

Novedades en el estudio urodinámico

LUIS E. RESEL FOLKERSMA

Cátedra y Servicio de Urología.
Hospital Clínico de San Carlos.
Madrid

INTRODUCCIÓN

Etimológicamente urodinámica significa el estudio del movimiento de la orina en el aparato urinario. Es la disciplina urológica que se encarga del estudio de la función y disfunción del tracto urinario, principalmente el inferior.

Es una subespecialidad de la urología que lamentablemente carece del interés de la mayoría de los urólogos por varias razones: requiere unos conocimientos profundos no sólo de anatomía, fisiología y farmacología sino también de tecnología e informática, el instrumental es de alta tecnología y por lo tanto costoso por lo que su utilización es sólo viable en los grandes centros hospitalarios y por último las técnicas de exploración consumen mucho tiempo y requieren de un cierto grado de formación del personal sanitario.

En los últimos años sin embargo se ha dado especial importancia al estudio de la patología funcional de la vejiga. La incontinencia urinaria es una de las patologías que mayor gasto económico comporta a la sanidad, hasta hace poco era considerada como síntoma, en 1998 se elevó a la categoría de enfermedad en el primer Congreso Internacional sobre incontinencia promovido por la OMS en Mónaco³. Es una enfermedad que padecen 50 millones de personas en el mundo y 2 millones en España (con predominio del sexo femenino)¹⁵. Se ha estimado que entre 50 y 100 millones de la población mundial padecen de vejiga hiperactiva, en Estados Unidos figura entre las 10 enfermedades crónicas más frecuentes, por encima de la diabetes y la úlcera péptica³.

La urodinámica ha experimentado un extraordinario desarrollo tecnológico en relativamente poco tiempo, se ha pasado de registrar aisladamente un único parámetro de forma mecánica a poder registrar y analizar de forma simultánea varios parámetros mediante tecnología digital. La urodinámica tiende a registrar la dinámica miccional de la forma más fisiológica y menos invasiva posible (estudios ambulatorios, menor calibre de los catéteres) intentando que sus resultados sean fiables y fácilmente reproducibles (mejoría en la tecnología de registro) de ahí que esté en constante evolución buscando siempre nuevas vías para alcanzar un correcto diagnóstico etiológico (técnicas combinadas radiológicas, neurológicas...).

Con este capítulo se pretende sintetizar en la medida de lo posible todas aquellas innovaciones técnicas relevantes así como comentar brevemente algunos aspectos que recientemente están incidiendo en la urodinámica, campo que cada vez más esta siendo tema de actualidad en la Urología.

PERSPECTIVA HISTÓRICA

La urodinámica fue acuñada como término por D. M. Davis en 1953, pero los principios de ésta se remontan al siglo XIX, cuando Budge en 1838 consigue apreciar las variaciones de la presión vesical (Pves) introduciendo un tubo de vidrio en el interior de la vejiga, Dubois en 1876 mediante el empleo de una sonda vesical, describía como se modificaban las presiones vesicales en relación con los deseos de micción y los cambios de posición.

El primer instrumento urodinámico fue el cistométrógrafo, introducido en la clínica urológica por Dick Rose en 1927 que conseguía medir la Pves y abdominal (Pabd) durante el llenado y el vaciado valiéndose de un manómetro de mercurio⁷¹. En 1939 se generalizó su uso con el cistómetro de Lewis, comenzando en la década de los cincuenta a medirse la Pves electrónicamente³⁴.

Los inicios de la flujometría datan de 1897 cuando Rehfisch consigue registrar de forma continua el flujo miccional, mediante la medición del aire desalojado al caer el chorro en un recipiente. En 1925, Gronwall utiliza un flotador-inscriptor para registrar la altura creciente de la orina que cae en el aparato. El uso clínico del flujo medio fue desarrollado por William Drake en Filadelfia en 1948 (registro continuo del peso del recipiente colector de orina en relación con el tiempo)¹⁹, siendo Bodo Von Garrelts en 1956 (Estocolmo) quién desarrolló una versión electrónica,

principio que tras múltiples perfeccionamientos, es el que se utiliza en los instrumentos modernos³⁴.

La presión uretral fue medida por primera vez por Bonney en 1923, midiendo la presión mínima necesaria para introducir líquido en la uretra a través de un catéter⁵⁰. Goran Enhörning en 1956 mide la presión uretral (Pura) relacionada con la Pves con un catéter perforado³⁴, siendo Lapidés y colaboradores en 1960 los que sientan las bases de la técnica actual utilizando un manómetro de agua conectado a un catéter 16 F en la uretra proximal⁵⁵. En 1969, Brown y Wickham mejoraron la forma de medir la Pura usando un sistema de irrigación de suero salino a un flujo constante dentro de la uretra a través de un catéter especialmente diseñado con múltiples orificios laterales¹⁰, más adelante Gleason y cols. añadieron un motor de tracción del catéter a velocidad constante y una bomba de infusión⁵⁰. La utilización de microtransductores fue descrita por Millar y Backer en 1973, y su uso para medir la Pura lo descubrieron Asmussen y Ulmstein en 1975. Recientemente han surgido dos innovaciones en cuanto al uso de material piezoeléctrico y tecnología con fibra óptica para la medición de la Pura que todavía no se han adaptado para su uso clínico en la mayoría de los equipos convencionales⁵⁸.

La visualización radiológica del tracto urinario inferior (TUI) durante la fase de vaciado se realizó en 1954 por Frank Hinman Jr y Miller E. R., el siguiente paso que combinaba la fluoroscopia con estudios de presión flujo y perfil uretral fue realizado por Miller E. R. en 1967³⁴ y desarrollado posteriormente por Turner-Warwick.

Los principios de la electromiografía (EMG) datan de 1848, cuando Du Bois-Reymond demostró que la contracción muscular producía una corriente eléctrica medible, dos años más tarde Von Helmholtz construyó un instrumento capaz de medir la velocidad de conducción nerviosa. Estos dos descubrimientos condujeron al desarrollo de la EMG moderna. Butchthal y asociados en 1954 definieron el término de unidad motora y en 1955 Franksson y Petersen en Estocolmo midieron por primera vez la actividad muscular en relación con la fase de vaciado vesical⁶⁴, dando el primer paso en lo que hoy se conoce como neurourológica.

Es importante remarcar el papel que ha desempeñado la sociedad internacional de continencia (ICS) en la urodinámica cuando en 1973 se constituyó su Comité para la estandarización de la terminología con el fin de unificar criterios y establecer una terminología estandarizada para describir la función del tracto urinario inferior mediante la elaboración de una serie de informes que inicialmente eran muy genéricos (cisto-

manometría, perfil uretral y unidades de medida)⁵ y que recientemente se han focalizado en temas muy concretos (Estudios pronóstico en pacientes con disfunción del TUI)⁵⁶. Al fin y al cabo se trata de que todos hablemos un mismo lenguaje y nos ahorremos interminables discusiones terminológicas²³, se pretende que la estandarización de la terminología sirva de base a la comunidad científica para que los investigadores puedan presentar y realizar comparaciones entre los diferentes estudios que utilizan dichas exploraciones, hasta el punto de que actualmente se recomienda que en las publicaciones escritas figure una alusión a estos estándares en el apartado de métodos semejante a: «métodos, definiciones y unidades conforme a los estándares recomendados por la Sociedad Internacional de Continencia, excepto cuando se especifique lo contrario».

ENVEJECIMIENTO

Con la disminución de la tasa de natalidad en la mayoría de los países desarrollados y el aumento de la esperanza de vida se está produciendo una inversión de la pirámide poblacional que poco a poco nos encamina hacia la uro-geriátrica. Actualmente en España hay 4, 8 millones de personas con más de 65 años, lo que representa el 12% de la población española¹⁵, las previsiones para el año 2010 son de aproximadamente 6.200.000 personas por encima de los 65 años y algo más de 1.600.000 alrededor de los 80 años⁶⁷, por lo que los cambios anatómofuncionales asociados al envejecimiento están ahora de «máxima actualidad».

Durante el envejecimiento se producen unos cambios anatómicos, bioquímicos y neurofisiológicos que afectan a la funcionalidad del TUI y a otros órganos del sistema (tracto urinario superior y sistema nervioso central y periférico), que van a repercutir indirectamente sobre el TUI, hechos que se deben conocer y tener en cuenta a la hora de interpretar los resultados del estudio urodinámico (Tabla n.º 1).

En las mujeres hay una predisposición especial a la incontinencia debido no sólo al envejecimiento (disminución del tono del esfínter externo y suelo pélvico) sino también al déficit estrogénico (atrofia de la mucosa y muscular uretral que condicionan una disminución de la presión de cierre uretral)^{84, 85}, así el 25% de las mujeres mayores de 65 años padece este problema frente al 10% de los hombres¹⁵.

Es difícil atribuir esta serie de cambios funcionales específicamente al envejecimiento, sin considerar la influencia de otros factores patológicos

TABLA N.º 1
Cambios funcionales del TUI asociados al envejecimiento

- Alteración en la percepción del deseo miccional.
- Disminución de la habilidad para posponer la micción.
- Disminución de la capacidad vesical.
- Disminución de la contractilidad vesical.
- Aumento del residuo posmiccional (no debe ser > 50cc).
- Disminución del tono del suelo pélvico y esfínter externo uretral.
- Disminución de la presión uretral máxima y presión de cierre uretral.
- Disminución de la longitud funcional de la uretra.
- Aumento de las contracciones no inhibidas del detrusor.
- Aumento de la FMN (> excreción de H₂O y sal nocturna).

(médicos, farmacológicos, movilidad) que se dan en el anciano (el 75% de los sujetos mayores de 65 años padecen al menos una enfermedad crónica). Hace falta que se diseñen estudios de forma prospectiva y comparativa con los sujetos jóvenes para llegar a conocer con exactitud de que forma el envejecimiento fisiológico modifica directamente la función de un sistema determinado^{84, 85}.

TECNOLOGÍA DE REGISTRO

La mejoría de la tecnología de registro de los fenómenos fisiológicos ha conducido a un mayor conocimiento del funcionamiento del tracto urinario, la aplicación de la microelectrónica y la informática a los estudios urodinámicos ha sido responsable del gran desarrollo de la urodinámica en los últimos años.

El principal empeño de la urodinámica es poder registrar la función del tracto urinario de la forma más fisiológica posible procurando ser cada vez menos invasivos en las exploraciones y que éstas tengan un mínima repercusión artefactual en la fisiología propia del aparato urinario.

Dejando a parte los avances informáticos para el análisis de los datos por ser un tema demasiado extenso, nos centraremos específicamente en los catéteres y transductores de presión, encargados de transformar los cambios de presión del tracto urinario en una señal eléctrica que es amplificada y grabada en nuestro aparato. Son tres los sistemas de registro de la presión:

- Catéteres con transductores de presión externos de membrana.
- Catéteres con microtransductores de presión en estado sólido.
- Catéteres con microtransductores de presión de fibra óptica.

CATÉTERES CON TRANSDUCTORES DE PRESIÓN EXTERNOS DE MEMBRANA

Es el sistema que utilizan la mayoría de los equipos convencionales y se basa en un sistema manométrico de perfusión de fluidos a través de un catéter registrándose los cambios de presión del interior vesical en un transductor posicionado a la altura de la sínfisis del pubis del paciente y que está conectado a una columna de líquido situada a una altura predefinida (100 cm), para ello se requiere una conexión con el paciente mediante vías llenas de líquido.

Los catéteres para la cistomanometría y test de presión-flujo (P/F) son de dos vías y tienen un calibre de 10 Charrier (Ch) y para el perfil uretral son de tres vías y 8 Ch de calibre, aunque cada vez más se tiende a utilizar catéteres de menor calibre (3-8 Ch) en los estudios para reproducir más fisiológicamente la dinámica miccional.

Las desventajas consisten en el mayor tiempo consumido en la calibración del sistema, necesidad de ajustar a cero repetidas veces ante los cambios de posición y frecuencia de artefactos por burbujas o acodaduras del catéter, en cambio sus ventajas radican en que es más económico y duradero (Tabla n.º 2).

CATÉTERES CON MICROTRANSDUCTORES DE PRESIÓN EN ESTADO SÓLIDO

Los microtransductores proporcionan una mayor calidad y reproducibilidad de los registros de presión, originalmente Asmussen y Ulmsten utilizaban dos catéteres, una para llenar la vejiga y otro en el que se registraban las presiones, actualmente se disponen de catéteres 8 Ch de dos vías⁴⁹, donde van montados los microtransductores separados entre sí a una distancia de 7 cm (miden simultáneamente la presión intravesical e intrauretral), llenándose la vejiga por el mismo catéter.

En un principio se utilizaron para realizar el perfil uretral, pero cada vez se encuentran más aplicaciones (medir el punto de presión de fuga, perfil uretral miccional.), su principal inconveniente radica en su fragilidad y alto coste que limitan en gran parte su uso clínico rutinario. Estos

Tabla N.º 2
Diferencias entre los diferentes transductores

<i>Desventajas</i>		
<i>Transductor externo</i>	<i>Microtransductor</i>	<i>Fibra óptica</i>
<ul style="list-style-type: none"> — Mayor tiempo consumido en calibración. — Necesidad de recerar repetidas veces. — Mayor número de artefactos. — Tiempo de resp. 	<ul style="list-style-type: none"> — Prolongado (25 mseg) 	<ul style="list-style-type: none"> — Frágil y caro. — No adaptados al uso clínico rutinario. — Artefactos por descargas electrostáticas y electromagnéticas.
<i>Ventajas</i>		
<i>Transductor externo</i>	<i>Microtransductor</i>	<i>Fibra óptica</i>
<ul style="list-style-type: none"> — Adaptados al uso clínico rutinario — Económicos. 	<ul style="list-style-type: none"> — Mayor calidad y reproducibilidad. — Menor tiempo de resp. (10 mseg). — Menor tiempo consumido en calibración. 	<ul style="list-style-type: none"> — Menor calibre.

microtransductores pueden ayudar para el estudio y lograr una mayor comprensión de la dinámica miccional en la investigación⁴⁹.

CATÉTERES CON MICROTRANSDUCTORES DE PRESIÓN DE FIBRA ÓPTICA

Estos transductores fueron desarrollados inicialmente para la medición de las presiones intracardiacas y fueron adaptados para evaluar urodinamicamente el TUI por Chiang y asociados¹³. Consiste en un catéter con dos fibras ópticas y una membrana reflectante móvil en la punta (Figura 1). Una fibra transmite la señal luminosa que se refleja en la membrana, los cambios en la reflexión debidos a las presiones aplicadas sobre dicha membrana, se transmiten por la segunda fibra óptica. La señal es registrada y analizada por un fotodetector situado en el interior de un monitor de presión digital compacto, donde es transformada a unidades de presión en cm H₂O.

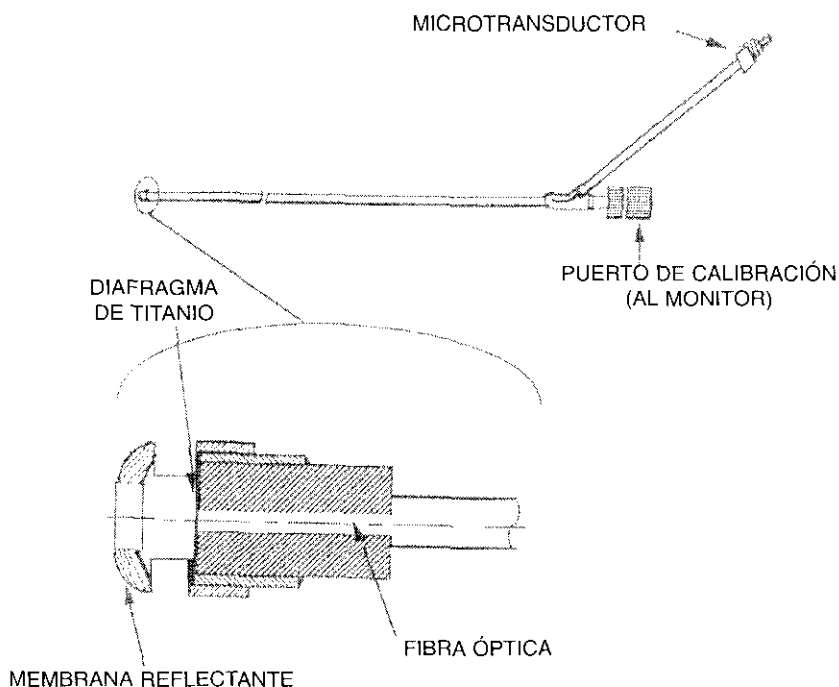


Figura 1. Catéter con microtransductor de fibra óptica. (Modificado por Belville y cols.⁶)

Debido al pequeño calibre del catéter que varía entre 4-5Ch, se pueden utilizar de dos maneras, una es introduciendo éste en el interior de otro catéter de dos vías (calibre 8 Ch) realizando el llenado vesical por una de las vías a un ritmo de perfusión no superior a 120 mil/min. para evitar distorsiones¹³ y la otra se basa en situar un catéter más en vejiga para el llenado vesical durante la cistomanometría, para retirarlo posteriormente y dejar únicamente el de 5 Ch de fibra óptica para el test de presión-flujo⁶.

Debido a su pequeño calibre, al igual que los microtransductores estándar, se minimiza la influencia sobre el flujo, resistencia uretral y actividad del esfínter, además el tiempo de respuesta es de 10 milisegundos (mseg), en contraste con los 25 mseg de la técnica convencional. A diferencia de los microtransductores convencionales el sensor de fibra óptica es inmune a los artefactos producidos por las descargas electrostáticas y electromagnéticas, no es frágil, se puede utilizar hasta 50 veces⁶ y es bastante más económico. El inconveniente es que en el perfil ure-

tral obtiene unos registros de Pura menores comparados con los microtransductores.

Puede que el futuro de la urodinámica siga el camino de la fibra óptica como está pasando hace tiempo en el campo de las telecomunicaciones, gracias a la rapidez y fiabilidad en la transmisión de datos. Futuros desarrollos pueden incluir un catéter con un canal sensor dual más una vía separada para el llenado, reducir todavía más el calibre del catéter, disminuir el tamaño del monitor digital para el desarrollo de técnicas ambulatorias y su aplicación para el estudio del tracto urinario superior.

La nanotecnología, término que procede de la ciencia-ficción, es ya una realidad y se utiliza para el estudio del tracto digestivo (nanocámara que se ingiere y posteriormente se defeca, registrando y grabando durante el tiempo en el que viaja por el tracto digestivo). Es otra posible vía de estudio del TUI.

FLUJOMETRÍA

Es una de las exploraciones más utilizada por los urólogos para la evaluación de la disfunción del TUI, es barata, simple de utilizar, no invasiva y nos permite valorar de forma objetiva la micción. A pesar de su utilidad en la identificación de aquellos pacientes con alteraciones en el vaciado hay que tener en cuenta sus limitaciones, es inespecífica ya que no permite diferenciar entre una obstrucción y un detrusor hipoactivo, tampoco sirve para diferenciar entre diferentes tipos de incontinencia urinaria, ni para predecir los resultados del tratamiento quirúrgico.

El parámetro más estudiado desde el punto de vista clínico es el flujo máximo (Qmax), el flujo medio (Qmed) presenta una alta correlación con el Qmax y por tanto no aporta más información⁷³. El Qmax depende directamente del volumen vaciado (para ser representativo tiene que ser mayor de 100 cc), pero también del sexo, edad, además de tener su propio ritmo circadiano. Nos centraremos en estos aspectos menos conocidos y que pudieran etiquetarse de «novedosos».

SEXO FEMENINO

Las características flujométricas de la mujer están descritas brevemente en la literatura^{9, 14, 18, 26, 38}, al contrario que en los varones, hasta la fecha se dispone de información muy limitada acerca de los valores flujométricos normales.

Lo normal es que el Qmax varíe entre 20-36 ml/seg, la morfología suele ser acampanada, pero el tiempo de flujo es más corto que en varones^{38, 51}. Para un mismo volumen las mujeres tienen un Qmax mayor que los varones de la misma edad¹⁸ (Figura 2), en mujeres el Qmax aumenta 5,6 ml/seg. por cada 100 ml. vaciados siendo el aumento en varones de 2,5 ml/seg. por cada 100 ml vaciados. La gestación, el peso o la fase del ciclo menstrual parecen no tener influencia sobre el Qmax⁵¹, éste si disminuye en la incontinencia urinaria de esfuerzo (IUE), inestabilidad vesical, infecciones de orina y cistocele^{9, 8}, en las que también se aprecia un descenso del flujo medio (Qmed) y aumento del volumen residual¹⁴.

La mayoría de los flujómetros disponibles comercialmente están basados en transductores gravimétricos y de discos rotatorios, los dos sistemas son igualmente válidos, pero tienen un error de medición en cuanto al volumen orinado entre 1-8% y de Qmax entre 4-15%³⁷.

El tiempo de latencia desde que comienza la micción hasta que ésta se registra en el flujómetro es de 1-1,4 seg. en la mujer y 1,1-1,6 seg. en el varón³⁸.

NIÑOS

El primero que midió el flujo en niños fue Kaufman en 1957, desde entonces muchos autores han publicado los valores medios y desviacio-

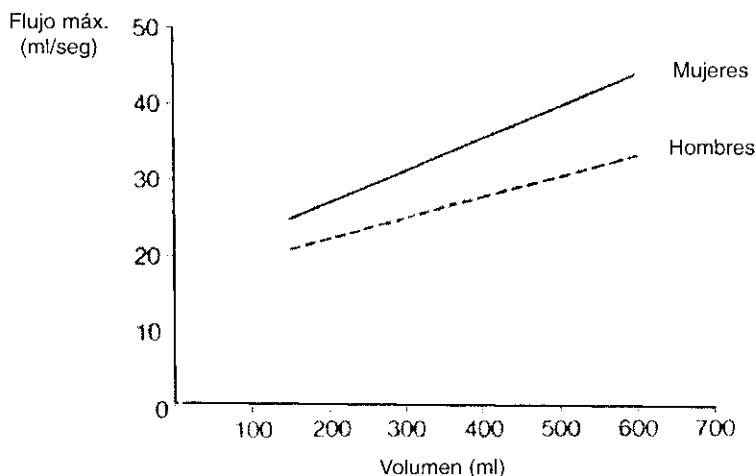


Figura 2. Comparación de Qmax para Volúmenes >150 mL entre varones y mujeres.

nes estándar del Qmax en niños⁸¹, los valores normales varían entre 8-29 mL/seg., incluso se ha publicado que en mas del 90% de los niños, la curva de flujo es similar al adulto³⁸.

En general para volúmenes > 100 mL. el Qmax es mayor en niñas, pero cuando es menor de 100 mL el Qmax es parecido en ambos sexos. La capacidad vesical depende del tamaño del niño y como los niños de igual edad difieren en altura y peso, la mejor forma de estimar el tamaño del niño es la superficie corporal, en esto se basan los nomogramas de Miskolc⁸¹, que proporcionan una forma de evaluar los flujos miccionales (en percentiles) de ambos sexos a estas edades según unos valores de área de superficie corporal (0,92-1,42 m²) (Figuras 3a y 3b). La media de flujo en niñas con superficie corporal > 1,42 m² era similar a los valores en adultos aunque ligeramente disminuidos, mientras que en niños los flujos fueron mayores a pequeños volúmenes y menores a grandes volúmenes que en adultos.

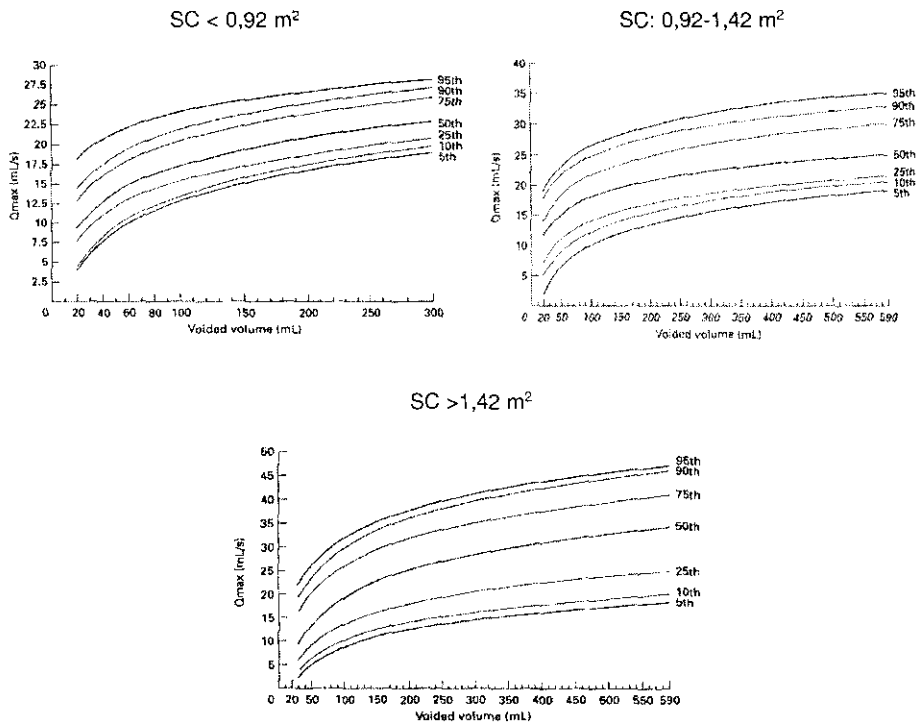


Figura 3a. Nomogramas de Miskolc en niños.

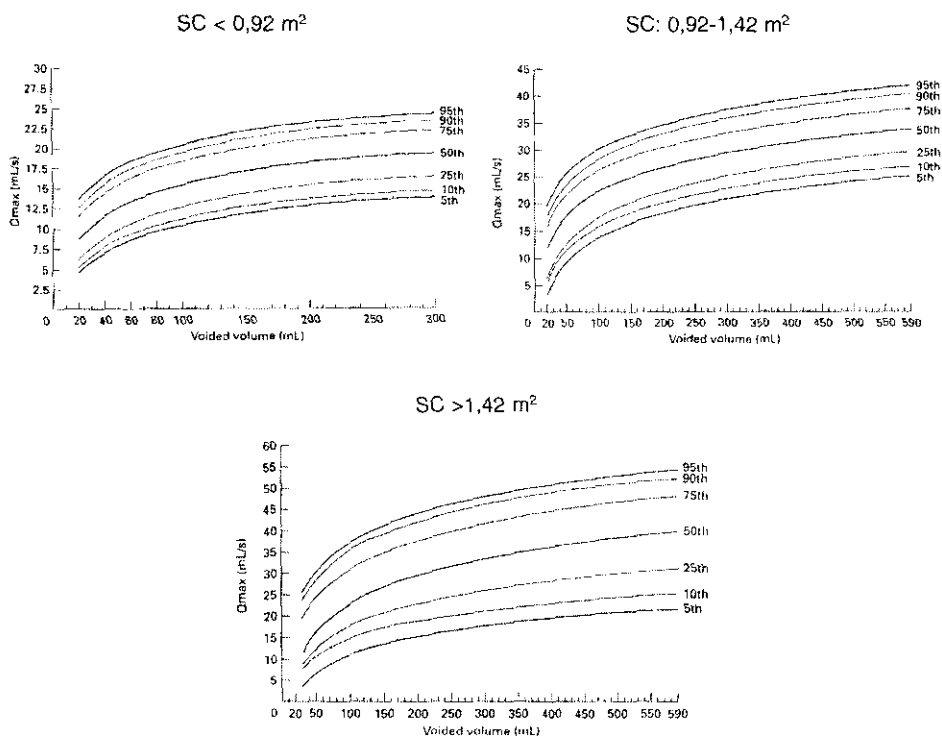


Figura 3a. Nomogramas de Miskolc en niñas.

ANCIANOS

En varones se observa un descenso en el Q_{\max} que varía entre 0,5-2 ml/seg por década en sujetos normales^{39, 53}, va disminuyendo progresivamente desde 18,5 ml/seg a los 50-55 años, hasta 10 ml/seg en hombres de 76-80 años y 6,5 ml/seg en mayores de 80 años³⁹. Sin embargo la disminución del Q_{\max} por década en mujeres es tan mínimo que no es necesario tenerlo en cuenta^{18, 33} (Figura 4). Hay que tener en cuenta el grado de reproducibilidad del Q_{\max} en ancianos que alcanza una media del 40%⁵¹.

Se han hecho múltiples nomogramas para evaluar los datos flujométricos, los más utilizados son los de Siroky (desviación típica del Q_{\max} y Q_{med} respecto a la media) (Figura 5) y los de Haylen (en porcentajes) (Figura 6), aunque lo ideal sería construir un nomograma tridimensional que tenga como variables el Q_{\max} , volumen orinado y la edad.

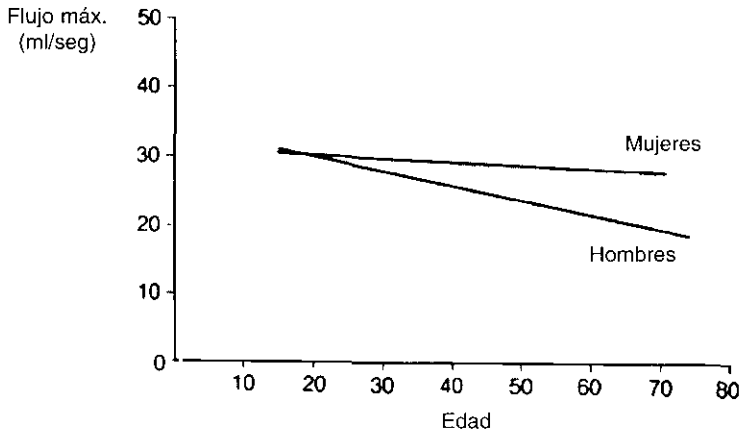


Figura 4. Qmax por décadas en varones y hembras normales.

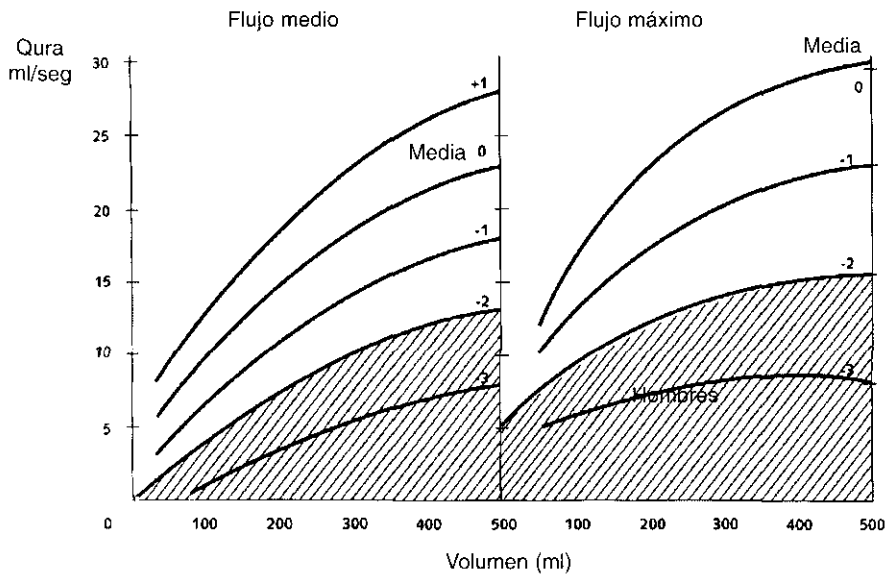


Figura 5. Nomograma de Siroky.

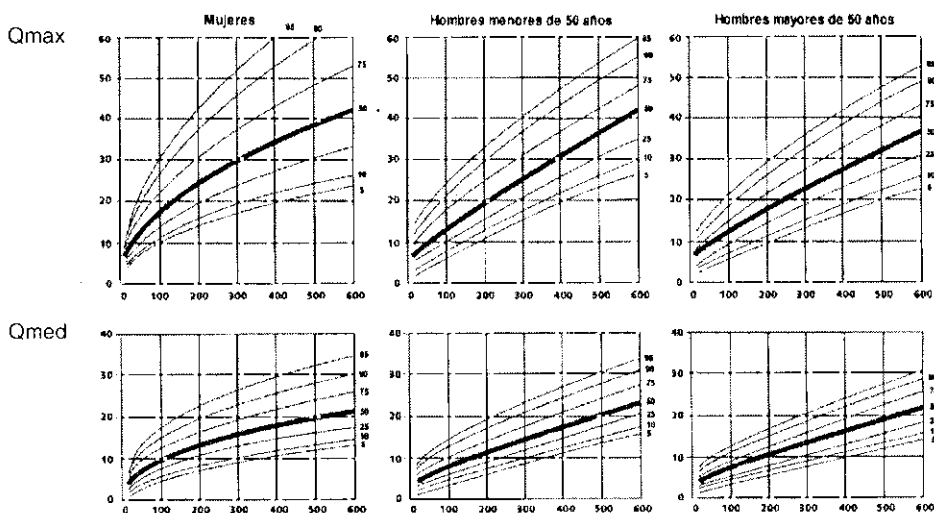


Figura 6. Nomogramas de Haylen. Qmax: flujo máximo; Qmed: Flujo medio.

RITMO CIRCADIANO Y CAMBIOS POSTURALES

Se ha demostrado que hay cambios circadianos en el Qmax, volumen miccional y tiempo de micción, así el Qmax es mayor durante la tarde que por la mañana a pesar de tener volúmenes menores³⁸, en contrapartida la capacidad vesical aumenta durante la noche (en pacientes con HBP esta disminuida)⁵⁹, al igual que el volumen vaciado, el tiempo de micción y el tiempo al Qmax⁷.

En personas de edad media hay un pico de diuresis entre las 12-21: 00, mientras que en ancianos hay 2 entre las 15-18: 00 horas y entre las 23-1: 00 horas, responsable en parte del aumento de la frecuencia miccional nocturna⁵⁹, aunque todavía no hay datos disponibles para definir cual es el límite entre lo fisiológico y lo patológico.

Asimismo los resultados de la flujometría varían según la postura adoptada, tumbados los pacientes tienen flujos máximos menores que de pie o sentados, aunque no se han visto diferencias en cuanto al volumen residual⁶⁸.

FLUJOMETRÍA AMBULATORIA

Se ha debatido muy a menudo acerca de la fiabilidad de las mediciones y los problemas asociados con la obtención de la flujometría bajo

unas circunstancias estandarizadas, los pacientes son incapaces de relajarse para orinar en el hospital, hay cambios circadianos en el Qmax y volumen orinado, hay variabilidad entre las mediciones tomadas consecutivamente, por lo que se recomienda que al menos se tomen 2-3 registros, cualquier decisión tomada a partir de un sólo registro es cuestionable^{7, 37}.

La flujometría ambulatoria permite registrar el flujo urinario de la manera más fisiológica posible, el manejo en casa es fácil tras una explicación detallada al paciente y los resultados obtenidos son tan fiables como los de la flujometría tradicional. Los resultados son almacenados en el flujómetro portátil y luego transferidos al ordenador para un ulterior análisis. No sólo permite evaluar las disfunciones del TUI sino que también nos permite estudiar con más profundidad el ritmo circadiano del flujo miccional.

Pero no todos disponen de esta tecnología, generalmente debido a problemas presupuestarios, recientemente se ha publicado en la literatura un método de registro bastante más barato, el «stream test cup»¹⁶, que se basa en un recipiente de plástico en forma de vaso, con un orificio en el fondo que permite un flujo máximo de salida de 12 ml/seg y con una línea roja que marca el nivel que alcanzarían 200 ml de líquido saliendo a un flujo de 12 ml/seg. El paciente orina sobre este recipiente sosteniéndolo de forma horizontal respecto al suelo y sobre el water, si el Qmax es menor de 12 ml/seg, la orina nunca alcanzará esta línea ya que sale más rápido de lo que entra, si el flujo es mayor de 12 ml/seg, entonces la alcanzará y rebasará. De esta forma se puede evaluar ambulatoriamente las disfunciones del TUI con un coste mínimo (6 copas cuestan unas mil pesetas), indicando cual de esos pacientes son subsidiarios de un estudio más exhaustivo. Evidentemente, aún se requiere una mayor experiencia con este método para comprobar la fiabilidad de sus resultados.

Muchos estudios se han centrado en los problemas sobre la validez y fiabilidad de esta prueba en cuanto a los artefactos, reproducibilidad y variación en la interpretación de sus resultados inter e intra-observadores. De Beek y asociados publicaron que sólo un 36% de los urólogos encuestados acertaron en el diagnóstico de la flujometría. Algunos autores dudan incluso de la fiabilidad diagnóstica de la prueba, afirmando que es uno de los procedimientos no sólo más utilizado sino probablemente también el más mal empleado en la práctica urológica diaria³⁶. Actualmente se están haciendo esfuerzos para mejorar el valor diagnóstico de la flujometría (creación de nuevos parámetros) y facilitar la interpretación de sus resultados (software, nomogramas).

CISTOMANOMETRÍA

Es el método que mide la relación presión/volumen de la vejiga, se encarga de estudiar la fase de llenado vesical. Se emplea para evaluar una serie de parámetros:

- Sensación vesical.
- Capacidad vesical.
- Actividad del detrusor.
- Acomodación.

El llenado vesical se efectúa a través de un catéter (uretral o suprapúbico) utilizando habitualmente líquido, antes se utilizaba gas (CO_2) pero era bastante irritante. Las características del fluido pueden afectar a los resultados de la prueba, soluciones ácidas y la temperatura fría provocan inestabilidad, soluciones alcalinas estabilizan vejigas previamente inestables¹⁷. Los ritmos de infusión continua que recomienda la ICS son: <10, 10-100 y >100 ml/min. El ritmo de diuresis en hombres es aproximadamente de 1 ml/kg/h, siendo el incremento máximo fisiológico de hasta 15ml/kg/h⁴⁵, así en una persona de 60 kg, el ritmo de diuresis sería de 60 ml/h ó 1 ml/min, de esta forma ritmos de infusión por encima de 15 ml/min estarían por encima de lo normal. Klevmark propone el método de la cistomanometría lenta controlada (ritmo de infusión < 20 ml/min) basándose en que el ritmo de infusión convencional es continuo y frecuentemente con un alto ritmo (habitualmente 50 ml/min), diferente del llenado natural que es lento, intermitente y con un ritmo variable durante la fase de almacenamiento. Otros autores recomiendan ritmos de infusión de 35 ml/min, ya que ritmos mayores pueden conducir a valores falsamente menores de capacidad vesical y acomodación y falsamente mayores de presión del detrusor (Pdet) y de punto de presión de fuga²⁵. El test urodinámico no es fisiológico (llenado vesical a rangos no fisiológicos, corta duración de la prueba, grado de inmovilidad durante la misma, cateterización uretral...) pero es la mejor prueba disponible para investigar la función del TUP⁹¹.

La ICS propone una lista no exclusiva de términos descriptivos para la sensación vesical como primera sensación, normal y fuerte deseo de orinar, dolor y urgencia². La sensación de repleción vesical es subjetiva por lo que hay que ser cautos acerca de su valor diagnóstico, un patrón de sensación normal es la percepción de tres sensaciones distintas (primera sensación, normal y fuerte deseo de orinar), probablemente el valor diagnóstico más importante es la ausencia de una o más sensaciones que indicarían una posible neuropatía⁹⁰.

De acuerdo con la ICS, la inestabilidad vesical no es una enfermedad sino condición objetivada en el estudio urodinámico. En un trabajo sobre voluntarios sanos, se observó inestabilidad vesical en un 18% durante la cistomanometría convencional que llegó a un 69% con el estudio ambulatorio^{28, 92}, Zinner afirma que es un término clínicamente inapropiado y propone el de contracciones fásicas del detrusor. Aquellas mujeres con inestabilidad vesical, tienen un menor porcentaje de éxito en la cirugía anti-incontinencia, sin embargo es un tema controvertido, ya que algunas se resuelven con la cirugía, por lo que debe ser considerado como un factor de riesgo y no como una contraindicación de la cirugía²⁸. La variabilidad natural de la inestabilidad vesical entre 10-25%²⁸, es muy similar a la que aparece de novo después de una cirugía, su relevancia clínica, por tanto, ha de ser siempre juzgada de forma individual, en relación con los síntomas y signos de cada paciente.

La capacidad vesical es mayor en hombres que en mujeres, ésta disminuye en la inestabilidad vesical al igual que la acomodación^{32, 91}.

La ICS todavía no ha definido cuales son los valores normales de la acomodación, hay una gran diversidad de criterios, unos opinan que el incremento de la acomodación debe ser menor de 6 cm H₂O, otros que al final del llenado no debe superar los 15-20 cm H₂O o que la relación volumen/presión no debe ser menor de 12,5 ml/cm H₂O¹⁷, pero estos son valores calculados a partir de un único punto en la curva de presión-volumen, tratando a la acomodación como si fuera una propiedad estática. Gilmour y asociados midieron la acomodación de forma dinámica, digitalizando todos los valores de la curva presión-volumen y propusieron los 10 ml/cm H₂O como valor mínimamente aceptable de la acomodación al 75% de la capacidad vesical, recomendando ritmos de infusión de 35 ml/min, ya que ritmos mayores pueden conducir a valores aparentemente menores de capacidad y acomodación y valores mayores de presión máxima del detrusor y punto de presión de fuga²⁵.

PUNTO DE PRESIÓN DE FUGA (PPF)

Es un término que proviene originariamente de los estudios videourodinámicos. *El PPF del detrusor (PPFdet)* es especialmente útil en aquellos pacientes con alteraciones neurológicas, siendo estudiado en un principio por Schäfer (1976) y Griffiths (1985), describiendo la relación entre la Pdet y la resistencia uretral de salida en el instante del flujo. La resistencia de salida incluye tanto al cuello vesical-uretra proximal como esfínter externo uretral, por lo que un aumento de la PPFdet nos refleja un

aumento de la resistencia de salida pero no a que nivel, este se puede determinar con la fluoroscopia combinada⁵⁷.

Es importante saber el PPFdet durante las contracciones no inhibidas del detrusor (Figura 7), ya que nos puede orientar sobre la existencia de otras patologías asociadas como una obstrucción del TUI, disinergia detrusor esfinteriana o micción no coordinada, a parte de que PPFdet elevadas así como Pdet que sobrepasan los 40 cm H₂O tienen un alto riesgo de deterioro del TUS ya que alteran la función vesical, ureteral y renal.

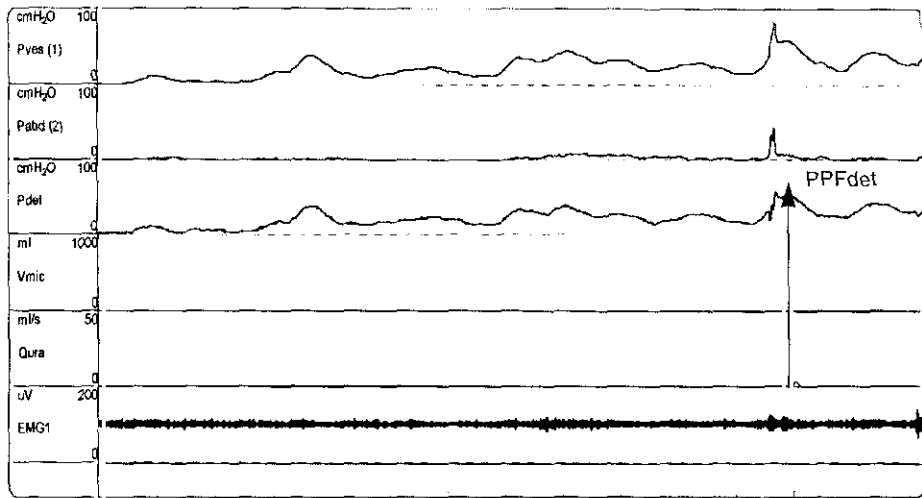


Figura 7. Punto de presión de fuga del detrusor (PPFdet): Se aprecia fuga de orina durante la contracción no inhibida del detrusor a una presión de 56 cm H₂O.

La ICS define la incontinencia urinaria de estrés como una fuga de orina en ausencia de una contracción del detrusor, «cuando la presión vesical supera a la presión uretral máxima». El PPF abdominal (PPFabd) está fundamentalmente orientado a detectar una disfunción intrínseca del esfínter uretral (DIEU). Para determinar el PPFabd debe monitorizarse la Pdet y verificar que es normal, cuando el llenado vesical llegue a 200 ml se insta al paciente a que se ponga de pie y realice la maniobra de Valsalva (Figura 8), si hay fuga debe repetirse una o dos veces más para obtener una media; si no hay fuga se le dice que tosa y si sigue sin fuga se repite la maniobra a los 300 ml. Un PPFabd menor o igual de 65 cm H₂O indica una posible disfunción intrínseca del esfínter (Incontinencia tipo III

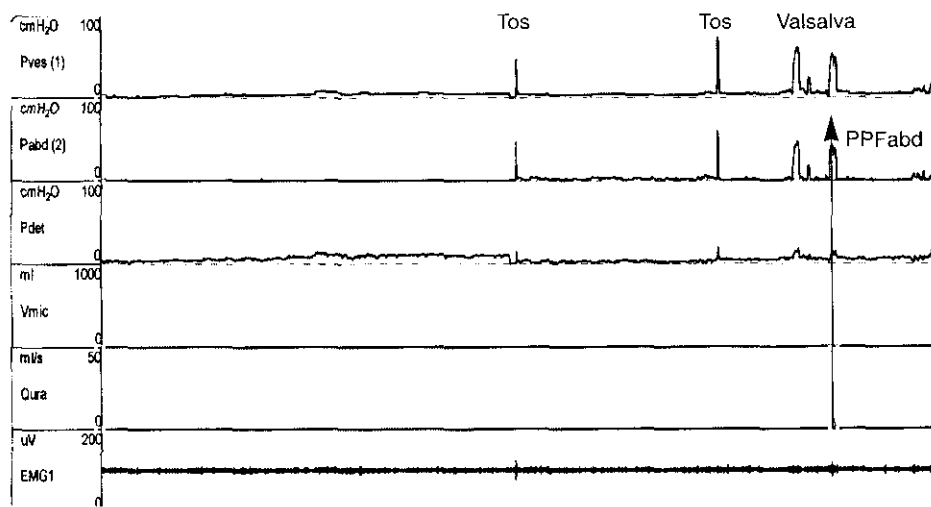


Figura 8. Punto de presión de fuga abdominal (PPFabd): fuga urinaria durante la maniobra de Valsalva a una presión de 55 cm H₂O.

de Blaivas) y cuando es mayor o igual de 100 cm H₂O puede estar asociada a una hipermovilidad uretral, en el medio quedan los pacientes con ambos defectos combinados⁵⁷.

Generalmente los aparatos incorporan un retraso en la grabación del flujo, de tal forma que registrar instantáneamente la presión precisa que genera un flujo medido no puede ser reproducido por los equipos disponibles. Song y asociados utilizan un catéter de 5 Ch de fibra óptica para medir la PPFabd llenando la vejiga con 250 ml de suero mezclado con índigo carmín mediante otro catéter de 14 Ch que posteriormente retiran. Colocan una gasa en el meato uretral y determinaban la PPFabd cuando se teñía la gasa con el índigo carmín. A pesar de la potencial utilidad del PPF todavía hay muy pocos datos acerca de la seguridad y reproducibilidad de su medición⁷⁸.

Se está estudiando la relación de el PPFabd con la presión uretral de cierre máxima y la el PPFdet con la presión de apertura del detrusor siendo los resultados poco concluyentes por el momento.

TEST DE PRESIÓN-FLUJO

Los estudios de presión-flujo han sido realizados durante décadas y aunque se halla establecido como parte fundamental del estudio urodiná-

mico, la técnica en sí ha variado muy poco, la interpretación de sus resultados, sin embargo, ha cambiado notablemente desde los trabajos iniciales de Von Garrets (1956)⁸. Se comenzó a medir la presión vesical (Pves) durante el vaciado ya en 1897 por Rehfisch pero siguiendo la dinámica de fluidos a través de un tubo rígido, es en la década de los 60 cuando se descubrió que el TUI se comportaba como un tubo distensible por lo que se desarrollaron nuevos principios fisiológicos²⁷.

Hay dos formas de realizar el estudio, una es utilizando el mismo catéter de la cistomanometría que no debe exceder los 8 Ch, aunque actualmente se dispone de catéteres de 6 Ch y otra manera es usando dos catéteres, uno para el llenado que posteriormente se retira dejando el otro catéter que mide la Pdet durante el vaciado que suele de 5-6 Ch, incluso se puede llegar a calibres de 3 Ch (catéteres epidurales, tecnología de fibra óptica), de esta forma se interfiere lo mas mínimamente posible en la fisiología de la micción. Los flujos medidos sin catéter (libres) son mayores que los registrados durante el test de presión-flujo, así como el volumen residual y debido al retraso en el registro del flujo, Griffiths recomienda que sea personalmente el explorador el que marque la Pdet al flujo máximo 0,5-1seg antes, para evitar artefactos. Ya con catéteres de 7 Ch en mujeres se artefactan los resultados del estudio (disminución del Qmax, morfología interrumpida y aumento del tiempo de micción)^{29, 31}. La técnica en sí puede afectar adversamente en los resultados de la prueba, por lo que el conocimiento clínico de estas limitaciones puede mejorar nuestra comprensión y capacidad para hacer un correcto diagnóstico en pacientes con síntomas del tracto urinario inferior (STUI)³¹.

Hay múltiples nomogramas que intentan distinguir específicamente la obstrucción de la no obstrucción en el varón a partir de los datos obtenidos en el estudio (Tabla n.º 3). Los más empleados son el de Abrams-Griffiths, que es el más antiguo y el de Schäfer (Figura 9), éste último es más específico ya que no sólo indica si hay obstrucción o no sino que también marca la severidad de la obstrucción, tipo (constrictiva o compresiva) y grado de contractilidad del detrusor. Recientemente la ICS ha propuesto un nomograma provisional (Figura 9) que es muy similar al de Abrams-Griffiths, sólo que ha reducido los márgenes de la zona equívoca entre la obstrucción y la no obstrucción, con el objetivo de que los investigadores utilicen el mismo método y así poder comparar los resultados, aunque todavía no se disponen de datos clínicos claros que permitan determinar cual de estos métodos puede ser considerado el de referencia⁸⁷.

Hasta la fecha no hay una definición urodinámica estándar de obstrucción del TUI (OTUI) o deterioro de la contractilidad en la mujer^{12, 30, 60, 70}. Los

TABLA N.º 3
Métodos de análisis del estudio presión-flujo

Método	Objetivo	Número de puntos P/F	Pendiente asumida de la URR	Número de parámetros
Nomograma Abrams/Griffiths	Diagnóstico	1	—	—
Nomograma Spangberg	Diagnóstico	1	—	—
URA	Resistencia	1	Curva	1
linPURR	Resistencia	1	Linear	1
Schäfer PURR	Resistencia	Muchos	Curva	2
CHES	Resistencia	Muchos	Curva	2
OBI	Resistencia	Muchos	Linear	1
Spanberg y col.	Resistencia	Muchos	Linear o curva	1
DAMPF	Resistencia	2	Linear	1
Número A/G	Resistencia	1	Linear	1

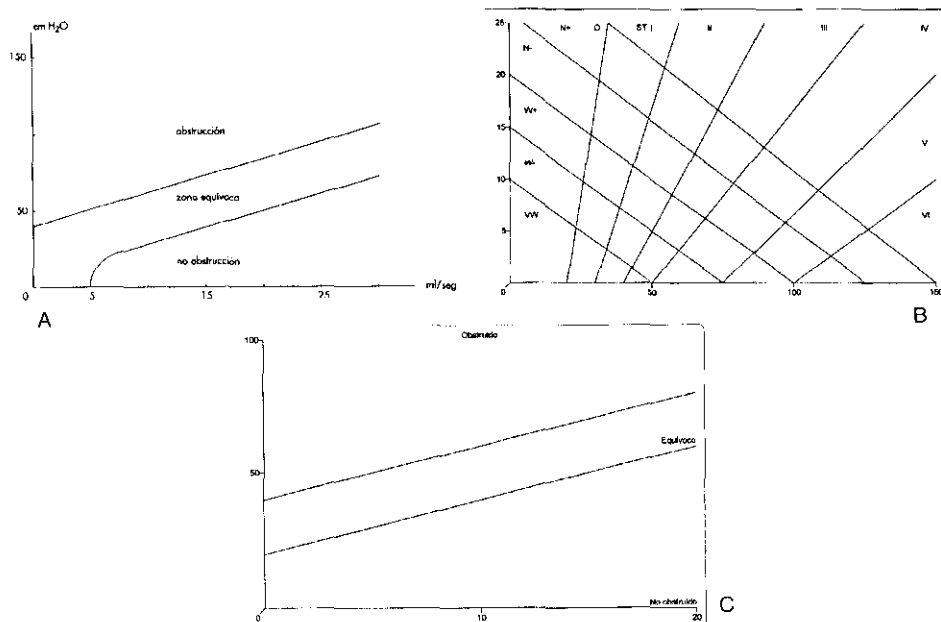


Figura 9. A) Nomograma de Abrams-Griffiths.
B) Nomograma de Schäfer.
C) Nomograma de la ICS.

nomogramas de Abrams-Griffiths y Schäfer, no pueden ser aplicados en la mujer, ya que ésta presenta una dinámica miccional diferente^{29, 31, 60}, muchas orinan con Pdet muy bajas o mediante relajación de los músculos del suelo pélvico o prensa abdominal sin generar Pdet significativas²⁹. La prevalencia de mujeres con obstrucción parece ser más frecuente de lo que se reconocía previamente (mayor que 2,7-8%) y probablemente ha sido subestimada^{29, 30, 60}. Los valores de corte propuestos para la obstrucción varían según los autores, el más reciente consiste en un Qmax en la flujometría libre, menor de 12 ml/seg con una Pdet mayor de 20 cm H₂O³⁰ y para el detrusor hipotónico un Fmax menor de 12 ml/seg con una Pdet menor de 15 cm H₂O⁷⁰. Unos afirman que el URA es el mejor parámetro para predecir la presencia de disfunción miccional en la mujer, proponiendo unos valores de corte según la edad⁸⁸ y otros se basan en criterios estrictamente videourodinámicos (obstrucción objetivada radiológicamente, en presencia de contracción del detrusor)⁶⁰. Pero es difícil diagnosticar la obstrucción en la mujer utilizando sólo estos valores de presión-flujo, ya que existe una enorme variabilidad en el rango de valores, hacen falta realizar nomogramas específicos^{12, 60}, por lo que es necesario recopilar el mayor número de datos.

En mujeres se dan mayores porcentajes de obstrucción del TUI con cistoceles grados III-IV (70%) que en grados I-II (3%), la etiología no está bien esclarecida pero parece ser de origen mecánico ya que se resuelve con la reducción del prolapso vaginal. Se ha demostrado entre un 35-59% de IUE ocultas en los cistoceles severos después de reducir el cistocele (no hay diferencias con los diferentes métodos utilizados, paquetes de compresas, pesarios en anillo, espéculo de Graves...), por lo que la decisión de realizar una reducción quirúrgica del prolapso asociada a una técnica de anti-incontinencia debería estar basada en los hallazgos urodinámicos con y sin reducción del cistocele⁷⁰.

Cerca de un 20-30% de los pacientes sometidos a una resección transuretral de próstata no tenían obstrucción urodinámica del TUI⁶⁰, esto es especialmente relevante en pacientes mayores (>75 años) que tienen un mayor riesgo de morbimortalidad y complicaciones postoperatorias. Se ha demostrado en un estudio que un 60% de varones mayores de 80 años con Qmax entre 10-15 ml/seg no tenían obstrucción del TUI, por lo que se recomienda el diagnóstico urodinámico de OTUI antes de la cirugía en aquellos pacientes ancianos⁵³.

PERFIL DE PRESIÓN URETRAL

Es una exploración controvertida con defensores y detractores, no sólo en cuanto a la utilidad clínica de la exploración en sí, si no también

en cuanto al método de realización y grado de reproducibilidad, sin embargo ha sido una de las exploraciones que más innovaciones tecnológicas ha brindado a la urodinámica. Tiene un importante papel en la determinación del grado de competencia esfinteriana, especialmente en mujeres con IUE y varones sometidos a prostatectomía radical, así como la posible afectación del esfínter en patologías de origen neurológico.

Hay múltiples formas de realizarla:

- Perfil de presión uretral estático.
- Perfil de presión uretral dinámico.
- Perfil de presión uretral miccional.
- Conductancia eléctrica uretral.

En los primeros se puede utilizar la perfusión de fluidos a través de un catéter de 3 vías de 8Ch según la técnica de Brown-Wickham siguiendo el principio hidrodinámico de un tubo rígido, pero actualmente el sistema más ampliamente utilizado se basa en el uso de microtransductores, según la técnica descrita por Asmussen y Ulmsten, ya que se ha demostrado una mayor consistencia, rapidez y exactitud en los resultados, aconsejándose realizar al menos dos determinaciones consecutivas.

En el **perfil de presión uretral estático**, la presión uretral máxima de cierre (PUMC) normal varía entre los 30-40 cm H₂O^{50, 73}, todavía no ha sido posible definir cual es el límite inferior de la PUMC que predispone a padecer una IUE. PUMC menores o iguales a 20 cm H₂O están asociadas a altos rangos de fracaso (18-54%) después de un procedimiento estándar anti-incontinencia (suspensión retropúbica o transvaginal)^{35, 50}, así la identificación de la disfunción intrínseca del esfínter uretral preoperatoria es fundamental para la elección del procedimiento a realizar. Las dificultades se basan en que no se ha establecido un criterio para definir claramente la disfunción intrínseca del esfínter así como tampoco hay un consenso en su manejo clínico⁸⁰. Con catéteres de fibra óptica se registran durante el perfil valores de PUMC menores que con los microtransductores, se debe de tener en cuenta para evitar un sobrediagnóstico de baja presión uretral²².

Se ha utilizado el PPFabd para la posible identificación de la disfunción esfinteriana, McGuire diagnostica la IUE tipo III de Blaivas con PPFabd menores de 60 cm H₂O (vejiga llena y paciente de pie), otros abogan por valores menores de 100 cm H₂O mediante el test de estrés en decúbito ya que afirman que tiene mayor sensibilidad y especificidad³⁵.

El **perfil de presión uretral dinámico** se usa casi exclusivamente en la mujer siendo su principal indicación la IUE⁵⁰. Mide la transmisión del incremento de presión abdominal a la uretra, en condiciones normales la PUMC dinámica es positiva, en los pacientes incontinentes es negativa o no varía^{63, 73}.

La inestabilidad uretral se ha definido vagamente como una caída involuntaria de la presión uretral que causa fuga de orina, siendo causa única de IUE en el 2% de los casos⁴³. Urodinámicamente se ha definido de varias formas, como una caída de presión uretral de 15-25 cm H₂O o como una disminución de un tercio de la PUMC. Se registra en el punto de máxima presión uretral durante 2-3 minutos seguido después de maniobras de provocación.

El **perfil de presión uretral miccional** fue introducido antes que los estudios de P/F estandarizados⁷⁹, y se utiliza principalmente en el diagnóstico de la obstrucción del TUI. Se realiza según técnica de Brown-Wickham, utilizando un catéter de tres vías de 30 cm de longitud con unos sensores de presión colocados uno en la punta y el otro a 10 cm de distancia, además tiene unos marcadores radiopacos que permiten identificar donde se mide la presión vesical y uretral mediante fluoroscopia. El catéter se retira de forma manual a una velocidad de 5 mm/seg, de esta forma se evita que sea expulsado durante la micción.

En sujetos normales, las presiones registradas en vejiga y uretra supramembranosa son isobáricas, con un gradiente de presión fisiológico de menos de 5 cm H₂O, se considera que hay una obstrucción cuando el gradiente es mayor de 11 cm H₂O²⁰. También puede detectar obstrucción en uretra anterior cuando las presiones registradas son superiores a los 25-30 cm H₂O, que es la presión uretral distal estática miccional normal. A diferencia de los estudios de P/F, no requiere medir el flujo ni necesita de análisis computerizados, pudiendo localizar la obstrucción desde el cuello hasta el meato²⁰, y en mujeres diferenciar la obstrucción del cuello vesical del producido por un cistocele. Esta técnica requiere el uso de fluoroscopia combinada (que no está al alcance de todos) y cierta experiencia para la interpretación diagnóstica⁷⁹, no está ampliamente desarrollada y necesita la solución de algunos problemas técnicos y clínicos para una mayor difusión¹¹.

La técnica para medir la **Conductancia eléctrica uretral** en su perfil estático y dinámico es similar a la de Brown-Wickham, salvo que se registra simultáneamente la presión abdominal. Se utiliza un catéter de 7 Ch al que se le han colocado dos electrodos separados 1 mm entre si, a los que se les aplica una corriente (voltaje 20 mV y frecuencia de 50 Khz), midiendo la amplitud de la corriente entre los electrodos. La

conductancia va siendo progresivamente menor desde la vejiga hasta que entra en el cuello vesical (en vejiga mide 120 microamperios), permanece constante a lo largo de la uretra y cae bruscamente cuando los electrodos salen del meato y entran en contacto con el aire (Figura 10). Se objetiva la IUE cuando se observan variaciones positivas de la conductancia simultáneas con la tos (fuga de orina)⁶⁵. También se ha utilizado para estudiar la inestabilidad uretral y para asegurar el cierre uretral durante la cirugía reparadora. Es un técnica fácilmente reproducible aunque su valor clínico todavía no ha sido bien establecido.

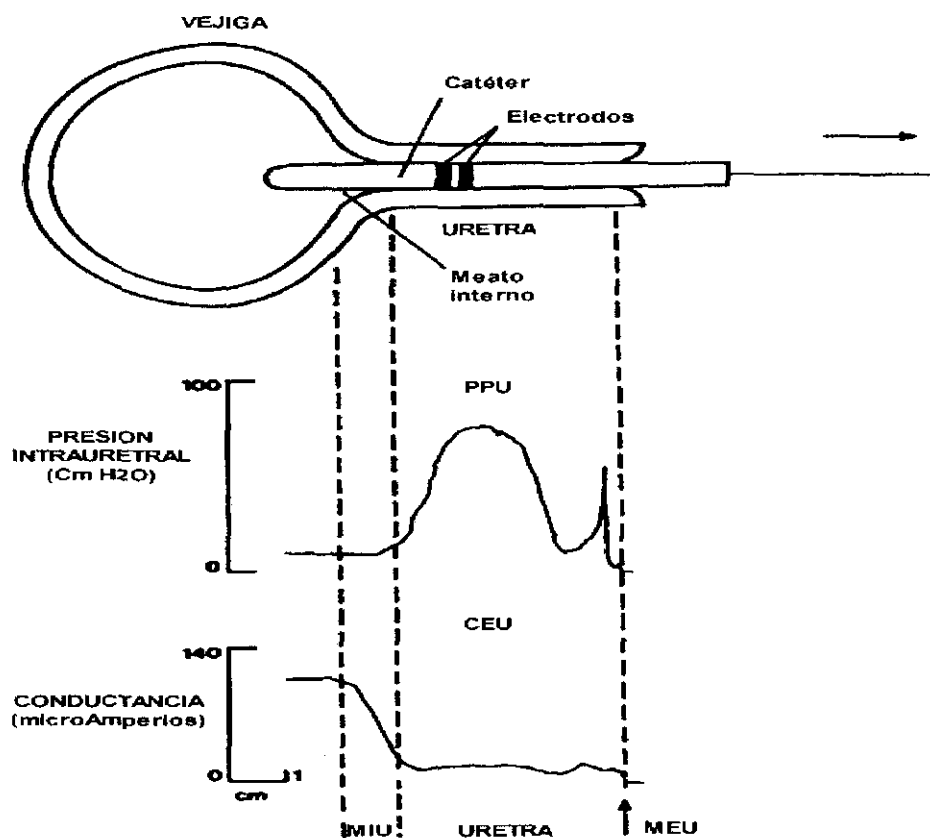


Figura 10. Perfil de conductancia eléctrica uretral. PPU: perfil de presión uretral, CEU: conductancia eléctrica uretral, MIU: meato interno uretral, MEU: meato externo uretral. Se observa como la conductancia en vejiga baja a nivel del MIU, se mantiene constantemente baja a nivel de la uretra para caer a cero cuando los electrodos salen fuera del MEU.

EXPLORACIONES NEUROFISIOLÓGICAS

ELECTROMIOGRAFÍA

Existen varios tipos de electrodos para medir los potenciales bioeléctricos producidos por la despolarización del músculo, básicamente se distinguen dos tipos.

- Electrodos de superficie que miden la actividad de un conjunto de unidades motoras y pueden ser anales, vaginales, montados en catéteres uretrales y cutáneos (los más utilizados).
- Electrodos profundos o de aguja que registran selectivamente la actividad eléctrica de una unidad motora y son wire, monopolares, bipolares/concéntricos. Para obtener un registro satisfactorio, la superficie de la punta debe tener una área menor de 1 mm².

Entre los dispositivos de registro se encuentran, el registro gráfico, oscilógrafo de señal luminosa (más sensible) y acústico⁷², pero gracias a los avances tecnológicos se puede registrar de forma digital, lo que nos permite no sólo la medición de la EMG y otros signos, sino que los datos se pueden almacenar y analizar más tarde.

De todos los componentes del estudio urodinámico, la EMG es la exploración diagnóstica que es más sensible a la técnica del explorador y debe ser el médico quien la realice para llegar a un diagnóstico, especialmente en los electrodos de aguja.

La colocación de los electrodos de registro dependerá del tipo de electrodo, se ha descrito una técnica para registrar la actividad del esfínter periu-retral en la mujer, se coloca al paciente en decúbito lateral y se visualiza la pared anterior vaginal con un espejulo, donde se posiciona el electrodo de aguja a través de dicha pared, lateral a la uretra⁵². Siroky no necesita electrodos de aguja con longitud mayor de 25 mm ya que en varones emplea el músculo bulbocavernoso y en mujeres el esfínter anal superficial (a las 12 horas).

Con la EMG se recogen dos tipos de información:

- La coordinación o falta de ella del esfínter con la contracción del detrusor.
- La integridad de la inervación, especialmente relevante en aquellas mujeres en las que se observa una disfunción intrínseca del esfínter (denervación, reinervación).

Para ello se realizan la EMG perineal asociada a la cistomanometría y estudio de P/F (electrodos de superficie) y la EMG del músculo estriado

(electrodos de aguja), esta última, debe realizarse como mínimo seis meses después de la lesión neurológica, en caso de neuropatía del esfínter si la lesión es completa aparecerán ondas de fibrilación y ondas positivas, si es incompleta, habrá una reinervación por parte de las neuronas supervivientes por lo que se observarán potenciales polifásicos (mayor de un 15%) y durante la contracción muscular, el patrón interferencial será marcadamente menor. La presencia de neuropatía es frecuentemente observada en aquellas mujeres con partos por vía vaginal (80% después del primer parto)⁷⁶, sobre todo cuando ha habido un mayor trabajo de parto.

Desafortunadamente, las técnicas neurofisiológicas de la actualidad no son capaces de distinguir una miopatía primaria del detrusor de una alteración de su inervación autonómica. La EMG de la vejiga es muy difícil, porque los potenciales de acción del músculo liso tienen unas amplitudes más bajas y es una exploración muy sensible a las interferencias endógenas y exógenas, a los artefactos mecánicos y eléctricos procedentes de la respiración y actividad cardiaca. Scheepe y cols. han registrado la actividad eléctrica de la vejiga en perros durante la estimulación de raíces sacras anteriores (S3) junto con una cistomanometría, utilizando un sistema de análisis de espectro potenciado en 3D y otro sistema para eliminar los artefactos. Dentro de las diferentes bandas de frecuencia en la EMG del detrusor, la más relevante parece estar situada por encima de los 3 Hertzios, ya que había una alta correlación entre el aumento de la Pdet tras la estimulación de raíces sacras y la EMG vesical⁷⁵. Los potenciales de acción son principalmente bifásicos, de una duración de 100-250 ms y una amplitud entre 100-500 V (los potenciales de unidad motora normales son bi o trifásicos, con una duración mayor de 10 ms y una amplitud mayor de 3000 V). Aunque todavía no se han definido cuales son los parámetros electromiográficos normales, si se pueden distinguir diferentes patrones para determinar los distintos estados funcionales y electrofisiológicos de las células musculares lisas⁴⁰. Esta nueva técnica tiene el potencial de poder ayudarnos en el diagnóstico de varias disfunciones vesicales y en la evaluación del efecto de nuevos fármacos sobre la musculatura vesical.

También se usa la EMG de cuerpos cavernosos (SPACE), principalmente para el estudio de la disfunción eréctil, valorando la posible lesión neurológica del nervio cavernoso⁷⁴.

POTENCIALES EVOCADOS

Estudian la integridad de determinadas vías neurológicas, para ello se observa el tiempo transcurrido (tiempo de latencia) desde que se

estimula un reflejo específico hasta que se produce la respuesta motora o sensitiva⁷². Sólo nos referiremos a ellos de la forma más somera posible.

Los potenciales evocados motores estudian el arco reflejo sacro (S2-S4) que tiene su vía aferente en el nervio pudendo en caso de estimulación del glande y probablemente una vía autonómica en caso de estimulación del cuello vesical⁷³. Cuando el estímulo llega a la medula espinal se produce un reflejo multisegmentario que genera una respuesta motora del músculo bulbocavernoso a través del nervio pudendo. Para su registro, se coloca un electrodo con los dos polos superiores en la cara dorsal del pene o en el clítoris para estimular el arco reflejo y se registran los potenciales evocados mediante un electrodo de aguja colocado en el músculo bulbocavernoso. Se mide el tiempo de latencia transcurrido desde la estimulación hasta que aparecen los potenciales, debido a los artefactos, se recomienda realizar unas 20-30 estimulaciones y recoger el tiempo más corto. En caso de estimulación del glande, el tiempo de latencia es inferior a 40 ms y entre 50-70 ms cuando se estimula el cuello vesical, ambos potenciales son simétricos y con una amplitud de 50-200 μV ⁷².

Para medir **los potenciales evocados somatosensoriales** del nervio pudendo, se estimula un determinado nervio periférico sensitivo (nervio dorsal del pene) y se recogen los potenciales que se generan a nivel medular o cerebral mediante electrodos de superficie. Se realiza un promedio de 1000 estimulaciones, la respuesta cortical tiene forma de M o W, con 3 deflexiones negativas (N1, N2, N3) y dos positivas (P1, P2). Las más importantes son el periodo de latencia P1 y N2. Se considera que el periodo de latencia cortical normal para P1 es de $42,1 \pm 2,1$ ms y de $51,4 \pm 3,9$ ms para N2, el periodo de latencia espinal normal varía entre 12-17 ms^{72, 73}.

El potencial evocado simpático genital se utiliza para valorar la actividad simpática D10-L2, estudiando los potenciales evocados cutáneos en la región genital. Los electrodos de registro (superficiales) se colocan en el pene (distal: activo; proximal: referencia), y los de estimulación en mano o pie (maleolo interno); el electrodo de derivación a tierra se coloca a nivel del tercio superior del miembro inferior⁷³. Se realizan un promedio de 20 estimulaciones de carácter interrumpido (para evitar la habituación). El periodo de latencia normal es de 1,2-1,6 seg. La abolición de la respuesta cutánea a la estimulación eléctrica podría señalar una lesión de las vías simpáticas⁷³.

Se está estudiando en modelos animales las vías sensoriales de la vejiga, registrando los potenciales evocados corticales que se generan

tras la estimulación de la vejiga (distensión), mediante electrodos colocados en el mastoide derecho, izquierdo o lóbulo frontal (respuestas de 2-5 seg. después del estímulo). Esto abre nuevas perspectivas para el estudio de las diferentes disfunciones vesicales neurogénicas, que podría conducir al desarrollo de técnicas de biofeedback para la intensificación o restauración de una sensibilidad vesical deteriorada⁴⁰.

ESTUDIOS COMBINADOS

VIDEOURODINÁMICA

Es probablemente el mejor método para el estudio de la función del TUI, ya que permite la realización de un estudio urodinámico junto con la visualización del TUI durante el llenado y el vaciado. Lamentablemente no todos los centros disponen de esta tecnología. Como medio de infusión se usa contraste yodado a temperatura ambiental. Generalmente se utilizan dos catéteres, uno para el llenado (5-14 Ch), que se retira posteriormente dejando un catéter del mínimo calibre para el test de P/F, realizándose la cistouretrografía con un arco en C (Figura 11). La posición del cuello vesical se mide desde el margen superior de la sínfisis del pubis.

En la **fase de llenado**, se valora la morfología vesical, presencia de reflujo vesicoureteral, posición de la base vesical y uretra proximal en reposo y Valsalva, así como la competencia del cuello vesical⁷³. La observación del movimiento del cuello vesical y competencia esfinteriana durante la tos y las maniobras de Valsalva nos permite estudiar la IUE en la mujer, bien utilizando la clasificación de Blaivas o bien considerando como hipermotilidad uretral, un descenso mayor de 2 cm durante el Valsalva (a un volumen vesical mínimo de 150 ml)⁴⁸. La existencia de un cuello vesical abierto en reposo, en ausencia de inestabilidad vesical, nos objetiva una disfunción intrínseca del esfínter uretral (DIEU) o IUE tipo III de Blaivas, mejor que cualquier otra exploración.

Se puede determinar el PPFdet y PPFabd, observando la fuga de contraste, incluso algunos autores se valen de esta técnica para definir la DIEU como un PPFabd menor de 60 cm de H₂O en conjunción con un cuello vesical abierto en reposo⁴⁸.

Durante la **fase de vaciado**, se observa si hay reflujo, divertículos vesicales o uretrales, morfología de la pared vesical, la apertura coordinada del cuello vesical y nos ayuda a diagnosticar y localizar cualquier tipo de obstrucción, ya sea funcional o anatómica, única o múltiple. No

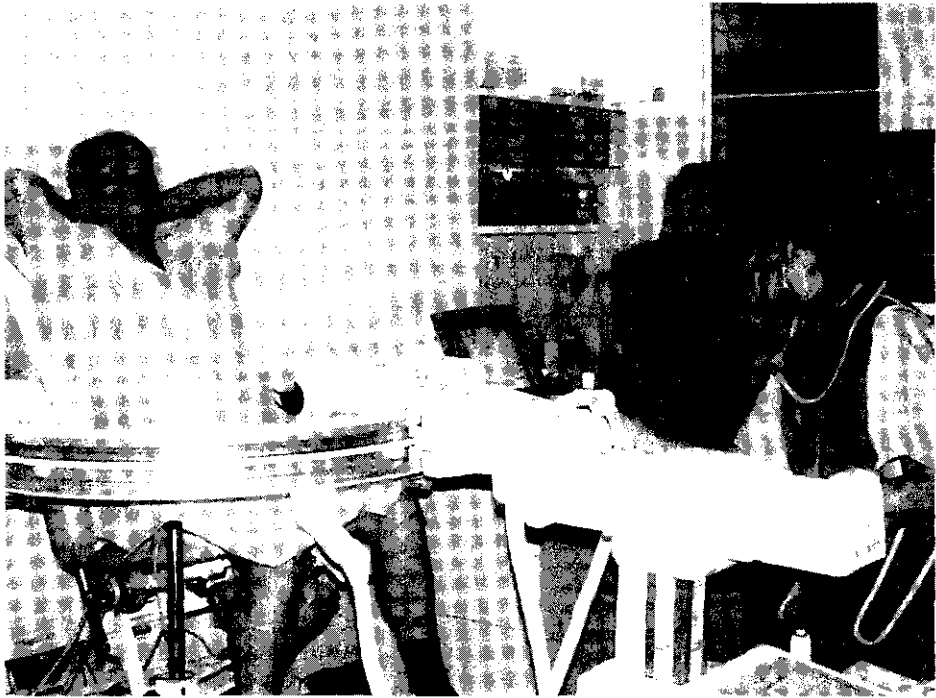


Figura 11. Equipo de videocuordinámica (Hospital Dr. Negrín. Cortesía del Dr. Rapariz).

hay un criterio universalmente aceptado para el diagnóstico de OTUI en la mujer, la videocuordinámica nos brinda un simple y práctico método que sirve no sólo para el diagnóstico de OTUI, sino que además nos objetiva su etiología, como la falta de relajación del esfínter durante el vaciado (disinergia, pseudodisinergia, micción no coordinada, síndrome de Hinman), prolapso pélvico, obstrucción primaria del cuello vesical, secundaria a cirugía anti-incontinencia (entre 2,5-24%), estenosis uretral (sobre todo a nivel distal en ancianas), divertículos uretrales, etc.

Nitti y cols, siguen sólo criterios videocuordinámicos para definir la OTUI en la mujer, es decir, evidencia radiológica de obstrucción en presencia de contracción del detrusor de cierta magnitud, no proponen valores de corte porque el rango de valores es muy extenso y en ocasiones las definiciones urodinámicas de OTUI, pueden fallar en aquellos que están obstruidos y sin embargo tienen parámetros de P/F normales⁶⁰.

La obstrucción también puede ser determinada en el perfil de presión uretral miccional, pero es una técnica empleada principalmente en hom-

bres, ya que en la mujer es más difícil de medir debido a la cortedad de la uretra, además queda por determinar el gradiente de presión en la mujer que nos oriente hacia una OTUI.

Esta exploración no carece de algunas desventajas, es invasiva, expone al paciente a radiación, tiene un cierto grado de subjetividad en la interpretación de las imágenes, hay una falta de estandarización para la obstrucción radiológica²⁰ y la significación clínica de hallazgos radiológicos anormales aún permanece confusa²⁹.

No todos los pacientes con IEU u OTUI precisan de un estudio videourodinámico, hacen falta más investigaciones, para determinar las modalidades diagnósticas óptimas en el estudio de las disfunciones vesicales.

ECOUREDINAMICA

Es una de las exploraciones que más potencial tiene dentro del campo de la urodinámica y a partir de la cual se han desarrollado numerosas vías de investigación, gracias a que es una prueba no invasiva, económica y que no requiere una gran curva de aprendizaje. Tradicionalmente se ha utilizado para medir el volumen residual posmiccional como una alternativa a la medición por cateterismo, teniendo en cuenta su menor fiabilidad. Recientemente se han desarrollado sistemas ecográficos portátiles para medir el residuo y que constan de un transductor abdominal unido a un dispositivo con una pantalla digital para visualización de imágenes y que dispone de un software que calcula automáticamente el volumen vesical, pero los residuos medidos fueron menores que los obtenidos por cateterismo (un 60,6% de seguridad de detectar residuos menores de 50 ml y sólo un 27% de seguridad para volúmenes entre 50-150 ml)⁴.

Se suele considerar significativo un residuo posmiccional mayor de 50 ml o mayor del 10-20% del volumen miccional, pero no es una prueba muy fiable de OTUI, porque su ausencia no descarta la obstrucción y puede estar hasta en un 50% de pacientes con síntomas urinarios pero sin OTUI⁷³.

En la mujer se utilizó la ecografía transvaginal para estudiar la inestabilidad vesical en un intento de reducir el número de cistomanometrías. Medían el grosor de la pared vesical cuando estaba vacía (menos de 50 ml) en tres puntos diferentes y calculaban la media. Aquellas mujeres sintomáticas, sin signos de OTUI, con un grosor mayor de 5mm, tenían inestabilidad vesical con una sensibilidad del 84% y especificidad del 89% (carecían de inestabilidad cuando presentaban un grosor menor de 3,5 mm)⁴⁴.

Se han realizado múltiples intentos para correlacionar los parámetros clínicos y ecográficos con la obstrucción infravesical, con el fin de sustituir al test de P/F por ser una prueba invasiva. Entre los parámetros prostáticos para predecir un posible OTUI, los más significativos son el índice de la zona transicional (volumen ZT/volumen total) y el área proporcional de un círculo teórico de la próstata (APCT). Se puede predecir una OTUI, cuando el índice de la ZT es mayor de 0,43⁴² o el APCT es mayor de 0,8⁴⁷, Kojima afirma que este último parámetro es más determinante basándose en que el cambio más importante en el desarrollo de la OTUI por la hiperplasia benigna de próstata (HBP), es el cambio de forma, no de volumen. Entre los parámetros vesicales investigados para valorar una OTUI, figuran el grosor de la pared vesical (generalmente calculado como la media de tres mediciones diferentes) proponiendo como sospecha de obstrucción, una hipertrofia mayor de 5 mm⁵⁴, el problema está en que el grosor de la pared depende del volumen vesical, por lo que este valor no es muy fiable, debería medirse en las diversas fases del llenado. Kojima y cols. proponen como parámetro más específico el peso vesical, calculado a base de medir el grosor de la pared y el volumen vesical⁴⁶ (Figura 12). Estimaron como valor de corte los 35 gr. por encima del cual, un 88% tenían OTUI, pero la hipertrofia del detrusor también puede deberse a factores neurogénicos (hiperreflexia, acomodación disminuida, disinergia...) y a inesta-

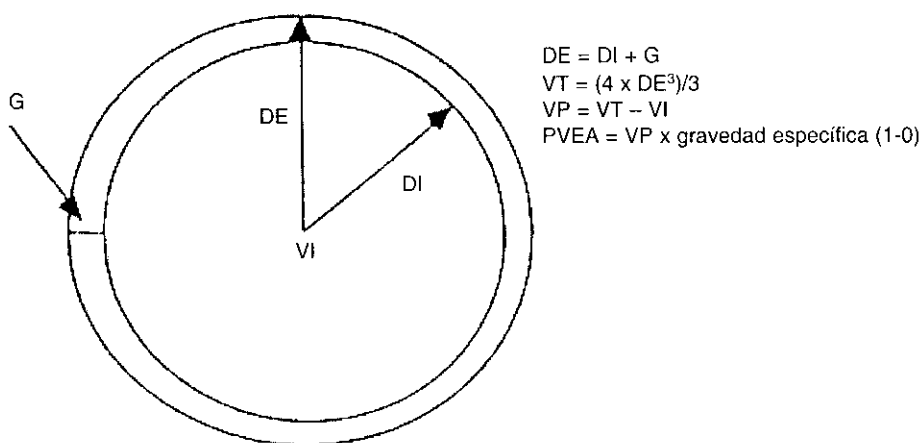


Figura 12. Cálculo de peso vesical mediante ecografía abdominal (PVEA). G: grosor de la pared vesical, VI: volumen intravesical, DI: diámetro interno, DE: diámetro externo, VT: volumen vesical total, VP: volumen de la pared vesical.

bilidad vesical, siendo muy difícil distinguir la causa de la hipertrofia sólo con los ultrasonidos.

La vídeo cisto-uretrosonografía miccional fue desarrollada a principios de la década de los ochenta para el estudio del cuello vesical y uretra posterior²⁴, evitando el riesgo de irradiación que existe con la fluoroscopia. Ha demostrado ser una técnica con una alta sensibilidad y especificidad en la evaluación de las disfunciones en el vaciado, visualizando la apertura secuencial del cuello, uretra prostática y esfínter estriado durante la fase miccional. También se pueden evaluar mediante cistomanometría combinada con EMG del esfínter, pero es más difícil de realizar y precisa de una habitación aislada eléctricamente, mientras que la ecografía puede realizarse en cualquier lugar. Las desventajas radican en que la presencia de un transductor transrectal puede interferir en los reflejos sacros de la micción, afectar psicológicamente al paciente y comprimir a la uretra⁸³.

Ozawa y cols. diseñaron un sistema de Doppler color transperineal combinado con flujometría, para medir la velocidad del flujo en la uretra prostática, desarrollando un brazo robotizado que sostenía el transductor contra el periné, basándose en que la orina, a pesar de no tener suficientes células, si tiene microburbujas de gas y micropartículas ecodensas que permiten una adecuada visualización y medición con Doppler. Eligieron la vía transperineal porque por vía abdominal no se visualiza bien la uretra prostática y por vía transrectal provoca durante la micción una compresión directa sobre uretra prostática que es inevitable⁶². Calcularon el área funcional de corte de la uretra prostática (Qmax de flujometría/velocidad máxima de flujo con Doppler) y vieron que fue significativamente inferior en el grupo de pacientes obstruidos, así moderadas velocidades de flujo junto con Qmax elevado era sugerente de no OTUI, y elevadas velocidades con Qmax disminuidos indicaban OTUI.

Ha pesar de los muchos esfuerzos realizados, todavía está por desarrollar un método no invasivo que sea lo suficientemente sensible para evaluar la contractilidad del detrusor y la resistencia al flujo de salida.

La ecografía se ha utilizado en el estudio de la IUE en la mujer, en todas sus vías de exploración (transvaginal, transrectal, perineal, abdominal e intraluminal). Por vía transrectal se puede visualizar el movimiento del cuello vesical-uretra proximal durante el reposo y el Valsalva, tomando como referencia el pubis y un catéter de cistomanometría con un balón de 2 cm³, que nos ayuda a localizar el cuello. Al final de la cistomanometría se miden el eje uretral, ángulo véscico-uretral posterior, ángulo pubocervical y ángulo rotacional (Figura 13), en reposo y durante el Valsalva registrándose simultáneamente la presión abdominal (Figu-

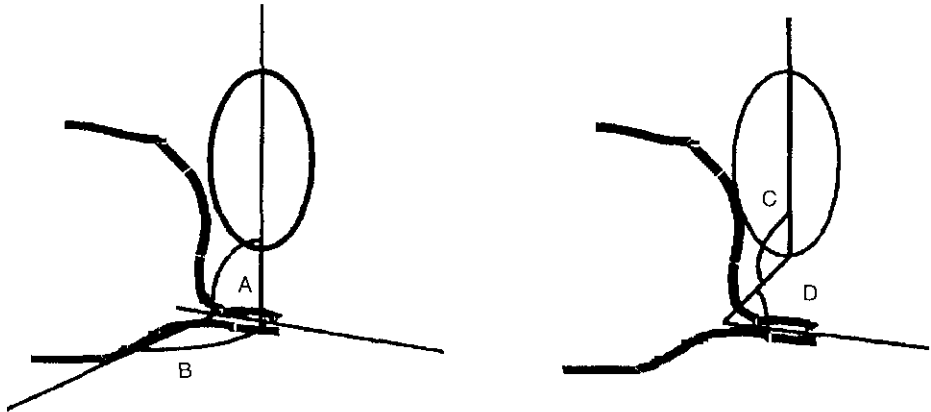


Figura 13. Esquema de los diferentes ángulos medidos por ecografía.
 A) Eje uretral,
 B) Ángulo véscico-uretral posterior,
 C) Ángulo pubocervical;
 D) Ángulo rotacional.

ra 14). Se valora entonces en índice de movilidad [(valores en Valsalva - valores en reposo)/Presión abdominal], que viene a indicar el número de grados que se modifica un ángulo por cada $\text{cm H}_2\text{O}$ que se incremente la presión abdominal⁶⁶. En teoría para la valoración conjunta y sincrónica de la IUE mediante cistomanometría y ecografía, la mejor vía es la transrectal, ya que en caso de que se diera algún grado de modificación, la vagina amortiguaria el efecto del transductor.

También se ha medido el volumen del esfínter uretral por ecografía transrectal en aquellas mujeres con alteraciones en el EMG. Se observaban volúmenes de esfínter mayores ($3,05 + 0,23 \text{ cm}^2$) en las mujeres con la EMG alterada, comparado con sujetos normales ($1,3 + 0,09 \text{ cm}^2$)⁶¹. Queda por determinar la significancia clínica de estos hallazgos en las mujeres con disfunción en el vaciado.

ELECTROMIOGRAFÍA SINCRÓNICA

En un principio la EMG se introdujo como una parte del estudio urodinámico con el fin de estudiar la adecuada relajación del esfínter uretral durante la micción, utilizando inicialmente electrodos de superficie. En caso de hallazgos patológicos, éstos se confirman mediante EMG selectiva del esfínter uretral con electrodos de aguja. El patrón de oro (Gold

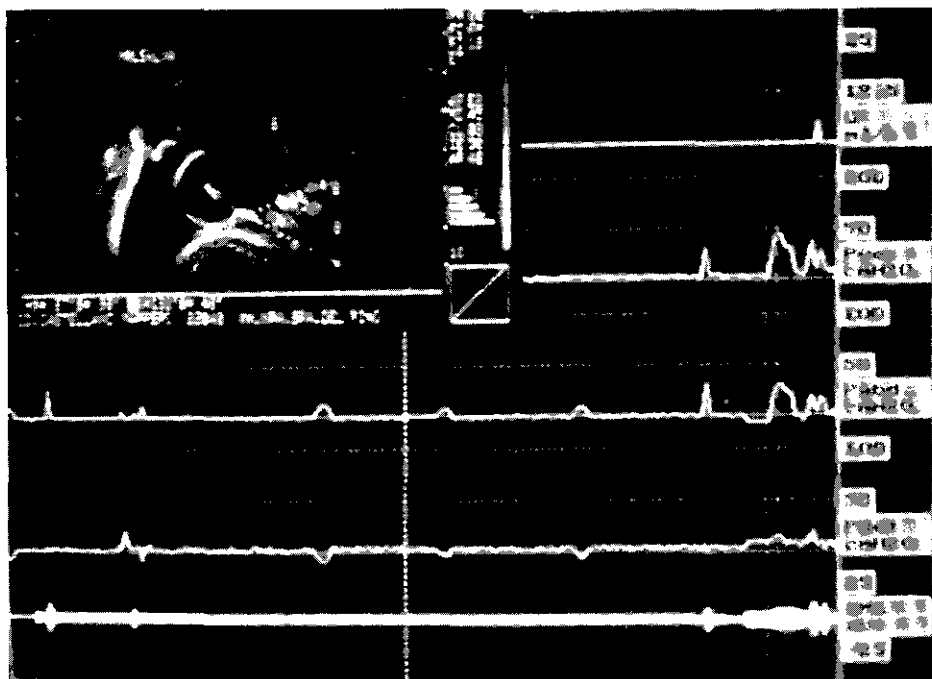


Figura 14. Ecourodinámica de la IUE. Medición de los diferentes ángulos con registro simultáneo de la presión abdominal durante el Valsalva.

standard) en el diagnóstico de la disineria detrusor-esfinteriana, es la cistomanometría asociada a EMG selectiva del esfínter.

Pero también se ha utilizado para estudiar patologías sin causa neurológica, como las disfunciones miccionales no neurogénicas (síndrome de la micción no coordinada) que tienen una prevalencia del 12-25%⁸⁶. Veerecken y cols. estudian la inestabilidad uretral mediante el registro sincrónico y simultáneo de la Pdet, y presión uretral con EMG selectiva del esfínter anal. Diagnosticaba la inestabilidad uretral cuando había descensos o incrementos claros de la presión uretral acompañados de reacciones análogas en la EMG (silencio o aumento de actividad). Afirman que la micción no coordinada es un término inadecuado, porque sólo se refiere a la fase de vaciado, cuando de hecho, también existen alteraciones durante la fase de llenado, como la inestabilidad vesical y uretral. En el estudio urodinámico no se suele registrar la presión uretral durante la fase de llenado, en mujeres la inestabilidad uretral causa urgencia sensorial entre otros síntomas con una prevalencia del 6,4%, asociándose a inestabilidad vesical en el 42% de los casos⁸⁶.

El uso de métodos neurofisiológicos para el estudio del TUI está incrementándose en los últimos años. Varios autores han centrado sus investigaciones en la deficiencia funcional del suelo pélvico como un importante factor de la IUE. La IUE puede deberse a daño en la inervación periférica del esfínter uretral, que se objetiva por un prolongado tiempo de latencia del nervio pudiendo, también se demuestra con el registro de un aumento de la densidad de las fibras en la musculatura perineal, método indirecto que detecta lesión nerviosa por la reinervación⁷⁷. Aanestad y cols. estudiaron la IUE analizando el patrón interferencial y densidad de fibras de la musculatura perineal y esfinteriana. Por un lado asociaron al perfil de presión uretral una EMG selectiva del músculo puborectal y del esfínter anal y por otro combinaron la cistomanometría con EMG del esfínter anal, obteniendo registros durante el reposo, tos y máxima contracción voluntaria. En el grupo de pacientes con IUE observaron un incremento en la densidad de fibras en la musculatura perineal lo que indicaba una lesión nerviosa, en la EMG combinada con la cistomanometría se demostró una disminución en el número de ondas/seg en el patrón interferencial que podría explicarse por una pérdida de unidades motoras o por una falta de activación central¹.

ESTUDIOS URODINÁMICOS AMBULATORIOS

Debido a que es un tema que se va a tratar con más profundidad en otro capítulo de este libro, sólo comentaremos algunos aspectos básicos.

Es probablemente el método más fisiológico para estudiar el comportamiento del TUI. La cistomanometría convencional no es fisiológica por varios motivos: rangos de infusión no fisiológicos a un ritmo continuo, inadecuada temperatura del líquido infundido, corta duración de la prueba, grado de inmovilidad del paciente, exploración realizada en un ambiente no familiar...^{41, 91}. El estudio ambulatorio evita estos inconvenientes, sin embargo requiere una labor más intensa, un mayor consumo de tiempo, siendo una modalidad menos económica que precisa de un personal especialmente formado y de la colaboración del paciente⁴⁴.

Los datos obtenidos con el estudio ambulatorio difieren en cierta medida de los obtenidos con el estudio urodinámico normal, se obtienen rangos de acomodación más altos (mayores de 90 ml/cm H₂O), es más sensible que la cistomanometría convencional en la detección de inestabilidad vesical (hasta en un 69% de mujeres asintomáticas), los volúmenes orinados son menores (263 ml versus 460 ml) y las presiones máximas del detrusor durante la micción son mayores (99 cm H₂O versus 60 cm H₂O).

Las variaciones de la técnica según los diferentes equipos y la ausencia de una terminología especialmente adaptada para esta exploración es lo que hace necesario una estandarización de la técnica y de la terminología por parte de la ICS⁸⁹.

ESTUDIOS EN RESERVORIOS URINARIOS INTESTINALES

En 1993 la ICS estableció un comité para la estandarización de la terminología y valoración de las características funcionales de los reservorios intestinales, con el objeto de permitir informar de los resultados de los estudios de una forma uniforme y poder comparar los diferentes series y técnicas quirúrgicas⁸². Esto se hace necesario desde que ya se está observando la evolución a lo largo de varios años de neovejigas ortotópicas de sustitución realizadas tanto en hombres como en mujeres a causa tumores vesicales infiltrantes. Debido a que el conocimiento actual sobre las características fisiológicas de dichos reservorios intestinales es bastante limitado, algunas de las definiciones terminológicas son necesariamente vagas e imprecisas.

La sensación es difícil de valorar ya que suele interpretarse el llenado como plenitud, pesadez, flatulencia, por lo que la evaluación de la capacidad resulta también dificultosa.

La clasificación de las disfunciones de los reservorios urinarios intestinales tienen que ver sólo con la fase de almacenamiento, que pueden estar relacionados con la disfunción del propio reservorio o de la salida. La razón de utilizar un reservorio es mejorar o proveer la función de almacenamiento de bajas presiones, buena capacidad, acomodación y proporcionar la continencia; la necesidad de evacuar el reservorio por cateterismo vesical intermitente, no se ve como un fracaso⁸².

En el momento actual no hay suficiente datos para definir una acomodación normal, aumentada o disminuida. Por otro lado, los segmentos intestinales tienen su propia actividad peristáltica, la hiperactividad de un reservorio se define como un grado de actividad que causa síntomas en el TUI y/o signos de deterioro del TUS, en ausencia de otras causas como obstrucción ureteral y/o reflujo, pero tampoco se ha establecido aún una definición exacta de la actividad normal o aumentada. El diagnóstico de hiperactividad no debe ser realizado sin que haya transcurrido un intervalo razonable. Se considera que el reservorio alcanza su madurez llegando a su máxima capacidad, al año de evolución. La presencia de contracciones no inhibidas en reservorios que se han destubularizado y reconfigurado es de etiología desconocida²¹.

El escape de orina puede producirse por un aumento excesivo de la presión del reservorio, hiperactividad, sobredistensión o incompetencia del mecanismo de cierre. La incidencia de incontinencia nocturna en pacientes con neovejigas ortotópicas es del 15-40%, 1-2 años después de la cirugía²¹. Se cree que los factores que influyen en la incontinencia nocturna de los reservorios son un volumen residual aumentado, un incremento en la frecuencia y amplitud de las contracciones no inhibidas y tal vez los cultivos de orina positivos.

ESTUDIO DEL TRACTO URINARIO SUPERIOR

En este campo de la urodinámica se está produciendo un desarrollo impresionante gracias a los nuevos avances tecnológicos (Doppler color, radioisótopos, catéteres angiovasculares especialmente adaptados...), pero cuyo análisis detallado escapa a las posibilidades de esta revisión.

BIBLIOGRAFÍA

1. AANESTAD O, FLINK R: Urinary stress incontinence. A urodynamic and quantitative electromyographic study of the perineal muscles. *Acta Obstet. Gynecol. Scand.* 78: 245-253; 1999.
2. ABRAMS P, BLAIVAS JG, STANTON SL, ANDERSEN JT: The standardization of terminology of lower urinary tract function recommended by the International Continence Society. *Int. Urogynec. J.* 1: 45; 1990.
3. ABRAMS P, WEIN AJ: Introduction: Overactive Bladder and its treatments. *Urology* 55: 1-2; 2000.
4. ALNAIF B, DRUTZ HP. The accuracy of portable abdominal ultrasound equipment in measuring postvoid residual volume. *Int. Urogynec. J.* 10: 215-218; 1999.
5. BATES P, BRADLEY WE, GLENN E, MELCHIOR H, ROWAN D, STERLING A, HALD T: First report on the standardisation of terminology of lower tract function. Urinary incontinence. Procedures related to the evaluation of urine storage-cystometry, urethral closure pressure profile, units of measurement. *Brit. J. Urol.* 48: 39-42; 1976.
6. BELVILLE WD, SWIERZEWSKI III SJ, WEDEMEYER G, MCGUIRE EJ: Fiberoptic microtransducer pressure technology: urodynamic implications. *Neurourol. Urod.* 12: 171-178; 1993.
7. BOCI R, FAIL M, WALDÉN M, KNUTSON T, DAHLSTRAND C: Home uroflowmetry: improved accuracy in outflow assessment. *Neurourol. Urod.* 18: 25-32; 1999.

8. BOTKER-RASMUSSEN I, BAGI P, JORGENSEN JB: Is bladder outlet obstruction normal in elderly men without lower urinary tract symptoms? *Neurourol. Urod.* 18: 545-552; 1999.
9. BOTTACCINI MR, GLEASON DM: Urodynamics norms in women I: normals versus stress incontinents. *J. Urol.* 124: 659-662; 1980.
10. BROWN M, WICKHAM J: The urethral pressure profile. *Brit. J. Urol.* 41: 211; 1969.
11. CASTRO D, MARTÍNEZ E, CONEJERO J: Terminología de la función del tracto urinario: LLenado. *Urod. A.* 12: 43-48; 1999.
12. CHASSAGNE S, BERNIER PA, HAAB F, ROEHRBORN CG, REISCH JS, ZIMMERN PE: Proposed cutoff values to define bladder outlet obstruction in women. *Urology* 51: 408-411; 1998.
13. CHIANG H, ZEIDMAN EJ, ALARCON A, RAZ S: Urodynamic use of fiberoptic microtipped catheter. *J. Urol.* 137: 936-938; 1987.
14. COATES KW, HARRIS RL, CUNDIFF GW, BUMP RC: Uroflowmetry in women with urinary incontinence and pelvic organ prolapse. *Brit. J. Urol.* 80: 217-221; 1997.
15. CONEJERO J, ZAMORA P, ORTEGA L, RUIZ O: Actualización temática en Urología: Incontinencia urinaria. Barcelona: 2000.
16. CURRIE RJ: The streamtest cup: a new uroflow device. *Urology* 52: 1118-1121; 1998.
17. DMOCHOWSKI R: Cystometry. *Urol. Clin. North. Am.* 23: 243-252; 1996.
18. DRACH GE, IGNATOFF J, LAYTON T: Peak urinary flow rate: observations in female subjects and comparison to male subjects. *J. Urol.* 122: 215-219; 1979.
19. DRAKE WM: The uroflowmeter: An aid to the study of the lower urinary tract. *J. Urol.* 59: 650; 1948.
20. DUBEAU CA, SULLIVAN MP, CRAVALHO E, RESNICK NM, YALLA SV: Correlation between micturitional urethral pressure profile and pressure-flow criteria in bladder outlet obstruction. *J. Urol.* 154: 498-503; 1995.
21. EL BAHNASAWY MS, OSMAN Y, GOMHA MA, SHAABAN AA, ASHAMALLAH A, GHONEIM MA: Nocturnal enuresis in men with an orthotopic ileal reservoir: urodynamic evaluation. *J. Urol.* 164: 10-13; 2000.
22. ELSER DM, LONDON W, FANTL JA, McBRIDE MA, BECK RP: A comparison of urethral profilometry using microtip and fiberoptic catheters. *Int. Urogynec. J.* 10: 371-374; 1999.
23. EMILIO J, ARAÑO P: Los informes de estandarización de la Sociedad Internacional de Continencia: Cómo y porqué. *Urod. A.* 12: 6; 1999.
24. ESPUELA R: Utilidad de los ultrasonidos en urología. In: Resel, L.; Salinas, J., eds. *Alta tecnología en urología y sus aplicaciones*. Madrid: 1995: 227-265.
25. GILMOUR RF, CHURCHILL BM, STECKLER RE, HOULE A, MCLORIE GA: A new technique for dynamic analysis of bladder compliance. *J. Urol.* 150: 1200-1203; 1993.
26. GLEASON DM, BOTTACCINI MR: Urodynamics norms in female voiding II: the flow modulation zone and voiding dysfunction. *J. Urol.* 127: 495-500; 1982.

27. GRIFFITHS DJ: Hydrodynamics of male micturition. I: Theory of steady flow through elastic-walled tubes. *Med. Biol-Eng. Comput.* 9: 581; 1971.
28. GRIFFITHS DJ: Clinical aspects of detrusor instability and the value of urodynamics: a review of the evidence. *Eur. Urol.* 34: 13-15; 1998.
29. GROUTZ A, BLAIVAS JG, CHAIKIN DC: Bladder outlet obstruction in women: definition and characteristics. *Neurourol. Urod.* 19: 213-220; 2000.
30. GROUTZ A, BLAIVAS JG, FAIT G, SASSONE AM, CHAIKIN DC, GORDON D: The significance of the american urological association symptom index score in the evaluation of women with bladder outlet obstruction. *J. Urol.* 163: 207-211; 2000.
31. GROUTZ A, BLAIVAS JG, SASSONE AM: Detrusor pressure uroflowmetry studies in women: effect of a 7Fr transurethral catheter. *J. Urol.* 164: 109-114; 2000.
32. HARRIS RL, CUNDIFF GW, THEOFRASTOUS JP, BUMP RC: Bladder compliance in neurologically intact women. *Neurourol. Urod.* 15: 483-488; 1996.
33. HAYLEN BT, ASHBY D, SUTHERST MI, FRAZER MI, WEST R: Maximum and average urine flow rates in normal male and female populations: the Liverpool nomograms. *Brit. J. Urol.* 64: 30-38; 1989.
34. HINMAN JRF: Foreword. *Urol. Clin. North. Am.* 23: xi-xii, 1996.
35. HSU TH, RACKLEY RR, APPELL RA: The supine stress test: a simple method to detect intrinsic urethral sphincter dysfunction. *J. Urol.* 162: 460-463; 1999.
36. JENSEN KM: Uroflowmetry in elderly men. *W. J. Urol.* 13: 21; 1995.
37. JORGENSEN JB, JACOBSEN HL, BAGI P, HVARNES H, COLSTRUP H: Home uroflowmetry by means of the Da Capo™ home uroflowmeter. *Eur. Urol.* 33: 64-68; 1998.
38. JORGENSEN JB, JENSEN KM: Uroflowmetry. *Urol. Clin. North. Am.* 23: 237-242; 1996.
39. JORGENSEN JB, JENSEN KM, BILLE-BRAHE NE, MOGENSEN P: Uroflowmetry in asymptomatic elderly males. *Brit. J. Urol.* 58: 390; 1986.
40. JÜNEMAN KP, BROSS S, SCHEEPE JR, ALKEN P: Highlights on the latest developments in neurourology-diagnostic technology. *Eur. Urol.* 34: 48-50; 2000.
41. KAEFER M, ROSEN A, DARBEY M, KELLY M, BAUER SB: Pressure at residual volume: a useful adjunct to standard fill cystometry. *J. Urol.* 158: 1668-1271; 1997.
42. KAPLAN S:A, TE AE, PRESSLER LB, OLSSON CA: Transition zone index as a method of assessing benign prostatic hyperplasia correlation with symptoms, urine flow and detrusor pressure. *J. Urol.* 154: 1764-1769; 1996.
43. KHULLAR V, CARDOZZO L: The urethra (UPP, MUPP, instability, LPP). *Eur. Urol.* 34: 20-22; 1998.
44. KHULLAR V, CARDOZZO L, SALVATORE S, HILL S: Ultrasound: a noninvasive screening test for detrusor instability. *Br. J. Obstet. Gynaecol.* 103: 904-908; 1996.

45. KLEVMARK B: Natural pressure-volume curves and conventional cystometry. *Scand. J. Urol. Nephrol. Suppl.* 201: 1-4; 1999.
46. KOJIMA M, INUI E, OCHIAI A, NAYA Y, UKIMURA O, WATANABE H: Noninvasive quantitative estimation of infravesical obstruction using ultrasonic measurement of bladder weight. *J. Urol.* 157: 476-479; 1997.
47. KOJIMA M, OCHIAI A, NAYA Y, UKIMURA O, WATANABE M, WATANABE H: Correlation of presumed circle area ratio with infravesical obstruction in men with lower urinary tract symptoms. *Urology* 50: 548-555; 1997.
48. KUO H-C: Videourodynamic results after pubovaginal sling procedure for stress urinary incontinence. *Urology* 54: 802-807; 1999.
49. LEACH GE, FARSAH A, RAZ S: New dual-channel microtip transducer catheter for urethral pressure profile and cystometry. *Urology* 20: 555-557; 1982.
50. LLORENS FJ, DE NOVA E: Perfil uretral. Técnica y datos. In: Salinas Casado, J.; Romero Maroto, J., eds. *Urodinámica clínica*. Madrid: 1995: 99-107.
51. LOSE G: Uroflowmetry and pressure/flow study of voiding in women. *Acta Obstet. Gynecol. Scand.* 76: 43-47; 1997.
52. LOWE EM, FOWLER CJ: Improved method for needle electromyography of the urethral sphincter in woman. *Neurourol. Urod.* 13: 29, 1994.
53. MADERSBACHER HS, KLINGER C, SCHALTZ G, STULING T, SCHMIDBAUER CP, MARBERGER M: Age related urodynamic changes in patients with benign prostatic hyperplasia. *J. Urol.* 156: 1662-1667; 1996.
54. MANIERI C, CARTER SC, ROMANO G, TRUCCHI A, VALENTI M, TUBARO A: The diagnosis of bladder outlet obstruction in men by ultrasound measurement of bladder wall thickness. *J. Urol.* 159: 761-765; 1998.
55. MARTÍNEZ E: Perfil de presión uretral. In: Martínez Agullo, E., ed. *Vejiga neurógena: neurourología y urodinámica*. Valencia: 1983: 157-200.
56. MATTIASSON A, DJURHUUS JC, FONDA D, NORDLING J, STÖHRER M: Standardization of Outcome Studies in patients with lower urinary tract dysfunction: A report on general principles from the standardization committee of the International Continence Society. *Neurourol. Urod.* 17: 249-253; 1998.
57. MCGUIRE EJ, CÉSPEDES RD, O'CONNELL HE: Leak-point pressures. *Urol. Clin. North. Am.* 23: 253-262; 1996.
58. MCINERNEY PD: The practice of urodynamics. In: MUNDY AR, STEPHENSON TP, WEIN AJ., eds. *Urodynamics: principles, practice and application*. New York: 1994: 101-110.
59. NAKAMURA S, KOBAYASHI Y, TOZUKA K, TOKUE A, KIMURA A, HAMADA C: Circadian changes in urine volume and frequency in elderly men. *J. Urol.* 156: 1275-1279; 1996.
60. NITTI VW, MAI TU L, GITLIN J: Diagnosing bladder outlet obstruction in women. *J. Urol.* 161: 1535-1540; 1999.
61. NOBLE JG, DIXON PJ, RICKARDS D, FOWLER CJ: Urethral sphincter volumes in women with obstructed voiding and abnormal sphincter electromyographic activity. *Brit. J. Urol.* 76: 741-746; 1995.

62. OZAWA H, KUMON H, YOKOYAMA T, WATANABE T, CHANCELLOR MB: Development of noninvasive velocity flow video urodynamics using doppler sonography. Part II: clinical application in bladder outlet obstruction. *J. Urol.* 160: 1792-1796; 1998.
63. PALAO F, GÓMEZ J, DOMÍNGUEZ JF, NOGUERAS M, TINAUT FJ, ZULUOAGA F: Relación entre la intensidad de la incontinencia urinaria de esfuerzo femenina y los datos del perfil de presión uretral. *Arch. Esp. Urol.* 50: 586-593; 1997.
64. PETERSEN I, FRANKSOON C: Electromyographic study of the striated muscles of the male urethra. *Brit. J. Urol.* 27: 148; 1955.
65. PLEVNIK S: Urethral pressure profilometry. In: MUNDY AR, STEPHENSON TP, WEIN AJ, eds. *Urodynamics: principles, practice and application*. New York: 2000: 145-164.
66. RAPARIZ M, RESEL LJR, ISORNA I: Ecografía dinámica en la valoración de la incontinencia urinaria de esfuerzo femenina. Aspectos metodológicos. *Urol. Integr. Invest.* 1: 233-237; 1996.
67. RIBERA JM: Características generales del anciano. Envejecimiento fisiológico. In: SALINAS CASADO J, VERDEJO BRAVO C, eds. *Patología funcional del tracto urinario inferior en el anciano*. Madrid: 2000: 9-16.
68. RIEHMANN M, BAYER WH, DRINKA PJ, SCHULTZ S, KRAUSE P, RHODES PR, HEISEY D, BRUSKEWITZ RC: Position-related changes in voiding dynamics in men. *Urology* 52: 625-630; 1998.
69. ROLLEMA HJ, VAN MASTRIGHT R: Improved indication and followup in transurethral resection of the prostate using the computer program CLIM: a prospective study. *J. Urol.* 148: 111; 1992.
70. ROMANZI LJ, CHAIKIN DC, BLAIVAS JG: The effect of genital prolapse on voiding. *J. Urol.* 161: 581-586; 1999.
71. ROSE DK: Determination of bladder pressure with the cystometer. *Jama* 88: 151; 1927.
72. SALINAS J, VIRSEDA M: Electromiografía. Técnicas y datos. In: SALINAS CASADO J, ROMERO MAROTO J, eds. *Urodinámica clínica*. Madrid: 1995: 139-162.
73. SALINAS J, VIRSEDA M: Técnicas urodinámicas. In: SALINAS J, VERDEJO BRAVO C, eds. *Patología funcional del tracto urinario inferior en el anciano*. Madrid: 1996: 123-185.
74. SALINAS J, VIRSEDA M, SAMBLAS R, ESTEBAN M, ARISTAZÁBAL M, BLÁZQUEZ J, DELGADO JA, RESEL L: Valoración de la electromiografía de los cuerpos cavernosos (SPACE) como técnica de estudio de la impotencia. *Arch. Esp. Urol.* 50: 512-519; 1997.
75. SCHEEPE JR, WIPFLER G, SCHUMACHER S, BROSS S, ZENDLER S, JÜNEMAN KP, ALKEN P: Smooth muscle electromyography of the urinary bladder. *Neurourol. Urod.* 17: 71-83; 1998.
76. SIROKY MB: Electromyography of the perineal floor. *Urol. Clin. North. Am.* 23: 299-307; 1996.

77. SNOOKS SJ, BARNES PRH, SWASH M: Damage to the innervation of the voluntary anal and periurethral sphincter musculature in incontinence, An electrophysiological study. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* 47: 1269-1275; 1984.
78. SONG JT, ROZANSKI TA, BELVILLE WD: Stress leak point pressure: a simple and reproducible method utilizing a fiberoptic microtransducer. *Urology* 46: 81-84; 1995.
79. SULLIVAN MP, COMSTER CV, YALIA SV: Micturitional urethral pressure profilometry. *Urol. Clin. North. Am.* 23: 263-278; 1996.
80. SWIFT SE, OSTERGARD DR: A comparison of stress leak-point pressure and maximal urethral closure in patients with genuine stress incontinence. *Obstet. Gynecol.* 85: 704-708; 1995.
81. SZABO L, FEGYVERNEKI S: Maximum and average urine flow rates in normal children: the Miskolc nomograms. *Brit. J. Urol.* 76: 16-20; 1995.
82. THÜROFF JW, MATTIASSON A, ANDERSEN JT, HINMAN JR. F, HOHENFELLNER M, MONSSON W, MUNDY AR, ROWLAND RG, STEVEN K: Standarization of terminology and assessment of functional characteristics of intestinal urinary reservoirs. *Neurourol. Urod.* 15: 499-511; 1996.
83. TOSAKA A, FUJII Y, OKA K: Evaluation of transrectal voiding ultrasonography in men with micturition difficulties without apparent organic obstruction of the lower urinary tract. *Eur. Urol.* 32: 420-424; 1997.
84. VERDEJO C: Cambios del tracto urinario inferior ligados al envejecimiento. In: RESEL ESTEVEZ L, SALINAS CASADO J., eds. *Clínicas urológicas de la complutense: Cirugía urológica de alto riesgo en el anciano*. Madrid: 1994: 65-75.
85. VERDEJO C: Envejecimiento del tracto urinario inferior. In: SALINAS CASADO J, VERDEJO BRAVO C., eds. *Patología funcional del tracto urinario inferior en el anciano*. Madrid: 1996: 25-33.
86. VEREECKEN RL, PROESMANS W: Urethral instability as an important element of dysfunctional voiding. *J. Urol.* 163: 585-588; 2000.
87. VIRSEDA M, SALINAS J, ARISTAZÁBAL JA, FERNÁNDEZ H, RESEL L: Modelos urodinámicos en el análisis de los estudios presión-flujo del varón adulto. *Arch. Esp. Urol.* 51: 1011-1020; 1998.
88. VIRSEDA M, TEBA DEL PINO F, SALINAS J, FERNÁNDEZ C, ARREDONDO F: Los estudios de presión-flujo en el diagnóstico de disfunción miccional de la mujer. *Arch. Esp. Urol.* 51: 1021-1028; 1998.
89. WAALWIJK VAN DOORN EV: Ambulatory urodynamics: extramural testing of the urinary tract. *Urol. Clin. North. Am.* 23: 345-371; 1996.
90. WYNDAELE J-J: The normal pattern of perception of bladder filling during cystometry studied in 38 young healthy volunteers. *J. Urol.* 160: 479-481; 1998.
91. WYNDAELE J-J: Normality in urodynamics studied in healthy adults. *J. Urol.* 161: 902; 1999.
92. ZINNER NR: Clinical aspects of detrusor instability and the value of urodynamics. *Eur. Urol.* 34: 16-19; 1998.