



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA**

**Detección de la urgencia miccional mediante espectroscopía
funcional del infrarrojo cercano**

Tesis que presenta

Jesús Fausto Córdova Manzo

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Directores de la Tesis:

Dr. Arturo Vera Hernández
Dra. Josefina Gutiérrez Martínez

Ciudad de México

Diciembre, 2024

Agradecimientos

Agradezco a Dios, por permitirme terminar otra etapa de mi formación.

A mis papás Dr. Jesús Fausto Córdova Escobedo y Lic. Silvia Manzo Martin, por tener paciencia, darme siempre su apoyo y entusiasmo.

A mi hermana Hannia Karyme Córdova Manzo, por obligarme a ser mejor y escuchar mis propuestas de ideas.

Al Dr. Arturo Vera Hernández y Dr. Lorenzo Leija Salas, por integrarme al mejor laboratorio de la Sección de Bioelectrónica, por su buena orientación y su apoyo incondicional.

A la Dra. Josefina Gutiérrez Martínez por concebir el proyecto y darme la oportunidad de trabajar en este.

Al Dr. Carlos Alvarado Serrano porque me motivó a echarle ganas desde el ingreso, por su compromiso, dedicación y apoyo.

A los auxiliares del laboratorio, por su compromiso y disponibilidad Hugo y Rubén.

A mis compañeros de laboratorio: Daniel Acosta, Mariles, Carlos, Pintor, Mario, Laly, Juan, Dani, Perla, Toño, por su constante retroalimentación y hacer la convivencia dentro de LAREMUS más amena.

A mis amigos fuera de las paredes del laboratorio: Gibran, Abraham, Ramón y José por hacer la convivencia dentro de CINVESTAV más amena.

Agradezco a los egresados de LAREMUS, que son unos formidables investigadores, he tenido la dicha de compartir palabra con estos referentes y me motivan a seguirles el paso: Dr. Mario Ibrahin Gutiérrez Velasco, Dra. Citlalli Jessica Trujillo Romero, Dra. Cinthya Lourdes Toledo Peral, Dr. Jorge Airy Mercado Gutiérrez.

Especial agradecimiento al M. en C. Gabriel Vega Martínez por compartir conmigo parte de las problemáticas referentes al NIRS, su buen consejo y su camaradería. Finalmente, agradecer Dr. Wilfrido Gómez Flores, por su asesoría en la estadística pertinente al proyecto.

Contenido

Resumen	9
Abstract.....	10
Capítulo 1. Introducción.....	11
1.1 Importancia de la detección de desórdenes vesicales.....	11
1.2 Prevalencia de la vejiga neurogénica.....	11
1.3 Solución propuesta	12
1.4 Estructura de la tesis.....	12
Capítulo 2. Antecedentes.....	15
2.1 Sistema urinario.....	15
2.1.1 Uréteres.....	15
2.1.2 Vejiga: anatomía e histología.....	16
2.1.3 Uretra	17
2.2 Ciclo miccional (CM).....	17
2.2.1 Fase de llenado	17
2.2.2 Fase de micción	18
2.2.3 Regulación nerviosa de la micción.....	18
2.2.4 Alteraciones en la micción	18
2.2.5 Vejiga neurogénica.....	19
2.3 Parámetros urodinámicos	20
2.3.1 Flujo urinario	20
2.3.2 Presión vesical	21
2.4 Cistometría: Sistema de medición clínico estándar.....	23
2.5 Espectroscopía del infrarrojo cercano (NIRS).....	24
2.5.1 Señal de espectroscopía funcional del infrarrojo cercano.....	25
2.5.2 Técnicas NIRS.....	26
2.5.3 Ley de Lambert.....	27
2.5.4 Ley de Beer-Lambert modificada.....	28
Capítulo 3. Estado del arte.....	32
Capítulo 4. Planteamiento del problema	39

Capítulo 5. Objetivos.....	41
5.1 Objetivo general	41
5.2 Objetivos particulares.....	41
Capítulo 6. Metodología.....	42
6.1 Montaje experimental del sensor fNIRS	42
6.1.1 Sensor de espectroscopía funcional del infrarrojo cercano	43
6.1.2 Colocación del sensor.....	43
6.1.3 Ecografía vesical.....	44
6.1.4 Software OpenSignals	46
6.2 Propuesta de protocolo de determinación de la urgencia urinaria.....	47
6.2.1 Objetivos generales del protocolo	47
6.2.2 Objetivos particulares del protocolo.....	47
6.2.3 Criterios de inclusión y exclusión	48
6.2.4 Metodología para la medición de los cambios de concentración de hemoglobina en personas sanas con la vejiga llena.....	48
6.3 Procesamiento digital de la señal	52
6.3.1 Función de transferencia: De valores digitales a corriente.....	52
6.3.2 Filtro Butterworth pasa banda	52
6.3.3 Filtro de media móvil (FMM)	53
6.3.4 Aplicación de la Ley de Beer-Lambert modificada.....	54
6.4 Extracción de características	57
6.4.1 Características temporales	57
6.4.2 Características frecuenciales.....	58
6.4.3 Características basadas en estadística.....	59
6.5 Análisis e interpretación de resultados	60
6.5.1 Análisis de ANOVA.....	60
6.5.2 Prueba post hoc de Tukey.....	60
6.5.3 Interpretación de los resultados	60
6.5.4 Clasificador basado en desviación estándar para la detección de la urgencia miccional.....	61
Capítulo 7. Resultados.....	63

7.1	Montaje experimental del sensor fNIRS	63
7.2	Protocolo de determinación de la urgencia urinaria	64
7.3	Procesamiento digital de la señal	66
7.3.1	Conversión de valores digitales a corriente	66
7.3.2	Espectro de amplitud de la señal original y la filtrada	66
7.3.3	Filtro de media móvil (FMM)	68
7.3.4	Aplicación de la Ley de Beer-Lambert modificada.....	69
7.4	Extracción de características	70
7.4.1	Características temporales de la señal NIRS	70
7.4.2	Características frecuenciales de la señal NIRS.....	70
7.4.3	Características basadas en estadística de la señal NIRS.....	71
7.4.4	Características temporales de los cambios de concentración de O ₂ Hb y HHb	72
7.4.5	Características frecuenciales de Δ O ₂ Hb y Δ HHb.....	72
7.4.6	Características basadas en estadística de Δ O ₂ Hb y Δ HHb.....	72
	Tabla 5. Características temporales de Δ O ₂ Hb y Δ HHb.	76
7.5	Análisis e interpretación de resultados	79
7.5.1	Análisis de ANOVA.....	79
7.5.2	Prueba post hoc de Tukey.....	79
7.5.3	Interpretación de los resultados	84
7.5.4	Clasificador basado en SD para la detección de la urgencia miccional	85
8.	Conclusiones.....	89
9.	Trabajo Futuro	91
10.	Publicaciones	92
	Referencias	93
	Anexo A: Consentimiento informado	99
	Anexo B: Formato de Entrevista Clínica.....	102
	Anexo C: Código fuente para el procesamiento de la señal NIRS y la extracción de características.....	103

Lista de Tablas

Tabla 1. Especificaciones del sensor fNIRS.....	43
Tabla 2. Resultados de la Entrevista Clínica de los 10 pacientes.....	65
Tabla 3. Características temporales de la señal NIRS de los sujetos de prueba.....	73
Tabla 4. Característica basadas en estadística de la señal NIRS de los sujetos de prueba. ..	74
Tabla 5. Características temporales de ΔO_2Hb y ΔHHb	76
Tabla 6. Característica basadas en estadística de ΔO_2Hb y ΔHHb	77
Tabla 7. ANOVA y prueba de Tukey de los 14 parámetros de la señal NIRS de los 10 sujetos de prueba para la corriente del infrarrojo (IR), rojo (R), los cambios de concentración de HHb y O_2Hb	79
Tabla 8 Características cuyo valor p de ANOVA es inferior (verde) o superior (rojo) a α . 81	
Tabla 9 Detección de la urgencia miccional de los sujetos de prueba basándose en la SD . 85	

Lista de Figuras

Figura 1. Esquema de una vejiga de hombre adulto.....	15
Figura 2. Esquema de las capas de la pared de la vejiga [7].	16
Figura 3. Elementos básicos de la uroflujometría [3].....	21
Figura 4. Presión vesical durante la fase de llenado y vaciado [14].....	22
Figura 5. Cistometrograma de paciente con capacidad de vejiga normal. La PI crece moderadamente durante la fase de llenado y el decaimiento brusco de la presión durante la contracción en el vaciado [5].....	23
Figura 6. Esquema una cistometría para medir la presión del detrusor [11].....	24
Figura 7. Contribuciones de la señal NIRS.	26
Figura 8. Espectro de absorción de la hemoglobina oxigenada (O ₂ Hb) en trazo rojo.	28
Figura 9. Trayectorias de la luz detectada cuando se propaga.	28
Figura 10. Kit de sensor de Biosignalplux.	42
Figura 11. Señal NIRS con señal interferentes provenientes de la variación de intensidad de luz ambiental.....	44
Figura 12. Panel de control del equipo de US Aloka Prosound 6.	45
Figura 13. Ventana de Encontrar y configurar dispositivos.	46
Figura 14. Interfaz de OpenSignals.	47
Figura 15. Plano sagital de una ecografía de vejiga.	50
Figura 16. Colocación del sistema: sensor NIRS (en azul), hub (verde) y computadora (gris).	51
Figura 17. Colocación del sensor en la zona suprapúbica.....	63
Figura 18. Vista lateral de la colocación del sensor NIRS.	63
Figura 19. Señal fNIRS adquirida durante el CM del sujeto de prueba 1.	64
Figura 20. Aplicación de la función de transferencia para obtener valores de corriente.	66
Figura 21. Espectro de amplitud de la señal original.	66
Figura 22. Espectro de amplitud de 0 a 1 Hz de la señal original.	66
Figura 23. Espectro de amplitud de la señal filtrada.	67
Figura 24. Espectro de amplitud de 0 a 1 Hz de la señal filtrada.	67
Figura 25. Espectro de amplitud del filtro de media móvil.....	68

Figura 26. Corriente de infrarrojo, rojo, FMM del infrarrojo y FMM del rojo de todo el CM.	68
Figura 27. Corriente del infrarrojo y FMM del infrarrojo durante el inicio de la urgencia y la micción.	69
Figura 28. Cambios de concentración de O ₂ Hb, HHb y H _{tot} durante el CM.....	69
Figura 29. Cambios de concentración de O ₂ Hb, HHb y H _{tot} durante la sensación de urgencia y la micción.	69
Figura 30. RMS de cada ventana rectangular del Sujeto 1.....	70
Figura 31. Frecuencia máxima de cada ventana Hamming del Sujeto 1.....	70
Figura 32. Entropía espectral de cada ventana Hamming del Sujeto 1.	71
Figura 33. Desviación estándar de cada ventana rectangular del Sujeto 1.....	71
Figura 34. RMS de los cambios de concentración de cromóforos de cada ventana del Sujeto 1.	72
Figura 35. Entropía espectral de los cambios de concentración de cromóforos de cada ventana Hamming del Sujeto 1.	72
Figura 36. Desviación estándar de los cambios de concentración de cromóforos de cada ventana del Sujeto 1.....	72
Figura 37. Cajas y bigotes de la SD de la corriente de haz de infrarrojo durante los 3 estadios.	82
Figura 38. Cajas y bigotes de la SD de la corriente de haz de rojo durante los 3 estadios... 82	
Figura 39. Cajas y bigotes de la SD de los cambios de concentración de O ₂ Hb.....	83
Figura 40. Cajas y bigotes de la SD de los cambios de concentración de HHb.	83
Figura 41. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 1.	86
Figura 42. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 2.	87
.Figura 43. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 5.	87
Figura 44. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 6.	88

Resumen

La disfunción vesical, como la vejiga neurogénica, afecta significativamente la calidad de vida de los pacientes y requiere métodos de monitoreo precisos, pero mínimamente invasivos. En esta tesis se propone el uso de un sistema basado en la espectroscopía funcional del infrarrojo cercano (fNIRS) para detectar la urgencia miccional mediante el monitoreo no invasivo de cambios hemodinámicos en el músculo detrusor a lo largo del ciclo miccional en un grupo de 10 sujetos de prueba. El sistema utiliza sensores que emiten luz roja e infrarroja sobre la zona suprapúbica, capturando señales reflejadas que indican variaciones en las concentraciones de hemoglobina oxigenada (O_2Hb) y reducida (HHb) del músculo detrusor. Estas señales son procesadas mediante algoritmos de filtrado digital y la Ley de Beer-Lambert Modificada, permitiendo cuantificar cambios hemodinámicos y extraer características relevantes en los dominios temporal, frecuencial y estadístico.

Los análisis estadísticos, incluyendo ANOVA y pruebas post hoc de Tukey, demostraron que la desviación estándar (SD) de los cambios de hemoglobina varía significativamente entre los diferentes estados del ciclo miccional (con valores de $p = 0.0175$ en la corriente del haz de infrarrojo, $p = 0.0138$ en la corriente del haz rojo, $p = 0.0311$ en los cambios de concentración de hemoglobina reducida y $p = 0.024$ en los cambios de concentración de hemoglobina oxigenada), volviéndolo el parámetro principal para clasificar los estados del ciclo miccional. Al comparar la SD de cada ventana de 15 segundos de los cambios de hemoglobina contra un umbral basado en la distribución normal, se logró detectar la ventana correspondiente a la urgencia miccional. Se consigue determinar con éxito el instante después de la primera sensación y previo a la micción, volviéndolo una herramienta poderosa para el monitoreo vesical.

El enfoque sencillo pero efectivo de emplear la SD como clasificador tiene el potencial de reemplazar métodos invasivos tradicionales como la cistometría, proporcionando una solución más práctica, menos invasiva, accesible y precisa para la detección de la urgencia miccional.

Abstract

Bladder dysfunction, such as neurogenic bladder, significantly impacts patients' quality of life and requires precise yet minimally invasive monitoring methods. This thesis proposes the use of a system based on functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) to detect urinary urgency through non-invasive monitoring of hemodynamic changes in the detrusor muscle throughout the micturition cycle in a group of 10 test subjects. The system utilizes sensors that emit red and infrared light over the suprapubic area, capturing reflected signals that indicate variations in the concentrations of oxygenated (O_2Hb) and reduced hemoglobin (HHb) in the detrusor muscle. These signals are processed using digital filtering algorithms and the Modified Beer-Lambert Law, enabling the quantification of hemodynamic changes and the extraction of relevant features in temporal, frequency, and statistical domains.

Statistical analyses, including ANOVA and post hoc Tukey tests, demonstrated that the standard deviation (SD) of hemoglobin changes varies significantly across different stages of the micturition cycle (with values of $p=0.0175$ for infrared beam current, $p=0.0138$ for red beam current, $p=0.0311$ for changes in reduced hemoglobin concentration and $p=0.024$ for changes in oxygenated hemoglobin concentration), making it the primary parameter for classifying these stages. By comparing the SD of each 15-second window of hemoglobin changes against a threshold based on the normal distribution, the window corresponding to urinary urgency was successfully identified. This approach accurately determines the moment following the first sensation of urgency and prior to micturition, making it a powerful tool for bladder monitoring.

The straightforward yet effective approach of using SD as a classifier has the potential to replace traditional invasive methods like cystometry, providing a more practical, less invasive, accessible, and precise solution for detecting urinary urgency.

Capítulo 1. Introducción

1.1 Importancia de la detección de desórdenes vesicales

La detección temprana de desórdenes vesicales es clave para prevenir complicaciones graves que impactan significativamente la salud del paciente. Cuando la hipertensión vesical se vuelve crónica, puede derivar en enfermedades graves como lo es la disfunción renal [19]. Esta elevación anormal de la presión intravesical suele estar asociada a problemas en la distensibilidad de la pared vesical o a disfunciones del músculo detrusor, que es el músculo responsable de la contracción de la vejiga para expulsar la orina.

Entre las principales complicaciones de la hipertensión vesical se encuentra el daño al tracto urinario superior, causado por el reflujo de orina o la compresión del sistema de drenaje urinario. Cuando la presión intravesical supera los 40 cmH₂O durante la fase de llenado, se incrementa el riesgo de daño renal, ya que la capacidad de los uréteres para drenar correctamente la orina desde los riñones hacia la vejiga se ve comprometida. Esto puede llevar a hidronefrosis (dilatación de los riñones) y un deterioro progresivo de la función renal. Sin un diagnóstico oportuno, los trastornos vesicales derivan en; infecciones recurrentes del tracto urinario, daño renal progresivo y al desarrollo de complicaciones como la hidronefrosis.

1.2 Prevalencia de la vejiga neurogénica

Según el Instituto Nacional de Estadística y Geografía, en 2023 se registraron 34,428 defunciones por enfermedades cerebrovasculares [1]. El 99.5% de los pacientes con enfermedades cerebrovascular desarrollan síntomas de vejiga neurogénica inicialmente, aunque el 80% mejora su disfunción vesical y recupera la continencia en 6 meses [2].

En México, la incidencia de la enfermedad de Parkinson es de 50 casos nuevos por cada 100 mil habitantes al año, según el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. Se estima que entre 300 mil y 500 mil personas en México padecen esta enfermedad [3]. El 93% de los pacientes con Parkinson desarrollan vejiga neurogénica [2].

Se calcula que la incidencia anual de lesión medular (LM) en México es de 18.1 persona por millón de habitantes [4] La incontinencia urinaria afecta al 52.3% de los pacientes con LM,

con una prevalencia en LM traumáticas y no traumáticas de entre 20 y 80% y de entre 5.9 y 90% respectivamente [2]. En México en 2023 la diabetes, se posicionó como la segunda causa de muerte con 59 996 defunciones [1]. La disfunción vesical afecta entre el 43% y el 87% de las personas diabéticas, contribuyendo al aumento de los casos de vejiga neurogénica por daño al sistema nervioso periférico [2].

En México, la incidencia de espina bífida es de 5 por cada 10,000 nacidos [5], la prevalencia de disfunción vesical puede alcanzar hasta el 98%, según estudios urodinámicos [2].

1.3 Solución propuesta

La solución propuesta en esta tesis consiste en un sistema basado en la espectroscopía funcional del infrarrojo cercano para la detección no invasiva de la urgencia miccional. Este enfoque aprovecha las propiedades ópticas de los tejidos para monitorear cambios hemodinámicos en el músculo detrusor, específicamente en las concentraciones de hemoglobina oxigenada (O₂Hb) y reducida (HHb), durante las diferentes etapas del ciclo miccional: llenado, urgencia y vaciado.

El sistema utiliza sensores que emiten haces de luz infrarroja y roja sobre la zona suprapúbica para capturar las señales reflejadas por los tejidos. Estos sensores registran las variaciones en la intensidad de la luz absorbida y dispersada, reflejando los cambios en las concentraciones de hemoglobina en el músculo detrusor durante el ciclo miccional.

A partir de las señales procesadas, se extraen características relevantes en los dominios temporal, frecuencial y estadístico. Estas incluyen métricas como la desviación estándar, la frecuencia media y la varianza, las cuales reflejan patrones específicos de los estados del ciclo miccional. Mediante pruebas estadísticas de ANOVA y pruebas post hoc, se determina con fiabilidad la característica que servirá de clasificador para detectar estados miccionales específicos con precisión.

1.4 Estructura de la tesis

La tesis está organizada en los siguientes capítulos, cada uno enfocado en aspectos clave del desarrollo y validación de la solución propuesta:

Capítulo 1. Introducción

Se presentan los fundamentos teóricos del sistema urinario, el ciclo miccional, las disfunciones miccionales y los métodos de diagnóstico tradicionales. También se introduce la espectroscopía funcional del infrarrojo cercano (fNIRS) como base tecnológica del sistema propuesto.

Capítulo 2. Antecedentes

Se presentan los fundamentos teóricos del sistema urinario, el ciclo miccional, las disfunciones miccionales y los métodos de diagnóstico tradicionales. También se introduce la espectroscopía funcional del infrarrojo cercano (fNIRS) como base tecnológica del sistema propuesto.

Capítulo 3. Estado del Arte

Este capítulo revisa los avances recientes en el uso de la fNIRS para aplicaciones médicas, incluyendo el monitoreo de funciones vesicales. También se analizan estudios previos que utilizan técnicas no invasivas para medir parámetros urodinámicos y se identifican las limitaciones actuales.

Capítulo 4. Planteamiento del Problema

Aquí se detallan las limitaciones de los métodos tradicionales y se justifica la necesidad de una solución no invasiva para la detección de la urgencia miccional.

Capítulo 5. Objetivos

Se establece el objetivo general y los objetivos específicos del proyecto.

Capítulo 6. Metodología

Este capítulo describe el diseño y desarrollo del sistema propuesto, incluyendo el montaje experimental, el protocolo de la captura de datos, el procesamiento digital de señales y la extracción de características.

Capítulo 7. Resultados

Se presentan los hallazgos experimentales del sistema, incluyendo los análisis estadísticos de los datos obtenidos y la validación del clasificador basado en desviación estándar para detectar la urgencia miccional. Los resultados se comparan con métodos tradicionales para evaluar su eficacia.

Asimismo, se interpretan los resultados en relación con los objetivos planteados y el estado del arte. También se discuten las fortalezas, limitaciones y oportunidades de mejora del sistema propuesto.

Capítulo 8. Conclusiones

Se resumen las principales contribuciones de esta tesis: el uso de la desviación estándar como clasificador de las fases del ciclo miccional y la detección de la urgencia miccional mediante un umbral asociado a la desviación estándar.

Asimismo, se destacan las oportunidades para futuros desarrollos, como la integración de técnicas de aprendizaje automático y el diseño de dispositivos portátiles para aplicaciones clínicas.

Capítulo 9. Trabajo Futuro

En este capítulo se identifican posibles líneas de investigación y desarrollos tecnológicos derivados de los resultados obtenidos en esta tesis

Capítulo 10. Publicaciones

Se listan los productos científicos obtenidos de la tesis: publicaciones en revista indexada y en un congreso internacional.

Anexos

Se incluyen los formatos usados en pacientes de acuerdo con los acuerdos de Helsinki como son: la entrevista clínica, consentimiento informado y el código fuente del software específico desarrollado para el procesamiento de la información, información obtenida de cada paciente que participó en la experimentación.

Capítulo 2. Antecedentes

2.1 Sistema urinario

El sistema urinario está compuesto por los órganos encargados de generar, almacenar y excretar la orina. Este sistema se divide en dos partes: el tracto urinario superior, que incluye los riñones y los uréteres, y el tracto urinario inferior, formado por la vejiga y la uretra. [6]. Dentro de las funciones principales del sistema urinario están la eliminación de productos de desecho (como toxinas, drogas y residuos nitrogenados), la regulación de diversos aspectos de la homeostasis (incluyendo el balance hídrico y el equilibrio ácido-base en la sangre), la presión arterial y la producción de glóbulos rojos, entre otros [7].

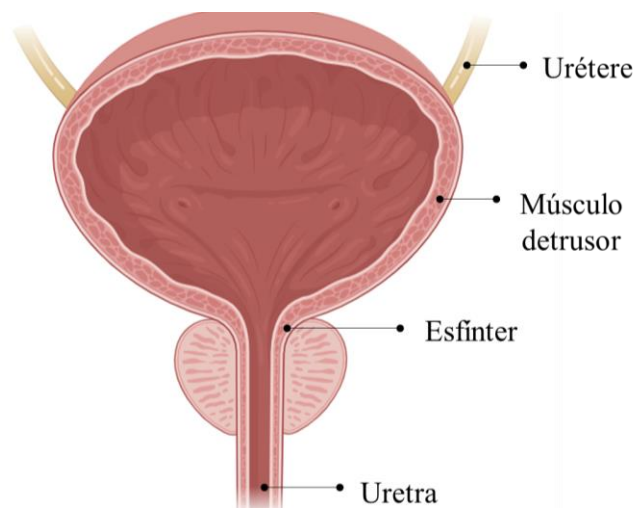


Figura 1. Esquema de una vejiga de hombre adulto.

2.1.1 Uréteres

Los uréteres son el par de tubos estrechos de pared gruesa que unen los riñones con la vejiga. Su largo varía entre 25 y 30 centímetros, mientras que su diámetro oscila entre 1 y 10 milímetros. La orina se transporta a través de los uréteres con dirección a la vejiga mediante movimientos peristálticos de las paredes musculares de los uréteres, los cuales son regulados por el sistema nervioso autónomo, la acción de la presión hidrostática y la gravedad [8].

A medida que la vejiga se va llenando de orina, la presión ejercida provoca la compresión de la entrada de los uréteres, cerrando de manera mecánica las aberturas oblicuas y bloqueando el retorno de la orina. Este proceso es esencial para prevenir infecciones, ya que impide que los microbios de la vejiga lleguen a los riñones [9].

2.1.2 Vejiga: anatomía e histología

La vejiga es un órgano hueco músculo-membranoso distensible, que forma parte del tracto urinario inferior y que recibe la orina de los uréteres para expulsarla a través de la uretra al exterior del cuerpo durante la micción [6] [9]. Los pliegues del peritoneo mantienen la vejiga en su posición. El interior de la vejiga se visualiza realizando una cistoscopia, que permite observar la mucosa vesical, los meatos ureterales y el cuello vesical. Estos tres puntos delimitan el trígono vesical, que es una porción fija y no distensible del órgano [10].

En los hombres, la vejiga se encuentra ubicada frente al recto, mientras que en las mujeres está situada delante de la vagina y por debajo del útero. La capacidad normal de la vejiga varía entre 400 y 500 mL. El deseo de orinar surge cuando se alcanza la denominada *capacidad fisiológica*. Sin embargo, existen discrepancias en la literatura sobre este valor: algunos autores indican que en los hombres la capacidad fisiológica oscila entre 300 y 350 cm³ (cc) [9], mientras que otros sugieren un rango de 150 a 250 mL.

Hay tres capas que forman la pared vesical [10], [11]: (1) La capa interna es la mucosa (que está en contacto con la orina), compuesta por una membrana de epitelio transicional y una lámina propia por debajo de dicha membrana. El epitelio de transición hace posible el estiramiento de la vejiga, otorgándole flexibilidad. (2) La capa muscular intermedia, también denominada *músculo detrusor*, se encuentra alrededor de la mucosa y es el responsable de empujar hacia abajo la vejiga al momento de la micción. Esta a su vez está formada por tres capas de fibras de músculo liso: la capa longitudinal interna, la capa media donde yace un número considerable de fibras circulares y la capa longitudinal externa y (3) la capa más superficial de la vejiga cuya función es delimitar a la vejiga y separarla del aparato digestivo.

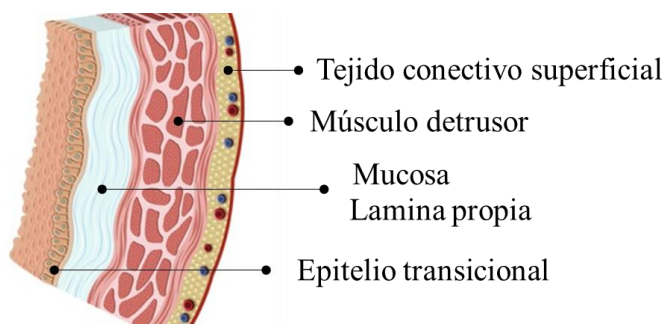


Figura 2. Esquema de las capas de la pared de la vejiga [7].

2.1.3 Uretra

Es un tubo pequeño con pared delgada que sirve de conducto de drenaje entre el orificio uretral interno ubicado en el piso de la vejiga con el exterior del cuerpo [6]. La uretra es la cavidad virtual que funge de acceso para la inserción de los catéteres para llevar a cabo la cistometría, asimismo es la estructura más sometida a daños en sus paredes debido a la fricción que genera la introducción y extracción del catéter durante las prueba urodinámicas.

2.1.4 Esfínteres

Los esfínteres mantienen la orina en la vejiga durante el llenado y facilitan su expulsión hacia el exterior durante la micción [7]. El esfínter interno liso, rodea el cuello vesical y está formado por un engrosamiento de las fibras musculares del detrusor. El esfínter externo estriado, situado alrededor de la uretra está formado por fibras musculares que llegan hasta el cuello vesical. Su control es voluntario y depende del sistema nervioso central [8].

2.2 Ciclo miccional (CM)

El *ciclo miccional* (CM) incluye las etapas de llenado y vaciado de la vejiga urinaria, procedimientos que se rigen por un balance complicado entre los sistemas nerviosos central, autónomo y somático. Este ciclo es crucial para preservar la homeostasis del sistema urinario y su disfunción, tal como sucede en enfermedades como la vejiga neurogénica, puede resultar en problemas serios como infecciones recurrentes de orina, daño renal o incontinencia. La valoración y entendimiento del CM son esenciales para la creación de tecnologías no invasivas que faciliten la identificación precoz de problemas funcionales, como la urgencia miccional, y su correcta gestión clínica.

2.2.1 Fase de llenado

Durante la fase de llenado, la vejiga se adapta al incremento gradual de volumen mediante la relajación del músculo detrusor, lo que permite mantener presiones bajas y asegurar la continencia gracias a la contracción activa del esfínter uretral. Este proceso consiste en un llenado progresivo de la vejiga con orina, hasta que la presión en las paredes vesicales supera un umbral crítico. Una vez alcanzado este umbral, se activa un reflejo nervioso conocido como *reflejo miccional*, que puede desencadenar el vaciado de la vejiga o, en su defecto, generar el deseo de orinar.

2.2.2 Fase de micción

La *micción* es el proceso mediante el cual se produce el vaciado de la vejiga urinaria. Este mecanismo ocurre en el sistema urinario inferior a través de una combinación de contracciones musculares voluntarias e involuntarias [10]. Durante este proceso, el vaciado se inicia por la contracción del músculo detrusor, que rodea la vejiga, junto con la relajación del esfínter uretral interno, permitiendo que la orina fluya hacia la uretra. Además, en la fase de vaciado, la activación del centro miccional pontino (CMP) coordina la contracción del detrusor y la relajación sincronizada de los esfínteres, facilitando la expulsión de la orina.

2.2.3 Regulación nerviosa de la micción

Al alcanzar la capacidad fisiológica, la presión vesical aumenta significativamente, lo que activa los receptores de estiramiento localizados en las paredes vesicales, los cuales transmiten impulsos nerviosos hacia la médula espinal [11]. Estos impulsos se propagan hacia el centro de la micción, situado en los segmentos sacros de la médula espinal (S2 y S3), para desencadenar el reflejo miccional.

En esta etapa, los impulsos parasimpáticos generados en el centro de la micción retornan a la pared de la vejiga y al esfínter uretral interno, provocando la contracción del músculo detrusor y la relajación del músculo esfínter uretral interno; además de la inhibición de las neuronas motoras somáticas inervadas en el músculo del esfínter uretral [10] [11].

La micción sucede cuando la pared vesical se contrae y los esfínteres se relajan. La sensación de plenitud en el llenado de la vejiga brinda un deseo consciente de orinar previo al reflejo miccional [12]. A pesar de que el vaciamiento de la vejiga es propiamente un reflejo, la corteza cerebral puede iniciar o demorar la micción mediante un control del músculo del esfínter uretral externo aprendido a edades tempranas [10].

2.2.4 Alteraciones en la micción

Diversos problemas urológicos impiden una micción normal; las alteraciones miccionales se clasifican en problemas del almacenamiento y del vaciado. A través de estudios urodinámicos se evalúa el comportamiento del músculo detrusor y el sistema esfinteriano para formular un diagnóstico clínico [11] y determinar la causa de la alteración de la micción.

Hay factores que alteran la micción e influyen directamente sobre la vejiga como infecciones del tracto urinario, diuréticos, sedantes, trastornos endocrinos y/o trastornos hipofisarios. Cuando la coordinación nerviosa falla (imposibilitando la micción) se le conoce como *vejiga neurógena*, neurogénica o disfunción miccional neurógena y se producirán alteraciones de la micción, que pueden darse tanto en el almacenamiento de la orina como en el vaciado [11].

2.2.5 Vejiga neurogénica

El término *vejiga neurogénica* se refiere a la disfunción del tracto urinario inferior debido a problemas neurológicos. Se presenta como complicación de enfermedades como esclerosis múltiple, Parkinson, diabetes, enfermedad cerebral vascular, traumatismo medular, lesiones cerebrales, hernia de disco, cirugía pélvica extensa o espina bífida. Esta falta de comunicación entre la vejiga y el cerebro puede resultar en un almacenamiento no adecuado de la orina o no lograr un vaciado completo de la vejiga.

La clasificación de la vejiga neurógena [13] se basa en la ubicación de la lesión ya sea (1) por encima del CMP, provocando una vejiga desinhibida, (2) lesiones de la médula espinal sacra (LMES) que producen una vejiga de neurona motora superior, (3) LMES que dañan el núcleo detrusor, pero no el núcleo pudendo, (4) LMES que no afectan al núcleo detrusor, pero dañan el núcleo pudendo y (5) vejiga de motoneurona inferior por LMES.

Los tratamientos tienen el propósito de minimizar los síntomas asociados a la vejiga neurogénica; pueden incluir el empleo de medicamentos, el vaciado de la vejiga con una sonda a intervalos regulares, la colocación de un manguito artificial alrededor del cuello de la vejiga para retener y liberar la orina, cirugía para eliminar cálculos u obstrucciones, inyecciones de bótox en el músculo de la vejiga y colocación de dispositivos eléctricos para estimular o ralentizar la actividad de la vejiga.

A pesar de que los datos sobre la prevalencia específica de vejiga neurogénica son limitados, los datos indirectos sugieren que esta condición es altamente prevalente en pacientes con enfermedades cerebrovasculares, Parkinson, lesiones medulares y diabetes, con variaciones según la población estudiada y las patologías asociadas.

Para la evaluación de la vejiga neurogénica y su función urinaria, se emplean estudios urodinámicos, tales como la flujometría urinaria, el cistometrograma, la medición de la presión en el punto de fuga de Valsalva y el perfil de presión uretral. En pacientes con vejiga neurogénica y baja distensibilidad, en el punto de escape del detrusor, las presiones superiores a 40 cmH₂O [14], se relacionan con enfermedades como hidronefrosis, lo que incrementa significativamente el riesgo de daño en el tracto urinario superior [15].

Los estudios urodinámicos constituyen el método más objetivo y definitivo para la identificación de anomalías en la vejiga y la uretra tanto en la fase de llenado como en la fase miccional, particularmente en casos de disfunción neurogénica. Es importante destacar que el monitoreo de la presión vesical y del volumen urinario resulta especialmente crucial en pacientes con vejiga neurogénica, dado su impacto en el mantenimiento de la salud vesical. En este contexto, los esfuerzos de la comunidad investigadora se enfocan en el desarrollo de dispositivos, con miras a la futura integración de estos prototipos en la práctica clínica.

2.3 Parámetros urodinámicos

A pesar de que el término *Parámetros urodinámicos* abarca muchos otros aspectos como la función uretral, la sensación, la capacidad cistométrica máxima, la actividad del detrusor, entre otros; a lo largo de este trabajo al referirse a los parámetros urodinámicos, se hace alusión del flujo urinario y la presión vesical.

2.3.1 Flujo urinario

El flujo urinario se refiere a la velocidad a la que se expulsa la orina, expresada en mililitros por segundo (mL/s). Este flujo depende tanto de la fuerza con la que se contrae el músculo detrusor como de la resistencia que ofrece la uretra. Es un método no invasivo para medir la tasa de flujo urinario, el volumen total de orina eliminada y el tiempo que toma alcanzar el flujo máximo. Una uroflujometría normal proporciona información sobre la dinámica de la contracción del detrusor en oposición a la resistencia uretral. Se requiere un volumen mínimo de 150 mL de orina para realizar correctamente la uroflujometría. Sin embargo, la medición del flujo por sí sola no es suficiente para un diagnóstico.

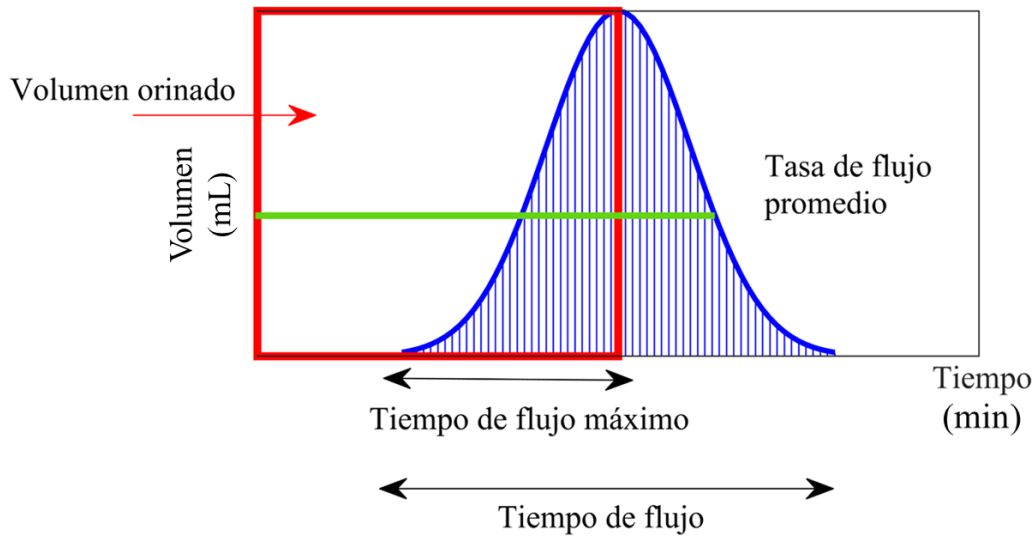


Figura 3. Elementos básicos de la uroflujometría [3].

La micción normal se produce cuando la salida del flujo urinario desde la vejiga se relaja (fase pasiva) al mismo tiempo que el músculo detrusor se contrae (fase activa). Un tracto de salida vesical flexible junto con una contracción adecuada del detrusor da lugar a una curva de flujo con forma de arco y de gran amplitud. En contraste, curvas con formas diferentes, como planas, asimétricas o con varios picos (fluctuantes o intermitentes), indican una micción anormal, aunque estas variaciones no son específicas para determinar causas exactas. La Sociedad Internacional de Continencia menciona que un flujo máximo inferior a 50 mL/s y un volumen evacuado menor de 1000 mL son considerados valores normales en personas sanas [12]. En varones menores de 40 años, el flujo máximo suele ser de 25 mL/s y un flujo de 15 mL/s se considera normal en ausencia de obstrucción en la salida del tracto urinario. En las mujeres, el flujo máximo puede alcanzar hasta 35 mL/s [14].

2.3.2 Presión vesical

El valor basal de la presión vesical oscila entre 5 a 10 centímetros de agua (cmH₂O) [8]. Durante el llenado, la presión permanece baja y suele ser moderada hasta el punto de vaciado donde la presión de la vejiga aumenta bruscamente. El deseo de orinar aparece entre los 150 y 250 mL de orina, no obstante, la presión de llenado del detrusor no varía hasta que se produce una sensación de plenitud (entre 350 y 450 mL) y se ocupa la capacidad de la vejiga.

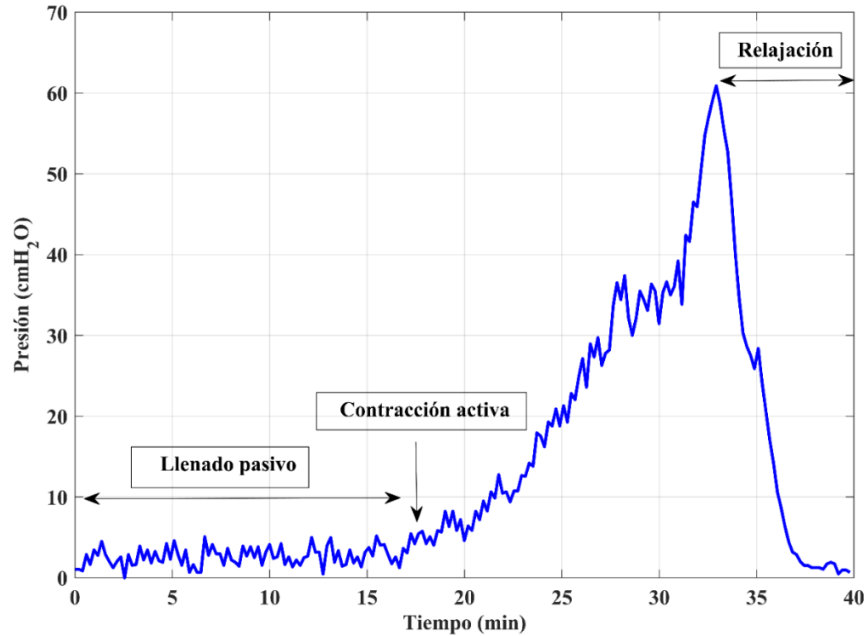


Figura 4. Presión vesical durante la fase de llenado y vaciado [14].

Durante la fase de llenado, se logra mantener una presión vesical prácticamente constante debido a la capacidad de la vejiga de acomodar grandes volúmenes de líquido. A medida que la vejiga acomoda volúmenes progresivamente mayores sin cambios en la presión, los valores de cumplimiento de la vejiga (en inglés: *bladder compliance*) aumentan [10][16].

El parámetro del cumplimiento de la vejiga, también llamado *distensibilidad de la vejiga* (C) se refiere al volumen necesario por una unidad de presión medida durante un llenado cistométrico [17]. Este cálculo es un indicador de la capacidad de adaptación de la vejiga al llenado [16] y de los diferentes mecanismos de la pared vesical al estirarse [18].

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1)$$

Donde

- C es la distensibilidad de la vejiga
- ΔV es el cambio de volumen
- ΔP es el cambio de presión

A pesar de no ser un parámetro que considerar durante el desarrollo del sistema de medición, se puede calcular a partir de los cambios de volumen y presión de la vejiga.

2.4 Cistometría: Sistema de medición clínico estándar

Los dos métodos de llenado para la realización de la cistometría son: (1) el llenado fisiológico. Donde se permite el llenado fisiológico de la vejiga con orina para registrar la presión intravesical (PI) de manera continua durante un CM. En este método, la evaluación de la función vesical se basa en el volumen miccionado suponiendo la ausencia de orina. Además del (2) llenado artificial. Donde se llena la vejiga con agua de manera artificial y se va registrando la PI frente al volumen de agua introducido en la vejiga. Permite determinar con precisión el volumen que distiende la vejiga y las presiones en cada nivel de llenado, no obstante, el mayor inconveniente es que la vejiga se llena más rápido.

Durante la fase de llenado vesical se obtiene una curva cistométrica de la presión de la vejiga contra el volumen de orina, denominada *cistometrograma* [8]. La curva cistométrica normal muestra una PI baja bastante constante hasta que la vejiga ocupa su capacidad total, posteriormente hay un aumento moderado hasta la micción, donde la presión asciende bruscamente para después disminuir abruptamente la PI.

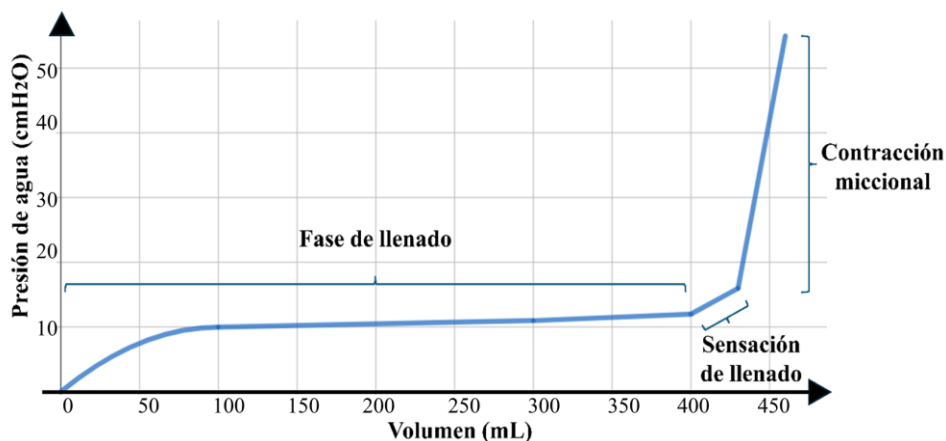


Figura 5. Cistometrograma de paciente con capacidad de vejiga normal. La PI crece moderadamente durante la fase de llenado y el decaimiento brusco de la presión durante la contracción en el vaciado [5].

Mediante la cistometría se evalúan los cambios de la presión vesical durante la fase de llenado. Para ello, el paciente debe adoptar posición de litotomía, para introducirle una sonda por la uretra. Esta sonda tomará registro de la PI durante el llenado artificial de la vejiga [10]. Como la PI es la contribución de la presión que ejerce el músculo detrusor más la ejercida por los intestinos (presión de referencia) sobre la vejiga, es necesario colocar una sonda por vía rectal para el registro de la presión de forma diferencial.

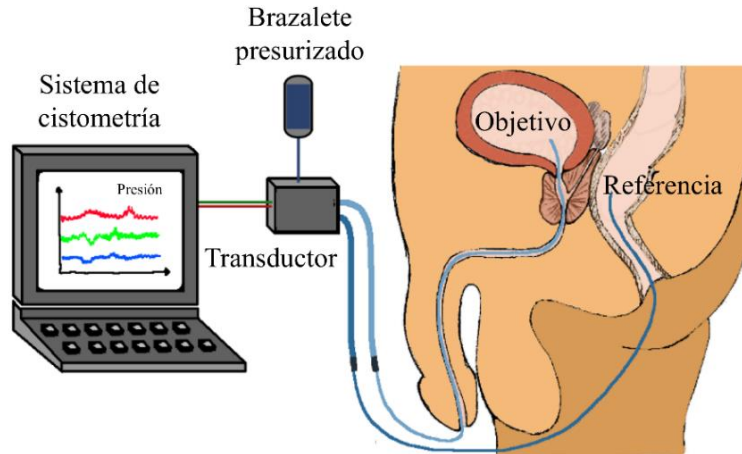


Figura 6. Esquema una cistometría para medir la presión del detrusor [11].

La expresión que relaciona la presión abdominal, la que ejerce el músculo detrusor y la PI:

$$P_{detrusor} = P_{intravesical} - P_{abdominal} \quad (2)$$

Donde:

- $P_{detrusor}$ es la presión que ejerce el músculo detrusor
- $P_{intravesical}$ es la presión dentro de la vejiga
- $P_{abdominal}$ es la presión que ejerce la cavidad abdominal

Los cinco parámetros fundamentales que se analizan durante la cistometría de llenado son: la sensación del paciente, la capacidad cistométrica máxima, la distensibilidad o cumplimiento de la vejiga, la actividad del músculo detrusor y la función de la uretra. [19].

2.5 Espectroscopía del infrarrojo cercano (NIRS)

Aunque ha resurgido con fuerza en los últimos veinte años, la NIRS se introdujo en la década de 1970 como una tecnología capaz de monitorizar de forma no invasiva la oxigenación en tejidos vivos [20]. Esta técnica proporciona información en tiempo real sobre la hemodinámica, permitiendo a los profesionales acceder a datos fisiológicos relevantes.

Una de las ventajas de NIRS es su capacidad para penetrar la piel, la grasa subcutánea, el cráneo y otros tejidos circundantes [21], debido a que en el intervalo de longitud de onda de 700-1000 nanómetros (nm), la absorción es baja y la emisión infrarroja se dispersa.

Dado que los cromóforos, especialmente la hemoglobina oxigenada (O_2Hb) y la hemoglobina reducida (HHb), presentan una mayor absorción en esta ventana del infrarrojo cercano [22] y gracias a su coeficiente de absorción específico, NIRS se convierte en una técnica adecuada para estimar la concentración de los cromóforos en los tejidos [23].

La técnica NIRS parecer tener similitudes con la pulsioximetría para medir la oxigenación tisular; sin embargo, la técnica del NIRS es capaz de medir la concentración de O_2Hb y HHb , que permite conocer la saturación regional de oxígeno, logrando medir tanto el oxígeno suministrado menos el extraído a nivel tisular. NIRS se ha utilizado en una amplia gama de tejidos incluidos el músculo [24], la mama [25] y el cerebro [20]. NIRS se ha utilizado como una herramienta no invasiva de diagnóstico de la disfunción de la vejiga al detectar patrones en la hemodinamia y la demanda de oxígeno del músculo detrusor.

2.5.1 Señal de espectroscopía funcional del infrarrojo cercano

El contenido de señal de espectroscopía funcional de infrarrojo cercano (fNIRS) tiene contribuciones fisiológicas y no fisiológicas. Dentro de las contribuciones fisiológicas encontramos (1) la señal cardiaca, que corresponde a los cambios en la oxigenación y volumen sanguíneo asociados con el ciclo cardíaco; (2) la respiración puede afectar la oxigenación tisular debido a los cambios en la presión intratorácica y el flujo sanguíneo. La frecuencia respiratoria en jóvenes es de 12-30 respiraciones por minuto (rpm) en jóvenes y 16-20 rpm en adultos; y (3) la señal eléctrica del tracto gastrointestinal (electrogastrografía).

Son contribuciones no fisiológicas la deriva del instrumento, los artefactos del movimiento, el ruido inherente a los componentes electrónicos y las variaciones de intensidad luminosa del entorno de medición. A pesar de que durante el registro de la señal NIRS, se tomen precauciones para eliminar estas señales *interferentes*, no se eliminan del todo.

La deriva en los instrumentos puede manifestarse como una oscilación prolongada en la señal cruda obtenida mediante NIRS. En la adquisición de esta señal, la principal causa de la deriva en los instrumentos está relacionada con las variaciones en la temperatura de los sistemas ópticos. Los artefactos de movimiento suelen originarse por el desplazamiento de los óptodos sobre la superficie de la piel. En los datos, estos artefactos se presentan como cambios abruptos y de corta duración, que pueden generar picos o discontinuidades en la señal.

El ruido en las mediciones se debe, en parte, a las imperfecciones inherentes a cualquier entorno de medición. En el caso de NIRS, este ruido puede originarse por la interferencia de la luz ambiental, pequeñas imperfecciones en los componentes del equipo y desconexiones entre los óptodos y el cuero cabelludo.

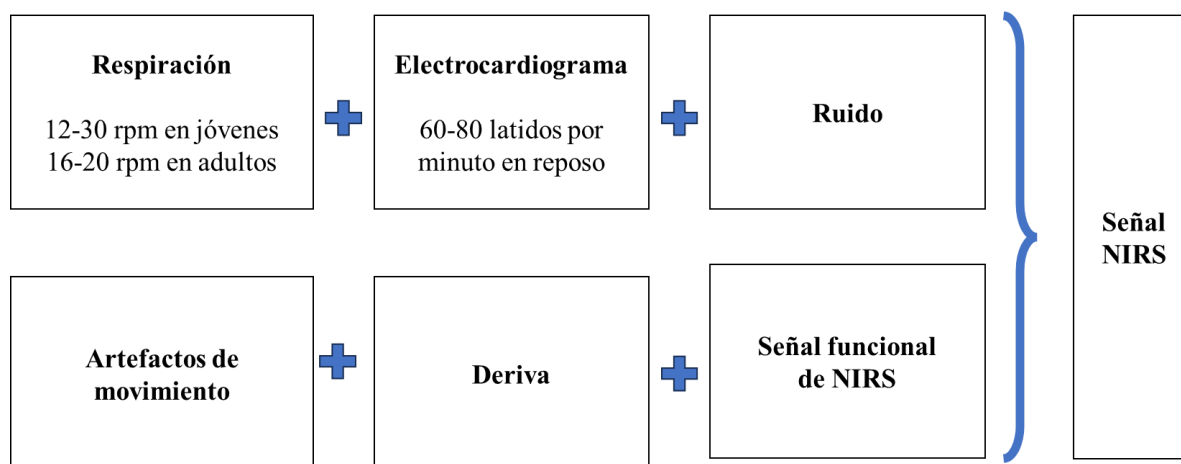


Figura 7. Contribuciones de la señal NIRS.

2.5.2 Técnicas NIRS

Dependiendo del método de medición empleado y del tipo de instrumentación, se pueden clasificar tres técnicas principales de fNIRS [32]: Onda Continua (CW-fNIRS), Dominio de Frecuencia (FD-fNIRS) y Dominio de Tiempo (TD-fNIRS).

En la técnica de onda continua, se incide luz de intensidad constante y se mide la atenuación de la luz transmitida. A diferencia de otras técnicas, no es posible determinar las concentraciones absolutas de O₂Hb y HHb; solo se pueden medir los cambios en la concentración de sus respectivos cromóforos. La técnica CW-fNIRS es la más utilizada en contextos clínicos y de investigación, debido a sus ventajas como la simplicidad, portabilidad, menor costo y facilidad de miniaturización. Además, ofrece una mejor resolución temporal y las mediciones de la intensidad de la luz son menos propensas al ruido en comparación con las técnicas de tiempo de vuelo, que presentan menor sensibilidad para detectar activaciones funcionales pequeñas [26].

En la técnica de dominio de frecuencia, se utilizan fuentes de luz modulada con intensidades sinusoidales y frecuencia desde decenas hasta cientos de mega Hertz. Mediante la medición directa de los efectos de absorción y dispersión de los tejidos, esta técnica permite cuantificar

la concentración absoluta de O₂Hb y la HHb. En el dominio de tiempo (TD-fNIRS) se mide el tiempo de vuelo de los fotones en el tejido. La emisión de un pulso de luz con corta duración del orden de los picosegundos permite la emitir fotones y así conocer las propiedades ópticas de los tejidos (coeficientes de dispersión y absorción) a través de la emisión de diferentes pulsos con frecuencias variables.

2.5.3 Ley de Lambert

La atenuación relativamente alta que sufre la luz NIR en el tejido se debe a: (1) la absorción dependiente del oxígeno (O₂) de cromóforos de concentración variable (hemoglobina, mioglobina y citocromo oxidasa) [21], (2) absorción de cromóforos de concentración fija y (3) dispersión de la luz. La expresión que describe el proceso de absorción es la Ecuación 3:

$$\phi = -\log_{10} \frac{I}{I_0} = \varepsilon CL \quad (3)$$

Donde

- ϕ es la absorbancia
- I es la intensidad de luz detectada (lx)
- I_0 es la intensidad de la luz incidente (lx)
- ε es el coeficiente de extinción molecular (M⁻¹cm⁻¹)
- C es la concentración de las moléculas (M)
- L es la distancia entre la fuente de luz y el detector (cm)

Durante el proceso de llenado vesical, el incremento del volumen de orina genera una presión contra las paredes de la vejiga, lo que provoca un desplazamiento parcial de la sangre de los vasos circundantes. Este fenómeno se traduce en una disminución de la concentración de hemoglobina en la región vesical, la cual puede ser detectada mediante NIRS.

El estudio de Macnab y Stothers demuestra que los sensores NIRS, colocados en la región inferior del abdomen, son capaces de captar estos cambios en el flujo sanguíneo y la oxigenación tisular, permitiendo inferir el grado de llenado vesical en tiempo real.

Durante la fase de vaciado vesical, ocurre el fenómeno inverso que consiste en una disminución de la presión sobre los vasos sanguíneos, facilitando el retorno del flujo sanguíneo a la región. Este proceso se manifiesta como un aumento en la señal NIRS debido a la mayor concentración de hemoglobina, lo que indica que la vejiga se está vaciando.

La ventana de longitudes de onda entre 600 y 900 nm es ideal porque el agua, los lípidos y el citocromo muestran una baja absorción en este rango [23]. En cambio, la O_2Hb y la HHb absorben la mayor parte de la luz en estas longitudes de onda.

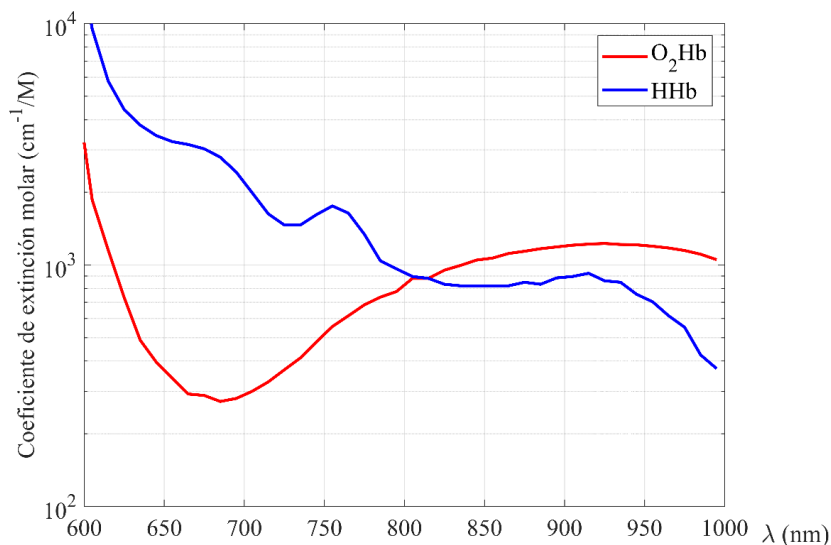


Figura 8. Espectro de absorción de la hemoglobina oxigenada (O_2Hb) en trazo rojo.

Cuando se irradia con fotones la superficie del cuerpo, estos se propagan siendo absorbidos o dispersados a unos pocos centímetros del punto de incidencia, mientras que algunos fotones dispersados reaparecen en la superficie. Si bien un fotón individual puede moverse al azar dentro del cuerpo, si los fotones se observan como grupo desde el punto de vista del detector, las trayectorias de los fotones detectados siguen una trayectoria típica en forma de plátano. A pesar de que esta trayectoria permite que los pares fuente-detector estén en la superficie, ciertos tejidos limitan su penetración hasta cierta profundidad.

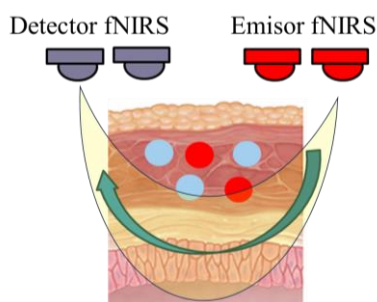


Figura 9. Trayectorias de la luz detectada cuando se propaga.

2.5.4 Ley de Beer-Lambert modificada

Para estimar numéricamente el movimiento de los fotones, se emplea la ley de Beer-Lambert modificada (MBLL) que es la ecuación más utilizada para NIRS [21]. La variación de las

características del tejido, como la concentración de hemoglobina, provoca la variación de la potencia de la señal óptica detectada, que puede describirse mediante la Ecuación (4):

$$\phi(t, \lambda) = -\log_{10} \frac{I(t, \lambda)}{I_0(t, \lambda)} = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) C_i(t) DPF(\lambda) L + G(\lambda) \quad (4)$$

Donde:

- ϕ es la densidad óptica
- I es la intensidad de luz detectada (Ix)
- I_0 es la intensidad de la luz incidente (Ix)
- ε_i es el coeficiente de extinción molecular ($M^{-1}cm^{-1}$) de cada cromóforo i
- C_i es la concentración de las moléculas (M) de cada cromóforo i
- L es la distancia entre la fuente de luz y el detector (cm)
- DPF es el cociente de la longitud media del camino óptico que recorre la luz dentro del tejido y la distancia de separación entre la fuente de luz y el detector
- G factor que considera la geometría de medición del detector

Considerando los cambios de los cromóforos, se obtienen las Ecuaciones 5 y 6:

$$\Delta\phi(\Delta t, \lambda) = \phi(t_1, \lambda) - \phi(t_0, \lambda) \quad (5)$$

$$\Delta\phi(t, \lambda) = -\log \frac{I(t, \lambda)}{I_0(t_0, \lambda)} = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) \Delta C_i(t) DPF(\lambda) L \quad (6)$$

Donde:

- $\Delta\phi$ es el cambio de densidad óptica
- ε_i es el coeficiente de extinción molecular ($M^{-1}cm^{-1}$) de cada cromóforo i
- C_i es la concentración (M) de cada cromóforo i
- L es la distancia entre la fuente de luz y el detector (cm)
- DPF es el cociente de la longitud media del camino óptico que recorre la luz dentro del tejido y la distancia de separación entre la fuente de luz y el detector

Para determinar los cambios en las concentraciones de O₂Hb y HHb, el sistema 2×2 en el contexto de la Ley Modificada de Beer-Lambert (MBLL) se refiere a un conjunto de

ecuaciones lineales diseñado para calcular dichas variaciones a partir de los datos obtenidos sobre la absorción de luz en dos longitudes de onda distintas.

En el caso de la fNIRS, se emplean dos longitudes de onda debido a que las propiedades de absorción de la luz difieren entre la O₂Hb y HHb. Esta diferenciación permite separar de manera efectiva las contribuciones de ambos cromóforos en la absorción total, lo que posibilita una evaluación precisa de las concentraciones relativas a lo largo del tiempo.

$$\begin{bmatrix} \Delta HHb \\ \Delta O_2Hb \end{bmatrix} = \frac{1}{L} \cdot \begin{bmatrix} \varepsilon(\lambda_1)^{HHb} & \varepsilon(\lambda_1)^{O_2Hb} \\ \varepsilon(\lambda_2)^{HHb} & \varepsilon(\lambda_2)^{O_2Hb} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \frac{\Delta\phi(\lambda_1)}{DPF(\lambda_1)} \\ \frac{\Delta\phi(\lambda_2)}{DPF(\lambda_2)} \end{bmatrix} \quad (7)$$

Donde

- ε es el coeficiente de extinción molecular para cada longitud de onda ($M^{-1}cm^{-1}$)
- $\Delta\phi(\lambda)$ son los cambios de densidad óptica (M)
- $DPF(\lambda)$ es el cociente de la longitud media del camino óptico que recorre la luz dentro del tejido y la distancia de separación entre la fuente de luz y el detector para cada longitud de onda
- L es la distancia entre la fuente de luz y el detector (cm)
- ΔHHb es el cambio de concentración de hemoglobina reducida (M)
- ΔO_2Hb es el cambio de concentración de hemoglobina oxigenada (M)

El factor de longitud de trayectoria ($DPF(\lambda)$) específico para la vejiga no ha sido identificado; no obstante, un estudio en particular enfocado en los músculos del suelo pélvico [27] se basó a su vez en estudios previos de NIRS en estado continuo (CW-fNIRS) realizados en músculo esquelético, se utilizó un valor fijo de $DPF(\lambda)$ de 4 [28].

El valor de $DPF(\lambda)$ es diferente para cada tejido, por ejemplo, para aplicaciones neurológicas, se emplean valores de 6. Por conveniencia y con base en la literatura, en la presente tesis se emplea el valor de $DPF(\lambda)$ para ambas longitudes de onda de 4.

La tecnología NIRS se encuentra integrada en equipos comerciales ampliamente utilizados para la medición no invasiva de la saturación local de oxígeno cerebral en neonatos [29]. Y

el monitoreo de pacientes con apnea. Estudios previos han establecido una relación entre la electromiografía superficial y el consumo de oxígeno en el músculo [30].

Si bien NIRS ha sido utilizado en aplicaciones urológicas (como se discutirá más adelante), un gran número de ensayos carecen de la rigurosidad necesaria que no proporcionan conclusiones definitivas y requieren validación adicional. Estos estudios subrayan la importancia de replicar los resultados obtenidos para asegurar su validez. En este contexto, la utilización de NIRS para la medición no invasiva del flujo urinario y la presión vesical representa una oportunidad para aplicar esta tecnología en beneficio de los pacientes que requieren cistometría y otras pruebas urodinámicas invasivas.

Capítulo 3. Estado del arte

Actualmente, la monitorización de los cambios de oxigenación, la hemodinámica durante el llenado y vaciado de la vejiga se realiza mediante dispositivos NIRS de onda continua basados en LED [31], los cuales se aplican sobre la piel en la región abdominal inferior, justo por encima de la sínfisis púbica [32]. Esta técnica se ha combinado con estudios urodinámicos para investigar la relación entre los cambios de oxigenación y otros aspectos del sistema urinario inferior, como la función vesical normal, la obstrucción de salida vesical (BOO) y la hiper- e hipoactividad vesical.

Macnab y Stothers [33] han realizado aportes significativos a la investigación del NIRS en aplicaciones urológicas y su trabajo ha servido de base para estudios posteriores, la mayoría de los cuales consisten en estudios piloto o de viabilidad, con muestras pequeñas que imposibilitan resultados concluyentes y que además exhortan a la realización de ensayos más amplios para obtener conclusiones definitivas.

Stothers y Macnab identificaron un patrón en niños y adultos asintomáticos mediante la monitorización de O₂Hb y HHb a lo largo del CM [32]. Dicho patrón consiste en una tendencia reproducible en la cual la O₂Hb aumentaba previo a la micción, seguido de un retorno gradual a los niveles basales una vez concluida la micción. La concentración de O₂Hb es mayor que la HHb durante toda la fase miccional, indicando que el suministro de oxígeno excede la demanda. Por ende, en caso contrario, la disfunción puede asociarse teóricamente a cambios en los datos hemodinámicos y de oxigenación captados por NIRS [33].

Koven y Herschorn propusieron el uso del NIRS para diagnosticar la obstrucción de la salida vesical (BOO), con el objetivo de desarrollar herramientas de diagnóstico no invasivas con una precisión comparable con los estudios invasivos [31]. Esto condujo desarrollar algoritmos que combinan datos de NIRS con el flujo máximo en la uroflujometría y el residuo postmiccional que obtuvieron una sensibilidad del 87.7% y una especificidad del 88.9% [34]. Asimismo, se utilizó análisis de árbol de clasificación y regresión con datos NIRS para obtener una especificidad del 88% y precisión del 94% [35]. Farag et al. desarrollaron un modelo para diagnóstico de BOO con sensibilidad del 89.3% y especificidad del 87.5% [36].

Chung et al. aplicaron reconocimiento de patrones de la NIRS, el flujo máximo y el residuo postmiccional con el fin de diagnosticar BOO, no obstante, no se halló ninguna correlación significativa entre la NIRS y la BOO atribuido principalmente a problemas de reproducibilidad y fiabilidad de la tecnología, artefactos de movimiento, sensibilidad del equipo de NIRS y uso de un algoritmo antiguo [31].

Se ha usado NIRS en pacientes con hiperactividad del detrusor (DO) con el fin de identificar un patrón distintivo. Vijaya et al. observaron un aumento estadísticamente significativo de la HHb en el detrusor con DO, no observado durante la micción voluntaria [37]. Farag et al. demostraron cambios estadísticamente significativos en el patrón NIRS con la DO, con un rango de valores de área bajo la curva de 0.80-0.85 para las curvas O₂Hb y de 0.73-0.84 para las curvas HHb [38].

Sin embargo, de forma similar que sucede con el diagnóstico de la BOO mediante NIRS, las dudas sobre la fiabilidad de la tecnología para el diagnóstico persisten. Mastoroudes et al. realizaron un estudio piloto para evaluar la sensibilidad y especificidad de la NIRS como alternativa para detectar la DO en mujeres con hiperactividad de la vejiga (OAB). Se concluyó que NIRS no era fiable para detectar la DO [39]. Macnab et al. registraron la NIRS funcional del cerebro de forma simultánea a un NIRS vesical y un medidor sensorial validado controlado por el paciente. En pacientes con OAB, hubo aumento de la neuro excitación del córtex anterior con una fuerte necesidad de orinar y una posterior disminución de la neuro excitación en respuesta a un estímulo distractor [40].

Romai et al. realizaron simultáneamente la prueba urodinámica y NIRS vesical en varones con síntomas de moderados a graves y flujos urinarios máximos menores a 15 cc/s. Los resultados revelaron que una NIRS plana no era suficiente para distinguir entre hipoactividad de la vejiga y obstrucción de la salida vesical. A su vez, este NIRS plano se correlacionaba con un índice de contractilidad vesical (ICV) < 100, es decir, una vejiga débil [41].

Shadgan et al. investigaron el uso simultáneo de NIRS vesical y urodinámica en 10 pacientes adultos parapléjicos con disfunción del tracto urinario inferior (LUTD) neurogénica [42]. En 5 pacientes se produjo incontinencia urinaria, que se asoció a un aumento de la presión del detrusor en la urodinámica y a un descenso simultáneo de la O₂Hb del detrusor en la NIRS

vesical. La saturación de oxígeno del detrusor también disminuyó significativamente durante los episodios de incontinencia [43].

Sakakibara et al. utilizaron fNIRS para estudiar la OAB neurógena y demostraron que, durante el llenado de la vejiga, el córtex prefrontal está relativamente desactivado en pacientes con OAB neurogénica y DO en comparación con los controles [44]. Se descubrió que el efecto de los anticolinérgicos, como la tolterodina y la fesoterodina, podía invertir la desactivación observada [45], [46].

Afshar et al. compararon los cambios de O₂Hb, la HHb y la hemoglobina total (tHb) durante la micción en niños (3-14 años) con LUTD y controles asintomáticos empleando NIRS. Aquellos asintomáticos mostraron una tendencia similar a la de los adultos asintomáticos: un aumento principalmente de la O₂Hb. Por el contrario, los niños con LUTD mostraron un aumento atenuado o ausente de la tHb y la HHb fue mayor que la O₂Hb [47]. Esto implica una falta de respuesta hemodinámica necesaria para contraer el detrusor y la posibilidad de fatiga fisiológica durante la micción, al igual que los varones adultos con BOO.

Shadgan et al. plantearon la hipótesis de que, en paciente con cistitis intersticial (CI), los cambios histológicos en la submucosa podrían provocar cambios en los parámetros de oxigenación y que la NIRS de la vejiga podría utilizarse para diagnosticar CI. Realizaron pruebas en 24 pacientes con LUTD, divididos en 4 con cistitis y 20 sin ella. Los pacientes con CI tenían una saturación de oxígeno del detrusor significativamente mayor [48].

Pang et al. investigaron el uso de fNIRS cerebral en pacientes con CI, evaluando la conectividad funcional en el córtex prefrontal, hallando que en pacientes con CI con la vejiga vacía y con un fuerte deseo de orinar [49] tiene una conectividad funcional pobre en comparación con los sujetos sanos. Pese a que es prometedor, requiere una mayor validación para así relacionar trastornos del lóbulo frontal y a nuevos biomarcadores cerebrales para diagnóstico de la CI.

Macnab et al. estudiaron las contracciones del suelo pélvico evaluando parámetros de oxigenación derivados de la NIRS validados en medicina deportiva [28]. En un estudio piloto, evaluaron los músculos del suelo pélvico en 7 mujeres sintomáticas y 11

asintomáticas, antes y después de 8 semanas de terapia del músculo del suelo pélvico en casa. Los resultados demostraron una mejora tras el tratamiento con una disminución del tiempo medio de recuperación de hemoglobina [50] y que las mediciones demostraron ser coherentes con la oxigenación muscular observada en otros músculos esqueléticos.

La contaminación de los datos debido a artefactos de movimiento son un problema usual en NIRS [43]. Farag et al. excluyeron al 28% de los participantes en su estudio NIRS de OAB debido a que los datos yacían contaminados por artefactos de movimiento y se concluyó que la NIRS no era fiable para utilizarse en la práctica clínica [38]. Se han desarrollado algoritmos que excluyen artefactos de movimiento para utilizarse en pacientes ambulatorios.

En NIRS hay fluctuaciones no relacionadas con el evento de interés. Al igual que la vejiga, las mediciones cerebrales están limitadas por el movimiento en las aplicaciones del mundo real, que puede causar fluctuaciones no relacionadas con el evento de interés y la pérdida del contacto entre el sensor y la piel. Se han propuesto varios métodos para resolver este problema, incluyendo el uso de un acelerómetro para medir el movimiento [51] y varios algoritmos de posprocesamiento para identificar artefactos de movimiento basados en diferentes características (como frecuencia, amplitud y duración de la señal) [52]. Estos algoritmos incluyen el análisis de componentes principales [53], el filtrado de Wiener [54], el filtrado de Kalman [55] y los algoritmos de eliminación de ruido basados en ondículas [56]. Molavi y Dumont demostraron este último en datos fNIRS y atenuaron significativamente los artefactos de movimiento sin distorsionar la señal.

Russel-Buckland et al. desarrollaron un nuevo proceso utilizando métodos de aprendizaje automático para detectar artefactos de movimiento comunes [57], mientras que Lee et al. utilizaron una red neuronal artificial para reforzar un método más tradicional basado en ondículas [58]. Más recientemente, Kim et al. informaron sobre el uso de una red neuronal convolucional profunda para eliminar los artefactos de movimiento de los datos NIRS [59]. Este modelo superó a los métodos convencionales utilizando datos simulados y semi simulados. Los próximos pasos consistirán en aplicar estos métodos a datos NIRS del mundo real y trasladarlos de la monitorización del cerebro a la de la vejiga.

Rwei et al. presentaron un dispositivo de monitorización hemodinámica cerebral blando, flexible e inalámbrico capaz de medir la oxigenación cerebral y periférica, diseñado específicamente para bebés y niños [60]. El sistema utiliza una matriz de fotodiodos, un par de LEDs, batería recargable y un diseño de circuito compacto, que puede comunicarse de forma inalámbrica con un dispositivo externo a través de Bluetooth. Este dispositivo ha demostrado mediciones comparables a los estándares clínicos existentes [60].

Aunque la mayor parte de la investigación con NIRS se ha centrado en la medición de la oxigenación, pueden ser factibles otros parámetros útiles. La evaluación no invasiva del volumen y la presión de la vejiga sería especialmente importante en pacientes con vejiga neurogénica. NIRS se ha empleado para el monitoreo del volumen de la vejiga con fuentes de luz en torno a 975 nm, que es el pico de absorción del agua. Jeyalakshmi evaluó un dispositivo utilizando un maniquí de vejiga observando diferencias significativas en la absorción de luz entre el estado lleno y vacío [61].

Molavi et al. realizaron un estudio piloto con un voluntario sano y también observaron estas diferencias significativas [22]. Asimismo, Fong et al. ampliaron este trabajo utilizando la simulación Monte Carlo para modelar el transporte de luz a través de la pared vesical e identificar la posición ideal de los sensores. Posteriormente Molavi et al., confirmaron una diferencia significativa entre la vejiga llena y vacía de un voluntario sano [62]. A su vez, NIRS se ha correlacionado con la presión además del volumen. Shadgan et al. observaron la relación entre el decrecimiento de la saturación tisular de oxígeno de la vejiga y un aumento de la presión del detrusor en pacientes con LUTD neurogénica [63].

El hecho de que sea una medición indirecta implica la implementación de algoritmos matemáticos o de aprendizaje automático podrían modelar la presión del detrusor a lo largo del tiempo. Esto requerirá ensayos clínicos más amplios para analizar la señal NIRS y hallar una correlación con los datos urodinámicos. La NIRS se presenta como una técnica ideal para el monitoreo no invasivo de la presión vesical y el flujo urinario, ya que ofrece mayor precisión que el análisis de impedancia bioeléctrica, además de ser más accesible y sencilla de utilizar en comparación con el ultrasonido (US) [64].

En 2020, Kocher y colaboradores realizaron una revisión de los avances tecnológicos en urodinámica ambulatoria, destacando la integración de NIRS con mediciones de conductancia volumétrica. Este enfoque permitió mejorar la precisión diagnóstica al capturar dinámicas fisiológicas del llenado y vaciado vesical en un entorno real, subrayando los beneficios para el confort del paciente [65]. Ese mismo año, Macnab et al. desarrollaron un sistema que combina fNIRS para la medición simultánea de oxigenación en cerebro y vejiga aportando perspectivas innovadoras sobre la interacción entre los sistemas cerebrales y vesicales, estableciendo un enfoque híbrido de gran potencial [66].

Ramkumar et al. también contribuyeron en 2020 con el desarrollo de una técnica óptica no invasiva basada en NIRS para pruebas urodinámicas [67]. Este dispositivo portátil demostró ser eficaz para alertar a los pacientes cuando la presión vesical supera ciertos umbrales, abriendo una vía prometedora para pacientes con trastornos neurológicos y personas mayores con incontinencia. Posteriormente, en 2022, Stothers y Macnab evaluaron la viabilidad de un dispositivo portátil NIRS combinado con uroflujometría inalámbrica para monitoreo domiciliario de la función vesical. Sus resultados mostraron que este enfoque mejora la adherencia de los pacientes y la precisión diagnóstica en contextos cotidianos [68].

En 2023, Kang y colaboradores diseñaron un dispositivo digital que monitorea en tiempo real el volumen urinario en pacientes con vejiga neurogénica. Este avance permite reducir riesgos asociados a la retención urinaria al proporcionar datos precisos y en tiempo real, mejorando significativamente la gestión clínica [69]. Por otro lado, Fechner et al. desarrollaron un modelo que combina NIRS con aprendizaje automático para la monitorización continua del volumen vesical. Este sistema demostró alta precisión en la predicción de volúmenes vesicales, marcando un hito en la personalización del monitoreo clínico [70].

En el mismo año, Jonas et al. introdujeron un sistema IoT portátil basado en sensores infrarrojos que permite el monitoreo continuo de la vejiga en pacientes con vejiga neurogénica [71], este enfoque ofrece una aproximación integral para la gestión de esta condición. Hafid y colaboradores realizaron una revisión exhaustiva de tecnologías no invasivas para el monitoreo vesical, destacando la necesidad de combinar NIRS con métodos complementarios como bioimpedancia y ultrasonido para mejorar la precisión y confiabilidad de los resultados [72].

Finalmente, en 2024, Vogt exploró el potencial de las pruebas urodinámicas sin catéter mediante sensores telemétricos y dispositivos portátiles. Sus hallazgos respaldan el uso de NIRS como una herramienta clave en este ámbito, reduciendo significativamente las molestias para los pacientes mientras se mejora la precisión diagnóstica [73].

Por último, aunque la mayor parte de la investigación con NIRS se ha centrado en la oxigenación, estudios recientes han utilizado NIRS para evaluar el volumen vesical en función de la absorción de luz a diferentes longitudes de onda y han encontrado diferencias significativas entre los estados de vejiga llena y vacía. Estos avances sugieren que NIRS podría convertirse en una herramienta no invasiva eficaz para monitorear la función vesical, sin embargo, persisten desafíos relacionados con la validación clínica mediante ensayos estandarizados más amplios, los cuales deberán ser abordados para garantizar su transición exitosa desde la investigación hacia su implementación clínica generalizada.

Capítulo 4. Planteamiento del problema

En la práctica clínica urológica actual, la cistometría, se utiliza como el procedimiento estándar para evaluar el flujo urinario y la presión vesical, permitiendo a los urólogos interpretar síntomas urinarios y valorar la función de la vejiga, esta información es esencial para formular diagnósticos precisos. Por ejemplo, con información como la comentada, es posible diagnosticar de inmediato presiones vesicales fuera del rango normal, las que pueden ser indicativas de condiciones como hidronefrosis, infecciones y enfermedad renal terminal [74][75].

No obstante, la detección oportuna de eventos fisiológicos clave, como la urgencia miccional, se ve limitada por la naturaleza invasiva de este procedimiento, lo cual resulta especialmente problemático en pacientes con vejiga neurogénica, quienes presentan alteraciones en la comunicación entre el sistema nervioso y la vejiga. En estos pacientes, la detección temprana de la urgencia miccional es fundamental, ya que puede prevenir complicaciones graves como infecciones recurrentes y daño renal, al permitir un vaciado vesical más eficiente y oportuno.

La detección temprana de afecciones renales es crucial pueden reducir la mortalidad asociada con la insuficiencia renal. Según el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), en 2023 se registraron 15928 fallecimientos por esta causa, ubicándola como la décima principal causa de muerte en personas que fallecen a partir de los 25 años [1].

Sin embargo, la cistometría presenta varios desafíos importantes. Es un procedimiento invasivo que requiere la inserción de catéteres en la uretra y el recto para medir la presión de manera diferencial. Este procedimiento puede ser física y psicológicamente incómodo para los pacientes, ya que la inserción de catéteres en la uretra, que es una cavidad virtual, puede provocar dolor, sangrado, e incluso infecciones debido a la adhesión de los catéteres a las paredes uretrales. Además, el procedimiento es costoso, ya que implica la participación de personal médico especializado, la realización de estudios previos, el uso de instalaciones adecuadas y de instrumental médico específico. A todo esto, se suma el riesgo de infección urinaria (bacteriuria) asociado al cateterismo [76].

En los pacientes con vejiga neurogénica, el monitoreo constante de la función vesical es esencial para prevenir complicaciones graves como infecciones recurrentes y daño renal, pero los métodos tradicionales, como la cistometría, son invasivos, incómodos y costosos, lo que dificulta su uso frecuente. En este contexto, surge la necesidad de desarrollar alternativas no invasivas, como la monitorización mediante espectroscopía funcional del infrarrojo cercano (fNIRS), que permita detectar de manera precisa y en tiempo real la urgencia miccional. Este enfoque no solo reduciría la invasividad y los riesgos asociados, sino que también ofrecería un monitoreo más accesible y frecuente, optimizando la gestión vesical y mejorando significativamente la calidad de vida de los pacientes con vejiga neurogénica.

Capítulo 5. Objetivos

5.1 Objetivo general

- 5.1.1 Proponer un método no invasivo para detectar la urgencia urinaria durante el ciclo miccional utilizando espectroscopía funcional de infrarrojo cercano (fNIRS).

5.2 Objetivos particulares

- 5.2.1 Medir los cambios de concentración de hemoglobina oxigenada y reducida en la vejiga empleando el sensor NIRS en personas sanas durante el ciclo miccional.
- 5.2.2 Extraer características temporales, frecuenciales y basadas en estadística de los cambios de hemoglobina oxigenada y reducida de personas sanas durante el ciclo miccional.
- 5.2.3 Hallar la relación entre las características extraídas y los cambios de concentración de hemoglobina en la vejiga empleando NIRS durante los estadios del ciclo miccional.

Capítulo 6. Metodología

A continuación, se listan las etapas de la metodología aplicada para asociar los cambios de concentración de HHb y O₂Hb con la presión vesical:

- a. Montaje experimental del sensor fNIRS
- b. Adquisición de la señal NIRS y la ecografía vesical
- c. Procesamiento digital
- d. Extracción de características: tiempo, frecuencia y basadas en estadística
- e. Análisis e interpretación de los resultados

6.1 Montaje experimental del sensor fNIRS

En el presente estudio, se utilizó el kit profesional de Biosignalsplux para la adquisición de señales fNIRS, que incluye un concentrador (hub) y el sensor de fNIRS. En la Figura 10 se ilustra el montaje experimental empleado. El concentrador de 4 canales es responsable de recibir y digitalizar la señal proveniente del sensor NIRS, permitiendo la transmisión de datos al ordenador a través de Bluetooth. Este proceso permite que las señales sean almacenadas y visualizadas en tiempo real en el software correspondiente. Para asegurar una correcta conexión y funcionamiento, el sensor NIRS debe conectarse específicamente al puerto que se encuentra debajo del puerto 4 del concentrador, indicado con una flecha hacia abajo. Esta designación asegura que las señales del NIRS sean procesadas correctamente, facilitando un monitoreo eficiente y continuo de las señales fisiológicas del usuario.

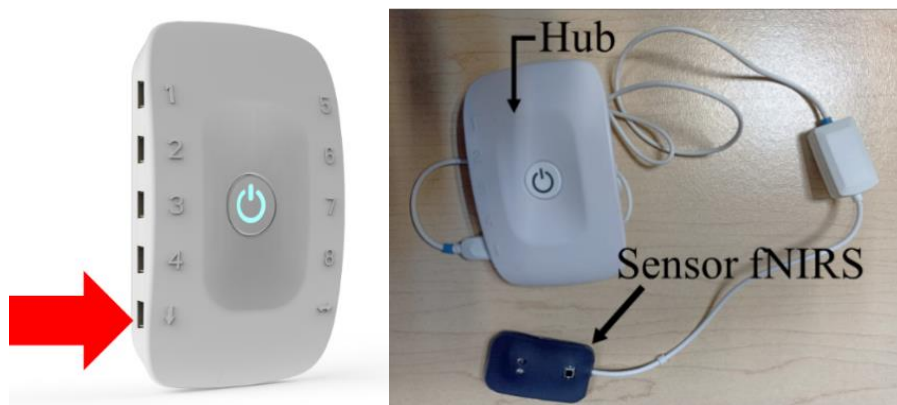


Figura 10. Kit de sensor de Biosignalsplux.

6.1.1 Sensor de espectroscopía funcional del infrarrojo cercano

El sensor fNIRS de la empresa Biosignalplux® está equipado con dos diodos emisores de luz en la región del espectro de emisión rojo (660 nm) y en la región infrarroja (860 nm). Un fotorreceptor (ubicado a 23 milímetros de los diodos) absorbe la luz reflejada de estos LED y transforma esta corriente en un valor digital que se transmite a través de protocolo SPI.

La resolución del sensor es de 16 bits y su frecuencia de muestreo es de 1000 Hz. Este sensor puede usarse para estimar el nivel local de saturación de oxígeno en la sangre y obtener información sobre la actividad del tejido perfundido. Las especificaciones se listan en la tabla a continuación (Ver Tabla 1):

Tabla 1. Especificaciones del sensor fNIRS.

	Especificaciones	Valores
Emisor infrarrojo	Pico de emisión	860 nm
	Ángulo del haz de media intensidad	$\pm 13^\circ$
	Ancho de banda espectral	30 nm
	Intensidad radiante	750 mW/sr
Emisor rojo	Pico de emisión	660 nm
	Ángulo del haz de media intensidad	$\pm 18^\circ$
	Ancho de banda espectral	25 nm
	Potencia de salida	7 mW
Detector	Longitud de onda de máxima sensibilidad	850nm
	Rango de sensibilidad	400 – 1100 nm
	Área sensible a la radiación	7.0 mm ²

6.1.2 Colocación del sensor

El sensor se coloca en la zona púbica, tomando como referencia la sínfisis del pubis, que es una articulación de cartílago que conecta los dos huesos púbicos. Para asegurar una correcta medición, se recomienda que el sujeto de pruebas evite realizar movimientos en la mayor medida posible, así como hablar o realizar respiraciones profundas. Aunque algunos artefactos pueden ser corregidos mediante técnicas digitales [77] [78][79], la estrategia más eficaz para reducirlos es prevenir su aparición, minimizando los factores que los provocan.

La señal NIRS puede verse afectada por diversos artefactos, siendo la variación en la intensidad de la luz ambiental uno de los más significativos. Estas fluctuaciones impactan en la calidad de la señal, comprometiendo la precisión de las mediciones (Ver Figura 11).

Es esencial prestar atención a las variaciones en la iluminación, ya que pueden introducir ruido y distorsionar los datos, dificultando la correcta interpretación de la actividad cerebral o vesical. Mantener estas fluctuaciones bajo control es fundamental para obtener mediciones precisas y confiables, especialmente en estudios que dependen de una evaluación exacta de la oxigenación y la actividad neuronal o del tejido monitorizado.

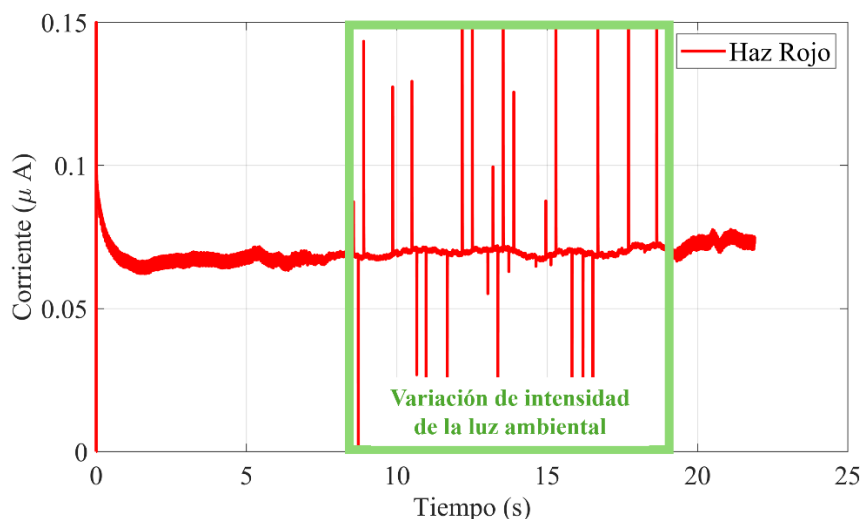


Figura 11. Señal NIRS con señal interferentes provenientes de la variación de intensidad de luz ambiental.

6.1.3 Ecografía vesical

La ecografía vesical se realiza con el equipo Aloka Prosound, el proceso a continuación garantiza una adquisición adecuada de las imágenes ecográficas vesicales y su correcta documentación para análisis clínico posterior:

6.1.3.1 Conexión y configuración del transductor

Para realizar una ecografía vesical y medir los diámetros anteroposterior, craneocaudal y transversal, es esencial seleccionar el transductor adecuado. Una vez conectado el transductor al sistema de US Aloka Prosound 6, se debe presionar el botón **PROBE** en el panel de control para seleccionar el transductor en uso, en caso de que haya varios conectados. Asegúrese de que el equipo esté correctamente encendido y de que el transductor esté bien posicionado sobre la región anatómica a evaluar.

6.1.3.2 Encendido del sistema y selección del modo de imagen

El siguiente paso es activar el modo adecuado de imagen, en este caso, el modo B para ecografía bidimensional. Esto se realiza presionando el botón **B** en el panel de control del equipo (Ver el círculo rojo de la Figura 12).

6.1.3.3 Realización de la ecografía vesical

Para la medición de la vejiga, se coloca el transductor en la región suprapúbica del paciente, asegurándose de obtener una imagen clara y detallada. Se recomienda ajustar la amplitud del onda ultrasónica con la perilla **B GAIN** (círculo amarillo de la Fig. 12) lo que permite abrillantar la imagen de la vejiga. Con los botones de la parte de la izquierda (círculos magenta de la Fig. 12), es posible posicionar uno del par de cursores que ofrece cada botón. Para medir los diámetros se presiona alguno de los 4 botones de los cursores, se desplaza con la perilla negra central y se fija la posición con el botón **MARK REF** (óvalo naranja de la Figura 12), solo así es posible posicionar el cursor restante para obtener una medida.

Los diámetros empleados para la aproximación del volumen de la vejiga son el diámetro anteroposterior (D_{ap}) que se mide en la vista sagital, desde la pared anterior a la posterior de la vejiga. En la misma vista sagital, el diámetro craneocaudal (D_{cc}) se mide desde la parte superior hasta la base de la vejiga. El diámetro transversal (D_t) se obtiene a partir de una vista transversal (axial), midiendo la distancia máxima entre las paredes laterales de la vejiga. Las imágenes pueden ser congeladas utilizando el botón **FREEZE** para detener el movimiento y permitir la medición precisa de los diámetros (óvalo rosa de la Figura 12).

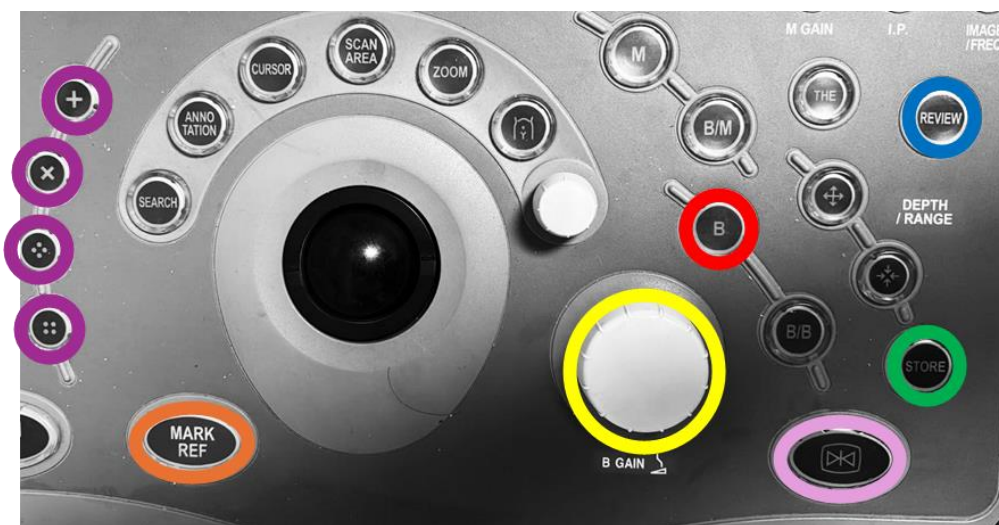


Figura 12. Panel de control del equipo de US Aloka Prosound 6.

6.1.3.4 Almacenamiento de la ecografía vesical

Una vez obtenidas las imágenes y realizadas las mediciones, se procede a almacenarlas en el sistema. Para ello, se presiona el botón **STORE** (Botón Verde de la Figura 12), lo que guarda la imagen en el disco duro del equipo.

6.1.3.5 Exportación de las imágenes a una memoria USB

Para exportar las imágenes capturadas a una memoria USB, se inserta la memoria en el puerto USB del equipo. Se accede al disco duro del US mediante el botón **REVIEW** (Botón Verde de la Figura 12) donde se yacen filtradas las ecografías realizadas por el número identificador de cada paciente. Una vez seleccionadas, se puede también definir el formato de imagen con que los archivos son exportados.

6.1.4 Software OpenSignals

OpenSignals es una plataforma libre de Biosignalsplux ® que facilita la adquisición simultánea de diversas bioseñales (ECG, fNIRS, electroencefalograma (EEG), etcétera) debido a su compatibilidad con los múltiples sensores de la empresa. Su interfaz permite tanto la configuración del concentrador para la lectura de los sensores, como la visualización en tiempo real y almacenamiento de la señal. Al conectar el sensor fNIRS, el concentrador se debe de vincular vía Bluetooth con la computadora. Una vez encontrado el dispositivo, se habilita la configuración y actualizan los sensores activos al dar clic en Leer Sensores.



Figura 13. Ventana de Encontrar y configurar dispositivos.

Una vez que se realiza la lectura de los sensores, es posible configurar parámetros como la frecuencia de muestreo, la ganancia y el offset de la señal. Entre sus funciones más destacadas se encuentra un conjunto de herramientas para procesar los datos, que incluyen filtrado de señales y una amplia gama de opciones avanzadas de análisis.

Estas opciones permiten llevar a cabo análisis en el dominio de la frecuencia, generar estadísticas detalladas y extraer parámetros clave de las señales capturadas. OpenSignals es una interfaz de alto valor ya que permite exportar los datos adquiridos en archivos de texto *.txt*, para su posterior análisis en programas como MATLAB.

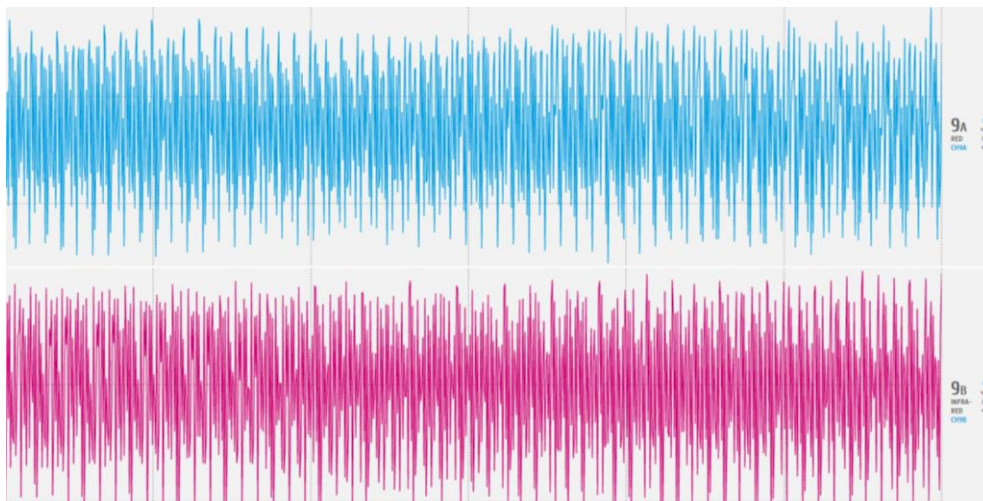


Figura 14. Interfaz de OpenSignals.

6.2 Propuesta de protocolo de determinación de la urgencia urinaria

6.2.1 Objetivos generales del protocolo

6.2.1.1 Desarrollar un método no invasivo para estimar la presión de la vejiga utilizando espectroscopía de infrarrojo hallando la relación entre los cambios de concentración de hemoglobina y los cambios del volumen urinario.

6.2.2 Objetivos particulares del protocolo

6.2.2.1 Caracterizar el sensor de espectroscopía del infrarrojo cercano.

6.2.2.2 Monitorear los cambios del volumen de la vejiga en personas sanas durante el CM cada 15 minutos mediante US.

6.2.2.3 Medir la concentración de hemoglobina en la vejiga empleando el sensor NIRS en personas sanas durante el CM.

6.2.3 Criterios de inclusión y exclusión

Los criterios de inclusión para los sujetos de estudio son:

- Varones mayores de 18 años y menores de 40 años
- Tener un porcentaje de grasa corporal normal (11.0% - 21.9%) [80].

Los criterios de exclusión son:

- Presentar alguna enfermedad del aparato urinario (infección del tracto urinario, litiasis renal, incontinencia urinaria, enfermedad renal crónica, cistitis intersticial, prostatitis, uretritis, abscesos periuretrales, estenosis uretral, rotura uretral traumática, cáncer de vejiga, infección de transmisión sexual, entre otras [81]).
- Presentar alguna infección urinaria, inflamación anal o hematuria no identificada.
- Si al sujeto de estudio se le han realizado procedimientos quirúrgicos de forma reciente del tracto urinario o de la región pélvica.

6.2.4 Metodología para la medición de los cambios de concentración de hemoglobina en personas sanas con la vejiga llena

Previo a la medición

6.2.4.1 Obtener el consentimiento informado

Antes de realizar cualquier procedimiento, se debe cerciorar que el sujeto de estudio comprende completamente el propósito del estudio, los procedimientos que se llevarán a cabo, los riesgos potenciales, el uso que se le dará a sus datos con fines de investigación y sus derechos como participante. El sujeto de estudio debe firmar el consentimiento informado (Adjunto en Anexos) para participar en el estudio.

6.2.4.2 Historia clínica y evaluación médica

Se realiza una entrevista médica con el sujeto de estudio para recopilar información sobre su historial clínico, haciendo énfasis en la medicación que estuviese tomando y en las condiciones urológicas preexistentes. La entrevista desglosada yace en Anexos.

6.2.4.3 Ayuno

Si bien es cierto que no se especifica el ayuno obligatorio [82], para restringir más variables se indica un período de ayuno de al menos 2 horas antes de las mediciones.

6.2.4.4 Colocación del paciente

El paciente deberá permanecer de pie en una posición neutral durante todo el curso del CM, manteniendo una postura erguida, relajada y evitando realizar movimientos. Para adoptar esta posición neutral, el paciente debe colocar los pies separados aproximadamente al ancho de los hombros, mantener las rodillas ligeramente flexionadas, los hombros hacia atrás y el pecho levemente elevado. La cabeza debe permanecer nivelada, con la mirada dirigida al frente.

Además, el encargado de registrar las mediciones dispondrá una cubeta cerca de los pies del paciente, asegurando que esté en una posición accesible. Esto permitirá que el paciente pueda miccionar de forma inmediata al experimentar la sensación de urgencia miccional.

6.2.4.5 Limpieza de la región púbica

El paciente deberá tener su región púbica en condiciones de asepsia y con el mínimo de vello (Se recomienda el rasurado previo del vello).

6.2.4.6 Preparación emocional

Informar al sujeto de estudio sobre los procedimientos que se realizarán y proporcionar información detallada sobre cómo se llevarán a cabo las mediciones. Asegurarse de que el sujeto de estudio se sienta cómodo y tranquilo durante el estudio para minimizar el estrés o la ansiedad, que podrían afectar las mediciones.

6.2.4.7 Privacidad y comodidad

Asegurarse de que el sujeto de estudio tenga acceso a un entorno privado y cómodo donde se puedan realizar las mediciones sin distracciones ni interrupciones. Esto contribuirá a la relajación y a obtener mediciones precisas.

6.2.4.8 Ingesta de líquidos

Es necesario que el sujeto de estudio beba agua previo a las mediciones para llenar fisiológicamente la vejiga. Pese que ciertas instituciones recomiendan [82] la ingesta de 2 a 3 vasos de agua, el presente protocolo propone la **ingesta de 1 L de agua**.

6.2.4.9 Registro de datos clínicos.

Documentar cuidadosamente la información relevante sobre la preparación del sujeto de estudio: peso, altura, la hora de la última ingesta de líquidos, la hora de la última micción y horas de ayuno previo a la prueba. Es importante, registrar los tiempos a los que el paciente presenta sensación nula, moderada o urgente de orinar, así como

el inicio y fin de la micción. Se integra una escala numérica que donde **1** corresponde a la sensación nula de orinar, **2** corresponde a la sensación moderada de orinar y **3** corresponde a la urgencia de orinar. A partir de ahora, se referirá a esta escala como *Escala de sensación miccional*.

Durante la medición

Desde que se ingiere agua, cada 15 minutos se registra el volumen vesical mediante US, hasta que el sujeto de estudio complete su CM. Retomando las mismas condiciones de hidratación, se reinicia el ciclo miccional ahora monitoreando los cambios de la intensidad de corriente de los haces rojo e infrarrojo.

6.2.4.10 Ecografía para monitoreo de los cambios del volumen de la vejiga

Con base los planos transversal y longitudinal, se harán mediciones para determinar la longitud de los ejes craneocaudal, anteroposterior y transversal.

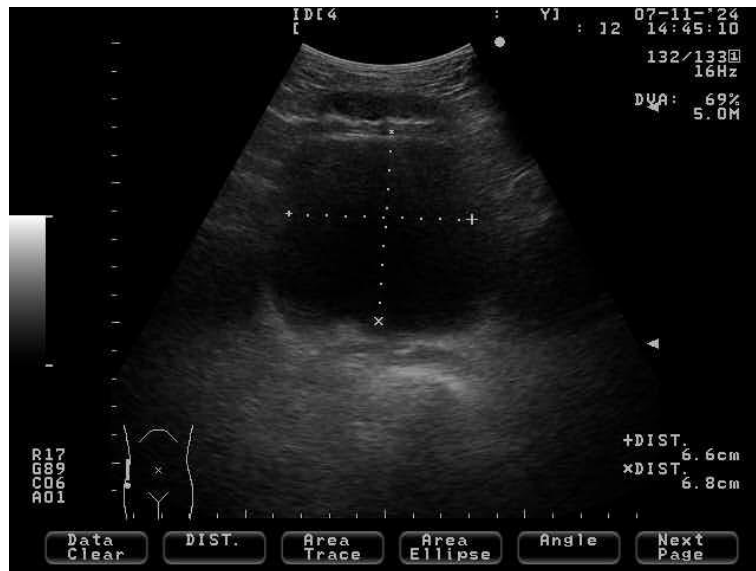


Figura 15. Plano sagital de una ecografía de vejiga.

El volumen de la vejiga se puede estimar por diversos métodos, la expresión que se muestra a continuación es un modelo que emplea los tres ejes para calcular el volumen vesical:

$$V_{total} = 0.7 \cdot D_{cc} \cdot D_{ap} \cdot D_t \quad [83] \quad (8)$$

Donde

- V_{total} es el volumen total de la vejiga

- D_{cc} es la longitud del diámetro craneocaudal
- D_{ap} es la longitud del diámetro anteroposterior
- D_t es la longitud del diámetro transversal

6.2.4.11 Colocación del sensor NIRS

Una vez localizada la vejiga con la referencia anatómica de la sínfisis, se coloca el sensor NIRS en la parte central de la vejiga. Esta área deberá tener la mínima vello­sidad y limpiarse ésta con alcohol para remover artefactos en la interfaz sensor-piel. Adicionalmente, se emplea cinta adhesiva de papel para piel con el fin de fijar el sensor NIRS a la vejiga.

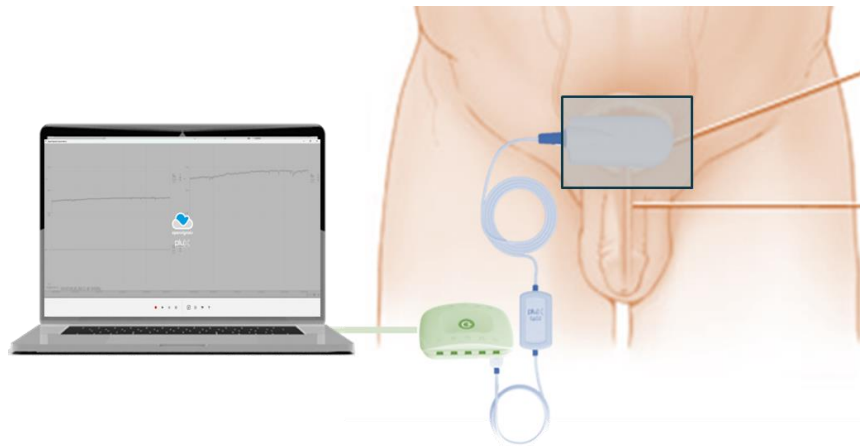


Figura 16. Colocación del sistema: sensor NIRS (en azul), hub (verde) y computadora (gris).

Atendiendo a la Escala de sensación miccional, se registran los valores (1, 2 y 3) y los tiempos cuando los sujetos reporten la sensación nula de orinar (**1**), la sensación moderada de orinar (**2**) y la urgencia de orinar (**3**).

Posterior a la medición

Un minuto después de haber orinado, se considera concluido el registro de la señal NIRS. Completadas las mediciones, se instruye al sujeto de estudio sobre cualquier cuidado posterior de ser necesario.

6.3 Procesamiento digital de la señal

El objetivo principal de la siguiente cadena de procesamiento digital es mejorar la calidad de los datos y eliminar cualquier tipo de señal interferente que pueda afectar la interpretación de los resultados. A continuación, el procesamiento digital típico en el contexto de NIRS, desde la adquisición inicial de los datos hasta su preparación para el análisis.

6.3.1 Función de transferencia: De valores digitales a corriente

Los sensores fNIRS generan datos digitales que deben transformarse en valores de corriente para reflejar adecuadamente las magnitudes físicas medidas, como la intensidad de la luz absorbida por los tejidos. Esto ayuda a una interpretación correcta de los cambios en la concentración de O₂Hb y HHb.

Para el sensor FNIRS25102017, la función de transferencia que convierte los valores digitales a valores de corrientes está dada por la Ecuación 9:

$$I = \frac{0.15 \cdot A}{2^n} \quad (9)$$

Donde

- I es la corriente del fotodiodo en micro Amperes (μA)
- A es el valor digital muestreado
- n son el número de bits para cada canal

Los valores de corriente obtenidos durante la conversión de los datos digitales de los sensores NIRS oscilan entre 0 y 15 μA . Este rango de corriente refleja la intensidad de la luz detectada por los sensores, que ha atravesado el tejido biológico y ha sido absorbida y dispersada en función de las concentraciones de O₂Hb y HHb presentes. Estas corrientes bajas son típicas en dispositivos no invasivos de monitoreo fisiológico y se utilizan como base para el cálculo de las variaciones en la densidad óptica.

6.3.2 Filtro Butterworth pasa banda

Para eliminar las frecuencias que no corresponden a la señal fisiológica de interés, el fabricante del sensor FNIRS25102017 sugiere aplicar un filtro Butterworth pasa banda de sexto orden con un ancho de banda de 0.01 Hz a 15 Hz. Este tipo de filtro es conocido por su respuesta en frecuencia plana en la banda pasante, lo que significa que no introduce

distorsiones significativas en la amplitud de las señales dentro del rango de frecuencias de interés. En este caso específico, el filtro está diseñado para permitir el paso de señales dentro de un rango de frecuencias de 0.01 Hz a 15 Hz, lo cual es particularmente adecuado para el análisis de señales fisiológicas, como las relacionadas con los cambios en la concentración de O₂Hb y HHb en los tejidos de la vejiga.

Las bajas frecuencias, cercanas a 0.01 Hz, capturan las tendencias lentas asociadas con la hemodinámica en la pared vesical, mientras que las frecuencias más altas, hasta 15 Hz, permiten la detección de cambios más rápidos en la concentración de oxihemoglobina y desoxihemoglobina. Filtrar fuera de este rango ayuda a eliminar ruidos y artefactos, como los movimientos rápidos del paciente o el ruido eléctrico de alta frecuencia, que no están relacionados con las respuestas fisiológicas reales en la vejiga.

En el presente proyecto se implementó un filtro Butterworth pasa banda de segundo orden que actúa eficazmente para eliminar las señales de muy baja frecuencia. Estas señales de baja frecuencia pueden enmascarar los cambios hemodinámicos relevantes en la vejiga, por lo que su eliminación a través de este filtro es clave para asegurar que las fluctuaciones observadas correspondan realmente a la actividad vesical y no a artefactos externos.

Además, el filtro atenúa las frecuencias superiores a 15 Hz, donde normalmente se encuentra el ruido eléctrico o interferencias de los equipos, así como las señales no deseadas asociadas con movimientos musculares rápidos o actividad cardíaca de alta frecuencia, que no son de interés en el monitoreo de la vejiga. Al suprimir estos ruidos, el filtro Butterworth permite que la señal NIRS sea más clara y esté más enfocada en las variaciones de la concentración de oxígeno en los tejidos vesicales, lo que facilita un análisis más preciso y fiable.

6.3.3 Filtro de media móvil (FMM)

El filtro media es una técnica efectiva para eliminar el ruido residual y preparar los datos para el análisis estadístico. Al promediar los valores dentro de una ventana de tiempo determinada, se reduce la variabilidad de la señal mejorando la precisión en la identificación de patrones fisiológicos. Para un FMM de ventana M , se puede expresar como:

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x[n - k] \quad (10)$$

Donde

- $y[n]$ es el valor de la señal filtrada en el índice n
- $x[n]$ es el valor de la señal original en el índice n
- M es la longitud de la ventana. Un mayor M resulta en un mayor suavizado. Sin embargo, un M muy grande suaviza excesivamente la señal y elimina detalles
- k Es el índice que recorre los puntos de la ventana.

6.3.4 Aplicación de la Ley de Beer-Lambert modificada

Tras la eliminación de ruidos y artefactos de alta frecuencia, el siguiente paso es calcular las variaciones en la densidad óptica. Este cálculo es fundamental en la espectroscopia NIRS, ya que se basa en la medición de la cantidad de luz absorbida por el tejido biológico.

La Ley de Beer-Lambert modificada (MBLL) permite calcular los cambios de concentración relativa de O_2Hb (ΔO_2Hb) y HHb (ΔHHb) a partir de las mediciones de la densidad óptica. La ley original de Beer-Lambert establece que la cantidad de luz absorbida por un material es proporcional a la concentración del cromóforo y a la longitud del camino óptico de la luz a través del material. Sin embargo, debido a que el tejido humano es altamente dispersivo, es necesario aplicar una versión modificada de esta ley que tenga en cuenta la dispersión de la luz en el tejido.

Resolviendo la Ecuación 7, obtenemos las fórmulas que determinan los ΔO_2Hb y ΔHHb

$$\Delta O_2Hb = \frac{\varepsilon(\lambda_1)^{HHb} \left(\frac{\Delta\phi(\lambda_1)}{DPF(\lambda_1)} \right) - \varepsilon(\lambda_2)^{HHb} \left(\frac{\Delta\phi(\lambda_2)}{DPF(\lambda_2)} \right)}{(\varepsilon(\lambda_1)^{HHb} \cdot \varepsilon(\lambda_2)^{O_2Hb} - \varepsilon(\lambda_2)^{HHb} \cdot \varepsilon(\lambda_1)^{O_2Hb}) \cdot L} \quad (11)$$

$$\Delta HHb = \frac{\varepsilon(\lambda_2)^{O_2Hb} \left(\frac{\Delta\phi(\lambda_1)}{DPF(\lambda_1)} \right) - \varepsilon(\lambda_1)^{O_2Hb} \left(\frac{\Delta\phi(\lambda_2)}{DPF(\lambda_2)} \right)}{(\varepsilon(\lambda_1)^{HHb} \cdot \varepsilon(\lambda_2)^{O_2Hb} - \varepsilon(\lambda_2)^{HHb} \cdot \varepsilon(\lambda_1)^{O_2Hb}) \cdot L} \quad (12)$$

Donde

- ϕ es la densidad óptica

- ϵ es el coeficiente de extinción molecular ($M^{-1}cm^{-1}$)
- L es la distancia entre la fuente de luz y el detector (cm)
- DPF es el cociente de la longitud media del camino óptico que recorre la luz dentro del tejido y la distancia de separación entre la fuente de luz y el detector
- ΔHHb es el cambio de concentración de hemoglobina reducida (M)
- ΔO_2Hb es el cambio de concentración de hemoglobina oxigenada (M)

Finalmente, con las señales de intensidad de haz rojo e infrarrojo y sus correspondientes señales pertinentes a los ΔO_2Hb y ΔHHb , se procedió a la extracción de características temporales, frecuenciales y aquellas basadas en estadística.

Para la extracción de características temporales y aquellas basadas en estadística se emplearon ventanas rectangulares de 15000 elementos equivalente a 15 segundos de adquisición de la señal. En cuanto al análisis de las características frecuenciales, se empleó una ventana Hamming, la cual proporciona un mejor balance entre la resolución en frecuencia y la suavización de los extremos de la señal.

El tamaño de la ventana Hamming corresponde a 30 segundos de adquisición de la señal NIRS (30000 elementos) con un 50% de superposición (overlap), es decir, cada ventana contiene 15 segundos de información de la ventana previa y 15 segundos de información nueva. Se extrajo información en los dominios de tiempo y frecuencia. A su vez, se incluyó estadística para cada ventana.

Como parte de la metodología de la extracción de características frecuenciales de las señales NIRS, se aplicó la Transformada Rápida de Fourier (FFT) para convertir las señales registradas del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Este procedimiento es esencial para analizar la composición frecuencial de la señal e identificar las frecuencias predominantes que componen la dinámica del fenómeno fisiológico observado.

Con la ventana Hamming de 30000 elementos, la señal procesada fue segmentada en ventanas de tiempo con el fin de aplicar la FFT de manera localizada y obtener un análisis más preciso de las variaciones frecuenciales a lo largo del tiempo. Cada ventana de la señal se transformó utilizando la FFT, generando un conjunto de coeficientes complejos que

describen tanto la amplitud como la fase de las frecuencias presentes. Para este análisis, solo se utilizó la mitad positiva del espectro, ya que la señal es real, lo que permite desechar las frecuencias negativas redundantes en el espectro resultante.

A partir de los coeficientes obtenidos de la FFT, se calculó el espectro de potencia. Esto se logró tomando la magnitud al cuadrado de los coeficientes de Fourier y normalizando con el número de muestras en la ventana. El espectro de potencia refleja cómo se distribuye la energía de la señal en el dominio de la frecuencia, permitiendo identificar tanto las frecuencias dominantes como aquellas que aportan menor potencia. Este paso es crucial para extraer características frecuenciales relevantes, como la frecuencia máxima, la frecuencia mediana y el ancho de banda de potencia.

El análisis del espectro de potencia proporciona una base sólida para la extracción de características frecuenciales clave que se utilizaron en fases posteriores del estudio. Además, permite un entendimiento más detallado de las propiedades oscilatorias de la señal y su relación con los eventos fisiológicos subyacentes.

6.4 Extracción de características

6.4.1 Características temporales

6.4.1.1 Media cuadrática (RMS)

Mide la magnitud de la señal y se utiliza para evaluar la variabilidad de la señal NIRS a lo largo del tiempo.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (13)$$

Donde N es el número de puntos de la ventana y x_i son los valores de la señal

6.4.1.2 Tasa de cruce por cero (ZCR)

Calcula el número de veces que la señal cruza el eje cero, lo cual es útil para identificar patrones oscilatorios en la señal. Particularmente esta característica guarda cierta relación con la frecuencia de la señal. La referencia para determinar ese cruce será la media aritmética de la señal.

6.4.1.3 Pendiente (m)

En señales NIRS, la pendiente puede ofrecer información valiosa sobre cómo varía la oxigenación en el tejido monitorizado. Por ejemplo, una pendiente positiva pronunciada podría indicar un aumento rápido en la oxigenación, mientras que una pendiente negativa podría reflejar una disminución. Esta característica es útil para analizar eventos fisiológicos como cambios abruptos o sostenidos en la señal.

6.4.1.4 Área bajo la curva (AUC)

Medida que calcula el área bajo la curva de la señal en un periodo de tiempo específico. Es una forma de integrar la señal a lo largo del tiempo, proporcionando una idea del contenido total de oxigenación o flujo sanguíneo durante un intervalo.

En el análisis de señales NIRS, el AUC puede reflejar la cantidad total de oxigenación en un periodo dado, lo que es particularmente relevante cuando se desea analizar cómo el tejido está siendo oxigenado o cómo se está distribuyendo el flujo sanguíneo a lo largo del tiempo. Por ejemplo, un mayor valor de AUC en un intervalo de tiempo puede indicar una mayor acumulación de oxígeno en el tejido monitorizado.

6.4.2 Características frecuenciales

6.4.2.1 Máxima frecuencia (f_{max})

Es la frecuencia más alta presente en el espectro de potencia de la señal, calculando la densidad espectral de potencia (PSD) normalizada.

6.4.2.2 Frecuencia mediana (f_{med})

Es la frecuencia por debajo de la cual se encuentra el 50% de la energía total de la señal. Se obtiene analizando la distribución espectral resultante de la FFT.

6.4.2.3 Frecuencia media (f_{media})

Es el promedio ponderado de las frecuencias presentes en la señal, donde las potencias asociadas a cada frecuencia actúan como pesos. Esto proporciona una idea de cuál es la frecuencia "promedio" en términos de energía en el espectro.

6.4.2.4 Ancho de banda (BW)

El ancho de banda (BW) de potencia representa el rango de frecuencias donde se concentra el 95% de la potencia total de la señal [84]. Sin embargo, en MATLAB, la función `obw` devuelve el ancho de banda que ocupa el 99% de la señal.

6.4.2.5 Entropía espectral (SE)

Mide la complejidad de la señal en el dominio de la frecuencia, basada en la distribución de probabilidad del espectro de potencia [84].

$$SE = - \sum_{i=1}^N P_i \cdot \log_2 P_i \quad (14)$$

Donde P_i es cada elemento del espectro de potencia normalizado

Para calcular la entropía especial, se calcula el espectro de potencia $P(f)$ y se normaliza el espectro de potencial con el fin de convertirlo en una distribución de probabilidad:

$$P_i = \frac{P(f_i)}{\sum_{i=0}^n P(f_i)}$$

Se eliminan las probabilidades nulas (evitar $P_i = 0$) y se calcule la entropía con la fórmula de Shannon (Ecuación 14).

6.4.3 Características basadas en estadística

6.4.3.1 Varianza (σ^2)

Es una medida de la dispersión de los valores de la señal respecto a la media. Una mayor varianza indica que los valores de la señal están más alejados de la media, lo que puede sugerir variaciones significativas en la oxigenación. Su fórmula es:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2 \quad (15)$$

Donde μ es la media de los valores de la señal

6.4.3.2 Desviación Estándar (σ , SD)

Mide cuánto se desvían los valores de su media, proporcionando una indicación clara de la "variabilidad" en los datos de NIRS. Es la raíz cuadrada de la varianza.

6.4.3.3 Curtosis (K)

Mide la "agudeza" de la distribución de los valores de la señal. Una curtosis alta indica una mayor cantidad de picos extremos, mientras que una curtosis baja sugiere una distribución más plana. El "-3" se incluye para hacer que la curtosis de una distribución normal sea 0 (esta es la "exceso de curtosis"). Su fórmula es la siguiente:

$$K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\frac{x_i - \mu}{\sigma} \right)^4 - 3 \quad (16)$$

Donde σ es la desviación estándar

6.4.3.4 Asimetría (A)

Mide la simetría de la distribución de los valores de la señal. Si la asimetría es positiva, la señal tiene una cola más larga a la derecha, y si es negativa, es más larga a la izquierda.

$$Asimetría = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\frac{x_i - \mu}{\sigma} \right)^3 \quad (17)$$

6.5 Análisis e interpretación de resultados

El análisis de varianza (ANOVA) y la prueba de Tukey son herramientas útiles para comparar las diferencias entre grupos, en este caso, los tres estadios del CM (S, U, y M).

6.5.1 Análisis de ANOVA

El ANOVA evalúa si existen diferencias significativas entre las medias de las 14 características de la señal NIRS en los tres estadios. Con esto, se parte de dos hipótesis:

- **Hipótesis nula (H_0):** No hay diferencias significativas entre las medias de las características en los tres estadios.

- **Hipótesis alternativa (H_a):** Al menos un estadio tiene una media significativamente diferente en determinada característica.

Para cada característica se observa el valor p , si $p < 0.05$ se rechaza la hipótesis nula H_0 , lo que indica que al menos uno de los estadios es diferente. No obstante, si $p \geq 0.05$ no hay evidencia suficiente para afirmar que hay diferencias entre los estadios para esa característica.

6.5.2 Prueba post hoc de Tukey

Si el ANOVA detecta diferencias significativas $p < 0.05$ en una característica, la prueba de Tukey se utiliza para determinar entre qué grupos (S, U, M) están esas diferencias.

La prueba de Tukey realiza comparaciones entre los pares de estadios (S vs. U, S vs. M, U vs. M) y proporciona un intervalo de confianza y un valor p para cada comparación:

Si el intervalo de confianza incluye el 0, no hay diferencias significativas entre esos dos grupos. Si el intervalo no incluye el 0, hay diferencias significativas entre esos dos grupos.

6.5.3 Interpretación de los resultados

El uso de ANOVA podría permitir identificar diferencias significativas en las características evaluadas a lo largo de los tres estadios del CM. La aplicación de la prueba de comparaciones múltiples de Tukey podría, por ejemplo, revelar que, para un parámetro específico, el estadio M sea significativamente diferente del estadio S, mientras que no se observarían diferencias entre los estadios S y U ni entre U y M, lo que indicaría que el estadio U podría compartir similitudes con los otros dos. En otro caso, para un parámetro diferente, el estadio U podría diferenciarse significativamente de ambos estadios (S y M), mientras que estos últimos no

mostrarían diferencias entre sí. Este enfoque sería útil para identificar patrones específicos en cada característica evaluada, siempre que el ANOVA detecte diferencias significativas.

Además, podrían observarse tendencias como un incremento progresivo en ciertos parámetros ($S < U < M$), lo que sugeriría un aumento continuo en la variable estudiada conforme avanza el CM. De manera similar, podrían identificarse interrupciones específicas en algunos parámetros, como cambios drásticos en el estadio U, que se correlacionarían con eventos fisiológicos clave, como la urgencia miccional. Finalmente, sería relevante evaluar si los patrones observados son consistentes entre diferentes pacientes o si existe una variabilidad interindividual significativa, lo que proporcionaría información adicional para personalizar aplicaciones clínicas futuras. La SD podría reflejar modificaciones en los procesos fisiológicos que ocurren en cada estadio.

Con el registro de la escala de sensación miccional y el volumen de la vejiga durante el CM, se puede establecer si existe correlación entre los estadios y la SD, es decir, comprobar numéricamente si la SD aumenta progresivamente entre los estadios.

6.5.4 Clasificador basado en desviación estándar para la detección de la urgencia miccional

Considerando que el estudio de ANOVA señale que la desviación estándar (σ , SD) es la característica que cambie significativamente entre los tres estadios del CM (S, U, y M), se usará esta como característica de clasificación de las señales de ΔO_2Hb y ΔHHb . Esto puede interpretarse como un cambio en la variabilidad de la señal durante el CM, ya que un aumento de σ sugiere mayor variabilidad en la señal, mientras que una disminución indica que los valores están más concentrados alrededor de la media.

Como la SD será el único parámetro que cambie significativamente en los 3 estadios, se emplearía la SD de cada ventana de los cambios de concentración de hemoglobina como un clasificador para determinar en qué momento el sujeto de experimentación presenta urgencia miccional. En realidad, es deseable que se determine el momento después de la primera sensación, pero antes de la micción.

Tomando como base la distribución normal, un umbral de 2 veces la SD promedio ($2\sigma_{prom}$) ofrece sensibilidad y especificidad en la detección de eventos fuera de lo esperado en un conjunto de datos: En una distribución gaussiana, aproximadamente el 95.4% de los datos se encuentran dentro de 2 desviaciones estándar de la media ($\mu \pm 2\sigma$), mientras que el 4.6% de los datos estarán fuera de este rango (2.3% en cada extremo).

Usar 2σ como umbral de los ΔO_2Hb y ΔHHb implica considerar como valores inusuales a aquellos que tienen una probabilidad <5% de ocurrir bajo condiciones normales. Si la SD de una ventana excede $2 \cdot \sigma_{prom}$, puede considerarse lo suficientemente atípico como para identificar eventos inusuales en tiempo real en señales fisiológicas.

En los estadios iniciales, no se esperaría la presencia de ventanas que superen el umbral, ya que estos estadios se caracterizan por una estabilidad fisiológica en la señal. No obstante, para asegurar que artefactos en la señal no sean interpretados erróneamente como cambios en la concentración de hemoglobina, se implementa el criterio de exclusión temprana. Este criterio no solo garantiza la eliminación de datos espurios, sino que permite identificar ventanas relevantes que aparecen después del estadio S, pero antes del estadio M.

Este intervalo de latencia es de gran interés, ya que refleja un momento crucial en la transición hacia la urgencia miccional, donde las variaciones en la señal comienzan a ser fisiológicamente significativas. Estos resultados son prometedores, pues indican que el enfoque utilizado tiene el potencial de captar cambios relevantes en el ciclo miccional, contribuyendo a una mayor precisión en la interpretación de las señales y fortaleciendo su utilidad en aplicaciones futuras.

Capítulo 7. Resultados

7.1 Montaje experimental del sensor fNIRS

Como se menciona con anterioridad, el sensor se coloca en la región suprapúbica. Para ubicar anatómicamente a la vejiga se debe de palpar en la región púbica a la sínfisis del pubis, un hueso duro y prominente justo por encima de los genitales en la línea media. Justo por encima de la sínfisis púbica en la región suprapúbica, se usan las yemas de los dedos para aplicar presión suave hacia abajo y ligeramente hacia atrás, en dirección al interior de la pelvis. Al palpar una estructura suave y comprimible, se halla entonces el espacio donde se encuentra la vejiga.



Figura 17. Colocación del sensor en la zona suprapúbica.



Figura 18. Vista lateral de la colocación del sensor NIRS.

A los 10 sujetos de estudio que cumplieron con los criterios de inclusión se les fijó el sensor con cinta micropore en un patrón de dos cintas verticales y dos cintas horizontales, procurando recubrir el área del sensor.

7.2 Protocolo de determinación de la urgencia urinaria

La señal adquirida contiene artefactos de movimiento generados por bostezos, inhalaciones profundas, movimiento involuntarios del sujeto de estudio como se puede ver en la Figura 18. La señal original sin tratamiento digital no proporciona la información suficiente sobre el CM.

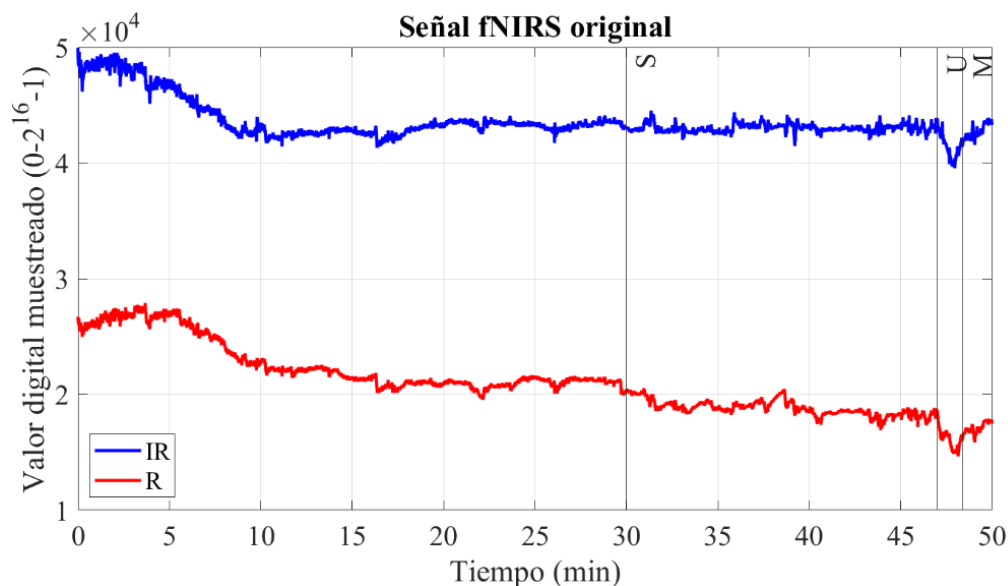


Figura 19. Señal fNIRS adquirida durante el CM del sujeto de prueba 1.

Particularmente, en la Figura 19, se observa que la deriva del instrumento se hace presente en los primeros 10 minutos de la adquisición de la señal, manifestándose como una oscilación prolongada en la señal cruda obtenida mediante NIRS que se reestablece a un valor basal constante.

Evidencia de que la señal fNIRS está contaminada de señales interferentes en su espectro de amplitud de la FFT. En la Figura 19 se reportan espigas de baja amplitud en frecuencias mayores a 15 Hz, producto de las señales interferentes de alta frecuencia. Particularmente en el rango de 0 a 1 Hz, se observan los valores de amplitud más altos. Esto hace sentido por el offset de la señal, no obstante, hay que filtrar para eliminar los artefactos de baja frecuencia como la respiración.

Los resultados de la entrevista clínica (ver Tabla 2) muestran que los participantes del estudio comparten características similares: ninguno tiene antecedentes de enfermedades o cirugías urológicas, ni presenta síntomas (como dolor al orinar) o cambios en la frecuencia miccional. Tampoco hay antecedentes de problemas circulatorios o enfermedades crónicas, salvo un participante que toma medicación con posible efecto sobre la función vesical. Además, solo dos participantes reportan antecedentes familiares de enfermedades vesicales.

Tabla 2. Resultados de la Entrevista Clínica de los 10 pacientes.

Número de pregunta	Número de Sujeto de Prueba									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
2	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
3	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
4	X	X	X	X	X	X	X	X	N	X
5	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
6	X	X	X	X	X	X	X	X	L	X
7	X	X	X	X	X	X	P	X	A	X
Edad	28	25	27	25	27	27	27	27	28	27

X: No
 N: Nerviosismo
 L: Loratadina
 A: Abuelos
 P: Papá o Mamá sufre de alguna enfermedad

7.3 Procesamiento digital de la señal

7.3.1 Conversión de valores digitales a corriente

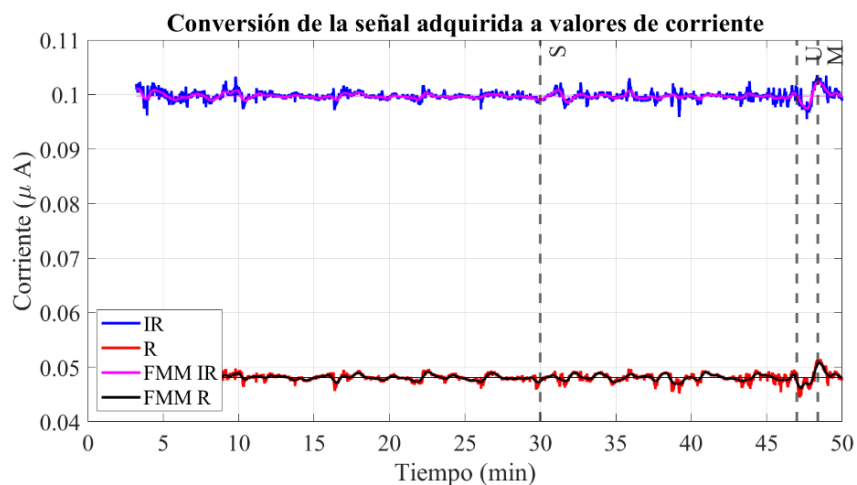


Figura 20. Aplicación de la función de transferencia para obtener valores de corriente.

7.3.2 Espectro de amplitud de la señal original y la filtrada

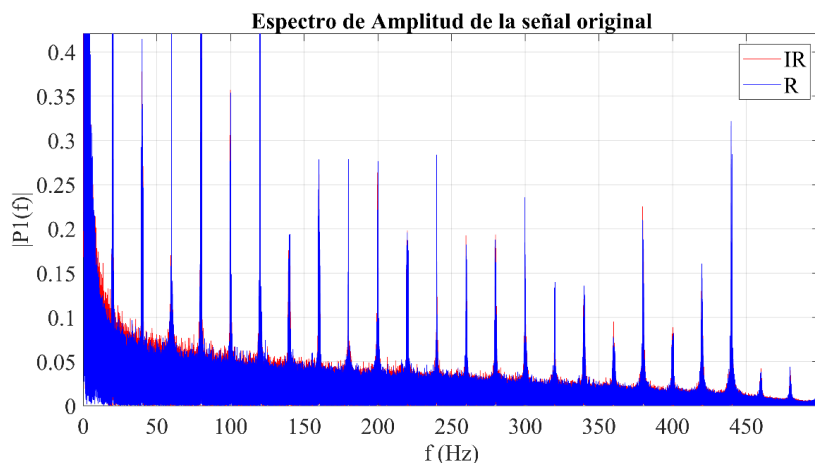


Figura 21. Espectro de amplitud de la señal original.

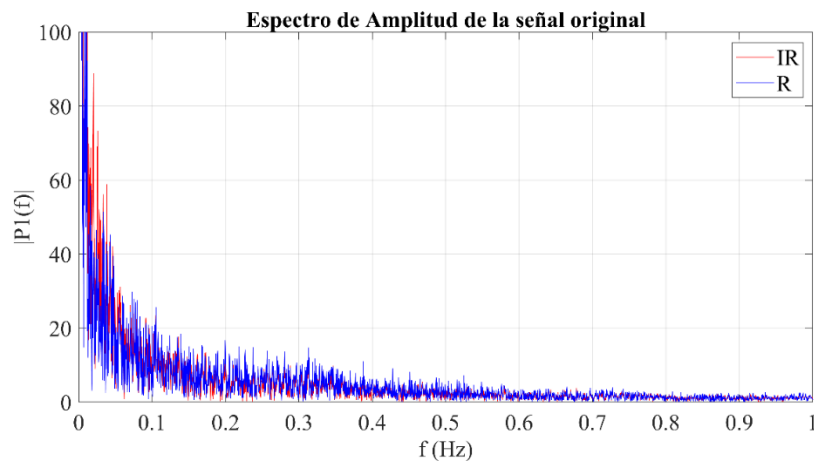


Figura 22. Espectro de amplitud de 0 a 1 Hz de la señal original.

En las Figuras previas al filtrado de 0 a 500 Hz y de 0 a 1 Hz de la señal NIRS sin tratamiento, es evidente la presencia de artefactos y ruido de alta frecuencia que pueden interferir con el análisis detallado de las componentes fisiológicas de interés.

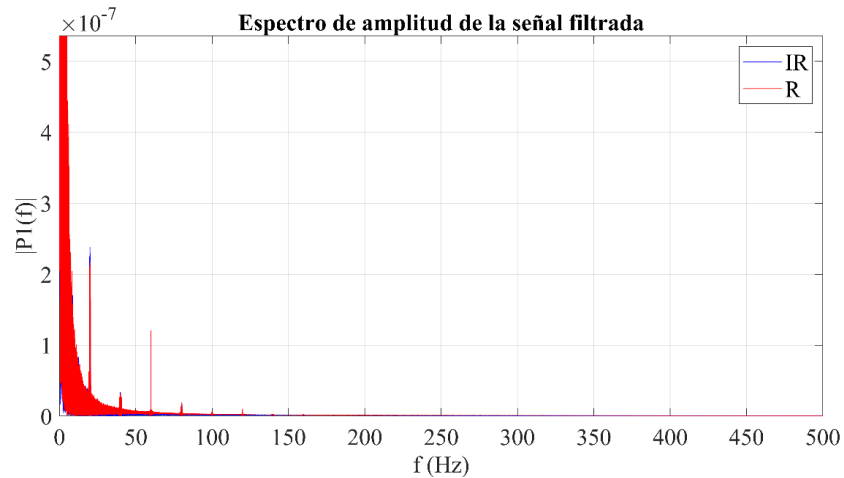


Figura 23. Espectro de amplitud de la señal filtrada.

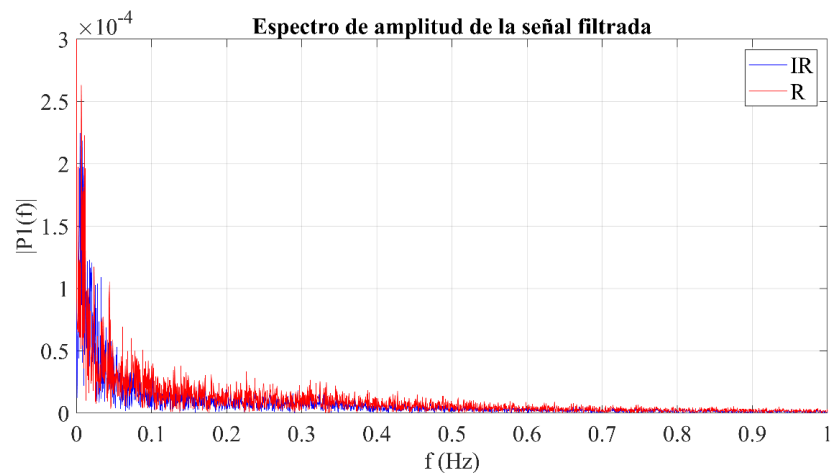


Figura 24. Espectro de amplitud de 0 a 1 Hz de la señal filtrada.

Al aplicar un filtro Butterworth pasa banda de segundo orden, se reducen considerablemente estos componentes indeseables, atenuando efectivamente las frecuencias altas, y obteniendo una señal más limpia. Las Figuras 24 y 25 presenta de forma clara el enfoque en el espectro de frecuencias tras el proceso de filtrado, mostrando cómo el contenido de bajas frecuencias se preserva adecuadamente. Esta visualización destaca el éxito del filtrado en mejorar la calidad de la señal para estudios de oxigenación tisular o análisis detallado de respuestas hemodinámicas en la señal NIRS, proporcionando una base sólida para la interpretación de patrones fisiológicos clave en el dominio de frecuencia.

7.3.3 Filtro de media móvil (FMM)

El aplicar un filtro de media móvil (FMM) tiene un comportamiento frecuencial similar que un filtro pasa bajas, de hecho, como se ilustra en la Figura 26

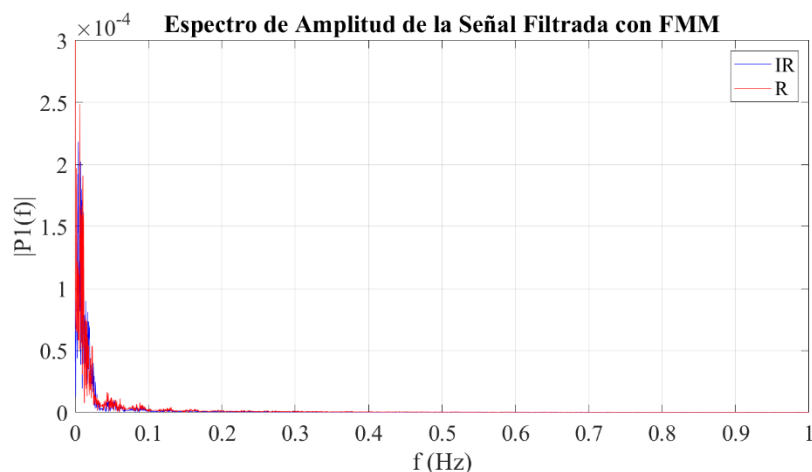


Figura 25. Espectro de amplitud del filtro de media móvil.

El FMM elimina picos abruptos y además es representativo de la tendencia de la señal (Ver Figuras 27 y 28). Cabe señalar que para el cálculo de las concentraciones de los cromóforos se debe considerar el offset de la señal, por ende, a pesar del filtro Butterworth pasa-banda, se recupera la amplitud de la frecuencia de 0 Hz.

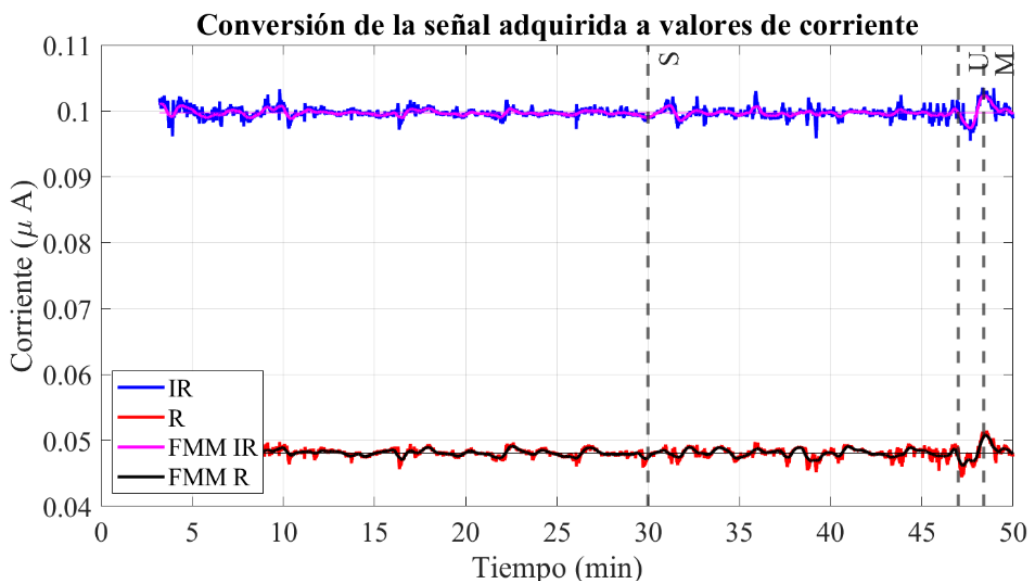


Figura 26. Corriente de infrarrojo, rojo, FMM del infrarrojo y FMM del rojo de todo el CM.

Es importante recordar que durante la adquisición hay 3 estadios que son de interés: cuando sucede la primera sensación de ir al baño (S), la sensación de urgencia urinaria (U) y cuando comienza la micción (M).

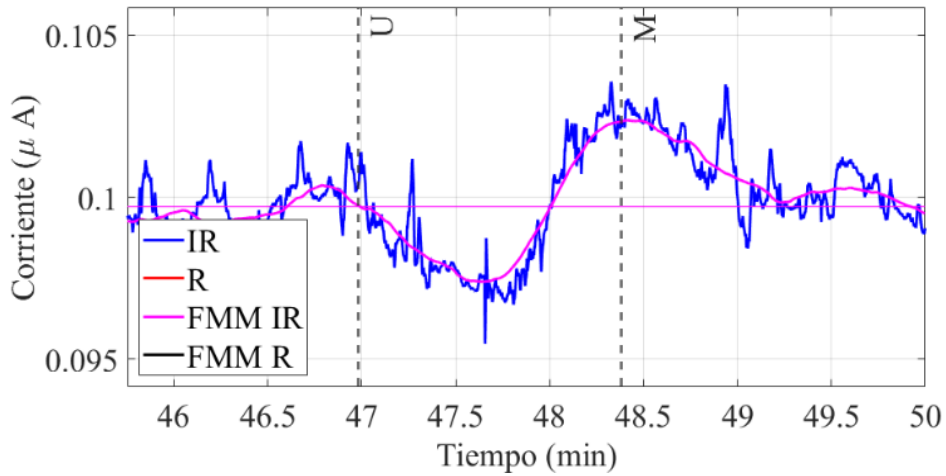


Figura 27. Corriente del infrarrojo y FMM del infrarrojo durante el inicio de la urgencia y la micción.

7.3.4 Aplicación de la Ley de Beer-Lambert modificada

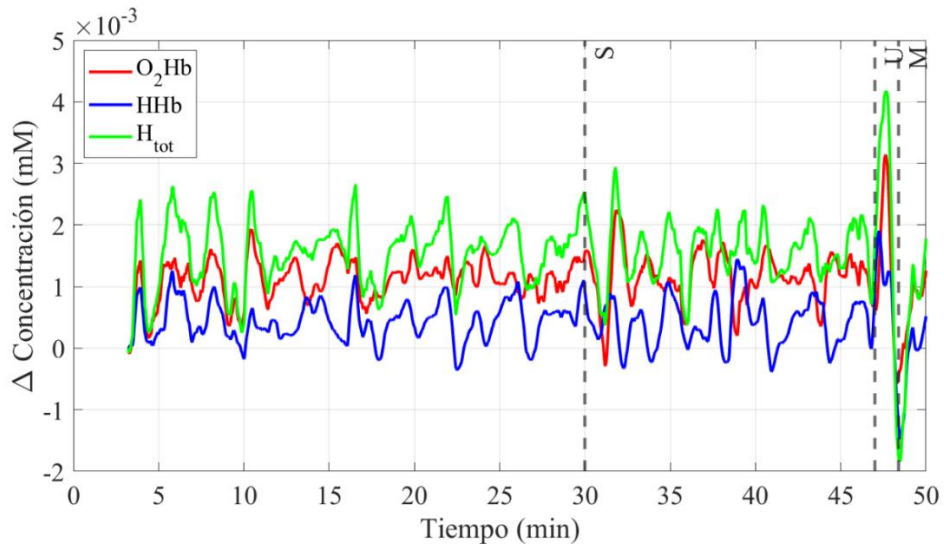


Figura 28. Cambios de concentración de O_2Hb , HHb y H_{tot} durante el CM.

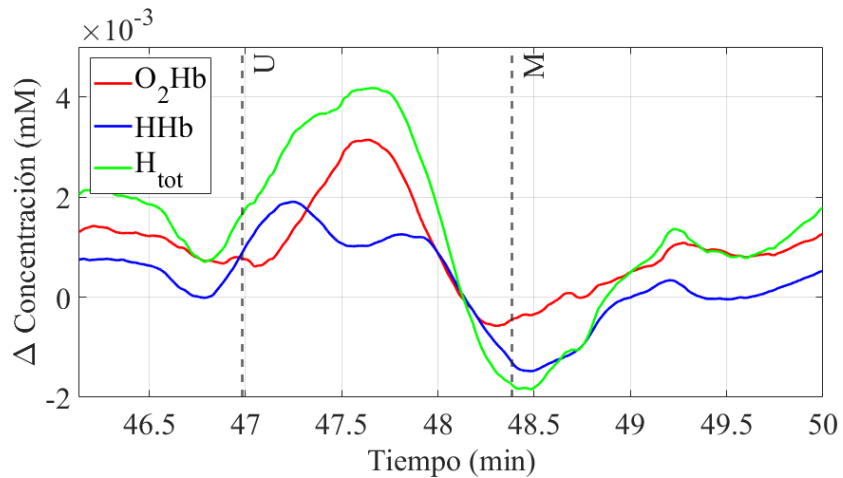


Figura 29. Cambios de concentración de O_2Hb , HHb y H_{tot} durante la sensación de urgencia y la micción.

7.4 Extracción de características

7.4.1 Características temporales de la señal NIRS

Las características temporales siguen la misma tendencia a lo largo del ciclo miccional, donde particularmente en la micción, hay una espiga prominente

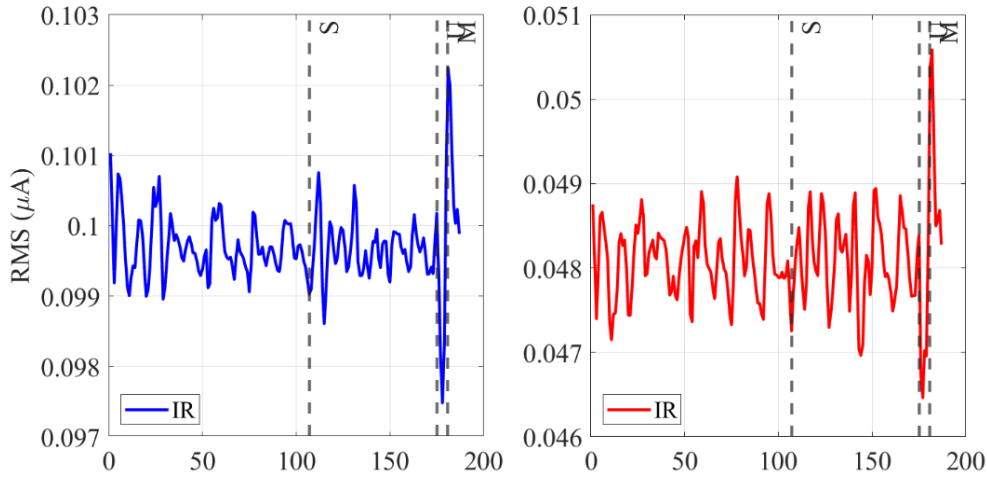


Figura 30. RMS de cada ventana rectangular del Sujeto 1.

7.4.2 Características frecuenciales de la señal NIRS

En el dominio de la frecuencia hay características que aportan información debido a su diferencia significativa entre los estadios y hay ciertos parámetros que son redundante. Por ejemplo, la frecuencia donde está la amplitud máxima del espectro de amplitud, esta es constante a lo largo de todo el CM, por el offset la señal NIRS. Por ende, se descarta la frecuencia máxima como una característica que aporta información de los fenómenos fisiológicos del CM.

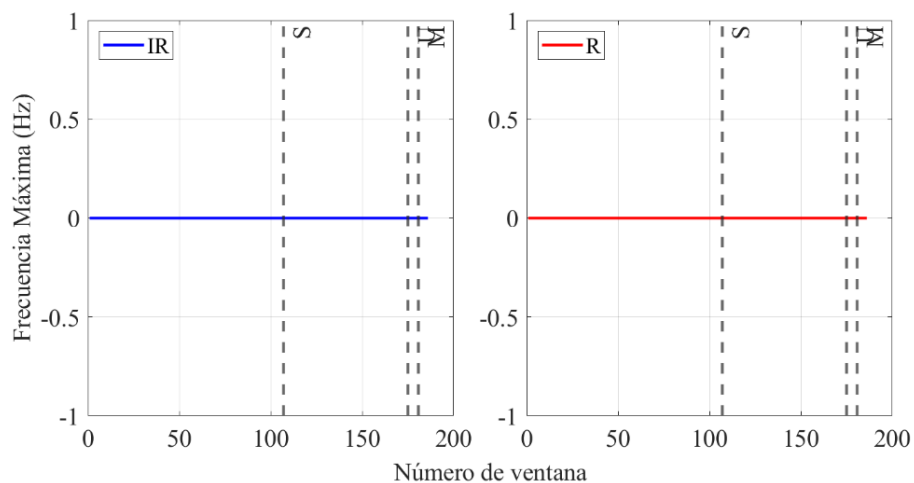


Figura 31. Frecuencia máxima de cada ventana Hamming del Sujeto 1.

A pesar de que la inspección visual permite concluir que la frecuencia máxima es un parámetro redundante y descartable, el enfoque estadístico emplea ANOVA ya que provee de información acerca de cuáles son las características con información redundante, invariantes entre los estadios del CM y aquellas que sí varían (como la entropía espectral, Ver Fig. 32).

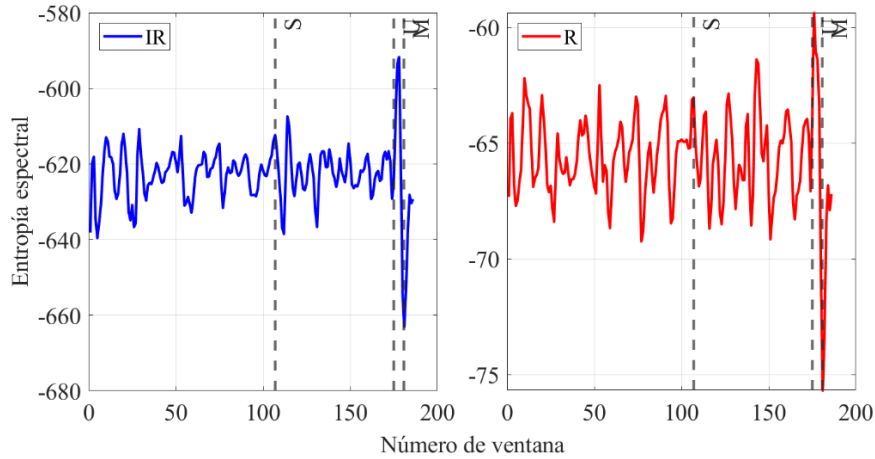


Figura 32. Entropía espectral de cada ventana Hamming del Sujeto 1.

7.4.3 Características basadas en estadística de la señal NIRS

En las características basadas en estadística, se encuentran las que describen la forma de una distribución de datos basadas en momentos estadísticos (Curtosis, Asimetría). Los valores máximo y mínimo se basan en los extremos de un conjunto de datos. Son la varianza y la desviación estándar las variables que por simple inspección visual aumentan en frecuencia y amplitud, es aquí donde las pruebas estadísticas de ANOVA y prueba post-hoc Tukey confirman una diferencia significativa de la característica entre los estadios del ciclo miccional.

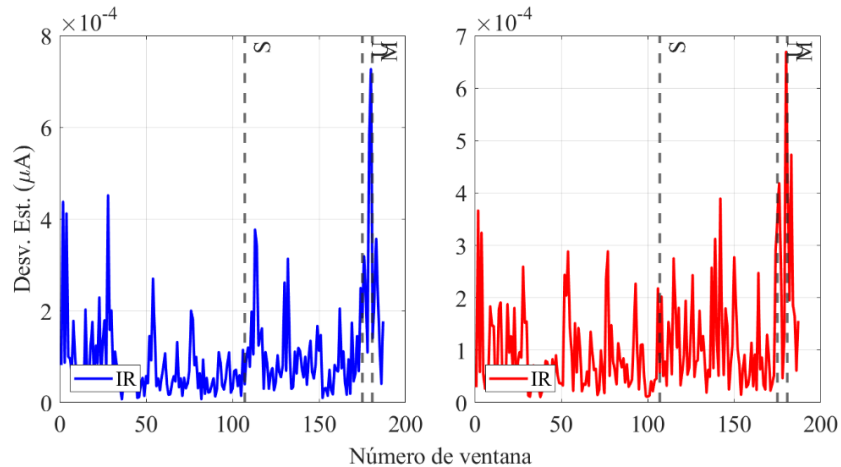


Figura 33. Desviación estándar de cada ventana rectangular del Sujeto 1.

7.4.4 Características temporales de los cambios de concentración de O_2Hb y HHb

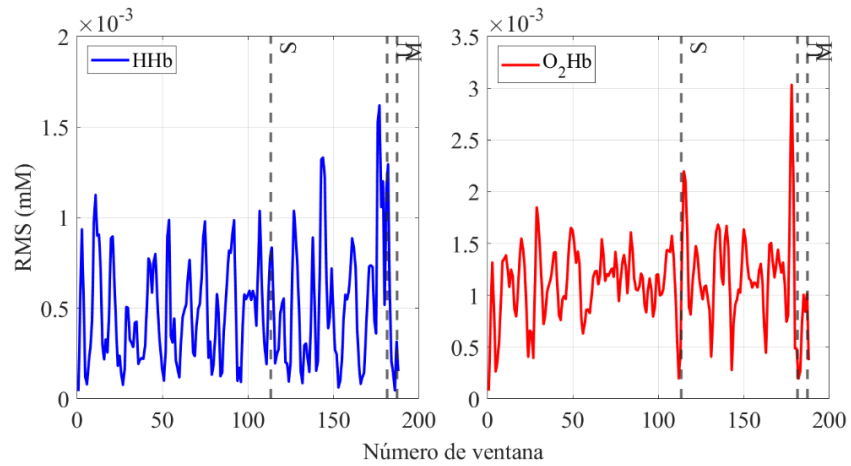


Figura 34. RMS de los cambios de concentración de cromóforos de cada ventana del Sujeto 1.

7.4.5 Características frecuenciales de ΔO_2Hb y ΔHHb

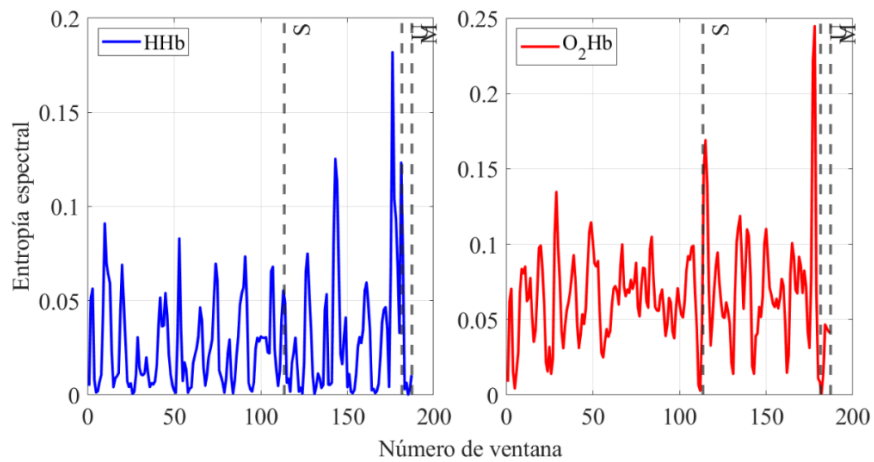


Figura 35. Entropía espectral de los cambios de concentración de cromóforos de cada ventana Hamming del Sujeto 1.

7.4.6 Características basadas en estadística de ΔO_2Hb y ΔHHb

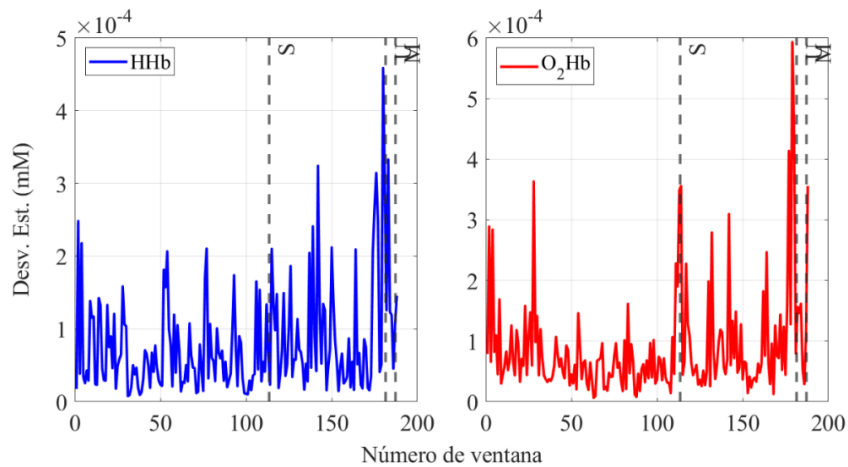


Figura 36. Desviación estándar de los cambios de concentración de cromóforos de cada ventana del Sujeto 1.

De los 10 sujetos de prueba, se analizaron las características temporales, frecuenciales y basadas en estadísticas de los tres estadios del ciclo miccional a partir de las señales de corriente del haz rojo e infrarrojo (ver Tablas 3 y 4) y de los cambios en la concentración de hemoglobina (ver Tablas 5 y 6). Con estas características, se llevó a cabo un análisis de varianza (ANOVA) para identificar los parámetros significativamente diferentes entre los tres estadios del ciclo miccional y determinar aquellos redundantes.

Tabla 3. Características temporales de la señal NIRS de los sujetos de prueba.

Estadio	Caract.		Número de Sujeto de Prueba									
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Desde el inicio hasta la primera sensación (S)	RMS	R	0.0481	0.0541	0.0081	0.0445	0.0391	0.0377	0.0018	0.0265	0.0482	0.0249
		IR	0.0997	0.0743	0.0315	0.0779	0.1225	0.099	0.0108	0.048	0.0787	0.062
	ZCR	R	0.0481	0.0541	0.0081	0.0444	0.0391	0.0377	0.0018	0.0265	0.0482	0.0249
		IR	0.0997	0.0743	0.0315	0.0779	0.1225	0.099	0.0108	0.048	0.0787	0.062
	AUC	R	77183	85185	12799	71359	32400	69550	803	41739	51634	40988
		IR	160070	117085	49579	125086	101520	182686	4691.5	75612.5	84404.6	102131
Primera Sensación hasta la Urgencia (U)	RMS	R	0.0481	0.054	0.0082	0.0444	0.039	0.0377	0.0018	0.0265	0.0481	0.025
		IR	0.0997	0.0743	0.0315	0.0779	0.1223	0.099	0.0108	0.048	0.0787	0.0622
	ZCR	R	0.0481	0.054	0.0081	0.0444	0.039	0.0377	0.0018	0.0265	0.0481	0.0249
		IR	0.0997	0.0743	0.0315	0.0779	0.1222	0.099	0.0108	0.048	0.0787	0.0621
	AUC	R	49073	147482	7129	52096	8996	28927	2727	23209	33191	8510

		IR	101667	202805	27614	91324	28202	76000	15928	42032	54259	21234
Sensación de urgencia hasta la micción (M)	RMS	R	0.0474	0.0542	0.01	0.0446	0.0388	0.0375	0.0018	0.0261	0.0481	0.0249
		IR	0.0991	0.0744	0.032	0.0783	0.1218	0.0988	0.0108	0.0474	0.0786	0.062
	ZCR	R	0.0474	0.0541	0.009	0.0446	0.0388	0.0375	0.0018	0.0253	0.0481	0.0249
		IR	0.0991	0.0744	0.0318	0.0782	0.1217	0.0988	0.0108	0.0468	0.0785	0.0619
	AUC	R	3978	22742	4148	2481	7008	18454	938	6560	12110	8358
		IR	8326	31241	14691	4355	22001	48594	5473	12137	19788	20814

Tabla 4. Característica basadas en estadística de la señal NIRS de los sujetos de prueba.

Estadio	Caract.		Número de Sujeto de Prueba										
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Desde el inicio hasta la primera sensación (S)	σ^2	R	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		IR	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	σ	R	0.0002	0.0001	0	0	0	0.0001	0	0	0.0001	0.0001	
		IR	0.0002	0.0001	0	0.0001	0.0001	0.0001	0	0	0.0001	0	
	Curtosis	R	1.5996	1.5759	2.3464	2.71	2.4883	1.7146	2.6927	1.7915	1.9721	1.4418	
		IR	1.5929	1.6088	2.7742	1.4925	3.0428	1.8492	2.3629	2.2897	2.0576	4.5395	
	Asimetría	R	-0.2562	-0.4331	0.1746	0.2662	-0.7375	0.336	0.7153	-0.5217	0.4363	-0.056	

		IR	-0.1817	-0.1195	-0.677	-0.0899	-1.0016	0.5545	0.3023	-0.1092	0.5601	1.1268	
Primera Sensación hasta la Urgencia (U)	σ^2	R	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		IR	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
	σ	R	0.0001	0.0001	0	0.0002	0	0.0001	0	0	0.0001	0.0001	0.0001
		IR	0.0001	0.0002	0	0.0002	0.0001	0.0001	0	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001
	Curtosis	R	1.9493	1.3521	2.2798	1.8687	2.5923	1.9801	2.392	1.8136	1.7352	2.5611	
		IR	2.5261	1.6224	2.4475	1.8046	1.9325	2.4326	2.3237	1.818	2.6169	2.5545	
Asimetría	R	-0.497	-0.1874	0.4009	-0.1248	0.8867	0.5625	0.8894	-0.4443	0.2704	0.9758		
	IR	-0.9185	-0.1927	-0.1765	0.0526	0.0597	0.9226	0.5298	-0.5825	1.0109	0.9937		
Sensación de urgencia hasta la micción (M)	σ^2	R	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		IR	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
	σ	R	0.0001	0	0	0.0001	0	0	0	0	0.0001	0	
		IR	0.0001	0	0	0.0001	0.0001	0.0001	0	0	0.0002	0	
	Curtosis	R	2.0348	2.1033	2.8795	1.9231	2.0126	1.5001	2.5298	2.0688	2.8939	2.1281	
		IR	1.4969	2.8362	2.3151	2.1867	3.1264	1.4716	3.3888	1.8691	3.5011	2.2516	
Asimetría	R	0.3381	-0.3106	0.4706	-0.5231	-0.4415	0.0205	0.6882	0.3789	0.9847	0.4904		
	IR	0.0435	-0.825	0.7878	-0.6085	-1.0118	-0.0619	1.2939	-0.2495	1.2939	0.3462		

Tabla 5. Características temporales de ΔO_2Hb y ΔHHb .

Estadio	Caract.	Número de Sujeto de Prueba										
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Desde el inicio hasta la primera sensación (S)	RMS	ΔO_2Hb	0.0012	0.0007	0.0015	0.001	0.0018	0.0009	0.0004	0.0006	0.0005	0.0007
		ΔHHb	0.0005	0.0005	0.0007	0.0005	0.0004	0.0003	0.0002	0.0002	0.0001	0.0006
	ZCR	ΔO_2Hb	0.0011	0.0006	0.0014	0.0007	0.0016	0.0008	0.0004	0.0005	0.0003	0.0002
		ΔHHb	0.0004	0.0005	-0.0006	0.0004	0.0002	0.0001	0.0002	0.0001	0	0.0001
	AUC	ΔO_2Hb	1772	876	2209	1059	1334	1414	154	779	359	252
		ΔHHb	706.99	761	-958	675	198	143	83	219	35	199
Primera Sensación hasta la Urgencia (U)	RMS	ΔO_2Hb	0.0012	0.0008	0.0025	0.0011	0.0019	0.0009	0.0005	0.0006	0.0006	0.0017
		ΔHHb	0.0006	0.0007	0.0012	0.0006	0.0007	0.0004	0.0002	0.0002	0.0003	0.0008
	ZCR	ΔO_2Hb	0.0012	0.0006	0.0013	0.0007	0.0018	0.0008	0.0005	0.0005	0.0004	0
		ΔHHb	0.0004	0.0005	-0.0007	0.0004	0.0003	0.0001	0.0002	0.0001	0	0.0002
	AUC	ΔO_2Hb	1178	1574	1113	790	407	608	698	459	247	14
		ΔHHb	425	1394	-575	501	75	78	336.015 6	119	31	63
Sensación de urgencia hasta la micción (M)	RMS	ΔO_2Hb	0.0018	0.0008	0.0045	0.0008	0.0027	0.0014	0.001	0.0075	0.0018	0.0011
		ΔHHb	0.0012	0.0008	0.0088	0.0005	0.0013	0.0008	0.0011	0.0055	0.0009	0.0008
	ZCR	ΔO_2Hb	0.0014	0.0004	0.0021	0.0004	0.0021	0.0009	0.0004	0.0023	0.0006	0.0002

		ΔHHb	0.0009	0.0004	-0.0028	0.0003	0.0005	0.0002	0	0.002	0.0001	0.0001
AUC		$\Delta\text{O}_2\text{Hb}$	115	180	970	21	385	443	178	$\frac{591.874}{6}$	149	73
		ΔHHb	74	163	-1304	17	94	119	13	515	25	42

Tabla 6. Característica basadas en estadística de $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ y ΔHHb .

Estadio	Caract.	Número de Sujeto de Prueba											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Desde el inicio hasta la primera sensación (S)	σ^2	$\Delta\text{O}_2\text{Hb}$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		ΔHHb	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	σ	$\Delta\text{O}_2\text{Hb}$	0.0003	0.0005	0.0004	0.0008	0.0008	0.0004	0.0002	0.0004	0.0004	0.0004	0.0006
		ΔHHb	0.0003	0.0003	0.0002	0.0003	0.0003	0.0003	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0005
	Curtosis	$\Delta\text{O}_2\text{Hb}$	3.8437	3.6237	4.0675	2.8919	2.5898	3.1639	3.8135	4.2195	3.0673	5.7996	
		ΔHHb	2.5918	3.5597	2.8813	3.4637	4.7231	2.9813	4.0492	3.2356	5.0678	13.4972	
	Asimetría	$\Delta\text{O}_2\text{Hb}$	-0.6641	-0.3944	-0.7143	0.0939	-0.3496	-0.0236	-1.3266	-0.4663	0.5043	-0.5784	
		ΔHHb	0.0556	0.4432	0.0354	0.3046	-0.7367	0.0225	-1.5387	-0.3944	0.425	-2.0216	
		σ^2	$\Delta\text{O}_2\text{Hb}$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
			ΔHHb	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	σ	$\Delta\text{O}_2\text{Hb}$	0.0004	0.0006	0.0022	0.0009	0.0008	0.0004	0.0002	0.0003	0.0005	0.0017	

			0.0004	0.0004	0.001	0.0004	0.0007	0.0004	0.0001	0.0001	0.0003	0.0007
Primera Sensación hasta la Urgencia (U)	Curtosis	Δ_{O_2Hb}	4.1127	7.8106	12.849	2.4424	2.5815	2.7926	3.5893	3.2164	3.9748	2.6789
		Δ_{HHb}	2.6128	8.0764	5.2724	2.827	2.3573	2.7695	4.591	2.662	3.414	6.3906
	Asimetría	Δ_{O_2Hb}	-0.4576	0.6966	-1.6972	-0.075	-0.1032	-0.1008	-0.0047	-0.2897	-0.3714	-0.3794
		Δ_{HHb}	0.1725	0.5739	-0.107	0.3452	-0.659	0.0906	-0.2541	-0.4371	0.2027	0.5155
	σ^2	Δ_{O_2Hb}	0	0	0	0	0	0	0	0.0001	0	0
		Δ_{HHb}	0	0	0.0001	0	0	0	0	0	0	0
	σ	Δ_{O_2Hb}	0.0012	0.0006	0.004	0.0007	0.0017	0.0011	0.0009	0.0071	0.0017	0.0011
		Δ_{HHb}	0.0008	0.0007	0.0083	0.0003	0.0011	0.0008	0.0011	0.0051	0.0009	0.0007
	Curtosis	Δ_{O_2Hb}	1.7479	18.3276	4.4429	2.1457	4.8046	8.8811	34.0825	6.2767	4.4643	3.6377
		Δ_{HHb}	3.302	5.2337	14.0739	2.6871	4.6408	4.9748	59.0381	7.3148	4.0111	2.2396
	Asimetría	Δ_{O_2Hb}	-0.0689	-3.588	-0.0602	-0.6623	-0.821	-0.8008	-5.0441	1.4825	0.9208	-0.5168
		Δ_{HHb}	-1.1339	-0.3866	-3.3998	-0.4828	0.4192	0.5551	-7.3211	2.3163	0.6045	-0.2909

7.5 Análisis e interpretación de resultados

7.5.1 Análisis de ANOVA

7.5.2 Prueba post hoc de Tukey

En la Tabla 7 se presentan los resultados del ANOVA y la prueba de Tukey. Si el valor p del ANOVA es mayor al nivel de significancia (0.05), el parámetro se considera redundante, ya que no muestra diferencias estadísticamente significativas entre los tres estadios. Por el contrario, si el valor p es menor a 0.05 tanto en el ANOVA como en la prueba de Tukey, se confirma que la característica presenta diferencias significativas en al menos uno de los tres estadios. La prueba post hoc de Tukey permite identificar específicamente entre qué pares de grupos (S y U, U y M, o S y M) existen diferencias significativas en la característica.

Tabla 7. ANOVA y prueba de Tukey de los 14 parámetros de la señal NIRS de los 10 sujetos de prueba para la corriente del infrarrojo (IR), rojo (R), los cambios de concentración de HHb y O₂Hb.

	Característica	p de ANOVA	p en la comparación de los estadios 1 y 2	p en la comparación de los estadios 2 y 3	p en la comparación de los estadios 1 y 3
IR	RMS	0.9999	1	1	1
	ZCR	0.9999	1	0.9999	0.9999
	AUC	0.0015	0.222	0.0642	0.0011
	Pendiente	0.0007	0.4922	0.0007	0.0128
	f_{max}	0.9999	1	1	1
	f_{med}	0.0058	0.8911	0.0237	0.0079
	f_{media}	0.0005	0.9107	0.0029	0.001
	BW	0.0058	0.8918	0.0239	0.008
	SE	0.009	0.272	0.1963	0.0065
	Valor Máximo	0.6923	0.9921	0.7768	0.7058
	Valor Mínimo	0.9347	0.9975	0.958	0.936
	Varianza	0.094	0.9736	0.173	0.1152
	Desv. Estándar	0.0175	0.8262	0.0706	0.0191
	Curtosis	0.6679	0.9898	0.7616	0.6798
Asimetría	0.4961	0.9205	0.4766	0.7129	

R	RMS	1	1	1	1
	ZCR	0.9998	1	0.9998	0.9998
	AUC	0.0185	0.6344	0.1177	0.0163
	Pendiente	0.0017	0.6935	0.002	0.0152
	f_{max}	1	1	1	1
	f_{med}	0.0058	0.8909	0.0237	0.0079
	f_{media}	0.0326	0.9968	0.0619	0.0527
	BW	0.0111	0.9629	0.0314	0.0172
	SE	0.107	0.9329	0.2211	0.1169
	Valor Máximo	0.3621	0.9933	0.464	0.4022
	Valor Mínimo	0.8534	0.9964	0.8978	0.86
	Varianza	0.0815	0.9874	0.1435	0.1077
	Desv. Estándar	0.0138	0.8653	0.0526	0.0165
	Curtosis	0.7299	0.7765	0.9998	0.7647
Asimetría	0.7931	0.9878	0.7925	0.8703	
HHb	RMS	0.0382	0.9753	0.0824	0.0529
	ZCR	0.9971	0.9983	0.9998	0.9971
	AUC	0.4244	0.9831	0.4463	0.5502
	Pendiente	0.0026	0.9925	0.0058	0.0077
	Valor Máximo	0.1349	0.9102	0.2813	0.1389
	Valor Mínimo	0.112	0.9941	0.1777	0.1476
	Varianza	0.157	0.9994	0.2203	0.2085
	Desv. Estándar	0.0311	0.9611	0.0742	0.042
	Curtosis	0.2857	0.9932	0.3277	0.3836
	Asimetría	0.4347	0.8602	0.4059	0.7192
O ₂ Hb	RMS	0.052	0.8872	0.1427	0.0564
	ZCR	0.4176	0.9973	0.5062	0.4654
	AUC	0.0144	0.3634	0.2	0.0107

	Pendiente	0.0249	0.966	0.0606	0.0352
	Valor Máximo	0.1191	0.8627	0.2867	0.1166
	Valor Mínimo	0.0143	0.6667	0.0895	0.0132
	Varianza	0.1484	0.9806	0.2422	0.1759
	Desv. Estándar	0.024	0.8283	0.0904	0.0256
	Curtosis	0.1507	0.9429	0.2804	0.1621
	Asimetría	0.4721	0.9765	0.4839	0.6097

Para representar de manera más gráfica los resultados del ANOVA, se utiliza un esquema de colores para indicar si una característica presenta diferencias significativas o es redundante. Las características significativamente diferentes se destacan en verde, mientras que las redundantes se marcan en rojo, facilitando así su interpretación visual (Ver Tabla 8).

Tabla 8 Características cuyo valor p de ANOVA es inferior (verde) o superior (rojo) a α

Espacio de características														
RMS	ZCR	AUC	m	f_{max}	f_{media}	$f_{mediana}$	BW	SE	Máx	Mín	σ^2	σ	K	A
Para la intensidad de corriente del haz de infrarrojo (IR)														
Red	Red	Verde	Verde	Red	Verde	Verde	Verde	Verde	Red	Red	Red	Verde	Red	Red
Para la intensidad de corriente del haz de rojo (R)														
Red	Red	Verde	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Verde	Red	Verde	Red	Red
Para los cambios de concentración de hemoglobina reducida (HHb)														
Verde	Red	Red	Verde	Red	Verde	Verde	Verde	Red	Red	Red	Red	Verde	Red	Red
Para los cambios de concentración de hemoglobina oxigenada (O ₂ Hb)														
Red	Red	Verde	Verde	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Verde	Red	Verde	Red	Red

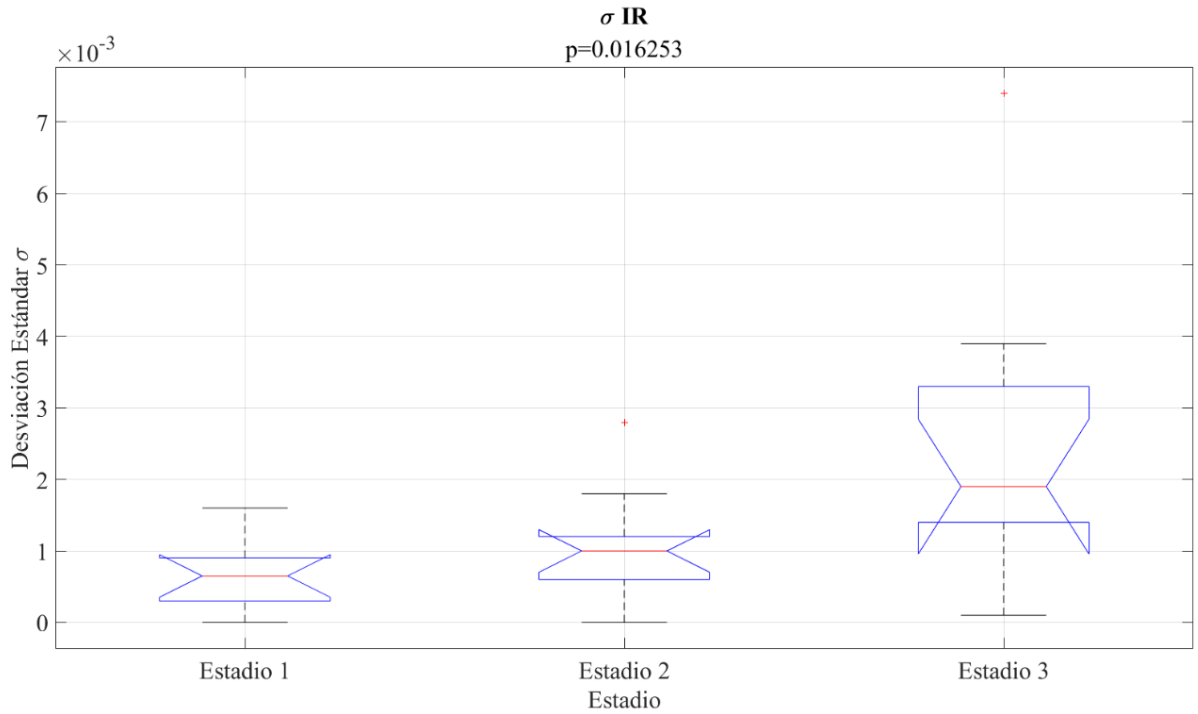


Figura 37. Cajas y bigotes de la SD de la corriente de haz de infrarrojo durante los 3 estadios.

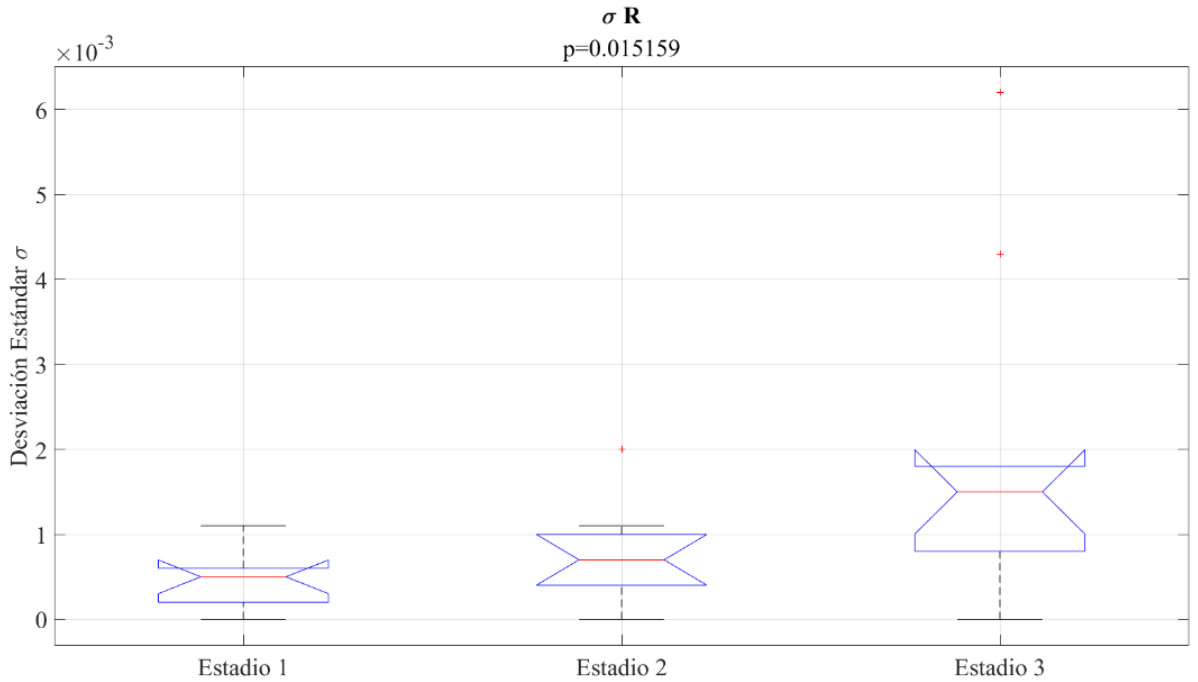


Figura 38. Cajas y bigotes de la SD de la corriente de haz de rojo durante los 3 estadios.

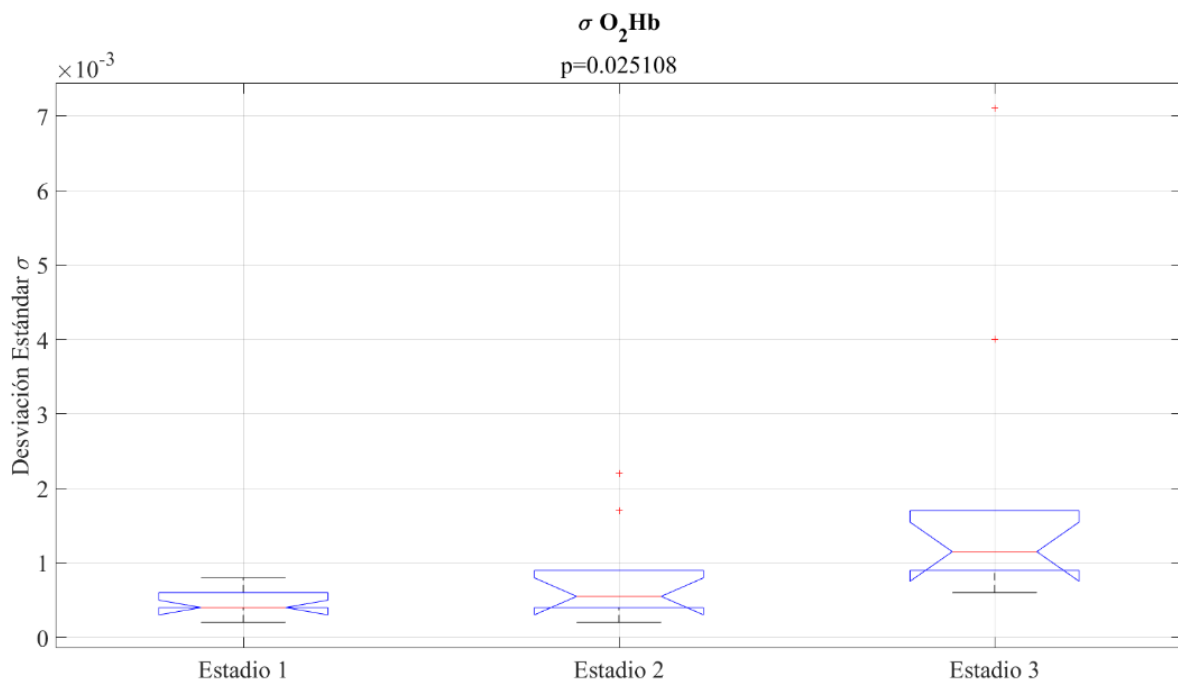


Figura 39. Cajas y bigotes de la SD de los cambios de concentración de O₂Hb.

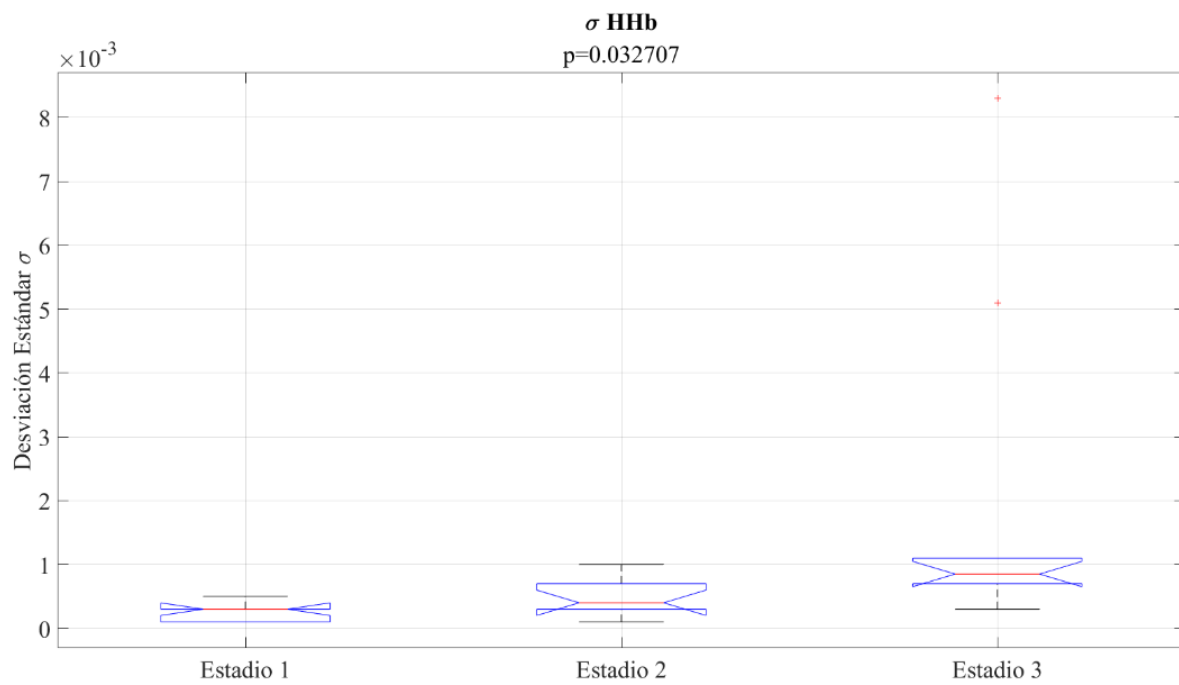


Figura 40. Cajas y bigotes de la SD de los cambios de concentración de HHb.

7.5.3 Interpretación de los resultados

Los valores p de la prueba Tukey de los cambios de concentración de hemoglobina reducida en la comparación entre estadio 1 y estadio 2 ($p = 0.9611$) indica que no hay una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los estadios 1 y 2. Desde un punto de vista estadístico las medias de estos dos estadios son prácticamente iguales.

Si comparamos el estadio 2 y estadio 3 ($p = 0.0742$), a pesar de no ser menor que el nivel de significancia común ($\alpha = 0.05$), al estar cerca del umbral justifica un análisis más detallado. Finalmente, la comparación entre estadio 1 y estadio 3 ($p = 0.042$) indica que existe una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los estadios 1 y 3. Las medias de estos dos estadios son diferentes de forma significativa.

Para los valores p de la prueba Tukey de los cambios de concentración de hemoglobina oxigenada, la comparación entre estadio 1 y estadio 2 ($p = 0.8283$) arroja que no hay una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los estadios 1 y 2. En su versión desoxigenada, la comparación entre estadio 2 y estadio 3 ($p = 0.0904$) indica que a pesar de tener un valor p más bajo, al no ser menor que el nivel de significancia, sugiere que la diferencia entre los estadios 2 y 3 no es estadísticamente significativa. Finalmente, la comparación entre estadio 1 y estadio 3 ($p = 0.0256$) indica que hay una diferencia estadística significativa entre la fase inicial y final del CM. Con base en las desviaciones estándar de los cambios de concentración de hemoglobina oxigenada y reducida, se concluye que:

S (Primera sensación): En este estadio, la señal muestra una variabilidad mínima, reflejando estabilidad fisiológica. Este comportamiento se debe a la ausencia de un estímulo significativo de urgencia miccional o de actividad contráctil en el músculo detrusor. La estabilidad en la señal podría deberse a un equilibrio en el flujo sanguíneo y a la falta de activación intensa de los mecanorreceptores en la pared vesical, lo que indica una fase inicial de reposo en el CM.

U (Urgencia): La variabilidad de la señal aumenta notablemente, aunque no lo suficiente para que sea estadísticamente diferente al estadio de la primera sensación, reflejando la compleja interacción de procesos fisiológicos durante la percepción de urgencia miccional.

Este incremento podría estar relacionado con la activación de los nervios sensoriales y los mecanorreceptores en respuesta al llenado vesical, generando contracciones parciales del detrusor. Además, la fluctuación en la SD podría estar asociada a cambios dinámicos en el flujo sanguíneo y la oxigenación de los tejidos detectados por la señal NIRS, como respuesta a la mayor presión ejercida sobre la pared vesical.

M (Micción): En este estadio, la señal presenta la mayor variabilidad, atribuida a las contracciones irregulares y rítmicas del detrusor que facilitan el vaciamiento vesical. Estas contracciones generan fluctuaciones en el flujo sanguíneo, que se reflejan en la señal NIRS. Este comportamiento dinámico es característico de la fase activa del CM, en la que el sistema fisiológico trabaja en coordinación para permitir la expulsión de la orina, resultando en un aumento notable de la variabilidad registrada.

7.5.4 Clasificador basado en SD para la detección de la urgencia miccional

Tabla 9 Detección de la urgencia miccional de los sujetos de prueba basándose en la SD

No. de Sujeto de Prueba	Número de ventana detectada	% del periodo de la señal	Minutos después de la primera sensación (S)	Minutos antes de la micción (M)
S1	142 (35.5 min)	75.89	8.74	9.65
S2	229 (57.25 min)	69.17	30.99	21.50
S3	192 (48 min)	95.19	21.74	0.55
S4	142 (35.5 min)	72.74	8.74	11.72
S5	72 (18 min)	53.80	4.18	2.67
S6	174 (43.5 min)	82.22	12.74	8.25
S7	161 (40.25 min)	94.08	33.00	0.20

S8	177 (44.25 min)	92.51	18.00	0.92
S9	102 (25.5 min)	71.29	7.63	8.05
S10	111 (27.75 min)	64.88	0.2925	11.00

Contemplando que el sujeto de pruebas 5 reporta un porcentaje del periodo de la señal de 53.80%, se considera este como el porcentaje de periodo mínimo para empezar a detectar ventanas. Atendiendo al criterio de exclusión temprana establecido previamente, aquellas ventanas cuya σ superen el umbral de dos veces el promedio de σ pero que ocurran antes del 53.80% del periodo de la señal, serán excluidas.

A continuación, se muestran los resultados de comparar la desviación de cada ventana con el umbral propuesto (Ver Fig. 41-44). Como se detalló, existe la posibilidad de detectar ventanas inclusive antes de la primera sensación, que se muestran en rojo ya que son descartadas por un criterio de temporalidad. La primera ventana detectada después del 53.80% del periodo de la señal, es la ventana considerada para la detección miccional.

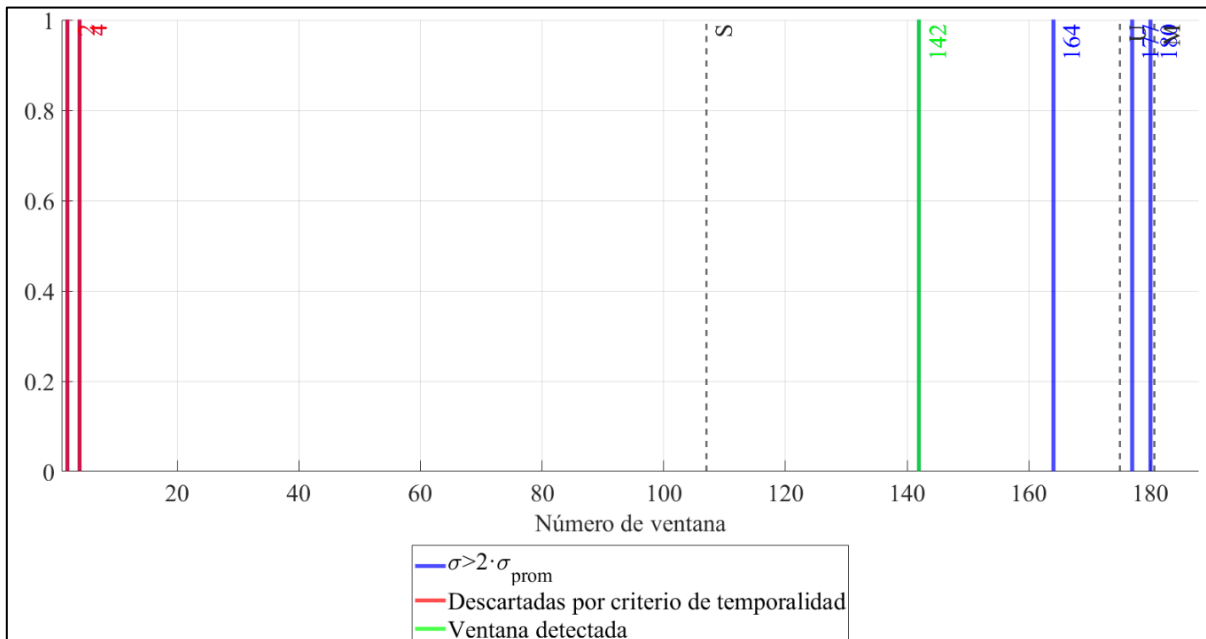


Figura 41. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 1.

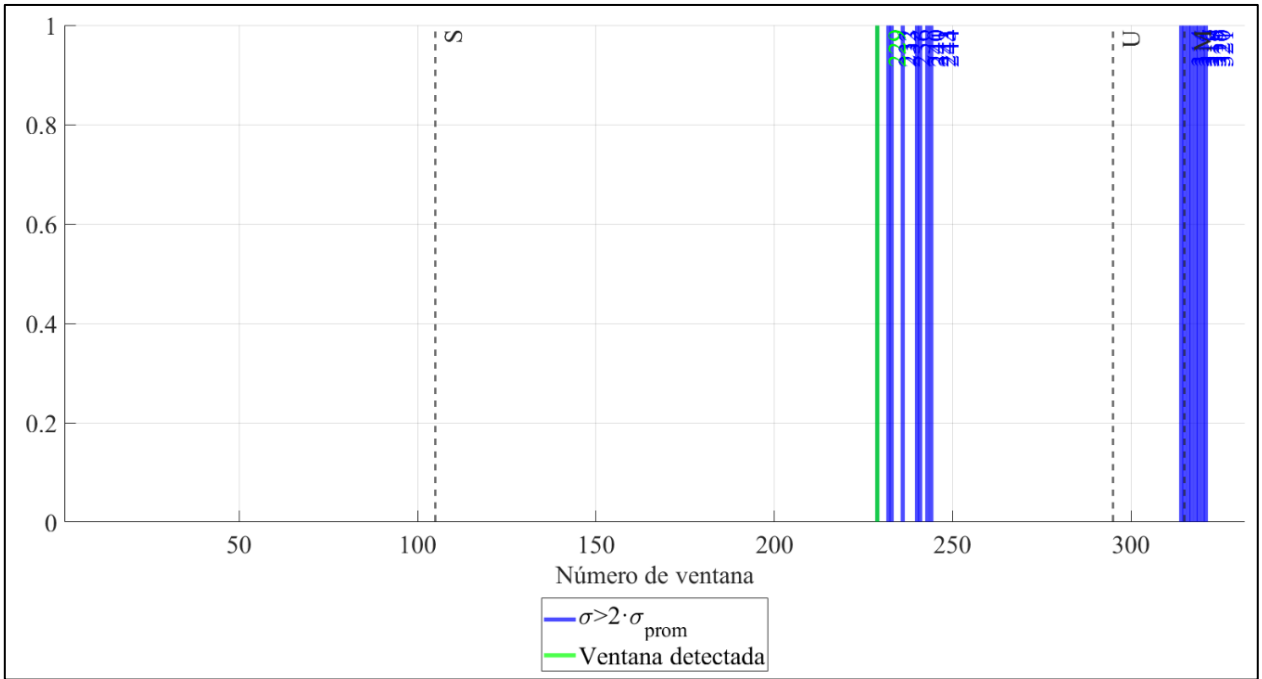


Figura 42. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 2.

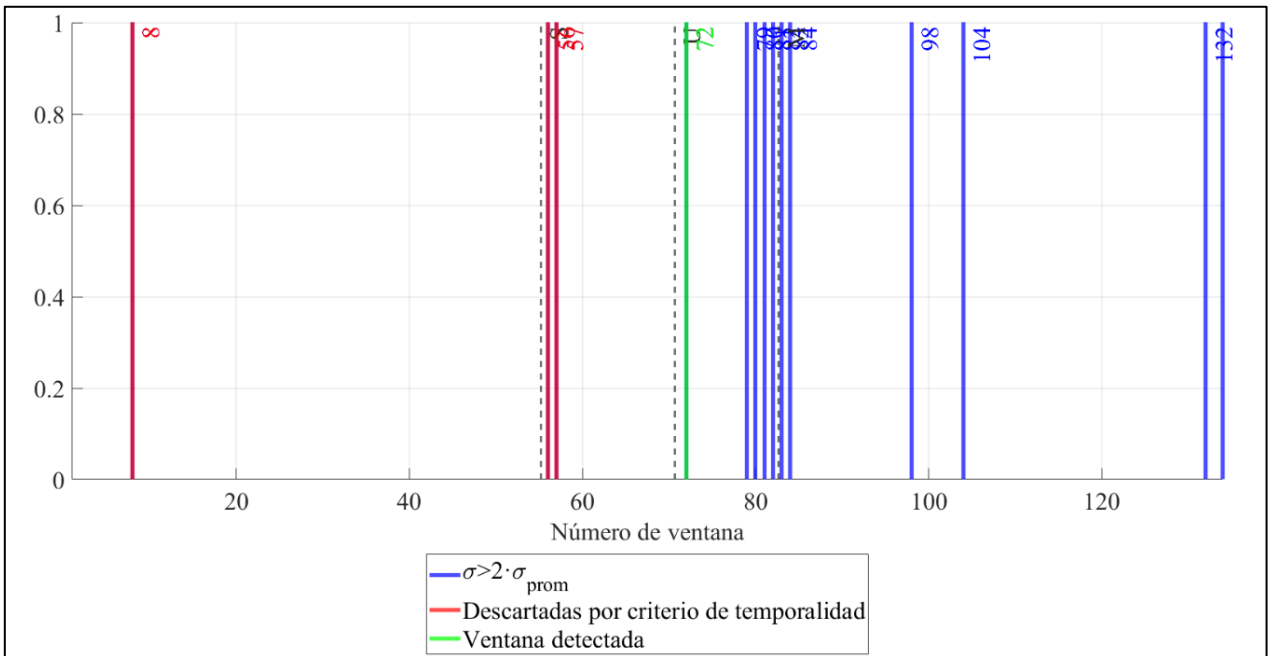


Figura 43. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 5.

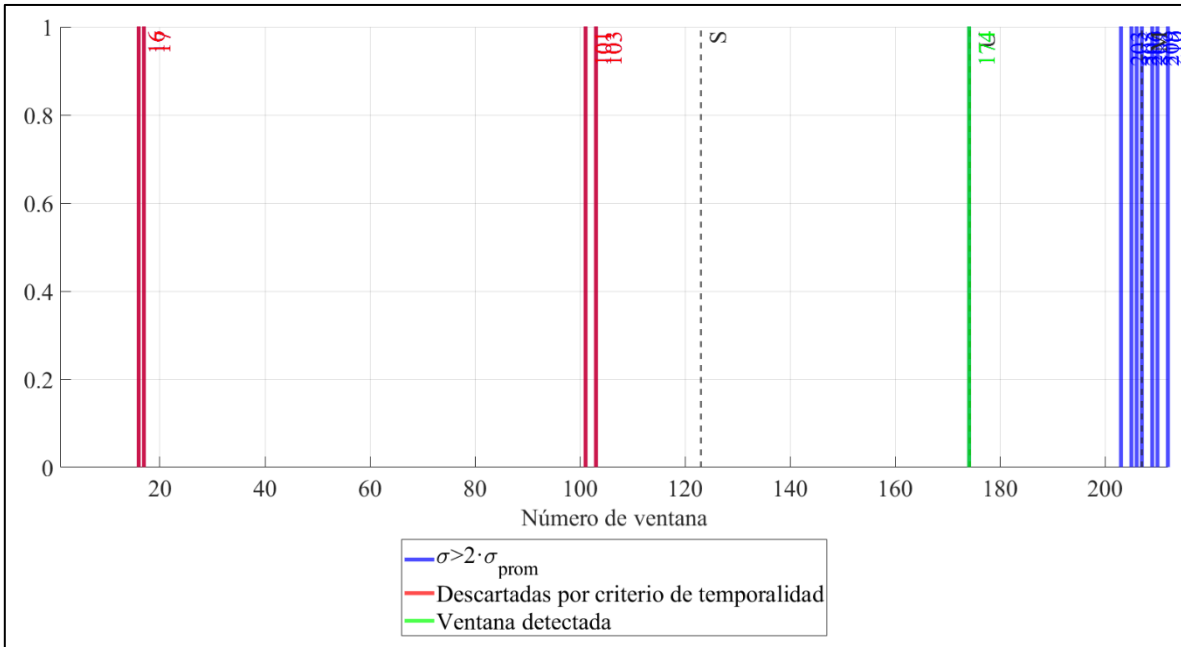


Figura 44. Ventanas que superan el umbral de $2 \cdot \sigma_{prom}$ durante el CM del Sujeto 6.

Un registro idóneo de la señal NIRS durante el ciclo miccional es como el que se muestra en la Figura 42, donde antes de S en ΔHHb y $\Delta[\text{O}_2\text{Hb}]$ no se reportan ventanas cuyos valores de SD superen al umbral. Esto se ajustaría a la interpretación de los resultados donde S la señal refleja estabilidad fisiológica, mientras que la variabilidad de la señal aumenta notablemente en el estadio de urgencia U. Sin embargo, la mayoría de los registros incluyen ventanas cuya SD supera al doble del σ_{prom} pero suceden previo a la primera sensación (Ver Figuras 43 y 44). Implementar el criterio de exclusión temprana permite eliminar falsos positivos que se susciten previo a que la vejiga alcance su capacidad fisiológica.

De manera preliminar, se puede concluir que con el valor de SD de los cambios de concentración de HHb y O_2Hb de los 10 pacientes se logra detectar la ventana posterior a la primera sensación (S) y antes de la micción (M). Esto resalta la importancia de la SD como clasificador entre los estadios miccionales, y la relación que guarda con los eventos fisiológicos del ciclo miccional: valores estables de SD durante las fases iniciales y valores anormales en los estadios finales donde hay mayor número de contracciones.

8. Conclusiones

La tesis presenta un sistema basado en fNIRS como una solución no invasiva para monitorear la urgencia miccional, esto se logra a través de los cambios en la concentración de O₂Hb y HHb. El sistema que proponemos es capaz de detectar cambios en la concentración de cromóforos en el músculo detrusor validando la viabilidad de la tecnología fNIRS en urología. Para el desarrollo experimental, se consideraron a 10 sujetos de prueba, con un intervalo de edad de entre 25 a 27 años, con un índice de masa corporal de 18 a 27 kg/m², clasificados entre ligeramente bajo normal y con un leve sobrepeso. De estos sujetos de prueba, al menos 2 tienen antecedentes familiares de algún padecimiento relacionado con la disfunción vesical.

Los resultados mostraron que los artefactos comunes en las mediciones NIRS (movimiento o la interferencia de luz ambiental), fueron mitigados en gran medida con algoritmos de procesamiento de señal, logrando aislar las señales fisiológicas relevantes y confiables para la interpretación de la actividad hemodinámica del músculo detrusor.

Se extrajeron características temporales, frecuenciales y las basadas en estadística de las señales de corriente y de los cambios de hemoglobina, aplicando análisis estadísticos de ANOVA y pruebas de Tukey, lo que permitió identificar diferencias significativas entre los estados de llenado, urgencia y vaciado. Además, el clasificador basado en SD mostró ser eficaz para detectar eventos de urgencia miccional, ya que es el único parámetro que según la ANOVA tiene una diferencia significativa en las 4 señales.

Al comparar el valor de SD de cada ventana temporal con el umbral propuesto, se observa el comportamiento general de los cambios de concentración de hemoglobina, y el criterio de exclusión temprana, en este estudio, se lograron detectar ventanas indicadoras de la urgencia miccional del sujeto de pruebas. Además, dichas ventanas se encuentran después de la primera sensación, pero antes de la micción, lo que es deseable y prometedor para su aplicabilidad clínica.

La SD se utiliza como un clasificador en los cambios de concentración de la hemoglobina para detectar eventos relacionados con la urgencia miccional. Con la SD, se identificaron

fluctuaciones significativas en los cambios de concentración de O₂Hb y HHb, asociadas a eventos como el llenado vesical, la urgencia miccional y el vaciado. A diferencia de métodos más complejos, la desviación estándar no requiere entrenamiento supervisado ni configuraciones sofisticadas, lo que la hace adecuada para implementaciones en tiempo real.

La tesis identifica múltiples oportunidades para la mejora del sistema, como la incorporación de sensores miniaturizados, el uso de inteligencia artificial para clasificar patrones hemodinámicos y la validación temprana en condiciones reales con pacientes ambulatorios.

9. Trabajo Futuro

Una dirección futura importante es realizar un análisis profundo sobre las características extraídas, determinando cuáles de ellas tienen un significado fisiológico relevante y cuáles son redundantes. Esto incluye implementar métodos estadísticos avanzados para evaluar la correlación entre las características de las señales medidas con los eventos miccionales, por ejemplo: usar técnicas como el Análisis de Componentes Principales (PCA) para reducir la dimensionalidad de las características, conservando aquellas de mayor impacto.

Se propone emplear algoritmos de selección de características secuencial para mejorar la eficiencia del modelo e identificar las características que maximicen la precisión de clasificación mientras minimiza la complejidad del modelo. Si bien la desviación estándar identifica eventos significativos, no considera directamente la evolución temporal de las señales. Esto podría complementarse con clasificadores más avanzados, como redes neuronales recurrentes (RNN), que integren información contextual. De hecho, la estrategia más recomendable para modelar un comportamiento es usar clasificadores basados en redes neuronales con una capa oculta o inclusive arquitecturas que permitan clasificar los datos en espacios de alta dimensionalidad como es el caso de las señales de la presente tesis.

El desarrollo de técnicas más avanzadas de selección de características y clasificación, junto con la implementación de modelos de aprendizaje profundo, permitirá maximizar el potencial del sistema fNIRS para la detección de la urgencia miccional.

10. Publicaciones

Esta tesis ha dado lugar a las siguientes publicaciones académicas:

Artículo en Revistas Arbitradas (en revisión)

Córdova Manzo, J. F., Vega-Martínez, G., Vera-Hernández, A., Leija-Salas, L., Quinzaños-Fresnedo, J., Durán-Ortiz, S. & Gutiérrez-Martínez, J. (2024). *Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) for Bladder Monitoring: Systematic Review and Future Directions*. Journal of Sensors, Editorial Wiley and Sons, <https://doi.org/10.1155/9161> (Indexado en: [Scopus/WoS/etc.], Factor de impacto: 1.4)

Contribuciones en Congresos

Córdova Manzo, J. F., Vega-Martínez, G., Vera-Hernández, A., Leija-Salas, L., & Gutiérrez-Martínez, J. (2024). *Finite Element Model for Parametrization of Adipose Tissue Thickness to Assess Near-Infrared Beam Penetration: A First Approach*. Congreso Internacional de Ingeniería Eléctrica, Ciencias de la Computación y Control Automático, Ciudad de México, México. (Modalidad: Oral)

Referencias

- [1] INEGI, “ESTADÍSTICAS DE DEFUNCIONES REGISTRADAS (EDR) 2023 (preliminar),” 2024. [Online]. Available: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2024/EDR/EDR2023_ene-dic.pdf
- [2] A. Chawla, M. C. Patil, S. J. Reddy, S. Pillai, and S. S. B. N, “Global Differences in Management of Neurogenic Bladder: Indian Perspective,” 2023. doi: 10.1007/s11884-023-00692-9.
- [3] “Parkinson, segunda enfermedad neurodegenerativa más frecuente en personas mayores de 50 años,” Instituto Nacional de las Personas Adultas Mayores. [Online]. Available: <https://www.gob.mx/inapam/articulos/parkinson-segunda-enfermedad-neurodegenerativa-mas-frecuente-en-personas-mayores-de-50-anos?idiom=es>
- [4] S. Estrada-Mondaca *et al.*, “Lesión de médula espinal y medicina regenerativa,” *Salud Publica Mex*, vol. 49, no. 6, 2007, doi: 10.1590/s0036-36342007000600011.
- [5] Consejo Nacional para el Desarrollo y la Inclusión de las Personas con Discapacidad, “Las complicaciones causadas por la espina bífida pueden variar desde problemas físicos menores a las discapacidades físicas y mentales severos.” [Online]. Available: <https://www.gob.mx/conadis/es/articulos/dia-internacional-de-la-espina-bifida-135520?idiom=es#:~:text=En México se tiene una,%2C Lipomeningocele%2C Meningocele y Mielomeningocele.>
- [6] T. Selvakumari and T. Selvakumari, *Gerard J. Tortora, Bryan H. Derrickson-Principles of anatomy & physiology-Wiley (2014)*. 2018.
- [7] C. F. Lynch and M. B. Cohen, “Urinary system,” *Cancer*, vol. 75, no. 1 S, 1995, doi: 10.1002/1097-0142(19950101)75:1+<316::AID-CNCR2820751314>3.0.CO;2-T.
- [8] E. a Tanagho and J. W. McAninch, *Smith 's General Urology*. 2008.
- [9] S. Khonsary, “Guyton and Hall: Textbook of Medical Physiology,” *Surg Neurol Int*, vol. 8, no. 1, 2017, doi: 10.4103/sni.sni_327_17.
- [10] J. W. McAninch and T. F. Lue, *Smith & Tanagho 's General Urology 18th ed*. 2013.
- [11] L. Girona and J. Conejero, “Urología,” in *FARMACIA HOSPITALARIA*, 2019.
- [12] G. J. Tortora and B. Derrickson, “Anatomia- tortora 15 ed,” 2021.
- [13] P. T. Dorsher and P. M. McIntosh, “Neurogenic bladder,” 2012. doi: 10.1155/2012/816274.
- [14] M. P. Salazar and L. T. Castellanos, “El estudio urodinámico,” *Urología Colombiana*, vol. 23, no. 2, 2014, doi: 10.1016/s0120-789x(14)50042-1.
- [15] S. A. Awad, “Atlas of Urodynamics,” *J Urol*, 1997, doi: 10.1097/00005392-199701000-00119.
- [16] R. T. Kershen, K. M. Azadzi, and M. B. Siroky, “Blood flow, pressure and compliance in the male human bladder,” *Journal of Urology*, vol. 168, no. 1, 2002, doi: 10.1016/S0022-5347(05)64843-4.
- [17] J. J. Wyndaele *et al.*, “Bladder compliance what does it represent: Can we measure it, and is it clinically relevant?,” 2011. doi: 10.1002/nau.21129.

- [18] X. Zhang, D. A. Husmann, L. A. Mynderse, A. Alizad, and M. Fatemi, “Non-invasive assessment of urinary bladder compliance using ultrasound: first validation study based on clinical urodynamic study,” *Ann Transl Med*, vol. 9, no. 7, 2021, doi: 10.21037/atm-20-6900.
- [19] J. C. Castaño, “El estudio urodinámico,” *Urología Colombiana*, vol. 23, no. 2, 2014, doi: 10.1016/s0120-789x(14)50043-3.
- [20] F. Lange and I. Tachtsidis, “Clinical brain monitoring with time domain NIRS: A review and future perspectives,” 2019. doi: 10.3390/app9081612.
- [21] L. Youn-Long, L. Chong-Min, H. Yasuura, and L. Yongpan, *Smart Sensors and Systems*. Springer, 2015. doi: 10.1007/978-3-319-14711-6.
- [22] B. Molavi, B. Shadgan, A. J. Macnab, and G. A. Dumont, “Noninvasive optical monitoring of bladder filling to capacity using a wireless near infrared spectroscopy device,” *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, vol. 8, no. 3, 2014, doi: 10.1109/TBCAS.2013.2272013.
- [23] S. L. Jacques, “Optical properties of biological tissues: A review,” 2013. doi: 10.1088/0031-9155/58/11/R37.
- [24] M. Ferrari, “Progress of near-infrared spectroscopy and topography for brain and muscle clinical applications,” *J Biomed Opt*, vol. 12, no. 6, 2007, doi: 10.1117/1.2804899.
- [25] D. Grosenick, H. Rinneberg, R. Cubeddu, and P. Taroni, “Review of optical breast imaging and spectroscopy,” *J Biomed Opt*, vol. 21, no. 9, 2016, doi: 10.1117/1.jbo.21.9.091311.
- [26] M. Ferrari and V. Quaresima, “A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application,” 2012. doi: 10.1016/j.neuroimage.2012.03.049.
- [27] A. Macnab, L. Stothers, and E. Deegan, “Development of a near-infrared spectroscopy interface able to assess oxygen recovery kinetics in the right and left sides of the pelvic floor,” *J Biomed Opt*, vol. 24, no. 07, 2019, doi: 10.1117/1.jbo.24.7.075003.
- [28] M. Buchheit, P. Ufland, B. Haydar, P. B. Laursen, and S. Ahmaidi, “Reproducibility and sensitivity of muscle reoxygenation and oxygen uptake recovery kinetics following running exercise in the field,” *Clin Physiol Funct Imaging*, vol. 31, no. 5, 2011, doi: 10.1111/j.1475-097X.2011.01020.x.
- [29] A. D., “Aplicación de nuevas tecnologías en el cuidado neonatal: monitorización de la saturación regional de oxígeno,” *Enfermería Neonatal*, vol. 31, 2019.
- [30] M. Kankaanpää *et al.*, “Back extensor muscle oxygenation and fatigability in healthy subjects and low back pain patients during dynamic back extension exertion,” *Pathophysiology*, vol. 12, no. 4, 2005, doi: 10.1016/j.pathophys.2005.09.013.
- [31] A. Koven and S. Herschorn, “NIRS: Past, Present, and Future in Functional Urology,” 2022. doi: 10.1007/s11884-022-00665-4.
- [32] L. Stothers and A. Macnab, “1533: Near Infrared Spectroscopy (NIRS) Changes in Oxy and Deoxyhemoglobin During Natural Bladder Filling and Voiding in Normal Volunteers,” *Journal of Urology*, vol. 177, no. 4S, 2007, doi: 10.1016/s0022-5347(18)31734-8.

- [33] A. J. Macnab, B. Shadgan, and L. Stothers, "Review: The evolution of wireless near infrared spectroscopy applications in urology and rationale for clinical use," 2012. doi: 10.1255/jnirs.963.
- [34] A. J. Macnab and L. Stothers, "Near-infrared spectroscopy: validation of bladder-outlet obstruction assessment using non-invasive parameters.," *Can J Urol*, vol. 15, no. 5, 2008.
- [35] L. Stothers, R. Guevara, and A. Macnab, "Classification of Male Lower Urinary Tract Symptoms Using Mathematical Modelling and a Regression Tree Algorithm of Noninvasive Near-Infrared Spectroscopy Parameters," *Eur Urol*, vol. 57, no. 2, 2010, doi: 10.1016/j.eururo.2009.05.004.
- [36] F. Farag, F. Martens, K. D'Hauwers, W. Feitz, and J. P. Heesakkers, "922 NEAR INFRARED SPECTROSCOPY: A NOVEL NON- INVASIVE DIAGNOSTIC METHOD FOR DETRUSOR OVERACTIVITY IN PATIENTS WITH OVERACTIVE BLADDER SYMPTOMS. A PRELIMINARY AND EXPERIMENTAL STUDY," *European Urology Supplements*, vol. 10, no. 2, 2011, doi: 10.1016/s1569-9056(11)60905-6.
- [37] G. Vijaya, G. A. Digesu, A. Derpapas, D. C. Panayi, R. Fernando, and V. Khullar, "Changes in detrusor muscle oxygenation during detrusor overactivity contractions," *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology*, vol. 163, no. 1, 2012, doi: 10.1016/j.ejogrb.2012.03.030.
- [38] F. F. Farag, F. M. Martens, K. W. D'Hauwers, W. F. Feitz, and J. P. Heesakkers, "Near-infrared spectroscopy: A novel, noninvasive, diagnostic method for detrusor overactivity in patients with overactive bladder symptoms - A preliminary and experimental study," *Eur Urol*, vol. 59, no. 5, 2011, doi: 10.1016/j.eururo.2010.12.032.
- [39] H. Mastoroudes *et al.*, "Use of near infrared spectroscopy as an alternative to videourodynamics to detect detrusor overactivity in women with the overactive bladder syndrome," *Urology*, vol. 80, no. 3, 2012, doi: 10.1016/j.urology.2012.05.036.
- [40] A. J. Macnab, L. Stothers, J. E. Speich, and A. Klausner, "Evaluation of cortical neuroexcitation in urinary urgency using simultaneous near infrared spectroscopy of the brain and bladder with quantification of sensation," 2019. doi: 10.1117/12.2531668.
- [41] L. Romai *et al.*, "Bladder NIRS: a non-invasive method functional to distinguish between Detrusor Underactivity (DU) and Bladder Outlet Obstruction (BOO), in men with LUTS," *Eur Urol Open Sci*, vol. 20, 2020, doi: 10.1016/s2666-1683(20)35639-1.
- [42] P. F. W. M. Rosier, L. Szabó, A. Capewell, J. B. Gajewski, P. K. Sand, and G. L. Hosker, "Executive summary: The international consultation on incontinence 2008 - Committee on: 'Dynamic testing'; for urinary or fecal incontinence. Part 2: Urodynamic testing in male patients with symptoms of urinary incontinence, in patients with relevant neurological abnormalities, and in children and in frail elderly with symptoms of urinary incontinence," 2010. doi: 10.1002/nau.20763.
- [43] B. Shadgan, A. Macnab, M. Nigro, and L. Stothers, "Monitoring of lower urinary tract function in patients with spinal cord injury using near infrared spectroscopy," in *Photonic Therapeutics and Diagnostics VIII*, 2012. doi: 10.1117/12.906051.
- [44] R. Sakakibara *et al.*, "Real-time measurement of oxyhemoglobin concentration changes in the frontal micturition area: An fNIRS study," *Neurourol Urodyn*, vol. 29, no. 5, 2010, doi: 10.1002/nau.20815.

- [45] R. Sakakibara, F. Tateno, M. Yano, O. Takahashi, Y. Aiba, and T. Yamamoto, "Fesoterodine normalizes the brain function in overactive bladder patients due to central nervous system lesion: A real-time measure of oxyhemoglobin concentration changes during urodynamics," 2019. doi: 10.1111/iju.14072.
- [46] R. Sakakibara *et al.*, "Tolterodine activates the prefrontal cortex during bladder filling in OAB patients: A real-time NIRS-urodynamics study," *Neurourol Urodyn*, vol. 33, no. 7, 2014, doi: 10.1002/nau.22471.
- [47] K. Afshar, B. Shadgan, L. Stothers, and A. Macnab, "1628 NEAR INFRARED SPECTROSCOPY (NIRS) AND ALTERED DETRUSOR OXYGEN CONSUMPTION IN NON-NEUROGENIC LOWER URINARY TRACT DYSFUNCTION IN CHILDREN," *Journal of Urology*, vol. 183, no. 4S, 2010, doi: 10.1016/j.juro.2010.02.1408.
- [48] babak shadgan, L. Stothers, and andrew macnab, "2316 NONINVASIVE DIAGNOSIS OF BLADDER DYSFUNCTION IN PATIENTS WITH INTERSTITIAL CYSTITIS / PAINFUL BLADDER SYNDROME USING NEAR INFRARED SPECTROSCOPY," *Journal of Urology*, vol. 187, no. 4S, 2012, doi: 10.1016/j.juro.2012.02.2497.
- [49] D. Pang and L. Liao, "Abnormal functional connectivity within the prefrontal cortex in interstitial cystitis/bladder pain syndrome (IC/BPS): A pilot study using resting state functional near-infrared spectroscopy (rs-fNIRS)," *Neurourol Urodyn*, vol. 40, no. 6, 2021, doi: 10.1002/nau.24729.
- [50] A. J. Macnab and L. Stothers, "Measurement of exercise treatment effect from pelvic floor muscle therapy for lower urinary tract dysfunction using near infrared spectroscopy," 2021. doi: 10.1117/12.2586348.
- [51] C. K. Kim, S. Lee, D. Koh, and B. M. Kim, "Development of wireless NIRS system with dynamic removal of motion artifacts," *Biomed Eng Lett*, vol. 1, no. 4, 2011, doi: 10.1007/s13534-011-0042-7.
- [52] S. Brigadoi *et al.*, "Motion artifacts in functional near-infrared spectroscopy: A comparison of motion correction techniques applied to real cognitive data," *Neuroimage*, vol. 85, 2014, doi: 10.1016/j.neuroimage.2013.04.082.
- [53] M. A. Yücel, J. Selb, R. J. Cooper, and D. A. Boas, "Targeted principle component analysis: A new motion artifact correction approach for near-infrared spectroscopy," *J Innov Opt Health Sci*, vol. 7, no. 2, 2014, doi: 10.1142/S1793545813500661.
- [54] M. Izzetoglu, A. Devaraj, S. Bunce, and B. Onaral, "Motion artifact cancellation in NIR spectroscopy using Wiener filtering," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 52, no. 5, 2005, doi: 10.1109/TBME.2005.845243.
- [55] M. Izzetoglu, P. Chitrapu, S. Bunce, and B. Onaral, "Motion artifact cancellation in NIR spectroscopy using discrete Kalman filtering," *Biomed Eng Online*, vol. 9, 2010, doi: 10.1186/1475-925X-9-16.
- [56] M. Lang, H. Guo, J. E. Odegard, C. S. Burrus, and R. O. Wells, "Noise reduction using an undecimated discrete wavelet transform," *IEEE Signal Process Lett*, vol. 3, no. 1, 1996, doi: 10.1109/97.475823.

- [57] J. Russell-Buckland, G. Bale, I. de Roeber, and I. Tachtsidis, "ABroAD: A machine learning based approach to detect broadband NIRS artefacts," in *Advances in Experimental Medicine and Biology*, vol. 1072, 2018. doi: 10.1007/978-3-319-91287-5_51.
- [58] G. Lee, S. H. Jin, and J. An, "Motion artifact correction of multi-measured functional near-infrared spectroscopy signals based on signal reconstruction using an artificial neural network," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 9, 2018, doi: 10.3390/s18092957.
- [59] M. W. Kim, S. Lee, I. Dan, and S. Tak, "A deep convolutional neural network for estimating hemodynamic response function with reduction of motion artifacts in fNIRS," *J Neural Eng*, vol. 19, no. 1, 2022, doi: 10.1088/1741-2552/ac4bfc.
- [60] A. Y. Rwei *et al.*, "A wireless, skin-interfaced biosensor for cerebral hemodynamic monitoring in pediatric care," *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 117, no. 50, 2020, doi: 10.1073/pnas.2019786117.
- [61] M. S. Jeyalakshmi, "Wearable system design for detecting urinary bladder fullness," *Int J Pure Appl Math*, vol. 119, no. 15, pp. 2183–2189, 2018.
- [62] D. Fong, A. V. Alcantar, P. Gupta, E. Kurzrock, and S. Ghiasi, "Non-invasive bladder volume sensing for neurogenic bladder dysfunction management," in *2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN 2018*, 2018. doi: 10.1109/BSN.2018.8329664.
- [63] B. Shadgan, A. MacNab, and L. Stothers, "Re: Concordance of near infrared spectroscopy with pressure flow studies in men with lower urinary tract symptoms," 2012. doi: 10.1016/j.juro.2011.09.022.
- [64] M. Z. Nasrabadi, H. Tabibi, M. Salmani, M. Torkashvand, and E. Zarepour, "A comprehensive survey on non-invasive wearable bladder volume monitoring systems," 2021. doi: 10.1007/s11517-021-02395-x.
- [65] N. J. Kocher, M. S. Damaser, and B. C. Gill, "Advances in Ambulatory Urodynamics," 2020. doi: 10.1007/s11934-020-00989-w.
- [66] A. J. Macnab, I. van Dongen, M. Bronkhorst, and L. Stothers, "Simultaneous functional near infrared spectroscopy of the brain and bladder," 2020. doi: 10.1117/12.2543657.
- [67] R. Ramkumar, G. Jagan, D. Sivamani, and P. Ragupathy, "Non-invasive optical technique for urodynamic testing using a wireless near infrared spectroscopy device," in *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 2020. doi: 10.1088/1757-899X/937/1/012023.
- [68] L. Stothers and A. J. Macnab, "Home-based monitoring of lower urinary tract health: simultaneous measures using wearable near infrared spectroscopy and linked wireless scale," 2022. doi: 10.1117/12.2609782.
- [69] B. Il Kang, A. Kim, and S. Kim, "Advancing Patient Care: Innovative Use of Near-Infrared Spectroscopy for Monitoring Urine Volume in Neurogenic Bladder," *Int Neurourol J*, vol. 27, 2023, doi: 10.5213/inj.2346100.050.
- [70] P. Fechner, F. König, W. Kratsch, J. Lockl, and M. Röglinger, "Near-Infrared Spectroscopy for Bladder Monitoring: A Machine Learning Approach," *ACM Trans Manag Inf Syst*, vol. 14, no. 2, 2023, doi: 10.1145/3563779.

- [71] C. Jonas, J. Lockl, M. Röglinger, and R. Weidlich, "Designing a wearable IoT-based bladder level monitoring system for neurogenic bladder patients," *European Journal of Information Systems*, 2023, doi: 10.1080/0960085X.2023.2283173.
- [72] A. Hafid *et al.*, "State of the Art of Non-Invasive Technologies for Bladder Monitoring: A Scoping Review," 2023. doi: 10.3390/s23052758.
- [73] B. Vogt, "Catheter-Free Urodynamics Testing: Current Insights and Clinical Potential," 2024. doi: 10.2147/RRU.S387757.
- [74] E. A. Gormley, "Urologic complications of the neurogenic bladder," 2010. doi: 10.1016/j.ucl.2010.07.002.
- [75] O. Yamaguchi, M. Nomiya, and K. E. Andersson, "Functional consequences of chronic bladder ischemia," *Neurourol Urodyn*, vol. 33, no. 1, 2014, doi: 10.1002/nau.22517.
- [76] M. Nadeem, M. I. Sheikh, M. S. Sait, N. Emmanuel, M. K. M. Sheriff, and S. Masood, "Is urinary tract infection after urodynamic study predictable?," *Urol Sci*, vol. 28, no. 4, 2017, doi: 10.1016/j.urols.2016.11.010.
- [77] F. C. Robertson, T. S. Douglas, and E. M. Meintjes, "Motion artifact removal for functional near infrared spectroscopy: A comparison of methods," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 57, no. 6, 2010, doi: 10.1109/TBME.2009.2038667.
- [78] B. Molavi, G. Dumont, and B. Shadgan, "Motion artifact removal from muscle NIR Spectroscopy measurements," in *Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, 2010. doi: 10.1109/CCECE.2010.5575241.
- [79] K. T. Sweeney, S. F. McLoone, and T. E. Ward, "The use of ensemble empirical mode decomposition with canonical correlation analysis as a novel artifact removal technique," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 60, no. 1, 2013, doi: 10.1109/TBME.2012.2225427.
- [80] H. D. McCarthy, T. J. Cole, T. Fry, S. A. Jebb, and A. M. Prentice, "Body fat reference curves for children," *Int J Obes*, vol. 30, no. 4, 2006, doi: 10.1038/sj.ijo.0803232.
- [81] Claudia. Leija Hernandez, "Protocolo para la Estandarización del Cuidado al Paciente con Sonda Vesical, Enfocado a la Prevención de Infecciones Asociadas a la Atención de la Salud," *Secretaria de Salud*, 2015.
- [82] Universitat de Barcelona. Clínic Barcelona, "Urodinamia." [Online]. Available: <https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/pruebas-y-procedimientos/urodinamia>
- [83] L. I. Bih, C. C. Ho, S. J. Tsai, Y. C. Lai, and W. Chow, "Bladder shape impact on the accuracy of ultrasonic estimation of bladder volume," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 79, no. 12, 1998, doi: 10.1016/S0003-9993(98)90419-1.
- [84] M. De Carlo, "Unveiling the Influence of Stress and Mental Workload on Our Brain: An fNIRS Analysis," Politecnico de Torino, 2023.

Anexo A: Consentimiento informado

Consentimiento Informado para el Monitoreo del Ciclo Miccional con Sensor NIRS en la Región Suprapúbica y Ecografía Vesical

Información del Estudio

Título del estudio:

Fecha:

Investigador Principal:

Institución:

Contacto para dudas o aclaraciones:

Descripción del Procedimiento

Usted ha sido invitado a participar en un estudio de investigación que utiliza la técnica de espectroscopía de infrarrojo cercano (NIRS, por sus siglas en inglés) para monitorear el ciclo miccional, es decir, las variaciones en la vejiga durante el proceso de llenado y vaciado de orina. Este estudio requiere la colocación de un sensor NIRS en la región suprapúbica, justo por encima del pubis, así como la realización de una ecografía vesical para medir el volumen de la vejiga.

El sensor NIRS mide los cambios en la oxigenación y el flujo sanguíneo de los tejidos cercanos a la vejiga, utilizando luz infrarroja no invasiva y segura. La ecografía vesical es una técnica de imagen no invasiva que emplea ondas de US para obtener una imagen de su vejiga y medir su volumen en diferentes etapas del ciclo miccional.

Procedimiento

- Un investigador capacitado colocará el sensor NIRS en la región suprapúbica (parte baja del abdomen, justo por encima del hueso púbico) sobre la piel limpia.
- El sensor se mantendrá en esa posición durante el tiempo necesario para monitorear su ciclo miccional, lo que incluye tanto el llenado de la vejiga como el vaciamiento.
- Durante el estudio, se le realizará una ecografía vesical para medir el volumen de su vejiga antes y después de la micción, lo que nos permitirá obtener información adicional sobre el estado de la vejiga durante el proceso.

- La ecografía será realizada por un profesional médico utilizando un equipo de US sobre la misma región suprapúbica. Este procedimiento es rápido y no causa dolor ni malestar.

Duración del Estudio

El estudio tendrá una duración aproximada de 1 hora, dependiendo del tiempo que tome completar un ciclo miccional completo. No se requerirá la instalación del sensor ni la realización de ecografías por períodos prolongados, y ambos procedimientos se llevarán a cabo únicamente durante el tiempo necesario para el monitoreo.

Beneficios

La participación en este estudio puede no ofrecer beneficios directos para usted, pero los resultados ayudarán a mejorar la comprensión de los procesos fisiológicos relacionados con el ciclo miccional, lo que podría contribuir al desarrollo de mejores herramientas para el monitoreo de la vejiga y el diagnóstico de trastornos miccionales.

Riesgos Potenciales

El sensor NIRS y la ecografía vesical son técnicas no invasivas y no presentan riesgos significativos. Es posible que experimente una ligera incomodidad debido al contacto del sensor y del transductor de US con la piel, pero no se esperan efectos adversos. No se emite ningún tipo de radiación peligrosa, y tanto el sensor como el equipo de US cumplen con los estándares de seguridad vigentes.

En caso de experimentar irritación cutánea o cualquier tipo de malestar, el sensor será retirado inmediatamente, y se ofrecerá la atención médica correspondiente.

Confidencialidad

Toda la información recopilada durante el estudio será tratada con la más estricta confidencialidad. Los datos serán anonimizados, y no se revelará información que permita identificarle sin su previo consentimiento. Los resultados del estudio podrán ser publicados, pero sin incluir ningún dato personal que le identifique.

Voluntariedad

Su participación en este estudio es completamente voluntaria. Usted tiene el derecho de retirarse en cualquier momento, sin tener que justificar su decisión, y sin que ello afecte su atención médica o cualquier otra relación con la institución.

Derechos del Participante

Usted tiene derecho a:

- Recibir respuestas claras a todas sus preguntas sobre el estudio.
- Negarse a participar o retirarse del estudio en cualquier momento.
- Poder solicitar que sus datos sean eliminados del estudio en cualquier momento.

Consentimiento

Declaro que he leído y comprendido la información presentada en este documento. Se me ha dado la oportunidad de hacer preguntas, y todas han sido respondidas satisfactoriamente. Entiendo que mi participación es voluntaria y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento sin sufrir consecuencias. Al firmar este documento, doy mi consentimiento para participar en el estudio descrito, que incluye la colocación de un sensor NIRS en la región suprapúbica y la realización de una ecografía vesical para monitoreo del ciclo miccional.

Nombre del Participante: _____

Firma del Participante: _____

Fecha: _____

Nombre del Investigador: _____

Firma del Investigador: _____

Fecha: _____

Anexo B: Formato de Entrevista Clínica

Formato de Entrevista Clínica para la Medición de los Cambios de Concentración de Hemoglobina y Medición del Volumen Vesical Usando NIRS y US

Fecha: [dd/mm/aaaa]

Nombre del paciente: [Nombre completo]

Estatura: [Estatura] **Peso:** [Peso]

Edad: [Edad] **Sexo:** [M/F]

Objetivo:

Recopilar información clínica relevante que permita correlacionar los resultados obtenidos mediante NIRS y US para una interpretación precisa.

Historia clínica relevante:

- ¿Ha presentado alguna enfermedad urológica previa (infecciones urinarias recurrentes, cálculos renales, disfunción vesical)?
- ¿Ha sido sometido a alguna cirugía en el área pélvica o urológica?
- ¿Presenta o ha presentado síntomas como dolor al orinar, urgencia urinaria, o retención urinaria?
- ¿Ha notado cambios en la frecuencia o volumen de la micción?
- ¿Tiene antecedentes de problemas circulatorios o enfermedades crónicas (diabetes, hipertensión, enfermedades cardíacas)?
- ¿Toma algún medicamento que pueda afectar la circulación o la función vesical?

Antecedentes familiares:

- ¿Algún miembro de la familia ha padecido enfermedades relacionadas con la vejiga, disfunción renal, o problemas circulatorios?

Anexo C: Código fuente para el procesamiento de la señal NIRS y la extracción de características

```

clc, clear, close all
%% Data Extraction
moderada=30-1/60; % minutos
urgencia=47-1/60; % minutos
miccion=48.4-1/60;
tempos=[moderada urgencia miccion];
txt={'S','U','M'};
Fs=1e3; % Sampling Freq
x=importdata("NIRS_S1.txt"); % Read data
IR=x.data(:,4);
IR=IR(1000:end); % Se ponen todos los valores previos a las
R=x.data(:,3);
R=R(1000:end);
t=(0:1:length(R)-1)*1/Fs/60; % Time in minutes

% Display
figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
plot(t,IR, '-b', 'LineWidth',2);
hold on
plot(t,R, '-r', 'LineWidth',2);
grid on
xline(tempos, '--', txt, 'LineWidth',2, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontSize',18);
legend('IR','R','location','northwest')
title('Señal fNIRS original')
xlabel('Tiempo (min)')
ylabel('Valor digital muestreado (0-2^{16}-1)')
ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;
%% Frequency Spectrum
% R
L=length(R);
YR = fft(R);
PYR2 = abs(YR/L);
PYR1 = PYR2(1:L/2+1);
PYR1(2:end-1) = 2*PYR1(2:end-1);
f = Fs/L*(0:(L/2));
% Graficar espectro de frecuencia
figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
title("Espectro de Amplitud de la señal original")
xlabel("f (Hz)")
ylabel("|P1(f)|")
hold on
% IR
YIR = fft(IR);
PYIR2 = abs(YIR/L);
PYIR1 = PYIR2(1:L/2+1);
PYIR1(2:end-1) = 2*PYIR1(2:end-1);
f = Fs/L*(0:(L/2));
plot(f,PYIR1, '-r')
plot(f,PYR1, '-b')
grid on
axis([0 1 0 100])

```

```

legend('IR','R','Location','northwest')
ax = gca;
ax.FontName = 'Times New Roman';
ax.FontSize = 18;
%% Filtering
Wn = [0.01 15]/Fs;
[b,a] = butter(2,Wn,"bandpass"); % butter(n,Wn)
IR = filter(b,a,IR);
R = filter(b,a,R);
%% Display Filtered Signal
figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
correctos=193550;
IR=IR+PYIR1(1);
IR=IR(correctos:end);
IR=IR*0.15/2^16; % Conversion a corriente
t=t(correctos:end);
plot(t,IR, '-b', 'LineWidth',2);
hold on
R=R+PYR1(1);
R=R(correctos:end);
R=R*0.15/2^16; % Conversion a corriente
plot(t,R, '-r', 'LineWidth',2);
xlabel('Tiempo (min)');
ylabel('Corriente (\mu A)');
title('Conversión de la señal adquirida a valores de corriente')
legend('IR','R','location','southwest')
ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;
%% Frequency Spectrum
% R
L=length(R);
YR = fft(R);
PYR2 = abs(YR/L);
PYR1 = PYR2(1:L/2+1);
PYR1(2:end-1) = 2*PYR1(2:end-1);
f = Fs/L*(0:(L/2));
% Graficar espectro de frecuencia
figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
plot(f,PYR1, '-b')
title("Espectro de Amplitud de la Señal Filtrada con Butterworth")
xlabel("f (Hz)")
ylabel("|P1(f)|")
hold on
grid on
% IR
YIR = fft(IR);
PYIR2 = abs(YIR/L);
PYIR1 = PYIR2(1:L/2+1);
PYIR1(2:end-1) = 2*PYIR1(2:end-1);
f = Fs/L*(0:(L/2));
plot(f,PYIR1, '-r')
axis([0 1 0 3e-4])
legend('IR','R')
ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;
%% Moving Average Filter
figure(3);

```



```

hold on
MIR = movmean(IR,L*0.010);
MR = movmean(R,L*0.010);
plot(t,MIR,'-m','LineWidth',2)
plot(t,MR,'-k','LineWidth',2)
plot(t,ones([1 length(t)])*mean(MIR),'-m')
plot(t,ones([1 length(t)])*mean(MR),'-k')
grid on
%% Registros
xline(tempos,'--',txt,'LineWidth',2,'FontName','Times New Roman','FontSize',18);
legend('IR','R','FMM IR','FMM R','location','southwest')
%% Frequency Spectrum
% R
L=length(MR);
YR = fft(MR);
PYR2 = abs(YR/L);
PYR1 = PYR2(1:L/2+1);
PYR1(2:end-1) = 2*PYR1(2:end-1);
f = Fs/L*(0:(L/2));
% Graficar espectro de frecuencia
figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
plot(f,PYR1,'-b')
title("Espectro de Amplitud de la Señal Filtrada con FMM")
xlabel("f (Hz)")
ylabel("|P1(f)|")
hold on
grid on
% IR
YIR = fft(MIR);
PYIR2 = abs(YIR/L);
PYIR1 = PYIR2(1:L/2+1);
PYIR1(2:end-1) = 2*PYIR1(2:end-1);
f = Fs/L*(0:(L/2));
plot(f,PYIR1,'-r')
axis([0 1 0 3e-4])
legend('IR','R')
ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;
%% HHb & O2Hb
% Parámetros:
% corriente_rojo: Vector con los valores de corriente del LED rojo
% corriente_infrarrojo: Vector con los valores de corriente del LED infrarrojo
d= 2.0; % Separación entre el emisor y el detector en cm
DPF1=4.0; % Factor de camino óptico diferencial (differential path length
factor)
DPF2=4.0;
% Coeficientes de extinción molar para HbO2 y HbR en las longitudes de onda
(650 nm y 850 nm aproximadamente)
% Estos coeficientes pueden variar ligeramente según la literatura
E_HbR_R = 3.4408; % en [mM^-1 cm^-1] E1
E1=E_HbR_R;
E_HbO2_R = 0.3346; % en [mM^-1 cm^-1] E2
E2=E_HbO2_R;
E_HbR_IR = 0.7977; % en [mM^-1 cm^-1] E3
E3=E_HbR_IR;
E_HbO2_IR = 1.2071; % en [mM^-1 cm^-1] E4

```

```

E4=E_HbO2_IR;
% Convertir corrientes en densidad óptica (usamos logaritmo natural)
OD_rojo = -log(MR./MR(1)); % Normalizando con el primer valor
OD_infrarrojo = -log(MIR./MIR(1));
% Matriz de coeficientes de extinción molar
epsilon = [E_HbR_R, E_HbO2_R;
           E_HbR_IR, E_HbO2_IR];
% Aplicamos la ley de Beer-Lambert modificada
delta_OD = [OD_rojo'./DPF1; OD_infrarrojo'./DPF2];
% Resolución de las concentraciones de HbO2 y HbR
concentraciones = (1 ./ (d)) .* inv(epsilon) * delta_OD;
% Extraer los cambios en HbO2 y HbR
delta_HbR = concentraciones(1, :); % Hemoglobina deoxigenada
delta_HbO2 = concentraciones(2, :); % Hemoglobina oxigenada
delta_O2Hb2=((E1*OD_infrarrojo'./DPF2)-(E3*OD_rojo'./DPF1))/((E1*E4-
E3*E2)*d);
delta_HHb2=((E4*OD_rojo'./DPF1)-(E2*OD_infrarrojo'./DPF2))/((E1*E4-
E3*E2)*d);
% Graficar resultados
figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
plot(t,delta_HbO2,'-r','LineWidth',2);
hold on
plot(t,delta_HbR,'-b','LineWidth',2);
xlabel('Tiempo (min)');
ylabel('\Delta Concentración (mM)');
delta_Htot=delta_HbO2+delta_HbR;
plot(t,delta_Htot,'-g','LineWidth',2);
grid on
xline(tempos,'--',txt,'LineWidth',2,'FontName','Times New
Roman','FontSize',18);
legend('O_2Hb','HHb','H_{tot}','Location','northwest')
ax = gca;
ax.FontName = 'Times New Roman';
ax.FontSize = 18;
%% Ventaneo con Hamming
window_size = Fs * 30; % 30,000 muestras para una ventana de 0.5 minutos
gaussian_window = hamming(window_size); % Crear ventana Gaussiana
noverlap = floor(window_size * 0.5); % 50% de solapamiento
% Ventanear la señal para frecuencia
IR_segmented = buffer(MIR, window_size, noverlap, 'nodelay'); % Ventana MIR
R_segmented = buffer(MR, window_size, noverlap, 'nodelay'); % Ventana IR
% Aplicar ventana Hamming a cada segmento
for i = 1:size(IR_segmented, 2)
    IR_segmentedF(:, i) = IR_segmented(:, i) .* gaussian_window;
    R_segmentedF(:, i) = R_segmented(:, i) .* gaussian_window;
end
% Ventaneo rectangular para segmentar la señal
IR_segmentedT = buffer(MIR, window_size/2,0,"nodelay"); % Segmentar MIR
R_segmentedT = buffer(MR, window_size/2,0,"nodelay"); % Segmentar IR
%% Características Estadísticas
% Parámetros
IR_time_stats = zeros(size(IR_segmentedT, 2), 10); % Max, Min, Var, Std,
Kurtosis, Skewness
R_time_stats = zeros(size(R_segmentedT, 2), 10);
for i = 1:size(IR_segmentedT, 2)

```

```

% Señales segmentadas
% Temporales
    IR_window = IR_segmentedT(:, i);
    R_window = R_segmentedT(:, i);
% ---- RMS ----
    IR_RMS=rms(IR_window);
    R_RMS=rms(R_window);
% ---- ZCR ----
IR_ZCR=zerocrossrate( IR_window,Level=mean(MIR));
R_ZCR=zerocrossrate( R_window,Level=mean(MR));
% ---- Slope ----
IR_Slope=mean(diff(IR_window));
R_Slope=mean(diff(R_window));
% ---- AUC ----
signal_centeredIR = IR_window - mean(MIR);
IR_AUC = trapz(signal_centeredIR);
signal_centeredR = R_window - mean(MR);
R_AUC = trapz(signal_centeredR);
% Estadística
% ---- Max Value ----
IR_max_value = max(IR_window);
R_max_value = max(R_window);
% ---- Min Value ----
IR_min_value = min(IR_window);
R_min_value = min(R_window);
% ---- Variance ----
IR_variance = var(IR_window);
R_variance = var(R_window);
% ---- Standard Deviation ----
IR_std_dev = std(IR_window);
R_std_dev = std(R_window);
% ---- Kurtosis ----
IR_kurtosis = kurtosis(IR_window);
R_kurtosis = kurtosis(R_window);
% ---- Skewness (Asimetría) ----
IR_skewness = skewness(IR_window);
R_skewness = skewness(R_window);

% Guardar resultados
IR_time_stats(i, :) = [IR_RMS,IR_ZCR,IR_Slope,IR_AUC, IR_max_value,
IR_min_value, IR_variance, IR_std_dev, IR_kurtosis, IR_skewness];
R_time_stats(i, :) = [R_RMS,R_ZCR,R_Slope,R_AUC,R_max_value, R_min_value,
R_variance, R_std_dev, R_kurtosis, R_skewness];
end
tempos=tempos;
units={"RMS (\muA)", "Tasa de cruce por cero (1/s)", "Pendiente (\muA/s)", "Área
bajo la curva (\muA)", "Valor Máximo (\muA)", "Valor Mínimo (\muA)", "Varianza
(\muA^2)", "Desv. Est. (\muA)", "Curtosis (\muA)", "Asimetría (\muA)"};
for j=1:1:10
    figure('Position',[100, 100, 1010, 500]);
    t = tiledlayout(1,2);
    ax1 = nexttile;
    plot(ax1,[1:i],IR_time_stats(:,j), '-b', 'LineWidth',2)
    hold on

```

```

xline(4*(tempos-correctos/Fs/60),'--',txt,'LineWidth',2,'FontName','Times
New Roman','FontSize',18);
grid on
legend('IR','Location','southwest')
ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;

ax2 = nexttile;
plot(ax2,[1:i],R_time_stats(:,j),'-r','LineWidth',2)
hold on
xline(4*(tempos-correctos/Fs/60),'--',txt,'LineWidth',2,'FontName','Times
New Roman','FontSize',18);
grid on
legend('IR','Location','southwest')
ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;

% Link the axes
linkaxes([ax1,ax2],'x');
% Move plots closer together
t.TileSpacing = 'compact';
xlabel(t,'Número de ventana','FontName','Times New Roman','FontSize',18);
ylabel(t,'units{j}','FontName','Times New Roman','FontSize',18);
end
%% Características en Frecuencia
for i = 1:size(IR_segmentedF, 2)
% Obtener el espectro de frecuencia de la ventana
IR_fft = fft(IR_segmentedF(:, i));
IR_psd = abs(IR_fft).^2 / length(IR_fft);
IR_psd = IR_psd(1:floor(end/2)); % Tomar sólo la mitad positiva del espectro
f = (0:length(IR_psd)-1) * Fs / length(IR_fft);
% Cálculo de características
max_freq = f(find(IR_psd == max(IR_psd), 1)); % Frecuencia máxima
[median_freq, ~] = medfreq(IR_psd, f); % Frecuencia mediana
[mean_freq, ~] = meanfreq(IR_psd, f); % Frecuencia media
bandwidth = obw(IR_psd, f); % Ancho de banda de potencia
spectral_entropy = -sum(IR_psd.*log2(IR_psd)); % Entropía espectral
% Almacenar los resultados
resultsIRF(i, :) = [max_freq, median_freq, mean_freq, bandwidth,
spectral_entropy];
end

for i = 1:size(R_segmentedF, 2)
% Obtener el espectro de frecuencia de la ventana
R_fft = fft(R_segmentedF(:, i));
R_psd = abs(R_fft).^2 / length(R_fft);
R_psd = R_psd(1:floor(end/2)); % Tomar sólo la mitad positiva del espectro
f = (0:length(R_psd)-1) * Fs / length(R_fft);
% Cálculo de características
max_freq = f(find(R_psd == max(R_psd), 1)); % Frecuencia máxima
[median_freq, ~] = medfreq(R_psd, f); % Frecuencia mediana
[mean_freq, ~] = meanfreq(R_psd, f); % Frecuencia media
bandwidth = obw(R_psd, f); % Ancho de banda de potencia
spectral_entropy = -sum(R_psd.*log2(R_psd)); % Entropía espectral
% Almacenar los resultados
resultsRF(i, :) = [max_freq, median_freq, mean_freq, bandwidth,
spectral_entropy];
end

```

```

end
units={"Frecuencia Máxima (Hz)", "Frecuencia Mediana (Hz)", "Frecuencia Media
(Hz)", "Ancho de Banda de Potencia (Hz)", "Entropía espectral"};
for j=1:1:5
    figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
    t = tiledlayout(1,2);
    ax1 = nexttile;
    plot(ax1,[1:i],resultsIRF(:,j), '-b', 'LineWidth',2)
    hold on
    xline(4*(tempos-correctos/Fs/60), '--', txt, 'LineWidth',2, 'FontName', 'Times
New Roman', 'FontSize',18);
    grid on
    legend('IR', 'Location', 'northwest')
    ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;

    ax2 = nexttile;
    plot(ax2,[1:i],resultsRF(:,j), '-r', 'LineWidth',2)
    hold on
    xline(4*(tempos-correctos/Fs/60), '--', txt, 'LineWidth',2, 'FontName', 'Times
New Roman', 'FontSize',18);
    grid on
    legend('R', 'Location', 'northwest')
    ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;

    % Link the axes
    linkaxes([ax1,ax2], 'x');
    % Move plots closer together
    t.TileSpacing = 'compact';
    xlabel(t, 'Número de ventana', 'FontName', 'Times New Roman', 'FontSize',18);
    ylabel(t, units{j}, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontSize',18);
end
F1=R_time_stats([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos) size(R_time_stats,1)],:);
F2=IR_time_stats([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos)
size(IR_time_stats,1)],:);
for i=1:1:10
    F(1+2*(i-1):2+2*(i-1),:)= [F1(i,:);F2(i,:)];
end
F=round(F,4);

F3= resultsRF([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos) size(resultsRF,1)],:);
F4= resultsIRF([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos) size(resultsIRF,1)],:);
for i=1:1:5
    G(1+2*(i-1):2+2*(i-1),:)= [F3(i,:);F4(i,:)];
end
G=round(G,4);
Matrix=[];
for i=1:1:5
    Matrix=[Matrix; F(1:8,i)];
end
for i=1:1:5
    Matrix=[Matrix; G(3:10,i)];
end
for i=1:5
    Matrix=[Matrix; F(9:end,i)];
end
end

```

```

%% HHb HbO2 CONCENTRACION DE CROMOFOROS
% Ventanear la señal para frecuencia
HbO2_segmented = buffer(delta_HbO2, window_size, noverlap, 'nodelay'); %
HbR_segmented = buffer(delta_HbR, window_size, noverlap, 'nodelay'); %
% Aplicar ventana Hamming a cada segmento
for i = 1:size(HbO2_segmented, 2)
    HbR_segmentedF(:, i) = HbR_segmented(:, i) .* gaussian_window;
    HbO2_segmentedF(:, i) = HbO2_segmented(:, i) .* gaussian_window;
end
% Ventaneo rectangular para segmentar la señal
HbR_segmentedT = buffer(delta_HbR, window_size/2,0,"nodelay"); % Segmentar MIR
HbO2_segmentedT = buffer(delta_HbO2, window_size/2,0,"nodelay"); % Segmentar IR
%% Características Estadísticas
% Parámetros
HbR_time_stats = zeros(size(HbR_segmentedT, 2), 10); % Max, Min, Var, Std,
Kurtosis, Skewness
HbO2_time_stats = zeros(size(HbO2_segmentedT, 2), 10);
for i = 1:size(HbR_segmentedT, 2)
    % Señales segmentadas
    % Temporales
        HbR_window = HbR_segmentedT(:, i);
        HbO2_window = HbO2_segmentedT(:, i);
    % ---- RMS ----
        HbR_RMS=rms(HbR_window);
        HbO2_RMS=rms(HbO2_window);
    % ---- ZCR ----
        HbR_ZCR=zerocrossrate( HbR_window,Level=mean(delta_HbR));
        HbO2_ZCR=zerocrossrate( HbO2_window,Level=mean(delta_HbO2));
    % ---- Slope ----
        HbR_Slope=mean(diff(HbR_window));
        HbO2_Slope=mean(diff(HbO2_window));
    % ---- AUC ----
        signal_centeredHbR = HbR_window - mean(delta_HbR);
        HbR_AUC = trapz(signal_centeredHbR);
        signal_centeredHbO2 = HbO2_window - mean(delta_HbO2);
        HbO2_AUC = trapz(signal_centeredHbO2);
    % Frecuenciales
    % ---- Max Value ----
        HbR_max_value = max(HbR_window);
        HbO2_max_value = max(HbO2_window);
    % ---- Min Value ----
        HbR_min_value = min(HbR_window);
        HbO2_min_value = min(HbO2_window);
    % ---- Variance ----
        HbR_variance = var(HbR_window);
        HbO2_variance = var(HbO2_window);
    % ---- Standard Deviation ----
        HbR_std_dev = std(HbR_window);
        HbO2_std_dev = std(HbO2_window);
    % ---- Kurtosis ----
        HbR_kurtosis = kurtosis(HbR_window);
        HbO2_kurtosis = kurtosis(HbO2_window);
    % ---- Skewness (Asimetría) ----
        HbR_skewness = skewness(HbR_window);
        HbO2_skewness = skewness(HbO2_window);

```

```

    % Guardar resultados
    HbR_time_stats(i, :) = [HbR_RMS,HbR_ZCR,HbR_Slope,HbR_AUC, HbR_max_value,
HbR_min_value, HbR_variance, HbR_std_dev, HbR_kurtosis, HbR_skewness];
    HbO2_time_stats(i, :) =
[HbO2_RMS,HbO2_ZCR,HbO2_Slope,HbO2_AUC,HbO2_max_value, HbO2_min_value,
HbO2_variance, HbO2_std_dev, HbO2_kurtosis, HbO2_skewness];
end
tempos=tempos;
units={"RMS (mM)","Tasa de cruce por cero (1/s)","Pendiente (mM/s)","Área bajo
la curva (mM)","Valor Máximo (mM)","Valor Mínimo (mM)","Varianza (mM^2)","Desv.
Est. (mM)","Curtosis (mM)","Asimetría (mM)"};
for j=1:1:10
    figure('Position',[100, 100, 1010, 500]);
    t = tiledlayout(1,2);
    ax1 = nexttile;
    plot(ax1,[1:i],HbR_time_stats(:,j),'-b','LineWidth',2)
    hold on
    xline(4*(tempos-correctos/Fs/60),'--',txt,'LineWidth',2,'FontName','Times
New Roman','FontSize',18);
    grid on
    legend('HHb','Location','northwest')
    ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;

    ax2 = nexttile;
    plot(ax2,[1:i],HbO2_time_stats(:,j),'-r','LineWidth',2)
    hold on
    xline(4*(tempos-correctos/Fs/60),'--',txt,'LineWidth',2,'FontName','Times
New Roman','FontSize',18);
    grid on
    legend('O_2Hb','Location','northwest')
    ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;
    % Link the axes
    linkaxes([ax1,ax2],'x');
    % Move plots closer together
    t.TileSpacing = 'compact';
    xlabel(t,'Número de ventana','FontName','Times New Roman','FontSize',18);
    ylabel(t,units{j},'FontName','Times New Roman','FontSize',18);
end
%% Características en Frecuencia
for i = 1:size(HbR_segmentedF, 2)
    % Obtener el espectro de frecuencia de la ventana
    HbR_fft = fft(HbR_segmentedF(:, i));
    HbR_psd = abs(HbR_fft).^2 / length(HbR_fft);
    HbR_psd = HbR_psd(1:floor(end/2)); % Tomar sólo la mitad positiva del
espectro
    f = (0:length(HbR_psd)-1) * Fs / length(HbR_fft);
    % Cálculo de características
    max_freq = f(find(HbR_psd == max(HbR_psd), 1)); % Frecuencia máxima
    [median_freq, ~] = medfreq(HbR_psd, f); % Frecuencia mediana
    [mean_freq, ~] = meanfreq(HbR_psd, f); % Frecuencia media
    bandwidth = obw(HbR_psd, f); % Ancho de banda de potencia
    spectral_entropy = -sum(HbR_psd.*log2(HbR_psd)); % Entropía espectral
    % Almacenar los resultados

```

```

        resultsHbRF(i, :) = [max_freq, median_freq, mean_freq, bandwidth,
spectral_entropy];
end

for i = 1:size(HbO2_segmentedF, 2)
    % Obtener el espectro de frecuencia de la ventana
    HbO2_fft = fft(HbO2_segmentedF(:, i));
    HbO2_psd = abs(HbO2_fft).^2 / length(HbO2_fft);
    HbO2_psd = HbO2_psd(1:floor(end/2)); % Tomar sólo la mitad positiva del
espectro
    f = (0:length(HbO2_psd)-1) * Fs / length(HbO2_fft);
    % Cálculo de características
    max_freq = f(find(HbO2_psd == max(HbO2_psd), 1)); % Frecuencia máxima
    [median_freq, ~] = medfreq(HbO2_psd, f); % Frecuencia mediana
    [mean_freq, ~] = meanfreq(HbO2_psd, f); % Frecuencia media
    bandwidth = obw(HbO2_psd, f); % Ancho de banda de potencia
    spectral_entropy = -sum(HbO2_psd.*log(HbO2_psd)); % Entropía espectral
    % Almacenar los resultados
    resultsHbO2F(i, :) = [max_freq, median_freq, mean_freq, bandwidth,
spectral_entropy];
end
units={'Frecuencia Máxima (Hz)', 'Frecuencia Mediana (Hz)', 'Frecuencia Media
(Hz)', 'Ancho de Banda de Potencia (Hz)', 'Entropía espectral'};
for j=1:1:5
    figure('Position', [100, 100, 1010, 500]);
    t = tiledlayout(1,2);
    ax1 = nexttile;
    plot(ax1,[1:i],resultsHbRF(:,j), '-b', 'LineWidth', 2)
    hold on
    xline(4*(tempos-correctos/Fs/60), '--', txt, 'LineWidth', 2, 'FontName', 'Times
New Roman', 'FontSize', 18);
    grid on
    legend('HHb', 'Location', 'northwest')
    ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;

    ax2 = nexttile;
    plot(ax2,[1:i],resultsHbO2F(:,j), '-r', 'LineWidth', 2)
    hold on
    xline(4*(tempos-correctos/Fs/60), '--', txt, 'LineWidth', 2, 'FontName', 'Times
New Roman', 'FontSize', 18);
    grid on
    legend('O_2Hb', 'Location', 'northwest')
    ax = gca; ax.FontName = 'Times New Roman'; ax.FontSize = 18;
    % Link the axes
    linkaxes([ax1,ax2], 'x');
    % Move plots closer together
    t.TileSpacing = 'compact';
    xlabel(t, 'Número de ventana', 'FontName', 'Times New Roman', 'FontSize', 18);
    ylabel(t, units{j}, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontSize', 18);
end
for i=1:36
    figure(i)
    ruta =
strcat('C:\Users\chuy_\Desktop\NIRS\FIGURES_NIRS\', num2str(i), '.tif');
    saveas(gcf, ruta);
end

```



```

end
F=[];
F1=[];
F2=[];
F1=HbO2_time_stats([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos)
size(HbO2_time_stats,1)],:)' ;
F2=HbR_time_stats([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos)
size(HbR_time_stats,1)],:)' ;
for i=1:1:10
    F(1+2*(i-1):2+2*(i-1),:)= [F1(i,:);F2(i,:)];
end
F=round(F,4);
F3=[];
F4=[];
F3= resultsHbO2F([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos)
size(resultsHbO2F,1)],:)' ;
F4= resultsHbRF([round(2*tempos(1))/2 round(2*tempos) size(resultsHbRF,1)],:)' ;
G=[];
for i=1:1:5
    G(1+2*(i-1):2+2*(i-1),:)= [F3(i,:);F4(i,:)];
end
G=round(G,4);
Matrix2=[];
for i=1:1:5
    Matrix2=[Matrix2; F(1:8,i)];
end
for i=1:1:5
    Matrix2=[Matrix2; G(3:10,i)];
end
for i=1:5
    Matrix2=[Matrix2; F(9:end,i)];
end
end

```