

Estudio CFD aplicado al diseño de una microválvula intravesical para tratar afecciones de la vía urinaria

Martín Rearte¹, Joaquín Bolívar²

Instituto de Estructuras M. Guzmán, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán.
SIPROSA, Ministerio de Salud Pública de Tucumán.
martinrearte@gmail.com, docbolivar@hotmail.com

Resumen

En el ser humano se presentan diversas patologías que pueden alterar el normal funcionamiento del tracto urinario desembocando en trastornos de la micción entre ellos la incontinencia o retención urinaria. Estas patologías afectan actualmente a más del 4% de la población mundial disminuyendo la calidad de vida e incluso llevando a la exclusión social a más de 300 millones de personas. Para abordar esta problemática se diseñó una microválvula intravesical utilizando herramientas MEF para tratar estos trastornos. El dispositivo, inicialmente concebido para hombres, mujeres y niños, se enfocó en pacientes masculinos de edad media. Se utilizó SolidWorks® para su diseño paramétrico y simulaciones numéricas de fluidos. La validación se basó en comparar el gasto energético con obstrucciones como la hiperplasia prostática, mediante simulaciones en SolidWorks® Flow Simulation. Se desarrolló una herramienta de diagnóstico comparativo (HDC) y prototipos a escala real se ensayaron en un banco de pruebas con presiones intravesicales simuladas. Para un funcionamiento óptimo, el paciente debe retener algunas funciones naturales básicas, como el control del músculo detrusor. Se buscaron alternativas de fabricación conforme a normas de productos médicos invasivos, asegurando la conformidad con los estándares de la autoridad de aplicación nacional (ANMAT).

Palabras clave: Incontinencia, CFD, microválvula

Applied CFD study to the design of an intravesical microvalve to treat urinary tract disorders

Abstract

In humans, various pathologies can disrupt the normal functioning of the urinary tract, leading to urinary disorders such as incontinence or urinary retention. Currently affecting over 4% of the global population, these conditions decrease quality of life and can even result in social exclusion for over 300 million individuals. To address this issue, a microvalve was designed using Finite Element Method (FEM) tools to treat these disorders. Initially intended for men, women, and children, the device focused on middle-aged male patients. SolidWorks® was employed for parametric design and numerical fluid simulations. Validation relied on comparing energy expenditure with obstructions like prostate hyperplasia, utilizing simulations in SolidWorks® Flow Simulation. A Comparative Diagnostic Tool (CDT) was developed, and real-scale prototypes were tested in a trial setup with simulated intravesical pressures. Optimal functioning requires patients to retain some basic natural functions, such as control of the detrusor muscle. Manufacturing alternatives were sought to comply with invasive medical product standards, ensuring adherence to national regulatory standards (ANMAT).

Keys words: Incontinence, CFD, microvalve

Introducción

En este trabajo, se han fusionado enfoques de la medicina y la ingeniería, destacando el papel dominante de esta última en el desarrollo del dispositivo propuesto. A pesar de los desafíos inherentes a la integración de ambas disciplinas, la principal motivación para avanzar en los estudios y etapas del proyecto ha sido la oportunidad de ayudar a pacientes reales, incluyendo hombres, mujeres y niños que sufren de trastornos del tracto urinario, los cuales impactan su calidad de vida y pueden derivar en condiciones más graves.

Si bien existe un gran número de patologías que afectan el Tracto Urinario (TU) este trabajo fue enfocado en el desarrollo de un tratamiento alternativo para las patologías que afectan el acto de la micción, específicamente la incontinencia y la retención urinaria (IU o RU), patologías descritas de forma clara y sencilla en el capítulo 14 "Incontinencia y retención urinaria" del Tratado de Geriatria para Residentes (Bravo, 2005).

De todas las patologías que derivan en IU o RU, luego de un proceso de validación, en este trabajo nos hemos enfocado en ciertos casos en los que el tratamiento tradicional presenta riesgos para la salud de los pacientes y pueden ser corregidos con la implementación del dispositivo propuesto.

Antes de comenzar con el desarrollo técnico, para entender las condiciones de borde y las hipótesis de simplificación del problema, debemos conocer un poco sobre la patología central a tratar, la insuficiencia urinaria (IU), la ICS (International Continence Society) descrita extensamente por (Abrams P, 2002), es cualquier pérdida involuntaria de orina que supone un problema social o higiénico pero para nuestro caso ampliaremos el alcance también a la continencia urinaria, es decir la retención de la orina en la vejiga.

Estas afecciones se presentan tanto en personas sanas como asociada a diferentes enfermedades y que puede ser consecuencia de diversas causas como se describe en "La incontinencia Urinaria" de J. Robles (Robles, 2006).

El dispositivo biomecánico propuesto en este trabajo, denominado "microválvula intravesical de doble efecto" (MVI), tiene consecuentemente el objetivo primordial de aliviar las presiones internas de la vejiga y del TU para lograr el acto de la micción en presencia de diferentes patologías que complican esta capacidad natural en hombres y mujeres. Como premisa de diseño, se tiene que dicho dispositivo represente para el organismo una menor resistencia al flujo, es decir el gasto de energía (Griffiths, 1980) de la ocasionada por patologías tales como: la hiperplasia prostática

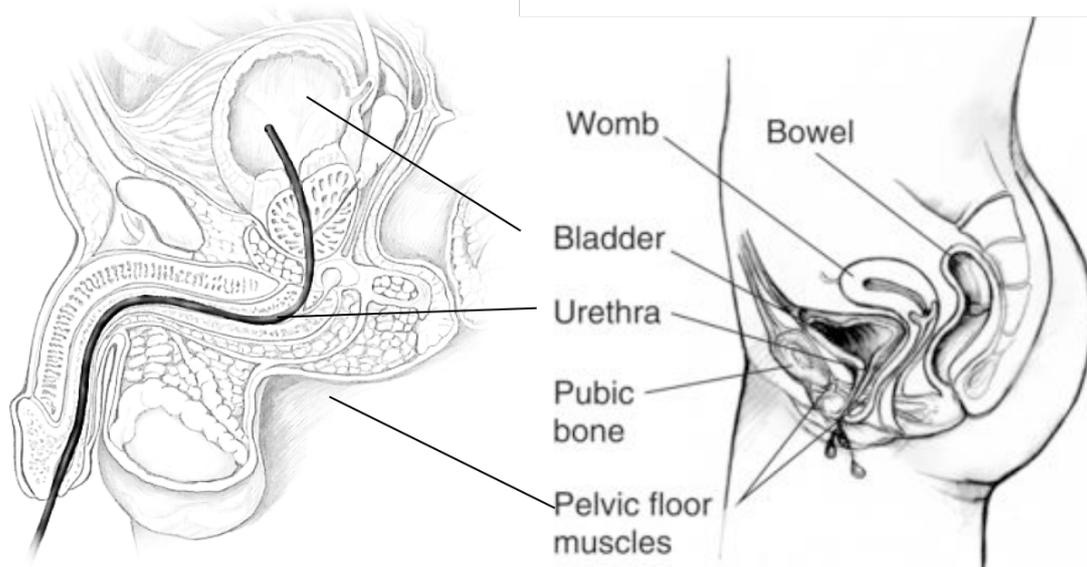


Fig. 1 - Ilustraciones de sistema urinario en hombres (con catéter) y mujeres (National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, National Institutes of Health)

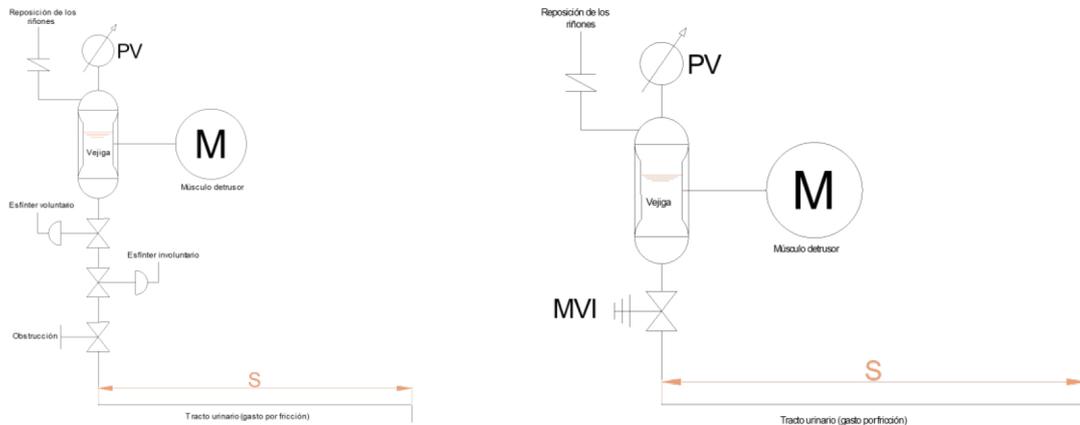


Fig. 2 - Simplificación del sistema urinario para análisis, arriba tracto obstruido con esfínteres funcionales, abajo colocación de la MVI en reemplazo de los esfínteres y la obstrucción

benigna (HPB), que es el agrandamiento de la glándula prostática, una afección frecuente a medida que los hombres envejecen. Cabe mencionar que las denominadas Patologías benignas de la próstata (Maya R. Rodríguez-López, 2007) son las consideradas para el diseño del presente dispositivo. Como se puede observar en la figura 1, el tracto urinario es un sistema hidrodinámico complejo que presenta componentes que pueden ser identificadas, simplificadas y luego plasmadas en un modelo computacional para su análisis utilizando la mecánica de los fluidos. En base a dicho modelo computacional, se propone optimizar el diseño del dispositivo de manera tal de minimizar el gasto energético generado por la introducción de la MVI.

Mecánica del Aparato Urinario

El flujo depende de 3 variables: la contractibilidad vesical (presión proporcionada a la orina por el músculo detrusor vesical), el volumen miccionado y la resistencia a la salida de la orina que ofrecen la uretra y los esfínteres. En los esquemas simplificados que se muestran en la Fig. 2, para el TU masculino, la orina se acumula dosificada por los riñones, aumentando el volumen en la vejiga de tejido contraíble, adicionalmente al aumento del volumen, el músculo que rodea a la vejiga, el músculo detrusor aplica una presión externa sumando a la presión intravesical, variable que se

mide a través de los estudios urodinámicos. La evacuación de este líquido se logra con el trabajo armónico del músculo detrusor y la liberación del tracto a través del accionamiento de los esfínteres, voluntario e involuntario para dar paso al fluido a través de la uretra venciendo la resistencia del tubo colapsable de tejido elástico hasta alcanzar la presión atmosférica en la punta del meato para la fisionomía masculina a la que se apunta con este trabajo. Si bien esto solo es una aproximación conceptual, puede ser utilizada como base de un desarrollo de un modelo constitutivo específico como el desarrollado por (Tim Idzenga, 2006).

Desarrollo

La idea inicial surge de relevar necesidades de pacientes con afecciones reales en la vía urinaria que debido a estas deben que someterse a diálisis diarias disminuyendo su calidad de vida. Uno de los síntomas principales estudiados fue la incapacidad de realizar la micción a voluntad.

Con el objetivo de ayudar a minimizar esta y otras patologías similares se conceptualizó una microválvula que accionada externamente pudiera facilitar el vaciamiento de la vejiga, un concepto aún rudimentario teniendo en cuenta los intrincados mecanismos que actúan para lograr este aparente simple acto fisiológico.

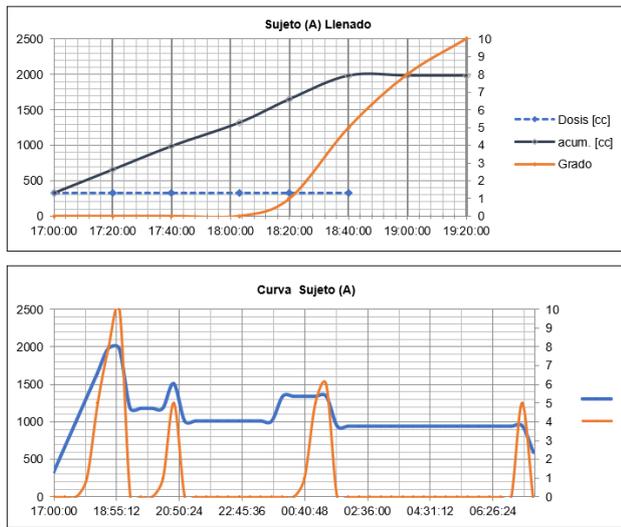


Fig. 3 - Ejemplo de ensayos de parametrización de pacientes (curva Vol [cc] vs tiempo)

El proceso de prototipado incluyó el estudio de pacientes sanos para parametrizar el acto de la micción e identificar variables de forma práctica como se observa en la Fig. 3 donde documentando la ingesta de líquidos y el acto miccional de varios pacientes durante 24 horas se pudo obtener valores de caudales y velocidades de flujo reales contrastadas con ensayos urodinámicos.

Con los resultados se dimensionaron los primeros prototipos tomando en consideración las recomendaciones de especialistas urólogos.

Se dimensionó la válvula para el caso de la uretra masculina adulta la cual, si bien está constituida de un material viscoelástico membranoso, tiende a ser entre 8 y 10 mm de diámetro pudiendo adaptarse a diámetros mayores, pero para la colocación, un diámetro de estas medidas es factible de introducir a la uretra sin necesidad de una intervención quirúrgica, hito a cumplir como metodología de inserción del dispositivo propuesto.

Prototipado y fabricación

Se inició proyectando su construcción con materiales metálicos y grílón, ambos factibles de mecanizar localmente quedando pendiente de estudio otros materiales como resinas plásticas o de fabricación aditiva en 3D, básicamente por la posibilidad de lograr bajas rugosidades, tomando como guía algunos conceptos y criterios de selección de máquinas

de “Machine Tools for High Performance Machining” de (Lacalle, 2009) la técnica de fabricación elegida fue el microfresado en grílón (poliamida 6) para probar el accionamiento y trabajar en el dimensionado de los componentes electromecánicos que tendrían que ser ferromagnéticos. Basado en el “Estudio de la influencia de los parámetros de corte y geometría con herramienta de acero rápido en procesos de mecanizado en el polímero poliamida 6” de (Hernández, 2018) se presentan a continuación las propiedades del material del primer prototipo funcional y los conceptos considerados para la fabricación bajo la técnica de microfresado (Tabla 1).

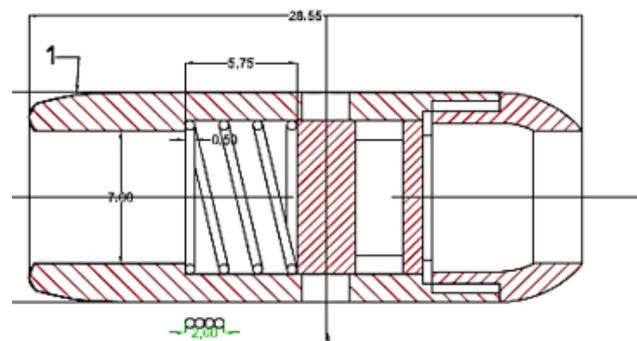
Tabla 1 - Propiedades mecánicas de la poliamida 6 (grílón blanco)

Propiedad	Poliamida 6 (nombre comercial) Zytel
Gravedad específica	1,15
Resistencia a la tracción [MPa] ASTM D 638	55,4
Elongación para romper [%]	378
Módulo de flexión [MPa] ASTM D 790	59
Resistencia al impacto con muecas [kg/m] ASTM D 256	4,92
Dureza Shore D1	74
Temperatura de fusión	222
Temperatura de degradación	440

Mecanizado de prototipo funcional

Para la fabricación de un prototipo funcional se realizaron planos con alto grado de detalle como se muestra en la Fig.4.

Fig. 4 - Planos preliminares para fabricación (medidas en mm)

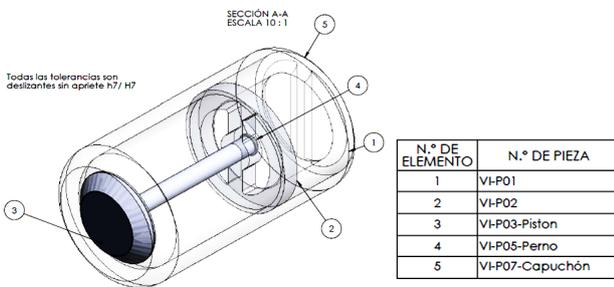


Al realizar la búsqueda de metalmecánicas en la provincia de Tucumán que pudieran fabricar el diseño con los planos de la primera versión simplificada (Fig.

4), una de ellas dio el apoyo al proyecto al reducir los costos de fabricación para lograr 12 microválvulas funcionales, pero debido a las limitaciones de las máquinas herramientas disponibles se tuvo que realizar una segunda simplificación del modelo, que al igual que la primera simplificación prescindía de los componentes electrónicos del modelo original, aprovechando únicamente la presión intravesical para su accionamiento. En la Fig. 5 se pueden ver la versión simplificada que cuenta con 5 piezas.

Fabricación del prototipo final

Fig. 5 - Modelo 3D para fabricación de prototipo simplificado V1.0



Adicionalmente, se tuvieron que realizar modificaciones en este último diseño debido a la forma de las herramientas para lograr la cavidad principal y el contra asiento del pistón (VI-P02 Fig. 5) ya que, en las dimensiones presentadas, no se podía lograr con una rugosidad aceptable como la observada en la Fig.7.

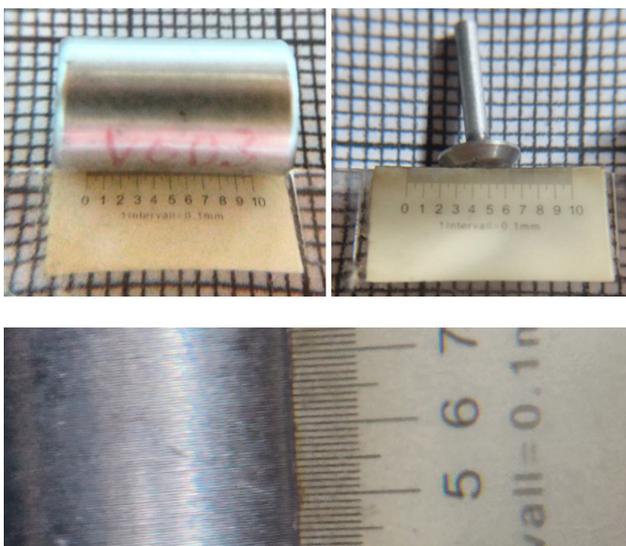


Fig. 6 - (Izq.) cuerpo principal de la MVI, (Der.) pistón central. (Aba.) rugosidad alcanzada en el proceso de fabricación.

Proceso de validación mediante simulaciones

Se realizó un estudio de flujo CFD preliminar sobre el diseño original (Fig. 7) en el cual, la pieza 2, se ajustaba mediante un sistema de rosca por un tercer componente de soporte el cual fue simplificado para el estudio quedando una geometría similar para las simulaciones de fluido para validar en primera medida la geometría y el comportamiento del flujo.

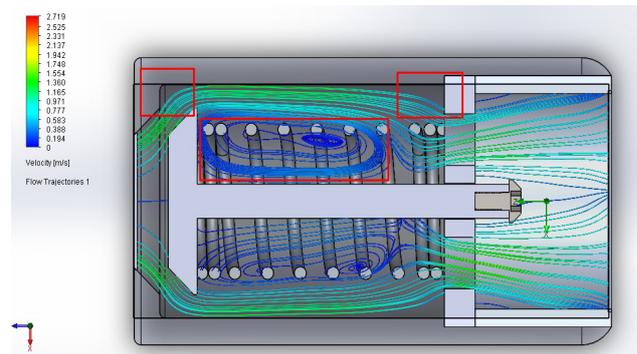


Fig. 7 – Estudio CFD donde se observan puntos de estanqueidad y la formación de remolinos donde el fluido no interactúa fuertemente.

De estas observaciones preliminares se validaron las modificaciones propuestas del análisis de fabricación y adicionalmente para el prototipo se decidió modificar la esquina de ingreso del flujo para armonizar el cuerpo al sentido del flujo. Respecto al cuerpo central, al ser un elemento elástico que se accionará con cada apertura, el riesgo de sedimentación se supone menor quedando como punto a estudiar a futuro.

Para simplificar el estudio fluido-estructura se desagregó el trabajo en la simulación mecánica por pasos de apertura en función a las presiones intravesicales relevadas y estudiadas en las primeras etapas del diseño y luego el comportamiento del flujo para cada estado mecánico.

Esta simplificación se postula debido a la simpleza del diseño y al extenso conocimiento disponible en término de estudios MEF y materiales.

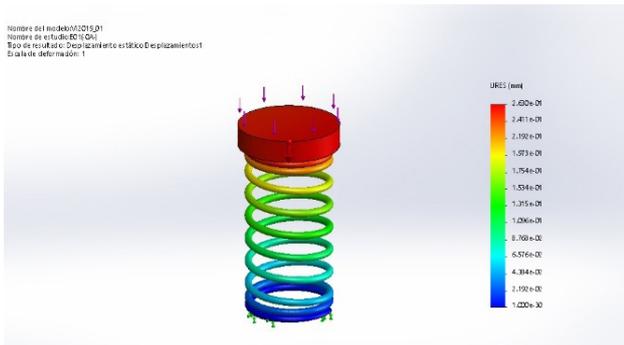


Fig. 8 – Simulación SW de desplazamientos unitarios (mm)

En este trabajo se seleccionó SolidWorks como plataforma de trabajo por su versatilidad en cuanto a diseño en ingeniería y las características del estudio. El software ofrece la posibilidad de realizar los estudios estáticos lineales en los cuales la MVI trabaja. Éstos calculan desplazamientos, fuerzas de reacción, esfuerzos, esfuerzos, criterios de falla, factor de seguridad y estimaciones de error (Fig. 8).

El software presenta además de los materiales convencionales, materiales ortotrópicos elásticos, entre ellos los seleccionados para el diseño.

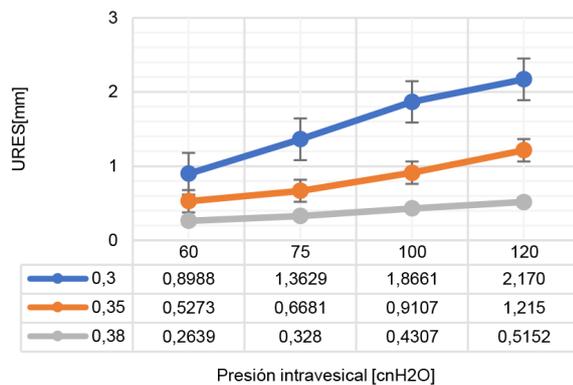


Fig. 9 - Simulaciones del resorte para diferentes diámetros de alambre de cobre.

Estos valores determinaron las cotas de aberturas de la MVI para 4 diferentes puntos de la curva urodinámica (Fig.9), condiciones de borde necesarias para el estudio CFD dedicado.

Características del estudio CFD

Para entender mejor el comportamiento del fluido dentro de un dispositivo como el propuesto, considerando los espacios, interferencias y cavidades internas, se debe definir el flujo en un régimen ya sea laminar o turbulento, entendiéndose que existen zonas de transición. Las ecuaciones de conservación del momento y de conservación de la masa proporcionan las herramientas más recurrentes para ser utilizada en la comprensión de los flujos de fluidos. Junto con la ecuación de conservación de la energía, estas ecuaciones también se conocen como ecuaciones de Navier-Stokes las cuales son la base de cálculo para una simulación CFD. Para el caso de fluidos newtonianos (densidad constante) las ecuaciones de Navier - Stokes se pueden simplificar con menor costo computacional.

En situaciones prácticas, los problemas pueden analizarse utilizando la ecuación extendida de Bernoulli la cual incorpora las pérdidas de cargas que en nuestro caso nos significará la rugosidad interior y las condiciones de vorticidad o turbulencia.

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho g y_1 = p_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho g y_2 + H_L \quad \text{Ec. 1}$$

Dónde,

H_L : pérdidas de carga debido a la fricción o la viscosidad.

y_1 e y_2 : alturas de entrada y salida.

p : presiones, ρ : densidad, v : velocidades, g : gravedad

La aplicación del principio de conservación de energía conduce a una relación entre presión, elevación y velocidad de flujo en un fluido. Esta relación se llama ecuación de Bernoulli. Es una de las ecuaciones más conocidas y ampliamente utilizadas en mecánica de fluidos.

Para este trabajo las ecuaciones gobernantes son las leyes de conservación para masa, momento angular y energía en el sistema de coordenadas cartesianas que giran con velocidad angular sobre un eje que pasa por el origen del sistema de coordenadas, se pueden escribir en la forma de conservación de la siguiente manera:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho u_i) = 0 \quad \text{Ec. 2}$$

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_i u_j) + \frac{\partial \rho}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} (\tau_{ij} + \tau_{ij}^R) + S_i \quad i = 1,2,3 \quad \text{Ec. 3}$$

$$\frac{\partial \rho H}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i H}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} (u_j (\tau_{ij} + \tau_{ij}^R) + q_i) + \frac{\partial p}{\partial t} - \tau_{ij}^R \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \rho \varepsilon + S_i u_i + Q_H, \quad \text{Ec. 4}$$

$$H = h + \frac{u^2}{2} \quad \text{Ec. 5}$$

Donde “u” es la velocidad del fluido, “ρ” es la densidad “Si” es una fuerza distribuida uniformemente en la masa por unidad de masa debida a la resistencia de un medio poroso (S_i^{porous}), la flotabilidad ($S_i^{\text{gravity}} = -\rho \cdot g_i$, donde g_i es la componente de aceleración gravitacional en la dirección coordenada i-esíma) y la rotación del sistema de coordenadas (S_i^{rotation}), por lo tanto, $S_i = S_i^{\text{porous}} + S_i^{\text{gravity}} + S_i^{\text{rotation}}$, “h” es la entalpía térmica, “ Q_H ” es la fuente de calor o sumidero por unidad de volumen, τ_{ij} es el tensor de la tensión de corte por viscosidad, “qi” es el flujo de calor difusivo. En la ecuación, los subíndices se usan para expresar la suma en las tres direcciones coordenadas.

Para el cálculo de flujos compresibles a alta velocidad y flujos con ondas de choque, se utiliza la siguiente ecuación de energía:

$$\frac{\partial \rho E}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i (E + p)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} (u_j (\tau_{ij} + \tau_{ij}^R) + q_i) - \tau_{ij}^R \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \rho \varepsilon + S_i u_i + Q_H, \quad \text{Ec. 6}$$

$$E = e + \frac{u^2}{2}, \quad \text{Ec. 7}$$

Donde:

ρ: Densidad del fluido.

E: Energía total por unidad de masa, donde:

e: Energía interna específica.

u_i, u_j : Componentes de la velocidad en las direcciones i y j.

τ_{ij} : Tensor de tensión viscosa.

qi: Flujo de calor difusivo.

ε: Término de disipación viscosa.

S_i : Fuerza distribuida por unidad de masa en la dirección i.

Q_H : Fuente o sumidero de calor por unidad de volumen.

Para los fluidos newtonianos, el tensor de tensión

de corte viscoso se define como:

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \delta_{ij} \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \right) \quad \text{Ec. 8}$$

Siguiendo el supuesto de Boussinesq, el tensor de tensión Reynolds tiene la siguiente forma:

$$\tau_{ij}^R = \mu_t \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \delta_{ij} \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad \text{Ec. 9}$$

Donde “ δ_{ij} ” es la función delta de Kronecker (la cual es igual a la unidad cuando $i = j$, y cero en caso contrario), “μ” es el coeficiente de viscosidad dinámica, “ μ_t ” es el coeficiente de viscosidad de turbulencia por remolinos y “k” es la energía cinética de turbulencia. Nótese que “k” y “ μ_t ” son iguales a cero para flujos laminares. En el marco de un modelo “k-ε” turbulento, “ μ_t ” se define utilizando dos propiedades básicas de turbulencia llamadas, energía cinética de turbulencia “k” y la disipación de turbulencia “ε”.

$$u_t = f_\mu \frac{C_\mu \rho k^2}{\varepsilon} \quad \text{Ec. 10}$$

Donde “ f_μ ” es un factor de viscosidad turbulenta y se define por la siguiente ecuación:

$$f_\mu = [1 - \exp(-0.0165 R_y)]^2 \cdot \left(1 + \frac{20.5}{R_\tau} \right) \quad \text{Ec. 11}$$

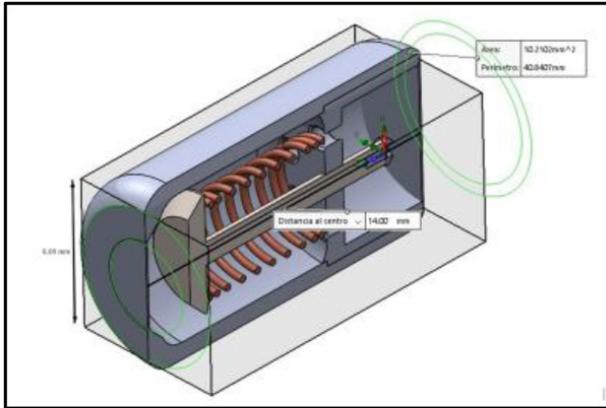
Donde Reynolds nos queda:

$$R_\tau = \frac{\rho k^2}{\mu \varepsilon}, \quad R_y = \frac{\rho \sqrt{k} y}{\mu} \quad \text{Ec. 12}$$

Y “y” es la distancia desde la pared. Esta función nos permite tener en cuenta la transición laminar-turbulenta. Adicionalmente el software utiliza dos ecuaciones de transporte adicionales para describir la energía cinética turbulenta y la disipación. Estas ecuaciones describen tanto los flujos laminares como los turbulentos. Además, las transiciones de un caso a otro y de vuelta son posibles. Los parámetros k y μ_t son cero para flujos puramente laminares hipótesis a verificar en la MVI a través de las simulaciones CFD.

A continuación, se muestran las características generales del estudio, el dominio computacional y el mallado con el detalle del refinamiento (Fig.10 y

11). Se debe tener en cuenta que el tipo de análisis CFD en 3D utiliza celdas que se discretizan como para aplicar el método de volúmenes finitos.



Diámetro [mm]	Presión cmH2O			
	60	75	100	120
0,3	0,8988 mm	1,3629 mm	1,8661 mm	2,170 mm

Fig. 10 - Dominio computacional utilizado (vista de corte) y geometrías de estudio paramétricas.

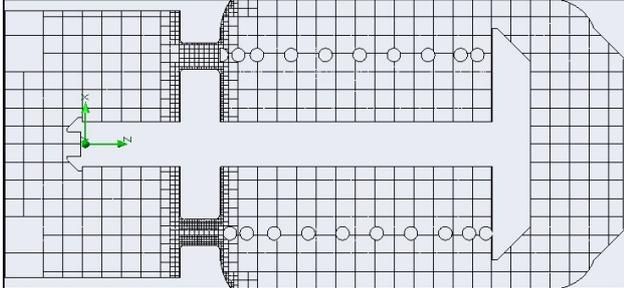


Fig. 11 – Corte en el plano medio de referencia para el mallado básico del fluido en el dominio computacional.

Herramienta de diagnóstico comparativo (HDC)

Para poder llevar a cabo una comparación del comportamiento urodinámico de la microválvula intravesical frente a diferentes patologías se llevó a cabo un relevamiento bibliográfico e interconsultas a especialistas para desarrollar una herramienta de diagnóstico y pruebas del TU. De esta información se logró modelar una uretra masculina paramétrica, la cual permitiría el estudio de diversas patologías y comparar con la MVI y su interacción.

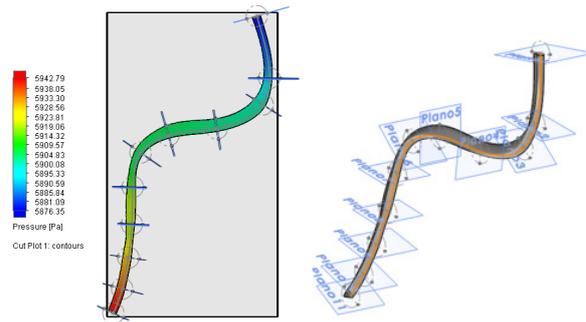


Fig. 12 - Reconstrucción 3D de una uretra masculina

Para comparar el funcionamiento de la válvula frente a diferentes obstrucciones del tracto urinario se realizaron simulaciones bajo las mismas hipótesis en las condiciones de borde para una uretra sana la cual se puede apreciar en la Fig. 12 y una patología obstructiva similar a las que se pueden observar a continuación en la Fig. 13.



Fig. 13 - Imágenes de cistografías en diferentes obstrucciones

Estas simulaciones mostraron resultados comparables con los estudios urodinámicos correspondientes a grados de obstrucción (Fig.13) validando que la HDC puede utilizarse para generar datos comparativos con la MVI y para otras aplicaciones médicas.

Resultados

Para comparar el funcionamiento real de la MVI frente a una obstrucción del tracto urinario se utilizó un banco de pruebas (BdP) basado en el modelo propuesto por Griffiths "La Mecánica e Hidrodinámica del Tracto Urinario Inferior" (Griffiths, 1980), en donde se muestra una propuesta de montaje. Con el BdP se obtuvieron curvas y se compararon con los estudios de uroflujo-metría de la práctica médica.

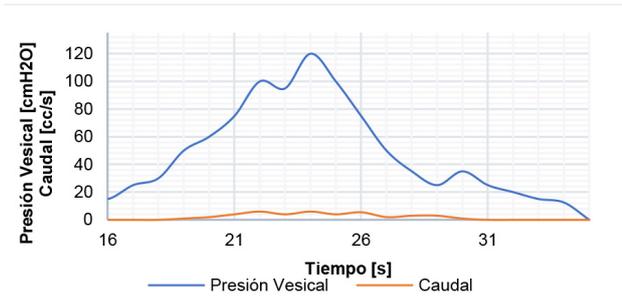


Fig. 14 - Curva urodinámica obtenida de la práctica médica.

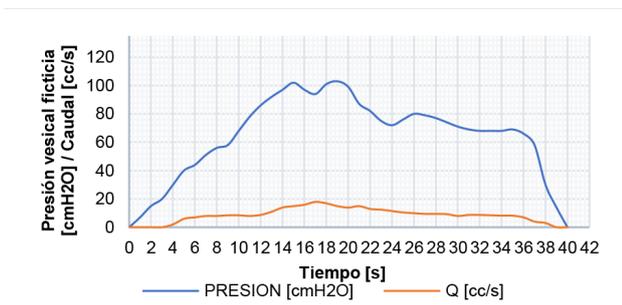


Fig. 15 - Curva urodinámica obtenida en BdP con la MVI_e12

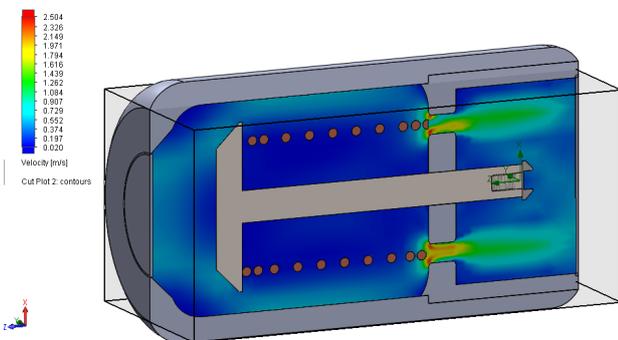


Fig. 16 - Vista 3D adicional del perfil de velocidades.

El comportamiento de la MVI se analizó dinámicamente en el BdP (Fig. 14 y 15) y los valores máximos de presión estática mediante el estudio CFD en el dominio definido (Fig. 16) tomando como referencia diferentes grados de apertura en función a las curvas de presión uretral obtenidas. Se logró obtener una gráfica (fig. 17) donde los valores se encuentran en el umbral de las presiones esperadas para una obstrucción menor.

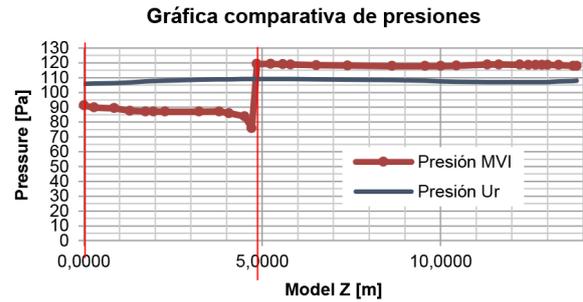


Fig. 17 - Comparación de presiones en el tracto simulado HDC y la MVI.

Discusiones y conclusiones

Si bien la metodología se puede mejorar, el trabajo realizado buscaba establecer generar herramientas para este campo de estudio y se pudo validar que pese a las diferencias y saltos de presiones en los estrechamientos bruscos de la MVI (Fig. 17), son admisibles como una mejoría al caso de estudio simulado como una estenosis simple, la cual se consideraría una obstrucción menor para la uretra en la que los valores de presión en la zona de control resultando un 8,33% menor la zona de ingreso y un 18% menor para las zonas de mayor restricción en la MVI para la posición de mayor apertura líneas marcadas en la Fig. 17. Esta es una simplificación de un modelo SFI que compensa el efecto de interacción del fluido sobre el pistón, sumando el efecto desagregado de deformación elástica sobre el “resorte” interior en un estudio paramétrico con diferentes materiales y geometrías. Este trabajo se podría refinar con un método “time-dependent” estableciendo un número de pasos de cálculo no muy demandante para el estudio CFD.

Agradecimientos

Al Instituto de Estructuras Arturo M. Guzmán, FACET-UNT por la contención y el apoyo para lograr con este trabajo el doctorado.

A Joaquín y a su familia, cuya vivencia fue el motivo principal del desarrollo y de la patente (Argentina Patente n° P20090103273, 2018).

A mi familia y mis colegas que me apoyaron a avanzar pese a las dificultades, especialmente a la Dra. Mariela Luege por la paciencia.

Referencias

- Abrams P, C. L. (2002). The standardisation of terminology in lower urinary tract function: report from the standardisation sub-committee of the International Continence Society. *Neurourology and urodynamics*, 167-178.
- Bravo, C. V. (2005). Incontinencia y retención urinaria. *Tratado de geriatría para residentes*, 155-160.
- Griffiths, D. J. (1980). *Urodynamics - The Mechanics and Hydrodynamics of the Lower Urinary Tract*. Rotterdam: Adam Hilger Ltd.
- Hernández, C. C. (2018). Estudio de la influencia de los parámetros de corte y geometría con herramienta de acero rápido en procesos de mecanizado en el polímero poliamida 6. Quito: Universidad Politecnica Salesiana.
- Lacalle, L. L. (2009). *Machine Tools for High Performance Machining*. London: Springer.
- Maya R. Rodríguez-López, I. B.-C.-V. (2007). Patologías benignas de la próstata: prostatitis e hiperplasia benigna. *Revista Biomédica*, 18:47-59.
- National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, National Institutes of Health. (n.d.). National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, National Institutes of Health. Retrieved from <https://www.niddk.nih.gov/>.
- Rearte, M., & Bolivar, J. (2018). Argentina Patent No. P20090103273.
- Robles, J. E. (2006). La incontinencia urinaria. *An. Sist. Sanit. Navar.*, 29 (2): 219-232.
- Tim Idzenga, J. J. (2006). A biophysical model of the male urethra: comparing viscoelastic properties of PolyVinyl Alcohol urethras to male pig urethras. Rotterdam: The Netherlands: ErasmusMC, Dept. of Urology, Sector Furore.

AUTOR

REARTE, Martín ID  ORCID 0000-0002-6876-0116

BOLIVAR, Joaquín.



REVISTA DE CIENCIAS EXACTAS E INGENIERÍA
Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología