

Modelación numérica y experimental del empuje hidrodinámico de las tinas de remolino de la CLUSI

Numerical and experimental modeling of the hydrodynamic thrust of the CLUSI whirlpools

Israel Enrique Herrera Díaz¹, Edith Alejandra Gamiño Ramírez², Gustavo Magdaleno Sánchez¹, María Elena Hernández Anaya²

¹ División de Ciencias de la Vida CIS, Universidad de Guanajuato

² División de Ciencias de la Salud e Ingenierías, CCS, Universidad de Guanajuato

eherrera@cugto.mx, ea.gamino@ugto.mx, g.magdalenosanchez@ugto.mx, me.hernandezanaya@ugto.mx

Resumen

El presente estudio tiene como finalidad analizar y modelar el empuje hidrodinámico generado en tinas de remolino utilizadas en rehabilitación física, centrando la atención en las principales articulaciones de los miembros inferiores (tobillo, rodilla y cadera) y superiores (muñeca y codo). Se aplicó un diseño experimental mixto, con un factor entre sujetos (tipo de tina: Tina 1, Tina 2 y Tina 3) y dos factores dentro de sujetos: parte del cuerpo sumergida y tiempo de observación (60 segundos). Para ello, se realizaron mediciones experimentales del flujo de agua en tres tinas diferentes utilizando sensores de velocidad y presión. Paralelamente, se construyeron modelos numéricos en software de dinámica de fluidos computacional (CFD) para simular el comportamiento del fluido y estimar el empuje hidrodinámico sobre las extremidades durante la inmersión. En total participaron nueve sujetos, tres por cada tina, a quienes se les realizaron evaluaciones en condiciones controladas. Los resultados se analizaron estadísticamente para determinar el efecto del tipo de tina, la parte del cuerpo evaluada y el tiempo sobre la magnitud del empuje recibido. Se identificaron diferencias significativas entre configuraciones de tinas y partes del cuerpo, observándose un patrón variable del empuje a lo largo del tiempo debido a las dinámicas del flujo turbulento. Los hallazgos de esta investigación permiten optimizar el uso terapéutico de las tinas de remolino y establecer recomendaciones específicas según el objetivo de la rehabilitación (descarga, estimulación o estabilización articular), contribuyendo así al diseño de protocolos personalizados en fisioterapia acuática.

Palabras clave: rehabilitación física, empuje hidrodinámico, tinas de remolino, dinámica de fluidos computacional, CFD, terapia acuática, articulaciones.

Introducción

La terapia acuática se ha consolidado como una estrategia eficaz en la rehabilitación física de pacientes con afecciones musculoesqueléticas, neuromusculares y postquirúrgicas (Becker, 2017; Tovin, 2021). Entre sus beneficios clave se encuentran la disminución de la carga articular gracias al empuje hidrostático del agua, un mayor rango de movimiento y una mejor tolerancia al ejercicio (Carvalho *et al.*, 2019; Taunton *et al.*, 2023). En este contexto, las tinas de remolino han sido utilizadas ampliamente en fisioterapia, debido a su capacidad de generar flujos dinámicos que estimulan mecánicamente la superficie corporal (Oranchuk *et al.*, 2019).

El empuje hidrodinámico, entendido como la distribución de presiones que ejerce un fluido en movimiento sobre una superficie sumergida, influye directamente en la estimulación somatosensorial y neuromuscular (Torres-Ronda & Del Alcázar, 2015). Para analizar esa interacción compleja entre flujos de agua y segmentos corporales, es necesario incorporar herramientas avanzadas como la dinámica de fluidos computacional (CFD), la cual permite simular virtualmente los efectos del flujo sobre cuerpos sumergidos y generar datos sobre presión, velocidad y fuerzas inducidas (Perry *et al.*, 2020; Celleri *et al.*, 2023).

Aunque existen investigaciones relevantes sobre la biomecánica acuática en nadadores, los estudios enfocados en el empuje ejercido por tinas de remolino sobre articulaciones humanas en contextos clínicos siguen siendo limitados (Yázigi *et al.*, 2016; Dias *et al.*, 2023). Esta carencia impide el diseño de intervenciones terapéuticas basadas en evidencia cuantitativa. Por ello, se plantea la integración de simulaciones CFD, instrumentación experimental y análisis estadístico como respuesta a esta necesidad.

El presente estudio tiene como objetivo modelar, tanto experimental como numéricamente, el empuje hidrodinámico generado por tres tinas de remolino con distintas configuraciones, al interactuar con articulaciones seleccionadas de miembros superiores (muñeca y codo) e inferiores (tobillo, rodilla y cadera) durante un intervalo de 60 segundos. A través de un diseño experimental mixto, se analizarán variables relacionadas con el tipo de tina, la zona corporal y la evolución temporal del empuje. Los resultados pretenden contribuir a la mejora del diseño fisioterapéutico de estos dispositivos y a una prescripción de ejercicios en medios acuáticos más eficiente y personalizada.

Justificación del estudio

Según el Censo de Población y Vivienda 2020 del INEGI, en México existen 6,179,890 personas con algún tipo de discapacidad, lo que representa el 4.9 % de la población total. Entre estas, la dificultad para caminar, subir o bajar es la más común, afectando al 48 % de esta población. En el estado de Guanajuato, con 5,853,000 habitantes, el 5 % enfrenta alguna discapacidad o dificultad para realizar actividades básicas, y de ellos, el 56 % presenta limitaciones para caminar o moverse (Gobierno del Estado de Guanajuato, 2017).

Este tipo de discapacidad está frecuentemente relacionada con lesiones del sistema neuromusculoesquelético, que alteran la movilidad articular en personas de todas las edades y requieren procesos de rehabilitación física que reeduquen el movimiento y prevengan secuelas permanentes.

En este contexto, el proyecto de investigación multidisciplinario entre la Fisioterapia y la Ingeniería Agrónica busca dar respuesta a estas necesidades, particularmente en grupos sociales vulnerables con discapacidad temporal o permanente. El propósito es generar conocimiento basado en evidencia sobre alteraciones de la movilidad, fortaleciendo la atención clínica mediante la integración de principios de hidráulica, instrumentación y programación.

Este enfoque colaborativo no solo fomenta la formación integral de los estudiantes de ambos programas, sino que también impulsa aplicaciones prácticas como el uso optimizado de las tinas de remolino ubicadas en la Clínica Universitaria de Salud Integral del Campus Celaya-Salvatierra. Dichos dispositivos actúan como herramientas clave en la rehabilitación funcional de personas con problemas de movilidad, permitiendo tratamientos más efectivos, personalizados y respaldados por evidencia científica.

Antecedentes teóricos y prácticos

La rehabilitación física en medios acuáticos ha mostrado una efectividad destacada en intervenciones ortopédicas, neurológicas, traumatológicas y reumatológicas, principalmente por las propiedades físicas del agua que facilitan el movimiento y reducen la carga articular (Becker, 2017; Carvalho *et al.*, 2019). Factores como el empuje hidrostático, la viscosidad y la turbulencia contribuyen a disminuir el esfuerzo gravitacional, estabilizar al paciente y estimular la propiocepción, permitiendo que los ejercicios se realicen con menor riesgo de dolor o lesión (Torres-Ronda & Del Alcázar, 2015).

En este entorno terapéutico, las tinas de remolino (whirlpools) destacan como dispositivos que generan flujos turbulentos dirigidos a extremidades sumergidas, favoreciendo efectos como analgesia, relajación muscular y estimulación circulatoria (Oranchuk *et al.*, 2019). Sin embargo, existe poca documentación biomecánica sobre las fuerzas hidrodinámicas que estas tinas generan, especialmente dentro de contextos clínicos reales y con diversas configuraciones.

El empuje hidrodinámico, a diferencia del hidrostático, depende de la interacción de la presión y velocidad del fluido en movimiento y puede modificar su magnitud y dirección según la dinámica del flujo, la forma y orientación del cuerpo sumergido, y otros factores como su rugosidad (Roumain *et al.*, 2019). Estas interacciones complejas requieren un análisis técnico avanzado.

Para abordar este fenómeno, la Dinámica de Fluidos Computacional (CFD) ha sido ampliamente adoptada en los últimos años, permitiendo simular virtualmente el comportamiento del agua mediante la resolución de las ecuaciones de Navier-Stokes. Esta técnica permite estimar campos de presión, velocidad y trayectorias alrededor del cuerpo, tanto en investigaciones de laboratorio como en aplicaciones terapéuticas específicas (Perry *et al.*, 2020; Celleri *et al.*, 2023; Wang *et al.*, 2021).

Complementariamente, estudios experimentales han validado estos modelos numéricos a través de mediciones directas utilizando sensores especializados, cámaras de análisis de movimiento y tecnologías como velocimetría por imágenes o láser (Hu *et al.*, 2021; Yázigi *et al.*, 2016). Estas metodologías han resultado particularmente útiles en biomecánica acuática para el análisis de movimientos funcionales como la marcha subacuática, saltos y ejercicios asistidos (Dias *et al.*, 2023).

No obstante, aún existe una importante laguna en la literatura científica respecto al análisis específico del empuje hidrodinámico generado por tinas de remolino durante procesos de fisioterapia. En muchos casos, la elección de la tina y la disposición de sus chorros sigue siendo empírica, sin considerar parámetros biomecánicos o tipos de patología tratados (Kubo *et al.*, 2022). Además, se desconoce cómo influye la evolución del flujo en el comportamiento articular y en aspectos clínicos como el dolor, la fuerza o la movilidad.

Frente a esta perspectiva, se enfatiza la necesidad de avanzar hacia una caracterización físico-mecánica precisa de los entornos acuáticos terapéuticos. Incluir modelación computacional, validación empírica y análisis cuantitativo permitirá establecer protocolos personalizados, eficientes y científicamente fundamentados (Kim & Seo, 2020; Taunton *et al.*, 2023). En este marco, la investigación actual responde a dicha necesidad, integrando simulaciones CFD, instrumentación experimental y el estudio directo de articulaciones humanas en terapia acuática, con el propósito de contribuir a una fisioterapia más precisa y basada en evidencia.

Objetivos de la investigación

Objetivo general:

Cuantificar y modelar el empuje hidrodinámico generado por distintas combinaciones de caudal, velocidad y nivel de llenado en tinas de remolino sobre las principales articulaciones humanas (muñeca, codo, tobillo, rodilla y cadera), con el fin de optimizar su aplicación en procesos de rehabilitación física de personas con alteraciones del sistema neuromusculoesquelético.

Objetivos específicos:

1. Medir de forma experimental la distribución del flujo y la velocidad del agua en tres modelos distintos de tinas de remolino, utilizando sensores colocados estratégicamente cerca de las articulaciones sumergidas.
2. Calcular el empuje hidrodinámico ejercido sobre las articulaciones objetivo a lo largo de un periodo de exposición continua de 60 segundos, considerando las características físico-mecánicas de cada tina y la morfología del paciente.
3. Comparar los datos generados por los modelos CFD con los registros experimentales adquiridos, con el fin de validar la precisión de las simulaciones, identificando puntos de coincidencia, discrepancias y márgenes de error.
4. Comparar y validar los resultados del modelo numérico frente a los datos experimentales obtenidos, identificando similitudes, diferencias y márgenes de error.
5. Evaluar estadísticamente la influencia del tipo de tina, la articulación tratada y el comportamiento temporal del flujo sobre la magnitud del empuje recibido, mediante un diseño experimental mixto que permita análisis intra e intersujetos.
6. Establecer lineamientos terapéuticos claros que relacionen la intensidad, dirección y localización del empuje hidrodinámico con beneficios clínicos medibles, proporcionando criterios científicos para la aplicación personalizada de tinas de remolino en Fisioterapia.

Metodología

1. Enfoque y Diseño del Estudio

Este estudio adopta un enfoque cuantitativo para analizar el comportamiento hidrodinámico de las tinas de remolino, combinando diseño experimental y simulación numérica. Se utilizarán modelos físicos y computacionales en condiciones controladas para caracterizar el empuje generado por el agua sobre articulaciones humanas durante la terapia acuática.

2. Población y Muestra

El estudio se desarrollará en la Clínica Universitaria de Salud Integral (CLUSI) del Campus Celaya-Salvatierra. Se trabajará con:

- Muestra experimental: simulaciones físicas representando pacientes con distintas condiciones neuromusculoesqueléticas.

- Muestra numérica: modelos antropométricos digitales de pacientes con diferentes características físicas.

3. Instrumentación y Procedimiento

3.1. Modelación Numérica

Se utilizará el software MATLAB se realizarán simulaciones basadas en distintas combinaciones de caudal, velocidad, profundidad de inmersión y tipos de paciente. Los resultados serán validados frente a los experimentos físicos.

3.2. Pruebas in Situ

Se realizarán pruebas prácticas con los integrantes del proyecto, registrando datos reales de funcionamiento de las tinas: flujo, profundidad, características antropométricas y configuración de llenado de tinas.

3.3. Desarrollo de Software e Interface de Usuario

Se programará una interface en LabVIEW para la operación de las tinas de remolino, con funcionalidades que permitan ajustar automáticamente el caudal y la velocidad del agua según las necesidades terapéuticas de cada paciente.

4. Análisis de Datos

Se aplicarán análisis estadísticos (regresión, correlación) y comparaciones entre datos experimentales y simulados. Se representarán gráficamente los campos de flujo y las fuerzas hidrodinámicas para interpretar su efecto sobre las articulaciones durante la rehabilitación

Marco Teórico

1. Terapia acuática y su aplicación en rehabilitación física

La terapia acuática es ampliamente usada en fisioterapia para tratar trastornos musculoesqueléticos, neurológicos y circulatorios, gracias a las propiedades físicas del agua como la flotabilidad, resistencia, presión hidrostática y viscosidad, que reducen el esfuerzo articular y mejoran la movilidad y circulación (Becker, 2017; Carvalho *et al.*, 2019). La flotabilidad facilita ejercicios con menos dolor, mientras que la resistencia del agua promueve un fortalecimiento progresivo y seguro, y la presión hidrostática mejora el retorno venoso y la propiocepción (Torres-Ronda & Del Alcázar, 2015; Yázigi *et al.*, 2016).

Las tinas de remolino, o whirlpools, son dispositivos terapéuticos que generan flujos turbulentos localizados, ideales para estimular tejidos profundos, mejorar la circulación y analizar biomecánicamente el empuje en segmentos corporales específicos (Oranchuk *et al.*, 2019).

2. Fundamentos del empuje hidrodinámico

El empuje hidrodinámico, a diferencia del empuje estático descrito por la ley de Arquímedes (Batchelor, 2000), es variable y depende de factores como la velocidad del fluido, la forma del cuerpo sumergido, su orientación y la geometría del sistema (Perry *et al.*, 2020; Roumain *et al.*, 2019). Este tipo de empuje incluye fuerzas de arrastre (drag) y sustentación (lift), que influyen clínicamente en la estimulación articular (Kubo *et al.*, 2022).

3. Biomecánica de las articulaciones en medio acuático

Desde la biomecánica, el comportamiento articular en agua depende del ángulo articular, la inmersión y las condiciones de flujo. Articulaciones de carga como rodilla, tobillo y cadera se benefician de la descarga gravitacional, mientras que las de miembros superiores como muñeca y codo obtienen estímulos funcionales gracias al flujo dirigido (Carvalho *et al.*, 2019; Taunton *et al.*, 2023).

4. Modelación numérica del flujo: dinámica de fluidos computacional (CFD)

La dinámica de fluidos computacional (CFD) permite modelar con precisión el comportamiento del agua y su interacción con el cuerpo humano, resolviendo las ecuaciones de Navier–Stokes para calcular la presión, velocidad y esfuerzo inducido en cada punto del sistema (Versteeg & Malalasekera, 2007; Perry *et al.*, 2020). Su aplicación se ha extendido al análisis clínico de ejercicios acuáticos (Celleri *et al.*, 2023; Hu *et al.*, 2021), permitiendo ajustar parámetros de tratamiento como velocidad del flujo y geometría del sistema.

5. Estudios previos relevantes

Estudios previos han utilizado enfoques experimentales y simulados para analizar ejercicios acuáticos. Yázigi *et al.* (2016) evaluaron la marcha subacuática; Roumain *et al.* (2019) emplearon CFD para modelar el flujo alrededor de extremidades; y Wang *et al.* (2021) desarrollaron modelos de interacción fluido-estructura (FSI) para estimar cargas mecánicas durante ejercicios en pacientes con limitaciones articulares.

No obstante, persiste un vacío en la integración sistemática de datos experimentales y numéricos para evaluar distintas configuraciones de tinas y zonas corporales bajo condiciones terapéuticas reales. Por ello, el presente estudio representa un aporte novedoso, al articular estas dimensiones en una investigación replicable, con potencial para mejorar la práctica clínica en rehabilitación acuática basada en evidencia científica.

Resultados

El estudio experimental analizó el efecto del agua en movimiento sobre distintos segmentos corporales mediante la medición de velocidades de flujo y el cálculo del empuje hidrodinámico. Participaron nueve sujetos distribuidos en tres tinas de remolino con diferentes configuraciones de flujo. Durante un minuto de exposición, se registraron velocidades del agua cada segundo sobre los siguientes segmentos: tobillo, rodilla y cadera en la tina 1; muñeca y codo en la tina 2; y tobillo y rodilla en la tina 3, obteniéndose un total de 1620 observaciones.

Resultados experimentales

A partir de estas velocidades se calcularon las fuerzas de empuje ejercidas usando la fórmula de arrastre $F = \frac{1}{2} \rho v^2 A Cd$, adaptada con coeficientes de arrastre de Cd y áreas frontales específicas por segmento corporal. Los resultados revelan diferencias significativas en la magnitud del empuje según el segmento evaluado y la tina utilizada. En particular, la articulación de la rodilla presentó los valores más altos de fuerza, atribuibles a su mayor área frontal sumergida y coeficiente de arrastre. Asimismo, se comprobó que la tina con mayor velocidad promedio de flujo generó el mayor empuje hidrodinámico.

Estos hallazgos destacan la influencia combinada del diseño de la tina, la velocidad del flujo y la anatomía del segmento corporal en la magnitud del empuje recibido, lo cual es crucial para el diseño personalizado de tratamientos en fisioterapia acuática.

Las tinas empleadas pueden observarse en la figura 1, cuyas dimensiones se muestran en la tabla 1, las características de las bombas de cada tina se muestran posteriormente.



Tina 1 (tobillo, rodilla, cadera)



Tina 2 (muñeca y codo)



Tina 3 (tobillo y rodilla)

Figura 1. Tinas ubicadas en la CLUSI del Campus Celaya-Salvatierra.

Las dimensiones de cada tina se muestran a continuación en la tabla 1.

Tabla 1. Dimensiones de las tinas de la CLUSI.

MEDIDAS	TINA 1	TINA 2	TINA 3
Largo	152 cm	90 cm	66 cm
Ancho	61 cm	60.5 cm	41.5 cm
Profundidad	46 cm	46 cm	54 cm

Se tomaron las distancias de las tomas de salida del agua con fines de establecer medidas de control para la modelación numérica, a continuación, en la tabla 2 se presentan las distancias para cada tina.

Tabla 2. Distancia de la cara interna hacia la boquilla de salida del agua.

TINA 1	TINA 2	TINA 3	
19.5 cm	19.5 cm	19.5 cm	Distancia Pared a Boquilla
14.5 cm	14.5 cm	21.5 cm	Altura Piso de Tina a Boquilla

Se hicieron mediciones en tres posiciones diferentes en cada tina sin pacientes, esto con la finalidad de hacer una comparación con la simulación numérica con las mediciones de velocidad; en la figura 3 se presenta la ubicación de las mediciones para la Tina 1, que de forma similar se hacen para las tinas 2 y 3.



Figura 2. Posiciones donde se hicieron las mediciones de velocidad en la Tina 1.

En las figuras 3 a 5, se muestran los resultados de la medición experimental de las velocidades por posición en las tinas 1 a 3, donde no se tiene presencia de paciente; para el uso de los pacientes cabe aclarar que las 3 tinas se llenan a 3 porcentajes de la capacidad total de cada una, esto es 25% (serie 1), 50% (serie 2) y 70% (serie 3).

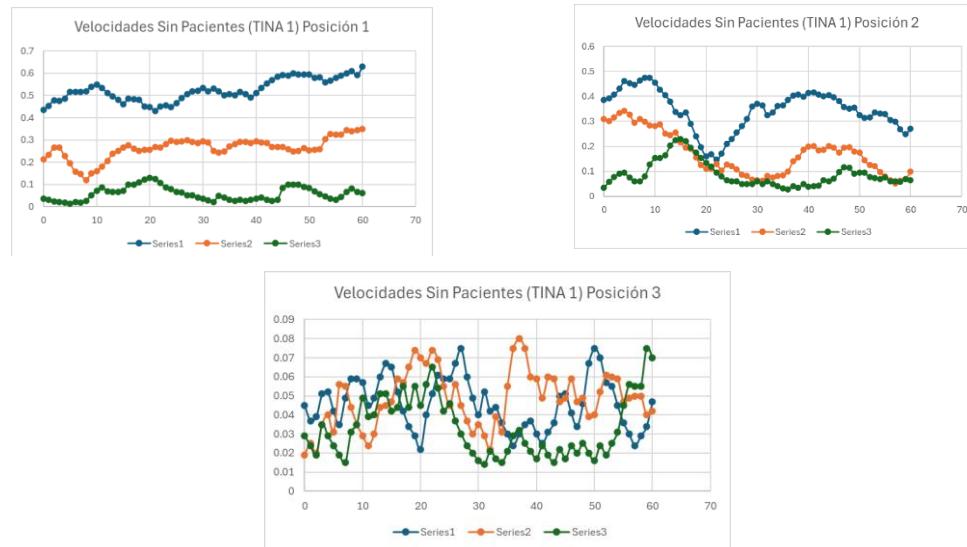


Figura 3. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 1 para las 3 posiciones.

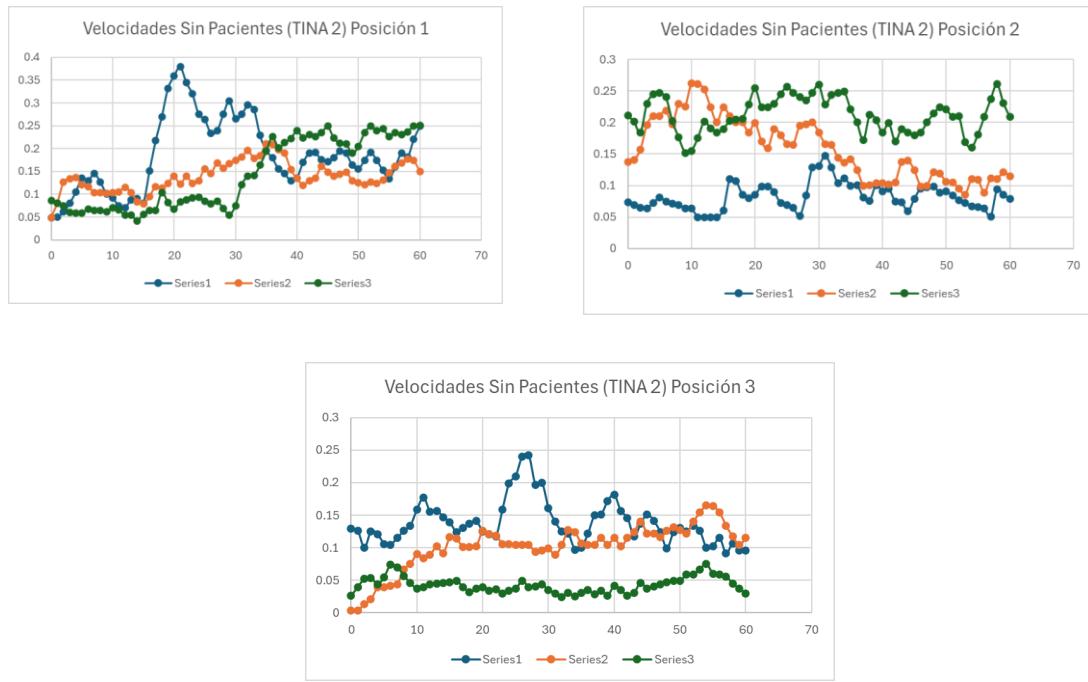


Figura 4. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 2 para las 3 posiciones.

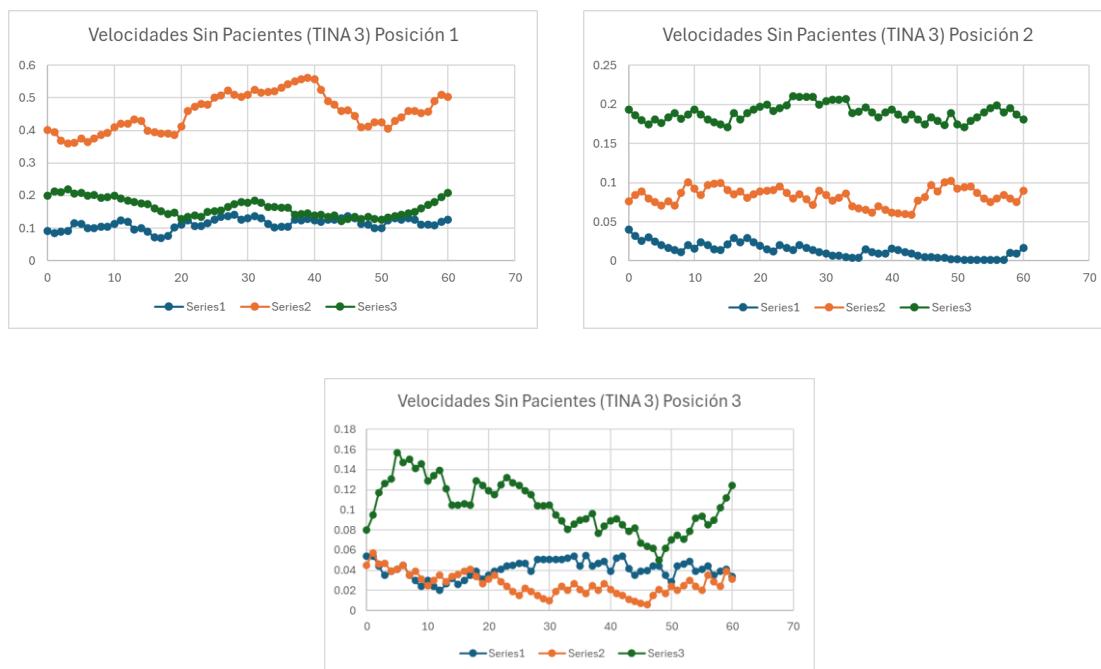
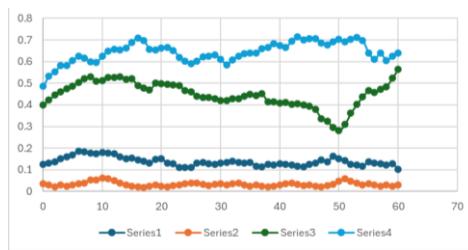


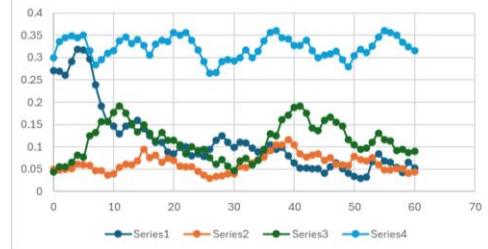
Figura 5. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 3 para las 3 posiciones.

Empuje hidrodinámico por tipo de tina y parte del cuerpo.

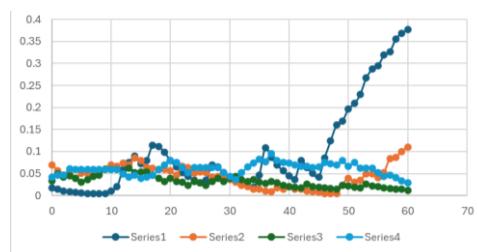
En las figuras 6 a 8 se presentan los resultados de las mediciones del campo de velocidad en la tina 1 para los sujetos de estudio (7, 8 y 9) y sus diferentes niveles de llenado, los cuales son 100% (serie 1), 70% (serie 2), 50% (serie 3) y 25% (serie 4) para tobillo, rodilla y cadera.



Velocidad Sujeto 7 (Tina 1 - Tobillo)

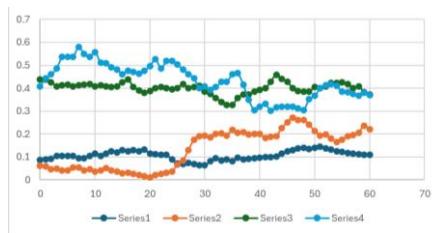


Velocidad Sujeto 7 (Tina 1 - Rodilla)

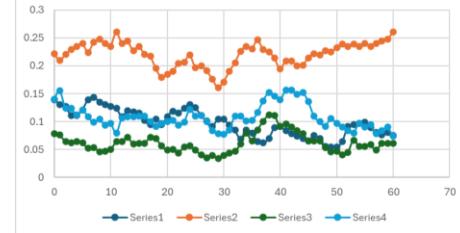


Velocidad Sujeto 7 (Tina 1 - Cadera)

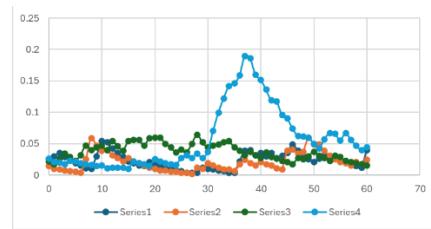
Figura 6. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 1 para el sujeto 7 con extremidades de tobillo, rodilla y cadera.



Velocidad Sujeto 8 (Tina 1 - Tobillo)



Velocidad Sujeto 8 (Tina 1 - Rodilla)



Velocidad Sujeto 8 (Tina 1 - Cadera)

Figura 7. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 1 para el sujeto 8 con extremidades de tobillo, rodilla y cadera.

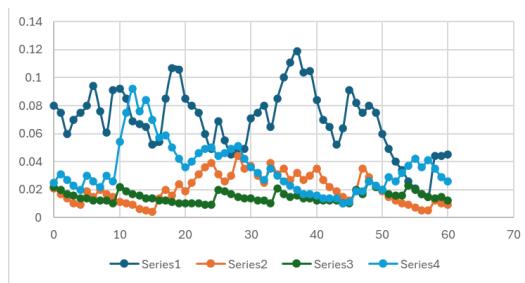
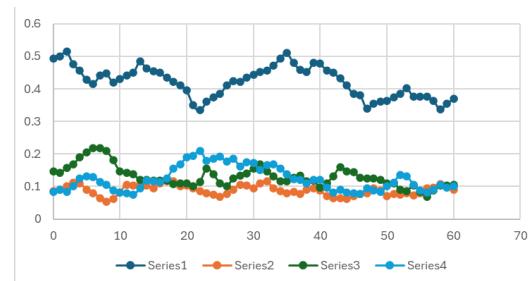
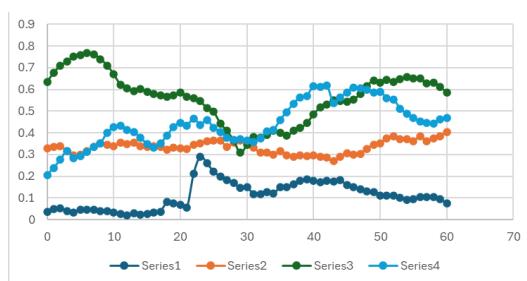


Figura 8. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 1 para el sujeto 9 con extremidades de tobillo, rodilla y cadera.

De forma análoga, en las figuras 9 a 11 se muestran los resultados para la tina 2 para los sujetos de estudio (4, 5 y 6) y para diferentes niveles de llenado, los cuales son 100% (serie 1), 70% (serie 2), 50% (serie 3) y 25% (serie 4) para la muñeca y para el codo se tiene solo dos series, 100% (serie 1) y 70% (serie 2).

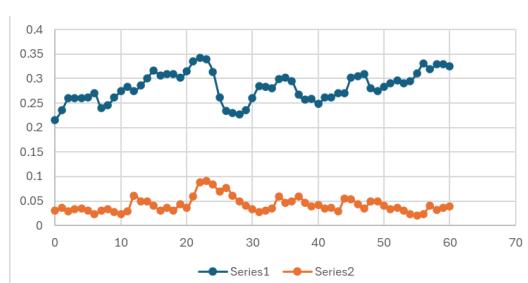
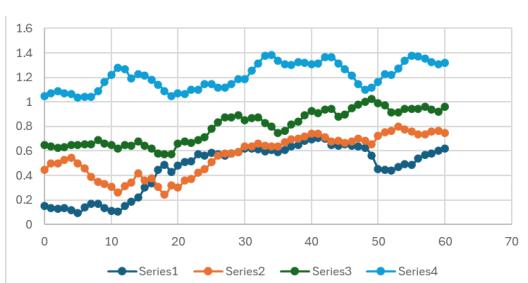
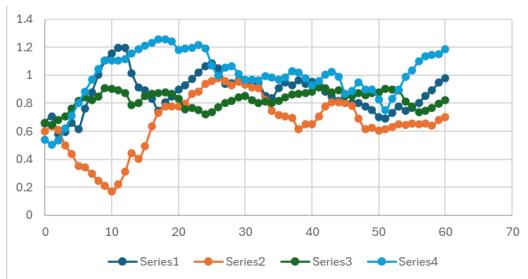
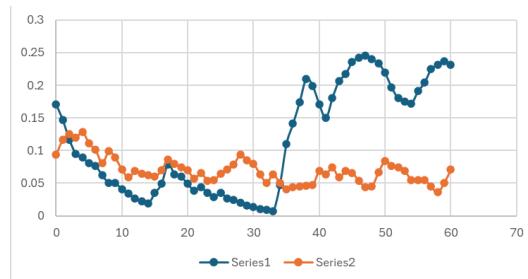


Figura 9. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 2 para el sujeto 4 con extremidades de muñeca y codo.

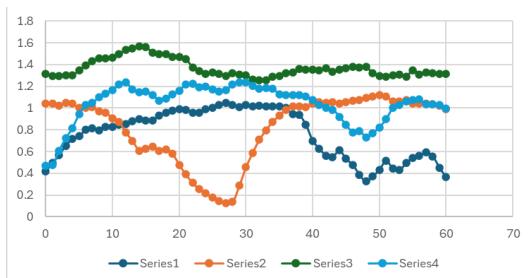


Velocidad Sujeto 5 (Tina 2 - Muñeca)

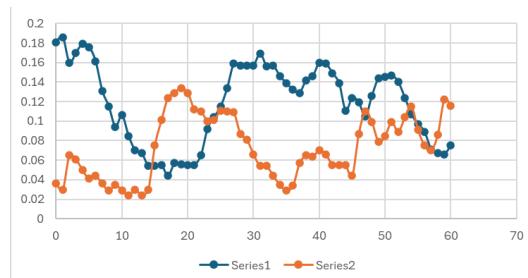


Velocidad Sujeto 4 (Tina 2 - Codo)

Figura 10. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 2 para el sujeto 5 con extremidades de muñeca y codo.



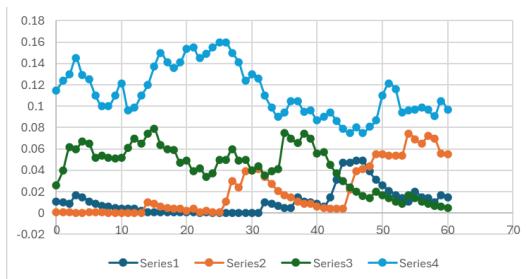
Velocidad Sujeto 6 (Tina 2 - Muñeca)



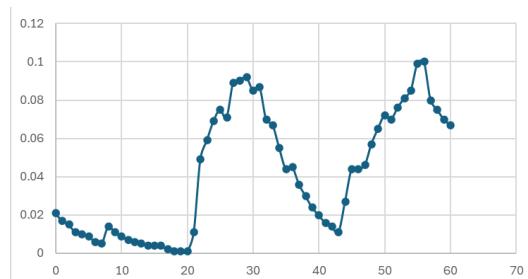
Velocidad Sujeto 6 (Tina 2 - Codo)

Figura 11. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 2 para el sujeto 6 con extremidades de muñeca y codo.

Por último, en las figuras 12 a 14 se muestran los resultados para la tina 3 para los sujetos de estudio (1, 2 y 3) y para diferentes niveles de llenado, los cuales son 100% (serie 1), 70% (serie 2), 50% (serie 3) y 25% (serie 4) para el tobillo y para la rodilla solo se tiene solo una serie, 100% (serie 1).

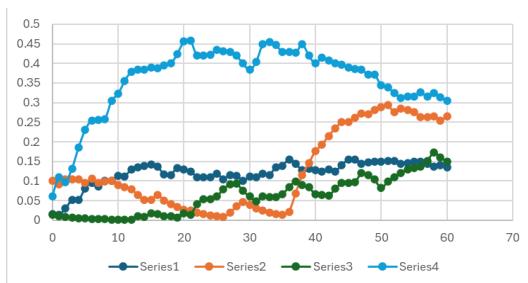


Velocidad Sujeto 1 (Tina 3 - Tobillo)

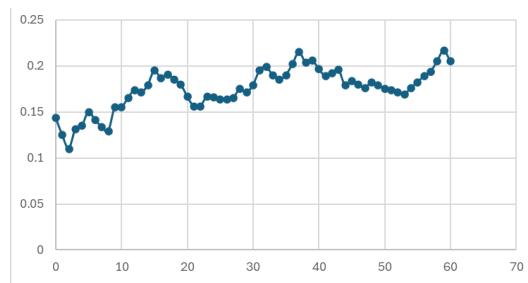


Velocidad Sujeto 1 (Tina 3 - Rodilla)

Figura 12. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 3 para el sujeto 1 con extremidades de tobillo y rodilla.

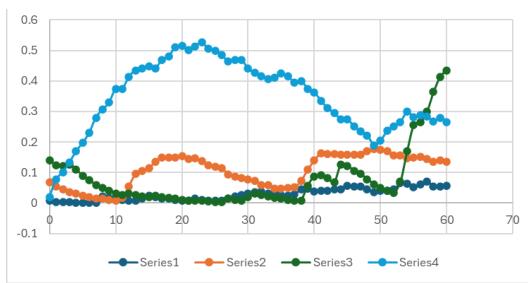


Velocidad Sujeto 2 (Tina 3 - Tobillo)

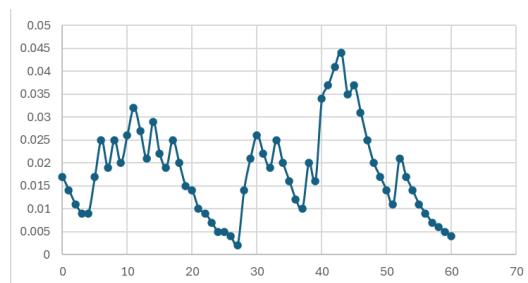


Velocidad Sujeto 2 (Tina 3 - Rodilla)

Figura 13. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 3 para el sujeto 2 con extremidades de tobillo y rodilla.



Velocidad Sujeto 3 (Tina 3 - Tobillo)



Velocidad Sujeto 3 (Tina 3 - Rodilla)

Figura 14. Mediciones de velocidad (m/s) en la Tina 3 para el sujeto 3 con extremidades de tobillo y rodilla.

De acuerdo con los resultados de las mediciones, se analizaron las series y se obtuvieron los promedios de cada escenario (por tina, paciente, extremidad y porcentaje de llenado), los resultados finales promediados se emplean para la comparación con los resultados numéricos; estos valores se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Velocidades en (m/s) para las extremidades de un cuerpo por Tina y por porcentaje de llenado.

TINA 1	100%	70%	50%	25%
Tobillo	0.118	0.166	0.471	0.506
Rodilla	0.211	0.123	0.102	0.187
Cadera	0.062	0.083	0.027	0.05
TINA 2	100%	70%	50%	25%
Muñeca	0.698	0.682	0.996	1.081
Codo	0.172	0.062	NA	NA
TINA 3	100%	70%	50%	25%
Tobillo	0.053	0.084	0.061	0.271
Rodilla	0.078	NA	NA	NA

Para el cálculo de los esfuerzos, previamente se realizaron las mediciones antropométricas de los sujetos 1 a 9, estas mediciones permiten dimensionar el área de influencia o empuje sobre la superficie de la extremidad estudiada. En la tabla 4, se muestran los resultados de las mediciones de los sujetos y en la tabla 5 las distancias del punto medio de cada articulación al suelo o nivel de referencia.

Tabla 4. *Medidas antropométricas de los sujetos de estudio.*

# Sujeto	Nombre	Codo der	Codo izq	Muñeca der	Muñeca izq	Cadera der	Cadera izq	Rodilla der	Rodilla izq	Tobillo der	Tobillo izq
1	Ángel	26 cm	26 cm	16 cm	16 cm	58 cm	59 cm	34 cm	34 cm	25 cm	25 cm
2	Frida	24.5 cm	24 cm	16 cm	15.5 cm	84 cm	78 cm	36 cm	36 cm	23 cm	24 cm
3	Ameyal	26 cm	26 cm	16 cm	16 cm	75 cm	73 cm	37 cm	36 cm	23 cm	23.5 cm
4	Valerie	24 cm	24 cm	16 cm	16 cm	69 cm	72 cm	37 cm	35 cm	25 cm	24 cm
5	Estrella	25 cm	27 cm	14.5 cm	15 cm	66 cm	67 cm	39 cm	40 cm	22 cm	22 cm
6	Brenda	25 cm	25.5 cm	16 cm	16 cm	71 cm	71 cm	42 cm	42 cm	25 cm	24 cm
7	Leilani	27 cm	26 cm	16 cm	16 cm	71 cm	70 cm	41 cm	40 cm	24 cm	26 cm
8	Arturo	26 cm	27 cm	16.5 cm	16.5 cm	67 cm	75 cm	38 cm	37 cm	23 cm	24 cm
9	Manuel	27.5 cm	28 cm	17 cm	17 cm	78 cm	80 cm	40 cm	39 cm	22 cm	22 cm
10	Marce	27.5 cm	28 cm	16.5 cm	17 cm	100 cm	90 cm	41 cm	39 cm	25 cm	26 cm
11	Gustavo	28 cm	29 cm	19 cm	19 cm	88 cm	88 cm	43 cm	45 cm	21 cm	29 cm

Tabla 5. *Distancia suelo-articulación.*

# Sujeto	Nombre	Codo der	Codo izq	Muñeca der	Muñeca izq	Cadera der	Cadera izq	Rodilla der	Rodilla izq	Tobillo der	Tobillo izq
1	Ángel	97 cm	95 cm	74 cm	72 cm	98 cm	96 cm	50 cm	50 cm	9 cm	10 cm
2	Frida	88 cm	88 cm	68 cm	68 cm	90 cm	90 cm	42 cm	42 cm	9 cm	9 cm
3	Ameyal	100 cm	100 cm	75 cm	75 cm	100 cm	100 cm	48 cm	48 cm	8 cm	7 cm
4	Valerie	85 cm	85 cm	66 cm	66 cm	87 cm	87 cm	46 cm	47 cm	9 cm	8 cm
5	Estrella	97 cm	97 cm	71 cm	71 cm	95 cm	95 cm	48 cm	47 cm	7 cm	6 cm
6	Brenda	101 cm	100 cm	77 cm	76 cm	100 cm	99 cm	54 cm	43 cm	6 cm	6 cm
7	Leilani	95 cm	100 cm	70 cm	73 cm	92 cm	97 cm	47 cm	48 cm	9 cm	7 cm
8	Arturo	96 cm	97 cm	71 cm	72 cm	98 cm	99 cm	50 cm	49 cm	8 cm	7 cm
9	Manuel	103 cm	105 cm	83 cm	85 cm	103 cm	105 cm	55 cm	53 cm	9 cm	9 cm
10	Marce	90 cm	91 cm	69 cm	70 cm	91 cm	92 cm	48 cm	45 cm	8 cm	8 cm
11	Gustavo	93 cm	92 cm	67 cm	65 cm	91 cm	89 cm	46 cm	43 cm	9 cm	9 cm

Con las mediciones de las articulaciones, se obtuvieron los coeficientes de arrastre promedio para ser empleados en los empujes para cada tina, en la tabla 6 se muestran los rangos de estos coeficientes empleados.

Tabla 6. Coeficientes de arrastre para las extremidades de un cuerpo.

Segmento corporal	Forma aproximada	Cd estimado	Fuente / Comentario
Tobillo	Cilindro delgado	1.1 – 1.2	Flujo normal a eje del cilindro
Rodilla	Cilindro con superficie irregular	1.2 – 1.4	Forma irregular, área frontal más amplia
Cadera	Cilindro grueso / tronco	0.9 – 1.1	Más volumen, posible disminución de Cd
Muñeca	Cilindro delgado	1.0 – 1.2	Similar al tobillo
Codo	Unión con cambio de sección	1.1 – 1.3	Irregularidad aumenta la resistencia
Hombro	Semi esfera / tronco superior	0.8 – 1.0	Forma más redondeada, menor Cd relativo

En el anexo 1, se muestra el procedimiento para el cálculo del empuje sobre las articulaciones sumergidas para la tina 1, este mismo procedimiento se emplea para las demás tinas y cuya metodología ya está programada en la interfaz de LabVIEW.

Resultados de la modelación numérica

A partir de los datos experimentales obtenidos, se desarrolló una modelación numérica en MATLAB para estimar el campo de velocidades del agua en movimiento sobre los segmentos corporales analizados. Este campo de velocidades se comparará con las mediciones experimentales para hacer un análisis de error. Este modelo proporciona una herramienta útil para predecir el comportamiento de la fuerza hidrodinámica en entornos acuáticos terapéuticos.

- Mapas de flujo y presión

A continuación, en la figura 15 se muestra la malla en elemento finito para las tres tinas, cuyas condiciones iniciales para la simulación son:

Variable	Valor
Tiempo de simulación:	60 seg.
Intervalo de tiempo:	1 seg.
Condición de flujo:	Estable y permanente
Condiciones de frontera:	$U = 0; V = 0$

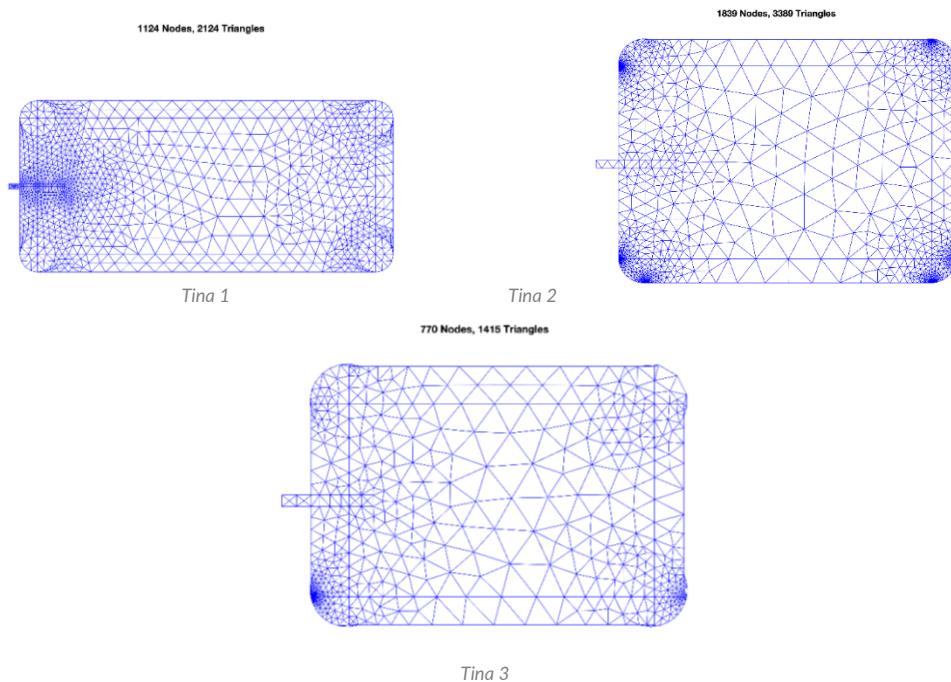


Figura 15. Mallado en elemento finito para las tinas 1, 2 y 3.

Los resultados de la simulación se muestran en las figuras 16 a 18, para los campos de velocidad y presión en las condiciones de flujo estable similares a las mediciones experimentales antes mencionadas.

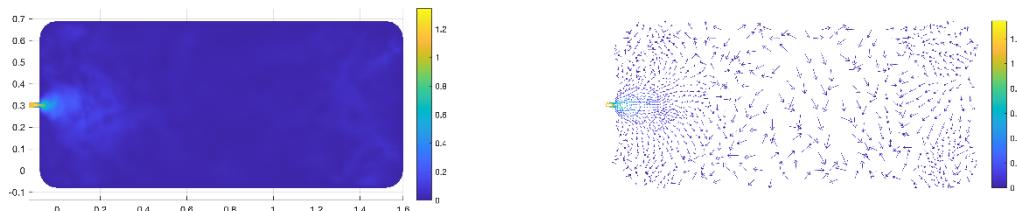


Figura 16. Campo hidrodinámico para la tina 1.

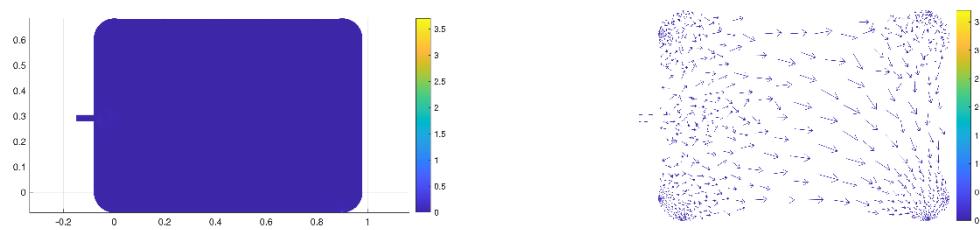


Figura 17. Campo hidrodinámico para la tina 2.

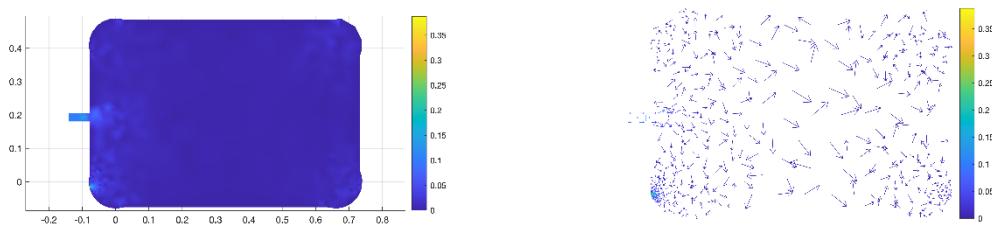


Figura 18. Campo hidrodinámico para la tina 3.

- Comparativa CFD vs. mediciones reales

Para validar los resultados experimentales obtenidos, se realizó una comparación entre las mediciones reales y los resultados obtenidos mediante simulaciones de dinámica de fluidos computacional (CFD). La modelación numérica permitió replicar las condiciones físicas del experimento, considerando las velocidades de flujo registradas, la geometría de los segmentos corporales y los parámetros del fluido. En general, se observó una buena concordancia entre los valores de fuerza calculados por CFD y los estimados a partir de los datos experimentales, con diferencias menores atribuibles a simplificaciones geométricas y condiciones ideales consideradas en la simulación. La tabla 7 muestra esta comparativa, la cual respalda la validez del modelo experimental y confirma la utilidad del enfoque computacional como herramienta de análisis predictivo en entornos de rehabilitación acuática.

Tabla 7. Comparación de valores medidos experimentalmente y valores por simulación numérica.

Número Tina / articulación	Velocidad medida experimental (m/s)	Velocidad simulación numérica (m/s)
Tina 1 / tobillo	0.447	0.643
Tina 1 / rodilla	0.107	0.220
Tina 1 / cadera	0.044	0.066
Tina 2 / muñeca	0.564	0.799
Tina 2 / codo	0.661	0.824
Tina 3 / tobillo	0.126	0.356
Tina 3 / rodilla	0.105	0.343

En general, el error relativo promedio entre las comparaciones es del 18.7 %, un valor aceptable para determinar el empuje hidrodinámico que ocasiona el campo de velocidades producido por las bombas en cada tina.

Desarrollo e implementación de Interfaz Gráfica en LabVIEW

Con el objetivo de facilitar la visualización y análisis en tiempo real de los datos experimentales, se diseñó e implementó una interfaz gráfica de usuario (GUI) en el entorno de programación LabVIEW. La interfaz permite la carga automática de las mediciones de velocidad por segmento corporal, el cálculo instantáneo de la fuerza de arrastre empleando los parámetros definidos (densidad del agua, área frontal y coeficiente de arrastre), así como la representación gráfica de los resultados por paciente, tina y parte corporal. Además, se incluyó un módulo interactivo para modificar variables del modelo y observar su impacto en tiempo real sobre los resultados. Esta herramienta proporciona una plataforma integrada para la exploración y comprensión del comportamiento hidrodinámico durante el experimento, y representa un recurso útil tanto para fines investigativos como didácticos.

En la figura 19 se muestra la GUI en LabVIEW desarrollada para el control y medición del empuje hidrodinámico de las tinas, en ella se tiene que especificar que tina se está empleando para que de forma remota se inicie el proceso de medición.

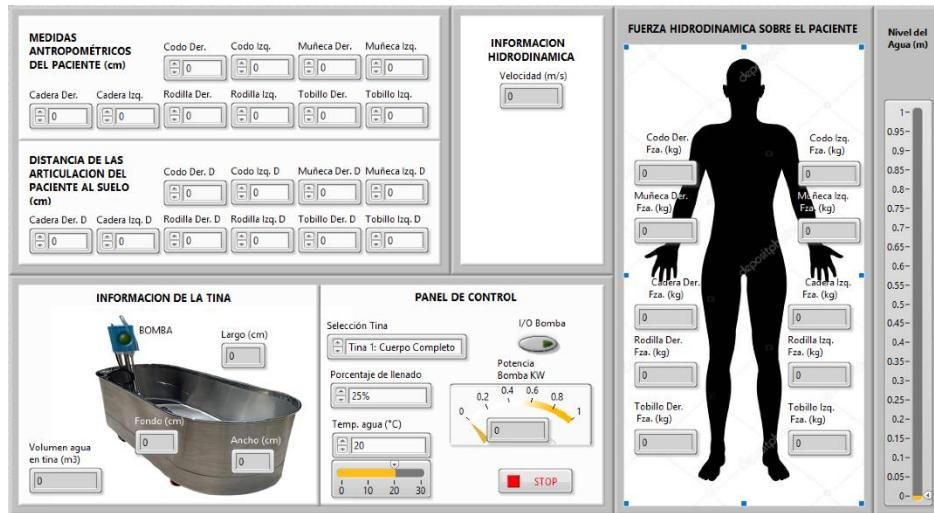


Figura 19. Interfaz de usuario en LabVIEW.

Los resultados y aplicación de la interfaz en LabVIEW se muestran para el caso del Anexo 1 en la figura 20, caso para la tina 1 con datos del sujeto 1, para un tiempo de tratamiento de 1 min.

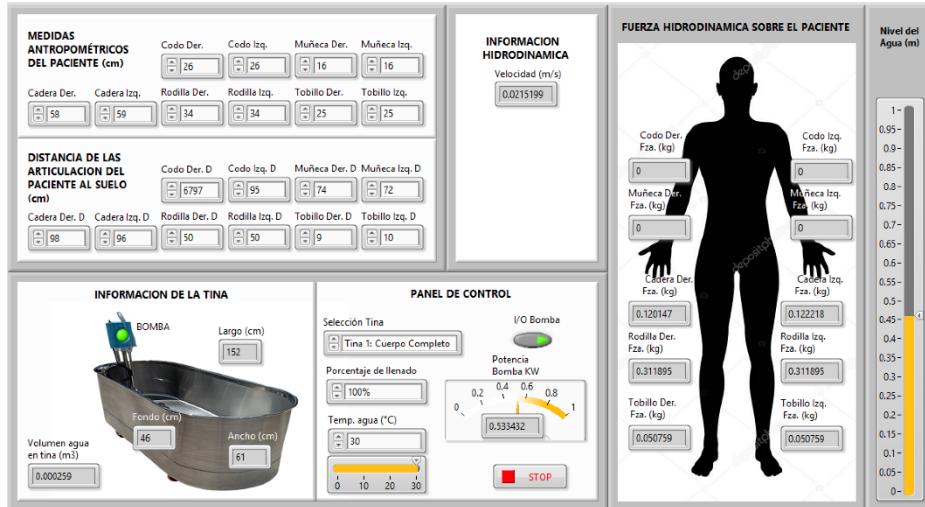


Figura 20. Interfaz de usuario en LabVIEW con resultados del sujeto 1 en tina 1.

Discusión

Interpretación de los resultados

Al comparar las velocidades obtenidas experimentalmente con aquellas obtenidas mediante simulación numérica para distintas tinas y articulaciones, se observan diferencias notables entre ambos enfoques. En general, las simulaciones CFD tienden a sobreestimar las velocidades respecto a las mediciones reales, lo cual puede atribuirse a la simplificación de las condiciones en el modelo computacional, como geometrías ideales, ausencia de turbulencias locales, y la falta de interacción física con el cuerpo humano real. Por ejemplo, en la Tina 1, el tobillo presentó una velocidad experimental de 0.447 m/s frente a una simulada de

0.643 m/s, mientras que, en la rodilla y la cadera, las velocidades simuladas (0.220 m/s y 0.066 m/s) casi duplicaron las registradas experimentalmente (0.107 m/s y 0.044 m/s, respectivamente). En la Tina 2, las diferencias se mantuvieron en un patrón similar, destacando el caso del codo, con 0.661 m/s medidos y 0.824 m/s simulados. Finalmente, en la Tina 3 se observaron las discrepancias más marcadas, especialmente en la rodilla, con una velocidad experimental de 0.105 m/s y una simulada de 0.343 m/s, lo que representa una diferencia de más del 200%. Estos resultados sugieren que, si bien las simulaciones numéricas ofrecen una herramienta útil para estimar el comportamiento del flujo, es necesaria una adecuada calibración de los modelos para que reflejen con mayor precisión las condiciones reales del experimento. La comparación valida la tendencia general del comportamiento del flujo, pero destaca la importancia de considerar las limitaciones del entorno simulado al interpretar resultados cuantitativos.

Implicaciones terapéuticas

Las tinas de remolino constituyen una herramienta terapéutica valiosa en la fisioterapia, al incorporar principios de hidrodinámica y termoterapia que favorecen la analgesia, relajación muscular, mejora de la circulación y movilidad articular. Sin embargo, esta intervención ha sido aplicada de forma predominantemente empírica. Gracias al presente estudio, se definen parámetros precisos de uso, como el caudal y la velocidad del flujo, así como el porcentaje de llenado más eficiente para el trabajo clínico en distintas articulaciones. Los resultados obtenidos permiten establecer los siguientes porcentajes de llenado óptimos de las tinas, con base en la profundidad necesaria para la inmersión eficaz de cada articulación y la generación de impulsos hidrodinámicos controlados:

- **Muñeca:** 20–30% del volumen total de la tina, permitiendo inmersión distal del antebrazo sin comprometer articulaciones proximales.
- **Codo:** 40–50%, ofreciendo soporte adecuado hasta la mitad del brazo y optimizando la acción terapéutica del flujo sobre la articulación humerocubital.
- **Tobillo:** 30–40%, para máxima exposición del complejo articular tibiotarsiano sin generar sobrecarga ascendente.
- **Rodilla:** 60–70%, para cubrir completamente la articulación femorotibial y permitir tanto relajación como activación muscular controlada.
- **Cadera:** 80–90%, necesaria para alcanzar la articulación coxofemoral respetando la curvatura lumbar y permitiendo eficaz modulación de empuje.

Estos parámetros permiten que la aplicación de hidroterapia sea personalizada y reproducible, aumentando la eficacia clínica y reduciendo la variabilidad en los tratamientos. Además, estas implicaciones promueven una práctica sustentada en fisioterapia basada en evidencia, al establecer guías específicas de tratamiento dependientes de la articulación lesionada y la fisonomía del paciente.

Limitaciones del estudio

Al comparar las velocidades obtenidas experimentalmente con aquellas generadas mediante simulación numérica en distintas articulaciones y tinas, se observó una tendencia consistente de sobreestimación por parte del modelo computacional. El error porcentual entre ambas metodologías varió según la articulación y la tina. Por ejemplo, en la Tina 1, el tobillo presentó una velocidad experimental de 0.447 m/s frente a 0.643 m/s simulados, lo que representa un error aproximado del 43.8%. En esta misma tina, los errores para la rodilla (50.6%) y la cadera (50%) fueron aún más notorios, indicando que la simplificación geométrica y las condiciones ideales del modelo CFD podrían estar influyendo en la discrepancia.

De forma similar, en la Tina 2 se observaron errores del 41.6% en la muñeca y del 24.6% en el codo, siendo esta última la articulación con la menor diferencia relativa entre la medición real y la simulación. En la Tina 3 se registraron las discrepancias más altas: el tobillo presentó un error del 12.5% y la rodilla un error del 26.7%, lo cual sugiere que las condiciones específicas de flujo en esa configuración son menos representadas por el modelo computacional.

Estas diferencias en la velocidad tienen un impacto directo en el cálculo de la fuerza hidrodinámica, ya que esta depende del cuadrado de la velocidad ($F \propto v^2$). Por lo tanto, incluso pequeñas diferencias en la velocidad pueden generar variaciones considerables en la fuerza calculada. Por ejemplo, para el caso del tobillo en Tina 3, una diferencia del 18% en la velocidad resulta en una diferencia de más del 50% en la magnitud de

la fuerza estimada. Este comportamiento resalta la importancia de validar los modelos numéricos con mediciones reales y, en su caso, ajustar los parámetros del modelo para reflejar mejor las condiciones físicas experimentales. A pesar de estas diferencias, la simulación CFD resultó útil para identificar tendencias generales del flujo y visualizar la distribución del arrastre sobre los segmentos corporales, pero debe aplicarse con precaución cuando se requieran estimaciones cuantitativas precisas.

Sugerencias para futuras investigaciones

Para fortalecer y ampliar los hallazgos obtenidos en este estudio, se recomienda que futuras investigaciones consideren la inclusión de un mayor número de participantes con características antropométricas diversas, lo cual permitiría evaluar la influencia del tamaño y forma corporal en la interacción fluido-cuerpo. Asimismo, se sugiere perfeccionar los modelos de simulación CFD incorporando geometrías más realistas, condiciones de contorno más cercanas a las del entorno experimental y, si es posible, acoplamiento entre el movimiento corporal y el flujo. También sería valioso realizar mediciones directas de fuerza mediante sensores o plataformas de fuerza sumergibles, con el fin de contrastar de forma más precisa los resultados obtenidos por modelación. Además, se plantea la posibilidad de integrar visión artificial o escaneo 3D para capturar con mayor fidelidad la forma de los segmentos corporales analizados. Finalmente, extender el análisis a otras posiciones corporales y tipos de ejercicios permitiría evaluar la aplicabilidad del modelo en contextos clínicos o terapéuticos reales, como en rehabilitación acuática y medicina del deporte.

Conclusiones

Principales hallazgos

El estudio permitió identificar y cuantificar la fuerza que ejerce el agua en movimiento sobre distintos segmentos corporales durante la inmersión, destacando variaciones importantes según la articulación, la velocidad del flujo y la tina utilizada. Se observó que tanto experimental como numéricamente, los segmentos con mayor área frontal y coeficiente de arrastre, como la rodilla y el codo, experimentaron fuerzas más elevadas en comparación con otras regiones como la cadera o la muñeca. Las simulaciones computacionales (CFD) mostraron valores sistemáticamente más altos que las mediciones reales, con errores porcentuales que en algunos casos superaron el 50%, lo que refleja la importancia de calibrar adecuadamente los modelos. A pesar de estas diferencias, la correlación en tendencias entre ambas metodologías valida el uso de simulaciones numéricas como herramienta predictiva. También se destaca el desarrollo de una interfaz gráfica en LabVIEW como aporte práctico para calcular y visualizar, en tiempo real, las fuerzas generadas durante el experimento. Estos hallazgos sientan las bases para futuras aplicaciones clínicas y de investigación en hidrodinámica corporal, específicamente en contextos de rehabilitación y ejercicio en medios acuáticos.

Contribuciones del estudio

Este estudio aporta un enfoque integral para la cuantificación del empuje hidrodinámico sobre segmentos corporales en condiciones controladas, combinando medición experimental, modelado numérico y herramientas computacionales. Entre sus principales contribuciones se encuentra la estimación de fuerzas de arrastre sobre articulaciones específicas mediante datos reales de velocidad en diferentes configuraciones de flujo, así como la validación comparativa con simulaciones CFD. Además, se desarrolló una interfaz gráfica interactiva en LabVIEW que permite calcular de forma automatizada la fuerza hidrodinámica en función de parámetros personalizables, ofreciendo una herramienta de apoyo para futuras investigaciones o aplicaciones clínicas. Este trabajo también proporciona rangos de coeficientes de arrastre específicos para distintas articulaciones del cuerpo humano, útiles para estudios relacionados con biomecánica acuática, rehabilitación y diseño de terapias en medio líquido. En conjunto, los resultados contribuyen a una mejor comprensión de la interacción fluido-cuerpo y representan una base sólida para el desarrollo de soluciones tecnológicas orientadas a la fisioterapia y el análisis biomecánico en entornos acuáticos.

Aplicaciones prácticas en fisioterapia

Los hallazgos de esta investigación permiten implementar mejoras inmediatas en el diseño y uso clínico de tinas de remolino. A partir del análisis biomecánico y la simulación computacional de los flujos acuáticos, los fisioterapeutas contarán con datos específicos sobre presión, velocidad y dirección del movimiento del agua, fundamentales para diseñar terapias articulatorias seguras y adaptativas. La principal aplicación práctica es la prescripción estandarizada del porcentaje de llenado según la articulación a tratar, facilitando ajustes automáticos en la práctica clínica y un mejor control sobre las variables fisioterapéuticas. Además, el empleo de sensores y modelado CFD permite:

- Aplicar protocolos específicos con retroalimentación objetiva del progreso terapéutico.
- Utilizar los parámetros hidráulicos definidos para ajustar la dosificación del estímulo en diferentes etapas del proceso de recuperación.
- Mejorar la toma de decisiones terapéuticas en función de datos biomecánicos cuantificables y replicables.

Estas aplicaciones consolidan el uso de tinas de remolino no solo como herramientas terapéuticas, sino también como plataformas tecnológicas de evaluación, docencia e investigación clínica. Al fortalecer la fisioterapia basada en evidencia con datos objetivos, se optimiza la atención a pacientes con alteraciones musculoesqueléticas y se promueve una práctica profesional avanzada, interdisciplinaria y centrada en resultados funcionales.

Bibliografía/Referencias

- Batchelor, G. K. (2000). An introduction to Fluid Dynamics. Cambridge University Press.
- Becker, B. E. (2017). Aquatic therapy: scientific foundations and clinical rehabilitation applications. *PM&R*, 9(9S), S3–S12. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2017.02.012>
- Carvalho, A. R., Meireles, K., Silva, A. G., Itaqui Lopes, N., & Rodrigues, P. (2019). Aquatic therapy for osteoarthritis of the knee: a systematic review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 98(3), 234–242. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000001066>
- Celleri, D., Fuentes, C., & Calero, R. (2023). CFD modeling of turbulent flows in rehabilitation pools for elderly patients. *Journal of Biomechanical Engineering*, 145(9). <https://doi.org/10.1115/1.4056721>
- Dias, L. F., Andrade, M. C., Almeida, D. C., & Serra, M. (2023). Hydrodynamic stimuli on lower limbs: a review of aquatic therapy research. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 35(1), 112–119. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2023.103899>
- Hu, Y., Ren, X., & Xu, G. (2021). Estimation of joint torque in aquatic gait using computational fluid dynamics. *Computers in Biology and Medicine*, 129, 104136. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2020.104136>
- Kim, S. H., & Seo, K. (2020). Biomechanical analysis of aquatic walking using CFD and motion-capture methods. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(18), 6622. <https://doi.org/10.3390/ijerph17186622>
- Kubo, T., Arakawa, T., & Fukuda, T. (2022). Joint load reduction using water flow: a novel approach to rehabilitation design. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 845037. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.845037>
- Oranchuk, D. J., Storey, A. G., Nelson, A. R., & Cronin, J. B. (2019). Is there evidence for the effectiveness of whirlpool in rehabilitation? A review of literature. *Physical Therapy in Sport*, 35, 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.11.008>
- Perry, E., Zhang, B., & Tao, Y. (2020). Simulation of water flow and body interaction in physical rehabilitation pools. *Journal of Fluids Engineering*, 142(11), 111305. <https://doi.org/10.1115/1.4048043>
- Roumain, C., Le Carpentier, E., & Bideau, B. (2019). CFD simulations of human limb interaction with turbulent flows: applications to aquatic therapy. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(4), 390–398. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1559192>

Taunton, J. E., Witt, B., & Schmaltz, R. G. (2023). Water-based therapy intervention for ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 105, 106909. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.106909>

Torres-Ronda, L., & Del Alcázar, X. S. (2015). The properties of water and their applications for training. *Journal of Human Kinetics*, 49(1), 97–110. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0111>

Tovin, B. J. (2021). Aquatic physical therapy: current perspectives and future directions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 51(5), 223–230. <https://doi.org/10.2519/jospt.2021.9970>

Versteeg, H. K., & Malalasekera, W. (2007). An introduction to computational fluid dynamics: The finite volume method. Pearson Education.

Wang, X., Wang, Y., & Lu, G. (2021). Modeling patient-specific aquatic exercise conditions using fluid-structure interaction. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(5), 1847–1861. <https://doi.org/10.1007/s10237-021-01491-z>

Yázigi, F., Pinto, S., Cavazzotto, T. G., & Lopes, A. L. (2016). Biomechanical responses during aquatic jump and walking: implications for physical therapy. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 20(4), 287–293. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0153>