

Alta tecnología en urodinámica. Urodinámica integrada

Jesús SALINAS y Miguel VIRSEDA

Servicio de Urología.
Hospital Universitario San Carlos.
Universidad Complutense. Madrid

INTRODUCCION

La Urodinámica surgió de la necesidad de estudiar el tracto urinario desde un punto de vista más funcional en contraposición al punto de vista anatómico dominante en la medicina de finales del siglo XIX (Blaivas *et al.*, 1993).

La Urodinámica se constituye básicamente en una ciencia experimental, que recoge los datos sobre el tracto urinario proporcionados por los instrumentos de medida. A partir de esos datos elabora hipótesis, que son sometidas a confirmación experimental.

Para elaborar las hipótesis de trabajo, la Urodinámica se apoya fundamentalmente en una ciencia básica como es la dinámica de fluidos (Bradley, 1986).

La mejoría de la tecnología de registro de los fenómenos fisiológicos ha llevado a ampliar el conocimiento del funcionamiento del tracto urinario, pero ha sido la profundización en el análisis de los datos urodinámicos lo que ha producido el mayor desarrollo de la urodinámica en los últimos años.

La aplicación de la microelectrónica y la informática a los estudios urodinámicos ha permitido almacenar millones de datos en pequeñas unidades de memoria. Así cualquier ordenador doméstico puede almacenar en la memoria de su disco duro 40 millones de bytes (1 byte es igual a un carácter gráfico como la letra «A»).

Además estos ordenadores permiten procesar los datos a gran velocidad, pudiendo realizar operaciones que de otro modo serían imposibles. Un ordenador personal puede procesar 33 millones de instrucciones por segundo (33 MHz).

Por lo tanto, nos encontramos que disponemos de millones de datos que

podemos procesar adecuadamente. Ante este hecho es preciso revisar los anteriores conceptos de la urodinámica y adaptarla a los nuevos acontecimientos. Surge así el concepto de Urodinámica Integrada.

El término Urodinámica Integrada se refiere a la síntesis adecuada de los datos del estudio urodinámico proporcionados por los modernos equipos informáticos, con el fin de obtener nuevos resultados que nos permitan un mejor conocimiento de la dinámica del tracto urinario.

La Urodinámica Integrada no se contradice en absoluto con la Urodinámica Clínica. Son dos aspectos complementarios. No hay que olvidar que los datos que procesan provienen de los síntomas urinarios que padece un enfermo e inversamente, el tratamiento de los mismos pasa necesariamente por un correcto diagnóstico urodinámico previo.

La Urodinámica Integrada se basa en la existencia de varios niveles de datos que pueden ser integrados en un nivel superior. Consideramos así cuatro niveles de datos y tres niveles de integración de los mismos (Fig. 1):

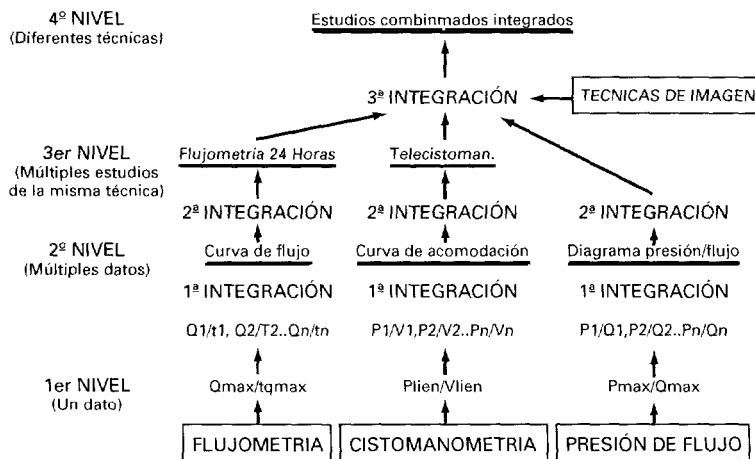


Fig. 1.—Niveles de la urodinámica integrada.

— En primer lugar nos encontramos con un **primer nivel de datos**, que son los obtenidos con una determinada técnica urodinámica (datos aislados de flujo miccional, presión del detrusor o volumen vesical). Con estos datos se realiza una *primera integración* para obtener un segundo nivel de datos. Para ello es necesario sumar múltiples datos, muy próximos entre sí. Este procedimiento es análogo al realizado en el cálculo integral (suma de infinitos términos, infinitamente pequeños), por lo que en ocasiones será preciso utilizarlo.

— **Un segundo nivel de datos** es el resultado de la primera integración. De esta forma se obtienen en vez de datos aislados (puntos), una sucesión continua de los mismos (representada por una curva), como la curva de flujo, cur-

va de acomodación vesical o diagrama de presión/flujo. Sobre estos datos se realiza una *segunda integración*, que en este caso consiste en sumar los múltiples estudios realizados con una misma técnica urodinámica en un mismo sujeto.

– **Tercer nivel de datos** es el resultado de la segunda integración. Se obtiene así una serie de estudios realizados durante un determinado período de tiempo como la flujometría de 24 horal o la telecistomanometría. Estos datos se almacenan automáticamente, mediante registros informáticos, siendo preciso analizarlos posteriormente.

– **El cuarto nivel de datos** se obtiene de la síntesis de todos los resultados obtenidos mediante las diferentes técnicas urodinámicas (flujometría, cistomanometría, test de presión/flujo, técnicas de imagen) mediante una *tercera integración*. Este procedimiento conocido también como estudios combinados se puede realizar en las modernas unidades de registro informático, que poseen varios canales de entrada para los diferentes registros, donde son integrados, para posteriormente ser mostrados al exterior conjuntamente.

Análogamente se puede establecer una clasificación semejante con los datos obtenidos mediante las técnicas de imagen (Fig. 2):

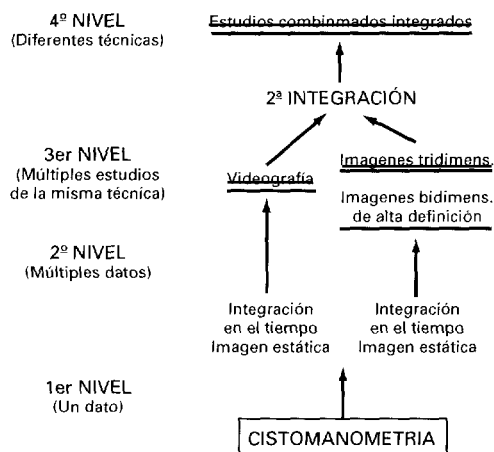


Fig. 2.— Técnicas de imagen dentro de la urodinámica integrada.

– **Un primer nivel de datos** corresponde a las imágenes aisladas del tracto urinario inferior (cistografía, ecografía). Sobre estas imágenes se realiza una *primera integración*, que en este caso puede ser de dos tipos: *integración en el tiempo* o suma dinámica de las diferentes imágenes estáticas, o bien *integración en el espacio* o suma de diferentes imágenes tomadas en distintos planos del espacio.

– **Segundo nivel de datos** son los obtenidos tras la primera integración. Se obtienen imágenes en movimiento (videografía) o imágenes de alta resolu-

ción bi o tridimensionales. Estos datos constituyen el nivel más elevado dentro de las técnicas de imágenes. Su integración con otras técnicas urodinámicas dará lugar al cuarto nivel de datos, ya comentado previamente.

La diferencia conceptual respecto a la actitud convencional de urodinámica consiste en que anteriormente se consideraban datos aislados como el flujo máximo, la acomodación vesical, presión máxima/flujo máximo miccional, etc. Sin embargo, en esta nueva concepción se considera que es mucho más útil monitorizar continuamente las variaciones de flujo durante toda la flujometría, la variación de la acomodación durante toda la cistomanometría y la relación presión/flujo durante todo el test presión detrusor/flujo miccional.

Consideraremos la aplicación de este método en el estudio de las técnicas urodinámicas establecidas: flujometría, cistomanometría, estudio presión/flujo y técnicas de imagen del tramo urinario inferior. También se pondrán las últimas aportaciones de la tecnología al estudio de presión uretral y a la electromiografía.

1. FLUJOMETRÍA

La flujometría consiste en la medida del flujo miccional por unidad de tiempo. El flujo miccional depende de dos factores: la contractibilidad vesical y la resistencia uretral.

En la urodinámica convencional el estudio del flujo miccional se basa en la valoración de parámetros aislados como el flujo máximo (Q_{max}), flujo medio (Q_{ave}), tiempo de flujo (tfluj) (ICS, 1977), o la combinación de varios parámetros para obtener otros secundarios como el índice de flujo (Hoefner *et al.*, 1992) y la aceleración del flujo (Cucchi, 1990).

De todos estos parámetros la máxima utilidad se ha demostrado en el flujo máximo (Hald *et al.*, 1993). Este parámetro depende además de las características dinámicas del tracto urinario inferior (TUI), del volumen miccional, la edad y el sexo del paciente. Para normalizar su valor y poder comparar distintas poblaciones entre sí o su valor con distinto volumen miccional se han elaborado tablas de flujo máximo que correlacionan su valor con la edad, sexo y volumen miccional (Haylen, 1989).

Aunque el valor del flujo máximo es orientativo de la condición dinámica del tracto urinario inferior, un flujo máximo disminuido puede deberse a un aumento de la resistencia uretral (obstrucción del TUI), o a una afectación de la contractibilidad vesical (Chancellor *et al.*, 1991). Además en algunas ocasiones puede existir un flujo máximo normal con obstrucción del TUI (obstrucción con flujo alto) (Gerstenberg *et al.*, 1982). La valoración de la curva de flujo en su conjunto facilita en ocasiones una información más adecuada sobre la condición dinámica de trato urinario inferior.

Por otra parte, la flujometría para ser valorable debe representar la micción habitual del enfermo. De ahí que una sola flujometría puede ser poco significativa de la dinámica del tracto urinario inferior del enfermo (Drach *et al.*,

1979). En este sentido se ha propuesto el registro continuado del flujo miccional durante un período prolongado de tiempo.

La aplicación del concepto de urodinámica integrada a los estudios flujo-métricos permite el desarrollo de nuevas técnicas: el análisis de la curva de flujo y el registro automático de la flujometría de 24 horas.

A) ANÁLISIS DE LA CURVA DE FLUJO

El flujo miccional es el resultado de la interrelación entre la energía suministrada a la orina por la contracción del detrusor y la resistencia que opone la uretra a la salidad de la orina (Griffiths, 1977).

La uretra se comporta como un tubo elástico de sección variable. Para que tenga lugar la micción, la contracción del detrusor debe alcanzar una determinada presión (presión de apertura) que permita la apertura de la uretra y la salida de orina. Una vez abierta la uretra, su diámetro aumenta hasta alcanzar el diámetro máximo, permitiendo el paso de la orina.

La forma de la curva de flujo es un índice de la relación existente entre contractibilidad vesical y resistencia uretral. Dicha forma varía al aumentar la resistencia uretral (Siroky and Krane, 1981). Este dato coincide con la asimetría observada en la curva de flujo de pacientes con obstrucción por HPB (Abrams, 1984).

Partiendo de la hipótesis de que la asimetría de la curva de flujo guarda relación con la obstrucción y que la simetría indicaría ausencia de obstrucción, se ha propuesto un programa informático que ajusta la curva de flujo real a dos modelos teóricos. Uno simétrico y otro asimétrico. Se considera como patrón teórico aquel que mejor se ajusta a la curva real (Virveda *et al.*, 1994) (Fig. 3.).

Para valorar la bondad del ajuste se puede utilizar el cálculo integral:

Así dado que el flujo miccional (Q) es el volumen de orina (V) expulsado en un tiempo dado (t).

$$Q = \frac{V}{t}$$

Si dividimos la curva de flujo en segmentos muy pequeños o diferenciales, obtendremos que en cada segmento el flujo Q será igual al volumen de orina de cada segmento (dV) en el tiempo comprendido en ese segmento (dt)

$$Q = \frac{dV}{dt}$$

Despejando el volumen de cada segmento será igual a:

$$dV = Q \cdot dt$$

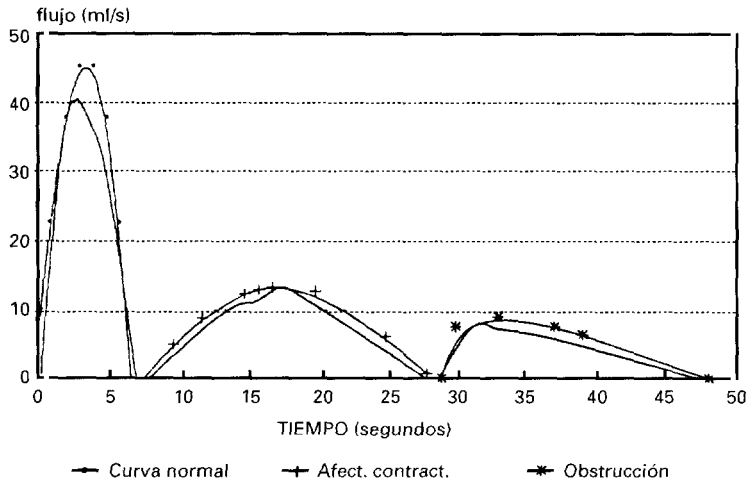


Fig. 3.—Análisis integrado de diferentes curvas de flujo. Tipos de curva de flujo. Línea continua: curvas reales. Línea marcada: curvas teóricas.

El volumen total de orina expulsado se obtendrá sumando (integrando) todos los fragmentos diferenciales desde el inicio de la micción ($t = 0$), hasta el final de la misma ($t =$ tiempo de flujo):

$$V = \int_{t=0}^{t=t \cdot \text{flujo}} Q \cdot dt$$

Para expresar la variación del flujo respecto al tiempo sustituiremos Q por la ecuación de una curva de flujo simétrica ($Q = b \cdot X - a \cdot X^2$ o asimétrica ($Q = b \cdot X^{1/3} - a \cdot X$).

El resultado que más se acerque al volumen miccional real indicará qué tipo de curva de flujo teórica se ajusta mejor a la curva de flujo real.

Comparando este método con los resultados obtenidos en un estudio de presión/flujo se comprobó un diagnóstico correcto de obstrucción o ausencia de obstrucción, en un 66 % de los casos (Virseda *et al.*, 1994).

Además se comprobó que en pacientes no obstruidos el apuntamiento de la curva de flujo (grado de apertura del ángulo formado por la rama ascendente y descendente de la curva de flujo) depende del valor del flujo miccional (Fig. 3).

Este método tiene la ventaja de que no depende del volumen miccional. Sin embargo, la principal desventaja es que algunas curvas son muy irregulares, debido fundamentalmente a la acción de la prensa abdominal desarrollada por los pacientes obstruidos o con afectación de la contractibilidad del detrusor.

B) REGISTRO AUTOMÁTICO DE LA FLUJOMETRÍA DE 24 HORAS

Aunque la flujometría suele ser reproducible en cada individuo, siempre hay variaciones individuales que no son tenidas en cuenta cuando se realiza un solo estudio.

La confección de un registro automático que almacena todas las flujometrías efectuadas por un individuo durante un determinado tiempo puede ser útil por varios motivos: permite estudiar la variación de los datos flujométricos a lo largo del día y además sirve para evaluar el efecto de una determinada terapéutica sobre un paciente.

Nakamura *et al.* (1993) han descrito un sistema formado por un flujómetro conectado a un microprocesador que digitaliza los datos flujométricos. Estos datos son almacenados en un disco flexible individual para cada paciente. Así cuando un paciente va a orinar en el flujómetro introduce el disco en el microprocesador, registrándose los datos de su flujometría, retirándola al terminar la micción. De este modo cada enfermo posee su propio archivo donde se almacenan todos los datos obtenidos de sus flujometrías. Posteriormente los discos son leídos por otro microprocesador, extrayéndose toda la información almacenada en ellos durante el tiempo que el enfermo ha sido sometido al estudio.

Con este sistema se consiguen medidas más sofisticadas que con la flujometría convencional, permitiendo registrar cada curva flujométrica efectuada por el paciente, a partir de las cuales se extraerán el resto de parámetros como volumen miccional, tiempo de micción, flujo máximo, así como la frecuencia miccional.

Estos autores con este método han encontrado que en algunos pacientes con una hiperplasia benigna prostática (HPB) incipiente, el volumen miccional disminuye a partir del mediodía y que la frecuencia miccional y el flujo máximo aumentan por la tarde. Este dato coincide con la experiencia clínica de que la polaquiuria nocturna es el primer síntoma del prostatismo. Asimismo han encontrado variaciones individuales significativas utilizando α -bloqueantes en pacientes con HPB. Estos resultados ya habían sido demostrados en muestras de varios enfermos, pero con este método se puede valorar el efecto de los α -bloqueantes en cada individuo.

2. CISTOMANOMETRÍA

La cistomanometría es una técnica urodinámica indicada para el estudio de la fase de llenado del tracto urinario inferior. Durante esta fase se produce el almacenamiento de la orina excretada por los riñones.

La cistomanometría mide las variaciones de presión y volumen vesical que se producen durante el llenado. A la relación entre el incremento de volumen e incremento de presión se conoce como acomodación vesical (ICS, 1976).

La principal función de la vejiga durante esta fase es mantener la continencia urinaria. Este objetivo se consigue debido a la interacción de tres factores. En primer lugar, gracias a las propiedades biomecánicas de la pared vesical, que permiten un gran incremento de volumen sin el correspondiente incremento de la presión (Coolsaet, 1985). En segundo lugar, gracias a una serie de reflejos inhibitorios, que evitan las contracciones fásicas de detrusor. Por último debido a que la presión uretral se mantiene por encima de la presión vesical durante toda esta fase (Mundy, 1984).

La acomodación vesical se puede medir directamente durante el llenado vesical o indirectamente estudiando la fase de relajación vesical que sucede tras interrumpir el llenado vesical. En este último caso se miden las variaciones de la presión durante el tiempo, ya que el volumen vesical permanece constante.

La presencia de contracciones fásicas vesicales durante el llenado, fenómeno conocido como inestabilidad vesical y el valor de la presión uretral, constituye un tercer aspecto en el estudio de esta fase.

A) ANÁLISIS DINÁMICO DE LA ACOMODACIÓN VESICAL

La acomodación media (C_m) se define como la relación entre incremento de volumen e incremento de presión:

$$C_m = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Sin embargo, este parámetro no informa sobre las variaciones de la acomodación que ocurren durante toda la fase de llenado. Pues no es lo mismo que la acomodación se mantenga casi constante hasta el final del llenado a que experimente un incremento continuo desde el inicio del llenado vesical.

Gilmour *et al.* (1993) han diseñado un programa informático capaz de evaluar las variaciones de la acomodación a lo largo de la fase de llenado miccional.

Su modelo se basa en el cálculo de la acomodación instantánea definida como la relación entre un incremento muy pequeño (diferencial) de volumen (dV) y un incremento muy pequeño (diferencial) de presión (dP).

Para ello miden el volumen (V_m) y la presión (P_m) cada 30 segundos y con ayuda de un programa informático la restan de los valores iniciales de volumen (V_0) y presión (P_0):

$$C = \frac{V_n - V_0}{P_n - P_0}$$

Con estos datos construyen una gráfica en que los distintos valores de la acomodación instantánea constituyen el eje de ordenadas, expresados en una

escala logarítmica, mientras que en el eje de abscisas se representan los correspondientes valores del volumen miccional, expresado como porcentaje del volumen total infundido. De esta forma se obtienen los puntos definidos por la acomodación correspondiente a un determinado volumen vesical, que constituye la curva de acomodación dinámica durante la fase de llenado.

Con este método se pueden comparar las curvas de acomodación dinámica de vejigas con diferente capacidad.

Mediante este modelo sus autores describen tres fases en la curva de acomodación dinámica:

Una fase inicial (F_1) caracterizada por un brusco incremento del volumen y de la presión, que corresponde al desplegamiento de la vejiga hasta adoptar su forma esférica normal.

Una segunda fase (F_2) caracterizada por un incremento constante del volumen vesical, sin el correspondiente aumento de la presión vesical. Esta fase corresponde a la fase de acomodación vesical propiamente dicha, y, como se indicó anteriormente, está mediada por las características biomecánicas vesicales.

Por último existe una tercera fase (F_3) caracterizada por una disminución brusca de la acomodación vesical y que se corresponde con la sobredistensión vesical. Sin embargo, esta fase nunca se llega a alcanzar en la práctica en pacientes sanos, ya que antes se produce la eliminación urinaria o fase miccional.

En sujetos normales, la fase de acomodación o segunda fase ocupa al menos el 75 % del llenado vesical, siendo el 25 % restante ocupado por la fase inicial o primera fase. Además la acomodación en esta fase siempre es mayor de 10 ml/cm H_2O . En caso contrario existe un riesgo importante de afectación del tracto urinario superior e incontinencia urinaria.

B) ANÁLISIS DE LA ACOMODACIÓN VESICAL MEDIANTE EL ESTUDIO DE LA FASE DE RELAJACIÓN VESICAL

Entre las propiedades biomecánicas de la pared vesical se incluyen la elasticidad y la viscoelasticidad.

La elasticidad es la propiedad que tienen ciertos materiales de aumentar su tensión al ser estirados. Esta tensión se mantiene constante, mientras se mantenga el estiramiento. El ejemplo clásico es una goma elástica.

La viscoelasticidad se define como la facultad de ciertos materiales de disminuir la tensión generada con el estiramiento, una vez que el ritmo de estiramiento se interrumpe. Dicho fenómeno se conoce como relajación de la tensión o acomodación. El ejemplo típico es el látex.

Las propiedades viscoelásticas vesicales son responsables de la disminución de la presión vesical que tiene lugar cuando se interrumpe el llenado vesical. Por lo tanto, la acomodación vesical se puede estudiar analizando la curva de acomodación vesical tras la interrupción del llenado.

Diversos estudios (Kondo *et al.*, 1972; Coolsaet *et al.*, 1973) han puesto de manifiesto que dicha curva es de tipo exponencial con un factor responsable de la presión de reposo, o presión final de la fase de relajación (también llamada presión mínima). Así dicha ecuación sería de la forma:

$$P = P_o \cdot E^{C \cdot t} + P_{\min}$$

En esta ecuación P_{\min} es la presión de reposo, C es la constante de relajación responsable de la curvatura de la curva de relajación y P_o o presión inicial que corresponde a la presión de llenado teórica restada de la presión de reposo.

Esta ecuación nos suministra tres parámetros que nos informan sobre las características biomecánicas de la pared vesical (Salinas *et al.*, 1992): las propiedades elásticas definidas por la presión de reposo (P_{\min}), el componente elástico de las propiedades viscoelásticas definida por la presión inicial (P_o) y la viscoelasticidad definida por el coeficiente de relajación (C).

En la práctica estos tres parámetros se obtienen ajustando la curva de acomodación real a la curva de acomodación teórica. El ajuste será tanto más perfecto cuanto mayor sea el número de puntos analizados. Para ello es útil su digitalización mediante un programa informático adecuado.

Este método se ha comprobado experimentalmente en perros, demostrando su utilidad en la valoración de la disminución del tono vesical con bloqueantes del calcio (Salinas *et al.*, 1992), así como en el estudio de las propiedades biomecánicas de la pared vesical al variar su composición histológica (Virseda *et al.*, 1994).

C) TELECIStOMANOMETRÍA

Normalmente para comprobar la existencia de inestabilidad vesical o incontinencia urinaria de esfuerzo se realiza una cistomanometría en la Unidad de Urodinámica. Sin embargo, este tipo de exploración no se realiza en las mismas condiciones que el llenado natural, ya que en el Gabinete de Urodinámica se emplea suero fisiológico (generalmente menos denso que la orina), la velocidad de llenado es superior a la fisiológica y la postura del enfermo (en decúbito supino) no es la única adoptada por el individuo en sus ocupaciones habituales.

De ahí que se han descrito varios métodos de monitorización continua de la fase miccional (Bathia *et al.*, 1982; Webbs *et al.*, 1991). Estos métodos reciben el nombre genérico de Telemetría o Urodinámica Ambulatoria, y en ellos se puede incluir también el apartado anteriormente descrito del registro automático de la flujometría de 24 horas.

En el caso concreto del estudio de la fase de llenado se puede hablar de Telecistomanometría o Cistomanometría ambulatoria (Begara *et al.*, 1993) (Fig. 4.).

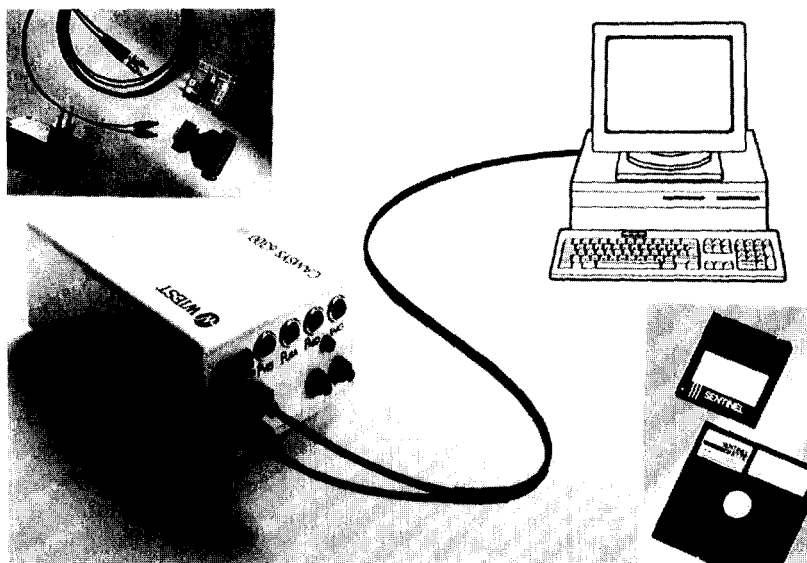


Fig. 4.— Telecistomanometría. Dispositivo de registro conectado al procesador de datos. (CAMSYS).

Este método consiste en la introducción en la vejiga de un catéter uretral de 9 mm que lleva en su extremo proximal, un microtransductor de presión intravesical y un microtransductor de presión intrauretral. Este catéter se complementa con otro catéter intrarrectal con un microtransductor de presión encargado de recoger la presión intraabdominal. A su vez se puede complementar con un cuarto transductor que recogerá la actividad de la musculatura perineal, a modo de electromiograma (EMG) o un indicador de pérdida urinaria.

Estos catéteres se conectan a una unidad de registro con capacidad para almacenar cuatro canales simultáneamente, por donde le llegan las señales provenientes de la presión vesical, presión uretral, presión abdominal, EMG perineal e incontinencia urinaria.

La información recibida es posteriormente almacenada en un soporte electromagnético (cinta de cassette o disco blando), que posteriormente será decodificada en forma de registro analógico o digital mediante un procesador central.

Entre las aplicaciones de esta técnica destacan: la demostración de incontinencia urinaria no objetivada durante el estudio urodinámico convencional. El diagnóstico de la inestabilidad vesical no demostrada durante el estudio urodinámico convencional. La valoración de la función uretral durante el llenado, el estudio de la acomodación vesical en condiciones fisiológicas, así como su repercusión sobre el tracto urinario superior.

No es infrecuente no demostrar incontinencia urinaria de esfuerzo en el estudio urodinámico convencional, con diversas maniobras, aunque la enfer-

ma la refiera en su historia clínica con la tos, etc. Ante estos casos la telemetría ha podido diagnosticar en muchas ocasiones la incontinencia de esfuerzo al detectar incontinencia urinaria (mediante el indicador de pérdida urinaria), en relación temporal con aumentos de la presión intraabdominal (tos, coger pesos), marcados debidamente por la enferma mediante un señalador diseñado a tal fin.

El porcentaje de inestabilidad vesical demostrada por los estudios telemétricos (89 %) es muy superior al detectado por la cistomanometría convencional (18 %) (Van Waalwijk *et al.*, 1992). Esta mayor sensibilidad de la telemetría puede deberse a que mediante esta técnica el paciente puede adoptar situaciones o posiciones que actúan como desencadenante de la inestabilidad. Además en caso de enuréticos, el registro nocturno de la dinámica vesical permite diagnosticar un mayor porcentaje de inestabilidades. Algunos autores consideran imprescindible esta técnica para descartar la presencia de inestabilidad vesical antes de indicar la colocación de un esfínter artificial, ya que las contracciones involuntarias del detrusor contraindicarían esta técnica quirúrgica.

Aunque los estudios convencionales son superiores a la telemetría en cuanto al diagnóstico de incontinencia de stress (Van Waalwijk *et al.*, 1992), la función uretral durante la fase de llenado es monitorizada más eficientemente con la telemetría. En este sentido se han encontrado variaciones periódicas en la presión uretral de reposo del sexo femenino (Kirby *et al.*, 1989), que podría corresponder a la inestabilidad uretral. Asimismo en niñas con micción no coordinada, es posible encontrar ascensos y descensos de la presión uretral. El significado de estas variaciones de presión y su relación con la incontinencia urinaria femenina es aún objeto de estudio.

El estudio de la acomodación vesical con esta técnica ha demostrado que la presión vesical de llenado es inferior a la registrada con las técnicas convencionales. Este dato parece deberse a que la velocidad de infusión utilizada para el estudio cistomanométrico convencional es mayor que el llenado fisiológico. Este hecho compensaría la mayor presión vesical en reposo observada con la telemetría, debida en este caso al peso que los órganos abdominales ejercen sobre la vejiga (Webb *et al.*, 1991).

Por otra parte, algunos casos de acomodación vesical disminuida en la cistomanometría convencional han correspondido a inestabilidad vesical en la telecistomanometría (Webb *et al.*, 1989).

Aunque la acomodación vesical parece desempeñar un importante papel como desencadenante de las alteraciones del tracto urinario inferior, sobre todo en pacientes con vejiga neurógena, parece ser que también influye la presencia de inestabilidad vesical. Así Webb *et al.* (1989) encontraron que la frecuencia de contracciones fásicas en la telecistomanometría se correlacionaba inversamente con la acomodación vesical en los estudios convencionales y directamente con la afectación del tracto urinario superior.

Una aplicación importante de la Urodinámica Aplicada al estudio de la inestabilidad vesical sería la valoración del área de las ondas de inestabilidad

vesical y no solamente su intensidad como se realiza actualmente. Con este método se podrá determinar el grado urodinámico real de la inestabilidad vesical.

3. ESTUDIOS DE PRESIÓN DETRUSOR/FLUJO MICCIONAL

El test de presión detrusor/flujo miccional estudia la fase de vaciado o miccional del tracto urinario inferior. Este test mide las variaciones de presión del detrusor y flujo miccional durante la fase miccional.

La interpretación de los valores de presión/flujo se realiza en la urodinámica convencional de manera aproximada, suponiendo que en situaciones normales el flujo es alto y que la presión se mantiene baja, mientras que cuando existe obstrucción del tracto uninario se invierten los términos, siendo la presión alta y el flujo bajo (ICS, 1980).

Sin embargo, este método carece de una base teórica apropiada para interpretar la variación de los valores de presión y flujo durante toda la fase miccional, por lo que a veces se llega a resultados contradictorios, sobre todo en el caso de un flujo bajo con presión baja.

El biofísico inglés Joseph Griffiths (1973, 1977) demostró que el flujo urinario depende de dos factores: la contractibilidad vesical y la resistencia que opone la uretra al paso de la orina, y para valorar correctamente estos parámetros no es suficiente la medida de un único valor como el flujo máximo y la presión máxima, sino que es necesario observar su relación a lo largo de toda la fase miccional.

Para realizar estos cálculos, aunque se pueden hacer aproximaciones manuales, es mucho más exacto la ayuda de un procesador informático, que registra muchos puntos, para a continuación ajustarlos a una determinada ecuación teórica.

Existen varios modelos teóricos a los que ajustar los valores de presión y flujo, para obtener los correspondientes valores de resistencia uretral y contractibilidad vesical. Aunque estos parámetros son calculados conjuntamente en los diversos programas informáticos elaborados al respecto, por razones de claridad los analizaremos independientemente.

A) CÁLCULO DE LA RESISTENCIA URETRAL

a) **Modelo de Abrams and Griffiths**

Los modernos programas informáticos para el cálculo de la resistencia uretral derivan del modelo propuesto por Abrams and Griffiths en 1979.

Estos autores, basados en las consideraciones teóricas anteriormente expuestas, describieron un gráfico en el que incluían todos los valores de presión y flujo durante la fase miccional. Observaron que realizando un trazado

continuo de las variaciones de presión y flujo, mediante un ordenador, se obtenía una línea, cuya morfología variaba según la presencia o ausencia de obstrucción (Fig. 5).

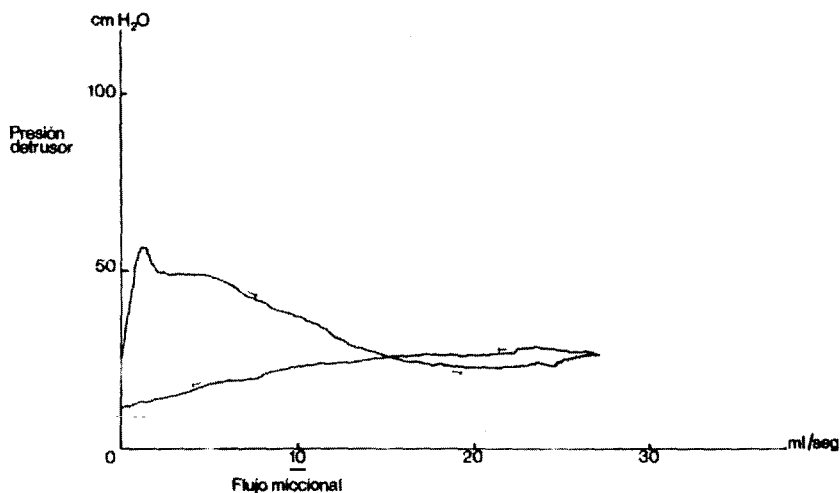


Fig. 5.—Diagrama presión/flujo de Abrams and Griffiths. Patrón normal.

Así describieron tres patrones valorando la presión de cierre (o presión al finalizar el flujo) y la pendiente media de la línea de presión/flujo.

— Un patrón no obstructivo o patrón A caracterizado por una presión de cierre menor o igual a 40 cm H₂O y una pendiente menor de 2 $\text{vc} \text{cm H}_2\text{O}/\text{ml.s}^{-1}$.

— Un patrón obstructivo o patrón B caracterizado por una pendiente mayor o igual de 2 $\text{cm H}_2\text{O}/\text{ml.s}^{-1}$.

Un patrón obstructivo o patrón C caracterizado por una pendiente menor de 2 $\text{cm H}_2\text{O}/\text{ml.s}^{-1}$, pero con una presión de cierre mayor de 40 cm H₂O.

Actualmente las gráficas de presión/flujo se encuentran presentes en todos los programas informáticos que calculan la resistencia uretral, aunque en la mayoría de los programas no se incluye su correspondiente interpretación.

b) Modelo de Schaefer

El ingeniero alemán Werner Schaefer (1983a) aplicó los conceptos teóricos de la dinámica de fluidos al análisis de las gráficas de presión/flujo descritas por Griffiths.

Este autor basándose en el modelo propuesto por Griffiths considera que la uretra no actúa como un tubo rígido, sino como un conducto elástico, por lo que en la fase de llenado su diámetro es cero, ya que sus paredes están adheridas entre sí.

Por lo tanto, para que exista flujo miccional la presión proporcionada por la contracción del detrusor (P_{det}) se empleará en despejar la uretra (P_{muo}) y en mantener el flujo urinario (Q). Con lo que la ecuación de Bernouilli para los fluidos en movimiento, aplicada a la orina queda de la siguiente forma:

$$Q = A \cdot \sqrt{(P_{det} - P_{muo})}$$

Siendo Q el flujo miccional, P_{det} la presión del detrusor, P_{muo} la presión necesaria para despejar la uretra o presión de apertura, y A una constante de proporcionabilidad que depende de la sección uretral.

Esta ecuación pertenece a una curva parabólica que Schaefer denominó relación de resistencia uretral pasiva o PURR, que indica la mínima resistencia uretral o resistencia uretral pasiva (Fig. 6). A esta PURR se opone la DURR o relación de resistencia uretral dinámica, que tiene lugar en situaciones en que se contrae la musculatura periuretral, por ejemplo, en caso de micción no coordinada.

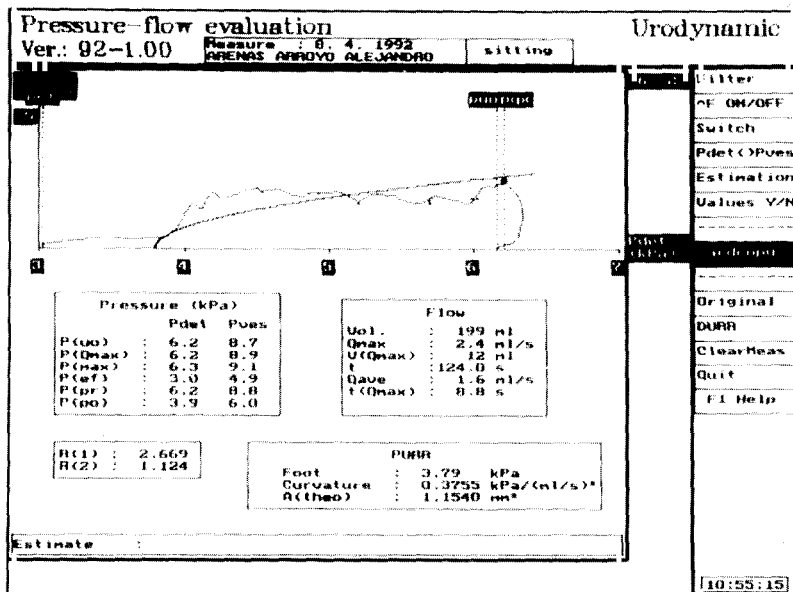


Fig. 6.—PURR de Schaefer. (AUDIT).

Estos parámetros se pueden calcular informáticamente mediante un programa informático denominado AUDIT^R (Schaefer, 1990), que ajusta los diagramas de presión/flujo a la ecuación teórica de la PURR. Se obtienen así dos parámetros para la valoración de la resistencia uretral: la presión de apertura (P_{muo}) y la curvatura de la curva C cuyo valor es inverso a la constante A según la fórmula:

$$C = \frac{1}{2 \cdot A^2}$$

Se distinguen así cuatro tipos de condiciones:

- Ausencia de obstrucción, caracterizada por una (P_{muo}) menor de 25 cm H₂O y una C menor de 0,1 cm H₂O/(ml·s⁻¹)².
- Obstrucción compresiva (típica de la hiperplasia prostática), caracterizada por una P_{muo} igual o mayor de 25 cm H₂O y una C menor de 0,1 cm H₂O/(ml · s⁻¹)².
- Obstrucción constrictiva (típica de las estenosis de uretra) caracterizada por una P_{muo} menor de 25 cm H₂O y una C igual o mayor de 0,1 cm H₂O/(ml · s⁻¹)².
- Obstrucción mixta (típica de la esclerosis de cuello) caracterizada por una P_{muo} igual o mayor de 25 cm P_{muo} y una C igual o mayor de 0,1 cm H₂O/(ml · s⁻¹)².

En cuanto al DURR refleja las situaciones de aumento de presión asociadas a disminución del flujo durante la primera parte de la micción. La curvatura de la DURR es inversa a la PURR. Gráficamente se representa por espículas perpendiculares a la curva de la PURR. Generalmente su intensidad se interpreta según el número de espículas producidas.

c) Modelo de Spangberg

Este modelo, presentado por Spangberg con ayuda del departamento de bioingeniería de la Universidad de Linkoping en Suecia (Spangberg *et al.*, 1988), está basado en las mismas consideraciones teóricas propuestas por Schaefer (1983a). Su diferencia con el anterior modelo es considerar que el área de sección uretral (representada por la constante A) depende de dos factores: la elasticidad uretral y los cambios dinámicos de la resistencia uretral. Así se obtiene una ecuación de la resistencia uretral formada por tres parámetros:

$$Q = A \cdot \sqrt{(P_{\text{det}} - P_{\text{muo}} - P_{\text{uu}})}$$

Donde Q es el flujo miccional, P_{det} es la presión del detrusor, A es la constante del área de sección y P_{uu} es la presión intrauretral estática. Esta presión intrauretral no es dependiente de la presión de apertura.

Spangberg *et al.* han confeccionado también un programa incluido en el paquete informático UD 2000 de la firma MSM que calcula automáticamente los tres parámetros ajustando los diagramas de presión flujo a una ecuación de la forma:

$$P_{\text{det}} = P_{\text{muo}} \cdot L_m \cdot Q^m$$

En este caso L_m corresponde al valor de la curvatura de la curva obtenida, M un exponente que puede tomar los valores 2/3, 1, 4/3, 8/5 y 2. El valor final vendrá determinado por el que mejor se ajuste al gráfico de presión/flujo. En el caso de $m = 2$ la ecuación es idéntica a la propuesta por Schaefer (1983a).

Este modelo es demasiado complicado y dado que la presión intrauretral estática (P_{uu}) es despreciable (Hoefner *et al.*, 1993), en la práctica sus resultados no justifican su complejidad (Schaefer, 1990).

d) Factor grupo específico de resistencia uretral (URA)

Este modelo propuesto de nuevo por Griffiths *et al.* (1989) calcula un solo parámetro para determinar la resistencia uretral denominado factor grupo-específico de resistencia uretral (URA).

Su modelo teórico es el mismo que el de Schaefer (1983a), pero a diferencia de Spangberg *et al.* (1989) en vez de añadirle un nuevo parámetro, lo elimina. Quedando, por lo tanto, un único parámetro. En este caso la ecuación de la resistencia uretral presenta la forma de:

$$Q = \sqrt{(P_{\text{det}} - \text{URA})}$$

Como se observa, se ha eliminado el término que se relaciona con el área de sección uretral. La URA correspondería a una presión de apertura (P_{muo}) teórica.

En la práctica se calcula mediante un programa informático que obtiene la URA a partir de los valores medios de presión y flujo durante la fase miccional. Este programa debido a su sencillez está incorporado en casi todos los paquetes informáticos.

Griffiths *et al.* (1989) consideran que existe obstrucción si el valor de la URA es superior a 29 cm H₂O, mientras que si es igual o inferior a este valor no hay obstrucción.

Este modelo ha recibido críticas basadas principalmente en dos hechos (Hoefner *et al.*, 1993; Schaefer, 1990): no tiene en cuenta el tipo de obstruc-

ción de que se trata, y en casos de alteración de la capacidad contráctil vesical puede ser erróneo.

Para corregir esta segunda fuente de error Van Mastriht and Rollema (1992) en su programa CLIM corrigen el valor obtenido de la URA mediante otro parámetro denominado índice máximo extrapolado de incremento de la presión isométrica (U/L).

B) CÁLCULO DE LA CONTRACTILIDAD VESICAL

La denominada contractilidad vesical se puede definir como la energía empleada por el detrusor durante la fase miccional. Esta energía se transmite a la orina en forma de energía dinámica o flujo miccional.

En condiciones de ausencia de resistencia uretral, toda la energía del detrusor se transforma en energía dinámica miccional con un flujo máximo teórico (Q_m), que será el mayor flujo teórico alcanzable. Cuando, por el contrario, la resistencia uretral no permite la salida de la orina, la energía del detrusor se utilizará en aumentar la presión intravesical con una presión máxima que será la presión isométrica (Piso). Esta relación teórica entre presión y flujo constituye la relación vejiga-«salida vesical» (BOR) (Griffiths, 1977).

La BOR es una curva hiperbólica cuya morfología depende de la contractibilidad vesical. Por lo tanto, si fuéramos capaces de determinar la BOR específica de cada vejiga tendríamos una medida de su contractilidad.

Sin embargo, en condiciones reales existe una cierta resistencia uretral que permite el paso de orina, por lo que una parte de la energía del detrusor se empleará en aumentar el flujo miccional hasta un flujo máximo real (Q_{max}) y otra parte se gastará en aumentar la presión intravesical. Por lo tanto, los valores reales de presión y flujo obtenidos durante la fase miccional dependen a la vez de la contractilidad vesical y de la resistencia uretral, por lo que no es posible determinar la BOR.

Werner Schaefer (1983b) estudia la contractilidad vesical desde el punto de vista de la cantidad de energía suministrada por el detrusor o trabajo (W), por unidad de tiempo (t). Este parámetro se denomina Potencia (P_w).

$$P_w = \frac{W}{t}$$

La potencia es un parámetro que depende de la contractilidad vesical, por lo que si se pudiera hallar la potencia del detrusor en un momento dado, tendríamos una manera de evaluar la contractilidad vesical.

Como por otra parte el trabajo del detrusor (W) se puede expresar como:

$$W = P_{det} \cdot Q \cdot t$$

(siendo P_{det} la presión del detrusor, Q el flujo y t el tiempo).

Sustituyendo en la expresión anterior, se obtiene que:

$$P_w = Q \cdot P_{\text{det}}$$

Así una forma de obtener la potencia contráctil vesical es multiplicar la presión del detrusor en un momento dado por el flujo en ese momento. Esta fórmula sería útil si la potencia desarrollada por el detrusor fuera constante. Sin embargo, varía con el tiempo, por lo que el valor de la potencia dependerá del momento elegido para calcularla.

Para evitar esta limitación Schaefer (1990) propone calcular la potencia a flujo máximo ($P_{Q_{\text{max}}}$). Considerando que este parámetro varía poco después de la extirpación prostática en varones con hiperplasia prostática. Este autor considera normal una potencia contráctil a flujo máximo ($P_{Q_{\text{max}}}$) superior o igual a 50 miliwatios. Si el valor de la $P_{Q_{\text{max}}}$ es superior o igual a 75 miliwatios considera que existe una contracción fuerte del detrusor. Si la $P_{Q_{\text{max}}}$ está comprendida entre 50 miliwatios y 25 miliwatios considera que existe una contracción débil del detrusor y si la $P_{Q_{\text{max}}}$ es inferior o igual 25 miliwatios considera que se trata de una contracción muy débil del detrusor. Sin embargo, este parámetro carece de una base teórica sólida.

Para mejorar la evaluación de la contractilidad vesical es preciso recurrir al cálculo integral.

La potencia instantánea vesical vendrá definida por la fórmula:

$$P_w = \frac{dV}{dt}$$

Siendo dW el pequeño incremento de trabajo, producido en un pequeño intervalo (dt).

El trabajo total desarrollado por el detrusor se definirá como la suma de los pequeños incrementos de potencia a lo largo del tiempo que dure el flujo, o sea:

$$W = \int_0^{t_{\text{flujo}}} P_w \cdot dt$$

Basados en el cálculo integral, Van Mastrigy and Rollema (1992) calculan la potencia desarrollada por unidad de superficie vesical, obteniendo una gráfica de la variación de la potencia/superficie en relación al volumen intravesical. De los parámetros suministrados por esta gráfica observan que el más indicativo de la contractibilidad vesical es la potencia/superficie máxima (W_{max}), considerando normales valores los superiores a 10 Q/m².

Actualmente el cálculo de este parámetro está disponible en los programas informáticos AUDIT^R y CLIM^R.

4. ESTUDIOS DE PRESIÓN URETRAL

Los estudios de presión uretral miden los cambios de presión en la uretra. Para ello se utilizan catéteres fenestrados por los que se introduce un flujo de suero fisiológico a velocidad constante. Un microtransductor situado en el extremo del catéter, o exterior, mide la resistencia que oponen las paredes de la uretra al flujo del líquido, transformándola en señal de presión.

Los cambios de presión pueden medirse a lo largo del espacio (perfil de presión estático) o a lo largo del tiempo (perfil de presión dinámico). A su vez el perfil de presión estático puede medirse durante la fase de llenado (perfil de presión uretral de cierre) o durante la fase miccional (perfil de presión uretral miccional).

A) PERFIL DE PRESIÓN URETRAL DE CIERRE

Esta técnica mide los cambios de presión a lo largo de la longitud uretral durante la fase de llenado (en reposo). En la urodinámica convencional se valoran algunos parámetros puntuales como la presión máxima uretral, la presión máxima uretral de cierre (presión máxima-presión vesical) y la longitud uretral funcional (longitud a lo largo de la cual la presión uretral es mayor que la vesical).

Actualmente no encuentra gran utilidad dicho estudio, a excepción de algunos casos de incontinencia urinaria. Así hay autores (Raz, 1992) que utilizan el estudio de presión uretral en la incontinencia de esfuerzo.

Utilizando los conceptos referentes a la Urodinámica Integrada, algunos autores (Abrams and Torrens, 1977) analizaron las curvas del perfil uretral correspondientes a pacientes con hiperplasia benigna prostática, encontrando cierta relación entre el área y la resistencia uretral.

B) PERFIL DE PRESIÓN URETRAL MICCIONAL

Mayor utilidad presenta el estudio del perfil de presión uretral (simultáneo a la presión vesical) durante la micción.

Mediante este estudio se obtienen curvas de presión que permiten conocer la variación de presión desde la vejiga hasta el meato uretral. Además permite diferenciar los valores de presión correspondientes a los distintos segmentos del tracto urinario inferior: vejiga, cuello vesical, uretra prostática, uretra membranosa, uretra anterior y meato (Yalla, 1988). El diagnóstico de obstrucción viene dado por los gradientes de presión entre los diferentes segmentos del tracto urinario inferior, considerándose la existencia de obstrucción cuando existe un gradiente de presión en la uretra supramembranosa mayor de 10 cm H₂O.

C) PERFIL DE PRESIÓN DINÁMICO

Esta técnica mide los cambios de presión uretral durante el tiempo. Principalmente se emplea para valorar la transmisión del aumento brusco de la presión intraabdominal a la uretra. El perfil de presión dinámico se realiza situando el catéter uretral en el punto de máxima presión uretral. Se definen dos parámetros básicos: la presión máxima uretral de cierre dinámica (presión máxima uretral de cierre tras un aumento brusco de presión intraabdominal) y el índice de transmisión (porcentaje del aumento de presión intraabdominal que se transmite a la uretra).

La principal utilidad de esta técnica es el estudio de la genuina incontinencia de esfuerzo femenina, aunque está sujeto a limitaciones (McGuire, 1984).

El estudio ambulatorio de las variaciones de presión uretral forma parte de la Telemetría, ya comentada anteriormente.

5. ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) es la técnica que estudia los potenciales bioeléctricos producidos por la despolarización del músculo (Blaivas, 1984b). Se trata de la única técnica capaz de estudiar directamente la integridad de la función muscular.

Esta técnica registra las variaciones de potencial eléctrico (medido en microvoltios) de las unidades motoras (o grupo de fibras musculares inervadas por una sola fibra nerviosa) durante el tiempo (medido en milisegundos), que tiene lugar tras la estimulación de una determinada unidad motora (fenómeno de despolarización).

El registro de las variaciones del potencial eléctrico se recogen mediante los electrodos o conductores de la electricidad que conectan el sistema biológico con el circuito de medida.

Existen varios tipos de electrodos (Blaivas, 1984b; Siroky, 1991). Básicamente se clasifican en electrodos de superficie y electrodos profundos o de aguja.

Los electrodos de superficie miden la actividad conjunto de la musculatura esquelética transmitida a la superficie de la piel. No recogen directamente la actividad bioeléctrica de las unidades motoras. Se conocen tres tipos de electrodos de superficie:

– *Electrodos anales.* Consisten en un dispositivo formado por dos anillos concéntricos, montados en un dispositivo anal. Este tipo de electrodo puede introducir actividad artefactada procedente de la contracción de los músculos perineales del paciente con el fin de retener el dispositivo.

– *Electrodos montados en catéter uretral.* Consisten en dos anillos concéntricos montados en una sonda uretral. Registra la actividad del esfínter

periuretral a través de la actividad bioeléctrica transmitida a la mucosa uretral. Sin embargo, la interferencia de artefactos es grande.

– *Electrodos cutáneos.* Se trata de dos electrodos autoadhesivos. Facilitan la movilidad del paciente. Recogen bien la actividad superficial de la musculatura perineal.

Los electrodos profundos o de aguja permiten registrar selectivamente la actividad eléctrica de determinadas unidades motoras. Entre sus desventajas se incluyen la necesidad de mayor habilidad para colocar correctamente los electrodos, la mayor molestia al paciente y la excesiva selectividad de las unidades motoras examinadas, que pueden no ser representativas del total de unidades motoras musculares. Existen varios modelos básicos:

– *Electrodos monopolares.* Tienen la ventaja de ser extraordinariamente pequeños (aguja núm. 30), por lo que las molestias ocasionadas al paciente son mínimas. Necesitan de una toma a tierra complementaria cercana al electrodo activo para medir adecuadamente la diferencia de potencial.

– *Electrodos bipolares.* Suelen estar formados por dos electrodos situados en paralelo dentro de una vaina que se conecta a tierra. Cuanto menor es el área del extremo del electrodo, más selectiva es su información. Se considera que para obtener registros adecuados de una sola unidad motora el área debe ser menor de 1mm^2 .

– *Electrodos concéntricos.* Consisten en un electrodo montado dentro de una cánula que sirve como electrodo de referencia. Los electrodos son más pequeños que en el caso de los electrodos monopolares (aguja núm. 22). Es el más utilizado. Puede registrar simultáneamente de 1 a 3 unidades motoras.

Los impulsos eléctricos conducidos por los electrodos son convenientemente amplificados, representándose finalmente en los denominados dispositivos de registro (Fig. 7).

Los dispositivos de registro son aparatos que representan la información obtenida y posteriormente la fijan en un medio de soporte.

Entre los dispositivos de registro se encuentran el registro gráfico. en este caso la señal eléctrica es transformada en señal mecánica. El elemento registrador es un estilete que deja su señal sobre un papel móvil a una velocidad constante, siendo los desplazamientos del estilete proporcionales la amplitud de la señal. Esto permite obtener una gráfica que indica la variación de la señal registrada respecto al tiempo. Sin embargo, este dispositivo es poco sensible dada la rapidez con que ocurren las variaciones de señal electromiográficas.

Otro tipo de dispositivos utilizados es el basado en el oscilógrafo de señal luminoso. Este dispositivo es mucho más sensible que el anterior. Algunos oscilógrafos disponen de medios de fijación de la imagen que permiten un detallado estudio.

Por último, en electromiografía también se utilizan altavoces conectados a la señal registrada. En este caso la información recibida se reproduce acústicamente, variando su tono e intensidad según la frecuencia y amplitud de la señal emitida.

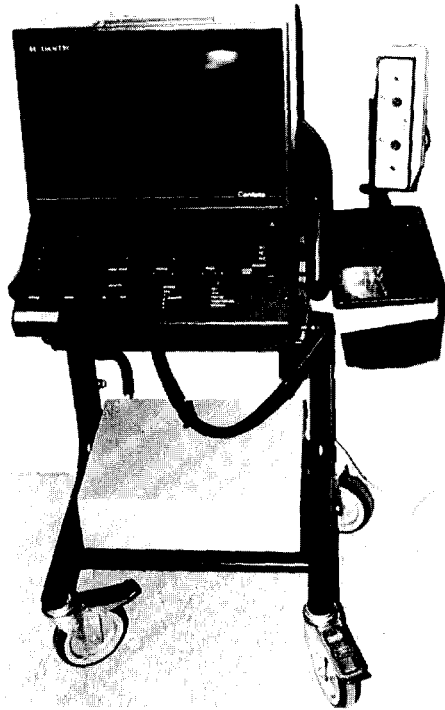


Fig. 7.—Dispositivo de registro de electromiografía. (CANTATA-DANTEC)

La electromiografía se aplica principalmente al estudio de la musculatura estriada periuretral y perineal. También se puede medir el tiempo transcurrido desde que se estimula una determinada terminación nerviosa (motora o sensorial) y se obtiene la respuesta. Son los potenciales evocados motores o sensoriales. El estudio de la actividad de la musculatura lisa de las fibras musculares de los cuerpos cavernosos constituye el denominado SPACE.

A) ELECTROMIOGRAFÍA DEL MÚSCULO ESTRIADO

La información básica proporcionada por la electromiografía del esfínter periuretral (EMG) constituye el registro de los potenciales de unidad motora (Fig. 8). Estos registros presentan un gráfico de la variación de potencial eléctrico con el tiempo.

Para su interpretación se utilizan convencionalmente dos tipos de parámetros: la duración del potencial (en milisegundos) o su parámetro inverso el número de potenciales por unidad de tiempo o frecuencia (medida en Her-

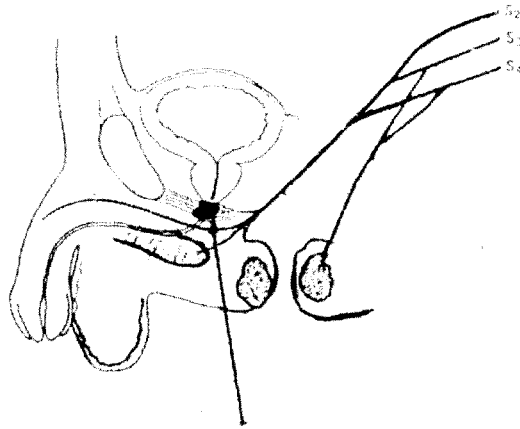


Fig. 8.—Electromiografía del esfínter perirectal.

zios), y su amplitud o máxima diferencia de potencial (medida en microvoltios). También se tiene en cuenta la morfología de la onda de despolarización.

Así un *potencial normal de unidad motora* (Fig. 9A) se caracteriza por una frecuencia menor de 10 Hz y un potencial máximo entre 100 y 500 microvoltios. La forma de la onda es bifásica con una deflexión inicial hacia arriba, que por convenio se considera negativa, seguida de una deflexión hacia abajo, que se considera positiva.

También se consideran normales los potenciales de acción musculares bi o trifásico con una amplitud superior a 3.000 microvoltios y una duración superior a 10 milisegundos.

Cuando se produce una contracción intensa del músculo estriado, al activarse más unidades motoras, debido al aumento de la intensidad de la contracción, se reclutarán más potenciales de acción, interfiriéndose entre sí, dando lugar al denominado «patrón interferencial».

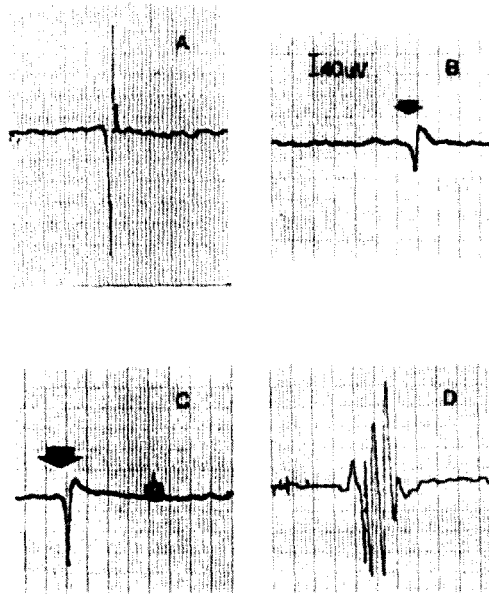
Existen varios tipos de potenciales relacionados específicamente con el tipo de patología de la unidad motora (Siroky, 1991):

Potenciales de fibrilación (Fig. 9B). Se trata de potenciales de unidad motora, bifásicos, de baja amplitud (50-200 microvoltios) y pequeña duración (1,5 milisegundos). Su morfología típica consiste en una serie de complejos con una onda positiva (hacia abajo) amplia y una onda negativa (hacia arriba) más pequeña. Su origen es la lesión completa o casi completa de la inervación muscular, lo que da lugar a estos potenciales de unidad motora espontáneos.

Onda positiva (Fig. 9C). Consiste en potenciales bifásicos formados por una onda positiva con una intensidad entre 200-2.000 microvoltios, y como la primera se debe a una lesión de la unidad motora. Es preciso que la lesión

tenga una antigüedad mínima de dos semanas para que se demuestren este tipo de potenciales.

Potenciales polifásicos (Fig. 9D). Se caracteriza por la presencia de una onda con más de cuatro deflexiones o fases. Su intensidad es superior a 5.000 microvoltios y su duración superior a 25 milisegundos. Su significado puede ser normal en caso de reclutamiento de varias unidades motoras si no alcanza más del 15 %. En un porcentaje mayor indica la existencia de fenómenos de reinervación procedentes de la neurona de una unidad motora vecina (neuropatía periférica).



Figs. 9A, 9B, 9C y 9D.—Electromiografía del esfínter periuretral. Potenciales de acción. A: normal. B: potenciales de fibrilación. C: onda positiva. D: polifásico.

Descargas miotónicas y pseudomiótónicas (Fig. 10). Las descargas miotónicas presentan unos potenciales de acción de alta frecuencia, con morfología normal o similar a los potenciales de fibrilización u ondas positivas, y pueden ser provocados por el movimiento del electrodo. Las descargas miotónicas son características de algunas miopatías (Lanman and Ritchie, 1977).

Las descargas pseudomiótónicas (también llamadas descargas repetitivas complejas) son similares a las descargas miotónicas, aunque la frecuencia es muy irregular (Fig. 9). Se presentan en distintas afectaciones neurológicas y no neurológicas, y parecen reflejar una irritabilidad no específica de membrana (Butler, 1979).

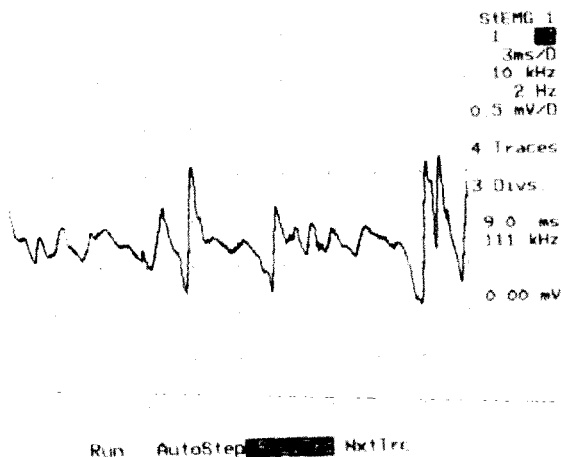


Fig. 10.—Electromiografía del esfínter periuretral. Descargas pseudomiotónicas.

Potenciales de fasciculación. Son descargas de ondas de morfología similar a las descargas pseudomiotónicas. Se diferencian porque no aparecen en salvas como éstas, sino de forma aislada. Representan descargas espontáneas de músculos denervados. También ocurren en las afecciones musculares intrínsecas (miopatías).

Un caso especial lo constituye la recogida de información procedente de manera simultánea de la electromiografía y de las señales de presión durante el llenado vesical (cistomanometría) y micción (test presión detrusor/flujo miccional). En este caso, como la variación de la señal procedente del electromiógrafo es hasta 500 veces más rápida que la señal procedente de la cistomanometría y test presión detrusor/flujo miccional, se necesita algún tipo de dispositivo que almacene la información del electromiógrafo y después la procese dando lugar a una señal analógica proporcional al número de potenciales registrados. Este estudio se puede realizar asimismo de forma ambulatoria, formando parte de la Telemetría.

En circunstancias normales durante la fase de llenado existe un gradual incremento de la actividad EMG periuretral, que alcanza el máximo de intensidad momentos después de producirse la micción. La valoración de este reflejo uretral (reflejo guardián) consiste en comprobar ese aumento de la actividad eléctrica del esfínter periuretral durante el llenado vesical, que traduciría el incremento de la actividad esfinteriana en orden a asegurar la continencia urinaria. El reclutamiento de las unidades motoras hace que aparezcan algunos potenciales polifásicos, mientras que nunca deben verse potenciales positivos o de fibrilación.

Durante la fase miccional se observa una relajación EMG que precede a

la contracción del detrusor en 20 ó 30 segundos, persistiendo dicho silencio durante toda la etapa de contracción del detrusor (sinergia detrusor/esfínter periuretral) (Fig. 11). Al final de la micción se reanuda la actividad EMG. Si

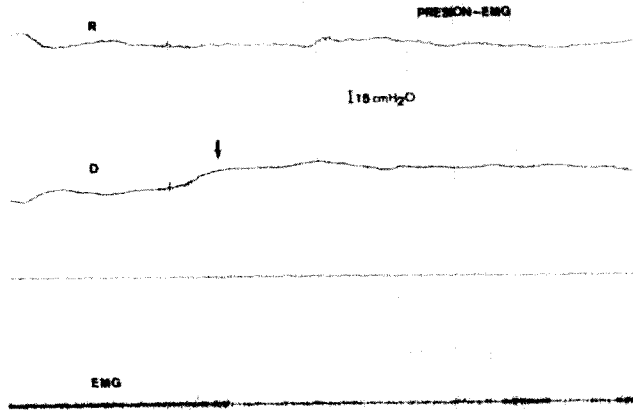


Fig. 11.—Test de presión detrusor. Electromiografía del esfínter periuretral. Sinergia detrusor/esfínter periuretral. R: presión rectal. D: presión detrusor. EMG: electromiografía del esfínter periuretral.

al enfermo se le pide en esta fase que interrumpa voluntariamente la micción se observa un brusco incremento de la actividad EMG (Blaivas, 1984b). En algunas disfunciones neurógenas vesico-uretrales pueden presentarse diversas formas de disinergia (Blaivas *et al.*, 1981), en las que no se produce la relajación del esfínter periuretral durante la contracción involuntaria del detrusor (Fig. 12).

B) POTENCIALES EVOCADOS

Es una técnica que estudia fundamentalmente el tiempo transcurrido (tiempo de latencia) desde que se estimula un determinado reflejo y se produce la respuesta motora (S2-S4) o sensitiva (potenciales somatosensoriales del nervio pudendo).

Los potenciales evocados sirven para investigar la integridad de determinado circuito (o vía) neurológica.

Se distinguen dos técnicas: los potenciales evocados de S2-S4 (motores) y los potenciales evocados somatosensoriales del nervio pudendo (sensitivos).

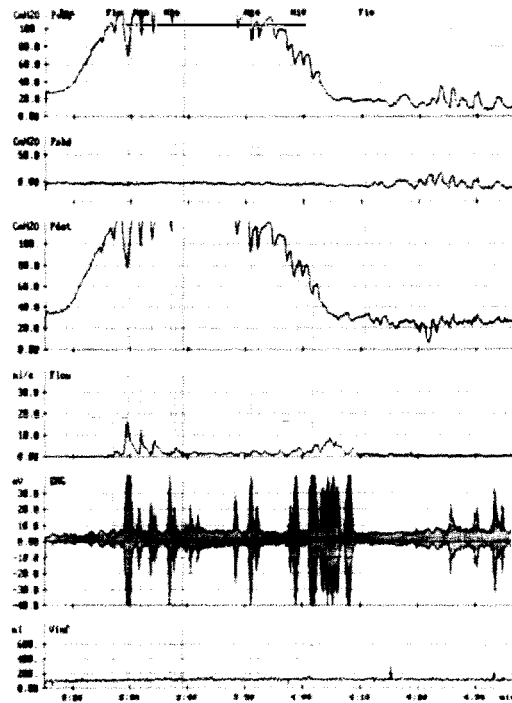


Fig. 12.—Test presión detrusor/flujo miccional. Electromiografía del esfínter periuretral. Desinergia detrusor/esfínter periuretral tipo II de Blaivas. Pves: presión vesical. Pab: presión abdominal. Vinf: volumen infusión.

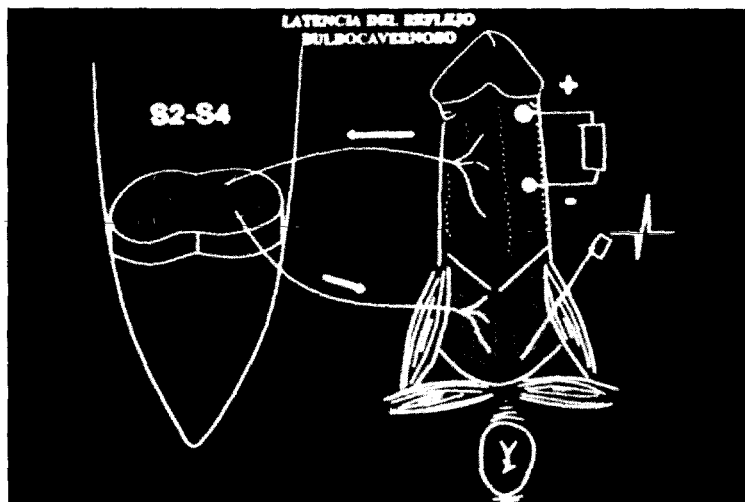


Fig. 13.—Potencial evocado bulbocavernoso S2-S4.

a) Potenciales evocados motores

En urologías de gran interés el estudio del arco reflejo sacro (S2-S4). Este arco reflejo tiene su vía aferente en el nervio pudiendo en caso de estimulación del glánde y probablemente alguna vía autonómica, en caso de estimulación del cuello vesical.

Al llegar al estímulo a la médula espinal, se produce un reflejo multisegmentario, que produce una respuesta motora a través del nervio pudiendo dando lugar a la excitación (o despolarización) del músculo bulbocavernoso (Blaivas, 1984b).

El reflejo bulbocavernoso es cruzado, por lo que al estimular cualquiera de los lados del pene, se producen potenciales de acción en ambos electrodos bulbocavernosos. En algunas condiciones pueden ser asimétricos, lo que permite lateralizar la existencia de lesiones en dicho arco reflejo.

En el estudio normal el tiempo de latencia es inferior a 40 milisegundos si se realiza mediante estimulación del glánde. Ambos potenciales son simétricos. La amplitud suele ser de 50-200 microvoltios (Fig. 14).

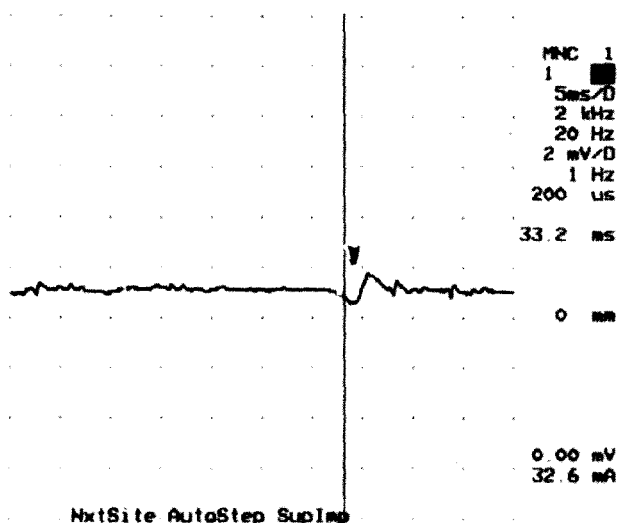


Fig. 14.—Potencial evocado bulbocavernoso normal. Período de latencia 33,2 milisegundos.

En caso de neuropatía periférica: diabética, alcohólica o hernia discal, los tiempos de latencia pueden estar aumentados.

Si existe una lesión tipo neurona motora inferior completa el reflejo bulbocavernoso está abolido. Si es incompleta puede estar presente o no. Si está presente, el período de latencia está aumentado: entre 40 y 60 milisegundos. Si la lesión es asimétrica, los potenciales de ambos lados también lo se-

rán (Susset and Ghoniem, 1984; Blaivas, 1984). El umbral de estimulación puede estar aumentado.

En caso de lesión tipo neurona motora superior, se producen unos tiempos de latencia normales o incluso ligeramente disminuidos, dada la falta de inhibición de los centros superiores.

b) Potenciales evocados somatosensoriales

En este caso se estimula un determinado nervio periférico sensitivo (nervio dorsal del pene) y se recogen los potenciales producidos a nivel medular o cerebral mediante electrodos de superficie (Spudis *et al.*, 1989).

En el caso de potenciales somatosensoriales se estimula, como se ha descrito anteriormente, un nervio sensorial periférico, como el nervio dorsal del pene. Los impulsos sensoriales circulan por los cordones posteriores medulares hasta llegar al tálamo y al córtex sensorial. El potencial evocado se puede recoger en la médula, o más frecuentemente en la corteza cerebral mediante electroencefalograma (Fig. 15).

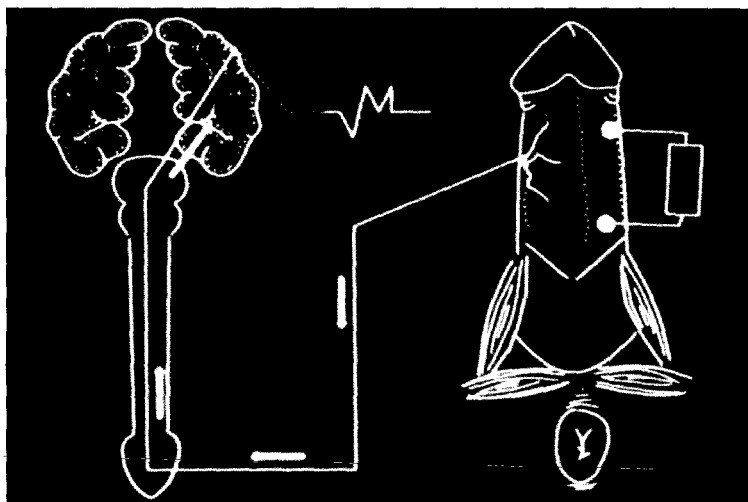


Fig. 15.—Potencial evocado somatosensorial nervio pudendo.

El electrodo de referencia se coloca en la región frontal, mientras que el activo se coloca en la región parieto-occipital. Puede utilizar indistintamente electrodos de superficie o aguja.

Se realiza un promedio de 1.000 estimulaciones. La respuesta cortical presenta una forma de «M» o «W» con 3 deflexiones negativas, N1, N2 y M3.

Los más importantes son el período de latencia N2 y la amplitud post N2 (Spudis *et al.*, 1989).

El período de latencia normal se considera en $51,4 \pm 3,9$ milisegundos y la amplitud postN2 de $2,2 \pm 0,77$ microvoltios (Fig. 16).

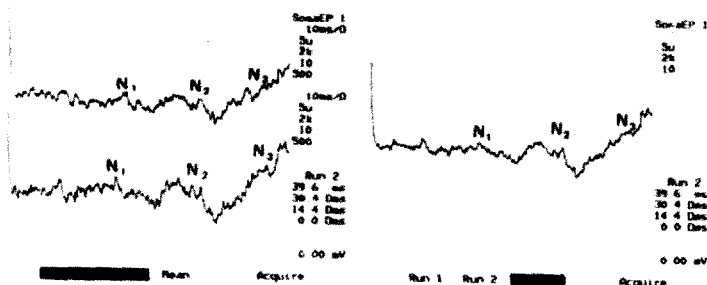


Fig. 16.—Potencial somatosensorial nervio pudendo normal. Período de latencia N2: 39,6 milisegundos.

En algunos casos de importancia por lesión neurológica que interrumpa las vías sensitivas se producirá un retardo del período de latencia N2, así como una disminución de la amplitud postN2.

C) ELECTROMIOGRAFÍA DE LOS CUERPOS CAVERNOSOS

Se utiliza en el estudio de la impotencia. Se trata de estudiar la actividad eléctrica del músculo liso (leiomiograma) de los cuerpos cavernosos con el fin de comprobar la posible lesión neurológica del nervio cavernoso procedente del plexo pélvico (de naturaleza parasimpática). En este caso se estudian los potenciales de musculatura lisa mediante el SPACE (Fig. 17).

Se emplea un electrodo bien de superficie o aguja, colocado en cada cuerpo cavernoso. El potencial resultante se recoge en un osciloscopio o papel de registro. Se puede estudiar esta actividad en reposo, erección fisiológica, postadministración intracavitaria de fármacos y detumescencia.

En pacientes normales se observan unos potenciales trifásicos con una amplitud de 450 microvoltios y una duración de 10-15 segundos, sincrónicos en ambos cuerpos cavernosos, que desaparecen en la erección (Fig. 18).

En pacientes con lesiones periféricas del plexo pélvico se producirán pocos potenciales, y éstos suelen ser irregulares, de baja amplitud y desincronizados con el potencial contralateral (Fig. 19).

La electromiografía de los cuerpos cavernosos actualmente se encuentra en fase de comprobación en orden a valorar su utilidad clínica.



Fig. 17.—Dispositivo de registro (SPACE) de actividad electromiográfica de músculo liso cavernoso.

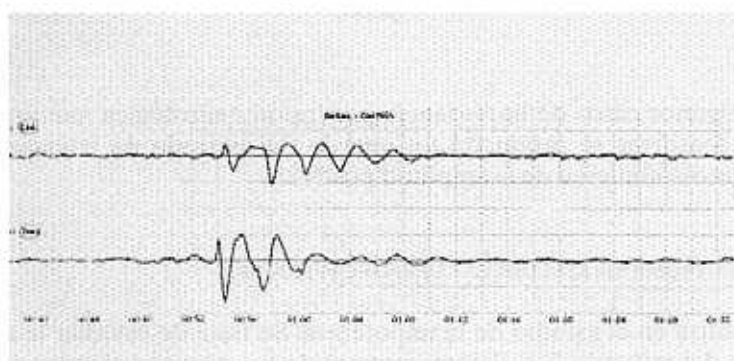


Fig. 18.—Leiomograma de cuerpos cavernosos normal.

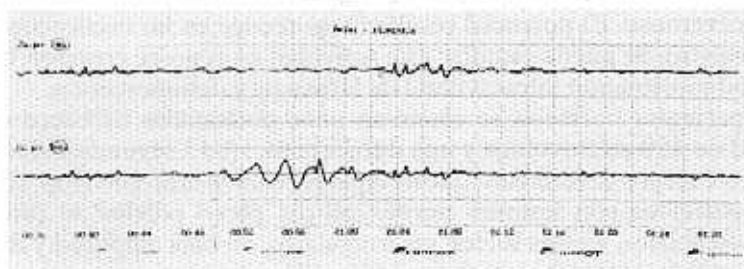


Fig. 19.—Leiomograma de cuerpos cavernosos asincrónico y de baja amplitud en una lesión del nervio pélvico postamputación abdómino-perineal de recto.

6. TECNICAS DE IMAGEN DEL TRACTO URINARIO INFERIOR EN EL ESTUDIO URODINÁMICO

Los progresos en el diagnóstico urodinámico han sido consecuencia en muchos casos de los avances experimentados en la aplicación de las técnicas de imagen.

La primera técnica de imagen utilizada específicamente en los estudios urodinámicos fue la cinecistografía (Bates and Corney, 1971), o estudio sincrónico de la morfología vesical y el test de presión/flujo durante la fase miccional.

Posteriormente se aplicó la nueva tecnología de la grabación de imágenes en cinta magnética (videotape) a los estudios urodinámicos (Blaivas, 1984a), surgiendo la videorodinámica (Fig. 20). Los progresos en la calidad de imagen del soporte magnético, así como la nueva tecnología digital de imagen (Laser Disk) repercutirán favorablemente en el conocimiento de la dinámica del tracto urinario inferior.

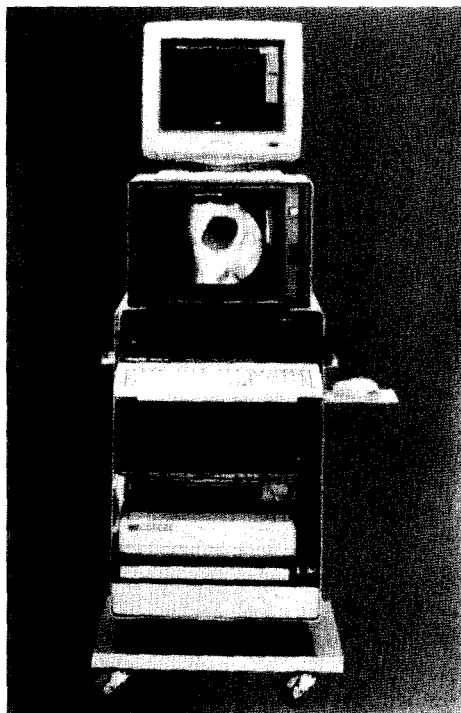


Fig. 20.—Dispositivo de registro simultáneo de videocistografía y estudio urodinámico. (WIEST 8000).

A) ULTRASONOGRAFÍA

La aplicación de la ecografía al estudio del tracto urinario inferior, supuso el inicio de una nueva etapa en la obtención de imágenes de la vejiga y uretra. Al principio los datos suministrados por la ecografía eran lineales y de difícil interpretación, pero posteriormente la aplicación de procedimientos matemáticos de integración de imágenes, unidos a su procesamiento informático, han permitido la obtención de imágenes bidimensionales a tiempo real (Mayayo, 1993).

La aplicación de la ecografía a los estudios específicamente urodinámicos se inició recientemente cuando Yamashita and Ogawa (1991) diseñaron un transductor de ultrasonidos que permite la visualización de la morfología del tracto urinario inferior a tiempo real durante la fase miccional (Espuela *et al.*, 1992).

Otra utilidad de los ultrasonidos en los estudios urodinámicos ha sido la valoración del residuo postmiccional. Este procedimiento ha avanzado mucho debido a la utilización de equipos de ultrasonidos de mayor resolución y a la aplicación de mejores algoritmos diagnósticos (Fig. 21).

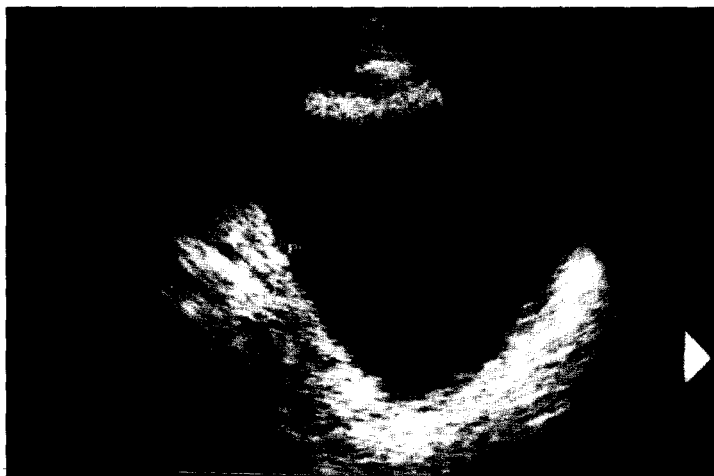


Fig. 21.—*Ecografía abdominal. Residuo vesical postmiccional.*

La medida del residuo postmiccional es importante para valorar la repercusión sobre el tracto urinario inferior de una determinada alteración urodinámica. Está comprobado que un residuo significativo implica una mayor incidencia de alteraciones urinarias como infecciones, litiasis vesical o hematuria.

La determinación normalizada del residuo postmiccional se realiza mediante sondaje vesical, casi siempre a través de la uretra. Esta técnica aunque

es fiable, está expuesta a un mayor riesgo de infecciones urinarias, sobre todo en caso de residuo vesical importante.

Es por eso que se ha propuesto la utilización de medios no invasivos, principalmente radiológicos en la determinación del residuo postmiccional. Los métodos clásicos para determinar dicho residuo incluyen el cistograma postmiccional tras urografía intravenosa y la ecografía transabdominal.

La determinación del residuo por estos métodos de imagen se realizaba de manera aproximada, asumiendo que la vejiga tiene forma de elipsoide, siendo por tanto su volumen igual a $4/3 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot R_3$, siendo R_1 , R_2 y R_3 los tres radios del elipsoide; o lo que es lo mismo $0,69 \cdot D_1 \cdot D_2 \cdot D_3$, siendo D_1 , D_2 y D_3 los tres diámetros del elipsoide.

Sin embargo, la aproximación al elipsoide, que es adecuada para volúmenes vesicales altos, no es válida si el volumen vesical es pequeño o si la vejiga es irregular con formación de divertículos y trabeculaciones.

Es por esto que algunos autores han desarrollado el cálculo del volumen postmiccional, mediante la obtención de secciones sucesivas del volumen vesical. Cuanto mayor sea el número de secciones menor será el error de estimación. Griffiths *et al.* (1986) propusieron una fórmula que únicamente tiene en cuenta las secciones vesicales en el plano antero-posterior y transversal. Sin embargo, esta fórmula produce grandes errores con volúmenes vesicales menores de 150 ml.

Si las secciones son seriadas se obtiene la mejor estimación con un coeficiente de correlación que llega hasta el 0,994 (Beacock *et al.*, 1985).

Para este fin se divide el volumen vesical en secciones cilíndricas de área S y con una longitud diferencial (dl) y posteriormente se integran (suman), obteniendo así el volumen total:

El volumen (dV) de cada sección diferencial será:

$$dV = S \cdot dl$$

por lo tanto el volumen total (V) será:

$$V = \int_0^D S \cdot dl$$

Siendo D el diámetro antero-posterior.

B) OTROS MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEN

Los nuevos métodos de diagnóstico por imagen se basan en aprovechar las diferencias en la composición bioquímica de los tejidos del organismo. Este hecho hace que existan diferencias en cuanto a la cantidad de radiación electromagnética absorbida o emitida ante un determinado estímulo.

Mediante la utilización de aparatos de registro que miden la cantidad de

radiación electromagnética en distintos planos del organismo y gracias a la utilización de complejos algoritmos matemáticos se puede realizar la reconstrucción bi o tridimensional del órgano estudiado.

Estas nuevas técnicas se diferencian según el tipo de la radiación electromagnética empleada. Así el procedimiento que utiliza una fuente de rayos X y analiza la absorción por los tejidos del organismo es la Tomografía Axial Computerizada (TAC) o (CT).

El procedimiento que analiza las ondas de radiofrecuencia producidas por la estimulación de los núcleos de hidrógeno alineados en un campo electromagnético es la Resonancia Nuclear Magnética (RNM).

El procedimiento que realiza un «scanning» con isótopos detectando zonas cerebrales con baja perfusión es el SPECT (Griffiths *et al.*, 1992). Esta técnica está demostrando su utilidad en el estudio de las disfunciones neurológicas vesicouretrales.

La resonancia nuclear ha sido utilizada en la evaluación de las alteraciones morfológicas del tracto urinario inferior asociadas a la incontinencia urinaria de esfuerzo en la mujer.

La grasa perivisceral permite delimitar claramente los órganos pélvicos femeninos (uretra, vagina y recto), así como los ligamentos de soporte (ligamentos uretropélvicos) y los músculos perineales (obturador y elevador del ano) (Fig. 22). Además también es posible observar la capa muscular que rodea a la uretra (músculatura uretral intrínseca), que es más hiperintensa (oscura) que la mucosa uretral (Klutke *et al.*, 1990; Simeone, *et al.*, 1991).

Estos datos permiten distinguir claramente dos tipos de incontinencia de esfuerzo: La debida a una alteración anatómica de la posición uretral debida a una elongación de los ligamentos uretropélvicos, y la debida a una altera-



Fig. 22.—Resonancia magnética nuclear del periné en la mujer.

ción de la musculatura intrínseca uretral, aunque su posición anatómica sea normal (Klutke *et al.*, 1990; Giberti *et al.*, 1991).

La RNM también permite apreciar la posición del resto de los órganos pélvicos femeninos y su relación. Simeone *et al.* (1992) utilizan los datos suministrados por la RNM en varias proyecciones espaciales para realizar una reconstrucción tridimensional de los órganos pélvicos con ayuda de un programa de diseño gráfico por ordenador.

La reconstrucción tridimensional de los órganos pelvianos constituye un nuevo avance en la aplicación de las técnicas de imagen a los estudios urodinámicos. En un futuro no muy lejano es de esperar la animación de estas imágenes por ordenador, procesadas sincrónicamente con los estudios urodinámicos para obtener una videourodinámica tridimensional de alta definición.

BIBLIOGRAFIA

- Abrams, P.; Torrens, M. J.: «Urethral closure pressure profile in the male». *Urol. Int.*, 32:137-145, 1977.
- Abrams, P. H.; Griffiths, D. J.: «The assesment of prostatic obstruction from urodynamic measurements and from residual urine». *Br. J. Urol.*, 51:129-134, 1979.
- Abrams, P.: «The practice of urodynamics». In *Urodunamics. Principles, practice and application: Churchill Livingstone: Edinburgh*, 1984.
- Bates, C. P.; Corney, L. E.: «Synchronous cine/presure/flow cystography. A method of routine urodynamic investigation». *Br. J. Radiol.*, 44:44, 1971.
- Bathia, N. N.; Bradley, W. E.; Haldeman, S.: «Urodynamics: Continous monitoring». *J. Urol.*, 128:963-968, 1982.
- Beacock, C. J. M.; Roberts, E. E.; Rees, R. W. M.; Buck, A. C.: «Ultrasound assesment of residual urine». *Br. J. Urol.*, 57:410-413, 1986.
- Begara, F.; Fernández Lucas, C.; Hermida, J.; Hernández Lagos, A.; Salinas, J.; Resel, L.: «Telemetría en los estudios urodinámicos: Una nueva modalidad diagnóstica». *Urodinámica Aplicada*, 6:185-191, 1993.
- Blaivas, J. G.; Sinha, H. P.; Zayed, A. A. H.; Labib, K. B.: *Detrusor external sphincter dyssnergia*. *J. Urol.*, 125:542-544, 1981.
- Blaivas, J. G.: «Multichannel urodynamic studies». *Urology*, 23:421-438, 1984a.
- Blaivas, J. G.: «Electromyography and sacral evoked responses». In *Urodynamics: Principles, practice and application*. A. R. Mundy, T. P. Stephenson and A. J. Wein (eds.). Churchill-Livingstone. Edinburg chap. 14, pp. 139-150, 1984b.
- Blaivas, J.; Nordling, J.; Griffiths, D. J.; Kondo, A.; Kayanagi, T.; Neal, D.; Schaefer, W.; Yalla, S.: *The objetive evaluation of bladder outflow obstruction*. The 2nd International Consultation on Benign Prostatic Hyperplasia. Paris, 1993.
- Bradley, W.: «Physiology of the urinary bladder». In *Campbell's urology*. Walsh, Gittes, Permuttler, Stamey (eds.). W. B. Saunders Co. Philadelphia, 1986.
- Butler, W. J.: «Pseudomyotonia of the periurethral estriated muscle in women with stress urinary incontinence». *J. Urol.*, 122:838-840, 1979.
- Chancellor, M. B.; Blaivas, J. G.; Kaplan, S. A.; Axelrod, S.: «Bladder outlet obstruction versus impaired detrusor contractibility. The role of uroflow». *J. Urol.*, 145:810-812, 1991.

- Coolsaet, B. L. R. A.; Van Duyl, M. A.; Van Mastrigt, R.; Van der Zwart, A.: «Stepwise cystometry of urinary bladder, a new dynamic procedure to investigate viscoelastic behaviour». *Urology*, 255-257, 1973.
- Coolsaet, B. L. R. A.: «Bladder compliance and detrusor activity during the collection phase». *Neurorol. Urodyn.*, 4:263-273, 1985.
- Cucchi, A.: «Acceleration of flow rate as a screening test for detrusor instability in women with stress incontinence». *Br. J. Urol.*, 65:17-19, 1990.
- Drach, G. W.; Alyton, T. N.; Binard, W. J.: «Male peak urinary flow-rate, relationship to volume voided and age». *J. Urol.*, 122:210-214, 1979.
- Espuela, R.; Abad, F.; Noguerras, M. A.; Pérez, J. A.; Martínez, E.; Arnaiz, F.; Fernández, J.; Guinda, C.: «Ecografía urológica integral: Uretrosonografía retrógrada». *Arch. Esp. Urol.*, 45:237-242, 1992.
- Gerstenberg, T. C.; Andersen, J. T.; Klarskov, P.; Ramírez, D.; Hald, T.: «High flow infravesical obstruction in men». *J. Urol.*, 127:843-945, 1992.
- Giberti, G.; Martorana, G.; Ruggiero, J.; Banchemo, R.; Pacella, M.; Frola, C.: «Female stress incontinence: Magnetic resonance imaging evaluation of anatomical changes in pelvic support». *Urocinámica*, 1:103-105, 1991.
- Gilmour, R. F.; Churchill, B. M.; Steckler, R. E.; Houle, A. M.; Khoury, A. E.; McLoire, G. A.: «A new technique for dynamic analysis of bladder compliance». *J. Urol.*, 150:1200-1203, 1993.
- Griffiths, D. J.: «The mechanics of the urethra and micronutrition». *B. J. Urol.*, 45:497-507, 1973.
- Griffiths, D. J.: «Urodynamic assesment of bladder function». *Br. J. Urol.*, 49:29-36, 1977.
- Griffiths, D. J.; Murray, A.; Ramsden, P. D.: «Accuracy and repeatability of bladder volume measurement using ultrasonic imaging». *J. Urol.*, 136:808, 1986.
- Griffiths, D. J.; McCracken, P. N.; Moore, K.; Harrison, G. M.; Gormley, E. A.; McEanan, A. J.; Hooper, R.: «Location of cerebral lesions responsible for geriatric urge-incontinence». *Neurourology and Urodynamics*, 80:422, 1992.
- Hald, T.; Nielsen, K. K.; Nordling, J.: «Clinical urodynamics in beginn prostatic hyperplasia». *European Urology Update Series*, 2:74-79, 1993.
- Haylen, B. T.; Ashby, D.; Sutherst, J. R.; Fiazzer, M. I.; West, C. R.: «Maximum and average urine flow-rates in normal male and female populations». *Br. J. Urol.*, 64:30-38, 1989.
- Hoefner, K.; Kramer, A. E.; Allhoff, E. P.; Jonas, U.: «A new uroflow index. Clinical experience». *J. Urol.*, 147:269, 1992.
- Hoefner, K.; Kramer, G.; Kie, H. T.; Gruenewald, V.; Jonas, U.: «Advances in urodynamics». *European Urology Update Series*, 2:36-39, 1993.
- International Continence Society: «First report on the stadardistion of terminology of lower urinary tract function». *Br. J. Urol.*, 48:39, 1976.
- International Continence Society: «Second report on the standardistion of terminology of lower urinary tract function». *Br. J. Urol.*, 48:207, 1977.
- International Continence Society: «Third report on the standardisation of terminology of lower urinary tract function». *Br. J. Urol.*, 54:348, 1980.
- Kirby, H. J.; Sorensen, S.; Poulsen, E. U.: «Uretral pressure variations in healthy female voluenteers». *Urol. Res.*, 17:191-195, 1989.
- Klutke, C.; Golomb, J.; Barbaric, Z.; Raz, S.: «The anatomy of the stress incontinence: Magnetic resonance imaging of the female bladder neck and urethra». *J. Urol.*, 143:563-566, 1990.
- Kondo, A.; Susset, G.; Lefavre, J.: «Viscoelastic properties of bladder. I Mechanical model and its mathematical analysis». *Invest. Urol.*, 20:154-162, 1972.

- Lanman, J. A. R.; Ritchie, A. E.: *Clinical electromyography*. Lippincot: Philadelphia, pp. 119-151, 1977.
- Mayayo, D. T.: «Estudio ultrasonográfico del aparato urogenital». En *Tratado de Urología*. F. J. Jiménez Curz, C. Rioja (eds.): J. R. Prous Editores: Barcelona, 1993.
- McGuire, E. J.: «Urethral pressure profile: Techniques and applications». In *Controversies in Neuro-Urology*. Barret D. and Wein A. (eds.). Churchill Livingstone. New York, pp. 67-83, 1984.
- Mundy, A. R.: «Clinical physiology of the bladder and urethra». In *Urodynamics. Principles, practice and application*. Churchill Livingstone. Edinburgh, 1984.
- Nakamura, S.; Ishiyama, S.; Kobayashi, Y.; Tokue, A.: «Automatic integrated circuit card system for recording 24-hour uroflowmetry». *J. Urol.*, 150:926-929, 1993.
- Raz, S.; Sussman, E. M.; Erickson, D. B.; Bregg, K. T.; Nitti, V. W.: «Raz baldder neck suspension: Results in 206 patients». *J. Urol.*, 148:845-851, 1992.
- Rollema, H. J.; Van Mastrigt, R.: «Improved indication and followup in the transurethral resection of the prostate using the computer program CLIM». *J. Urol.*, 148:111-116, 1992.
- Salinas, J.; Virseda, M.; Fuente, M. P.; Mellado, F.; Uson, A. C.: «A study of the viscoelastic properties in dogs». *Urol. Int.*, 49:185-190, 1992.
- Schaefer, W.: «The contribution of the bladder outlet to the relation between pressure and flow rate during micturition». In *Benign prostatic hypertrophy*. F. Hinman (ed.). Springer-Verlag. New York, 1983a.
- Schaefer, W.: «Detrusor as energy source of micturition». In *Benign prostatic hypertrophy*. F. Hinman (ed.). Springer-Verlag. New York, 1983b.
- Schaefer, W.: «Principles and clinical application of advanced urodynamic analysis of voiding function». *Urol. Clin. Noth. Am.*: 17:553-566, 1990.
- Simeone, C.; Favagrossa, G.; Frego, E.; Giambroni, L.; De Luca, V.; Zambolin, T.; Aulenti, V.; Cosciani, S.: «Magnetic resonance imaging of female stress incontinence». *Urodinamica*, 1:143-144, 1991.
- Simeone, C.; Zanotelli, G. L.; Favagrossa, G.; Frego, E.; Zanotelli, T.; Zambolin; Cancarini, G.; Cosciani, S.: «Threedimensional reconstruction images of the female pelvis for stress incontinence evaluation». *Urodinamica*, 2: 194-196, 1992.
- Siroky, M. B.; Krane, R. J.: «Hydrodynamic significance of flow rate determination». In *Benign prostatic hypertrophy*. F. Hinman (ed.). Springer Verlag. New York, 1983.
- Siroky, M. B.: «Electromyography of the perineal striated muscles». In *Clinical Neurourology*. R. J. Krane and M. B. Siroky (eds.). Little, Brown and Co. Boston, chap. 12, pp. 245-254, 1991.
- Spudis, E.; Stubbs, A. J.; Skronwronski, T.: «Cerebral-evoked response from stimulation of dorsal nerve impotent men». *Urology*, 34 (6):370-375, 1989.
- Stieff, C. G.; Thon, W. F.; Allhoff, E. P.; Jonas, U.: «Erectile dysfunction: Progress in basic physiology, diagnosis and treatment». *European Urology Update Series*, 1:10-15, 1992.
- Susset, J. G.; Ghoniem, G. M.: «Rapid cystometry and sacral-evoked response in the diagnosis of peripheral bladder and sphincter denervation». *J. Urol.*, 132:704-707, 1984.
- Van Mastrigt, R.; Rollema, H. J.: «The prognostic value of bladder contractibility in transurethral resection of the prostate». *J. Urol.*, 148:1856-1860, 1992.
- Van Waalwijk, E. S. C.; Remmers, A.; Janknegt, R. A.: «Extramural ambulatory urodynamic monitoring during natural filling and normal daily activities: evaluation of 100 patient». *J. Urol.*, 148:124-131, 1992.

- Virseda, M.; Salinas, J.; Adot, J. M.; Esteban, M.; Samblas, R.; Resel, L.: *Utilidad de un nuevo modelo teórico en el análisis de la curva de flujo miccional*. En prensa, 1994.
- Weebb, R. J.; Styles, R. A.; Griffiths, C. J.; Ramsden, P. D.; Neal, D. E.: «Ambulatory monitoring of bladder pressures in patients with low compliance as results of neurogenic bladder dysfunction». *Br. J. Urol.*, 64:150-154, 1989.
- Weebb, R. J.; Griffiths, C. J.; Zachariah, K. K.; Neal, D. E.: «Filling and voiding pressures measured by ambulatory monitoring and conventional studies during natural and artificial bladder filling», *J. Urol.*, 146:815-818, 1991.
- Yalla, S. V.: «Static urethral pressure measurements during voiding». In *Neurourology and Urodynamics. Principles and practice*. Chap. 11, pp. 205-206. Yalla, S. V.; McGuire, E. J.; Elbadawi, A.; Blaivas, J. G. (eds.). Mc Millan. New York.