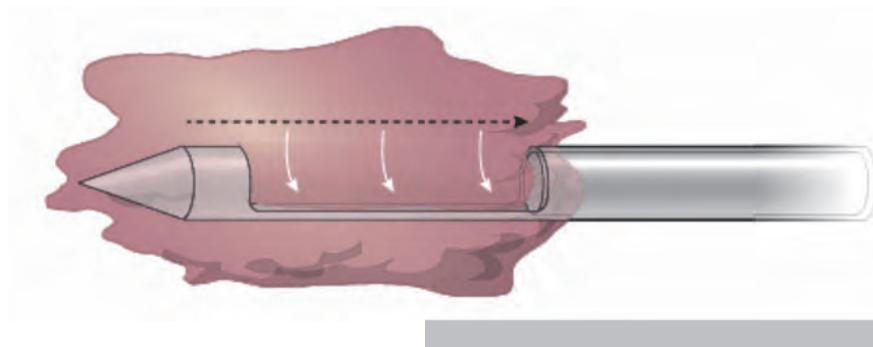


FIGURA 39 - AGUJA DE ASPIRACIÓN

Diagrama de funcionamiento de punta de aguja de biopsia por aspiración. (NeoDynamics, 2022)

Este sistema debe estar bien calibrado para evitar provocar más daño del necesario en el tejido. La presión de vacío ronda los 25 a 35 mmHg (Versaggi & de Lucio, 2021).

Nuevos métodos están siendo desarrollados con esta tecnología, modernizando su diseño. La empresa NeoDynamics ha agregado una cánula interior de corte, además de la succión para que así no sea la fuerza de vacío la que genera el desprendimiento del tejido sospechoso. Además de agregar pulsaciones a la aguja para facilitar su inserción por el tejido sano, hasta llegar al tejido sospechoso (NeoDynamics, 2022).

Breast-Conserving Surgery

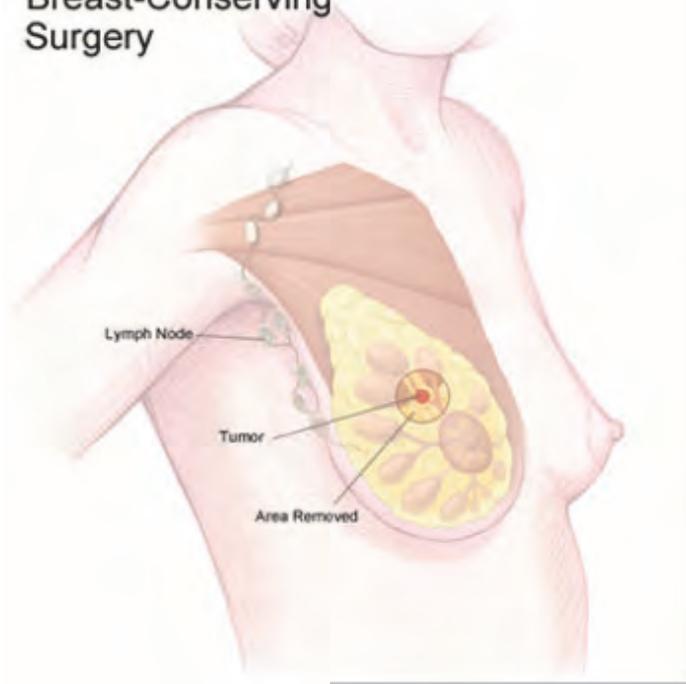


FIGURA 40 - DIAGRAMA DE CIRUGÍA DE LUMPECTOMÍA

En este tipo de cirugía, se remueve una zona en donde se encuentra una masa sospechosa, retirando también un margen extra alrededor para asegurarse que no queden restos. (Johns Hopkins Medicine, 2022)

La biopsia por incisión es un procedimiento quirúrgico básico, en el que la lesión es palpable y bien localizada. El cirujano realiza un pequeño corte y manualmente va retirando una muestra, aunque generalmente se considera esta opción para la remoción directa de una lesión de interés, como puede ser un quiste bien definido.

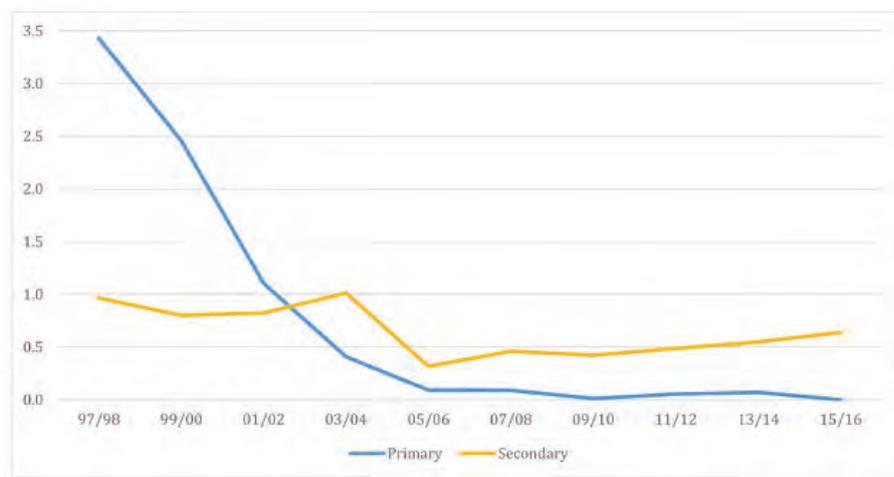


FIGURA 36 - USO Y DESUSO DE BIOPSIA QUIRÚRGICA

Uso y desuso de biopsia quirúrgica en pacientes sospechosos de CM. Gráfica que muestra el decaimiento de uso de biopsia quirúrgica como primera opción de biopsia, y su aumento como opción secundaria. (Luiten et al., 2019)

En una revisión de los últimos 20 años de biopsias por incisión en los Países Bajos, se encontró que la tendencia de realizar este procedimiento tuvo una disminución en su uso, especialmente como método de diagnóstico principal. Sin embargo, el procedimiento es considerado viable cuando la lesión sospechosa se encuentra en la zona superficial, o la primera ronda de biopsias CNB dan un diagnóstico no definitivo. Finalmente, existe un aumento reciente en procedimientos practicados, lo que se puede observar en la Figura 40, gracias a la mejora en métodos de visualización que son capaces de identificar microcalcificaciones antes imperceptibles, en cuyo caso el procedimiento es considerado para retirar dicha lesión y minimizar el riesgo de su evolución maligna (Luiten et al., 2019).

MÉTODOS DE VISUALIZACIÓN

Las intervenciones robóticas guiadas por imagen son procedimientos que integran robótica sofisticada y tecnología de imagenología, principalmente para realizar cirugías mínimamente invasivas. Este acercamiento tecnológico integrado ofrece ventajas para los pacientes y los cirujanos. (National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, 2022). Es importante notar que los métodos de visualización y los métodos de detección pueden ser muy parecidos. Sin embargo, la principal diferencia es en su funcionalidad.

Para ser utilizados como método de visualización, el equipo debe ser capaz de permitir el seguimiento en vivo de la lesión con el fin de guiar el procedimiento dentro del tejido. Por ejemplo, la mastografía simple queda fuera de este listado debido a que es imposible realizar una biopsia con un equipo de mastografía común al mismo tiempo.

ESTEREOTAXIA MAMARIA

El sistema de estereotaxia mamaria funciona a base de radiografías tomadas con una diferencia angular una respecto de la otra. Estas imágenes son analizadas por un sistema computacional que permite obtener la localización de lesiones en el espacio. Una vez obtenida la ubicación, el sistema puede ajustar la posición de un dispositivo de biopsia VAB o Tru-cut para obtener la muestra deseada. Finalmente, se toma una última radiografía para verificar que el tejido sospechoso fuera efectivamente muestreado (Rochat et al., 2020).

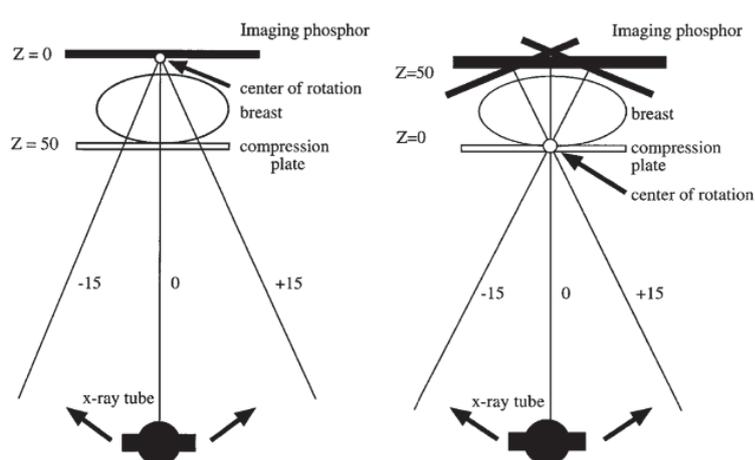


FIGURA 42 - COMPARACIÓN DE FUNCIONAMIENTO DE TOMA DE IMAGEN ESTEREOTÁXICA

(izq.) Toma de imagen estereotáctica con equipo Fischer; (der.) Toma de imagen estereotáctica con equipo Lorad (Carr et al., 2001)

ULTRASONIDO

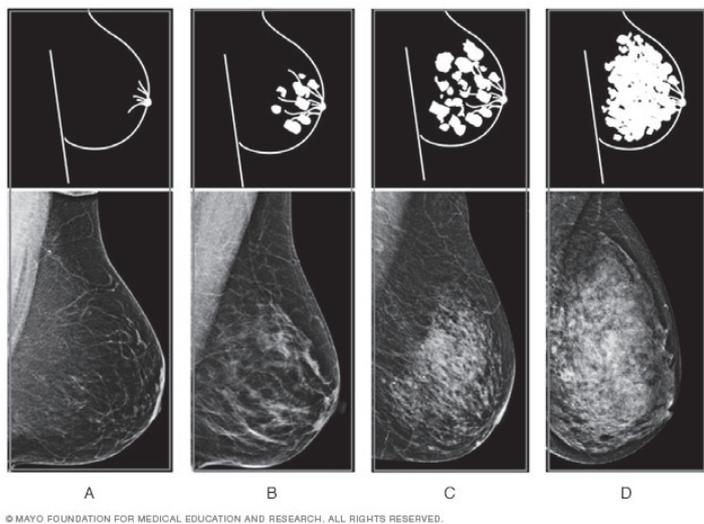


FIGURA 43 - COMPARACIÓN DE TEJIDOS MAMARIOS

A) Seno con tejido de densidad baja; B) Seno con tejido de densidad media, aun es clara la imagen de la glándula; C) Seno con densidad considerable, poca visión para identificar; D) seno con alta densidad de la glándula mamaria, identificación no viable por este medio de visualización. (The Mayo Clinic, 2022)

El ultrasonido es el método de visualización más usado por profesionales para acceder de manera rápida, económica y precisa a información del tejido suave del cuerpo. Aunque su invención precede a la radiografía, su uso médico es reciente debido al avance tecnológico para producir dispositivos capaces de aportar la información necesaria para su uso (Bick et al., 2020).

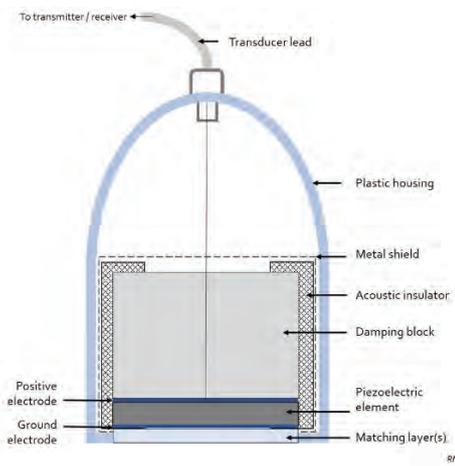


FIGURA 44 - DIAGRAMA DE TRANSDUCTOR UTILIZADO EN EQUIPO DE ULTRASONIDO

Se muestran los componentes de un transductor para equipo de ultrasonido. Cortesía de Dr Rachael Nightingale, Radiopaedia.org, rID: 54040 (Bell & Nightingale, 2017)

El ultrasonido se compone de principalmente de un transductor que a su vez lo compone una serie de actuadores piezoeléctricos cuya función es generar ondas en la frecuencia de los 2 a los 20 kHz, que es la frecuencia a la que las ondas pueden atravesar diversos tejidos blandos del cuerpo. Las ondas ultrasónicas generan un eco de retorno al transductor, donde son captadas y dependiendo de su densidad y composición es la intensidad de la señal que

retorna. Esta información es procesada por el mismo sistema, generando una versión visual de las señales ecosonográficas recuperadas. Hay dispositivos que permiten cambiar la profundidad del ultrasonido, generando información suficiente para que el equipo genere una imagen en 3 dimensiones, permitiendo obtener más información del mismo dispositivo (Carovac et al., 2011).

RESONANCIA MAGNÉTICA

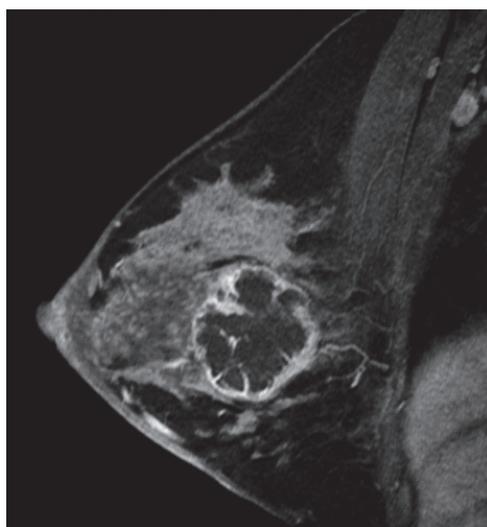


FIGURA 45 - IMAGEN DE MRI

Imagen de MRI de seno con tejido sospechoso. (Mann et al., 2019)

La resonancia magnética está recomendada para pacientes con altas sospechas de cáncer de seno, así como alto riesgo por portar marcadores genéticos específicos, esto por la gran capacidad del MRI de mostrar detalles pequeños en su imagen (Elder A P Amar M L J Apuzzo, 2009; The Mayo Clinic, 2022).

El principio de funcionamiento de una resonancia magnética es la excitación por campos magnéticos de los protones en el tejido. Dado que cada tejido tiene un tiempo de respuesta al campo magnético generado, al momento de alinear los protones y deslinearlos de manera premeditada por pulsos de radiofrecuencia, se puede medir el tiempo que tarda en regresar a su posición alineada, dicho tiempo es medido por el equipo, equipado por sensores de radiofrecuencia que son capaces de detectar estos cambios. Esta información es recabada por el equipo y traducida en una imagen de 3 dimensiones con alta definición (Murphy & Ballinger, 2013). Estos cambios de estado en los protones se denominan, señal de relajación longitudinal T1 y señal de magnetización transversal T2, cuya traducción de señal a reconstrucción visual se basa en análisis de Fourier (Álvarez Alvarado, 2020).

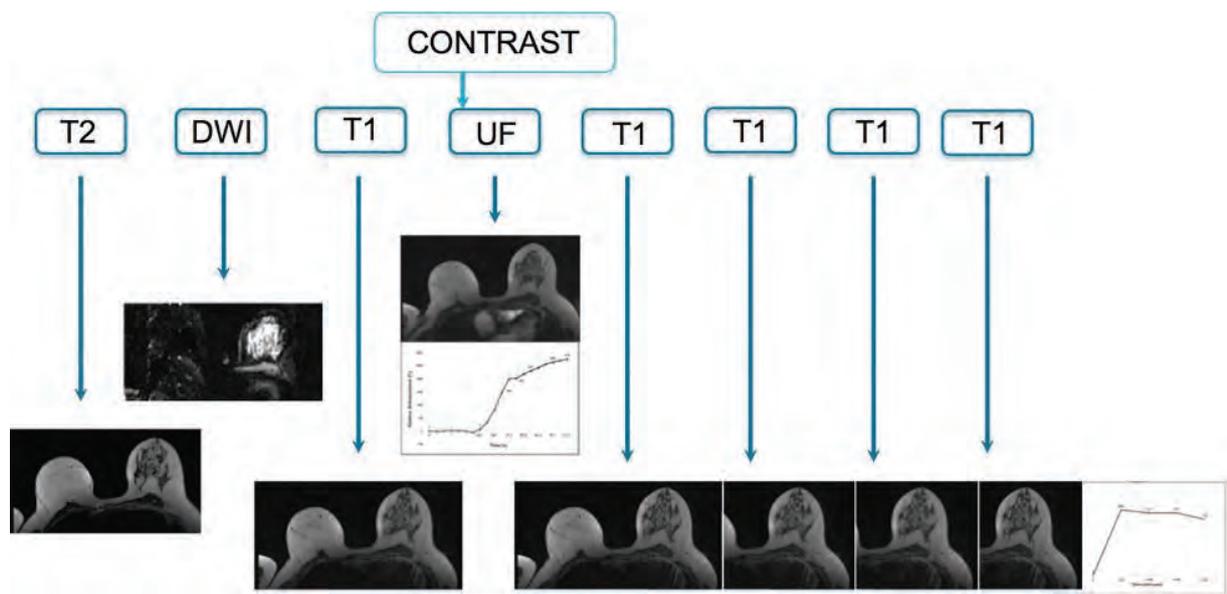


FIGURA 46 -PROTOCOLO DE TOMA DE IMÁGENES POR MRI A PACIENTE

Se muestra la serie de imágenes tomadas a paciente para aprovechar cada parte del procedimiento y lograr una mejor visualización del tejido mamario. (Mann et al., 2019)

Para aprovechar todas las tomas posibles con el MRI, se tiene un protocolo completo de diversas tomas de imagen, en diferentes estados del paciente. Estas difieren en las especificaciones temporales del paciente, tomando las señales T2 y T1 en diferentes estados con el objetivo de obtener mayor definición en sus mejores características. En el estado DWI, Difusion Weighted Image en inglés, el sistema registra el movimiento de moléculas de agua en el tejido. Permitiendo observar su densidad y la microestructura del tejido. Finalmente, el estado UF se refiere a Ultra Fast MRI, en donde se toma la señal durante los primeros momentos del ingreso del contraste al cuerpo, permitiendo la evaluación dinámica de lesiones sospechosas en el tejido (Mann et al., 2019).

MAMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES

La tecnología de la tomografía por emisión de positrones especializada en seno se le conoce como PEM o mamografía por emisión de positrones. Este sistema de visualización aprovecha las ventajas de la radiación para localizar y observar las zonas activas dentro del tejido. Esta técnica de biopsia guiada ha dado resultados favorables como los expuestos por Kalinyak et al., Raylman et al. y Cheng et al., en los que la localización de la aguja es ideal, especialmente en Kalinyak et al. mostrados en la Figura 47 (Cheng et al., 2022; Kalinyak et al., 2011; Raylman et al., 2001). Sin embargo, su uso no es accesible por la complicación de el mismo procedimiento. Por lo que no estaría al acceso de todos los pacientes que lo necesiten, incluso menos que una biopsia guiada por MRI.

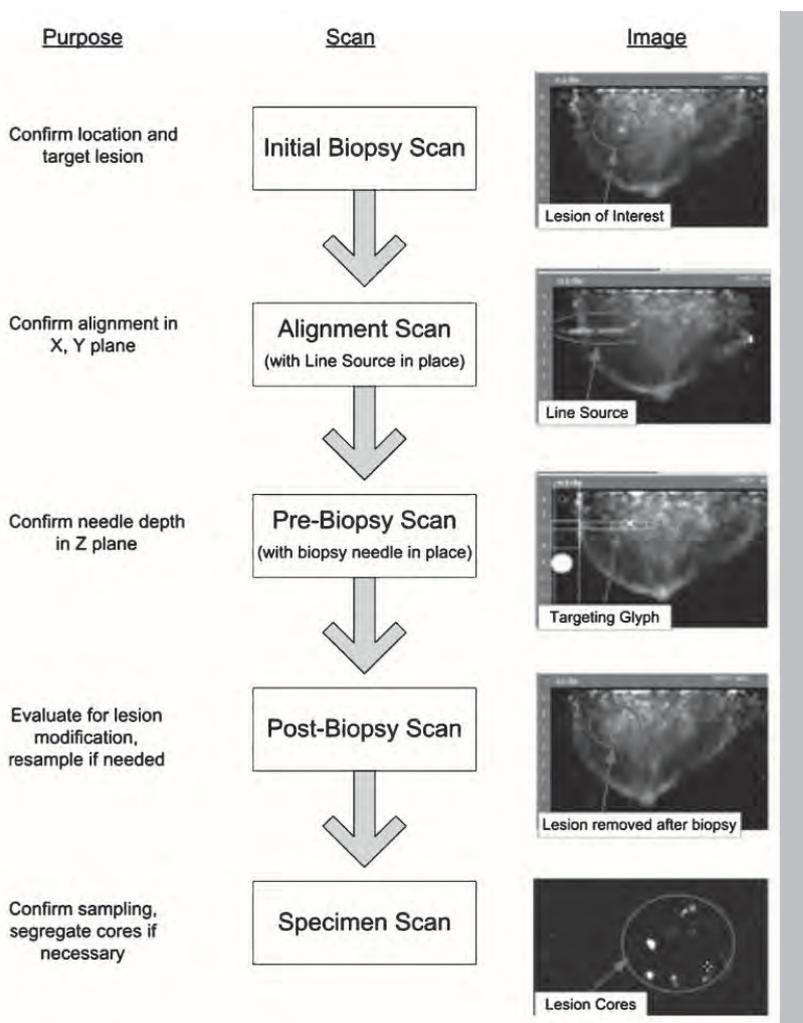


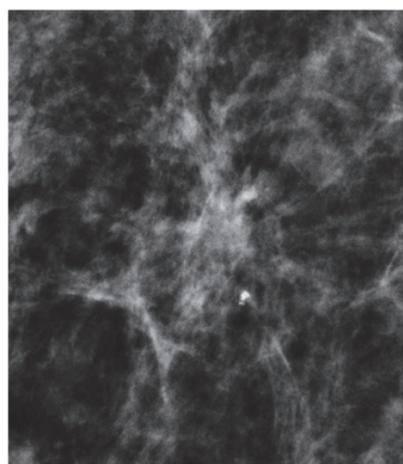
FIGURA 47 - PROCEDIMIENTO DE BIOPSIA GUIADA POR PEM

Diagrama que muestra el procedimiento para la localización del tejido sospechoso, alineamiento de aguja de biopsia y visualización posterior a toma de muestra. (Kalinyak et al., 2011)

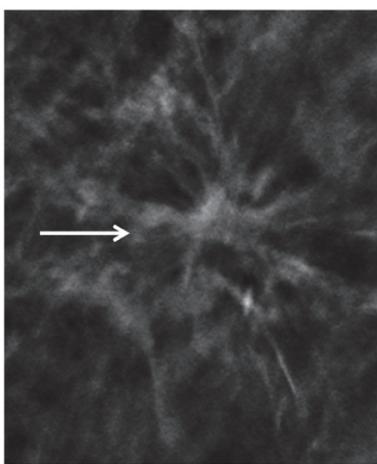
TOMOSÍNTESIS

Una técnica nueva de arreglo en 3 dimensiones de radiografías del seno permite esta reconstrucción que se conoce como tomosíntesis mamaria. Esta técnica es más simple y por lo tanto accesible a los pacientes. Parte de su desventaja es la sobreexposición del paciente a rayos x, y la posibilidad de que el paciente se mueva y la imagen se distorsione (Álvarez Alvarado, 2020). Estudios muestran que la efectividad de la tomosíntesis de seno es mayor a una mamografía simple en 2 dimensiones (Alabousi et al., 2021).

En la Figura 48 se puede observar la diferencia entre una mastografía simple y una tomosíntesis, donde se puede diferenciar el margen y limitación de la masa sospechosa en la segunda gracias a su mayor sensibilidad en la arquitectura del tejido. Sin embargo, conserva la desventaja de ser poco útil para senos con una densidad alta en tejido (Gao et al., 2021).



a.



b.

FIGURA 48 - COMPARACIÓN DE IMAGEN POR MASTOGRAFÍA Y TOMOSÍNTESIS

- a) Mastografía de seno con alta densidad, sin visibilidad clara de cuerpo sospechoso;
- b) Tomosíntesis de seno, se puede identificar masa sospechosa en margen y limitación. (Gao et al., 2021)

OBSERVACIONES REFERENTES A LOS CAPÍTULOS: GLÁNDULA MAMARIA & BIOPSIA

Una vez analizados los procedimientos de biopsia, así como la anatomía y las patologías en las que se requiere realizar el procedimiento de biopsia por corte central, definimos las características necesarias que el robot para toma de muestra debe cumplir, las cuales son:

- Un espacio de trabajo útil de mínimo 60 cm de diámetro, o 110 litros, con un desplazamiento total de al menos 1 metro en altura, considerando que los pacientes pueden ser de fisiología desde ectomorfa a endomorfa.
- Un sistema robótico capaz de resistir los cambios de densidad en tejidos y las fuerzas generadas por el disparo del dispositivo Tru-cut, cercano a los 1.2kg de fuerza, eliminando el movimiento de resorteo generado por este mismo.
- Una arquitectura robótica que sea capaz de operar de manera lateral al paciente, esto con el fin de evitar lesiones a la pleura.

Por lo que, considerando dichas características, se selecciona un robot de arquitectura paralela, tipo delta, con actuadores rotacionales. Esta arquitectura presenta la mayor estabilidad, por sus 3 cadenas mecánicas que sostienen el efector en posición. Presenta un amplio espacio de trabajo, capaz de generar trayectorias en los ejes X, Y, & Z de manera precisa. Con un corrimiento total de 1 metro de altura, el espacio de trabajo generado llega superar los 300L de volumen.

Por lo anterior, se presenta el diseño del modelo matemático de este sistema robótico paralelo tipo delta.



ROBÓTICA PARALELA



CLASIFICACIÓN DE LA ROBÓTICA

Los robots, y en general cualquier tipo de herramienta, se clasifican a partir de criterios que ayuden a agilizar su uso, enseñanza o aplicación. Spong et al. (2005) menciona cuatro formas de clasificarlos, que son:

Fuente de Poder

La clasificación de robots por su fuente de poder los divide en 3 categorías: eléctricos, hidráulicos y neumáticos.

Área de aplicación

Spong sugiere que esta clasificación se divide en ensamblaje y no-ensamblaje. Los robots dedicados a ensamblaje son aquellos capaces de tomar por algún método piezas específicas y acomodarlas en algún sitio en determinado. Los robots de no-ensamblaje son aquellos que tienen tareas específicas tales como soldar, pintar, cargamento, y manejo de materiales o herramientas.

Método de control

En esta clasificación, la división se encuentra entre robots con servo y sin servo. Los robots sin servo, que aparecieron primero en el ambiente industrial, son aquellos que sus movimientos están limitados a posiciones mecánicas predefinidas, incluso llegan a no ser considerados como robots.

Los robots con servo usan circuitos cerrados, controlados por computadoras y son reprogramables, capaces de adaptarse a la tarea que sea necesaria. Mas allá, estos robots con servo se dividen en robots punto-a-punto y trayectoria continua.

Los robots punto-a-punto son aquellos a los que se les programa puntos específicos en una trayectoria y estos se guardan en la programación para que posteriormente, el sistema sea capaz de realizar esa trayectoria de manera autónoma. A diferencia de estos, los robots de trayectoria continua son aquellos en los que el efector es controlable en toda la trayectoria programada, así como su velocidad y aceleración, por ejemplo, seguir dos bordes con el fin de soldarlos.

Geometría

En esta categoría, se habla de 6 tipos de robots, siendo los primeros 5: Articulado (RRR), Esférico (RRP), SCARA (RRP), Cilíndrico (RPP), Cartesiano (PPP), y finalmente, Robots Paralelos; a diferencia de los primeros 5 mencionados que se les denomina robots seriales, la robótica paralela tiene la diferencia que se desarrolla en una cadena cinemática cerrada.

Posteriormente, se puede dividir a los robots paralelos por arquitectura, por tipo de actuadores, o por transmisión desacoplada o acoplada. Esta última siendo más técnica, en la que los robots con transmisión desacoplada son capaces de mover de forma independiente cada uno de los actuadores ligados a sus cadenas. Por lo que tienen mayor capacidad de movimiento y adaptación. Los robots de tipo acoplado pueden tener un solo actuador, lo que provoca que todas sus cadenas se muevan al mismo tiempo, por lo que se encuentran limitados en sus aplicaciones.

Una parte que define la dinámica de los robots paralelos es el tipo de unión que utiliza para ligar sus cadenas a la base fija y al efector final. El robot tipo delta tiene su primera unión de tipo rotacional, seguido de una unión "Codo" entre el brazo y antebrazo tipo esférica o pivote, y una unión más entre el efector y el brazo, también de tipo esférica o pivote (Spong et al., 2005).

ORIGEN DE LA ROBÓTICA PARALELA

SISTEMA ROBÓTICO

Un sistema robótico cuenta de varias partes que se pueden definir de la siguiente manera:

- I. Dispositivo de input.
- II. Almacenamiento de programa.
- III. Piezas mecánicas.
- IV. Control computacional.
- V. Sensores.
- VI. Fuente de poder.
- VII. Efecto o herramienta.

PRECISIÓN Y REPETIBILIDAD

La precisión se define como la habilidad del robot para llegar a un punto definido previamente. La repetibilidad es cuantas veces puede el robot regresar al mismo punto.

ORIGEN DE LOS ROBOTS PARALELOS

El primer robot de configuración paralela fue diseñado en el año 1946 por Gough, llamado la plataforma de Gough, que en su momento fue creada para realizar pruebas en llantas. Posteriormente, Stewart diseñó un robot paralelo en 1965 como simulador de vuelo. Y justamente ese diseño es el que se repitió por varios por la empresa Hexcel con un tipo de robot para biomedicina y otro con fines industriales. Finalmente, en 1990, el profesor Clavel diseñó y patentó el robot tipo delta. Existen desarrollos robóticos de asistencia médica con este tipo específico de arquitectura desde 1980. El de mayor distribución fue SurgiScope de DeeMed (ver Figura 15).

Para el desarrollo matemático realizado en esta investigación, en la literatura se encontraron diversas formas de obtener las ecuaciones cinemáticas y dinámicas necesarias para describir el movimiento de un robot de este tipo. Se optó por realizar un desarrollo geométrico y Lagrangiano. Se siguieron los procedimientos matemáticos realizados por (Escorcia Hernandez, 2016; Gudiño-Lau et al., 2017; Kuo, 2016; X. J. Liu et al., 2004; Staicu, 2009; Williams, 2016).

ANÁLISIS CINEMÁTICO

DEFINICIÓN DE ESQUEMAS

Para el desarrollo del robot tipo delta, con el objetivo de realizar una prueba de concepto para realizar biopsias de seno para identificación de cáncer de mama en mujeres, se diseñó un robot con características especiales, tomando en cuenta estudios espaciales del área de trabajo en una toma de muestra de forma manual de una biopsia de seno por un médico capacitado.

El esquema del robot diseñado se muestra en la siguiente Figura 49.

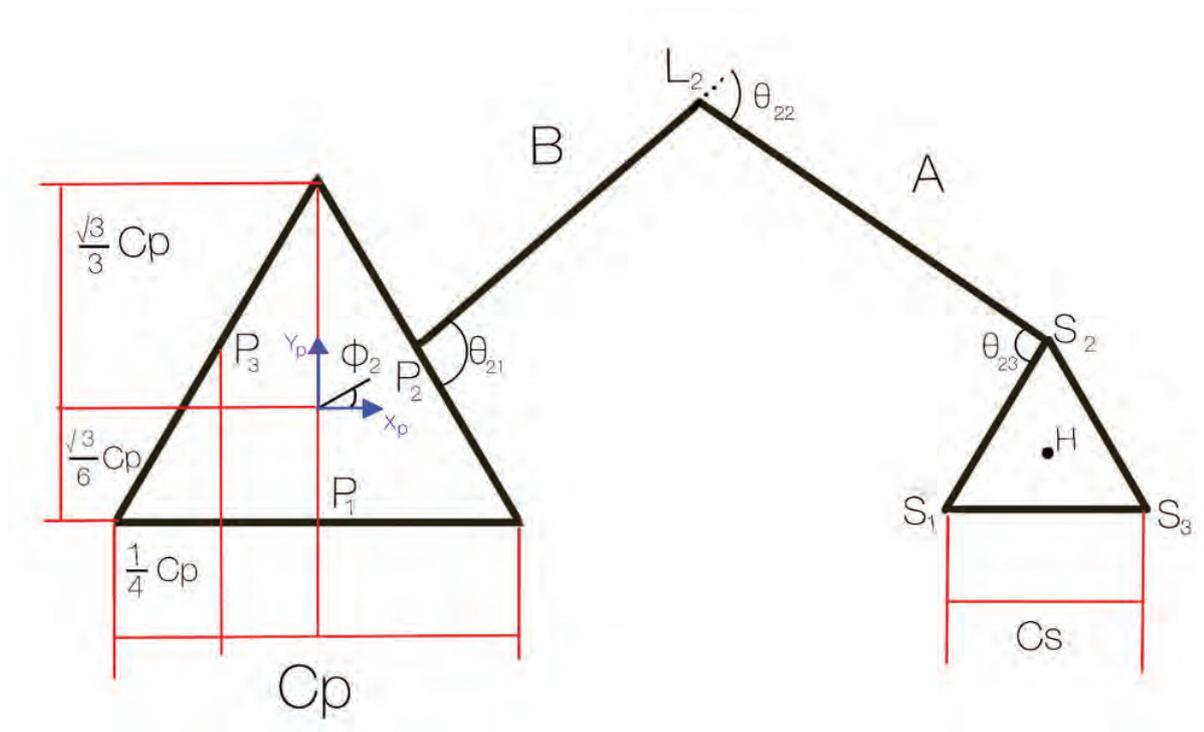


FIGURA 49 - ESQUEMA DE ROBOT DELTA

Esquema de robot delta con notación. Fuente: propia.

CINEMÁTICA DIRECTA

Del diagrama anterior se obtiene la siguiente igualdad vectorial

$$\vec{L}_{P_i} + \vec{L}_{B_i} + \vec{L}_{A_i} = \vec{L}_H + \vec{L}_R^{HH} \quad (1)$$

La convención de Denavit-Hartenberg nos dice que

1) No hay rotación entre L_i & H

2) $\vec{L}_R = 1$

Por lo que la ecuación se reacomoda

$$\vec{L}_{P_i} + \vec{L}_{B_i} + \vec{L}_{A_i} = \vec{L}_H + \vec{H}_{S_i} \quad (2)$$

$$\therefore \vec{L}_{A_i} = \vec{L}_H + \vec{H}_{S_i} - \vec{L}_{B_i} - \vec{L}_{P_i} \quad (3)$$

Definimos el vector \vec{L}_H como el que determina la posición de la herramienta respecto a L_i

$$\vec{L}_H = [X_K, Y_K, Z_K] \quad (4)$$

Determinamos los valores de \vec{L}_{P_i} a partir del Diagrama y trigonometría

$$\vec{L}_{P_1} = \left[0, \frac{-\sqrt{3}}{6} C_p, 0 \right] \quad (5)$$

$$\vec{L}_{P_2} = \left[\frac{1}{4} C_p, \frac{\sqrt{3}}{12} C_p, 0 \right] \quad (6)$$

$$\vec{L}_{P_3} = \left[\frac{-1}{4} C_p, \frac{\sqrt{3}}{12} C_p, 0 \right] \quad (7)$$

De la misma forma, determinamos $\overrightarrow{HS_i}$

$$\overrightarrow{HS_1} = \left[0, \frac{-\sqrt{3}}{3}C_s, 0 \right] \quad (8)$$

$$\overrightarrow{HS_2} = \left[\frac{1}{2}C_s, \frac{\sqrt{3}}{6}C_s, 0 \right] \quad (9)$$

$$\overrightarrow{HS_3} = \left[\frac{-1}{2}, \frac{\sqrt{3}}{6}C_s, 0 \right] \quad (10)$$

Finalmente, determinamos $\overrightarrow{LB_i}$ tomando en cuenta que su ángulo con respecto a la base es θ_i , y su magnitud es B

$$\overrightarrow{LB_1} = [0, -B\cos(\theta_1), -B\sin(\theta_1)] \quad (11)$$

$$\overrightarrow{LB_2} = \left[\frac{\sqrt{3}}{2}B\cos(\theta_2), \frac{1}{2}B\cos(\theta_2), -B\sin(\theta_2) \right] \quad (12)$$

$$\overrightarrow{LB_3} = \left[\frac{-\sqrt{3}}{2}B\cos(\theta_3), \frac{1}{2}B\cos(\theta_3), -B\sin(\theta_3) \right] \quad (13)$$

Sustituimos en la ecuación reorganizada

$$\overrightarrow{LA_1} = \begin{bmatrix} X_K \\ Y_K \\ Z_K \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{\sqrt{3}}{3}C_s \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 \\ -B\cos(\theta_1) \\ -B\sin(\theta_1) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{\sqrt{3}}{3}C_p \\ 0 \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$\overrightarrow{LA_2} = \begin{bmatrix} X_K \\ Y_K \\ Z_K \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{2}C_s \\ \frac{\sqrt{3}}{6}C_s \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{\sqrt{3}}{2}B\cos(\theta_2) \\ \frac{1}{2}B\cos(\theta_2) \\ -B\sin(\theta_2) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{1}{4}C_p \\ \frac{\sqrt{3}}{12}C_p \\ 0 \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$\overrightarrow{LA_3} = \begin{bmatrix} X_K \\ Y_K \\ Z_K \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}C_s \\ \frac{\sqrt{3}}{6}C_s \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} -\frac{\sqrt{3}}{2}B\cos(\theta_3) \\ \frac{1}{2}B\cos(\theta_3) \\ -B\sin(\theta_3) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} -\frac{1}{4}C_p \\ \frac{\sqrt{3}}{12}C_p \\ 0 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Dado que conocemos la magnitud de $\vec{L}A_i$ que es A , podemos elevar al cuadrado las expresiones anteriores

$$A_1^2 = X_K^2 + \left(Y_K - \frac{1}{3}\sqrt{3}C_s + B\cos(\theta_1) + \frac{1}{6}\sqrt{3}C_p \right)^2 + (Z_K + B\sin(\theta_1))^2 \quad (17)$$

$$A_2^2 = \left(X_K + \frac{1}{2}C_s - \frac{1}{2}\sqrt{3}B\cos(\theta_2) - \frac{1}{4}C_p \right)^2 + \left(Y_K + \frac{1}{6}\sqrt{3}C_s - \frac{1}{2}B\cos(\theta_2) - \frac{1}{12}\sqrt{3}C_p \right)^2 + (Z_K + B\sin(\theta_2))^2 \quad (18)$$

$$A_3^2 = \left(X_K - \frac{1}{2}C_s + \frac{1}{2}\sqrt{3}B\cos(\theta_3) + \frac{1}{4}C_p \right)^2 + \left(Y_K + \frac{1}{6}\sqrt{3}C_s - \frac{1}{2}B\cos(\theta_3) - \frac{1}{12}\sqrt{3}C_p \right)^2 + (Z_K + B\sin(\theta_3))^2 \quad (19)$$

Las ecuaciones anteriores las tomamos en la forma de ecuaciones de esferas,

$$r^2 = (x - a_x)^2 + (y - a_y)^2 + (z - a_z)^2 \quad (20)$$

$$A_1^2 = (X_K - a_x)^2 + (Y_K - a_y)^2 + (Z_K - a_z)^2 \quad (21)$$

$$A_2^2 = (X_K - b_x)^2 + (Y_K - b_y)^2 + (Z_K - b_z)^2 \quad (22)$$

$$A_3^2 = (X_K - c_x)^2 + (Y_K - c_y)^2 + (Z_K - c_z)^2 \quad (23)$$

De las tres esferas descritas, tomamos que su altura Z es la misma por lo que $a_z = b_z = c_z = Z_n$ y llamamos al punto donde intersectan $G = [X_K, Y_K, Z_K]$. Expandiendo las ecuaciones

$$A_1^2 = X_K^2 - 2a_x X_K + a_x^2 + Y_K^2 - 2a_y Y_K + a_y^2 + Z_K^2 - 2Z_K Z_n + Z_n^2 \quad (24)$$

$$A_2^2 = X_K^2 - 2b_x X_K + b_x^2 + Y_K^2 - 2b_y Y_K + b_y^2 + Z_K^2 - 2Z_K Z_n + Z_n^2 \quad (25)$$

$$A_3^2 = X_K^2 - 2c_x X_K + c_x^2 + Y_K^2 - 2c_y Y_K + c_y^2 + Z_K^2 - 2Z_K Z_n + Z_n^2 \quad (26)$$

Para encontrar X_K, Y_K, Z_K necesitamos dividir la cinemática en 2 situaciones, el caso en el que la altura Z_K es igual para las 3 cadenas cinemáticas, que se explica cuando los ángulos $\vec{\theta} = [\theta_1, \theta_2, \theta_3]$ son iguales. Para este caso el procedimiento se resuelve si restamos

de (24) y (25) la ecuación (26), obtenemos un sistema de ecuaciones lineales que organizamos de la siguiente forma

$$\begin{bmatrix} a & b \\ d & e \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} X_K \\ Y_K \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} c \\ f \end{Bmatrix} \quad (27)$$

donde

$$a = 2(c_x - a_x) \quad (28)$$

$$b = 2(c_y - a_y) \quad (29)$$

$$c = A_1^2 - A_3^2 - a_x^2 - a_y^2 + c_x^2 + c_y^2 \quad (30)$$

$$d = 2(c_x - b_x) \quad (31)$$

$$e = 2(c_y - b_y) \quad (32)$$

$$f = A_2^2 - A_3^2 - b_x^2 - b_y^2 + c_x^2 + c_y^2 \quad (33)$$

Donde la solución de las incógnitas X_K y Y_K es

$$X_K = \frac{ce - bf}{ae - bd} \quad (34)$$

$$Y_K = \frac{af - cd}{ae - bd} \quad (35)$$

Habiendo obtenido (35) y (36), se regresa a (24) para resolver para Z_K

$$Z_K = \frac{2Z_n \pm \sqrt{(-2Z_n)^2 - 4(Z_n^2 - A_1^2 + (c_x - a_x)^2 + (c_y - a_y)^2)}}{2} \quad (36)$$

Para la cual se obtienen los términos necesarios de (17), (18), (19) interpretadas en (20), (21), (22).

Con lo que se obtiene al insertar los resultados de (34), (35) y (36) en (4) finalmente \vec{LH}

$$\vec{LH} = \left[\frac{ce - bf}{ae - bd}, \frac{af - cd}{ae - bd}, \frac{2Z_n \pm \sqrt{(-2Z_n)^2 - 4(Z_n^2 - A_1^2 + (c_x - a_x)^2 + (c_y - a_y)^2)}}{2} \right] \quad (37)$$

Para el caso en el que $Z_K = [Z_1, Z_2, Z_3]$ son diferentes entre sí, o lo que significa lo mismo, que $\vec{\theta} = [\theta_1, \theta_2, \theta_3]$ son diferentes entre sí, el sistema se resuelve expandiendo las ecuaciones (21), (22), (23) y acomodándolas en la forma

$$a_{11}x + a_{12}y + a_{13}z = b_1 \quad (38)$$

$$a_{21}x + a_{22}y + a_{23}z = b_2 \quad (39)$$

donde

$$\begin{aligned} a_{11} &= 2(c_x - a_x) & a_{21} &= 2(c_x - b_x) \\ a_{12} &= 2(c_y - a_y) & a_{22} &= 2(c_y - b_y) \\ a_{13} &= 2(c_z - a_z) & a_{23} &= 2(c_z - b_z) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} b_1 &= A_1^2 - A_3^2 - a_x^2 - a_y^2 - a_z^2 + c_x^2 + c_y^2 + c_z^2 \\ b_2 &= A_2^2 - A_3^2 - b_x^2 - b_y^2 - b_z^2 + c_x^2 + c_y^2 + c_z^2 \end{aligned}$$

Despejamos z las ecuaciones (38) y (39)

$$z = \frac{b_1}{a_{13}} - \frac{a_{11}}{a_{13}}x - \frac{a_{12}}{a_{13}}y \quad (40)$$

$$z = \frac{b_2}{a_{23}} - \frac{a_{21}}{a_{23}}x - \frac{a_{22}}{a_{23}}y \quad (41)$$

Restamos (40) a (41) para eliminar z y obtener una ecuación $x = f(y)$

$$x = f(y) = \alpha_1 y + \alpha_2 \quad (42)$$

donde

$$\begin{aligned} \alpha_1 &= -\frac{\frac{a_{12}}{a_{13}} - \frac{a_{22}}{a_{23}}}{\frac{a_{11}}{a_{13}} - \frac{a_{21}}{a_{23}}} \\ \alpha_2 &= -\frac{\frac{b_2}{a_{23}} - \frac{b_1}{a_{13}}}{\frac{a_{11}}{a_{13}} - \frac{a_{21}}{a_{23}}} \end{aligned}$$

Ahora, sustituimos la ecuación (42) en (41) para eliminar x y obtener $z = f(y)$

$$z = f(y) = \beta_1 y + \beta_2 \quad (43)$$

donde

$$\beta_1 = \frac{-a_{21}\alpha_1 - a_{22}}{a_{23}}$$

$$\beta_2 = \frac{b_2 - a_{21}\alpha_2}{a_{23}}$$

Posteriormente, sustituimos (42) y (43) en la ecuación (21), con lo que eliminamos x, así como z y se obtiene una cuadrática en y

$$ay^2 + by + c = 0 \tag{44}$$

donde

$$a = \alpha_1^2 + 1 + \beta_1^2$$

$$b = 2\alpha_1(\alpha_2 - a_x) - 2a_y + 2\beta_1(\beta_2 - a_z)$$

$$c = \alpha_2(\alpha_2 - 2a_x) + \beta_2(\beta_2 - 2a_z) + a_x^2 + a_y^2 + a_z^2 - A_1^2$$

Al resolver por formula general, obtendremos dos valores posibles de y

$$y_{\pm} = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \tag{45}$$

Para continuar, tomamos ambos resultados y los sustituimos en las ecuaciones (43) y (42)

$$x_{\pm} = \alpha_1 y_{\pm} + \alpha_2 \tag{46}$$

$$z_{\pm} = \beta_1 y_{\pm} + \beta_2 \tag{47}$$

Por lo que, tendremos dos juegos de coordenadas, que parten de los resultados positivos y negativos de la cuadrática.

$$\{x_+, \quad y_+, \quad z_+\} \qquad \qquad \qquad \{x_-, \quad y_-, \quad z_-\} \tag{48}$$

 CINEMÁTICA INVERSA

Retomando la ecuación (2)

$$\vec{L}P_i + \vec{L}B_i + \vec{L}A_i = \vec{L}H + \vec{H}S_i \quad (2)$$

Podemos reorganizar de la siguiente manera

$$\|L A_i\| = \|L H + H S_i - L P_i - L B_i\| \quad (49)$$

Sustituimos en la ecuación (49) los valores de (4)-(13) y obtenemos

$$L A_1 = \left[X_K, Y_K + \frac{-\sqrt{3}}{3} C_s - \frac{-\sqrt{3}}{6} C_p + B \cos(\theta_1), Z_K + B \sin(\theta_1) \right] \quad (50)$$

$$L A_2 = \left[X_K + \frac{1}{2} C_s - \frac{1}{4} C_p - \frac{\sqrt{3}}{2} B \cos(\theta_2), Y_K + \frac{\sqrt{3}}{6} C_s - \frac{\sqrt{3}}{12} C_p - \frac{1}{2} B \cos(\theta_2), Z_K + B \sin(\theta_2) \right] \quad (51)$$

$$L A_3 = \left[X_K + \frac{-1}{2} C_s - \frac{-1}{4} C_p + \frac{\sqrt{3}}{2} B \cos(\theta_3), Y_K + \frac{\sqrt{3}}{6} C_s - \frac{\sqrt{3}}{12} C_p - \frac{1}{2} B \cos(\theta_3), Z_K + B \sin(\theta_3) \right] \quad (52)$$

Para facilitar el procedimiento, agrupamos los siguientes elementos de los vectores anteriores.

$$a = \frac{-\sqrt{3}}{3} C_s - \frac{-\sqrt{3}}{6} C_p \quad (53)$$

$$b = \frac{1}{2} C_s - \frac{1}{4} C_p \quad (54)$$

$$c = \frac{\sqrt{3}}{6} C_s - \frac{\sqrt{3}}{12} C_p \quad (55)$$

Ahora, reescribimos las ecuaciones (50)-(52)

$$L A_1 = \begin{bmatrix} X_K \\ Y_K + B \cos(\theta_1) + a \\ Z_K + B \sin(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (56)$$

$${}^L A_2 = \begin{bmatrix} X_K - \frac{\sqrt{3}}{2} B \cos(\theta_2) + b \\ Y_K - \frac{1}{2} B \cos(\theta_2) + c \\ Z_K + B \sin(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (57)$$

$${}^L A_3 = \begin{bmatrix} X_K + \frac{\sqrt{3}}{2} B \cos(\theta_3) - b \\ Y_K - \frac{1}{2} B \cos(\theta_3) + c \\ Z_K + B \sin(\theta_3) \end{bmatrix} \quad (58)$$

Para encontrar A_i

$$A_i^2 = \| {}^L A_i \|^2 = {}^L A_{ix}^2 + {}^L A_{iy}^2 + {}^L A_{iz}^2 \quad (59)$$

Por lo que

$$A_1^2 = X_K^2 + (Y_K + B \cos(\theta_1) + a)^2 + (Z_K + B \cos(\theta_1))^2 \quad (60)$$

$$A_2^2 = \left(X_K - \frac{\sqrt{3}}{2} B \cos(\theta_2) + b \right)^2 + \left(Y_K - \frac{1}{2} B \cos(\theta_2) + c \right)^2 + (Z_K + B \cos(\theta_2))^2 \quad (61)$$

$$A_3^2 = \left(X_K + \frac{\sqrt{3}}{2} B \cos(\theta_3) - b \right)^2 + \left(Y_K - \frac{1}{2} B \cos(\theta_3) + c \right)^2 + (Z_K + B \cos(\theta_3))^2 \quad (62)$$

El vector de la unión L_i es dado por ${}^L P_i + {}^L B_i$

$$L_1 = \left[0, -\frac{\sqrt{3}}{6} C_p - B \cos(\theta_1), -B \sin(\theta_1) \right] \quad (63)$$

$$L_2 = \left[\frac{1}{4} C_p + \frac{\sqrt{3}}{6} B \cos(\theta_2), \frac{\sqrt{3}}{12} C_p + \frac{1}{2} B \cos(\theta_2), -B \sin(\theta_2) \right] \quad (64)$$

$$L_3 = \left[-\frac{1}{4} C_p - \frac{\sqrt{3}}{6} B \cos(\theta_3), \frac{\sqrt{3}}{12} C_p + \frac{1}{2} B \cos(\theta_3), -B \sin(\theta_3) \right] \quad (65)$$

Desarrollamos e igualamos a cero las ecuaciones (60)-(62)

$$2B(Y_K + a) \cos(\theta_1) + 2Z_K B \sin(\theta_1) + X_K^2 + Y_K^2 + Z_K^2 + a^2 + B^2 + 2Y_K a - A_1^2 = 0 \quad (66)$$

$$\begin{aligned} & -B(\sqrt{3}(X_K + b) + Y_K + c) \cos(\theta_2) + 2Z_K B \sin(\theta_2) \\ & + X_K^2 + Y_K^2 + Z_K^2 + b^2 + c^2 + B^2 + 2X_K b + 2Y_K c - A_2^2 = 0 \end{aligned} \quad (67)$$

$$\begin{aligned} & B(\sqrt{3}(X_K - b) - Y_K - c) \cos(\theta_3) + 2Z_K B \sin(\theta_3) \\ & + X_K^2 + Y_K^2 + Z_K^2 + b^2 + c^2 + B^2 - 2X_K b + 2Y_K c - A_3^2 = 0 \end{aligned} \quad (68)$$

Para obtener $\vec{\theta} = [\theta_1, \theta_2, \theta_3]$ se utilizan las ecuaciones (66)-(68) que ya se encuentran en la forma $E_i \cos \theta_i + F_i \sin \theta_i + G_i = 0$

Donde para cada $i = [1, 2, 3]$

$$\begin{cases} E_1 = 2B(Y_K + a) \\ F_1 = 2Z_K B \\ G_1 = X_K^2 + Y_K^2 + Z_K^2 + a^2 + B^2 + 2Y_K a - A_1^2 \end{cases} \quad (69)$$

$$\begin{cases} E_2 = -B(\sqrt{3}(X_K + b) + Y_K + c) \\ F_2 = 2Z_K B \\ G_2 = X_K^2 + Y_K^2 + Z_K^2 + b^2 + c^2 + B^2 + 2X_K b + 2Y_K c - A_2^2 \end{cases} \quad (70)$$

$$\begin{cases} E_3 = B(\sqrt{3}(X_K - b) - Y_K - c) \\ F_3 = 2Z_K B \\ G_3 = X_K^2 + Y_K^2 + Z_K^2 + b^2 + c^2 + B^2 - 2X_K b + 2Y_K c - A_3^2 \end{cases} \quad (71)$$

Utilizando el método de sustitución de medio ángulo tangente para resolver las ecuaciones anteriores

$$t_i = \tan \frac{\theta_i}{2} \rightarrow \cos \theta_i = \frac{1 - t_i^2}{1 + t_i^2}, \sin \theta_i = \frac{2t_i}{1 + t_i^2} \quad (72)$$

Sustituyendo (72) en la ecuación $E_i \cos \theta_i + F_i \sin \theta_i + G_i = 0$, obtenemos

$$(G_i - E_i)t_i^2 + (2F_i)t_i + (G_i + E_i) = 0 \quad (73)$$

Y obtenemos t_i por cuadrática

$$t_i = \frac{-F_i \pm \sqrt{E_i^2 + F_i^2 - G_i^2}}{G_i - E_i} \quad (74)$$

Por lo que finalmente, obtenemos θ_i

$$\theta_i = 2 \tan^{-1}(t_i) \quad (75)$$

ANÁLISIS DINÁMICO

ECUACIONES DE VELOCIDAD

Las ecuaciones que definen la velocidad del modelo (ecuaciones 66, 67, 68) son las siguientes

$$2B\dot{Y}_K \cos \theta_1 - 2B(Y_K - a)\dot{\theta}_1 \sin \theta_1 + 2B\dot{Z}_K \sin \theta_1 + 2BZ_K\dot{\theta}_1 \cos \theta_1 + 2X_K\dot{X}_K + 2(Y_K + a)\dot{Y}_K + 2Z_K\dot{Z}_K = 0 \quad (76)$$

$$-B(\sqrt{3}\dot{X}_K + \dot{Y}_K) \cos \theta_2 + B(\sqrt{3}(X_K + b) + Y_K + c)\dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + 2B\dot{Z}_K \sin \theta_2 + 2BZ_K\dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + 2(X_K + b)\dot{X}_K + 2(Y_K + c)\dot{Y}_K + 2Z_K\dot{Z}_K = 0 \quad (77)$$

$$B(\sqrt{3}\dot{X}_K - \dot{Y}_K) \cos \theta_3 - B(\sqrt{3}(X_K - b) - Y_K - c)\dot{\theta}_3 \sin \theta_3 + 2B\dot{Z}_K \sin \theta_3 + 2BZ_K\dot{\theta}_3 \cos \theta_3 + 2(X_K - b)\dot{X}_K + 2(Y_K + c)\dot{Y}_K + 2Z_K\dot{Z}_K = 0 \quad (78)$$

Separamos derivadas de coordenadas y ángulos y finalmente podemos ordenar en forma de matriz

$$\begin{bmatrix} X_K & Y_K + a + B \cos \theta_1 & Z_K + B \sin \theta_1 \\ 2(X_K + b) - \sqrt{3}B \cos \theta_2 & 2(Y_K + c) - B \cos \theta_2 & 2(Z_K + B \sin \theta_2) \\ 2(X_K - b) + \sqrt{3}B \cos \theta_3 & 2(Y_K + c) - B \cos \theta_3 & 2(Z_K + B \sin \theta_3) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{X}_K \\ \dot{Y}_K \\ \dot{Z}_K \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} & 0 & 0 \\ 0 & J_{22} & 0 \\ 0 & 0 & J_{33} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{Bmatrix} \quad (79)$$

Donde

$$\begin{cases} J_{11} = B[(Y_K + a) \sin \theta_1 - Z_K \cos \theta_1] \\ J_{22} = -B[(\sqrt{3}(X_K + b) + Y_K + c) \sin \theta_2 + 2Z_K \cos \theta_2] \\ J_{33} = B[(\sqrt{3}(X_K - b) - Y_K - c) \sin \theta_3 - 2Z_K \cos \theta_3] \end{cases} \quad (80)$$

MODELO DINÁMICO

Las ecuaciones dinámicas del robot se derivan de la formulación de Euler-Lagrange de la siguiente manera

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L_m}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L_m}{\partial q} = Q \quad (81)$$

Donde q se refiere a X_i, Y_i, Z_i y $\theta_i, (i = 1, 2, 3)$; Q se refiere a las fuerzas aplicadas (F_{HX}, F_{HY}, F_{HZ}) en el punto H , y los torques aplicados τ_i

Para obtener el lagrangiano L_m :

$$L_m = \mathbb{K} - \mathbb{P} \quad (82)$$

Donde \mathbb{K}, \mathbb{P} son la energía cinética y la energía potencial, respectivamente, las cuales se obtienen de

$$\mathbb{K} = \frac{1}{2} m_s (\dot{X}_K^2 + \dot{Y}_K^2 + \dot{Z}_K^2) + \frac{1}{6} m_{i2} A^2 \sum_i \theta_{i1} + \frac{1}{2} \sum_i (\dot{X}_K^2 + \dot{Y}_K^2 + \dot{Z}_K^2 + A^2 \dot{\theta}_{i1}^2) \quad (83)$$

$$\mathbb{P} = m_s g Z_K + \frac{1}{2} m_{i2} A g \sum_i (\sin \theta_{i1}) + m_{i1} g \sum_i (Z_K + A \sin \theta_{i1}) \quad (84)$$

Finalmente, aplicamos las ecuaciones (83) y (84) a (82), las ecuaciones que definen el movimiento del robot son

$$F_{HX} = (m_s + 3m_{i1}) \ddot{X}_K - 2 \sum_i \lambda_i \left(X_K + \frac{\sqrt{3}}{6} C_p \cos \phi_i - A \cos \theta_{i1} \cos \phi_i \right) \quad (85)$$

$$F_{HY} = (m_s + 3m_{i1}) \ddot{Y}_K - 2 \sum_i \lambda_i \left(Y_K + \frac{\sqrt{3}}{6} C_p \sin \phi_i - A \cos \theta_{i1} \sin \phi_i \right) \quad (86)$$

$$F_{HZ} = (m_s + 3m_{i1}) \ddot{Z}_K - 2 \sum_i \lambda_i (Z_K - A \sin \theta_{i1}) + (m_s + 3m_{i1}) g \quad (87)$$

$$\begin{aligned} \tau_i = & \left(\frac{1}{3} m_{i1} + m_{i2} \right) A^2 \ddot{\theta}_{i1} + \left(\frac{1}{2} m_{i1} + m_{i2} \right) g A \cos \theta_{i1} \\ & - 2 \lambda_i A \left[\left(X_K \cos \phi_i + Y_K \sin \phi_i + \frac{\sqrt{3}}{6} C_p \right) \sin \theta_{i1} - Z_K \cos \theta_{i1} \right] \end{aligned} \quad (88)$$

ESPACIO DE TRABAJO

Está definida como el volumen de espacio que el robot puede alcanzar con su efector. Este volumen puede ser subdividido en espacio de trabajo diestro y espacio de trabajo alcanzable.

ESPACIO DE TRABAJO DIESTRO

Es aquel espacio al que un robot puede llegar desde cualquier orientación en la que se encuentre el robot. Las características para que exista un espacio de trabajo diestro son singulares. En el caso de este robot tipo delta, no existe dicho espacio de trabajo diestro.

ESPACIO DE TRABAJO ALCANZABLE

Se define como aquel volumen de espacio que el robot puede alcanzar con su efector con al menos una de sus orientaciones. Es importante aclarar que el espacio alcanzable determinado por el robot no incluye las características de la herramienta usada como efector. Por lo que diversos autores le llaman espacio alcanzable por la muñeca (wrist) del robot, que es el lugar en donde se ancla el efector.

Para conocer el espacio de trabajo del robot que se está diseñando, se utilizó la cinemática directa del robot, programándola en MATLAB, creando un programa que hiciera un barrido de todas las coordenadas en X, Y, Z alcanzables por el robot, a partir de todos los ángulos disponibles por la arquitectura del robot.

SUBREGIONES DEL ESPACIO DE TRABAJO

Determinadas por Liu X., Wang J. & Zheng H. (X.-J. Liu et al., 2003), las subregiones de los espacios de trabajo están determinadas por las longitudes y posiciones de los elementos de cadena de los brazos del robot. Estos van a variar dependiendo de su función o necesidad.

La geometría de los espacios de trabajo está determinada por las esferas que se generan alrededor de la unión intermedia del brazo, dado que hay 3 brazos, el espacio de trabajo tiene una geometría aparentemente común con tres caras, a las que se le agregan variaciones por los límites espaciales a los que el robot no tiene acceso, ya sea por singularidades (inalcanzables físicamente).

En la Figura 50 se puede observar que los espacios de trabajo con mayor volumen son IId, IIe, IIIf y Ib. Sin embargo, los espacios IIIb y IIe tienen espacios vacíos dentro de su geometría. En cambio, el IId, IIIf y Ib son sólidos de gran tamaño sin espacios vacíos.

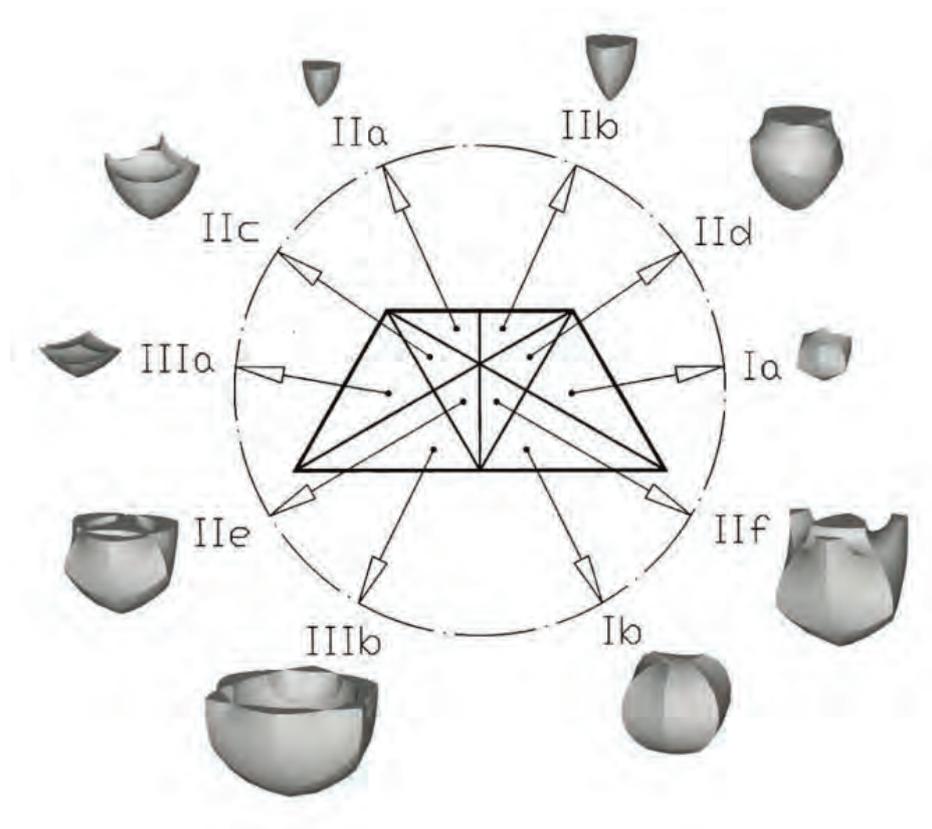


FIGURA 50 - CLASIFICACIÓN DE ESPACIOS DE TRABAJO

La diferenciación de espacios de trabajo cambia dependiendo de las longitudes de los robots paralelos. (X.-J. Liu et al., 2003)



SISTEMA DE CONTROL



PRINCIPIOS DEL CONTROL DE ROBOTS

Mark W. Spong separa el desarrollo de control en varias etapas temporales. Los primeros años en 1970, donde los robots tenían como objetivo ser máquinas rígidas, altamente resistentes y con movimientos muy limitados. En estos años, el costo de realizar control computacional era alto, y los robots existentes en la industria tenían un valor elevado. La falta de comprensión en la dinámica no lineal de los robots también fungió como limitante. El desarrollo matemático no se había enfocado lo suficiente para este punto y por lo tanto las aplicaciones posibles de los robots eran limitadas.

El desarrollo de tecnología más accesible y precisa también fue un punto importante en esta época. La falta de sensores hacía el control más difícil, así como las limitaciones computacionales.

La ley de Moore dice, “el número de transistores en un circuito integrado se duplica cada dos años, y su precio disminuye por la mitad” y aunque es una aproximación observacional más que una ley natural, fue un hecho que marcaba el avance de una época de robótica industrial limitada a una explosión en la diversidad de campos de investigación y desarrollo.

En 1980 el desarrollo conjunto entre la industria y los centros de investigación presentó un avance importante en el área de la robótica. Diversos tipos de robots son inventados e implementados en las industrias. Como se menciona en el Capítulo 1, es en esta década donde se patenta el robot paralelo tipo delta por el profesor Clavel.

Rápidamente se adaptaron robots en industrias y líneas de producción, un referente siempre es la industria automotriz, implementando pintura y soldadura automatizada.

Un aporte significativo en esta época es el reconocimiento de las características Lagrangianas en sistemas dinámicos, la linealidad en los parámetros de inercia y la propiedad antisimétrica de la matriz de inercia.

Con todo este conocimiento aplicado en la industria, se avanzó a tal grado de llegar al límite de la transmisión de datos, con la teleoperación. No solamente fue posible de controlar con una precisión no antes vista sistemas robóticos especializados, sino que el objetivo era hacerlo a distancia. En la industria médica esto es la cúspide del entorno integral entre robótica y cirugía con el sistema Da Vinci (Intuitive Surgical Inc., 2020).

La aceptación de una sociedad preparada para su interacción con sistemas robóticos llevo a que la rama de la robótica fuera uno de los mercados mejor valuados y con mayor capital invertido en tan poco tiempo. Cabe notar que el peso no lo carga únicamente la industria privada y la investigación pública, la industria militar ha aportado una importante cantidad para el desarrollo acelerado de sistemas robóticos que puedan tener una aplicación en su rama.

Con el avance acelerado de la industria, se llega a un punto en el que el control se divide en subcategorías, ya que necesita de una retroalimentación para funcionar, el origen de esta señal es la que lo divide. Hay control servo-visual, y control por fuerza. El control servo-visual se subdivide en control basado en posición y control basado en imagen.

El control basado en posición es aquel en el que el sistema es capaz de conocer su posición actual y la posición a la que desea llegar, por medio de visión computacional. Por otro lado, el control basado en imagen directamente calcula su posición en un plano de imagen obtenido por cámara, con lo que evita el cálculo de posición. Mientras que el control por fuerza, también esta subdividido en control híbrido posición/fuerza y control por impedancia (Spong & Fujita, 2011).

CLASIFICACIÓN DE CONTROL EN SISTEMAS ROBÓTICOS

El control de sistemas robóticos se puede dividir en dos grandes rubros. Estos están determinados por un elemento crucial en la arquitectura de control, la retroalimentación. Esta se define como un mecanismo de control que utiliza información por medio de medición para alterar una variable y obtener un valor deseado (Peter J. Woolf, 2009). La diferencia entre el valor medido y el deseado se le llama error y el sistema realiza ajustes basándose en ese error, por lo que mientras menor sea, más acercado será el valor medido al deseado.

SISTEMA DE LAZO ABIERTO

El sistema de lazo abierto se caracteriza por no utilizar la retroalimentación para control, sino que basa su acción en la propia programación del modelo. Al no contar con la retroalimentación, el sistema desconoce el estado anterior y por lo tanto no calcula errores.

Este sistema no es muy confiable ya que depende directamente de la programación del controlador.

SISTEMA DE LAZO CERRADO

Un sistema de lazo cerrado es aquel que utiliza la retroalimentación para calcular el error entre la información medida y el valor deseado. Este error es insertado en la señal de entrada para reducir su valor, y así hacer que el valor medido de salida tienda a el valor deseado.

CONTROL PROPORCIONAL INTEGRAL DERIVATIVO

El control PID es ampliamente utilizado en la industria debido a su versatilidad y simplicidad para la sintonización. Este genera una señal de actuación para obtener una regulación y/o seguimiento eficiente. Básicamente el controlador utiliza el error dado por la diferencia entre el estado actual y la señal de entrada, y tres parámetros de ajuste que son K , T_i y T_d . K es la ganancia, mientras que T_i y T_d se dimensionan en el tiempo. Este control tiene una función de transferencia de la forma

$$G(s) = K \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (89)$$

De su estructura, se derivan 3 opciones:

Control tipo P

$$G(s) = K \tag{90}$$

El control P (Proporcional) es lineal, con solo una ganancia K cuya función es aumentar la velocidad de respuesta del sistema conforme su valor aumente para disminuir el error. Al mismo tiempo, una respuesta rápida trae como consecuencia que la estabilidad disminuya en el sistema (Navarro, 2004). Una de las desventajas que presenta es la dificultad para eliminar el error de estado estacionario.

Control tipo PI

$$G(s) = K \left(1 + \frac{1}{T_i s} \right) \tag{91}$$

El control tipo PI tiene la ventaja de eliminar principalmente los errores provocados por perturbaciones tipo escalón, actuando la parte integral del controlador que da una contribución negativa desfazada. Sin embargo, disminuye la estabilidad del sistema (Navarro, 2004). Al momento de actuar para corregir una desviación, entra la parte P del control que reduce de manera drástica la desviación, pasando posteriormente a la parte I (integradora) que reduce el error de manera más lenta que la anterior, aunque con mayor exactitud (Schleicher & Blasinger, 2003).

Control tipo PD

$$G(s) = K(1 + T_d s) \tag{92}$$

El control PD representa un sistema anticipativo, lo que lo vuelve más rápido y más estable que los anteriores. El efecto estabilizador del controlador viene a ser generado por la contribución positiva en el desfaseamiento, especialmente en altas frecuencias. Esto también genera que la ganancia pueda ser alta sin que la estabilidad sea afectada negativamente. Aumentar la ganancia aumenta la velocidad de respuesta y se reduce el error en el sistema (Navarro, 2004). La acción derivativa del controlador no responde a la magnitud o duración del error presente, sino a su velocidad de cambio con respecto a la señal de entrada (Schleicher & Blasinger, 2003).

La señal generada por la parte D (derivativa) del control PD alcanza su máximo valor después de un aumento repentino en la señal de error. Este aumento puede incluso pasar la magnitud de la señal de entrada, entrando en los valores negativos, recordemos que la señal generada por la parte derivativa es negativa en principio. Este aumento de la señal tiene la función de contrarrestar dichas variaciones repentinas en el valor de la planta (Schleicher & Blasinger, 2003).

Se puede observar un control PD en acción en el ejemplo mostrado en la Figura 51 donde se está controlando la temperatura de un horno. En la tercera gráfica de la figura se muestra el accionamiento de la parte P del control PD actuando en principio de forma abrupta, reduciendo el error. Mientras que en la cuarta gráfica se observa la parte D del control que actúa de manera constante hasta el punto en el que llega a su máxima de corrección negativa y pasa a ser positivo para contrarrestar el error negativo de la parte. En términos simples, si el valor de la planta cambia de manera positiva, la parte D del control genera un valor negativo que contrarresta este cambio. Si el cambio en planta es negativo, se genera un valor positivo que contrarreste este cambio de igual manera (Schleicher & Blasinger, 2003).

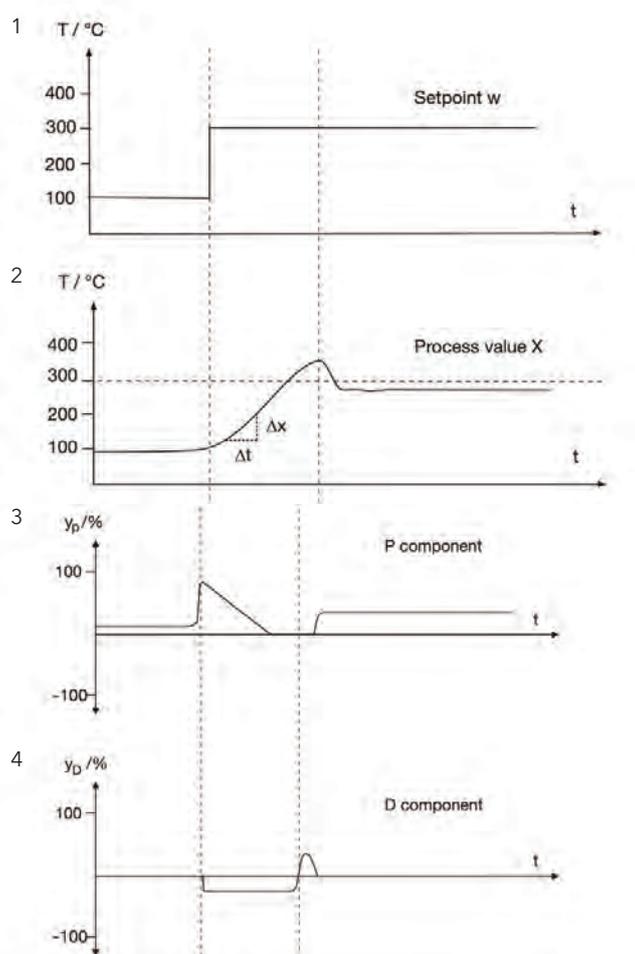


FIGURA 51 - CONTROL PD IMPLEMENTADO PARA CONTROLAR LA TEMPERATURA DE UN HORNO

(1) gráfica de setpoint deseado;
 (2) salida de control de temperatura;
 (3) respuesta de parte proporcional del control al cambio de setpoint;
 (4) componente Derivativa del control en respuesta a los cambios bruscos en la señal. (Schleicher & Blasinger, 2003)

CONTROL EN ROBÓTICA MÉDICA

Con la introducción del control por inteligencia artificial, el uso de la robótica en el área médica se agrando. Esto gracias principalmente a la seguridad que representa utilizar este tipo de control al momento de confiarle el realizar parcialmente procedimientos quirúrgicos en pacientes, esto tras años de pruebas y certificaciones.

La robótica medica actual se basa en diferentes ramas del control con inteligencia artificial como Machine Learning, Redes neurales, Deep Learning, combinado con control por máquina de estados finitos (Ávila-Tomás et al., 2021; Ozmen et al., 2021).

MACHINE LEARNING

Definido cómo la práctica para resolver un problema donde a partir de un algoritmo el Sistema aprende y hacer predicciones usando una base de datos y crea un modelo estadístico. Este tipo de algoritmos son útiles para reconocer patrones sutiles en los procedimientos. Dependiendo de su modo de aprendizaje, se les puede clasificar en

Supervisado

En este caso, el algoritmo es alimentado con información clasificada previamente por un humano. En este caso, el resultado ya es conocido, por lo que su principal función es aprender a clasificar a partir de lo aprendido.

No Supervisado

Comparando con el tipo supervisado, en este tipo de machine learning, la información alimentada al sistema no viene clasificada de origen. Por lo que se espera que el sistema automáticamente haga su propia clasificación. Esto permite al sistema reconocer patrones no identificados por el humano. Posteriormente se revisa el resultado de su clasificación por un profesional para evaluar el desempeño.

Semi-supervisado

Es la combinación de los dos tipos anteriores, alimentando el sistema con una parte de información previamente clasificada y una gran cantidad de información o datos no clasificados. Esto con el objetivo perfeccionar la identificación y clasificación de parámetros previamente establecidos.

Refuerzo

Paralelamente al aprendizaje por refuerzo en un humano, en este tipo el algoritmo completa una función u objetivo y dependiendo de su desempeño se entrega un refuerzo positivo o negativo. Al final, el sistema aprende dependiendo de los refuerzos y va perfeccionando su tarea.

REDES NEURALES ARTIFICIALES Y DEEP LEARNING

Las redes neurales toman su nombre de las conexiones neuronales en nuestros cerebros. De la misma manera, en este tipo de arquitectura, cada nódulo se conecta a otros formando esta red. La diferencia entre redes neurales artificiales y el Deep learning es que en el segundo se le permite al Sistema elegir sus propios niveles de clasificación y parámetros. Esto con el objetivo de perfeccionar a un mayor nivel de especificidad el manejo de datos. El sistema evalúa la entrada de datos y recorre la red siendo evaluado por cada uno de los parámetros definidos. Este tipo de sistema es altamente eficiente para clasificar y encontrar parámetros relevantes, diferenciándolos de aquellos que no son importantes.

REDES NEURALES RECURRENTE

Tienen el mismo comportamiento de las redes neurales artificiales, con la diferencia que tiene la capacidad de aprender y usar la información de salida de un procedimiento como entrada para aprender de sus anteriores procedimientos y mejorar su eficiencia.

MÁQUINA DE ESTADOS FINITOS.

La máquina de estados (FSM) se puede definir como un dispositivo abstracto compuesto de un conjunto de entradas y salidas de datos (), estados (), y funciones de transición (). Este se puede dividir en tipo Moore y tipo Mealy, cuya distinción radica en el momento en el que se produce una salida de datos, que puede ser causado por la transición o por el estado actual. Y las transiciones pueden ser detonadas por eventos o por tiempo (della Vedova & Facchinetti, 2018).

El siguiente paso en el uso de la inteligencia artificial y los procedimientos médicos con asistencia robótica es permitir al sistema seleccionar y realizar procedimientos de manera autónoma. Para esto, los algoritmos ya mencionados se utilizan para definir trayectorias, clasificación y definición de parámetros. Una vez seleccionado el procedimiento óptimo, el sistema debe caer en uno de los estados de la máquina de estados que contiene la información y entrenamiento necesario para realizar el procedimiento, cuyo contenido puede ser diseccionado a su vez en un FSM del procedimiento subyacente.



RESULTADOS



ESPACIO DE TRABAJO

El robot tipo delta que se presenta en este trabajo tiene un espacio de trabajo que se calculó mediante el análisis cinemático y se simuló en Matlab para graficar el volumen. En la simulación se determinó una precisión de un grado, generando 2,744,000 coordenadas para X, Y, & Z que se puede ver en el Anexo D.

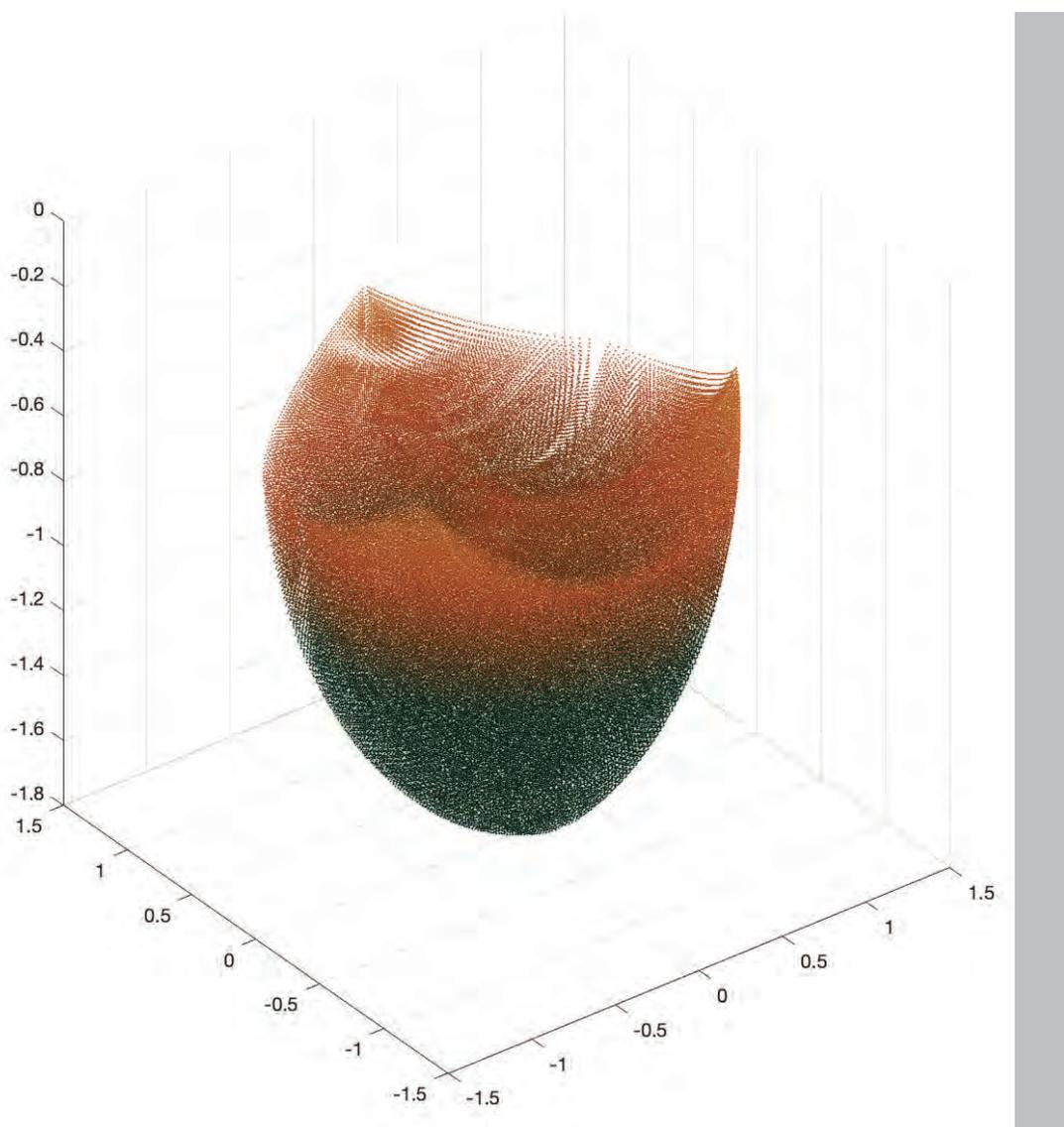


FIGURA 52 - ESPACIO DE TRABAJO DE ROBOT DELTA

Espacio de trabajo de robot tipo delta, vista en perspectiva. Fuente: propia.

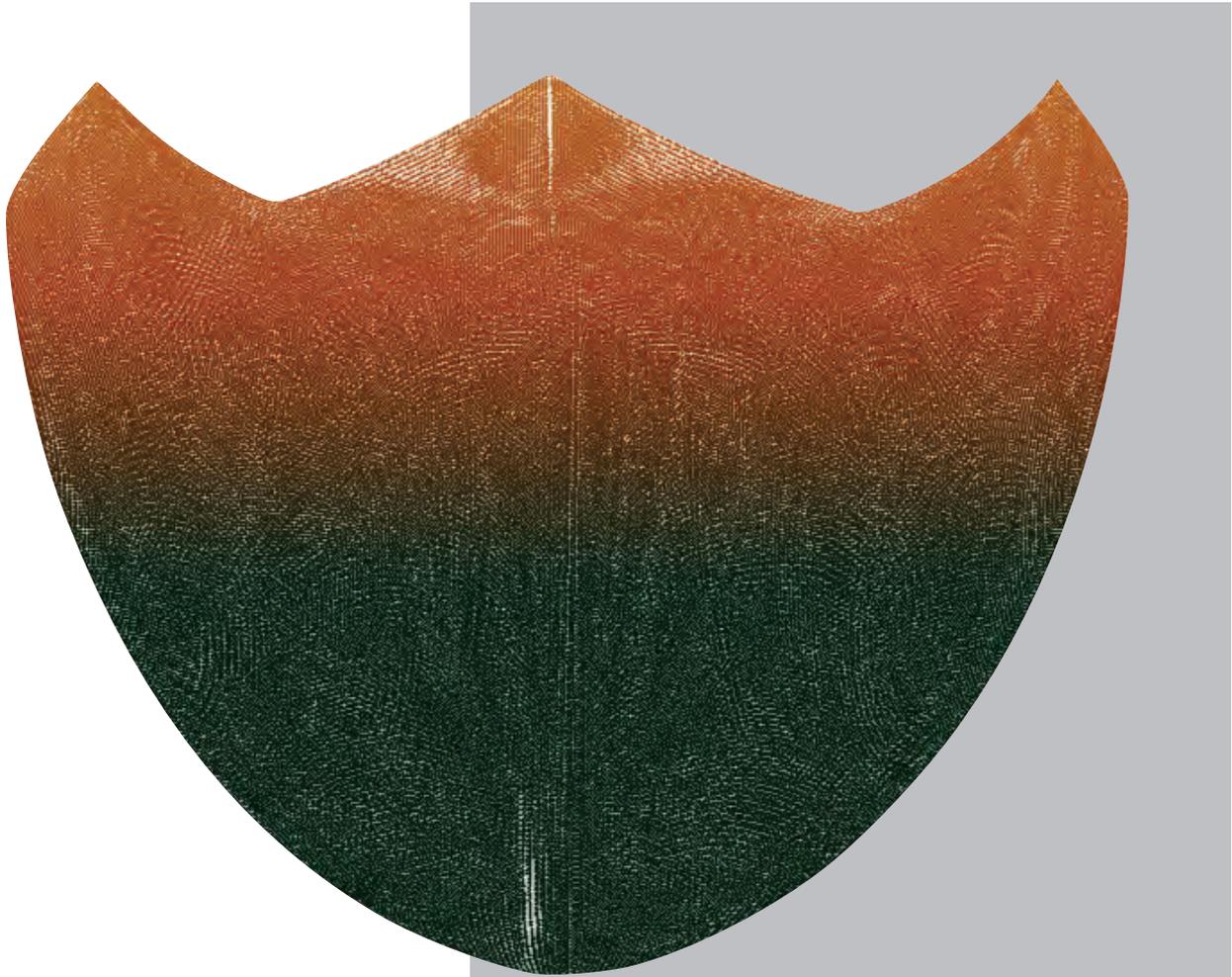


FIGURA 53 - ESPACIO DE TRABAJO LATERAL

Espacio de trabajo de robot tipo delta, vista lateral. Fuente: propia.

El espacio de trabajo se encuentra en la subregión IIc, determinada por Liu et al. (X.-J. Liu et al., 2003) como se muestra en la Figura 50. Este espacio de trabajo presenta ventajas con respecto a otros posibles espacios, la más importante es la inexistencia de espacios vacíos, ya sea por ser físicamente inalcanzables lo que representa singularidades dentro del mismo volumen.

Con una profundidad promedio de 80 centímetros en su parte media, el espacio de trabajo posee el volumen necesario para llevar a cabo los movimientos requeridos para realizar las trayectorias de toma de muestra por biopsia, esto gracias a su geometría de paraboloides-elíptico. Como se puede observar en la Figura 53, la longitud intermedia se coloca en el eje z desde -0.7m hasta -1.5m. Relacionándolo con el eje Z, el espacio de trabajo presenta una curvatura propia de un paraboloides-elíptico sin considerar los picos superiores del volumen.

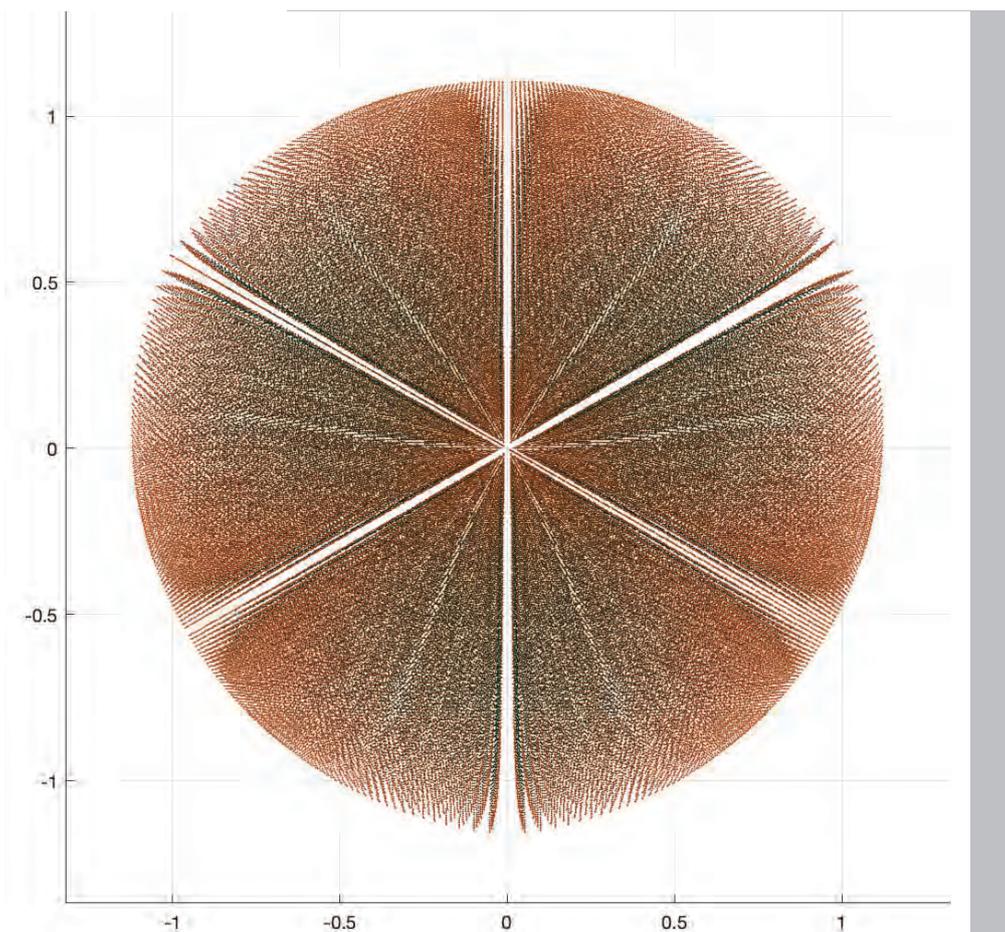


FIGURA 54 - ESPACIO DE TRABAJO SUPERIOR

Espacio de trabajo de robot tipo delta, vista superior.
Generado en Matlab. Fuente: propia.

Para el área que cubre el espacio de trabajo en los ejes X & Y, se tiene un ancho y largo equidistante debido a la simetría del mismo espacio, que abarca de 1.125m hasta -1.125m dando un máximo de 2.25m en su parte más ancha, como se ve en la Figura 54. En su parte media presenta un diámetro de 1.8m, esto a una altura Z de -1.2m mientras que, en la parte más lejana a su base, presenta un diámetro de 0.9m, a -1.6m en el eje Z.

El robot delta en su máxima extensión se puede observar en la Figura 55, llega a una distancia en Z de -1.65m, esto a un ángulo de 80° en las tres cadenas. Este diagrama se generó con un programa en Matlab que se puede observar en el Anexo E.

Y en su mínima extensión llega a -0.6m, cuando los ángulos θ_1, θ_2 & θ_3 se encuentran en -30° , sobre el plano (X, Y, 0), cómo se ve en la Figura 56.

FIGURA 55 - ESQUEMA DE ROBOT DELTA EN MÁXIMA EXTENSIÓN

La máxima extensión de los brazos del robot es a 80° en theta. Generado en Matlab. Fuente: propia.

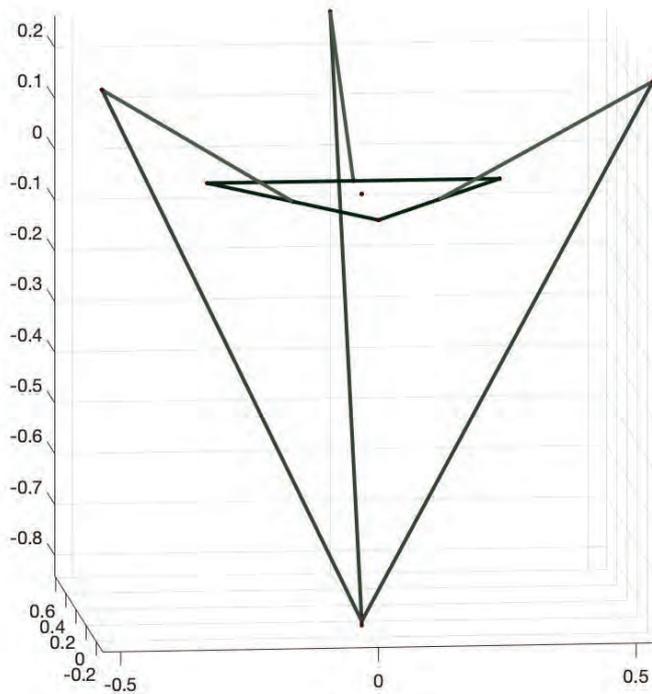
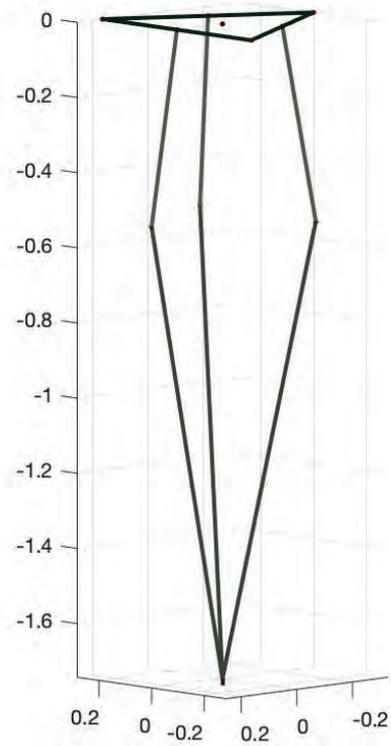


FIGURA 56 - ESQUEMA DE ROBOT DELTA EN MÍNIMA EXTENSIÓN

Esquema de robot delta en su mínima extensión a -30° sobre el plano $(x, y, 0)$. Generado en Matlab. Fuente: propia.

ESPACIO DE TRABAJO ÚTIL

Finalmente, el espacio de trabajo se divide en dos, el espacio de trabajo útil que es la zona uniforme central esférica, ubicada en el centro, y el espacio de trabajo residual, que se encuentra en los bordes del espacio de trabajo presentado, con geometrías irregulares y densidad menor de puntos alcanzables, curvaturas propias de espacio que podrían afectar la trayectoria. Este espacio se puede observar en la Figura 57.

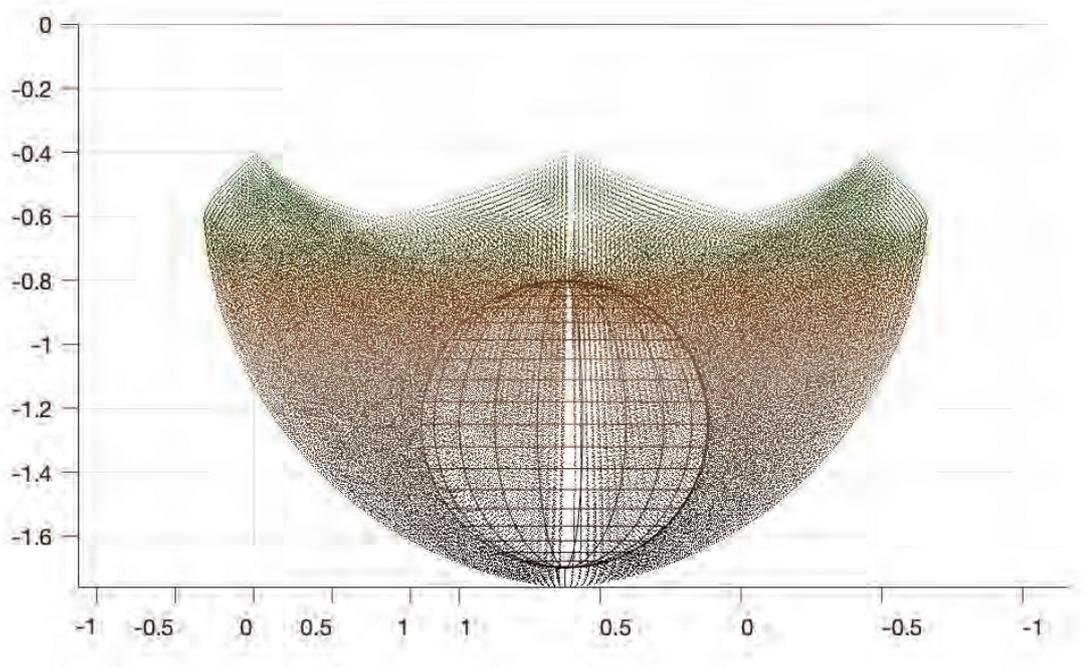


FIGURA 57 - ESPACIO DE TRABAJO ÚTIL Y RESIDUAL

Representación de espacio de trabajo útil y residual del robot delta. Generado en Matlab. Fuente: propia

Esta esfera de espacio de trabajo útil tiene un diámetro de 0.9m, y su centro se encuentra en las coordenadas (0, 0, -1.25). El volumen final del espacio de trabajo útil del robot delta se calculó con la ecuación 93,

$$V = \frac{4}{3}\pi r^3 \quad (93)$$

$$V = \frac{4\pi(0.45m)^3}{3} \approx 0.3817m^3$$

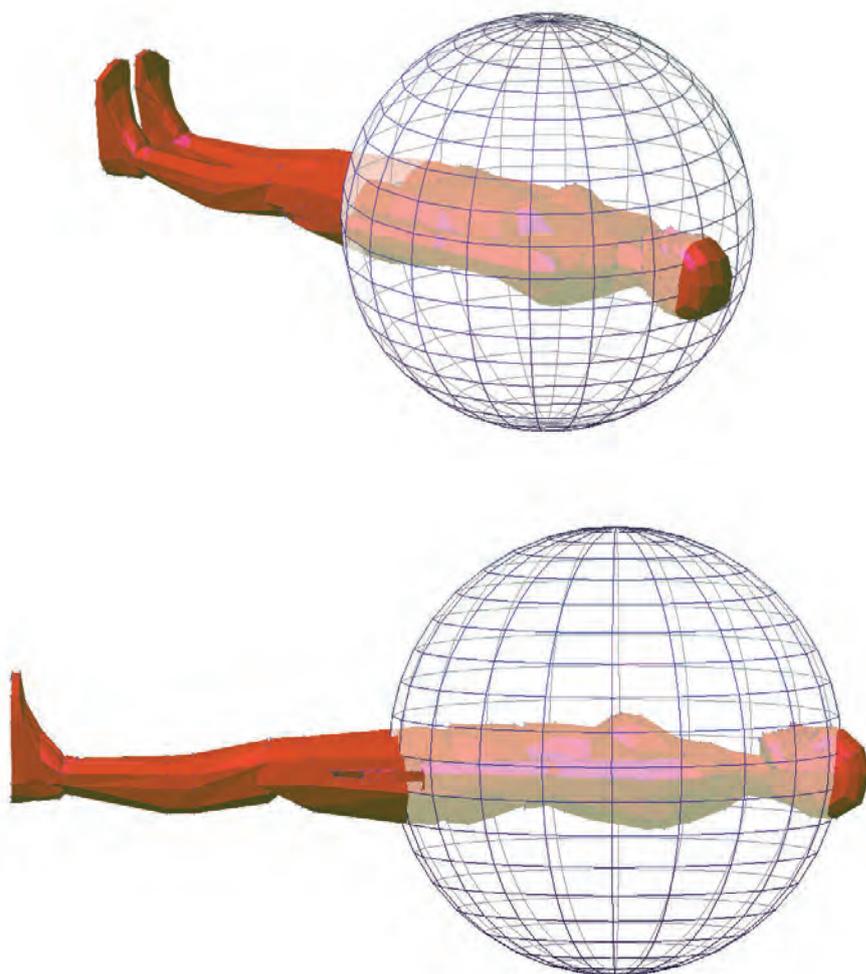


FIGURA 58 - ESPACIO DE TRABAJO ÚTIL SOBRE MODELO DE CUERPO

(Sup) Vista en perspectiva del espacio de trabajo útil sobre modelo de paciente; (inf.) vista superior de espacio de trabajo útil sobre modelo de paciente. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Dando como resultado un volumen de 381.7 litros. También se utilizó un modelo de cuerpo femenino en Matlab, desarrollado originalmente por Ballreich para VRML y pasado a Matlab por Mayol y Tordoff (Mayol-Cuevas, 2022), en el que se proyecta el espacio de trabajo útil, como se puede ver en la Figura 58. Esta comparación nos muestra cómo el diseño del robot resulta en un volumen de trabajo suficiente para realizar el procedimiento propuesto.

SIMULACIÓN DE CINEMÁTICA INVERSA

En cuanto a cinemática inversa, se simuló la entrada de una señal que representa la trayectoria planeada para una toma de muestra por biopsia. En esta simulación, la señal de entrada generada se observa en la Figura 59.

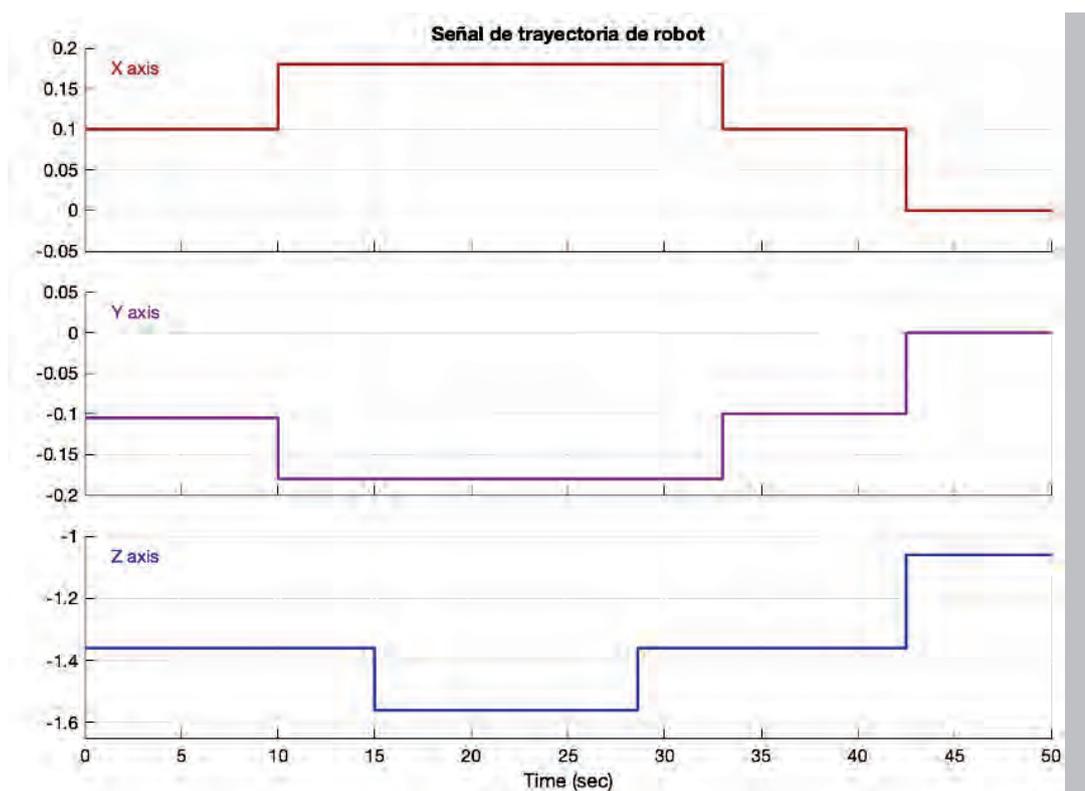


FIGURA 59 - SEÑAL DE TRAYECTORIA DE ROBOT

Gráfica de señales de entrada para trayectoria del robot. Generado en Simulink. Fuente: propia

La serie de datos obtenidos de la simulación de cinemática inversa se observan en la Figura 60, en la que se muestra el cambio de grados en las thetas de cada cadena de brazos. Precisando la parte media de la gráfica, en el tiempo 15 a 27.5, el momento de inserción y toma de la muestra, finalizando con un el regreso al origen del robot en el tiempo 33 al 42.5.

Finalmente, se muestra en la Figura 61 el esquema en Simulink de Matlab para la cinemática inversa. El código de programa se puede encontrar en el Anexo B.

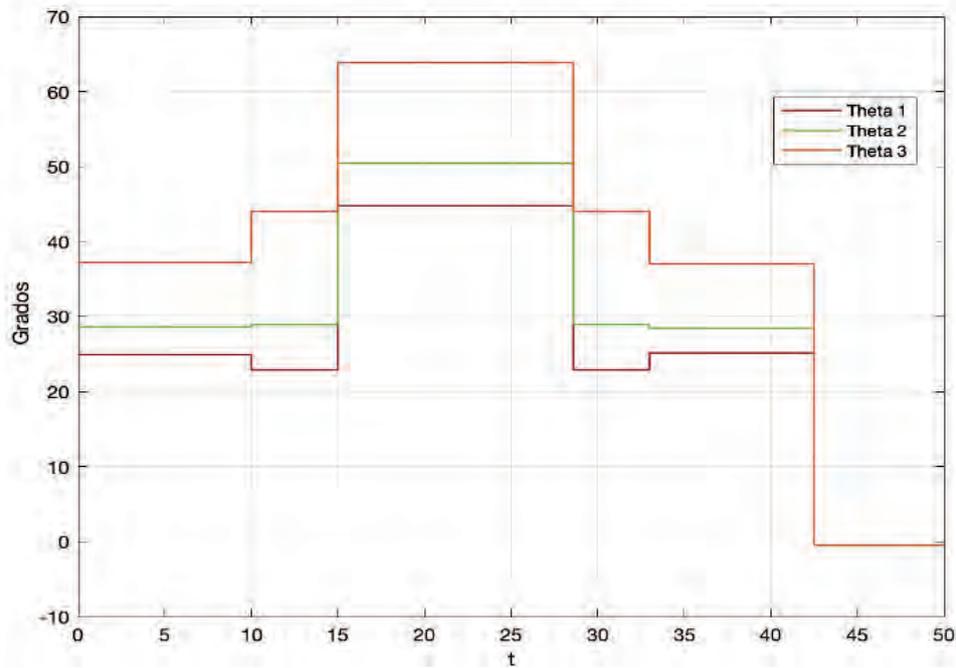


FIGURA 60 - SEÑAL DE SALIDA DE CINEMÁTICA INVERSA

Gráfica de datos obtenidos de salida del Modelo cinemático. Generado en Simulink. Fuente: Propia.

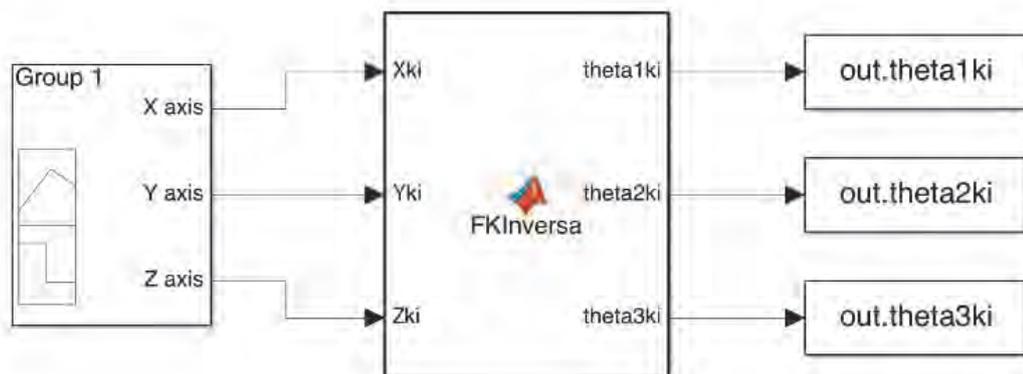


FIGURA 61 - DIAGRAMA DE CINEMÁTICA INVERSA

Diagrama de Cinemática inversa generado en Simulink. Fuente: propia.

SIMULACIÓN DE CINEMÁTICA DIRECTA

Para la cinemática directa se realizó una simulación a partir de los datos generados por la cinemática inversa obteniendo una transcripción de la señal de entrada original de trayectoria de robot de la Figura 59.

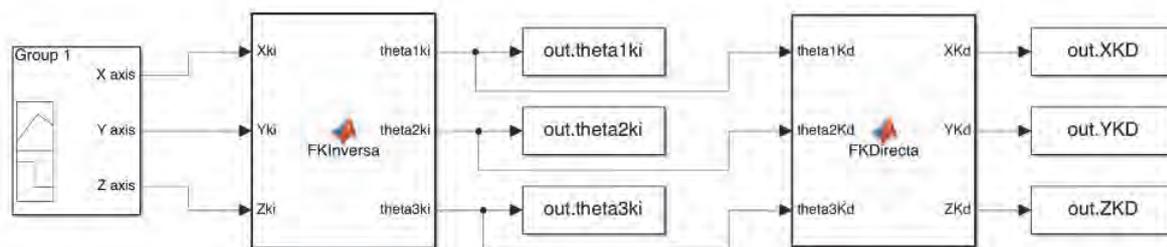


FIGURA 62 - DIAGRAMA DE CINEMÁTICA DIRECTA

Diagrama de Cinemática directa generado en Simulink. Se muestra desde la señal de entrada hasta los datos de salida de la cinemática directa Fuente: propia.

Los datos obtenidos por la simulación de cinemática directa se pueden observar en la Figura 63. El código de programa se encuentra en el Anexo A.

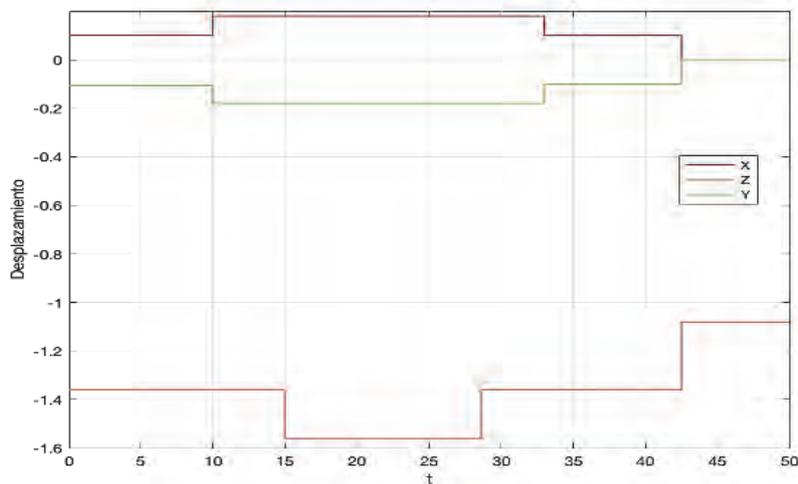


FIGURA 63 - SEÑAL DE SALIDA DE CINEMÁTICA DIRECTA

Gráfica de datos de salida de cinemática directa. Se muestra el desplazamiento en X, Y & Z a través del tiempo de simulación. Generado en Simulink. Fuente: propia.

SINTONIZACIÓN DE CONTROLADOR POR OPTIMIZACIÓN DE ÍNDICES DE DESEMPEÑO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTECARLO

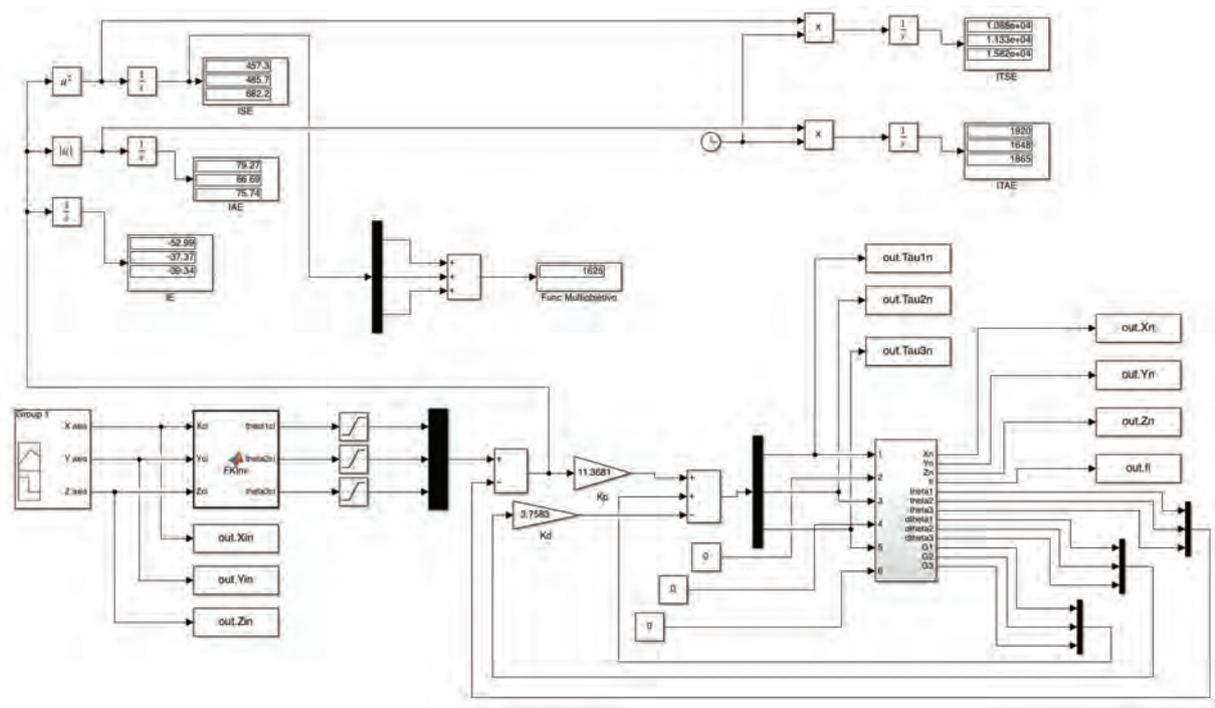


FIGURA 64 - DINÁMICA DE ROBOT, CONTROL EN LAZO CERRADO Y PARÁMETROS DE DESEMPEÑO

Diagrama de SimuLink para simulación de dinámica de control, que incluye los parámetros de desempeño. Fuente: propia.

Cuando se diseña un control, uno de los criterios más importantes es el error. El error es la diferencia entre la señal de entrada y la salida de la planta. Los índices de desempeño son funciones que permiten observar el error y analizar el funcionamiento de la planta. Estos son la integral del error IE, la integral del error absoluto IAE, la integral del error cuadrado ISE, integral del error absoluto por el tiempo ITAE, y la integral del error cuadrado por el tiempo ITSE. El error en este controlador está conformado por 3 señales directamente relacionadas a los valores de X, Y, Z, y las ganancias Kp y Kd, por lo que podemos considerar el error como una función multiobjetivo de la forma

$$e = e_x + e_y + e_z \tag{94}$$

Se seleccionó el índice ISE, que para este caso tiene la forma

$$ISE = \int_0^t e_x^2 dt + \int_0^t e_y^2 dt + \int_0^t e_z^2 dt \quad (95)$$

Existen métodos analíticos de sintonización de controladores, el mas utilizado siendo Ziegler-Nichols. Sin embargo, también existen métodos de control inteligente que utilizan inteligencia artificial, o métodos heurísticos como Montecarlo o Particle Swarm Optimization (Ab. Talib & Mat Darns, 2013; Almabrok et al., 2018; Chopra et al., 2014; Kumar et al., 2015). Para el caso de la sintonización de este control de robot delta, se decidió utilizar el método de Montecarlo.

MÉTODO MONTECARLO

El método Montecarlo es un proceso de simulación de tipo estocástico, que puede ser discreto, en tiempo real o alguna combinación, que incorpora variabilidad al azar al modelo. El termino Montecarlo fue acuñado por Ulam y von Neumann durante su trabajo en el desarrollo de la bomba atómica, haciendo referencia a la ciudad, famosa por sus apuestas, en Mónaco. Para realizar una simulación Montecarlo, la distribución de los parámetros de entrada debe ser asignada a priori, por ejemplo, una serie de datos de distribución normal gaussiana con una media y una varianza. El método Montecarlo realiza simulaciones repetidamente del modelo a evaluar tomando los datos de entrada uno a uno y guardando el resultado (Bonate, 2001; Rubinstein & Kroese, 2017). Posteriormente la salida del sistema puede filtrarse dependiendo de lo que se busque.

Para este caso, realicé una simulación Montecarlo con los siguientes parámetros

$$\mu = 10$$

$$\sigma = 2$$

Y una distribución normal gaussiana de 10,000 pares de datos equivalentes a Kp y Kd. Esta simulación se realizó en Matlab, el programa puede encontrarse en el Anexo F.

Finalmente, de las 10,000 simulaciones corridas se elige la que tiene el menor índice ISE, que en este caso fue $e=1.5273e03$, y cuyos valores asociados fueron

$$Kp = 11.3681 \text{ \& } Kd = 3.7583$$

SIMULACIÓN DE DINÁMICA CON TRAYECTORIA DE INSERCIÓN

Para la dinámica del robot delta, el modelo de Simulink se puede observar en la Figura 64, donde se utilizó un control tipo PD debido a su capacidad de anticipación ante errores. Como señal de entrada se usa la señal de trayectoria descrita en la Figura 58. Los datos obtenidos por la simulación de la dinámica del modelo se visualizan en la Figura 65 en tres dimensiones y en la Figura 69 por separado contra el tiempo.

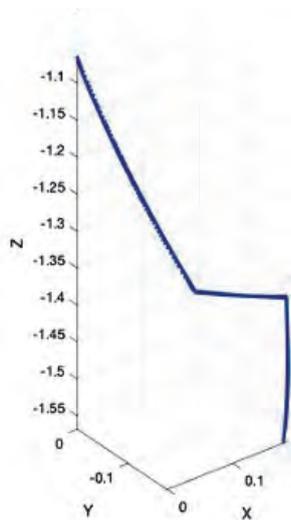


FIGURA 65 - SIMULACIÓN DE TRAYECTORIA DE BIOPSIA.

Serie de datos generados por la dinámica programada, siguiendo la señal de trayectoria de entrada en la Figura 48. Generado en Matlab. Fuente: propia

Esta simulación muestra cómo el robot delta se coloca en posición y realiza un desplazamiento lateral antes y después de hacer el movimiento de inserción-recolección de muestra. Retirándose por el mismo trayecto que utilizo para llegar.

Dicha trayectoria se puede observar dentro del espacio de trabajo completo en la Figura 67.

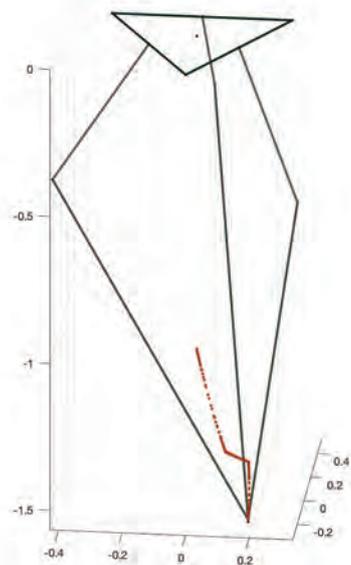


FIGURA 66 - DIAGRAMA DE ROBOT DELTA CON TRAYECTORIA SIMULADA.

Diagrama de robot delta con trayectoria simulada. Se muestra en punto máximo, de inserción de aguja. Generado en Matlab. Fuente: propia

Los ángulos theta 1, 2 y 3 varían en el tiempo, como se observa en la Figura 68, que representa el modelo dinámico del robot aproximándose a la señal de entrada que es la coordenada deseada.

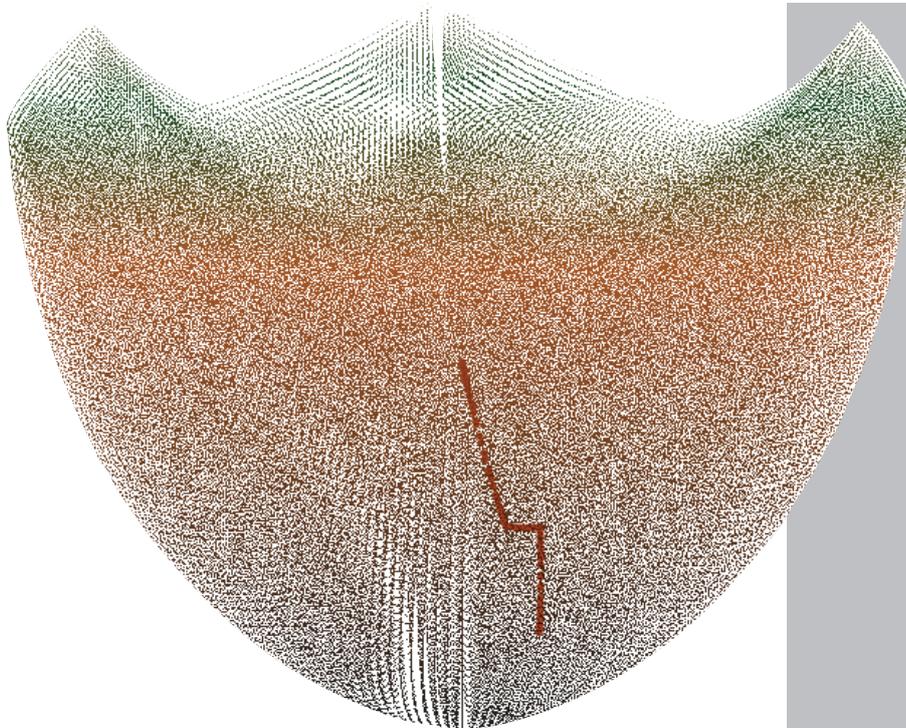


FIGURA 67 - ESPACIO DE TRABAJO CON TRAYECTORIA

Espacio de trabajo con trayectoria simulada marcada. Generado en Matlab. Fuente: propia.

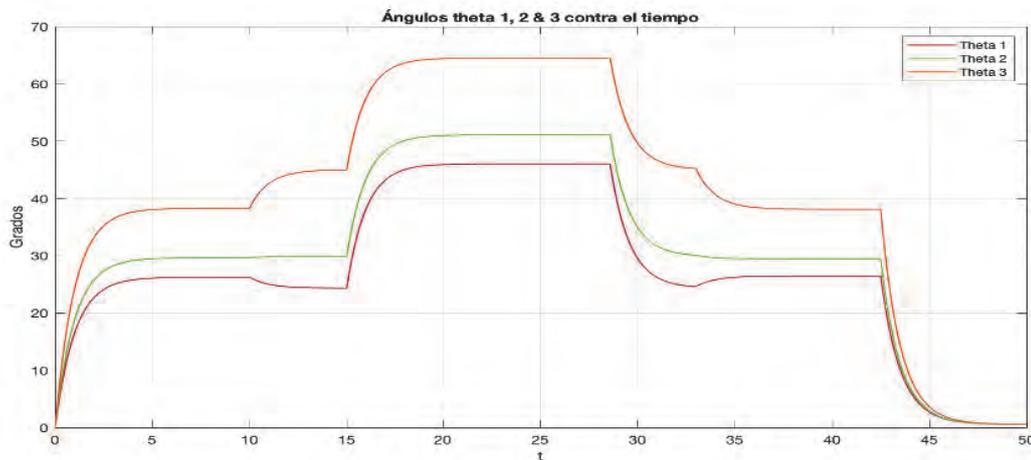


FIGURA 68 - CAMBIO EN LOS ÁNGULOS THETA

Cambio en los ángulos theta 1, 2 & 3 contra el tiempo, con datos obtenidos del modelo dinámico. Generado en Matlab. Fuente: propia.

El modelo dinámico del robot delta corrige su posición, para llegar a la coordenada deseada. Lo cual es observable en la Figura 69 donde se compara la señal de entrada al modelo, con los datos de salida de la posición del robot. Tomando en promedio 2.5 segundos para cada corrección. El código del programa se encuentra en el Anexo C.

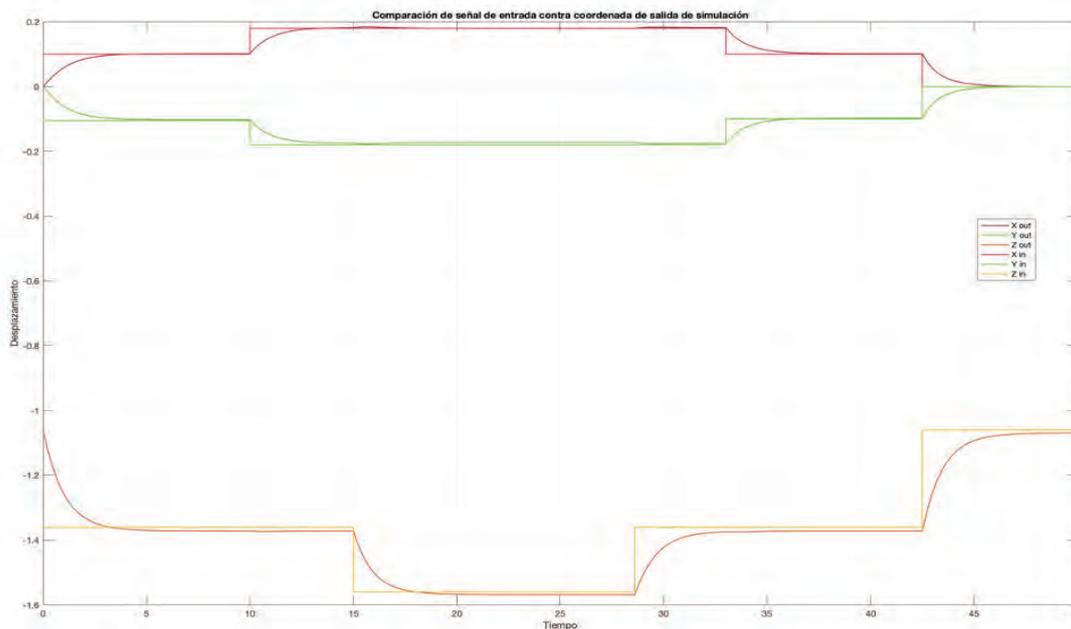


FIGURA 69 - COMPARACIÓN ENTRE SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA

Gráfica de comparación entre señal de entrada de trayectoria y datos de salida del modelo dinámico del robot. Generado en Matlab. Fuente: propia.

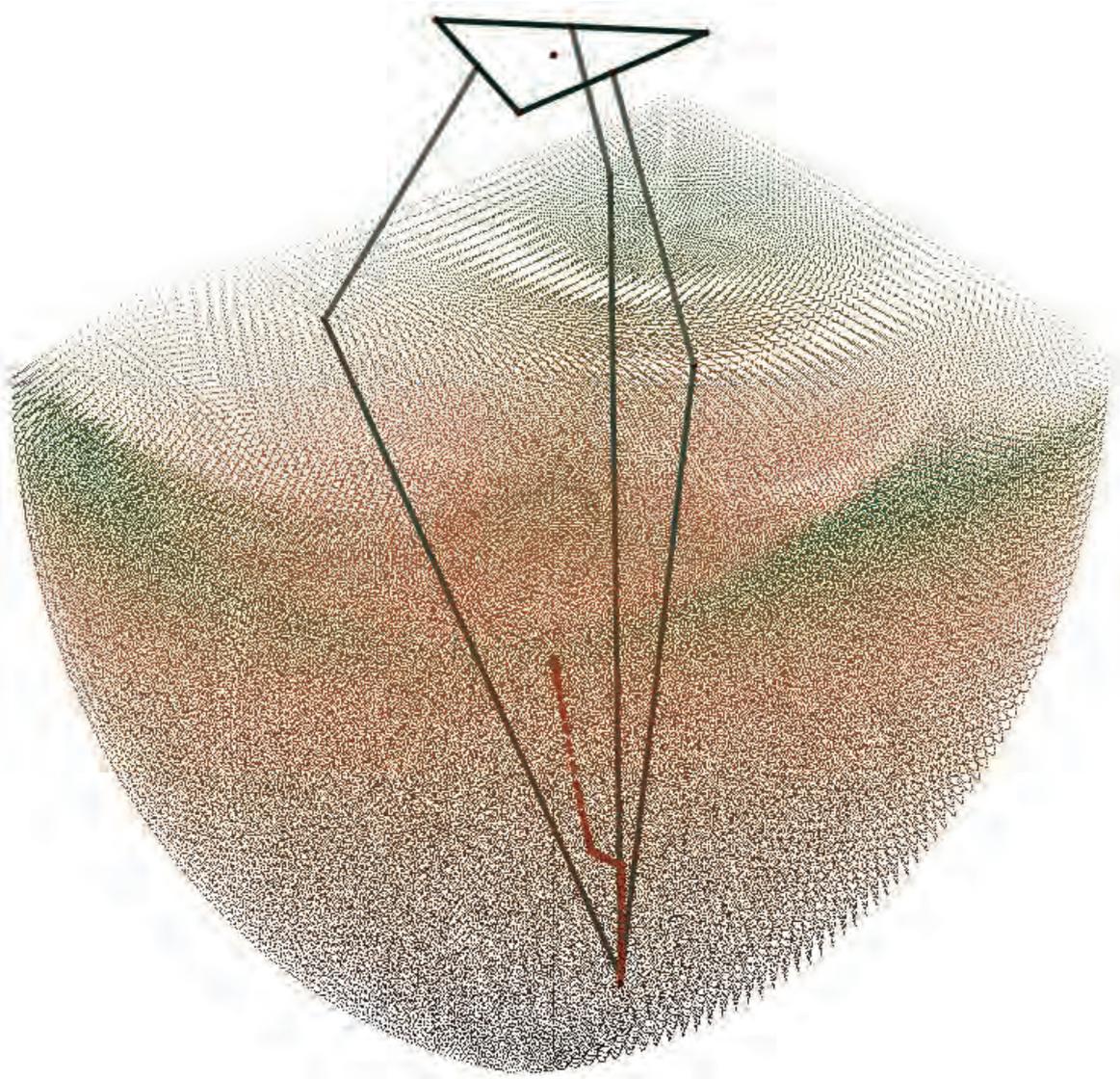


FIGURA 70 - DIAGRAMA DE ROBOT DELTA CON ESPACIO DE TRABAJO Y TRAYECTORIA

Diagrama de robot delta con espacio de trabajo completo y trayectoria simulada. Generado en Matlab. Fuente: propia.

PRUEBA CONTRA IMPULSO PUNTUAL

Para esta prueba se generó una señal cuadrada y se insertó en el valor de theta1 correspondiente al ángulo de la cadena 1. La señal generada se puede ver en la Figura 72.

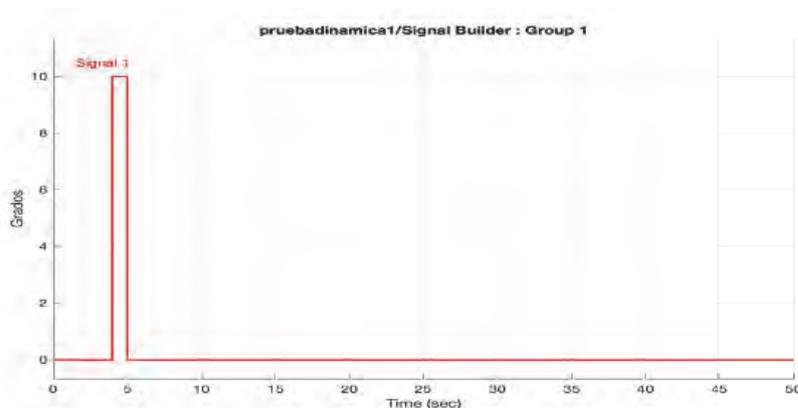


FIGURA 72 - SEÑAL DE PERTURBACIÓN CUADRADA

Señal de perturbación tipo cuadrada de 1 segundo. Generada en Matlab. Fuente: propia.

Dicho impulso provocó una desviación de 10 grados en theta 1, con una duración de 1 segundo, iniciando en el 4. El sistema tuvo una respuesta de corrección que se puede observar en la Figura 73, tomándole 3 segundos para corregir la desviación y regresar a la trayectoria deseada, sin afectaciones posteriores.

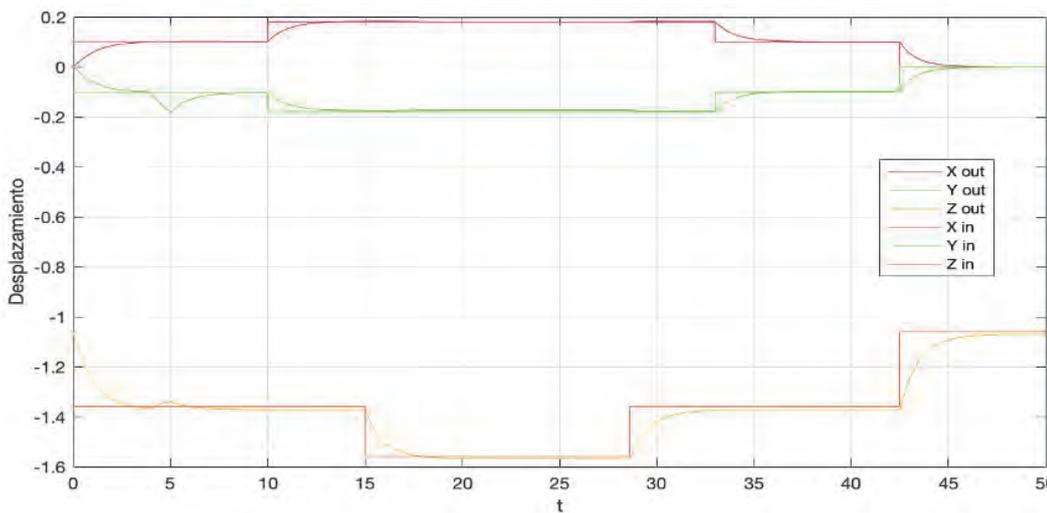


FIGURA 73 - COMPARACIÓN DE SEÑALES DE ENTRADA Y SALIDA

Comparación de señales de entrada y de salida con perturbación. En el segundo 4 se ve la perturbación generada y el tiempo que tarda en corregir la trayectoria. Generado en Matlab. Fuente: propia

En la Figura 74 se puede observar la desviación de 10 grados provocada por el impulso en la trayectoria predeterminada. Esta desviación tuvo una magnitud de 8cm fuera de su curso original, observable en la Figura 75.

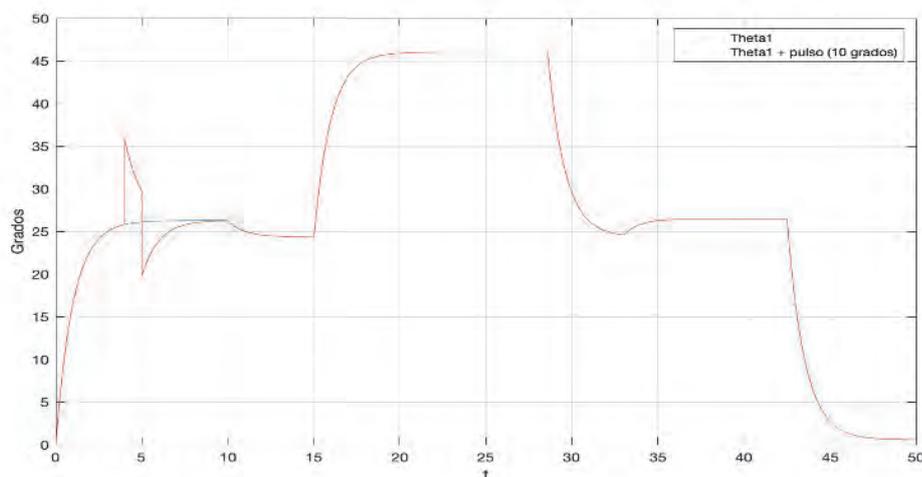


FIGURA 74 - SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA DE THETA1

Gráfica de señal de entrada de theta 1 y salida de theta 1 con perturbación en el segundo 4. Generado en Matlab.
Fuente: propia

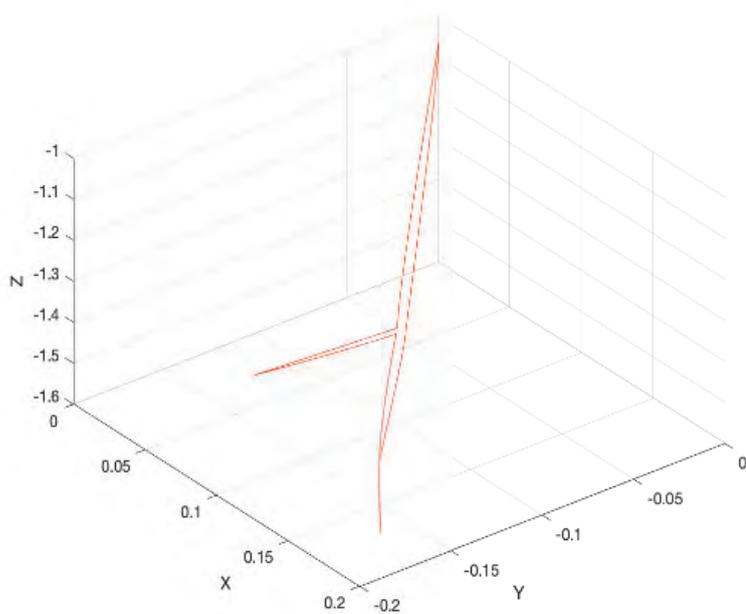


FIGURA 75 - TRAYECTORIA CON PERTURBACIÓN EN THETA1

Gráfica de trayectoria con perturbación en theta1. Se observa la perturbación generada por la señal añadida, dando un salto de 8cm. Generado en Matlab.
Fuente: propia.

PRUEBA CONTRA PERTURBACIÓN CONSTANTE

Finalmente se realizó una prueba para evaluar la capacidad de compensación ante una perturbación constante durante toda la simulación. Se insertó una señal senoidal en la cadena 1, afectando a Theta 1. La Figura 76 muestra la señal utilizada que oscila entre 1.5 y -1.5 grados a 0.2Hz.

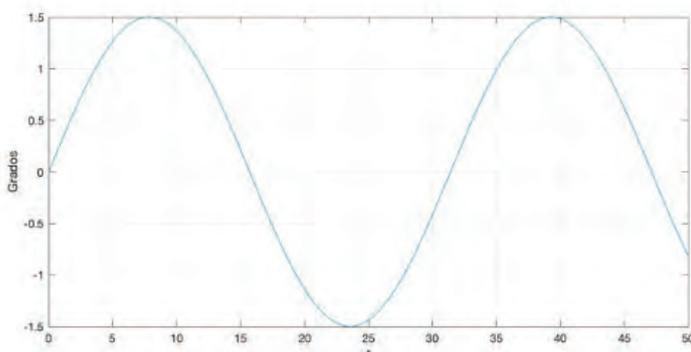


FIGURA 76 - SEÑAL DE PERTURBACIÓN ESTACIONARIA

Señal de perturbación estacionaria. Se observa una señal de amplitud de 1.5 grados y frecuencia de 0.2Hz. Generado en Matlab. Fuente: propia

Esta perturbación provocó en la simulación una desviación constante. El controlador no es suficientemente robusto para absorber una perturbación de esta magnitud. Sin embargo, puede observarse que el error en la salida no lleva al sistema a un estado inestable, solo presenta error de estado estacionario. La Figura 77 muestra la desviación provocada en Theta 1.

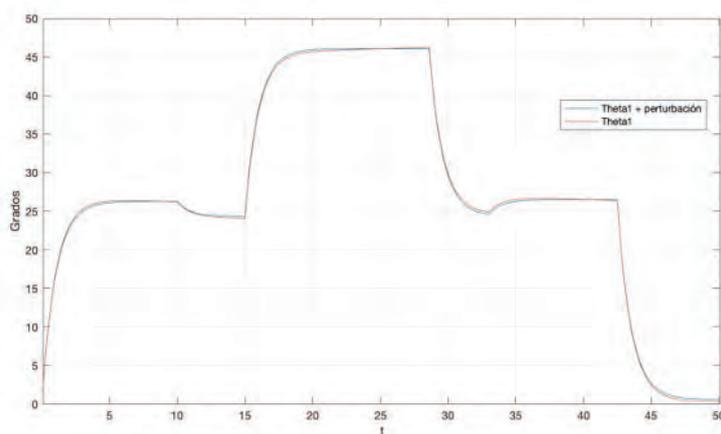


FIGURA 77- SEÑAL DE SALIDA THETA1 Y THETA1 CON PERTURBACIÓN

Gráfica de comparación entre señal de entrada para theta 1 y señal con perturbación de theta 1. Se observa un desfase estacionario en la señal. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Finalmente, esta perturbación no logró ser corregida por el controlador, por lo que se mantuvo durante todo el desplazamiento del robot, como se puede ver en la Figura 78, especialmente en la coordenada Y.

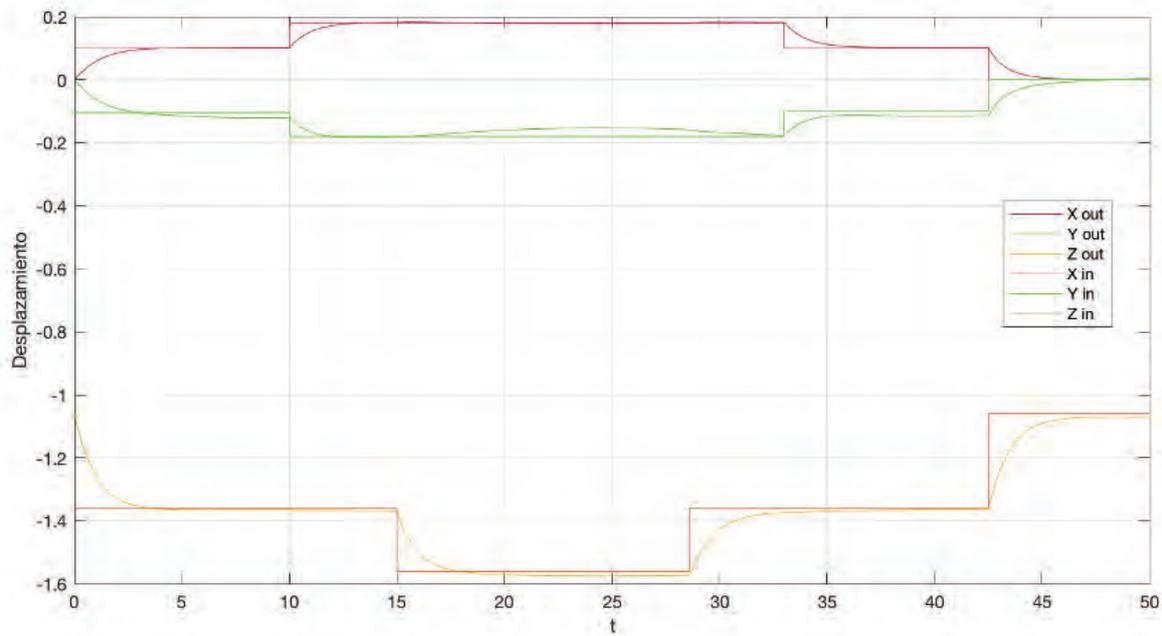


FIGURA 78 - COMPARACIÓN DE SEÑALES DE ENTRADA Y SALIDA CON PERTURBACIÓN ESTACIONARIA

Gráfica de comparación entre señal de entrada para X, Y & Z y datos de salida generados por el modelo dinámico con la perturbación estacionaria. Generado en Matlab.
Fuente: propia.



CONCLUSIONES



CONCLUSIONES

La robótica médica lleva años abriéndose espacios en el sector salud, mejorando la calidad de vida y servicio a los pacientes, así como ofreciendo cada vez mejores herramientas y optimizando procedimientos para los médicos. Gracias al avance tecnológico y a la innovación es posible automatizar ciertas porciones de procedimientos permitiendo que se realicen de forma más eficiente con el único objetivo en último caso, permitirle al paciente mejorar su situación clínica.

El robot paralelo tipo delta, que debutó hace 50 años en la academia, lleva años ofreciendo precisión y rapidez en sus procedimientos. Las ventajas mecánicas del sistema pueden ser aprovechadas por la medicina como se ha demostrado en diversos ejemplos. Este es un acercamiento más, que permitiría ofrecer un método de biopsia eficiente y con mayor precisión al paciente, facilitando el trabajo del médico al reducir la posibilidad de un error manual. La implementación de mejores sensores y visión por computadora ofrecen también un paso importante en la mejoría de este procedimiento.

En este trabajo se presenta del concepto y simulación de un proyecto con futuro, que en sus siguientes fases incluye el modelo físico, así como la implementación de sensores y visión, así como control manual háptico para el médico. Sin embargo, esta primera aproximación confirma su utilidad y permite a las futuras generaciones tener un punto de partida para el desarrollo de tecnología médica.

La estabilidad de la arquitectura paralela resulta la ideal para el objetivo que se propone. Un control más robusto que sea capaz de eliminar las perturbaciones constantes, así como un sistema de amortiguación físico son oportunidades de mejora.

A nivel de simulación, la precisión de las ecuaciones cinemáticas y dinámicas del robot son satisfactorias. El modelo matemático cumple su función y presenta el avance más importante expuesto en este trabajo al ser capaz de realizar una trayectoria planeada.



TRABAJOS FUTUROS



SOFTWARE

La optimización del sistema resulta el área de mejora más próxima por ser la opción más accesible. La implementación de un control que posea capacidades de filtrado de señales no deseadas, con robustez suficiente para eliminar las perturbaciones estacionarias. También que sea capaz de implementar un control con arquitectura Backstepping, que permite el control de posición y velocidad del robot. Así como implementar control adaptable aprovechando los índices de desempeño de forma activa. Con estas mejoras, sería posible pensar en un sistema robótico manipulador.

Una implementación importante en cuanto a la planeación de trayectorias es la capacidad del sistema de proponer dichas trayectorias a partir de información obtenida de reconstrucciones virtuales de imágenes del paciente como pueden ser radiografías múltiples, reconstrucción ultrasónica o tomografía. A partir de esta información, la planeación de trayectoria es posible y mediante aprendizaje por computadora, el sistema puede proponer la trayectoria más apta para alcanzar el tejido sospechoso.

HARDWARE

El desarrollo físico del robot es un reto académico de nivel debido a la necesidad de financiamiento para la obtención de materiales para la arquitectura, actuadores, sensores, tarjeta de adquisición de datos para hacer la conexión con la computadora y lograr el acoplamiento de ambos sistemas.

También es importante considerar el mando de control manual, con tecnología háptica que permite al médico manipular al robot y dar las indicaciones con una interfaz con mayor accesibilidad comparándola con un control manejado desde una computadora.

Otro punto para tomar en cuenta es la implementación de la visión. El sistema debe tener una fuente de información para la planeación de trayectorias a partir de imágenes médicas con un origen confiable como puede ser ultrasonido, radiografías, o tomografía. El sistema debe ser capaz de obtener dichas imágenes de manera coordinada con el robot delta, por lo que el diseño de equipo especial para tener en conjunto la visión y el efector del delta para realizar el procedimiento es primordial.

Para el efector, es importante desarrollar un cabezal capaz de manipular el ángulo de entrada de la aguja Tru-cut. Este cabezal debe tener la capacidad de inclinar el eje de la aguja y así ampliar la posibilidad de trayectorias de inserción y toma de muestra.

Finalmente, para este sistema robótico, es importante pensar en la base que sostenga el equipo, así como una camilla capaz de ofrecer al paciente y al médico, una posición accesible que permita realizar el procedimiento de la manera más eficiente y segura posible.



ANEXOS

ANEXO A - CÓDIGO DE CINEMÁTICA DIRECTA

```

function [XKd,YKd,ZKd] = FKDirecta(theta1Kd,theta2Kd,theta3Kd)
%Función de Cinemática Directa

L=0.524;
%l=1.244;
Cs=0.076;
Cp=0.567;

%t=Cp-Cs;
r1=1.244;
r2=1.244;
r3=1.244;

%sea la sustitucion de Cs y Cp

Wb=((sqrt(3))/6)*Cp;
%Ub=((sqrt(3))/3)*Cp;

Wp=((sqrt(3))/6)*Cs;
Up=((sqrt(3))/3)*Cs;

%Coordenadas de Brazo 1
x1=0;
y1=(-Wb)-(L*cosd(theta1Kd))+(Up);
z1=-L*sind(theta1Kd);

%Coordenadas de Brazo 2
x2=((sqrt(3))/2)*(Wb+(L*cosd(theta2Kd)))-(Cs/2);
y2=(1/2)*(Wb+(L*cosd(theta2Kd)))-(Wp);
z2=-L*sind(theta2Kd);

%Coordenadas de Brazo 3
x3=(-(sqrt(3))/2)*(Wb+(L*cosd(theta3Kd)))+(Cs/2);
y3=(1/2)*(Wb+(L*cosd(theta3Kd)))-(Wp);
z3=-L*sind(theta3Kd);

%Caso para movimiento sobre eje Z unicamente
if (z1==z2) && (z2==z3)

    a=2*(x3-x1);
    b=2*(y3-y1);
    c=(r1)^2-(r3)^2-(x1)^2-(y1)^2+(x3)^2+(y3)^2;
    d=2*(x3-x2);
    e=2*(y3-y2);
    f=(r2)^2-(r3)^2-(x2)^2-(y2)^2+(x3)^2+(y3)^2;

```

```

Xo=((c*e)-(b*f))/((a*e)-(b*d));
Yo=((a*f)-(c*d))/((a*e)-(b*d));

AA=1;
BB=-2*z1;
CC=(z1)^2-(r1)^2+(Xo-x1)^2+(Yo-y1)^2;

Zop=(-BB+(sqrt((BB)^2-4*CC*AA)))/2;
Zon=(-BB-(sqrt((BB)^2-4*CC*AA)))/2;

XKd=0;
YKd=0;

if Zop < Zon
    ZKd=Zop;
else
    ZKd=Zon;
end

if abs(XKd) > 300 || abs(YKd) > 300 || ZKd < -500
    f1 = -1;% error
else
    f1 = 0;
end

%Caso para coordenadas fuera del eje Z
elseif z1~=z2 || z2~=z3 || z3~=z1

    a11=2*(x3-x1);
    a12=2*(y3-y1);
    a13=2*(z3-z1);

    a21=2*(x3-x2);
    a22=2*(y3-y2);
    a23=2*(z3-z2);

    b1=(r1^2)-(r3^2)-(x1^2)-(y1^2)-(z1^2)+(x3^2)+(y3^2)+(z3^2);
    b2=(r2^2)-(r3^2)-(x2^2)-(y2^2)-(z2^2)+(x3^2)+(y3^2)+(z3^2);

    alpha1=(-((a12/a13)-(a22/a23))/((a11/a13)-(a21/a23)));
    alpha2=(-((b2/a23)-(b1/a13))/((a11/a13)-(a21/a23)));

    beta1=(-a21*alpha1-a22)/a23;
    beta2=(b2-a21*alpha2)/a23;

```

```

a=(alpha1)^2+1+(beta1)^2;
b=2*alpha1*(alpha2-x1)-(2*y1)+(2*beta1*(beta2-z1));
c=(alpha2*(alpha2-(2*x1)))+beta2*(beta2-2*z1)+(x1^2)+(y1^2)+(z1^2)-
(r1^2);

Yp=(-b+(sqrt((b^2)-4*a*c)))/(2*a);
Xp=(alpha1*Yp)+alpha2;
Zp=(beta1*Yp)+beta2;

Ynn=(-b-(sqrt((b^2)-4*a*c)))/(2*a);
Xnn=(alpha1*Ynn)+alpha2;
Znn=(beta1*Ynn)+beta2;

if Zp < Znn

    ZKd=Zp;
    YKd=Yp;
    XKd=Xp;

else
    ZKd=Znn;
    YKd=Ynn;
    XKd=Xnn;
end

if abs(XKd) > 300 || abs(YKd) > 300 || ZKd < -500
    f1 = -1;% error
else
    f1 = 0;
end

%Caso de Falla de cv^olculo
else

    XKd=0.000003;
    YKd=0.000003;
    ZKd=0.000003;
    f1=-1;%error

end

end

%Fin de Cinematica directa

```

ANEXO B - CÓDIGO DE CINEMÁTICA INVERSA

```

function [theta1ki,theta2ki,theta3ki] = FKInversa(Xki,Yki,Zki)
%Función de Cinemática Inversa

%Constantes del robot delta
L=0.524;
l=1.244;
Cs=0.076;
Cp=0.567;

%r1=1.244;
%r2=1.244;
%r3=1.244;

%sea la sustitucion de Cs y Cp

Wb=((sqrt(3))/6)*Cp;
Ub=((sqrt(3))/3)*Cp;

Wp=((sqrt(3))/6)*Cs;
Up=((sqrt(3))/3)*Cs;

a=Wb-Up;
b=(Cs/2)-(((sqrt(3))/2)*Wb);
c=Wp-((1/2)*Wb);

%Brazo 1
E1=2*L*(Yki+a);
F1=2*Zki*L;
G1=(Xki)^2+(Yki)^2+(Zki)^2+a^2+L^2+(2*Yki*a)-l^2;

%Brazo 2
E2=-L*(sqrt(3)*(Xki+b)+Yki+c);
F2=2*Zki*L;
G2=(Xki)^2+(Yki)^2+(Zki)^2+b^2+c^2+L^2+(2*Xki*b)+(2*Yki*c)-l^2;

%Brazo 3
E3=L*(sqrt(3)*(Xki-b)-Yki-c);
F3=2*Zki*L;
G3=(Xki)^2+(Yki)^2+(Zki)^2+b^2+c^2+L^2-(2*Xki*b)+(2*Yki*c)-l^2;

%Ángulos posibles de brazo 1
t1p=(-F1+sqrt(E1^2+F1^2-G1^2))/(G1-E1);
t1n=(-F1-sqrt(E1^2+F1^2-G1^2))/(G1-E1);

theta1p=2*atand(t1p);
  
```

```
theta1n=2*atand(t1n);
```

```
%√Ángulos posibles de brazo 2
```

```
t2p=(-F2+sqrt(E2^2+F2^2-G2^2))/(G2-E2);
```

```
t2n=(-F2-sqrt(E2^2+F2^2-G2^2))/(G2-E2);
```

```
theta2p=2*atand(t2p);
```

```
theta2n=2*atand(t2n);
```

```
%√Ángulos posibles de brazo 3
```

```
t3p=(-F3+sqrt(E3^2+F3^2-G3^2))/(G3-E3);
```

```
t3n=(-F3-sqrt(E3^2+F3^2-G3^2))/(G3-E3);
```

```
theta3p=2*atand(t3p);
```

```
theta3n=2*atand(t3n);
```

```
% theta1p=2*atand(t1p);
```

```
% theta1n=2*atand(t1n);
```

```
%
```

```
% theta2p=2*atand(t2p);
```

```
% theta2n=2*atand(t2n);
```

```
%
```

```
% theta3p=2*atand(t3p);
```

```
% theta3n=2*atand(t3n);
```

```
%thetaP=[theta1p,theta2p,theta3p]
```

```
%thetaN=[theta1n,theta2n,theta3n]
```

```
%Discriminación de √ngulos imposibles para la arquitectura del robot delta
```

```
if abs(theta1p+theta2p+theta3p) < abs(theta1n+theta2n+theta3n)
```

```
    theta1ki=theta1p;
```

```
    theta2ki=theta2p;
```

```
    theta3ki=theta3p;
```

```
else
```

```
    theta1ki=theta1n;
```

```
    theta2ki=theta2n;
```

```
    theta3ki=theta3n;
```

```
end
```

```
%Fin de cinemática inversa
```

ANEXO C - CÓDIGO DE DINÁMICA

```
function [ddtheta1, ddtheta2, ddtheta3] = fcn(tau1, tau2, tau3, theta1,
theta2, theta3, Xk, Yk, Zk)
%dinamica de robot delta
%parametros Robot delta ABB
L=0.524;%largo brazo
l=1.244;%largo antebrazo
Cs=0.076;%largo lateral base movil
Cp=0.567;%largo lateral base fija
ml=0.120;%masa de antebrazo
mL=0.07;%masa de brazo
Im=0.000038;%momento de inercia de motor
phi1=0;%posicion brazo 1
phi2=120;%posicion brazo 2
phi3=240;%posicion brazo 3
g=-9.81;%gravedad

lambda1=10;
lambda2=10;
lambda3=10;

Wa=(sqrt(3)/6)*Cp;
Vp=(sqrt(3)/3)*Cs;

G1=(ml+mL)*g*L*cosd(theta1);
G2=(ml+mL)*g*L*cosd(theta2);
G3=(ml+mL)*g*L*cosd(theta3);

R1=-2*L*lambda1*((Xk*cosd(phi1)+Yk*sind(phi1)-(Wa)+(Vp)*sind(theta1)-
Zk*cosd(theta1)));
R2=-2*L*lambda2*((Xk*cosd(phi2)+Yk*sind(phi2)-(Wa)+(Vp)*sind(theta2)-
Zk*cosd(theta2)));
R3=-2*L*lambda3*((Xk*cosd(phi3)+Yk*sind(phi3)-(Wa)+(Vp)*sind(theta3)-
Zk*cosd(theta3)));

MI=Im+(1/3)*(mL*L*L+ml*l*l);

%Tau = MI*DDtheta_i + G + R*lambda
%DDtheta_i= (tau-G-(R*lambda))/MI

ddtheta1=(tau1-G1-R1)/(MI);
ddtheta2=(tau2-G2-R2)/(MI);
ddtheta3=(tau3-G3-R3)/(MI);

%Fin de dinamica
```

ANEXO D - CÓDIGO DE ESPACIO DE TRABAJO

```
function [A, n] = EspacioTrabajo()
n = 1;
h = 1;
A = zeros((140/h)^3, 3);
for theta1 = -48 : h : 88
    for theta2 = -48 : h : 88
        for theta3 = -48 : h : 88
            [Xn, Yn, Zn, fl] = FKDirecta(theta1, theta2, theta3);
            if fl == 0
                A(n, 1) = Xn;
                A(n, 2) = Yn;
                A(n, 3) = Zn;
                n = n+1;
            end
        end
    end
end
end
end
```



```

%Constantes
Cp=0.567; %base fija
Cs=0.076; %base movil
L=0.524; %brazo
l=1.244; %antebrazo
%-----

i=1;      %Contador
n=100;    %snapshots de trayectoria para delta

while i==1
%Geometria de base fija
%theta = angulo x-z
phi=-30;  %angulo en plano x-y
a=((sqrt(3))/6)*Cp;
aa=((sqrt(3))/3)*Cp;
b=Cp/4;
c=sqrt(a^2-b^2);
%-----

%angulo de brazo1
theta1=listatheta1(n);
LL1=L*cosd(theta1);
LLL1=L*sind(theta1);
A1=a+LL1;
B1=A*cosd(phi);
C1=A*sind(phi);

%angulo de brazo2
theta2=listatheta2(n);
LL2=L*cosd(theta2);
LLL2=L*sind(theta2);
A2=a+LL2;
B2=A2*cosd(phi);
C2=A2*sind(phi);

%angulo de brazo3
theta3=listatheta3(n);
LL3=L*cosd(theta3);
LLL3=L*sind(theta3);
A3=a+LL3;
B3=A3*cosd(phi);
C3=A3*sind(phi);
%-----

%Origen
orig=[0,0,0];
%-----

```

```

%esquinas de base fija
pp1=[-Cp/2,a,0];
pp2=[Cp/2,a,0];
pp3=[0,-aa,0];
%-----

%monturas de actuadores en baje fija
p1=[0,a,0];
p2=[-b,-c,0];
p3=[b,-c,0];
%-----

%Coordenadas de brazos
%brazo1
b1=[0,LL1,-LLL1];
cb1=p1+b1;

%brazo2
b2=[-B2,C2,-LLL2];

%brazo3
b3=[B3,C3,-LLL3];
%-----

%Coordenadas de efector
[Xq,Yq,Zq]=FKDirecta(theta1,theta2,theta3);
QQ=[Xq,Yq,Zq];
%-----

%Vectores de esquinas
v=[pp2;pp1];
v2=[pp3;pp2];
v3=[pp1;pp3];
%-----

%Vectores de monturas
s=[p2;p1];
s2=[p3;p2];
s3=[p1;p3];
%-----

%Vectores de brazos
%brazo1
B=[cb1;p1];
%brazo 2
B2=[b2;p2];
%brazo 3
B3=[b3;p3];
%-----

```

```

%vectores antebrazo-efector
%antebrazo 1
Q1=[cb1;QQ];
%antebrazo 2
Q2=[b2;QQ];
%antebrazo 3
Q3=[b3;QQ];
%-----

%Gráfica de robot
if n==900 %|| n==100 || n==400 || n==500 || n==900 %Snapshots elegidos

    %Punto de origen
    plot3(0,0,0,'o')
    hold on
    grid on
    axis equal
    rotate3d on

    %Esquinas de base fija
    plot3(v(:,1),v(:,2),v(:,3),'*','color','red')
    plot3(v2(:,1),v2(:,2),v2(:,3),'*','color','red')
    plot3(v3(:,1),v3(:,2),v3(:,3),'*','color','red')

    %Monturas de actuadores
    plot3(s(:,1),s(:,2),s(:,3),'*')
    plot3(s2(:,1),s2(:,2),s2(:,3),'*')
    plot3(s3(:,1),s3(:,2),s3(:,3),'*')

    %Punto de unión universal
    plot3(B(:,1),B(:,2),B(:,3),'*')
    plot3(B2(:,1),B2(:,2),B2(:,3),'*')
    plot3(B3(:,1),B3(:,2),B3(:,3),'*')

    %Punto de Efector
    plot3(QQ(:,1),QQ(:,2),QQ(:,3),'+','color','black')

    %Lados de base fija
    line(v(:,1),v(:,2),v(:,3),'Color',[0.6350 0.0780 0.1840],'LineWidth',1)
    line(v2(:,1),v2(:,2),v2(:,3),'Color',[0.6350 0.0780
0.1840],'LineWidth',1)
    line(v3(:,1),v3(:,2),v3(:,3),'Color',[0.6350 0.0780
0.1840],'LineWidth',1)

    %Brazo
    line(B(:,1),B(:,2),B(:,3),'Color',[0.4660 0.6740 0.1980],'LineWidth',1)
    line(B2(:,1),B2(:,2),B2(:,3),'Color',[0.4660 0.6740
0.1980],'LineWidth',1)

```

```

        line(B3(:,1),B3(:,2),B3(:,3), 'Color',[0.4660 0.6740
0.1980], 'LineWidth',1)

        %Antebrazo
        line(Q1(:,1),Q1(:,2),Q1(:,3), 'Color',[0.8500 0.3250
0.0980], 'LineWidth',1)
        line(Q2(:,1),Q2(:,2),Q2(:,3), 'Color',[0.8500 0.3250
0.0980], 'LineWidth',1)
        line(Q3(:,1),Q3(:,2),Q3(:,3), 'Color',[0.8500 0.3250
0.0980], 'LineWidth',1)
%-----

else

end

        %Contador para snapshots y while
        if n==2200
            i=0;
        else
            n=n+100;
            i=1;

        end
%-----

end
%-----

%grafica de trayectoria
plot3(out.Xn,out.Yn, out.Zn, '.', 'Color',[0.4940 0.1840 0.5560])
%-----

%grafica de espacio de trabajo
scatter3(U2(:,1),U2(:,2),U2(:,3),.05,U2(:,3))
%-----

%fin
%-----

```

ANEXO F - CÓDIGO DE MODELO MONTECARLO

```
%Modelo Montecarlo Para Robot Delta

clc
clear
close all

max_it=10000; %Iteraciones
F=zeros(1,max_it);
mu=10; %media
sigma=2; %varianza

    Kpp = normrnd(mu,sigma,[1,max_it]);

    Kdd = normrnd(mu,sigma,[1,max_it]);

    for k=1:max_it
        Kp=Kpp(k);
        Kd=Kdd(k);

        % Compute function value
        simopt =
simset('solver','ode23','SrcWorkspace','Current','DstWorkspace','Current');
        % Initialize sim options
        [tout,xout,yout] = sim('optsim1',[0 50],simopt);%cambie el 100
por 50
        e=yout-yref ; % compute the error

        %Funcion multiobjetivo
        F(k)=trapz(e(:,1).^2,tout)+trapz(e(:,2).^2,tout)
+trapz(e(:,3).^2,tout);

    end

%Minimo error obtenido en simulacion
[Y,I] = min(F);
Kp=Kpp(I)
Kd=Kdd(I)

%Fin de Modelo Montecarlo
```





REFERENCIAS

REFERENCIAS

- Ab. Talib, M. H., & Mat Darns, I. Z. (2013). Self-tuning PID controller for active suspension system with hydraulic actuator. 2013 IEEE Symposium on Computers & Informatics (ISCI), 86-91. <https://doi.org/10.1109/ISCI.2013.6612381>
- Alabousi, M., Wadera, A., Kashif Al-Ghita, M., Kashef Al-Ghetaa, R., Salameh, J. P., Pozdnyakov, A., Zha, N., Samoilov, L., Dehmoobad Sharifabadi, A., Sadeghirad, B., Freitas, V., McInnes, M. D., & Alabousi, A. (2021). Performance of Digital Breast Tomosynthesis, Synthetic Mammography, and Digital Mammography in Breast Cancer Screening: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of the National Cancer Institute*, 113(6), 680-690. <https://doi.org/10.1093/jnci/djaa205>
- Almabrok, A., Psarakis, M., & Dounis, A. (2018). Fast Tuning of the PID Controller in An HVAC System Using the Big Bang-Big Crunch Algorithm and FPGA Technology. *Algorithms*, 11(10), 146. <https://doi.org/10.3390/a11100146>
- Álvarez Alvarado, T. (2020). Propuesta para la toma de decisiones en políticas públicas de salud mediante el análisis tecnológico : (caso de estudio cáncer de seno en México). Universidad Nacional Autónoma de México.
- American Cancer Society. (2021). Breast Cancer Early Detection and Diagnosis. Cancer.org
- Arceo-Martínez, M. T., López-Meza, J. E., Ochoa-Zarzosa, A., & Palomera-Sanchez, Z. (2021). Estado actual del cáncer de mama en México: principales tipos y factores de riesgo. *Gaceta Mexicana de Oncología*, 20(3). <https://doi.org/10.24875/j.gamo.21000134>
- Ávila-Tomás, J. F., Mayer-Pujadas, M. A., & Quesada-Varela, V. J. (2021). La inteligencia artificial y sus aplicaciones en medicina II: importancia actual y aplicaciones prácticas. *Atención Primaria*, 53(1), 81-88. <https://doi.org/10.1016/j.aprim.2020.04.014>
- Bazira, P. J., Ellis, H., & Mahadevan, V. (2022). Anatomy and physiology of the breast. In *Surgery (United Kingdom)* (Vol. 40, Issue 2, pp. 79-83). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2021.11.015>
- BD. (2022). Magnum Reusable Core Biopsy Instrument. <https://www.bd.com/en-us/products-and-solutions/products/product-families/magnum-reusable-core-biopsy-instrument>
- Bekelis, K., Radwan, T. A., Desai, A., & Roberts, D. W. (2012). Frameless robotically targeted stereotactic brain biopsy: Feasibility, diagnostic yield, and safety - Clinical article. *Journal of Neurosurgery*, 116(5), 1002-1006. <https://doi.org/10.3171/2012.1.JNS111746>

- Bell, D., & Nightingale, R. (2017). Ultrasound transducer. In Radiopaedia.org. Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-54038>
- Bick, U., Trimboli, R. M., Athanasiou, A., Balleyguier, C., Baltzer, P. A. T., Bernathova, M., Borbély, K., Brkljacic, B., Carbonaro, L. A., Clauser, P., Cassano, E., Colin, C., Esen, G., Evans, A., Fallenberg, E. M., Fuchsjaeger, M. H., Gilbert, F. J., Helbich, T. H., Heywang-Köbrunner, S. H., ... Sardanelli, F. (2020). Image-guided breast biopsy and localisation: recommendations for information to women and referring physicians by the European Society of Breast Imaging. *Insights into Imaging*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/s13244-019-0803-x>
- Bland, K. I., & Copeland, E. M. (2017). *The Breast, Comprehensive management of benign and malignant diseases* (4th ed., Vol. 91). Elsevier Inc.
- Bonate, P. L. (2001). A Brief Introduction to Monte Carlo Simulation. *Clinical Pharmacokinetics*, 40(1), 15-22. <https://doi.org/10.2165/00003088-200140010-00002>
- Carovac, A., Smajlovic, F., & Junuzovic, D. (2011). Application of Ultrasound in Medicine. *Acta Informatica Medica*, 19(3), 168. <https://doi.org/10.5455/aim.2011.19.168-171>
- Carr, J. J., Hemler, P. F., Price, •, Halford, W., Freimanis, R. I., Choplin, R. H., Michael, •, & Chen, Y. M. (2001). Stereotactic Localization of Breast Lesions: How It Works and Methods to Improve Accuracy. <https://doi.org/doi.org/10.1148/radiographics.21.2.g01mr11463>
- CDC. (2021). Breast Cancer. <https://www.cdc.gov/cancer/breast/index.htm>
- Chávarri-Guerra, Y., Villarreal-Garza, C., Liedke, P. E. R., Knaul, F., Mohar, A., Finkelstein, D. M., & Goss, P. E. (2012). Breast cancer in Mexico: A growing challenge to health and the health system. *The Lancet Oncology*, 13(8). [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(12\)70246-2](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(12)70246-2)
- Cheng, J., Li, J., Liu, G., Shui, R., Chen, S., Yang, B., & Shao, Z. (2022). Diagnostic performance of a novel high-resolution dedicated axillary PET system in the assessment of regional nodal spread of disease in early breast cancer. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 12(2), 1109-1120. <https://doi.org/10.21037/qims-21-388>
- Chopra, V., Singla, S. K., & Dewan, L. (2014). Comparative Analysis of Tuning a PID Controller using Intelligent Methods. *Acta Polytechnica Hungarica*, 11, 235-249.
- Diagnóstico y Tratamiento de Cáncer de Mama en Segundo y Tercer nivel de Atención, Pub. L. No. IMSS-232-09, Guía de Práctica Clínica (2009).
- Corindus Vascular Robotics Inc. (2020, February). CorPath GRX. CorPath GRX. <https://www.corindus.com/corpath-grx/what-is-robotic-assisted-intervention>

- della Vedova, M., & Facchinetti, T. (2018). Finite State Machine. Università Di Pavia . https://robot.unipv.it/toolleoo/teaching/docs_robotics/fsm.pdf
- Densford, F. (2020, February). Surgical Bot Maker Medtech Surgical Sells 10 ROSA Units, Looks to Shift Surgical "Status Quo". Mass Device. <https://www.massdevice.com/surgical-bot-maker-medtech-surgical-sells-10-rosa-units-looks-shift-surgical-status-quo/>
- Díaz, C. E., Fernández, R., Armada, M., & García, F. (2017). A research review on clinical needs, technical requirements, and normativity in the design of surgical robots. In *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* (Vol. 13, Issue 4). John Wiley and Sons Ltd. <https://doi.org/10.1002/rcs.1801>
- Dogangil, G., Davies, B. L., & Rodriguez Y Baena, F. (2010). A review of medical robotics for minimally invasive soft tissue surgery. In *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* (Vol. 224, Issue 5, pp. 653-679). <https://doi.org/10.1243/09544119JEIM591>
- Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. M. (2015). *Gray's Anatomy* (4th ed.). Elsevier Inc.
- Drake, R. L., Vogl, A. W., Tibbitts, R., & Richardson, P. (2020). *GRAY'S ANATOMY FOR STUDENTS* (Fourth Edition). Elsevier .
- Elder A P Amar M L J Apuzzo, J. B. (2009). 42 Stereotactic and Image-Guided Biopsy. In *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery*. Springer. https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6_42
- Escorcía Hernández, J. M. (2016). ANÁLISIS, DISEÑO, CONSTRUCCIÓN Y CONTROL DE UN ROBOT PARALELO TIPO DELTA DE TRES GRADOS DE LIBERTAD. Universidad Politécnica de Tulancingo.
- Eto, M., & Naito, S. (n.d.). *Robotic Surgery Assisted by the ZEUS System*.
- Feingold, D. (1999). *Health Screening Recommendations for Children & Adolescents*.
- Fomenko, A., & Serletis, D. (2018). Robotic Stereotaxy in Cranial Neurosurgery: A Qualitative Systematic Review. *Neurosurgery*, 83(4), 642-650. <https://doi.org/10.1093/neuros/nyx576>
- Gao, Y., Moy, L., & Heller, S. L. (2021). Digital breast tomosynthesis: Update on technology, evidence, and clinical practice. *Radiographics*, 41(2), 321-337. <https://doi.org/10.1148/rg.2021200101>
- GLOBOCAN. (2020). IARC - Mexico.

- Greenemeier, L. (2014). Robotic Surgery Opens Up. *Scientific American*. <https://www.scientificamerican.com/article/robotic-surgery-opens-up/>
- Gudiño-Lau, J., Narrarro-Gutierrez, H., Alcalá-Rodríguez, J., & Charre-Ibarra, S. (2017). Diseño de un robot delta y su análisis cinemático. In *Junio* (Vol. 3, Issue 8).
- Ho, C., Tsakonas, E., & Tran, K. (2011). Robot-Assisted Surgery Compared with Open Surgery and Laparoscopic Surgery: Clinical Effectiveness and Economic Analyses Ottawa (CADTH Technology Report, No. 137.) Table 16, Capital and Operating Costs of da Vinci Surgical System. In Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK168933/table/T16/>
- Huang, T. T. (1990). Breast and Subscapular Pain Following Submuscular Placement of Breast Prostheses. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 86(2), 275-280. <https://doi.org/10.1097/00006534-199008000-00012>
- INEGI. (2021). ESTADÍSTICAS A PROPÓSITO DEL DÍA MUNDIAL DE LA LUCHA CONTRA EL CÁNCER DE MAMA (19 DE OCTUBRE). <https://news.un.org/es/story/2021/02/1487492>
- Intuitive Surgical Inc. (2020). Intuitive Surgical Inc. Products and Devices. <https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci>
- Johns Hopkins Medicine. (2022). Breast Conserving Surgery (Lumpectomy). <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/breast-conserving-surgery>
- Kalinyak, J. E., Schilling, K., Berg, W. A., Narayanan, D., Mayberry, J. P., Rai, R., DuPree, E. B., Shusterman, D. K., Gittleman, M. A., Luo, W., & Matthews, C. G. (2011). PET-Guided Breast Biopsy. *The Breast Journal*, 17(2), 143-151. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4741.2010.01044.x>
- Kumar, R., Singla, S. K., & Chopra, V. (2015). Comparison among some well known control schemes with different tuning methods. *Journal of Applied Research and Technology*, 13(3), 409-415. <https://doi.org/10.1016/j.jart.2015.07.007>
- Kuo, Y. L. (2016). Mathematical modeling and analysis of the Delta robot with flexible links. *Computers and Mathematics with Applications*, 71(10), 1973-1989. <https://doi.org/10.1016/j.camwa.2016.03.018>
- Latarjet, M., & Liard Ruiz, A. (2011). *Anatomía Humana* (4th ed.). Médica Panamericana.
- Learn Surgery Online. (2022). Anatomy of the thorax. <https://learnsurgeryonline.com/the-breasts/>

- Lefranc, M., Capel, C., Pruvot, A. S., Fichten, A., Desenclos, C., Toussaint, P., le Gars, D., & Peltier, J. (2014). The impact of the reference imaging modality, registration method and intraoperative flat-panel computed tomography on the accuracy of the ROSA® stereotactic robot. *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, 92(4), 242-250. <https://doi.org/10.1159/000362936>
- Li, Y., Hannaford, B., & Rosen, J. (2019). Raven: Open Surgical Robotic Platforms. <http://arxiv.org/abs/1906.11747>
- Liu, X. J., Wang, J., Oh, K. K., & Kim, J. (2004). A new approach to the design of a DELTA robot with a desired workspace. *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications*, 39(2), 209-225. <https://doi.org/10.1023/B:JINT.0000015403.67717.68>
- Liu, X.-J., Wang, J., & Zheng, H. (2003). Workspace atlases for the computer aided design of the Delta robot. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part C: J. Mech. Eng. Sci.*, 217, 861-869.
- Losken, A. (2017). 4 Applied Anatomy and Breast Aesthetics: Definition and Assessment. In A. Losken, M. Hamdi, & H. Zaha (Eds.), *Partial Breast Reconstruction*. Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/b-0037-144849>
- Lucas, G. (1977). *Star Wars*. Lucas Films.
- Luiten, J. D., Voogd, A. C., Tjan-Heijnen, V. C. G., Wesseling, J., Luiten, E. J. T., & Duijm, L. E. M. (2019). Utility of diagnostic breast excision biopsies during two decades of screening mammography. *Breast*, 46, 157-162. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2019.05.018>
- Mann, R. M., Cho, N., & Moy, L. (2019). Breast MRI: State of the art. *Radiology*, 292(3), 520-536. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182947>
- Marescaux, J., & Rubino, F. (2003). The ZEUS robotic system: Experimental and clinical applications. In *Surgical Clinics of North America* (Vol. 83, Issue 6, pp. 1305-1315). W.B. Saunders. [https://doi.org/10.1016/S0039-6109\(03\)00169-5](https://doi.org/10.1016/S0039-6109(03)00169-5)
- Mayol-Cuevas, W. (2022). *Nancy_body.m*. MATLAB Central File Exchange. https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/236-nancy_body-m
- MedlinePlus, & NIH. (2021). Breast Cancer. <https://medlineplus.gov/genetics/condition/breast-cancer>
- Medtech Innovative Surgical Technology. (2020, February). Medtech Innovative Surgical Technology. <http://www.medtech.fr/en/>
- Mexico. Secretaria de Salud. Direccion General de Salud Reproductiva. (2002). *Compendio de anatomia patologica de la glandula mamaria*. Mexico. Secretaria de Salud.

- Microsure Inc. (2020, February). Microsure's MUSA, Superhuman precision in microsurgery. MUSA. <https://microsure.nl/musa>
- Mohar, A., Bargalló, E., Ramírez, M. T., Lara, F., & Beltrán-Ortega, A. (2009). Recursos disponibles para el tratamiento del cáncer de mama en México.
- Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2014). Clinically Oriented ANATOMY. Wolters Kluwer Health.
- Moore, K. L., Dalley, A. F., Agur, A. M. R., & Gutiérrez, A. (2013). Anatomía con orientación clínica. Wolters Kluwer.
- Morelli, L., Guadagni, S., di Franco, G., Palmeri, M., di Candio, G., & Mosca, F. (2016). Da Vinci single site© surgical platform in clinical practice: a systematic review. In *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* (Vol. 12, Issue 4, pp. 724-734). John Wiley and Sons Ltd. <https://doi.org/10.1002/rcs.1713>
- Murphy, A., & Ballinger, J. (2013). MRI physics. In *Radiopaedia.org*. Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-22558>
- Nagra-Mahmood, N., Miller, A. L., Williams, J. L., & Paltiel, H. J. (2021). Breast. In *Pediatric Ultrasound* (pp. 941-967). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-56802-3_20
- National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. (2022, May 11). Image-Guided Robotic Interventions. Science Education. <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/image-guided-robotic-interventions>
- Navarro, R. (2004). Ingeniería de Control, Analógica y Digital (N. Islas L., Ed.; Primera edición). McGraw-Hill Interamericana.
- NeoDynamics. (2022). Needle types. <https://www.neodynamics.com/en-gb/needle-types>
- Netter, F. H. (2007). Atlas de Anatomía Humana (4o). Elsevier.
- Omran, A. R. (1971). The epidemiologic transition: A theory of the epidemiology of population change. *The Milbank Quarterly*, 49(4), 509-538.
- Ozmen, M. M., Ozmen, A., & Koç, Ç. K. (2021). Artificial Intelligence for Next-Generation Medical Robotics. In *Digital Surgery* (pp. 25-36). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-49100-0_3
- Peter J. Woolf. (2009). Chemical Process Dynamics and Control (C. E. University of Michigan, Ed.). University of Michigan .

- Raylman, R. R., Majewski, S., Weisenberger, A. G., Popov, V., Wojcik, R., Kross, B., Schreiman, J. S., & Bishop, H. A. (2001). Positron emission mammography-guided breast biopsy. *Journal of Nuclear Medicine : Official Publication, Society of Nuclear Medicine*, 42(6), 960-966.
- Rey, A. (2020, February). Medtech place un emprunt obligataire de 13,6M€. *La Tribune, Occitane-Montpellier*. <https://objectif-languedoc-roussillon.latribune.fr/innovation/innovation-medicale/2015-12-18/medtech-place-un-emprunt-obligataire-de-13-6-m.html>
- Reynoso-Noverón, N., Villareal-Garza, C., Soto-Perez-de-Celis, E., Arce-Salinas, C., Matus-Santos, J., Ramirez-Ugalde, M. T., Alvarado-Miranda, A., Cabrera-Galeana, P., Meneses-García, A., Lara-Medina, F., Bargalló-Rocha, E., & Mohar, A. (2017). Clinical and Epidemiological Profile of Breast Cancer in Mexico: Results of the Seguro Popular. *Journal of Global Oncology*, 3(6). <https://ascopubs.org/go/authors/open-access>
- Rochat, C. J., Baird, G. L., & Lourenco, A. P. (2020). Digital Mammography Stereotactic Biopsy versus Digital Breast Tomosynthesis-guided Biopsy: Differences in biopsy targets, pathologic results, and discordance rates. *Radiology*, 294(2), 518-527. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019191525>
- Roser, M. (2019). Human Development Index (HDI). *Our World in Data*. <https://ourworldindata.org/human-development-index>
- Rubinstein, R. Y., & Kroese, D. P. (2017). *Simulation and the Monte Carlo Method (Third)*. John Wiley & Sons, Inc.
- Sarvari, P., Sarvari, P., Ramírez-Díaz, I., Mahjoubi, F., & Rubio, K. (2022). Advances of Epigenetic Biomarkers and Epigenome Editing for Early Diagnosis in Breast Cancer. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(17), 9521. <https://doi.org/10.3390/ijms23179521>
- Schleicher, M., & Blasinger, F. (2003). *Control Engineering A guide for beginners (3rd ed.)*. JUMO GmbH & CO.
- SEER Program. (2020). *Cancer Stat Facts: Female Breast Cancer*. National Cancer Institute. <https://seer.cancer.gov/statfacts/html/breast.html>
- SEGOB. (2022, January 1). *Salario Mínimo 2022*. <https://www.gob.mx/stps/prensa/entra-en-vigor-incremento-al-salario-minimo-del-22?idiom=es>
- Siemens Healthcare. (2020). *ARTIS icono*. Siemens Healthcare GmbH ©. *ARTIS Icono*. <https://www.siemens-healthineers.com/angio/artis-interventional-angiography-systems/artis-icono>

- Sigmon, D. f., & Fatima, S. (2022, May). Fine Needle Aspiration. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557486/>
- Spong, M. W., & Fujita, M. (2011). Control in Robotics. www.ieeecss.org.
- Spong, M. W., Hutchinson, S., & Vidyasagar, M. (2005). Robot Modeling and Control. Wiley.
- Staicu, S. (2009). Recursive modelling in dynamics of Delta parallel robot. *Robotica*, 27(2), 199-207. <https://doi.org/10.1017/S0263574708004451>
- Standring, S. (Ed.). (2020). Gray's Anatomy (42nd ed.). Elsevier.
- The Mayo Clinic. (2022). Dense breast tissue. <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/mammogram/in-depth/dense-breast-tissue/art-20123968>
- The World Bank. (2021). The World by income and region . <https://datatopics.worldbank.org/world-development-indicators/the-world-by-income-and-region.html>
- Troccaz, J. (2013). Medical Robotics (J. Troccaz, Ed.). Wiley & Son's.
- Usami, S., Moriya, T., Kasajima, A., Suzuki, A., Ishida, T., Sasano, H., & Ohuchi, N. (2005). Pathological Aspects of Core Needle Biopsy for Non-Palpable Breast Lesions. In *Breast Cancer* (Vol. 12, Issue 4).
- van Mulken, T. J. M., Scharmga, A. M. J., Schols, R. M., Cau, R., Jonis, Y., Qiu, S. S., & van der Hulst, R. R. W. J. (2020). The journey of creating the first dedicated platform for robot-assisted (super)microsurgery in reconstructive surgery. *European Journal of Plastic Surgery*, 43(1). <https://doi.org/10.1007/s00238-019-01563-5>
- van Mulken, T. J. M., Schols, R. M., Scharmga, A. M. J., Winkens, B., Cau, R., Schoenmakers, F. B. F., Qiu, S. S., van der Hulst, R. R. W. J., Keuter, X. H. A., Lauwers, T. M. A. S., Piatkowski, A. A., Hommes, J. E., Deibel, D. S., Budo, J. E. M., Scheerhoorn, J., & Rijkx, M. E. P. (2020). First-in-human robotic supermicrosurgery using a dedicated microsurgical robot for treating breast cancer-related lymphedema: a randomized pilot trial. *Nature Communications*, 11(1). <https://doi.org/10.1038/s41467-019-14188-w>
- Versaggi, S. L., & de Lucio, A. (2021). Breast Biopsy. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559147/>
- Westenend, P. J., Sever, A. R., Beekman-De Volder, H. J. C., & Liem, S. J. (2001). A Comparison of Aspiration Cytology and Core Needle Biopsy in the Evaluation of Breast Lesions. *Cancer Cytopathology*, 93, 146-150. <https://doi.org/10.1002/cncy.22451>
- Williams, R. L. (2016). The Delta Parallel Robot: Kinematics Solutions. University of Ohio.

- Winata, S. (2018). Wireless Teleoperation Control Interface of Articulated Forceps for Minimally Invasive Surgery [Nagoya University]. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.16450.43201>
- Woodworth, G. E., Ivie, R. M. J., Nelson, S. M., Walker, C. M., & Maniker, R. B. (2017). Perioperative Breast Analgesia: A Qualitative Review of Anatomy and Regional Techniques. In *Regional Anesthesia and Pain Medicine* (Vol. 42, Issue 5, pp. 609-631). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1097/AAP.0000000000000641>
- World Health Organization. (2018a). Global Health Observatory. Global Health Observatory. who.int/gho/database/en/
- World Health Organization. (2018b, June 1). Noncommunicable diseases. WHO. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/noncommunicable-diseases>

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Países por nivel de ingreso. Se muestra cada país por nivel de ingreso, con datos del Banco Mundial. (The World Bank, 2021)

Figura 2 Países por mortalidad prematura por cáncer. Se muestran los países con mayor incidencia en muerte prematura por cáncer. En orden de incidencia mayor a menor, azul oscuro, azul claro, naranja, y rojo. (World Health Organization, 2018a)

Figura 3 Expectativa de Vida Saludable, ambos sexos, 2016. Datos de la Organización Mundial de la Salud, Mapa producido por la división de investigación y evidencia de la información de la OMS. (World Health Organization, 2018a)

Figura 4 Estimado de Principal Cáncer causante de muerte por país, en mujeres, en 2020, todas edades. Datos de la GLOBOCAN 2020, mapa creado por la Agencia Internacional para Investigación en Cáncer. (World Health Organization, 2018a)

Figura 5 Cáncer de mayor incidencia por país, en mujeres de todas edades, 2020. Datos proporcionados por GLOBOCAN 2020, Mapa producido por Agencia Internacional para Investigación en Cáncer. (World Health Organization, 2018a)

Figura 6 Mapa de Índice de desarrollo Humano 2017, que considera dimensiones: vida larga y saludable, educación, nivel de vida decente. Datos proporcionados por UNDP 2018. Mapa creado por Our World In Data. (Roser, 2019)

Figura 7 Comparación Incidencia contra Mortalidad por país en CM. Se muestra la incidencia contra mortalidad en cáncer de mama, con datos ajustados a población, donde el tamaño del punto corresponde a la población. México se encuentra en el 40 de incidencia y 10 de mortalidad de color rojo. (GLOBOCAN, 2020)

Figura 8 Incidencia de cáncer de mama en mujeres de 20 años y más por entidad federativa 2019 (Por cada 100 mil mujeres de 20 años y más) (INEGI, 2021)

Figura 9 Porcentaje de tipos de cáncer en México en mujeres. Con información de IARC. Cerca de un tercio de los cánceres detectados en México corresponden a cáncer de mama. (GLOBOCAN, 2020)

Figura 10 Estimado de nuevos casos de CM de 2020 a 2040, en mujeres de 0 a +85 años. Estimación de aumento de casos detectados en los próximos 20 años en México, cerca de un aumento del 35%. (GLOBOCAN, 2020)

Figura 11 Estimado de aumento de muertes de 2020 a 2040 por CM en México. El aumento de muertes previsto para los próximos 20 años en México llega casi a 50%. (GLOBOCAN, 2020)

Figura 12 Distribución de radiooncólogos en la red de centros estatales de cáncer, INCan y hospitales federales. Se puede observar el rastro de la centralización de los servicios de salud. (Mohar et al., 2009)

Figura 13 Comparación entre equipo Da Vinci Xi y FX-series medical assistant droid de la Saga de Star Wars. (Intuitive Surgical Inc., 2020; Lucas, 1977)

Figura 14 Equipo ZEUS desarrollado por AESOP. Distribución de brazos robóticos montados en cama operatoria (izq.). Consola Zeus con 2 brazos robóticos (der.). (Eto & Naito, n.d.)

Figura 15 SurgiScope montado sobre la mesa de operación, Universidad Humboldt en Berlín, en el Laboratorio de Robótica Quirúrgica. (Fotografía cortesía de: Prof. Dr. Tim C. Lueth) Fuente: Parallelic.

Figura 16 Equipo ROSA desarrollado por Medtech Innovative Surgical Technology (izq.). Equipo Rosa montado en un MRI para realizar procedimientos guiados por imagen (der.). (Rey, 2020)

Figura 17 Plataforma Robótica de RAVEN II. (Li et al., 2019)

Figura 18 Sistema MUSA, desarrollado por Microsure Inc. (Microsure Inc., 2020)

Figura 19 Sistema MUSA montado en mesa de operaciones para microcirugía (izq.). Esquema de montaje de sistema MUSA. 1) Anillo de suspensión, 2) interfaz de usuario, 3) brazos robóticos, 4) pedales (der.) (Microsure Inc., 2020; van Mulken, Scharmga, et al., 2020)

Figura 20 Sistema Robótico Da Vinci Xi. (Intuitive Surgical Inc., 2020)

Figura 21 Estación de ARTIS Icono, desarrollado por Siemens. (Siemens Healthcare, 2020)

Figura 22 Estacion ARTIS Icono con equipo de Angiocirugía. (Siemens Healthcare, 2020)

Figura 23 Sistema VESPA desarrollado por Intuitive Surgical Inc. con tecnología single port que permite operar desde un único orificio con diversos instrumentales, mostrados de lado derecho. (Intuitive Surgical Inc., 2020; Morelli et al., 2016)

Figura 24 Etapas de Desarrollo de Tanner del seno. De arriba a abajo: Etapa 1, tejido glandular del seno no palpable; Etapa 2, Bulto palpable detrás de areola; Etapa 3, tejido palpable fuera de areola, no hay desarrollo areolar; Etapa 4, elevación de areola sobre el

contorno del seno; Etapa 5, bulto areolar desaparece, se produce una hiperpigmentación y protrusión del pezón (Nagra-Mahmood et al., 2021).

Figura 25 Estructura del seno. Se muestran los tejidos que componen el seno de arriba a abajo, Piel, Musculo Pectoral Mayor, Ligamento Suspensorio, Tejido Adiposo, Areola, Pezón, Terminal de Ducto lactífero, seno lactífero, ducto lactífero, lóbulo que contiene alveolos, lóbulo (derecha e izquierda), y primera costilla (esquina superior derecha) (Nagra-Mahmood et al., 2021)

Figura 26 Estructura de la Glándula Mamaria. De arriba a abajo Capa superficial de la fascia superficial, lóbulo glandular, desembocadura de ducto galactóforo, seno galactóforo, ducto galactóforo. (Losken, 2017)

Figura 27 Irrigación de la glándula mamaria. Se muestra la localización de las arterias que irrigan los tejidos en la mama, en vista superior (arriba) y vista frente oblicua (abajo). (Losken, 2017)

Figura 28 Distribución de venas en seno. Se muestra la localización de las venas y como se ramifican a partir de la vena axilar y la vena interna torácica. (Learn Surgery Online, 2022)

Figura 29 Localización de conductos y nódulos linfáticos para drenaje de los tejidos en el seno. (Standring, 2020)

Figura 30 Inervación del seno. Se muestra la distribución y origen de los nervios que actúan en el seno. (Woodworth et al., 2017)

Figura 31 Estructura del seno. a) vista frontal de estructura del seno; b) vista lateral del seno comparando, parte superior en un seno no lactante, parte inferior de un seno durante lactancia. (Standring, 2020)

Figura 32 Tipos comunes de cáncer de mama. (Sup. Izq.) Carcinoma Ductal In Situ, contenido dentro del ducto. (Sup. Der.) Carcinoma Ductal Invasivo, células cancerígenas propagadas en tejido circundante. (Inf. Izq.) Carcinoma Lobular In Situ, contenido dentro del lóbulo. (Inf. Der.) Carcinoma Lobular Invasivo, Células cancerígenas propagadas en tejido circundante. (Sarvari et al., 2022)

Figura 33 Carcinoma Ductal in Situ. Estructura de la glándula mamaria en el seno (izq.). Comparación entre ducto normal y ducto con células anormales contenidas dentro del ducto (der.) (MedlinePlus & NIH, 2021).

Figura 34 Carcinoma Lobulillar in Situ. Estructura de glándula mamaria (izq.). Comparación de lóbulo normal y lóbulo con células anormales contenidas en su interior (der.). (MedlinePlus & NIH, 2021)

Figura 35 Biopsia por Aspiración con Aguja fina guiada por US. Diagrama de procedimiento de biopsia manual por FNA guiada con equipo de US. (American Cancer Society, 2021)

Figura 36 Diagrama de biopsia con Tru-cut. Se muestra cómo se realiza una toma de tejido por biopsia con dispositivo Tru-cut manualmente para tejido sospechoso en parte superior del seno. (American Cancer Society, 2021)

Figura 37 Dispositivo Magnum para disparo de biopsias tru-cut. (BD, 2022)

Figura 38 Agujas desechables para Biopsias de corte de diferentes calibres. (BD, 2022)

Figura 39 Diagrama de funcionamiento de punta de aguja de biopsia por aspiración. (NeoDynamics, 2022)

Figura 40 Diagrama de cirugía lumpectomía. En este tipo de cirugía, se remueve una zona en donde se encuentra una masa sospechosa, retirando también un margen extra alrededor para asegurarse que no queden restos. (Johns Hopkins Medicine, 2022)

Figura 41 Uso y desuso de biopsia quirúrgica en pacientes sospechosos de CM. Gráfica que muestra el decaimiento de uso de biopsia quirúrgica como primera opción de biopsia, y su aumento como opción secundaria. (Luiten et al., 2019)

Figura 42 Comparación de funcionamiento de toma de imagen estereotáxica. (izq.) Toma de imagen estereotáxica con equipo Fischer; (der.) Toma de imagen estereotáxica con equipo Lorad (Carr et al., 2001)

Figura 43 Comparación de tejidos mamarios. A) Seno con tejido de densidad baja; B) Seno con tejido de densidad media, aun es clara la imagen de la glándula; C) Seno con densidad considerable, poca visión para identificar; D) seno con alta densidad de la glándula mamaria, identificación no viable por este medio de visualización. (The Mayo Clinic, 2022)

Figura 44 Diagrama de transductor utilizado en equipo de ultrasonido. Se muestran los componentes de un transductor para equipo de ultrasonido. Cortesía de Dr Rachael Nightingale, Radiopaedia.org, rID: 54040 (Bell & Nightingale, 2017)

Figura 45 Imagen de MRI de seno con tejido sospechoso. (Mann et al., 2019)

Figura 46 Protocolo de toma de imágenes por MRI a paciente. Se muestra la serie de imágenes tomadas a paciente para aprovechar cada parte del procedimiento y lograr una mejor visualización del tejido mamario. (Mann et al., 2019)

Figura 47 Procedimiento de biopsia guiada por PEM. Diagrama que muestra el procedimiento para la localización del tejido sospechoso, alineamiento de aguja de biopsia y visualización posterior a toma de muestra. (Kalinyak et al., 2011)

Figura 48 Comparación de Imagen por Mastografía y Tomosíntesis. a) Mastografía de seno con alta densidad, sin visibilidad clara de cuerpo sospechoso; b) Tomosíntesis de seno, se puede identificar masa sospechosa en margen y limitación. (Gao et al., 2021)

Figura 49 Esquema de robot delta. Fuente: Propia

Figura 50 Clasificación de espacios de trabajo. La diferenciación de espacios de trabajo cambia dependiendo de las longitudes de los robots paralelos. (Liu et al., 2003)

Figura 51 Control PD implementado para controlar la temperatura de un horno. (sup. der.) gráfica de setpoint deseado; (inf. der.) salida de control de temperatura; (sup. Izq.) respuesta de parte proporcional del control al cambio de setpoint; (inf. izq.) componente Derivativa del control en respuesta a los cambios bruscos en la señal. (Schleicher & Blasinger, 2003)

Figura 52 Espacio de trabajo de robot tipo delta. Vista en perspectiva. Fuente: propia.

Figura 53 Espacio de trabajo de robot delta. Vista desde eje X con ligera perspectiva generado con Matlab. Fuente: Propia

Figura 54 Espacio de trabajo de robot delta. Vista superior de espacio de trabajo, generado en Matlab con precisión de 1 grado por coordenada. Fuente: Propia.

Figura 55 Esquema de robot delta en máxima extensión. La máxima extensión de los brazos del robot es a 80° en theta. Generado en Matlab. Fuente: Propia.

Figura 56 Esquema de robot delta en su mínima extensión, a -30° sobre el plano (X, Y,0), generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 57 Espacio de trabajo útil y espacio de trabajo residual. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 58 (Sup) Vista en perspectiva del espacio de trabajo útil sobre modelo de paciente; (inf.) vista superior de espacio de trabajo útil sobre modelo de paciente. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 59 Grafica de señales de entrada para trayectoria del robot. Generado en Simulink. Fuente: propia.

Figura 60 Gráfica de datos obtenidos de salida del Modelo cinemático. Generado en Simulink. Fuente: Propia.

Figura 61 Diagrama de Simulink de Cinemática Inversa. Fuente: propia.

Figura 62 Diagrama de Simulink de Cinemática Directa. Se muestra desde la señal de entrada hasta los datos de salida de la cinemática directa. Fuente: propia.

Figura 63 Gráfica de datos de salida de cinemática directa. Se muestra el desplazamiento en X, Y & Z a través del tiempo de simulación. Generado en Simulink. Fuente: propia.

Figura 64 Diagrama de Simulink para simulación de dinámica de control, que incluye los parámetros de desempeño. Fuente: propia.

Figura 65 Simulación de trayectoria de biopsia. Serie de datos generados por la dinámica programada, siguiendo la señal de trayectoria de entrada en la figura 48. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 66 Diagrama de robot delta con trayectoria simulada. Se muestra en punto máximo, de inserción de aguja. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 67 Espacio de trabajo con trayectoria simulada marcada. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 68 Cambio en los ángulos theta 1,2 & 3 contra el tiempo con datos obtenidos de modelo dinámico. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 69 Gráfica de comparación entre señal de entrada de trayectoria y datos de salida del modelo dinámico del robot. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 70 Diagrama de robot delta con espacio de trabajo completo y trayectoria simulada. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 71 Esquema en Simulink de modelo dinámico de robot delta con generador de perturbación en salida de señal de theta1. Generado en Simulink. Fuente: propia.

Figura 72 Señal de perturbación generada tipo step. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 73 Comparación de señales de entrada y de salida con perturbación. En el Segundo 4 se ve la perturbación generada y el tiempo que tarda en corregir la trayectoria. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 74 Gráfica de señal de entrada de theta 1 y salida de theta 1 con perturbación en el segundo 4. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 75 Gráfica de trayectoria con perturbación en θ_1 . Se observa la perturbación generada por la señal añadida, dando un salto de 8cm. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 76 Señal de perturbación estacionaria. Se observa una señal de amplitud de 1.5 grados y frecuencia de 0.2Hz. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 77 Gráfica de comparación entre señal de entrada para θ_1 y señal con perturbación de θ_1 . Se observa un desfase estacionario en la señal. Generado en Matlab. Fuente: propia.

Figura 78 Gráfica de comparación entre señal de entrada para X, Y & Z y datos de salida generados por el modelo dinámico con la perturbación estacionaria. Generado en Matlab. Fuente: propia.

