

Materiales y accesorios en urología

A. PÁEZ y S. BUSTAMANTE
Servicio de Urología.
Hospital Universitario de Getafe. Getafe. Madrid

De modo ya irreversible, la Medicina —y la Urología, por descontado— han establecido una relación estrecha con la tecnología. La generalización de los materiales biotolerables y la miniaturización de muchos componentes electrónicos y mecánicos han permitido poner a disposición de la comunidad dispositivos de una fiabilidad inimaginable hace solo una década. En el futuro, la tecnología aplicada a la Urología proporcionará vejigas y uréteres artificiales. La posibilidad de implantar riñones protésicos tampoco parece ya quimérica.

Este capítulo pasa revista a algunos de los capítulos vinculados de manera más directa con los nuevos materiales y con la electrónica aplicada a la Urología.

AVANCES TECNOLÓGICOS E IMPOTENCIA

PRÓTESIS PENEANAS

La implantación de prótesis antiimpotencia de materiales inertes se generalizó a partir de las experiencias de Small en los años setenta (1), en lo que supuso la irrupción de la cirugía protésica en la urología moderna. Small y su grupo de trabajo describieron un abordaje perineal para la implantación de sus prótesis de silicona rellenas de material esponjoso. Solo una de las prótesis implantadas a los 31 pacientes que forman su primera serie, sufrió complicaciones de funcionamiento. La concepción técnica de las prótesis de Small —cubierta de material inerte rellena de material maleable— se ha mantenido hasta nuestros días: las prótesis de Finney (2) (*Flexi-Rod* articulada) y

de Jonas (3) (núcleo de hilo de plata trenzado) comparten ese principio técnico. Estas prótesis se conocen genéricamente como *semirrígidas* (Fig. 1), y unen a su simplicidad técnica la facilidad de implantación, algo que puede llevarse a cabo incluso bajo anestesia local (4). En algunos casos —pacientes con vejigas neurógenas, tumores vesicales, obstrucción del tracto urinario inferior, lesiones medulares...— las prótesis semirrígidas pueden dificultar el acceso transuretral a la vejiga o dar lugar a lesiones inadvertidas debido a la ausencia de sensibilidad peneana. En esas circunstancias, el empleo de dispositivos semirrígidos no es adecuado.

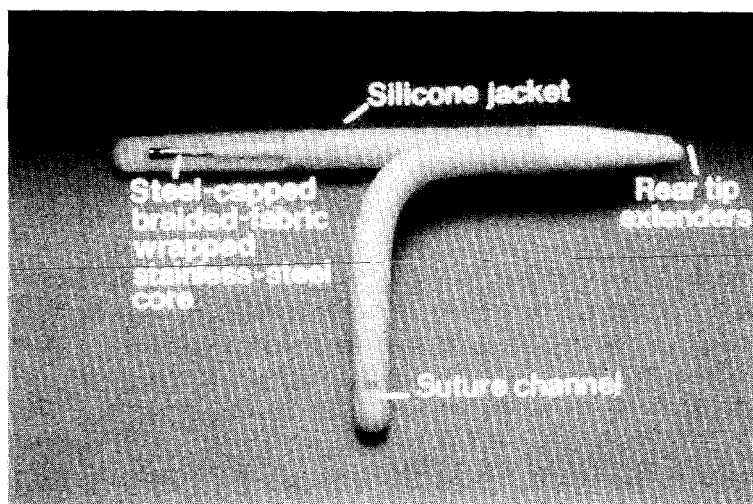


Fig. 1.—Prótesis semirrígida. La concepción técnica de las prótesis de Small —cubierta externa de material inerte rellena de material maleable— se ha mantenido hasta nuestros días. Silicone jacket: cubierta de silicona. Rear tip extenders: extensores. Suture channel: canal de sutura. Wrapped stainless-steel core: núcleo de acero inoxidable trenzado.

De forma casi paralela al desarrollo de las prótesis *semirrígidas*, se produjo el de los dispositivos *inflables* (5), la concepción que más respeta el aspecto del pene en sus estados flácido y erecto. En su diseño original, incorporaban dos cilindros de silicona reforzada con *Dacron* y un depósito controlado desde el exterior mediante una bomba alojada en el tejido subcutáneo del escroto (Fig. 2). Si bien el grado de satisfacción de los usuarios superaba el 80 % (6), los fallos estructurales —en particular, las pérdidas del líquido de bombeo— fueron frecuentes, siendo preciso reintervenir a cerca del 27 % de los pacientes (7). La prótesis inflable de *Mentor Urology*, fabricada con poliuretano, consiguió eliminar un buen número de los problemas mecánicos de los dispositivos más veteranos. La satisfacción de los usuarios es la norma (próxima al 93 %) pero todavía se producen fallos del dispositivo en el 1-4 %

de los casos (8). Un reciente estudio ha determinado que las pérdidas de fluido de las prótesis inflables de tres piezas —un nuevo refinamiento técnico en el que el depósito se aloja en la cavidad abdominal y la bomba en el escroto— * se deben a las altas presiones que se generan en el interior de los tubos de conexión, y recomienda la construcción de prótesis con conexiones *built-in* (integradas) (9). La implantación, por otra parte, es sensiblemente más compleja que la de las prótesis semirrígidas, circunstancia que determina el deterioro accidental de un número no despreciable de dispositivos.

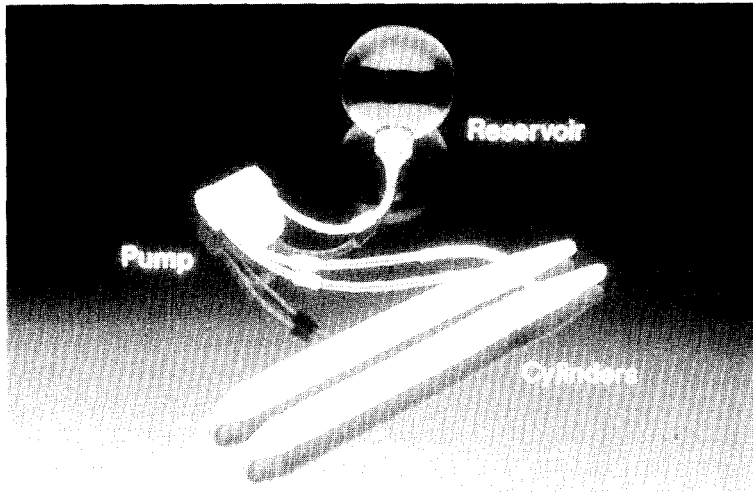


Fig. 2.—Prótesis de tres elementos: cilindros de silicona reforzada (cylinders), depósito (reservoir) y bomba de control exterior (pump).

En un intento por combinar la flaccidez de las prótesis inflables con la simplicidad de implantación de los cilindros semirrígidos, se han desarrollado nuevos dispositivos *integrados* que incorporan todo el mecanismo de «tumescencia-detumescencia» en el interior de un cilindro (Fig. 3). En comparación con los dispositivos de tres piezas, los modelos más populares de prótesis *integradas* —*Hydroflex* (American Medical Systems, Inc.), *Flexi-Flate* (Surgitek) y *OmniPhase* (Dacomed)— comparten características muy similares: facilidad de implantación, bajas tasas de fallo mecánico, detumescencia peneana incompleta y, por tanto, mayor dificultad para su disimulo, y menor diámetro.

La prótesis ideal debe aunar la rigidez y características cosméticas de los dispositivos de tres piezas, y reproducir la anatomía del pene para permitir erecciones funcionales con presiones bajas en el interior de los dispo-

* *Mentor IPP, Mentor Alpha-1, AMS 700 CX y AMS Ultrex.*

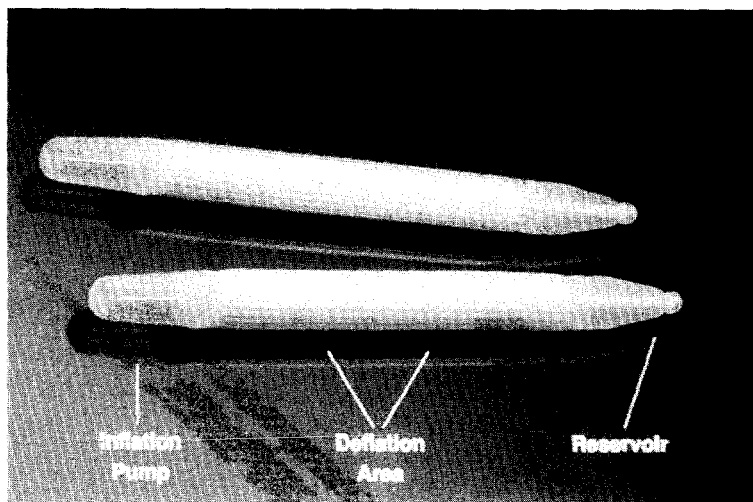


Fig. 3.—Dispositivo integrado. Incorpora el mecanismo de «tumescencia-detumescencia» en el interior de un cilindro. Inflation pump: bomba de inflado. Reservoir: depósito. Deflation area: zona de desinflado. En comparación con los dispositivos de tres piezas, las prótesis integradas son de más fácil implantación y menor diámetro; las tasas de fallo mecánico son inferiores y la detumescencia penéana incompleta, dificultando su disimulo.

sitivos (9). Como medio para limitar los defectos de montaje en la sala de operaciones y las fugas de fluido, las conexiones de la bomba y los cilindros deben estar previamente establecidas.

AVANCES EN EL DIAGNÓSTICO DE LA IMPOTENCIA

De manera clásica, la evaluación de la disfunción sexual descansaba en la entrevista personal con el paciente. Si bien insustituible, la precisión de esta aproximación ha sido largamente cuestionada. La introducción en el análisis de las erecciones nocturnas de calibres de mercurio ha contribuido al conocimiento actual de la fisiología de la erección. Estos aparatos registran las variaciones en el diámetro del pene a lo largo de la noche, pero no son capaces de registrar la rigidez. Este aspecto es de suma importancia, ya que se han detectado cambios sensibles en el diámetro penéano sin rigidez suficiente para permitir la penetración (10). Una opción para determinar la rigidez penéana en el curso del sueño, es el registro de la resistencia penéana a la flexión, en respuesta a una determinada carga. Este procedimiento es complejo e impreciso.

En un esfuerzo por identificar el método más adecuado y barato para al análisis de la rigidez penéana —aspecto de gran trascendencia en la evaluación de la impotencia, como ya se ha comentado— *Dacoméd* desarrolló su

dispositivo *Snap-Gauge*: una banda de tejido autoadhesivo no extensible (tres, en realidad) se ajusta alrededor del pene. En respuesta a los cambios en el diámetro del pene, las bandas se rompen. El estudio de las propiedades del *Snap-Gauge* (1) en condiciones de erección artificial ha demostrado que la rotura de los sucesivos elementos requiere una expansión del pene creciente. En su aplicación clínica, sin embargo, algunos hombres con una expansión peneana relativamente pequeña rompen las tres bandas, en tanto otros individuos con erecciones satisfactorias no son capaces de hacerlo (11). Su utilidad clínica es limitada dado que solo se registra un episodio de tumescencia; además, el análisis de la tumescencia no puede separarse del de la rigidez (12). Investigaciones posteriores llevaron al desarrollo de una unidad de análisis ambulatorio de tumescencia peneana nocturna, el *RigiScan* (Dacomed). Este dispositivo electrónico registra la rigidez y la tumescencia peneanas, y permite la automonitorización en la intimidad de cada individuo. Está compuesto por una unidad de registro de rigidez y tumescencia y un microprocesador para el análisis de los datos y su posterior impresión. La unidad de registro consta de 2 asas transductoras que se autoajustan al pene en respuesta a los cambios de diámetro del miembro. Cuando la unidad detecta tumescencia, al asa de registro se ajusta alrededor del cuerpo del pene para medir la rigidez mediante carga radial (13.) Entre sus ventajas sobre el *Snap-Gauge* se encuentra su capacidad para monitorizar todos los episodios de erección a lo largo de la noche. Las características de los registros, además, se repiten en diferentes determinaciones (13), lo que convierte al *RigiScan* en un método excelente y reproducible para la valoración de las erecciones nocturnas.

ALTERNATIVAS MECÁNICAS A LAS PRÓTESIS ANTIIMPOTENCIA

DISPOSITIVOS DE SUCCIÓN

La utilización de dispositivos para producir la tumescencia peneana y mantenerla mediante la aplicación de bandas constrictoras en la base del pene (Fig. 4) no es nueva. Desde 1917 la Oficina de Patentes de los Estados Unidos de Norteamérica ha registrado varias patentes de inventores de aparatos con esas características. Sin embargo, la aplicación clínica de aquellos principios —succión y aplicación de bandas constrictoras— al tratamiento de la impotencia no se ha popularizado hasta nuestros días.

La generalización de la implantación de prótesis inertes y los resultados proporcionados por la cirugía vascular y la administración de drogas vasoactivas intracavernosas, han determinado una sensible disminución en la demanda de ayudas externas para el tratamiento de la impotencia. No obstante, todavía hay lugar para la utilización de ciertos tipos de dispositivos de acción externa. En el momento presente, existen en el mercado dos tipos diferentes

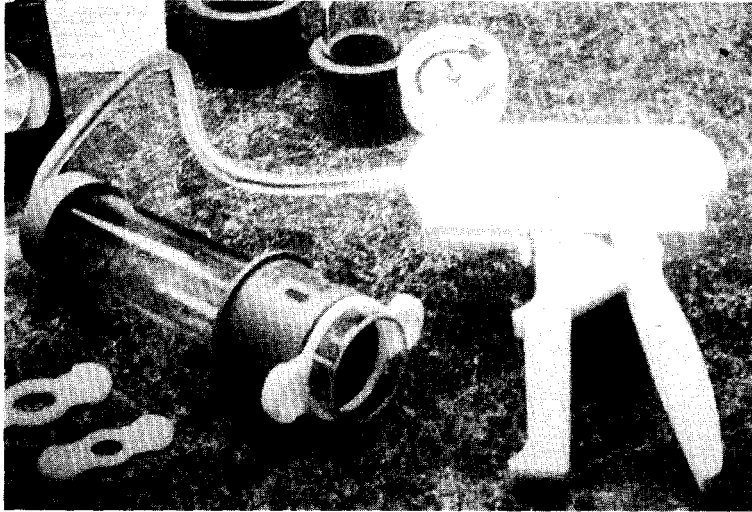


Fig. 4.—La succión y la aplicación de bandas constrictoras en la base del pene son los principios de los dispositivos de succión. Los aparatos disponibles en el mercado constan de un cilindro plástico, una bomba de vacío (eléctrica o manual), un tubo de conexión y una serie de bandas elásticas de constricción.

de dispositivos de succión: el desarrollado originalmente y patentado por Osborn (Nu-Potent Inc.), comercializado bajo el nombre *ErecAid System*, y el *SYNERGIST Erection System* (Synergist Ltd.).

El *ErecAid System* se basa en el simple principio del atrapamiento de sangre en el pene por medio de bandas elásticas constrictoras, una vez alcanzada la tumescencia mediante el vacío. Concebido por su inventor para su uso personal, fue posteriormente patentado y comercializado bajo diferentes nombres hasta recibir la denominación actual. El aparato consta de un cilindro plástico, una bomba de vacío, un tubo de conexión y una serie de bandas elásticas de constricción. El cilindro es suficientemente grande como para alojar el pene erecto y tiene su base abierta. El extremo opuesto está cerrado pero contiene un pequeño cilindro perforado al que se fija el tubo de conexión. Una vez adaptado el extremo abierto al pene, se procede a succionar hasta alcanzar la pseudoerección. En ese momento, se desliza una banda elástica para impedir el retorno venoso, y se retira el aparato. La banda debe retirarse antes de transcurridos 30 minutos. En un estudio sobre 35 usuarios de aparatos de succión (14), el 80 % se declaró satisfecho y usó el aparato de manera regular. La circunferencia a nivel del ángulo penoescrotal aumentó en una media de 4,3 cm, y la rigidez se mantuvo durante los 30 minutos que duró la experiencia en cada paciente. La obstrucción venosa que producen las bandas elásticas determina la cianosis del pene y la piel sufre una pérdida promedio de 0,96° C en 30 minutos. El eyaculado queda atrapado en la ure-

tra proximal hasta que se eliminan las bandas constrictoras. En una reciente encuesta llevada a cabo por el fabricante (15) entre las personas que adquirieron sus productos, el 92 % de los 886 sujetos que respondieron, declararon haber alcanzado erecciones suficientes para la penetración, y el 75 % calificó su clímax/eyaculación como agradable. No obstante, el 12 % fue incapaz de eyacular. Algunas compañías, como la *Mentor Urology*, han puesto a punto sus propios productos bajo patente Osbon, incorporando bombas de succión eléctricas integradas al cilindro plástico.

El *SYNERGIST Erection System* es un dispositivo de uso externo con aspecto de preservativo que no se retira del pene una vez alcanzada la tumescencia. El vacío se establece por succión bucal a través de un tubo conectado a su extremo más distal.

Ambos dispositivos representan una modalidad de tratamiento reversible para las impotencias moderadas, las más habituales, al menos al principio. Uno de los mayores problemas de estos dispositivos es la necesidad de su aplicación precoital, algo que puede restar espontaneidad a la relación en algunos casos. Además, la tumescencia y rigidez sólo se alcanzan distalmente al punto de aplicación de las bandas de constricción. El pene proximal a las bandas permanece flácido y carece de fijación proximal. Con todo, muchos hombres con impotencia completa describen sus relaciones como satisfactorias (16). La compresión uretral que ejercen estos dispositivos puede dar lugar a eyaculaciones dolorosas. En estos casos, la utilización de bandas constrictoras de liberación rápida antes de la eyaculación evitan la distensión uretral y, con ello, el dolor.

ESFÍNTERES GENITOURINARIOS ARTIFICIALES

La puesta a punto de esfínteres artificiales ha determinado un cambio sustancial en el tratamiento de algunas modalidades de incontinencia. Entre los disponibles en el mercado, el dispositivo *AMS 800* (1) de American Medical Systems —el producto más refinado de American Medical Systems para el tratamiento de la incontinencia— posee una serie de características que lo convierten en una prótesis altamente eficaz para hombres y mujeres. Está constituido por un manguito inflable, un depósito y un pequeño dispositivo de activación-desactivación externo de uso manual (Fig. 5). Los tres componentes se encuentran interconectados mediante tubos plásticos de pequeño diámetro. Los manguitos —todos de 2 cm de diámetro interno— se encuentran disponibles en diferentes longitudes (de 4,5 a 10 cm), y pueden ser aplicados en el cuello vesical o en la uretra bulbar. La presión en el interior de los depósitos —presión a la que se verá sometido todo el sistema hidráulico— oscila entre 50 y 80 cm de agua, y depende de la elasticidad de la pared del reservorio y de la cantidad de líquido en todo el sistema. El dispositivo de control mide aproximadamente 3x1 cm; cuando el usuario desea orinar debe presionarlo 2-3 veces, forzando al fluido a trasladarse desde el manguito al

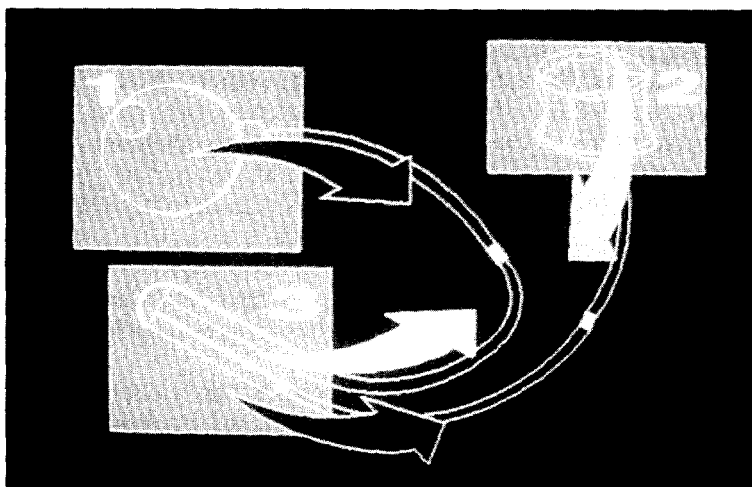


Fig. 5.—Dispositivo antiincontinencia. Está constituido por un depósito (número 1 en la figura), un manguito inflable (número 2 en la figura) y un pequeño dispositivo de activación-desactivación externo de uso manual (número 3 en la figura). Los tres componentes se encuentran interconectados mediante tubos plásticos. Cuando el usuario desea orinar debe presionar el dispositivo de activación-desactivación 2-3 veces, forzando al fluido a trasladarse desde el manguito al depósito (flechas grises). En el plazo de 3-4 minutos, el depósito represuriza el manguito (el fluido se desplaza en la dirección de las flechas negras) y la uretra queda de nuevo coaptada.

depósito. En el plazo de 3-4 minutos, el depósito represuriza el manguito y la uretra queda de nuevo coaptada.

De modo genérico, los candidatos ideales para la implantación de un esfínter artificial son aquellos pacientes con función detrusoriana y acomodación vesical normales, e incontinencia secundaria a incompetencia esfinteriana (17). Pacientes con incontinencia postprostatectomía radical o postadenomectomía pueden beneficiarse de la implantación de un esfínter artificial. De igual modo, algunas formas de incontinencia urinaria femenina pueden beneficiarse de la implantación de un esfínter protésico. La utilización de esfínteres artificiales en pacientes con vejigas neurógenas exige una minuciosa evaluación preoperatoria. Entre otros aspectos, la vejiga debe ser capaz de alojar volúmenes de orina no inferiores a 400 cc a presiones inferiores a 40 cm de agua. La inserción de un esfínter artificial concomitantemente con la realización de una cistoplastia de ampliación puede llevarse a cabo (18). De modo similar, también pueden implantarse esfínteres artificiales y prótesis antiimpotencia de modo simultáneo (19). De modo global, los principales problemas de los esfínteres protésicos radican en la infección (próxima al 6 %) (20) y la erosión uretral por presión del manguito (6-8 %).

Cuando la indicación se establece de modo preciso, la implantación de un esfínter artificial permite alcanzar tasas de continencia socialmente aceptable próximas al 90-95 % (20) con una morbilidad limitada.

LA ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA EN EL TRATAMIENTO DE LA INCONTINENCIA

La fisiopatología de la incontinencia secundaria a un exceso de actividad del músculo detrusor es poco conocida. No obstante, el espectro de posibles causas se extiende desde las alteraciones sensoriales más elementales hasta grandes trastornos anatómicos del sistema nervioso central. Cuando la hiperactividad vesical es producto de una inhibición central defectuosa, el reforzamiento de otros sistemas inhibitorios puede representar una opción de tratamiento. En la mayoría de ensayos, se han utilizado los reflejos inhibitorios originados en las regiones anal y vaginal al tratarse de reflejos fácilmente activados y accesibles a los electrodos externos.

En la actualidad, los dispositivos de estimulación eléctrica disponibles para uso clínico —*INNOVA™*, Empi Inc. y *Conmax™* (Fig. 6)—, proporcionan corrientes a intensidades relativamente elevadas (10-30 Hz). Los esquemas de tratamiento más recientes sacrifican la brevedad de los tratamientos con *estimulación máxima* —estimulación al límite de la tolerancia por espacio de 2-3 semanas en regimen asistencial ambulatorio—, en bien de la intimidad y buena tolerancia de la *estimulación personal de corta duración* (20 minutos diarios con estimulador de uso personal).

Antes de iniciar el tratamiento, debe existir evidencia de hiperactividad vesical; si no puede demostrarse esta condición (mediante estudio urodinámico), la utilización de un estimulador periférico es ineficaz. Los pacientes con síntomas irritativos originados en síndromes uretrales, cistitis intersticia-

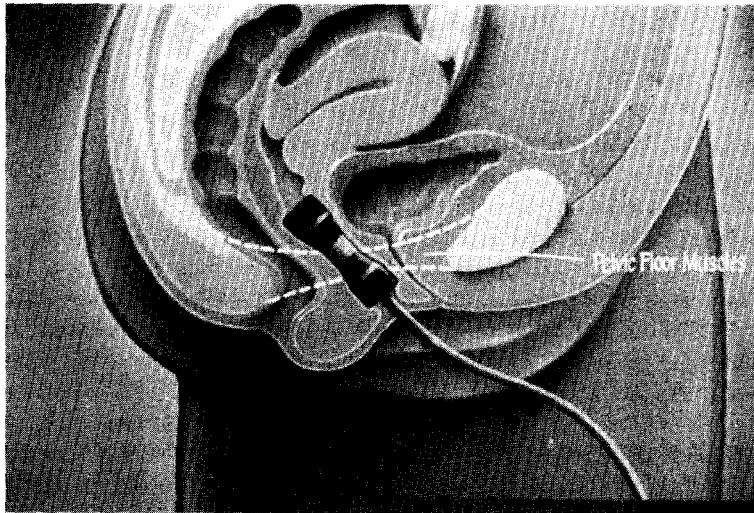


Fig. 6.—Los dispositivos de estimulación eléctrica disponibles para uso clínico pueden utilizarse en aplicación intrarrectal o intravaginal.

les u otros procesos sin hiperactividad detrusoriana son malos candidatos, aunque existen evidencias de respuestas a máxima intensidad estimuladora (21). A todos los efectos, la estimulación vaginal o anal parece tener resultados equivalentes. La vejiga hiperactiva no inhibida constituye una de las entidades más resistentes al tratamiento con estimulación eléctrica. En estos casos, la estimulación a intensidades máximas obtiene los mejores resultados (22). Las disfunciones vesicales secundarias a lesiones medulares resultan particularmente rebeldes al tratamiento con estimulación. Los casos más rebeldes de hiperactividad vesical pueden ser sometidos a procedimientos más invasivos, incluyendo la inserción perineal de agujas para la estimulación pudenda (23) o la activación percutánea (24) de los nervios sacros (que puede ir seguida de la implantación de un estimulador) (25).

De modo genérico, los pulsos de estimulación *rectangulares* representan la opción ideal, aunque los pulsos *en agujas* también son eficaces. Las corrientes de baja frecuencia (10 Hz) son óptimas para la inhibición vesical. Frecuencias inferiores pueden resultar desagradables dado que se percibe cada pulso. En general, para todas las modalidades de estimulación eléctrica, la intensidad debe ser ajustada al máximo nivel tolerable en función de la sensibilidad *individual* de cada paciente, teniendo presente que el rango entre el umbral de percepción y el de la máxima intensidad es bastante reducido. Un protocolo clínico aceptado es la aplicación del estimulador intrarrectal o intravaginal una vez cada 24 horas por espacio de 20 minutos (26). En una reciente experiencia de *estimulación personal de corta duración* (20 minutos diarios durante 30 días) en la inestabilidad vesical, se produjo la curación clínica en 12 pacientes (46,1 % de los casos), y 5 más (19,2 %) mejoraron (desapareció el síntoma polaquiuria) (26).

La estimulación eléctrica del suelo pélvico puede curar la incontinencia urinaria de esfuerzo. El mecanismo de acción está por aclarar, pero la estimulación intravaginal pudiera representar una suerte de *entrenamiento artificial* de la musculatura pelviana. La activación del reflejo bulbocavernoso a partir de la estimulación de los aferentes mucosos y musculares de la región anogenital daría lugar a la contracción de los músculos del suelo del periné (27). Del mismo modo, los ligamentos de soporte muscular resultan reforzados con las contracciones del suelo pélvico. La estimulación, además, puede mejorar la reinervación de músculos del suelo pélvico parcialmente denervados. En experimentos animales, la estimulación eléctrica ha promovido el desarrollo de grandes unidades motoras con muchas fibras musculares (28).

Como paso previo al inicio de la terapia debe establecerse el grado de incontinencia. En las pacientes intervenidas, es preciso evaluar el funcionalismo uretral (*perfil uretral* y *uretroscopia*), dado que la estimulación eléctrica es ineficaz si la uretra está desfuncionalizada por formación de escaras cicatriciales o se encuentra denervada (27). Para alcanzar un cierre uretral óptimo se necesitan corrientes de frecuencias superiores (50 Hz) a las empleadas en la inhibición vesical. En las incontinencias mixtas (esfuerzo+inestabilidad), el compromiso más adecuado es una frecuencia intermedia (20 Hz).

Las tasas de éxito oscilan entre 6 y 80 %, según los diferentes autores (26, 29-31). El cese de la estimulación, en contra de lo que se pudiera pensar, no implica la reaparición de los síntomas. El efecto *carryover* (perduración) implica la persistencia de la remisión de los síntomas —en ocasiones durante años— una vez finalizado el período de estimulación, y ha sido observado en la incontinencia de esfuerzo, en la incontinencia por inestabilidad y en las formas mixtas (31). De modo general, los resultados son inferiores en el tratamiento de la incontinencia de esfuerzo, probablemente debido a que se precisan muchas más sesiones de estimulación máxima para conseguir el reforzamiento de la musculatura perineal (27).

Los efectos secundarios de la estimulación eléctrica intrarrectal o intravaginal son escasos y de impacto limitado. Por vía intrarrectal, ocasionalmente da lugar a hipermotilidad intestinal. Esto no sucede en aplicación intravaginal, aunque en ocasiones sí se produce una discreta irritación mucosa que desaparece con el cese de la estimulación. La capacidad terapéutica de la electroestimulación está fuera de duda. Su potencial efecto curativo, fácil manejo y bajo coste, y sus escasos efectos secundarios la convierten en una opción a considerar en el tratamiento de algunas formas de incontinencia.

DISPOSITIVOS INTRAURETRALES EN LAS DISFUNCIONES DEL TRACTO URINARIO INFERIOR

La generalización de los materiales biotolerables de alto rendimiento, ha permitido ofrecer alternativas mínimamente invasivas a procesos que tradicionalmente precisaban intervenciones quirúrgicas con resultados no siempre ideales. En la actualidad, se encuentran disponibles productos metálicos y elaborados a partir de poliuretano, fiables y de fácil implantación.

A efectos prácticos, las prótesis intrauretrales se clasifican según su uso clínico, en permanentes (*Walstent* ()), Medinvent, SA, *ASI Titanium Stent*, American Surgical Intervention, Inc.) y temporales (espiral urológica, *Prostakath*TM, Engineers and Doctors, Inc., *Urocoil*TM, InStent Inc., e *IntraUrethral Catheter*TM, Angiomed Inc.).

La prótesis *Walstent* es una malla tubular de superaleación metálica originalmente desarrollada para uso vascular (33, 34). En sus primeras versiones, el dispositivo se encontraba montado en un catéter cuya colocación debía ser controlada mediante ecografía o fluoroscopia. Los modelos más recientes (de longitudes entre 20 y 30 mm, y diámetro de 14 mm) incorporan un dispositivo estéril para inserción endoscópica, y han sido utilizados para el tratamiento de estenosis uretrales, obstrucción infravesical por hiperplasia benigna de próstata y disinergia vesicoesfinteriana.

El *ASI Titanium Stent* se presenta mediante un sistema de inserción que incorpora un catéter de doble luz y un balón coaxial no distensible en su extremo más distal. Una vez determinado el calibre de la prótesis (disponibles en longitudes desde 19 a 50 mm), se dispone sobre el balón y se inserta bajo

control endoscópico. Debe tenerse en cuenta que cuando la prótesis se encuentra totalmente expandida su longitud se reduce en un 12 %. El *ASI Titanium Stent* ha sido utilizado en el tratamiento de estenosis uretrales y obstrucción infravesical por hiperplasia benigna de próstata.

Tanto el *Walstent* como el *ASI Titanium Stent* permiten el crecimiento del urotelio entre la trama metálica, de modo que el dispositivo queda incorporado a la uretra reduciendo el riesgo de formación de calcificaciones (34). El goteo postmiccional es el efecto secundario más común. Mejora a lo largo de dos-tres meses, pero puede persistir en algunos pacientes. Puede tratarse con éxito exprimiendo manualmente la uretra una vez completada la micción. Estas prótesis no deben ser empleadas en el tratamiento de estenosis de la uretra peneana en hombres sexualmente activos, como tampoco deben representar una alternativa a la reconstrucción de ningún tramo uretral en pacientes jóvenes.

La utilización de prótesis permanentes representa una alternativa a la uretrotomía. Sin embargo, no deben ser empleadas en las estenosis postretroplastia o postraumáticas. De igual modo, las prótesis permanentes constituyen una alternativa para los pacientes que no pueden soportar una intervención quirúrgica. Su lugar en el tratamiento de la disinergia vesicoesfinteriana está por definir, pero parece prometedor.

El *Urocoil™* (*InStent Inc.*) es un dispositivo construido en aleación de acero inoxidable con forma ondulada, alternando los diámetros 26 y 32 Fr. Se inserta mediante control fluoroscópico y ha sido utilizado para tratar estenosis uretrales.

La *espiral urológica* fue introducida en el armamentario urológico por Fabian en 1980 (35). Se trata de un dispositivo elaborado en alambre de acero inoxidable y de aspecto similar a un muelle, disponible en longitudes desde 45 a 85 mm. Una vez insertado mediante control ecográfico o endoscópico, el cuerpo del dispositivo se sitúa en la uretra prostática. El extremo proximal —romo, para minimizar el traumatismo uretral durante la inserción— queda en el interior de la vejiga. El extremo distal, diseñado para facilitar la recolocación o extracción del dispositivo, se aloja en la uretra bulbar (36). Su utilización para el tratamiento de la obstrucción infravesical de la hiperplasia benigna y del cáncer de próstata se ha asociado con hematuria, incontinencia, estenosis uretral, infección urinaria y emigración a la vejiga debido a que no se epiteliza. Una nueva edición modernizada de la espiral urológica de Fabian es el *Prostakath™* (*Engineers and Doctors, Inc.*), dispositivo elaborado en aleación de acero inoxidable recubierta de oro de 24 kilates para reducir la incrustación y colonización bacteriana. Se encuentra disponible en un diámetro externo de 21 Fr y en longitudes desde 45 a 85 mm.

El *IntraUrethral Catheter™* (37) es un dispositivo intrauretral autorretentivo elaborado en poliuretano y disponible en 14-18 Fr y longitudes desde 25 a 80 mm. Dispone de unos alerones de Malecot que se despliegan una vez que ha sido implantado, y que pretenden evitar la migración. Puede ser implantado bajo anestesia general o regional.

BIBLIOGRAFIA

1. Small, M. P.; Carrion, H. M., and Gordon, J. A.: «Small-Carrion penile prothesis: new implant for management of impotence». *Urology*, 1975; 5:479.
2. Finney, R. P.: «New hinged silicone penile implant». *J. Urol.*, 1977; 118:585.
3. Jonas, U., and Jacobi, G. H.: «Silver-silicone penile prosthesis». *J. Urol.*, 1980; 123:865.
4. Kaufman, J. J.: «Penile prosthetic surgery under local anesthesia». *J. Urol.*, 1982; 128:1190.
5. Scott, F. B.; Bradley, W. E., and Timm, G. W.: «Management of erectile impotence: use of implantable inflatable prosthesis». *Urology*, 1975; 5:479.
6. Wilson, S. K.; Wahman, G. E., and Lange, J. L.: «Eleven years of experience with the inflatable penile prosthesis». *J. Urol.*, 1988; 139:951.
7. Malloy, T. R.; Wein, A. J., and Carpinello, V. L.: «Further experience with the inflatable penile prosthesis». *J. Urol.*, 1979; 122:478.
8. Montague, D. K.: «Penile prosthesis implantation: special considerations». *Int. J. Impotence Res.*, 1990;2 (suppl. 1):3.
9. Pescatori, E. S., and Goldstein, I.: «Intraluminal device pressures in 3-piece inflatable penile prostheses: the "pathophysiology" of mechanical malfunction». *J. Urol.*, 1993; 149:295.
10. Fein, R. L.: «Classification of sexual dysfunction for management of intracavernous medication-induced erection». *J. Urol.*, 1990; 143:298.
11. Condra, M.; Fenemore, J.; Reid, K.; Phillips, P.; Morales, A.; Owen, J., and Surridge, D.: «Screening assessment of penile tumescence and rigidity: clinical test of Snap-Gauge». *Urology*, 1987; 29:254.
12. Bain, C. L., and Guay, A. T.: «Reproducibility in monitoring nocturnal penile tumescence and rigidity». *J. Urol.*, 1992; 148:811.
13. Bradley, W. E.; Timm, G. W.; Gallagher, J. M., and Johnson, B. K.: «New method for continuous measurement of nocturnal penile tumescence and rigidity». *Urology*, 1985; 26:4.
14. Nadig, P. W.; Ware, J. C., and Blumoff, R.: *Noninvasive device to produce and maintain an erection-like state*. *Urology*, 1986; 27:126.
15. Osbon, J. W.: *ErecAid System User Survey and report*, 1987, Charter Publishing, Augusta (USA).
16. Witherington, R.: «Suction Device Therapy in the Management of Erectile Impotence». *Urol. Clin. North Am.*, 1988; 15(1):123.
17. Petrou, S. P., and Barrett, D. M.: *The expanded role for the artificial sphincter*. AUA UPDATE SERIES, 1991; X, lesson 16:122.
18. Strawbridge, L. R.; Kramer, S. A.; Castillo, O. A., and Barrett, D. M.: «Augmentation cystoplasty and the artificial genitourinary sphincter». *J. Urol.*, 1989; 142:297.

19. Parulkar, B. G., and Barrett, D. M.: «Combined implantation of artificial sphincter and inflatable penile prosthesis». *J. Urol.*, 1987; 142:732.
20. Fishman, I. J.; Shabsigh, R., and Scott, F. B.: «Experience with the artificial urinary sphincter model AS 800 in 148 patients». *J. Urol.*, 1989; 141:307.
21. Eriksen, B. C.: «Painful bladder disease in women: Effect of maximal electric pelvic floor stimulation». *Neurourol. Urodynam.*, 1989; 8:362.
22. Ohlsson, B. L.; Fall, M., and Frankenberg-Sommar, S.: «Effects of external and direct pudendal nerve maximal electrical stimulation in the treatment of the uninhibited overactive bladder». *Br. J. Urol.*, 1989; 64:374.
23. Janez, J.; Plevnik, S., and Vrtacnik, P.: *Maximal electrical stimulation in patients with lower motor neuron lesion. Proceedings of International Continence Society XIIIth Annual Meeting*. Leiden, The Netherlands, 1982, pág. 115.
24. Schmidt, R.: «Applications of neurostimulation in urology». *Neurourol. Urodynam.*, 1988; 7:585.
25. Robinson, L. Q.; Grant, A.; Weston, P.; Stephenson, T. P.; Lucas, M., and Thomas, D. G.: «Experience with the Brindley Anterior Sacral Root Stimulator». *Br. J. Urol.*, 1988; 62:553.
26. Salinas, J.; Prieto, L.; Salomon, S.; Blázquez, J.; Páez, A.; Diego, A.; Gómez, J. y Silmi, A.: «Resultados clínicos del tratamiento de la inestabilidad vesical con estimulación eléctrica intravaginal/intrarrectal». *Act. Urol. Esp.*, 1990; 14(6):414.
27. Fall, M., and Lindström, S.: «Electric Stimulation. A Physiologic Approach to the Treatment of Urinary Incontinence». *Urol. Clin. North Am.*, 1991; 18(2):393.
28. Ridge, R. A. M. P.; Betz, W. J.: «The effect of selective, chronic stimulation on motor unit size in developing rat muscle». *J. Neurosci.*, 1984; 4:2614.
29. Leach, G. E., and Bavendam, T. G.: «Prospective evaluation of the "ncontan" transrectal stimulator in women with urinary incontinence». *Neurourol. Urodynam.*, 1989; 8:231.
30. Suhel, P.; Kralj, B., and Plevnik, S.: «Advances in nonimplantable electrical stimulators for correction of urinary incontinence». *TITJ. Life Sci.*, 1978; 8:11.
31. Fall, M.: «Does electrostimulation cure urinary incontinence?». *J. Urol.*, 1984; 131:664.
32. Rousseau, H.; Puel, J.; Joffre, F., et al.: «Self-expanding endovascular prosthesis: An experimental study». *Radiology*, 1987; 164:709.
33. Sigwart, U.; Puel, J.; Mirovitch, V. et al.: «Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty». *N. Engl. J. Med.*, 1987; 316:701.
34. Williams, G.: *Stents in the Lower Urinary Tract*. AUA Update Series, 1993; vol. XII, lesson 4:26.
35. Fabian, K. M.: «Der intraprostatiche "Partielle Katheter" (Urologische Spirale)». *Urologe(A)*, 1980; 19:236.

36. Timmons, S. L., and Webster, G. D.: «The Use of Intraurethral Devices in the Treatment of Prostatic Obstruction», en *Problems in Urology: Controversies and Advances in the Treatment of Benign Prostatic Hyperplasia*. Lepor, H., and Paulson, D. F. (eds.). Lippincott, Filadelfia, 1991, vol. 5(3):454.
37. Nissenkorn, L.: «Experience with a new self-retaining intraurethral catheter in patients with urinary retention». *J. Urol.*, 1989; 142:92.