

## **PARADIGMAS URODINAMICOS. DESDE LA TEORIA FIBRILAR RENACENTISTA, HASTA LA FLUJOMETRÍA-DOPPLER ACTUAL.**

Julio Benítez Navío<sup>1</sup>, Pilar Caballero Gómez<sup>2</sup>, Carlos Pastor Sánchez<sup>3</sup>, Rafael Ruiz Martínez<sup>3</sup>, Antonio Pinardo Zabala<sup>3</sup>, Miguel Angel Rienda Moreno<sup>3</sup>, Benedicta Catalán Bernardos<sup>4</sup> y Concepción Ladrón Gil<sup>1</sup>

Servicio Urología<sup>1</sup>. Complejo Hospitalario de Ciudad Real. Práctica privada<sup>2</sup>

Servicio de Radiología<sup>3</sup>. Complejo Hospitalario. Ciudad Real.

Neurofisiología<sup>4</sup>. Complejo Hospitalario. Ciudad Real. España.

**Resumen.-** OBJETIVO: Hacer una introducción histórica y una revisión del modelo matemático en la que se destaca fundamentalmente que nuestro modelo matemático puede ser la solución del modelo viscoelástico. Es evidente que durante medio siglo se ha estado repitiendo el mismo experimento, y en todas las ocasiones con resultados similares.

También exponemos uno de los proyectos en los trabajamos: el electrovesicograma, para la exploración de la fase de llenado y la uroflujometría doppler para el estudio de la fase miccional.

MÉTODOS: Basándonos en los resultados de uno de los experimentos realizados en relación con el modelo viscoelástico hemos elegido y estudiado en profundidad los resultados que el Dr. Virseda, presenta en su tesis. Y tras aplicar métodos analíticos, llegamos a una ecuación diferencial que suponemos define el comportamiento del detrusor según nos ha estado diciendo que lo hace el modelo viscoelástico.

La solución de esta ecuación mediante la transformada de Laplace, nos permite obtener los valores de las incógnitas que la urodinámica plantea. Por otra parte, mediante el método matricial, analizamos el comportamiento de la estabilidad de las soluciones, según la teoría de Lyapunov. Lo anterior puede resolver las incógnitas de la fase miccional. Para obtener los datos que las ecuaciones nos demandan, utilizamos el doppler uretral, simultaneándolo con la flujometría, en lo que hemos dado en llamar la "Flujometría doppler". La fase de llenado la estudiamos mediante métodos de electromiografía superficial. El "Electrovesicograma", como lo llamamos nosotros. Adjuntamos imágenes tanto de la onda doppler como de la del electrovesicograma. Ambos son proyectos en los que estamos trabajando en la actualidad.

RESULTADOS: De momento sólo podemos explicar la metodología que estamos siguiendo. De hecho este es el primero de una serie de artículos en los que nos proponemos detallar la metodología que seguimos: la captura de la onda doppler, su montaje fotograma a fotograma y la vectorización y limpieza de la onda, doppler y de flujo. Su tratamiento en autocad, para obtener el vector y el manejo del vector con el programa matlab, que nos da los resultados buscados.

CONCLUSIONES: Es intuitivo deducir la utilidad de estos métodos, como técnicas no invasivas en el diagnóstico urodinámico. Tenemos puestas nuestras ilusiones en estos proyectos que no son otra cosa que abrir una puerta al futuro.

Correspondencia

Julio Benítez Navío  
Apartado Postal 559  
13080-Ciudad Real (España)  
e-mail: jabn559@yahoo.es

Trabajo recibido: 12 de noviembre 2004

---

**Palabras clave:** Urodinámica. Modelo viscoelástico. Electrovesicograma. Urodinámica no invasiva. Flujiometría doppler. Doppler y urodinámica. Doppler. Urodinámica. Paradigmas

---

**Summary.-** To perform a historical introduction and a review of the mathematical model, emphasizing that our mathematical model may be the solution to the viscoelastic model.

It is evident that the same experiment has been repeated over half a century, with similar results in all cases. We also show one of the projects we are working on: the electro-vesicogram for the evaluation of the filling phase, and Doppler uroflowmetry for the study of the voiding phase.

**METHODS:** We have chosen and studied in depth the results Dr. Virseda presents in his thesis of one of the experiments performed in relation to the viscoelastic model. After applying analytical methods we reach a differential equation we suppose defines detrusor behaviour, as it has been explained by the viscoelastic model.

The solution of this equation by means of the Laplace's transform enables to obtain the values of the incognitas set by urodynamics. Besides, we analyzed the behaviour of solutions' stability using a matrixial method following the Lyapunov theory. The former may solve the incognitas for the voiding phase. We used urethral Doppler with simultaneous uroflowmetry to obtain the data equations demanded; this is what we named "Doppler uroflowmetry". The filling phase was studied by superficial electromiography. We named it "electro-vesicogram". We attach images for both doppler wave and electrovesicogram. They both are the projects we are working on.

**RESULTS:** Currently we can only explain the methodology we are following. Indeed, this article is the first of a series in which we aim to explain the methodology we are following in detail: Doppler wave capture; mounting process photogram by photogram, and vectorization and cleaning of the wave, either Doppler or flow waves; treatment in autocad to obtain the vector; and management of the vector with the matalab software, which gives us the results we are looking for.

**CONCLUSIONS:** It is intuitive to deduct the usefulness of these methods as not invasive techniques in the urodynamic diagnosis. We have our illusions in these projects which open a window to the future.

---

**Keywords:** Urodynamics. History. Doppler. Doppler flowmetry. Electrovesicogram. Non invasive urodynamics. Viscoelastic model. Doppler and urodynamics.

---

## INTRODUCCION

### HISTORIA

El médico está formado para estudiar al hombre que enferma. Pero cuando el enfrentamiento con la enfermedad le plantea preguntas que, a priori, no puede responder, se genera en aquel que tiene inquietud, un ansia intensa de búsqueda, motivada por esa necesidad de saber y de conocer las causas que generan los hechos con los que se enfrenta. ("lo emocionante no es llegar ITACA ...")

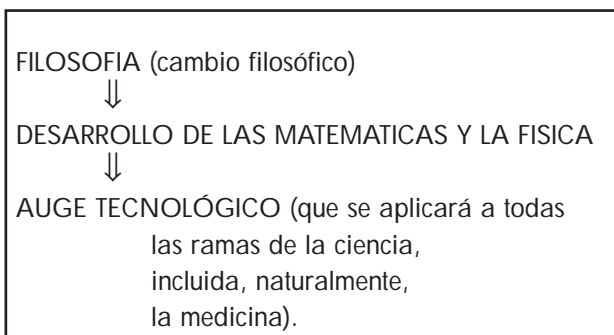
En la actualidad vivimos la "era" de la medicina tecnológica. Cada vez más, la tecnología nos ayuda a realizar diagnósticos más exactos y con menor agresividad. Más rápido y menos molesto, parece ser la máxima actual.

A pesar de todo, el equipamiento digital que nos asiste actualmente, cuando echamos la vista atrás para tomar perspectiva y ubicarnos, e intentar así conocer cual puede ser el camino, vemos, no sin asombro, que estamos aún, casi en los albores de la urodinámica, a pesar del tiempo transcurrido desde su inicio.

Aunque el origen filosófico está en la teoría mecanicista, de aparición renacentista, no es hasta el siglo XIX cuando se comienza a estudiar la presión vesical. Este fue el primer parámetro urodinámico estudiado.

Sin embargo, los primeros intentos de medir la velocidad del chorro urinario, datan probablemente de la edad media, cuando el teólogo ALBERTUS MAGNUS(15), pretendía relacionar virginidad y altura del chorro miccional. Esto, aunque anecdótico, es historia, y nos está diciendo que siendo la inquietud muy antigua, realmente, solo hasta que la tecnología nos lo ha ido permitiendo, no hemos podido profundizar en la dinámica vesical.

Ya sabemos que desde el Renacimiento, los acontecimientos han seguido la pauta siguiente:



En un principio, y como decía Erich From, estudiamos la naturaleza desmembrándola. Para aprender anatomía y anatomía comparada, hemos estudiado los cadáveres. Posteriormente, para estudiar la fisiología nos preocupábamos de las molestias que se producían al enfermo (no había otra forma). Y ahora, la medicina, también mas avanzada y con mayor apoyo tecnológico, está muy motivada en la *minima invasión* al realizar una exploración para alcanzar un diagnóstico.

Esta idea de la mínima invasión, unida a la necesidad de obtener respuestas a las cuestiones planteadas por la *teoría viscoelástica* que intenta explicar el funcionamiento vesical. Ha sido el motor que nos impulsó a desarrollar nuestro planteamiento.

Realmente, han sido una serie de acontecimientos científicos acaecidos a lo largo de los dos últimos siglos (XIX y XX) los que han dado lugar a la urodinámica, tal y como la conocemos ahora. Aunque existan tesis y movimientos filosóficos anteriores, como decíamos antes.

La sustitución de la teoría humoral clásica por la teoría fibrilar(6), supone una nueva concepción del cuerpo humano, considerándolo como una máquina orgánica, cuyo funcionamiento se podría explicar mediante las leyes de la Mecánica.

#### ANTECEDENTES HISTÓRICOS

- 1º CAMBIO DE FILOSOFIA
- 2º SE SUSTITUYE LA TEORIA HUMORAL POR LA TEORIA FIBRILAR
- 3º EL ORGANISMO HUMANO FUE CONSIDERADO COMO UNA MÁQUINA ORGÁNICA

Los pioneros de esta nueva teoría conocida como **Yatrogénica** fueron los italianos GIOVANNI BORRELLI (1608-1679) y FABRIZI D'AQUAPENDEN-

CE (1533-1619). Ellos aplicaron por primera vez la Física a la Medicina, describiendo mediante las leyes de la Palanca, la contracción muscular.

#### LOS PIONEROS y LA TEORIA YATROMECAÁNICA:

- GIOVANNI BORRELLI – 1600-1679
- FABRIZI D'QUAPENDENCE-1533-1619
- SON LOS PRECURSORES DE LA NUEVA TEORIA "YATROMECAÁNICA".
- SON LOS PRIMEROS EN APLICAR LA FISICA A LA MEDICINA

Posteriormente, HALLER (1708-1777), ya en el siglo XVIII describió tres tipos de fibras orgánicas básicas con diferentes propiedades. La muscular, la nerviosa, y la conjuntiva.

MUSCULAR = CONTRACTILIDAD

NERVIOSA = CONDUCTIBILIDAD

CONJUNTIVA = PROPIEDADES MECÁNICAS

No es hasta el siglo XIX, con la aparición de los primeros instrumentos de registro, como el **quimógrafo**, fabricado por LUDWING (1846), cuando se obtienen los primeros datos objetivos del funcionamiento orgánico. Y gracias a este instrumento, podemos decir que aparece la **hemodinámica** (LAIN-1982).

#### 1846 – LUDWING FABRICO EL " QUIMOGRAFO "

- EL QUIMÓGRAFO FUE EL PRIMER INSTRUMENTO DE REGISTRO GRÁFICO, QUE ESTUDIABA LAS PRESIONES DEL SISTEMA CIRCULATORIO

#### HEMODINÁMICA

- SURGE DE LA UNIÓN DEL QUIMOGRAFO CON LA HIDRODINÁMICA.
- ES LA PRIMERA DISCIPLINA QUE ESTUDIÓ POR MEDIOS TÉCNICOS EL FUNCIONAMIENTO DE UN APARATO DEL ORGANISMO

Como vemos, estamos ya en el siglo XIX, y aún funcionamos con medios muy rudimentarios. Es realmente espectacular el cambio experimentado, apenas un siglo después.

#### QUIMOGRAFO

A PARTIR DEL QUIMOGRAFO SE GENERALIZA EL ESTUDIO INSTRUMENTAL DEL FUNCIONAMIENTO DEL ORGANISMO

También en el siglo XIX nació *Christian Andreas Johann DOPPLER* (1803-1853), que descubrió el efecto doppler en 1842 (18). Doppler nació el 29 de noviembre de 1803 en Salzburgo, estaba dotado para las matemáticas, y estudió en el Instituto Politécnico de Viena, destacando en astronomía, mecánica y matemáticas avanzadas. La idea que inmortalizó su nombre, la presentó en un congreso de ciencias naturales celebrado en Praga en mayo de 1842, cuando tenía 38 años, y siendo profesor de matemáticas y geometría práctica en el Instituto Técnico de Praga. La comunicación llevaba por título: "ÜBER DAS FARBIGE LICHT DER DOPPLERSTERNE" y aunque no demostró su teoría hasta 1945, con el conocido número del trébol. Posteriormente el físico Francés L. FIZEAU aplicó este principio a la astronomía.

Un hecho anecdótico fue que siendo Director del Instituto de Física de la Universidad Imperial de Viena, examinó a un chico de 20 años, que era monje y se llamaba Mendel. Doppler, enfermó de una tuberculosis laríngea, y murió en 1853 a la edad de 50 años.

Una de las primeras aplicaciones del empleo de los ultrasonidos a la medicina, la hizo K. T. DUSSITE en 1942 ( un siglo después de su descubrimiento). En 1965 (bien reciente), salió la primera aplicación comercial con el nombre de DOPTONE, que era un dispositivo que permitía la auscultación del latido fetal.

A principios de los años 80, HATLE utiliza el Doppler para estudiar la velocidad del flujo sanguíneo.

Desde entonces, el doppler ha sido aplicado ampliamente en Medicina, y en todos los ámbitos de la Ciencia. Así vemos, que Doppler y Urodinámica se han desarrollado de forma simultánea , fruto del avance científico y tecnológico de la época.

Volviendo al siglo XIX, recordemos que DUBOIS realizó en 1876, por primera vez, una **Cistomanometría** a través de una sonda uretral.

En 1838, BUDGE identifica el centro medular de la micción en S2-S4.

**MOSSO – 1846 – 1910 y DELLACANI - 1892**

- SON LOS PRIMEROS EN MEDIR DE FORMA CONTINUA LOS CAMBIOS DE PRESIÓN INTRAVESICALES USANDO UN PLESTIMÓGRAFO, EN LA UNIVERSIDAD DE TURÍN
- CON ELLOS SE INICIA EL REGISTRO DE LA PRESIÓN INTRAVESICAL

MOSSO & DELLACANI , en 1881, publican en su obra titulada: "*Sulle Funzioni della vesica*" una exposición detallada de la fisiología vesical, describiendo cómo el deseo miccional está relacionado con los cambios de presión intravesical. Describen también el carácter voluntario de la micción y su influencia psíquica. Y para ello usaron el **Plestimógrafo**.

En esta época, los investigadores usaban los primitivos **cistomanómetros de agua**. En 1882, DESMOS incorporó un manómetro de mercurio. Y el gran promotor de la aplicación de la Cistomanometría fue *FELIX GUYON*, en París, hacia 1882. *GENOUVILLE*, discípulo de *GUYON*, en 1894 en su tesis titulada: "*CONTRACTILIDAD DEL MUSCULO VESICAL*" una importante aportación a los conocimientos de la fisiología vesical y a la cistomanometría, dando a conocer un gran número de registros gráficos de pacientes.

En cuanto a la **Flujometría**, REFISCH, en 1897, hace el primer intento de medida simultánea del flujo urinario y presión vesical durante la micción.

Llegamos así al siglo XX. Con él también, la primera guerra mundial, que deja como parte de sus males un gran número de enfermos con paraplejías y vejigas neurógenas, que permitieron aplicar los medios disponibles en la época para el estudio de estas patologías, provocando un gran avance en el conocimiento y el estudio de la fisiopatología y tratamiento de la vejiga neurógena.

En 1925, GRONWAL registra el flujo urinario mediante una especie de flotador-inscriptor. Así demostró que el flujo urinario en la mujer era mayor que en el varón.

**1933 – DENNY – BROWN Y ROBERTSON**

- SON LOS PRIMEROS EN SIMULTANEAR LAS TOMAS DE PRESIÓN ABDOMINAL Y VESICAL

En 1932, BELENGUER , ELDER Y Mc DONALD, estudian el alcance máximo horizontal del chorro miccional. Y en 1933 DENNY-BROWN y ROBERTSON registran de forma simultánea presión vesical, uretral y rectal. Unos años mas tarde, en 1939 LEWIS describe su famoso **cistomanómetro aneroide**, que puede medir presiones entre "0" y "150" mmHg, con registro gráfico continuo de papel a 1,08 cm/min.

Durante muchos años este aparato fue lo único de lo que dispusieron los urodinamistas. De aquí pasaron prácticamente a los aparatos actuales, con intermedios mas o menos curiosos, como los dispositivos para llenar la vejiga de aire; que se dejaron de utilizar en 1974 por un accidente mortal por embolia gaseosa. Por esto pasaron a llenar la vejiga con dióxido de carbono, que en caso de accidente, se disuelve en sangre.

#### **NACIMIENTO FORMAL DE LA URODINÁMICA**

- HAY QUE ESPERAR A LA
- DÉCADA DE LOS SESENTA,
- CUANDO CON LA INTRODUCCIÓN DE LA ELECTRÓNICA, SE GENERALIZAN LOS REGISTROS SIMULTÁNEOS DE PRESIONES Y SE CONSIGUEN INSTRUMENTOS MAS MANEJABLES

La flujometría, no cobra auge, hasta que DRAKE, en 1948 describe un instrumento al que llama **Uroflujómetro**, que es la base de los aparatos actuales.

#### **1938 – LEWIS COMERCIALIZA EL PRIMER CISTOMANÓMETRO**

- ESTE CISTOMANÓMETRO CON REGISTRO GRÁFICO, PROPORCIONABA UNA CURVA DE PRESIÓN

El **perfil de presión uretral** alcanza su desarrollo en el pasado siglo XX, siendo la primera comunicación la de BONNEY en 1923. Pero no se desarrolló hasta 1975, cuando ASMUSEN introdujo los microtransductores. De todas formas, la polémica con respecto a la utilidad del perfil uretral sigue viva actualmente.

#### **MODELO VISCOELÁSTICO**

El primer modelo mecánico vesical fue propuesto por REMINGTON y ALEXANDER en 1955. Sus antecedentes están en el trabajo de PLANAS Y RIGATO en 1967.

#### **LOS MODELOS MECANICOS APARECEN CON EL DESARROLLO TECNOLÓGICO**

- 1955-REMINGTON Y ALEXANDER PUBLICAN SU MODELO MECÁNICO
- 1967-PLANAS Y RIGATO PUBLICAN SU MODELO MECÁNICO
- 1948-NESBIT Y LAPIDES DEFINEN EL TONO VESICAL PARA EXPLICAR LAS PROPIEDADES CONTRÁCTILES DEL MÚSCULO VESICAL

#### **CAL PARA EXPLICAR LAS PROPIEDADES CONTRÁCTILES DEL MÚSCULO VESICAL**

- 1982-ANDERSON PUBLICA SU MODELO VISCOELÁSTICO – EL MAS ACEPTADO

En 1972, tres grupos de investigadores distintos propusieron un modelo viscoelástico similar, basados en el modelo de KELVIN, que difundió Julia APTER.

Estos grupos fueron los de:

- 1.- **KONDO** y cols.
- 2.- **COOLSAET** y cols.
- 3.- **JULIA APTER**

#### **1972 – KONDO Y COOLSAET ADOPTAN EL MODELO VISCOELASTICO**

Todos ellos juegan con los componentes elástico y viscoso, y varían uno de otro en el número y disposición de los distintos elementos, (ver figuras adjuntas de los distintos modelos). La conclusión que extraemos al observarlos, es que todos tenían clara una sola idea: "que existe un elemento elástico y otro viscoso o amortiguante".

#### **LOS MODELOS SON SIMILARES**

- APTER - 1969
- KONDO - 1972
- COOLSAET - 1972
- VAN-MASTRIGHT 1981
- ANDERSON - 1982
- VAN DUYL – 1985
- KERVIN
- MAXWELL
- VOIGHT
- VIRSEDA -1992
- WAGG - 1999

#### **MODELOS SIMILARES QUE VARIAN EN LA DISPOSICIÓN DE LOS MUELLES Y/O RESISTENCIAS**

- EL MODELO CLÁSICO COMBINA MUELLE O ELEMENTO ELÁSTICO Y AMORTIGUAMIENTO O ELEMENTO VISCOSO + RESISTENCIAS

La **teoría viscoelástica** intenta explicar cómo la vejiga se contrae para expulsar la orina que contiene. Los distintos modelos presentados a lo largo de los años, por los distintos autores, son una muestra de que la teoría viscoelástica, que nosotros creemos cierta, está sin resolver.

**Nosotros proponemos una solución matemática al modelo,** y el tiempo dirá si la solución es correcta.

**EL MODELO VISCOELÁSTICO ESTA INCOMPLETO**

- NOSOTROS INTENTAMOS DAR UNA SOLUCIÓN A ESTE MODELO VISCOELÁSTICO.
- COMPARÁNDO LA VEJIGA A UN MUELLE SOBREAMORTIGUADO Y FORZADO

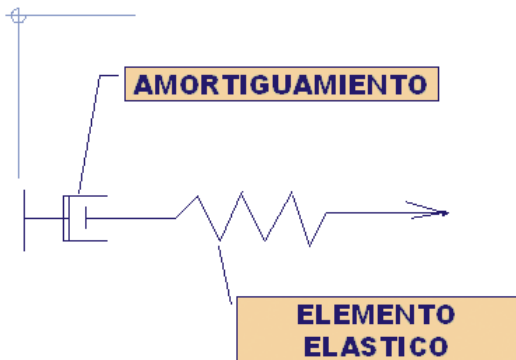
En la historia del modelo viscoelástico, los distintos autores, aún realizando el mismo o similar experimento, llegan a soluciones parecidas, pero no iguales.

Todos ellos estudian la vejiga aislada y obtienen un tipo similar de curva de presiones, con un segmento descendente durante el llenado vesical rápido, en forma de exponencial negativa. El número de exponenciales varía según el autor y la interpretación es igualmente variada.

Veamos unos esquemas de los distintos modelos, así como algunas de las ecuaciones a las que nos hemos referido antes.

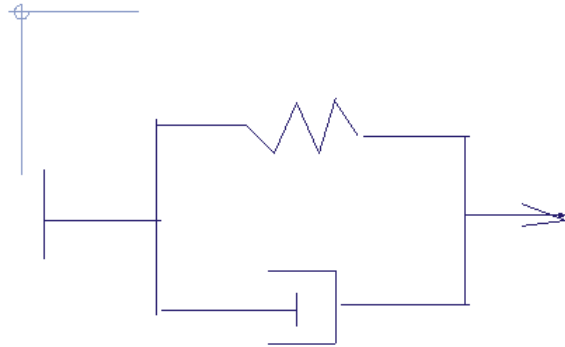
**Modelo de MAXWELL,** en su modelo mecánico, combina en serie, un elemento elástico y otro amortiguador.

### MODELO DE MAXWELL



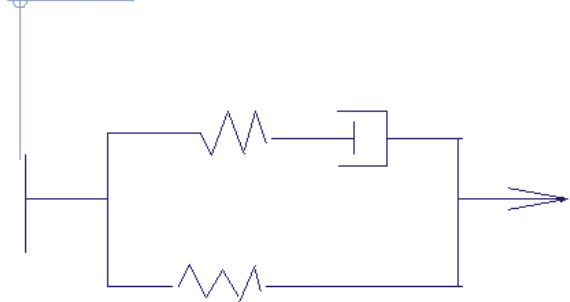
**Modelo de VOIGT** combina en su modelo, un elemento elástico y otro amortiguador, en paralelo.

### MODELO DE VOIGT



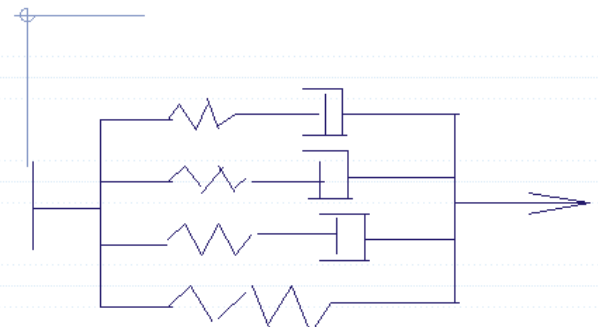
**Modelo de KELVIN Y APTER,** combinan en sus respectivos modelos un elemento elástico, en paralelo con dos elementos en serie entre ellos, uno elástico y otro amortiguador.

### MODELO DE KELVIN O APTER

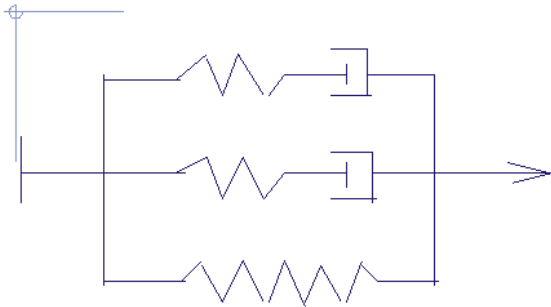


**Modelo de KONDO Y COOLSAET** combinan de forma mas o menos afortunada los diversos elementos

### MODELO DE KONDO

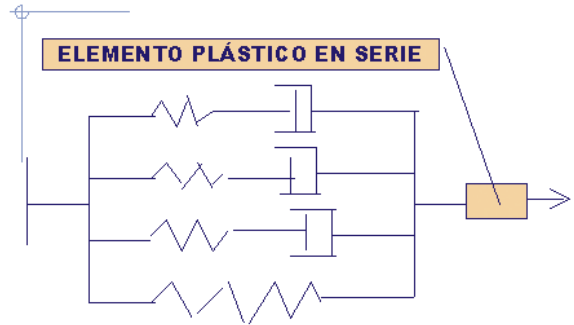


### MODELO DE COOLSAET



Modelo de ALEXANDER Y VAN DUYL añaden a las anteriores combinaciones un elemento plástico, en serie o en paralelo.

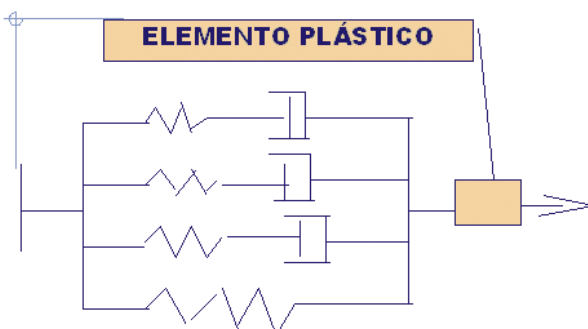
### MODELO DE VAN DUYL- 2



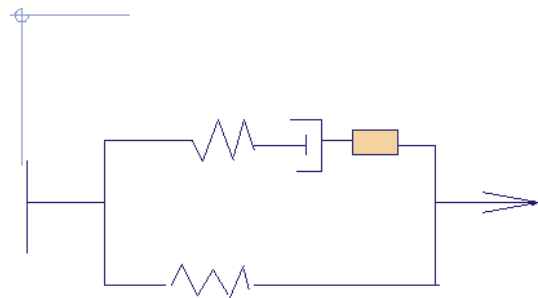
(Modelo de VIRSEDA, hace igualmente su propia composición.

De todos estos modelos mecánicos, ¿cuál es el correcto?. Es evidente la confusión o punto muerto al que se ha llegado, y que nos está diciendo que aún no tenemos una solución a la cuestión planteada por la TEORIA VISCOELÁSTICA.

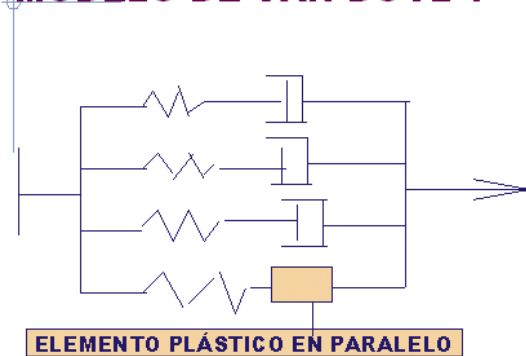
### MODELO DE ALEXANDER



### MODELO DE VIRSEDA



### MODELO DE VAN DUYL-1



### CADA AUTOR DA UN NUMERO DISTINTO DE EXPONENCIALES

- ◆ VIRSEDA - 1
- ◆ VAN.MASTRIGHT -1
- ◆ COOLSAET - 2
- ◆ KONDO - 3
- ◆ WAGG - 2

### ECUACIÓN DE KONDO

$$Y = A \cdot e^{\alpha t} + B \cdot e^{\beta t} + C \cdot e^{\zeta t}$$

## ECUACIÓN DE COOLSAET

$$Y = A \cdot e^{\alpha t} + B \cdot e^{\beta t}$$

## ECUACIÓN DE VIRSEDA

$$P(t) = P_0 \cdot e^{-ct} + D$$

### DONDE :

◆ **C = CONSTANTE DE RELAJACIÓN**

◆ **D = PRESIÓN A LA QUE SE ESTABILIZA LA CURVA ,O CONSTANTE DE INTEGRACIÓN**

VAAG (7) en Londres, repite el experimento, y presenta una ecuación similar a la de Kondo. Desde nuestro punto de vista, todos están obteniendo resultados equiparables, y son distintas expresiones de una misma solución.

Así, partiendo de la solución de Virsedá, hemos deducido la **ecuación primitiva**, que nosotros creemos define la acción de fuerzas que se ponen en juego en este sistema. Estamos viviendo una época apasionante del desarrollo de la urodinámica. Y pensamos que aun no se ha llegado a la plenitud de la técnica. Una prueba de ello es que proliferan los modelos matemáticos (Valentini, Jordá,...) todos ellos surgen, suponemos, buscando respuestas a las preguntas de sus autores.

Nosotros, inspirados por la teoría viscoelástica y apoyándonos en las soluciones de los autores que la representan, hemos intentado dar una solución al problema, buscando la ecuación primitiva que define el comportamiento del sistema.

### SE TRATA DE RESOLVER LA ECUACIÓN:

$$X'' + (c-1) \cdot X' - c \cdot X = f$$

Esta es la ecuación primitiva que tenemos que resolver. Y que define el modelo matemático que proponemos (1-2-3-410-11-12-5-8-17).

Pero esta ecuación que a nosotros nos parece que puede ser la solución definitiva al modelo viscoe-

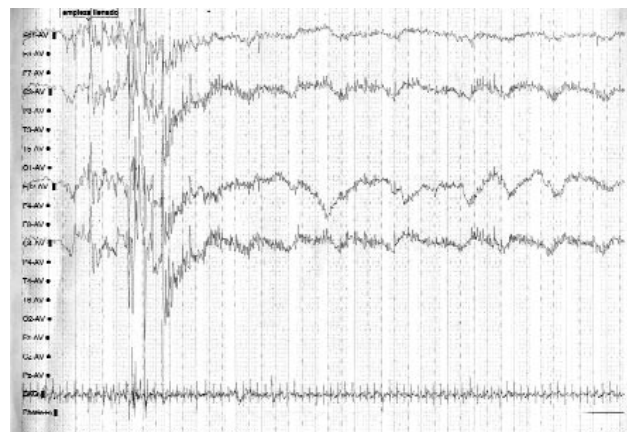
lástico, sólo nos explica lo que ocurre en la fase miccional y deduce algunas cosas de la fase de llenado.

### ¿Qué ocurre con "LA FASE DE LLENADO VESICAL"?

En la práctica, hay dos cosas que nos interesan de forma fundamental en esta fase. Nos interesa conocer la presión vesical (cuantificarla), y saber si existen contracciones no inhibidas. Eso como primer objetivo, creo que es mas que suficiente.

Para ello estamos trabajando en lo que hemos denominado "**Electrovesicograma**". La técnica es muy sencilla. Pero de momento es tan solo un proyecto.

Para realizarlo, utilizamos un polígrafo digital de los empleados para realizar los EEG, pero colocando los electrodos en la pared abdominal. Para empezar, lo hemos hecho en enfermos portadores de sonda, y llenando la vejiga lentamente, de forma que resulta fácil de realizar y nada molesto para el enfermo. (Adjuntamos dos imágenes, (Figuras 1 y 2) una





con la vejiga vacía y otra con la vejiga llena. En ellas se pueden apreciar a simple vista las diferencias de la onda en ambas fases, el llenado y el vaciado.)

Pero volviendo al doppler. Nos preguntamos:

### ¿QUE APORTA EL DOPPLER A LA URODINÁMICA?

Realmente, lo que nosotros buscamos es obtener el **máximo de información** con el **mínimo esfuerzo**, y/o **mínima agresividad**. Combinando la flujometría con el doppler. Figuras 3 y 4.

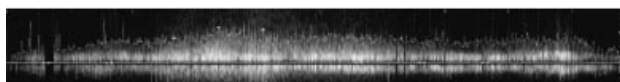


FIGURA 3- Ejemplo de onda doppler, tras el montaje fotograma a fotograma. La toma se hizo mediante una capturadora de video conectada entre el aparato de doppler y el ordenador.

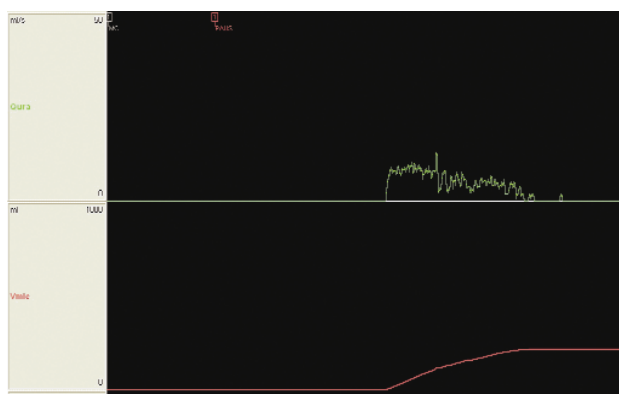


FIGURA 4. Flujo Doppler correspondiente a la onda Doppler anterior.

Por lo tanto, una pregunta podría ser, ¿de qué partes o exploraciones de la urodinámica convencional, según la conocemos en la actualidad, podemos prescindir; por la información que somos capaces de obtener con el doppler?.

Para contestarla, empecemos por el principio. Por las definiciones:

Las principales técnicas urodinámicas (19) son :

- 1.- La **flujometría**. –Que estudia la fase miccional (integrada de vejiga y uretra)
- 2.- La **cistomanometría** – Que estudia la fase de llenado vesical

3.- Los **estudios presión flujo** – Que estudia la fase miccional

4.- El **perfil de presión uretral** – Que estudia la presión intraluminal de la uretra.

5.- La **videocistografía** – Estudia las fases de llenado y miccional

6.- La **electromiografía** – Que estudia la actividad bioeléctrica muscular

Cada una de ellas valora fundamentalmente los siguientes parámetros:

#### La **FLUJOMETRÍA** :

- 1.- Flujo máximo.
- 2.- Flujo medio.
- 3.- Tiempo de flujo
- 4.- Capacidad vesical, indirectamente a través del volumen miccional, si el residuo es cero. (Para medir el residuo hay que sondar o valorar mediante una ecografía abdominal).

#### La **CISTOMANOMETRÍA** :

- 1.- Acomodación vesical.
- 2.- Capacidad vesical.
- 3.- Demostración de contracciones involuntarias.
- 4.- Demostración de incontinencia urinaria con la tos.

#### Los **ESTUDIOS DE PRESIÓN - FLUJO**

- 1.- Contracción del detrusor (voluntaria o involuntaria).
- 2.- Participación de la prensa abdominal.
- 3.- Presión de apertura, presión a flujo máximo y flujo máximo.
- 4.- Diagrama de los cambios de presión respecto al flujo.
- 5.- Residuo postmiccional.

#### El **PERFIL DE PRESIÓN URETRAL** :

a) Perfil Estático

- 1.- presión máxima uretral
- 2.- longitud de la uretra funcional

b) Perfil Dinámico

- 1.- porcentaje de transmisión del incremento de presión abdominal.

### La VIDEOCISTOGRAFÍA

Es el registro iconográfico continuo de la vejiga y uretra durante las fases de llenado y/o miccional, que se puede simultanear a la urodinámica (videourodinámica).

### La ELECTROMIOGRAFÍA

Es el registro de la actividad bioeléctrica muscular.

Las UTILIDADES de estas técnicas urodinámicas son las que siguen:

#### FLUJOMETRÍA

1.- Alteración de la fase miccional.( por defecto ).

#### CISTOMANOMETRÍA

1.- Alteraciones de la fase de llenado:

- Acomodación vesical disminuida
- Hiperactividad vesical

(La Urgencia sensorial es una acomodación defectuosa)

#### ESTUDIOS PRESIÓN FLUJO MICCIONAL

1.- Alteraciones de la fase miccional:

- Obstrucción del tracto urinario inferior
- Insuficiencia contractil vesical

(Diagnóstico de DURR, que es una obstrucción funcional)

2.- Clasifica la obstrucción urinaria estructural (PURR):

- Compresiva - obstrucción prostática
- Constrictiva - estenosis de uretra
- Mixta - obstrucción cervical

#### PERFIL DE PRESIÓN URETRAL

1.- Alteración intraluminal de la presión uretral.

#### VIDEOCISTOGRAFÍA

- 1.- Localiza el nivel anatómico de la obstrucción
- 2.- Diagnostica y tipifica la incontinencia urinaria
- 3.- Diagnostica el reflujo vesicoureteral

#### ELECTROMIOGRAFÍA

- 1.- Diagnóstico de la incoordinación miccional
- 2.- Diagnóstico de la lesión neurológica pudenda

### METODOLOGÍA

Nosotros, hacemos flujometría y doppler uretral de forma simultánea, y como podemos ver del cuadro de utilidades de las técnicas aplicadas en el diagnóstico urodinámico, solo podemos comparar los resultados del doppler con la cistomanometría y con los estudios de presión flujo.



FIGURA 5.: Imagen de localización de la uretra para capturar la onda doppler durante la micción. Vemos la unión de la uretra prostática con la penéana. Vena dorsal del pene, y el inicio de los cuerpos cavernosos.

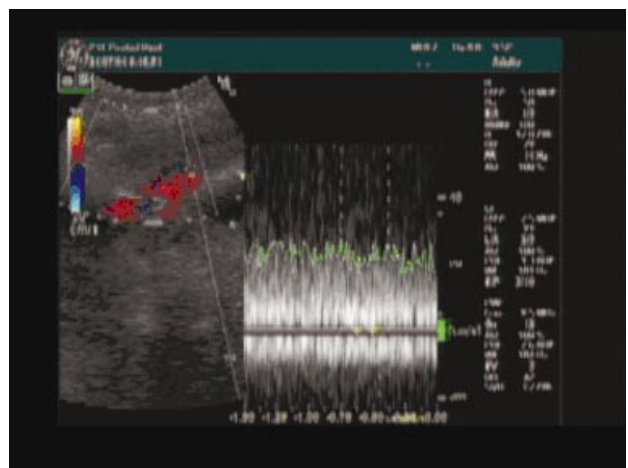


FIGURA 6: Captura de la onda. Se ve la turbulencia del chorro miccional y la correspondiente onda doppler en ese instante.

La primera, estudia la fase de llenado, y la segunda, la fase miccional.

El primer problema que encontramos es, que si el doppler solo se aplica durante la fase miccional,

¿como estudiará la fase de llenado?. Realmente no la estudia, pero suponemos que la podría deducir. Recordando en el esquema que sigue, lo dicho arriba.

Tendremos :

cistomanometría - acomodación (>) - contracción (>)  
 presión-flujo - obstrucción - contracción (<)

Vemos que lo que realmente se estudia con estas dos pruebas, son los tres factores que definen el comportamiento del detrusor durante la micción. Y que son:

1. acomodación - constante de relajación
2. obstrucción - amortiguamiento
3. contracción - constante de elasticidad

Y estas son las tres incógnitas que aparecen en nuestras ecuaciones:

Comencemos viendo la ecuación de la potencia :

$$mX''' + \mu \cdot X'' + \beta \cdot X' = 0$$

$$\mu \cdot X'' + \beta \cdot X' + W = 0$$

$$X''' + \mu \cdot X'' + \beta \cdot X' = 0$$

$$W = -\mu \cdot X'' - \beta \cdot X'$$

$$\mu \cdot X'' + \beta \cdot X' + W = 0$$

Planteamos las condiciones iniciales:  $X_0 = L$   
 $X'_0 = 0$

operando...

$$\mu \cdot X'' + \beta \cdot X' = -W = -\frac{1}{2} \cdot \rho \cdot Q \cdot v^2$$

$$\mu(S^2x - Sx_0 - x'_0) + \beta(Sx - x_0) = -W$$

$$\mu \cdot S^2x - \mu \cdot S \cdot L + \beta \cdot S \cdot x - \beta \cdot L = -W$$

$$x = \frac{\beta \cdot L + \mu \cdot S \cdot L - W}{\mu \cdot S^2 + \beta \cdot S}$$

$$a = -\frac{\beta}{\mu}$$

$$x = \frac{\beta \cdot L - W}{\mu} \cdot \frac{1}{(S - a) + (S - a)} = \frac{\beta \cdot L - W}{\mu} \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu}t} + L \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu}t}$$

Ahora derivamos, igualamos a cero, y aplicamos las condiciones iniciales :

$$x' = -\frac{\beta}{\mu} \cdot L \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu}t} - \frac{\beta}{\mu} \cdot \left( \frac{\beta \cdot L - W}{\mu} \right) \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu}t} = 0$$

$$L = -\left( \frac{\beta \cdot L - W}{\mu} \right)$$

$$\mu + \beta = \frac{W}{L} \quad (1)$$

$$L = \sqrt[3]{\frac{6Vol}{\pi}}$$

Que es la ecuación que nos relaciona los valores de la constante del detrusor con la constante de amortiguamiento.(1)

Analizando ahora la ecuación de las fuerzas que intervienen en el movimiento vesical, tenemos ... :

$$\Sigma F = f - \beta \cdot x - \mu \cdot x' = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot Q \cdot v$$

$$\mu \cdot x' + \beta \cdot x = f - \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot Q \cdot v = M$$

$$\mu \cdot (S \cdot x - x_0) + \beta \cdot x = M$$

Las condiciones iniciales son:

$$x_0 = L$$

$$x'_0 = 0$$

$$x = \frac{M + \mu \cdot L}{\mu \cdot S + \beta} = \frac{M + \mu \cdot L}{\mu} \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu}t}$$

$$x' = -\frac{\beta}{\mu} \left( \frac{M + \mu \cdot L}{\mu} \right) \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu}t} = 0$$

$$\mu = \frac{M}{L} = \frac{\frac{1}{2} \rho \cdot Q \cdot v \cdot f}{L} \quad (2)$$

Bién, ya conocemos el valor de las resistencias (2) , y la relación existente entre estas y la constante elástica del detrusor (1).

Ahora tenemos que buscar el valor de la constante "C".

Para ello, regresamos a la ecuación de las fuerzas , y a la segunda Ley de Newton.

$$\Sigma F = f - \beta \cdot x - \mu \cdot x'$$

$$m dv = \Sigma F df = (f - \beta \cdot x - \mu x') dt$$

$$x' = \frac{dx}{dt}$$

$$v = \frac{1}{m} \cdot \int (f \cdot dt - \beta \cdot x \cdot dt - \mu \cdot dx) = \frac{1}{m} \cdot (f \cdot t - \beta \cdot x \cdot t - \mu \cdot x)$$

$$\beta = - C \cdot m$$

$$\mu = (C - 1) \cdot m$$

$$\frac{f \cdot t}{m} = \frac{P_a}{\rho \cdot v}$$

$$v = \frac{f \cdot t}{m} + L + CL(t - 1) = \frac{P_a}{\rho \cdot v} + L + CL(t - 1)$$

$$C = \frac{v \cdot \frac{P_a}{\rho \cdot v} - L}{L(t - 1)}$$

Para completar el estudio con el Doppler, nos falta conocer el valor de la presión abdominal. Y esto también lo podemos conocer mediante los valores que proporciona el doppler.

Bién, volvamos a la ecuación de las resistencias...:

$$\mu + \beta = \frac{W}{L}$$

$$\mu = \frac{\frac{1}{2} \rho \cdot Q \cdot v \cdot f}{L}$$

$$\beta = \frac{\frac{1}{2} \rho \cdot Q \cdot v \cdot (v - 1) + f}{L}$$

$$C = - \frac{1}{Lt} \left( \frac{1}{2} v (v - 1) \frac{P_a}{\rho \cdot v} \right)$$

por otra parte, antes hemos obtenido que:

$$C = \frac{v \cdot \frac{P_a}{\rho \cdot v} - L}{L(t - 1)}$$

igualando C y operando, obtenemos  $P_a$  :

$$P_a = \frac{\rho \cdot v}{2t - 1} \left[ \frac{1}{2} v (v - 1) (t - 1) + t(v - L) \right] \quad (3)$$

Ahora, sustituyendo el valor de "L" en el de "Pa", tendremos el valor de la presión abdominal en función de los valores de la densidad de la orina, tiempo que dura la micción, volumen miccional y velocidad de la orina obtenida con el doppler. (añadir la cte de integración.)

$$P_a = \frac{\rho \cdot v}{2t - 1} \left[ \frac{1}{2} \cdot v (v - 1) (t - 1) + t \cdot \left( v - \sqrt[3]{\frac{6Vol}{\pi}} \right) \right] + K$$

Poder conocer el valor de la presión abdominal "Pa" sin necesidad de sonda transrectal, así como poder calcular la potencia contráctil del detrusor sin colocar sonda uretral, le da un sentido real, posible, a la expresión: "URODINÁMICA NO INVASIVA". Ahora podemos calcular: . la constante elástica del detrusor ( $\beta$ ) y e. el valor de las resistencias ( $\mu$ ), sin necesidad de colocar sondas al enfermo.

Esto lo hace especialmente interesante en enfermos con ano cerrado (por ejemplo: post resección abdominoperineal de recto), en los que no hay forma de conocer el valor de la presión abdominal ejercida durante la micción, ni de hacer un estudio urodinámico válido o al menos lo suficientemente ilustrativo.

La medición de la velocidad de la orina a la salida de la vejiga, nos permite realizar nuestra peculiar valoración urodinámica.

En la actualidad la toma de velocidades urinarias, la hacemos solamente en varones. Mas adelante, se hará también en mujeres.

No hemos de pasar por alto, y esto merece un comentario, que doppler y flujometría son dos resultados de un mismo fenómeno. El doppler registra el ruido producido por la turbulencia del flujo urinario a la salida de la vejiga y la flujometría es la curva fruto de la pesada de la orina (o freno de disco giratorio del flujómetro), durante el tiempo que dura la micción. Son simplemente dos puntos de vista distintos de un mismo fenómeno.

### LA POTENCIA CONTRÁCTIL y Y EL DOPPLER URETRAL

Venimos considerando que la vejiga se comporta como un resorte. Y se busca una solución analítica que permita el cálculo de los factores que definen el comportamiento vesical, utilizando únicamente, la flujometría y el eco-doppler.

El eco-doppler, nos permite conocer la velocidad de la orina a su paso por la uretra, permitiéndonos el cálculo de la potencia contráctil vesical.

Resolviendo las ecuaciones, se llega a una solución **analítica** que permite el cálculo teórico de los factores que definen el comportamiento vesical. La potencia contractil vesical, la constante elástica del detrusor, considerándolo como un resorte en su comportamiento, y el cálculo de las resistencias al movimiento de este músculo. Todo ello, fundamentalmente, merced al Eco-Doppler que nos permite conocer, la velocidad de la orina.

Con el cálculo de los factores señalados, queda definida toda la fase miccional de la dinámica vesical, pudiendo intuir, aunque indirectamente, como será la fase de llenado. Utilizando para ello únicamente la curva de flujo y el eco-doppler. Cumpliendo así con uno de los objetivos de lo que se ha dado en llamar la "urodinámica no invasiva", aunque para nosotros es simplemente una fase mas del estudio de la biomecánica del detrusor.

Pretendemos la incorporación al armamentarium del urodinamista, del eco-doppler, y en particular de la flujometría – doppler.

Con esta exploración también podemos conocer la dinámica vesical y además calcular los factores que definen su comportamiento. No supone un cambio en el enfoque, sino en los métodos, ganando en conocimiento, y disminuyendo en agresividad.

Ya hemos dicho con anterioridad, que la curva de flujo es la expresión de los fenómenos físicos, que se ponen en juego para dar como resultado la micción. (1-4)

Esto, con ser obvio, nos ha hecho pensar en las fuerzas que intervienen para producir el fenómeno. Sin embargo, al considerar este proceso desde otro punto de vista, como la Ley de Laplace, (13-14)

$$\text{Tensión} = \frac{\Delta P \cdot R}{2 \cdot \varepsilon} = E \cdot \frac{R - R_0}{R_0}$$

*Laplace*                      *Hooke*

$$\varepsilon = \text{espesor} \quad (1)$$

$$E = \text{módulo de elasticidad}$$

y al ser este órgano, el elemento elástico impulsor, tan irregular en su forma y tamaño, y variando tanto las mediciones, según el momento de la toma, incluso en una misma persona, se ocasionarán ineludiblemente inexactitudes.

Hemos enfocado el problema, inspirándonos en los trabajos de Virseda (6) y de otros autores (7). Analizando las fuerzas que intervienen en el fenómeno. De todas formas, por las relaciones matemáticas, a veces es ineludible hacer consideraciones geométricas, idealizando la forma de la vejiga.

De hecho, hay autores que basan su línea de investigación, no sin fundamento, en esta ley de Laplace, basándose, sin duda correctamente, en la relación inversa que existe entre la Tensión y el espesor de la pared, como se puede ver en la fórmula que expresa esta Ley (que por otra parte observamos de forma intuitiva en la clínica, cuando hacemos ecografía abdominal a enfermos que aquejan una obstrucción de larga evolución).

Pero estamos convencidos de que "todos los caminos llevan a Roma", y aunque nosotros hemos

enfocado el problema de otra forma, seguramente las conclusiones serán similares; o quizás complementarias. Porque, realmente, lo que nosotros estamos haciendo es desarrollar la Ley de Hooke, que se fundamenta en el componente elástico del órgano y en el comportamiento de la vejiga como un resorte.

Vimos antes que la ecuación que describía el fenómeno, teniendo en cuenta el comportamiento del órgano de animal aislado (6,7), era :

$$Y''' + (c - 1) \cdot Y'' - C \cdot Y' = 0 \quad (2)$$

Esta ecuación no tiene en cuenta la influencia de la musculatura abdominal. Y en ella, "C" es la exponencial que describe el comportamiento adaptativo de la vejiga durante la cistomanometría de llenado rápido (6).

Esta ecuación, dimensionalmente hablando, es la ecuación de la POTENCIA impulsora vesical.(3,4). En la ecuación (2), como hemos dicho, no se considera la contribución de la musculatura abdominal, porque nos está hablando del comportamiento del órgano aislado; para ello debería constar el elemento correspondiente a la acción de la musculatura abdominal. Y así describiría el comportamiento del órgano vesical, en su entorno normal. La función que representa la contribución de la musculatura abdominal, se llama "función de forzamiento".(8)

Si en la ecuación anterior (2), hacemos un cambio de variables :

$$X = \frac{dY}{dt} \quad (3)$$

La ecuación nos queda (2) como sigue:

$$X'' + (C - 1) \cdot X' - C \cdot X = 0 \quad (4)$$

Que como ya dijimos en el episodio anterior, es la ecuación que describe la acción de las fuerzas que intervienen en el acto de la micción; considerando al órgano independiente de la acción de la musculatura abdominal.

Se trata, en efecto de una ecuación diferencial de segundo grado, que nos dice, que si esta es la ecuación que describe la dinámica vesical, entonces la vejiga se comporta como un muelle o resorte (6). Cosa que por otra parte ya sabíamos, porque nos lo habían dicho los distintos autores que sobre el tema han escrito, y que ya mencionamos en artículos anteriores.

Si consideramos la acción de la musculatura abdominal, y añadimos a la ecuación, la función de forzamiento, esta quedará así:

$$X'' + (C - 1) \cdot X' - C \cdot X = f \quad (5)$$

Donde "f", en la parte derecha de la ecuación, es la función de forzamiento de este "resorte", que se comporta como uno que sea "sobreamortiguado y forzado" (8). Y es así, porque solo se desplaza una vez en cada micción. (naturalmente, estamos hablando del órgano, como un todo que se comporta uniforme y eficazmente como un resorte, ya que pueden existir circunstancias en la clínica en las que no se de este comportamiento ).

En la ecuación (5), las funciones "amortiguamiento" y "elasticidad (o constante del resorte)", de la vejiga, son función de "C". De forma que la ecuación (5) quedaría así:

$$C - 1 = \frac{\mu}{m} = 2 \cdot \lambda$$

$$C = \frac{\beta}{m} = w^2 \quad (6)$$

$$X'' + 2 \cdot \lambda \cdot X' - w^2 \cdot X = f$$

Donde, "C" es la constante de relajación del detrusor, "μ" es la constante de amortiguamiento, "β" es la constante del resorte. Aunque, sin embargo, "w<sup>2</sup> y 2 · λ", que sustituyen a estas constantes en la ecuación (6), se toman así, por conveniencia operativa. Algo que más adelante analizaremos con el detenimiento que merece. Por otra parte, W. Schäfer (9) ya nos habla, en sus artículos, de la potencia impulsora vesical, cuando nos plantea la siguiente relación:

$$\text{Potencia} = \text{Trabajo/tiempo} = \text{presión} \times \text{flujo} \quad (7)$$

Por otra parte, son básicas las siguientes relaciones:

$$W = \frac{T}{t} = F \cdot v = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot Q \cdot v^2 \quad (8)$$

Entre la potencia impulsora y el flujo urinario (ec. Bernouilli), y en la que los símbolos utilizados tienen el siguiente significado:

"W = potencia; T = trabajo ; F = fuerza ; v = velocidad ; p = presión ; Q = Flujo ; ρ = densidad de la orina"

Llegados a este punto; conociendo el flujo y la densidad de la orina. Solo nos falta conocer la velocidad de la orina, para calcular la potencia impulsora vesical. Para conocer esta velocidad urinaria, nosotros utilizamos el eco-doppler (3,4). Y lo hacemos colocando un transductor de "6 Mhz" en el periné ; y así localizamos la uretra prostática en su totalidad. Esto lo hacemos en el momento de realizar la flujometría. De forma, que la velocidad obtenida es la correspondiente al flujo; y la potencia obtenida es la de esa micción.

Bien, ya vamos avanzando. Ya conocemos los valores del flujo, la velocidad de la orina al pasar por la uretra prostática y la potencia desarrollada por esa vejiga para impulsar la orina al exterior.

De las relaciones "6" y "8", obtenemos la siguiente ecuación:

$$\Sigma F = -\mu \cdot x' + \beta \cdot x + f = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot Q \cdot v$$

$$\mu \cdot x' - \beta \cdot x = f - \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot Q \cdot v = R$$

$$x' - \frac{\beta}{\mu} \cdot x = \frac{R}{\mu} \quad (9)$$

Esta es una ecuación diferencial de primer grado, y coeficientes constantes, que podemos resolver utilizando el método operativo de la transformada de Laplace (5):

$$\mu \cdot x' - \beta \cdot x = R$$

Condiciones Iniciales de Contorno:

$$X_0 = L$$

$$X'_0 = 0$$

$$\mu \cdot (s \cdot X - x_0) - \beta \cdot X = R$$

$$s \cdot \mu \cdot X - \mu \cdot L - \beta \cdot X = R$$

$$(s \cdot \mu - \beta) \cdot X = R + \mu \cdot L$$

$$X = \frac{R + \mu \cdot L}{\mu} \cdot \frac{1}{s - \frac{\beta}{\mu}}$$

$$X = \frac{R + \mu \cdot L}{\mu} \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu} \cdot t}$$

$$X = \left( \frac{R}{\mu} + L \right) \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu} \cdot t} \quad (10)$$

En la ecuación final de (10), "X" es el recorrido del punto mas alto de la cúpula vesical a máxima replección. Y este desplazamiento es inversamente proporcional al factor de amortiguamiento o conjunto de fuerzas que se oponen a este movimiento. Este factor amortiguamiento engloba, por una parte, a unos factores anatómicos, y por otra a unos factores mecánicos. Este "μ" representa, en efecto, un conjunto complejo de factores. Por las condiciones iniciales de contorno que hemos aplicado, sabemos que "X' = 0".

Operando en (10), tendremos:

$$X' = \left( \frac{R}{\mu} + L \right) \cdot \frac{\beta}{\mu} \cdot e^{-\frac{\beta}{\mu} \cdot t} = 0$$

$$\frac{R}{\mu} = -L$$

$$\mu = \frac{\frac{1}{2} \cdot \rho \cdot Q \cdot v - f}{L} \quad (11)$$

En (11) hemos calculado el valor del amortiguamiento. Para calcular el valor de la constante elástica del "muelle vesical", hacemos con (2), lo mismo que hemos hecho con (5).

$$x''' + (c - 1)x'' - cx' = 0$$

$$w_t = -\mu \cdot x'' + \beta \cdot x'$$

$$\mu \cdot x'' - \beta \cdot x' + w_t = 0 \quad (12)$$

Esta es la ecuación de la potencia (12).

Aplicando en ella también el método operativo de Laplace :

$$x_0 = L$$

$$x'_0 = 0$$

son las condiciones iniciales.

$$x'' - Bx' + W = 0$$

$$B = \frac{\beta}{\mu}$$

$$W = \frac{W_T}{\mu} \quad (13)$$

$$(s^2 - Bs)x - sL + BL + W = 0$$

$$x = \left[ L \cdot \frac{B}{s} - \frac{W}{s} \right] \cdot \frac{1}{(s - B)} = (L - BL - W) \cdot e^{B \cdot t}$$

Ahora, derivando en (13) el valor de "x" y aplicando las condiciones iniciales, obtendremos el valor de "B" :

$$x' = (L - BL - W) B \cdot e^{B \cdot t} = 0$$

$$(BL - B^2 L - BW) e^{B \cdot t} = 0$$

$$BL = L - W \quad (14)$$

$$B = 1 - \frac{W}{L}$$

$$\frac{\beta}{\mu} = 1 - \frac{W_T}{\mu \cdot L}$$

Por otra parte tenemos que :

$$\frac{\beta}{\mu} = \frac{C}{C - 1} \quad (15)$$

de (11) y (14) , operando, tenemos :

$$\beta = \frac{1}{L} \left[ \left( \frac{1}{v} - 1 \right) W_T - f \right] \quad (16)$$

En (16) tenemos el valor de la constante elástica de la vejiga.

Ahora, operando con (11) y (15), tendremos:

$$C = 1 - \frac{\mu \cdot L}{W_T} \quad (17)$$

Ya tenemos en las ecuaciones (11), (16) y (17), los valores de las constantes que definen el comportamiento vesical. La constante de amortiguamiento

(11), la constante elástica (16) y la constante de relación del detrusor (17). El valor de la potencia contractil lo hemos expresado en (8). Como decíamos antes, con estos valores podemos definir la fase miccional y conocer de forma indirecta, la de llenado.

En las fórmulas anteriores, se nos plantean dos dificultades. Conocer el valor de "L" y el de "f". Para calcular de "f", tenemos que colocar una sonda rectal. Pero el valor de "L" lo podemos conocer de dos formas. Una directa, que consiste en medir el diámetro longitudinal de la vejiga en una placa en la que esté a máxima repleción. Y otro método indirecto, que consiste en deducirlo de las relaciones geométricas. De donde obtenemos, que el valor de "L", es aproximadamente: (18)

$$f = P_a \frac{Q}{v}$$

$$V = \frac{3}{4} \cdot \pi \cdot R^3 \quad (18)$$

$$L = \sqrt[3]{\frac{6Vol}{\pi}}$$

Por lo tanto, de forma analítica, hemos deducido las fórmulas para el cálculo de estos factores. Ahora, en la práctica, podremos conocer sus valores con los datos obtenidos con la flujometría, el eco-doppler y la presión abdominal. Todo ello, como fruto del análisis teórico del fenómeno.

De forma que para obtener estos valores solo necesitamos, el flujómetro, el eco-doppler y una sonda transrectal para tomar la presión abdominal. (habitualmente hacemos la flujometría doppler sin colocar ninguna sonda). Es inevitable preguntarse lo siguiente: ¿Debemos replantearnos, no la urodinámica, como la conocemos ahora, sino la forma de hacerla?. Es muy peligroso extraer conclusiones prematuras.

Para dar respuesta a la pregunta formulada arriba, tendremos que intentar buscar las relaciones con los datos que nos facilita el programa del equipo de urodinámica. De forma que nos proporcione, al menos los mismos datos que tenemos ahora, con estas pruebas, menos agresivas, que las actuales.

Para esto, podríamos empezar por el nomograma de Schäfer, al ser este el único autor que establece una relación con la potencia, que es lo que nos-



otros primero calculamos con el eco-doppler. Seguido por la cistomanometría y las pruebas de presión-flujo desde esta nueva óptica, que nos permite conocer los factores de los que dependen la acomodación y la contractilidad vesical.

Tras esta introducción teórica, los próximos estudios se dedicarán al estudio de la **Metodología Práctica**, que constaría de las siguientes partes:

- 1.-EL NÚMERO DE REYNOLDS
- 2.-CAPTURA DE LA ONDA DOPPLER
- 3.-MONTAJE DE LA ONDA DOPPLER
- 4.-OBTENCION DEL VECTOR DE LA ONDA DOPPLER
- 5.-CÁLCULO MATEMÁTICO
- 6.-APLICACIONES INFORMÁTICAS

### BIBLIOGRAFIA y LECTURAS RECOMENDADAS (\*lectura de interés y \*\*lectura fundamental)

- \*1. BENÍTEZ NAVÍO, J.; CABALLERO GÓMEZ, P.; DELGADO ELIPE, I.: "Fundamentos de Urodinámica. La curva de flujo". Arch. Esp. Urol., 53: 139. 2000.
- \*\*2. BENÍTEZ NAVÍO, J.; CABALLERO GÓMEZ, P.; DELGADO ELIPE, I.: "Fundamentos de Urodinámica. La curva de flujo y la fase isométrica". Arch. Esp. Urol. 53: 713. 2000.
- \*\*3. BENÍTEZ NAVÍO, J.; CABALLERO GÓMEZ, P.; DELGADO ELIPE, I.: "El eco-doppler como método de exploración de la dinámica miccional de forma no invasiva". Urodinámica aplicada, 14: 259. 2001.
- \*4. BENÍTEZ NAVÍO, J.; CABALLERO GÓMEZ, P.; DELGADO ELIPE, I.: "La curva de flujo y la densidad espectral de potencia". Comunicación a la Reunión del Grupo de Urodinámica. Zaragoza, Abril, 2001.
- \*5. MURRIA, R.; SPIEGEL: "Transformadas de Laplace". (Título de la primera edición en Inglés: Schaum's outline of Laplace transforms). De. McGraw-Hill. 1998.
- \*\*6. VIRSEDA CHAMORRO, M.: "Participación del detrusor en la biomecánica de replección vesical". Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid. 1992.
- \*\*7. WAGG, A.; FRY, C.H.: "Visco-elastic properties of isolated detrusor smooth muscle". Scand. J. Urol. Nephrol. Suppl., 201:12.
- \*\*8. FRANK AYRES, Jr.: "Ecuaciones diferenciales". Título de la primera edición en Inglés: Schaum's Outline of differential equations. McGraw Hill. 1991.
- \*\*9. WERNER SCHÄFER.: "Principles and clinical application of advanced urodynamic analysis of voiding function". Urol. Clinics of North America. 17. 1990.
- \*\*10. BENÍTEZ NAVÍO, J.; CABALLERO GÓMEZ, P.; DELGADO ELIPE, I.: "Fundamentos de Urodinámica : La potencia contráctil y el doppler uretral". Arch. Esp. Urol. 55: 10. 2002.
- \*\*11. BENÍTEZ NAVÍO, J.A.; CABALLERO GÓMEZ, P.F.: "Biomecánica del detrusor". Capítulo 4. Urodinámica Clínica: Aspectos Básicos. Luzán-5, S.A. de Ediciones. J. Salinas y J. Romero. 2002.
- \*\*12. BENÍTEZ NAVÍO, J.; GARCÍA SÁNCHEZ, A.; RODRÍGUEZ LEAL, D. y cols.: "La flujometría Doppler y el número de Reynolds". Urod. A., 17: 173. 2004.
- \*\*13. LANDAU, L.; AJIEZER, A.; LIPSHITZ, E.: "Curso de física general". Editorial Mir. Rubiños., 1860-1988.
- \*14. PRÓJOROV, A.M.: "Diccionario Enciclopédico de la Física". Tomos I-IV. Editorial Rubiños., 1860-1995.
- \*\*15. MARTINEZ AGULLÓ, E.; BENEDICTO REDÓN, A.: "Acontecimientos históricos del nacimiento y proyección de la urodinámica." Jano., Vol I: 4. 1999.
- \*16. OZAWA, H.; KUMON, H.; YOKOYAMA, T. y cols.: "Development of non invasive velocity flow video urodynamics using doppler sonography. Part II: Clinical application in bladder outlet obstruction". J. Urology., 160: 1792. 1998.
- \*17. F SOLE BALCELLS, F.J.; CONEJERO, J.: "Exploracion urodinámica del tramo urinario inferior". Ponencia al congreso español de urología. Las Palmas de Gran Canaria :Tomo VI- 3 .capitulo III: 31. 1974.
- 18. Epónimos médicos. Biografíasw médicas.
- 19. SALINAS CASADO, J.; VIRSEDA CHAMORRO, M.; MARTÍN GARCIA, C. y cols.: "Formación continuada en urodinámica: guías urodinámicas". Urod. A., 13: 56.

### COMENTARIO EDITORIAL

Es de señalar la escasez de este tipo de trabajos, y más, referido a la disciplina de la Urodinámica.

El autor describe los hitos de la metodología de la Urodinámica, sin olvidar a los autores de los mismos. En la metodología actual, el autor propone el electrovesicograma y uroflujometría doppler, formando parte de la llamada Urodinámica no invasiva (como la flujometría con manguito).

El electrovesicograma nos daría información de la actividad bioeléctrica del músculo liso vesical, sustituyendo a la electromiografía de la musculatura somática perineal, en la valoración de la actividad (parasimpática) S2-S4.

Respecto al doppler y flujometría, y tal como comenta el autor, son dos resultados o puntos de vista de un mismo fenómeno. El doppler registra el ruido

producido por la turbulencia del flujo urinario a la salida de la vejiga (permitiendo calcular la velocidad de la orina a su paso por la uretra, e incluso la potencia contráctil vesical), y la flujometría consiste en el registro de la curva, producida por el peso de la orina o freno del disco giratorio del flujómetro, durante el tiempo que dura la micción.

Referente al autor Julio Benítez, manifestar su profunda y extensa formación teórica en Urodinámica, que nos ha degustado con múltiples y magníficos trabajos en este camino, y como él mismo comenta, promete en los próximos, contrastarlos con datos y resultados, que confirmen sus hipótesis (de acuerdo a la metodología de investigación científica hipotética deductiva de Karl Popper).

Finalmente, es de reconocer públicamente la enorme sensibilidad que la revista ARCHIVOS ESPAÑOLES DE UROLOGÍA, tiene hacia este tipo de trabajos, donde la metodología biofísica y biomecánica, que este tipo de estudio requiere, desborda en ocasiones nuestra formación como urólogos, pero que por otro lado, es totalmente necesario para el avance de un conocimiento tan multidisciplinar como es la Urodinámica.

*Jesús Salinas  
Director de Urodinámica  
Servicio de Urología  
Hospital Clínico San Carlos  
Universidad Complutense  
Madrid.*