

# *Estado actual de la litotricia extracorpórea mediante ondas de choque*

Manuel ESTEBAN FUERTES, Juan Carlos RAMÍREZ FERNÁNDEZ,  
Zaki MOHAMED MOHAMED, Ramón SAMBLAS GARCÍA,  
Héctor FERNÁNDEZ AJUBITA, José Luis SENOVILLA PÉREZ  
y Luis RESEL ESTÉVEZ

Servicio de Urología.  
Hospital Clínico Universitario San Carlos.  
Universidad Complutense de Madrid.  
Unidad de Litotricia.  
Hospital Ruber Internacional de Madrid

## INTRODUCCIÓN. PRECEDENTES HISTÓRICOS

La introducción de la fragmentación por ondas de choque en el campo de la litiasis urinaria es una de las mayores aportaciones terapéuticas en la historia de la Urología.

Cuando Shafen y los investigadores de Dornier iniciaron en 1963 sus experimentaciones sobre generación y transmisión de las ondas de choque, desconocían hasta qué punto se iban a modificar los patrones terapéuticos establecidos en la década de los 80.

En los años 70 comenzó una intensa labor investigadora experimental sobre la utilidad y efectos colaterales de las ondas de choque. Se valoraron *in vitro* y en modelos animales los efectos sobre distintos órganos y tejidos.

En 1980, Chaussy *et al.* (1) trataron con éxito mediante litotricia extracorpórea por ondas de choque el primer paciente con un cálculo renal. En 1982 se presentó la primera serie amplia, con buenos resultados clínicos. Con el desarrollo del litotriptor Dornier HM-3 (Human Model) se inicia en 1983 la creación de Unidades de Litotricia Extracorpórea por ondas de choque y se empieza a extender como un procedimiento común dentro del tratamiento de la litiasis. Este proceso culmina con la aprobación por la Food and Drug Administration (FDA) (1984) de la utilización del equipo Dornier HM-3.

Las nuevas aportaciones técnicas en esta última década (litotriptores de tercera generación, nuevas variedades de generación de ondas de choque, etc.) no han hecho sino consolidar el empleo de la litotricia extracorpórea por ondas de choque. De hecho, en la actualidad es útil para resolver o complementar el tratamiento del 80 % de los cálculos renales y ureterales, convirtiéndose en el principal recurso terapéutico en el campo de la litiasis urológica.

## PRINCIPIOS FÍSICOS DE LAS ONDAS DE CHOQUE

### ¿Qué son las ondas de choque?

Son ampliaciones de presión de alta energía generadas en un medio (aire o agua) por una liberación brusca de energía en un pequeño espacio. Las ondas de choque están formadas por un único frente de impulsos de presión con pico inmediato y descenso gradual, que se emite en múltiples frecuencias (Fig. 1). También pueden ser llamadas «ondas acústicas».

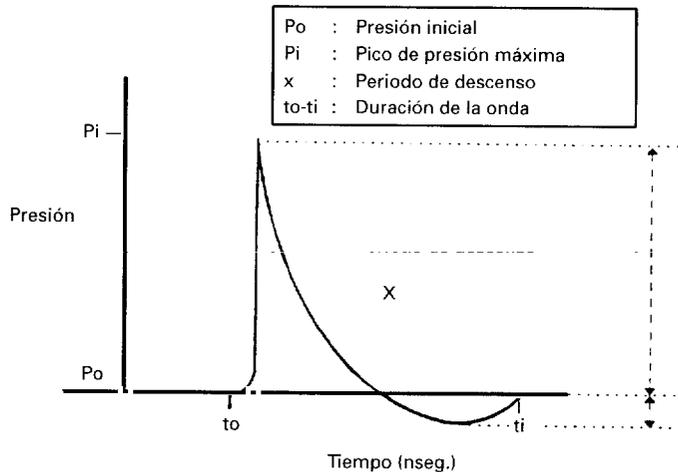


Fig. 1.—Morfología de la onda de choque.

### ¿Cómo se propagan las ondas de choque en el medio?

Las ondas de choque se emiten y propagan a través del medio como ondas alternativas, de presión positiva («ondas de compresión») y negativa («ondas de rarefacción o tensión»), ejerciéndose recíprocamente una oposición global.

### ¿Cuál es el principio físico de producción energética?

Si las fuerzas tensionales son lo suficientemente intensas, pueden exceder las fuerzas de cohesión específicas del medio. En el medio fluido estas fuerzas de tensión pueden generar un fenómeno de cavitación temporal, provocando que el líquido sea fragmentado o separado para crear una burbuja. Cuando la cavitación de esta burbuja se colapsa se produce la liberación de energía.

¿Cuáles son los principios físicos de fragmentación litiásica?

Cuando la onda encuentra un límite o interfase entre dos medios (agua y cálculos) de diferente densidad, los impulsos «compresivos» pueden superar las fuerzas de tensión del medio con mayor densidad.

La velocidad del sonido en el medio litiásico es significativamente diferente a la que atraviesa otros medios (tejidos corporales). Por ello, cuando la onda se acerca al cálculo, la energía se refleja, creando una fuerza compresiva en la superficie anterior del cálculo.

En la superficie posterior litiásica, la reflexión de esa fuerza de compresión genera una onda tensional que atraviesa el cálculo en dirección contraria hacia la superficie anterior.

Si la fuerza tensional supera las fuerzas de cohesión del cálculo se produce la fragmentación litiásica.

El proceso de cavitación con colapso de las burbujas y producción de «microchorros energéticos», también ejerce un efecto erosivo, que puede ser evidenciado por la presencia de pequeños «cráteres» profundos en la superficie anterior del cálculo.

Se ha descrito otro mecanismo físico de fragmentación del cálculo producido por ondas de choque de origen piezoeléctrico (2). La onda compresiva se refleja como una onda de tensión en la superficie posterior del cálculo, debido a la gran diferencia en impedancia entre el cálculo y el medio fluido que lo rodea. Esta onda, en ocasiones, supera la fuerza tensional del cálculo, produciendo un «descascarillado» en su superficie posterior.

Así pues, distintos mecanismos físico-energéticos contribuyen a la fragmentación litiásica (3, 4). Unos actúan en la superficie anterior del cálculo (fuerzas compresivas, mecanismo de cavitación), otras en la superficie posterior («descascarillado»), y otras en el interior (onda tensional reflejada) (Fig. 2).

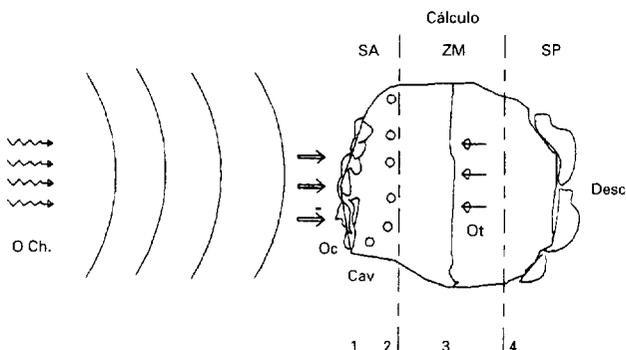


Fig. 2.—Mecanismos de fragmentación litiásica. O Ch: Ondas de choque; SA: Superficie anterior del cálculo; ZM: Zona media del cálculo; SP: Superficie posterior del cálculo; 1. Oc: Acción de ondas compresivas; 2. Cav: Fenómeno de cavitación («microchorros energéticos»); 3. Ot: Reflexión de ondas tensionales. Plano de fractura; 4. Desc: Descascarillado (piezoeléctrico).

*¿De qué depende la «fuerza tensional ideal» para la fragmentación litiásica?*

La «fuerza tensional ideal» es dependiente, en última instancia, de una interacción adecuada de fuerzas tensionales/compresivas cerca de la superficie litiásica. Asimismo, depende de otros factores energéticos y litiásicos. A saber: geometría, composición y consistencia del cálculo; y, punto focal de la onda. Respecto a estos últimos aspectos se especula que la onda «ideal» para la fragmentación sería aquella con una duración menor de 200 nanoseg., y un período de ascenso muy corto (1 nseg.) (5).

*¿Por qué la onda de choque no provoca una lesión significativa en los tejidos que atraviesa hasta llegar al cálculo?*

Este hecho se explica en función de los principios físicos de generación y transmisión de las ondas, y por la técnica empleada

En primer lugar, la onda se transmite a través de un medio (agua) con una densidad o impedancia acústica similar a la de los tejidos corporales que atraviesa. Por ello las ondas muestran baja atenuación (cesión de energía) en estos tejidos. Asimismo, la fragmentación litiásica no se produce por un mecanismo de explosión (sobrepresión), lo que dañaría los tejidos próximos al cálculo, sino por medio de una implosión (depresión).

En segundo lugar, los avances técnicos en litotricia favorecen la protección tisular periférica. Por ejemplo, la óptima colocación del punto focal en la generación de la onda, o la fragmentación/dosificación (o sea, la obtención de igual cantidad de energía cinética utilizando un número elevado de ondas con relativa poca energía, respecto a un número limitado de ellas con mayor poder energético).

## DISEÑO BASE DE UN LITOTRIPTOR

Todo litotriptor consta de 4 elementos básicos, que pueden presetar diferentes características:

- 1) Fuente energética (chispa eléctrica, microexplosiones esféricas, láser, electromagnética o piezoeléctrica).
- 2) Focalizador de las ondas (elipsoide, lente acústica, o fuente esférica).
- 3) Medio de transmisión (recipiente o cojín de agua).
- 4) Sistema de localización litiásica (radiográfico o ultrasonográfico).

La combinación variable de las distintas modalidades de estos cuatro elementos proporciona todas las modalidades de litotriptores existentes.

El sistema de generación eléctrica desarrollado por Dornier (HM-3) se considera el pionero en el tratamiento mediante litotricia extracorpórea por ondas de choque (litotriptor de primera generación). La aparición de otras fuentes energéticas, como los sistemas electromagnético o piezoeléctrico y las mejoras en generador electrohidráulico han aportado nuevas ventajas (segunda generación). Los últimos avances tecnológicos para mejorar la manejabilidad y el coste/eficacia en este campo han dado lugar a nuevos litotriptores (tercera generación).

### FUENTE ENERGÉTICA Y FOCALIZACIÓN DE LAS ONDAS

La fuente energética es el elemento que define esencialmente las características del litotriptor. Existen dos variedades: *Puntuales* (electrohidráulico), como en los modelos Dornier, Direx, Medstone, Northgate y Technomed. Otras fuentes puntuales son el láser y la producción de ondas mediante microexplosiones esféricas (Yachyoda) (6); y, *ampliadas o extendidas* (electromagnético), como en Siemens y Storz, o (piezoeléctrico) como en Dasonics, Edap y Wolf.

#### Generador electrohidráulico (Fig. 3)

Se coloca en la base de un gran recipiente relleno del medio fluido.

La onda de choque se genera por una chispa eléctrica de alto voltaje (15.000-25.000 V. a 1 microseg.) que evapora y expande el fluido circundante.

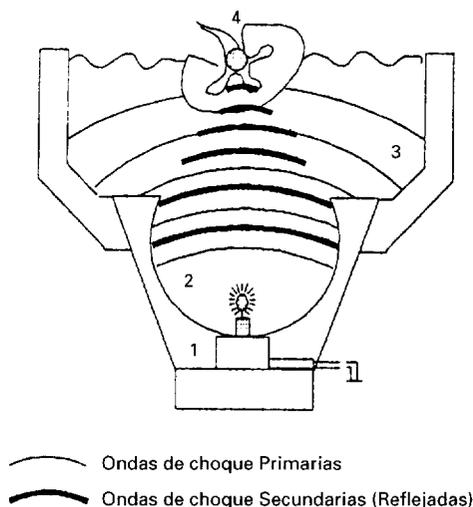


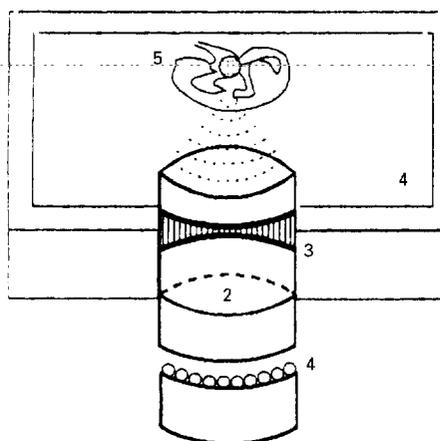
Fig. 3.—Generador electrohidráulico de chispa eléctrica; 1. Descarga en electrodo sumergido en el medio ( $F_1$ ); 2. Reflector elipsoidal; 3. Medio de transmisión; 4. Cálculo ( $F_2$ ).

te (onda de choque primaria). Esta onda va seguida por otras, en función del fenómeno de cavitación causado.

Las ondas se propagan a través del medio en todas direcciones. El generador se sitúa en un foco ( $F_1$ ) con un reflector elipsoidal, que concentra las ondas de choque reflejadas en un segundo punto focal ( $F_2$ ).

### Generador electromagnético (Fig. 4)

La onda de choque se genera cuando un impulso eléctrico (bobina) moviliza una membrana circular metálica muy fina, que se encuentra en un «conducto de choque», ocupado por un medio líquido. A continuación la onda se focaliza a través de una lente acústica dirigiéndose hacia el punto focal  $F_1$ . La onda se acopla a la superficie cutánea corporal con una almohada rellena de agua.



..... Ondas de choque

Fig. 4.—Generador electromagnético; 1. Bobina; 2. Membrana metálica; 3. Lente acústica; 4. Contacto medio-superficie; 5. Cálculo (punto focal  $F_1$ ).

### Generador piezoeléctrico (Fig. 5)

Las ondas se generan por expansión súbita simultánea de miles de elementos piezocerámicos de cuarzo (placa piezoeléctrica), situados a lo largo de la superficie interna de una hemiesfera, al ser estimulados por un pulso de alto voltaje y frecuencia. Esta expansión se focaliza al centro de la esfera (punto focal  $F_1$ ).

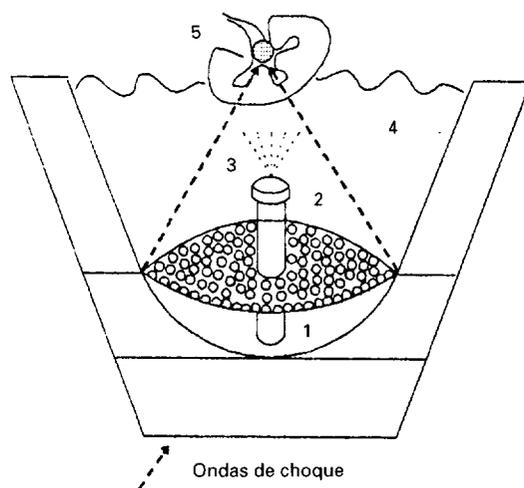


Fig. 5.—Generador piezoeléctrico; 1. Respaldo esférico; 2. Piezoelementos; 3. Sonda ecográfica; 4. Medio de transmisión; 5. Cálculo (punto focal  $F_1$ ).

La focalización esférica facilita una gran concentración de la energía en el punto de tratamiento con gran dispersión en la superficie corporal de entrada. Es la fuente energética con mayor coeficiente de conversión energética.

## MEDIO DE TRANSMISIÓN

La aplicación del medio de transmisión es una de las características del litotriptor que más se ha modificado con las nuevas aportaciones tecnológicas. Ha seguido el principio de simplificación, pasando de grandes instrumentos poco manejables a pequeños aplicadores de sencillo uso.

En el modelo Dornier HM-3, el medio fluido consistía en un gran recipiente de acero inoxidable ocupado por agua a una temperatura de 37° desionizada y desgasificada, donde se colocaba al paciente. Este método presentaba algunas dificultades como la necesidad de un gran espacio para la instalación del equipo y la colocación correcta del cálculo respecto al punto focal, debido a la necesidad de mantener anestesiado al paciente durante el tratamiento.

En los dispositivos electromagnéticos y piezoeléctricos se han eliminado en gran medida estas limitaciones, ya que el medio fluido se aplica directamente al paciente a través de almohadas con fluido, pequeños depósitos líquidos, o tubos de choque que contienen el medio de transmisión de las ondas.

En general se tiende a la realización de la «litotricia seca» con membranas de acoplamiento, aunque este hecho es criticado ya que por principio físico la onda se transmite mejor (menor impedancia acústica) entre los medios agua-superficie corporal que eliminando el medio acuoso.

## SISTEMA DE LOCALIZACIÓN LITIÁSICA

En la localización del cálculo para realizar el tratamiento existen 3 posibilidades: radiográfica, ultrasonográfica, o ambas modalidades simultáneamente.

Todas presentan ventajas e inconvenientes. A saber:

### LOCALIZACIÓN RADIOGRÁFICA

#### *Ventajas*

- Facilidad de localización de cálculos ureterales.
- Posibilidad de opacificación de la vía urinaria (sistema colector y uréter) con material de contraste.
- Sistema muy familiarizado con el urólogo.

#### *Inconvenientes*

- Imposibilidad de tratamiento de cálculos radiotransparentes.
- Efectos de la radiación ionizante para el paciente y el urólogo.
- Proyección sobre plano. Ausencia de tridimensionalidad.

### LOCALIZACIÓN ULTRASONOGRÁFICA

#### *Ventajas*

- Independiente de la radiodensidad. Identificación de cálculos radiolúcidos.
- Ausencia de radiación ionizante.
- Localización de cálculos o fragmentos de pequeño tamaño (<2 mm.).

#### *Inconvenientes*

- Dificultad en la identificación de cálculos ureterales (sobre todo en tercios medio e inferior).
- Necesidad de un correcto aprendizaje de técnica ecográfica.
- Limitación técnica por la presencia de gas intestinal y obesidad del paciente.
- Superposición de sombras acústicas en caso de litiasis múltiple.

## EL LITOTRIPTOR IDEAL

La «idealización» del litotriptor consistiría en un instrumento que abarcara todas las ventajas de cada tipo de litotriptor, obviando asimismo todos los inconvenientes. Es la base sobre la que se fundamentan las investigaciones tecnológicas actuales.

El litotriptor ideal presentaría las siguientes características:

- Alta eficacia de la fuente energética en todo tipo de cálculos (pulverización más que fragmentación), independientemente de su tamaño y composición.
- Posibilidad de alternancia de la fuente energética (electrohidráulica, electromagnética, piezoeléctrica).
- Acoplamiento de otras alternativas técnicas complementarias en el tratamiento de la litiasis (accesorios endourológicos, nefroscopia...).
- Sistema de localización litiásica bifase simultáneo, ultrasonográfico y radiográfico (centrado automático), lo que permitiría mantener identificado el cálculo fuera cual fuera su situación, aplicando la menor radiación ionizante posible.
- Procesamiento de los datos técnicos por computador, con posibilidad de almacenamiento de datos e imágenes radiográficas y ecográficas.
- Manejabilidad (pequeño tamaño y facilidad técnica de uso), lo que permitiría instalarlo sin gran necesidad de espacio, y utilizarlo como portátil en pacientes incapacitados.
- Optimización tecnológica (ausencia de interferencias eléctricas en caso de monitorización electrocardiográfica, bajo nivel sonoro, etc.).
- Ausencia de efectos colaterales en el curso del tratamiento (dolor), lo que permitiría evitar la necesidad de anestesia general o sedación/analgésica.
- Ausencia de efectos biológicos secundarios en el período postratamiento.
- Bajo coste económico de instalación y mantenimiento.

## BASES CLÍNICAS EN QUE SE FUNDAMENTAN LAS INDICACIONES. CONSIDERACIONES TECNOLÓGICAS

En la actualidad se está generalizando la aplicación de la litotricia extracorpórea por ondas de choque en toda patología urolitiásica que precisa tratamiento. Si bien es cierto que la mayoría de los cálculos pueden ser tratados mediante esta tecnología, no es menos cierto que en otros casos la indicación clínica puede ser discutible, y quizás la aportación de un tratamiento «extracorpóreo» y «mínimamente invasivo», no es superada por la oferta terapéutica de una cirugía abierta o endourológica «más invasiva» pero asimismo «más resolutive».

A continuación se menciona una serie de parámetros que pueden influir

de modo individual o conjunto en la indicación del tratamiento litiasico mediante litotricia extracorporea por ondas de choque.

Estos factores pueden ser litiasicos, anatómicos y tecnológicos.

## A) FACTORES LITIÁSICOS

### 1) Composición

La composición del cálculo, que se traduce en dureza del mismo (cohesión de sus partículas) influye en la eficacia de la fragmentación.

Los cálculos de gran dureza, como los de oxalato cálcico monohidrato o cistina (7), precisan de un mayor número de ondas de choque o de una mayor intensidad de éstas para su desintegración. Incluso, en ocasiones, es precisa la utilización de procedimientos auxiliares endourológicos para completar eficazmente el tratamiento (8, 9, 10).

### 2) Localización

La situación del cálculo en la vía urinaria influye de modo importante en la eficacia terapéutica. Las cifras de éxito clínico son de mayor a menor frecuencia en las siguientes localizaciones: tercio superior del uréter y pelvis renal (85-92 %) (11, 12) (Figs. 6A, 6B, 6C), sistema calicial superior (80 %),

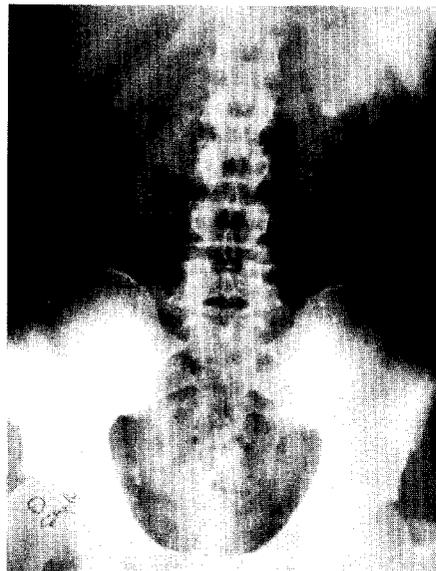
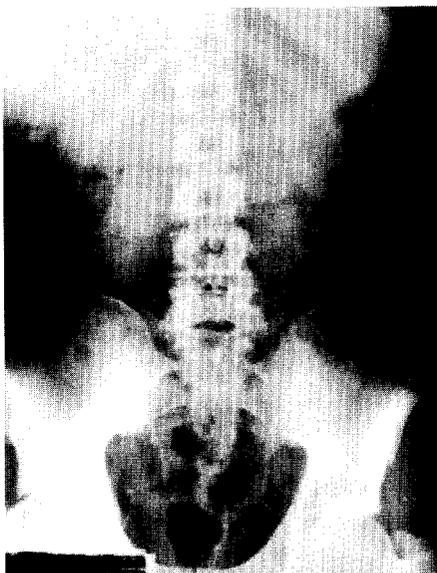
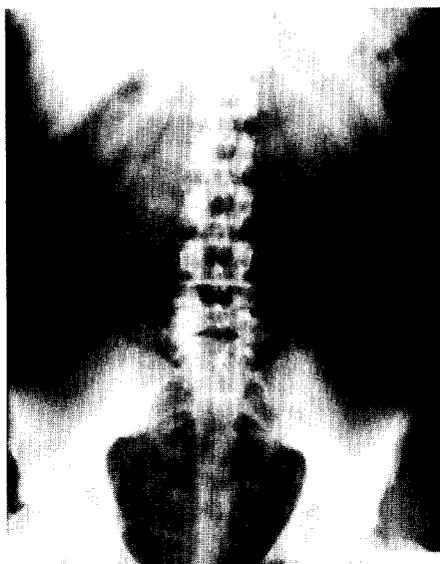


Fig. 6A.—Cálculo pélico en riñón izquierdo. Radiografía simple.



*Fig. 6B.—Restos litiásicos una semana después de tratamiento mediante litotricia extracorpórea con ondas de choque (Dornier HM-3). Radiografía simple (Caso Fig. 6A).*



*Fig. 6C.—Radiografía simple un mes después del tratamiento. Eliminación litiásica completa (caso Fig. 6A).*

sistema calicial medio (75 %), tercio inferior del uréter (65-70 %), sistema calicial inferior (60 %). La litotricia extracorpórea no es aplicable en los cálculos de localización vesical o uretral.

Las cifras de eficacia terapéutica según la localización litiásica permiten obtener dos conclusiones: En primer lugar, aquellas localizaciones donde el tratamiento es menos eficaz pueden ser susceptibles de otras modalidades de tratamiento de la litiasis. Sirva de ejemplo las cifras de éxito terapéutico de 95-100 % (14, 15) mediante extracción ureteroscópica en los cálculos de uréter pelviano, lo que viene a significar que ésta sea la primera opción terapéutica en esta localización. En segundo lugar, se puede conseguir el cambio de situación del cálculo hacia una zona más eficaz. Por ejemplo, los cálculos de uréter superior pueden ser manipulados por vía retrógrada hacia la pelvis renal («push-back»), donde la aplicación de la litotricia extracorpórea es más eficaz. No obstante, aunque esta práctica es realizada en algunas Unidades de Litotricia Extracorpórea, su generalización no es recomendable, ya que la manipulación endoscópica insistente puede conllevar lesiones ureterales, y la embolada líquida por un catéter, con ánimo de retrocesión del cálculo puede ser causa de bacteriemia aguda y sepsis (16).

### **3) Tamaño**

En general, el aumento de masa litiásica supone un descenso en la eficacia terapéutica y un incremento en la necesidad de otros procedimientos terapéuticos complementarios para la resolución del cálculo.

En los cálculos menores de 1 cm. se consigue la mayor tasa de resolución litiásica completa (72-90 %) con una menor necesidad de utilización de procedimientos auxiliares (2 %).

En los cálculos mayores de 3 cms. estos términos se invierten, persistiendo litiasis residual en el 50 % de los casos, y siendo precisa la aplicación de otras maniobras auxiliares en el 5-15 % de los casos para completar el tratamiento (17).

## **B) FACTORES ANATÓMICOS**

### **1) Morfología del sistema colector**

Las variaciones anatómicas y las malformaciones renales condicionan el éxito o el fracaso terapéutico.

La litotricia aplicada sobre cálculos en el riñón ptósico, cuyo polo inferior se sitúa basculando en sentido anterior o en el riñón en herradura, con rotación pielocalicial anterior y descendido, condicionan la persistencia de restos litiásicos, a pesar de una litofragmentación completa (18).

La particular anatomía del sistema colector en la meduloespongiosis re-

nal, condiciona la frecuente formación de cálculos. El efecto de las ondas de choque sería profiláctico en estos casos, realizándose tratamientos con periodicidad anual o bianual. No se debería esperar la eliminación total de la litiasis, pero sí una mejoría clínica con reducción de la eliminación espontánea de cálculos, previniendo así episodios de cólico o la potencial uropatía obstructiva.

La presencia de divertículos caliciales condiciona un descenso en la cifra de pacientes libres de cálculos tras la litotricia (30 %) (19).

Cualquier obstáculo anatómico/funcional en la urodinámica del tracto urinario superior (sistema colector dilatado, estenosis infundibular, estenosis pieloureteral...) puede impedir la correcta eliminación de los fragmentos litiasicos.

Ante la presencia de estas alteraciones anatómicas, la litotricia puede ser empleada asimismo, pero siempre contando con la posibilidad de aplicar procedimientos endourológicos simultáneos.

## **2) Modificaciones anatómicas quirúrgicas**

No es infrecuente la aparición de litiasis renal en pacientes con trasplante renal o derivaciones ureterointestinales, en los que existe una modificación adquirida de la anatomía renoureteral (incluyendo la zona de riesgo de la anastomosis ureterovesical al paso de los fragmentos). Se han descrito buenos resultados con la aplicación de la litotricia en estos casos (20) (Figs. 7A, 7B, 7C).

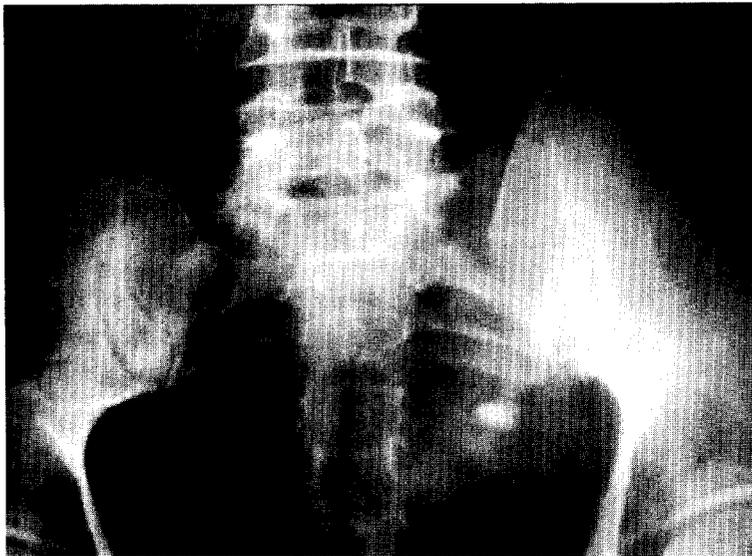


Fig. 7A.—Cálculo calicial superior en riñón trasplantado. Radiografía simple.



Fig. 7B.—Cálculo calicial superior en riñón trasplantado. Urografía intravenosa (caso Fig. 7A).

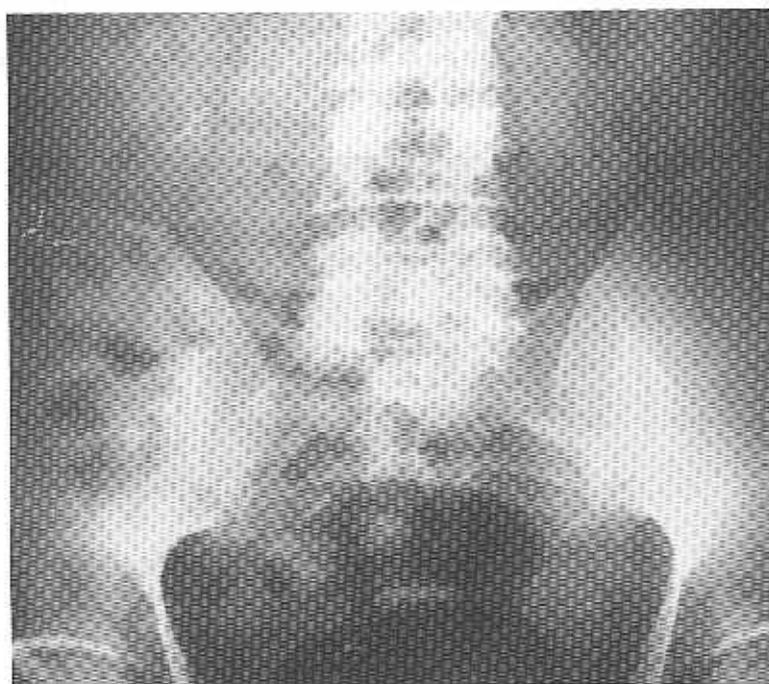


Fig. 7C.—Cálculo calicial superior en riñón trasplantado. Resultado tras litotricia extracorpórea con ondas de choque (Dornier HM-3) (caso Fig. 7A).

### 3) Instrumentación de la vía urinaria

También puede ser aplicable la litotricia en calcificaciones de cuerpo extraño, como la que se puede producir en pacientes oncológicos o con fibrosis retroperitoneal portadores de catéteres ureterales doble J, durante un período excesivo, que no pueden ser extraídos por incrustación cálcica.

#### C) FACTORES TECNOLÓGICOS

El tipo de capacitación técnica del litotriptor empleado (fuente energética, medio de propagación y sistema de localización) es el factor fundamental para indicar un tratamiento con máxima eficacia y mínimos efectos colaterales.

¿Cómo se puede valorar la utilidad terapéutica de un modelo concreto de litotriptor? Esto debe ser realizado mediante un coeficiente o tasa porcentual que contemple todos los aspectos terapéuticos que implican éxito o fracaso en la fragmentación litiásica. A tal efecto Denstedt *et al.* (21) (1990) aportaron una valoración llamada «Cocientes de eficacia o rendimiento» aplicables a una serie de pacientes tratados mediante un litotriptor determinado, que contemplaba como numerador el porcentaje de pacientes con ausencia total de litiasis postratamiento y como denominador la suma del total de tratamientos iniciales mediante litotricia, el porcentaje de sesiones por litotricia secundaria y el porcentaje global de procedimientos auxiliares (no litotricia) necesarios para completar el tratamiento.

El coeficiente de eficacia o rendimiento por lo tanto no implica de modo global un mayor poder de fragmentación litiásica, ya que contempla otras variables. Un litotriptor con un gran poder de fragmentación litiásica que precise frecuentemente procedimientos endourológicos para completar el tratamiento, obtendría un rendimiento menor que otro con menor poder pero que no precisara procedimientos auxiliares.

Este cociente o tasa de eficacia asocia asimismo como variables independientes factores litiásicos como tamaño, composición y localización del cálculo, y debe ser aplicado correctamente contemplando estas variables en cada serie. Sirva como ejemplo que a mayor tamaño del cálculo menor rendimiento obtenido.

A continuación se enumeran brevemente algunos modelos de litotriptor, junto con sus características técnicas y cociente de eficacia según tamaño litiásico (17).

#### *Dornier HM-3*

Es el tipo inicial de litotriptor, que ha servido de modelo para la elaboración de otros aparatos de litotricia.

Es un aparato electrohidráulico que consta de un sistema generador de chispa eléctrica, un reflector elipsoidal para focalizar las ondas, situado en la

base de un gran recipiente de agua donde se coloca al paciente, y un sistema de localización radiológico convencional.

El tamaño focal es 12×50 mm.

Los parámetros/sesión medios de ondas de choque administrables para fragmentación litiásica son: 1.200-1.500 ondas (máx. 3.000) a 18 KV de potencia (11, 22).

Su rendimiento en cálculos menores de 2 cm. es del 62-66 %.

#### *Dornier HM-4*

Es una variación técnica del anterior basada en las siguientes modificaciones: colocación automática computada del paciente, fuente energética electrohidráulica de menor potencia (número medio de ondas/sesión 2.100), focalización mediante elipsoide de mayor apertura (tamaño focal 10×40 mm.), coordinación de la emisión energética con los movimientos respiratorios y simplificación del medio transmisor (almohadilla líquida).

Su cociente de eficacia en cálculos menores de 1 cm. es del 60 %.

#### *Dornier M.F.L. 5.000*

Es muy similar al anterior, asociando elementos técnico-radiológicos para manejo endourológico simultáneo.

#### *Direx Tripter X*

Es un litotriptor electrohidráulico muy similar en aspectos técnicos al original Dornier HM-3. Consta de un arco radiológico en «C» asociado.

Obtiene un rendimiento del 57 % en cálculos menores de 1 cm.

#### *Technomed-Sonolith 2.000*

Es una derivación del modelo Dornier original con las siguientes modificaciones: generador energético móvil, simplificación/localización regional del medio líquido, y sistema de localización ecográfico.

El número medio de ondas de choque preciso para completar un tratamiento es 3.600.

Su cociente de eficacia en cálculos menores de 1 cm. es del 68 %.

#### *Technomed-Sonolith 3.000*

Muy similar al anterior con alguna modificación: sustitución del medio por una almohadilla conductora y generador a potencia variable y ajustable. Su rendimiento es similar al del modelo 2.000.

### *Edap LT-01*

Es un litotriptor piezoeléctrico que emite impulsos con una frecuencia de 0,5-5 Hz. Está formado por una consola con una abertura donde se encuentra el generador. Este orificio se coloca en contacto con la superficie cutánea del paciente interpuesto por una almohadilla flexible rellena de material acuoso. El sistema de localización es ultrasonográfico (ecográfico de tiempo real rotable, con centrado automático durante el curso del tratamiento).

Precisa de cambios periódicos de los elementos cerámicos de la fuente generadora por «agotamiento» energético.

Presenta un cociente de eficacia del 37-55 % para cálculos menores de 2 cm.

### *Piezolith 2.300*

Es un litotriptor piezoeléctrico muy similar al EDAP LT-01.

No consta de almohadilla, el medio acuoso entra en contacto directo con la piel del paciente. La zona focal elíptica de máxima energía es puntual (4×8 mm.). El número medio de ondas para el tratamiento es 3.600.

Aporta un rendimiento del 51-68 % para cálculos menores de 2 cm.

### *Lithostar Siemens*

Es un litotriptor con fuente energética electromagnética, que consta de dos generadores móviles de alto voltaje (12-16 KV) situados en «cañones» rellenos del medio líquido cuya salida se focaliza por una lente acústica biconcava (área 11×90 mm.).

El número medio de ondas para un tratamiento es 3.200.

Posee un sistema de localización radiológico y un estabilizador de emisión de ondas de choque coordinado con los movimientos respiratorios del paciente.

Su cociente de eficacia para cálculos menores de 2 cm. es de 48-64 %.

## LITOTRIPTORES DE TERCERA GENERACIÓN

Son un intento de aproximación al litotriptor ideal. Todos aportan generadores con potencia variable para poder ser adecuada a cada tratamiento concreto y ajustar los requerimientos analgésico/anestésicos. Se intenta asimismo suprimir el contacto agua/paciente. Los principales tipos y sus características técnicas se resumen a continuación:

**a) Dornier HM-5 (MFL 5.000)**

Consta de un generador electrohidráulico y un focalizador de las ondas de choque elipsoidal. Su aplicación a la superficie corporal se realiza a través de una membrana y su sistema de localización litásica es radiológico.

**b) Northgate SD-3**

-- Sistema electrohidráulico informatizado con múltiples posibilidades de imagen (mesa radiológica multiuso, arco en «C», ecografía).

**c) Storz modulith SL 20**

Es un litotriptor electromagnético, que focaliza las ondas mediante un reflector parabólico. Su aplicación a la piel del paciente se realiza a través de membrana y su sistema de localización litásica es ultrasonográfico. No precisa elementos fungibles.

**d) Siemens Lithostar Plus**

Su fuente energética es también electromagnética, focalizando las ondas de choque a través de lente acústica. El medio de transmisión es una membrana y los cálculos se localizan a través de un sistema radiológico. Incorpora un sistema ecográfico alternativo. Sistema unitario de tratamiento de la litiasis con multifunción (acoplamiento de instrumental endourológico).

**e) Dornier Compact**

Formado por una fuente electromagnética. Transportable y manejable. Consta de un arco radiológico en «C» y un sistema ecográfico integrado.

**f) Wolf Piezolith 2.500**

Es un litotriptor piezoeléctrico con focalizador esférico y doble sistema de localización simultáneo (radiológico y ecográfico) coordinado con el funcionamiento del generador. El equipo ecográfico acopla un sistema multifocal para identificar el cálculo a distinta profundidad.

**g) Disonics Sonotron**

Está formado por un generador piezoeléctrico con doble sistema de localización (ecográfico y radiológico).

#### **h) Otros litotriptores con generador electrohidráulico**

Lithoring Multi One, John Hopkins, Nitech, Biolithos Mark 3.

#### **CONTRAINDICACIONES**

Contraindicación absoluta para el tratamiento mediante ondas de choque es la gestación. Han sido comprobados a nivel experimental efectos hemorrágicos sobre múltiples órganos fetales.

Contraindicaciones relativas son la litiasis de gran tamaño, la obstrucción funcional del tracto urinario superior y las enfermedades acompañantes (cardiopatías, coagulopatías, obesidad excesiva, etc.).

#### **COMPLICACIONES**

Las complicaciones secundarias al tratamiento mediante ondas de choque pueden deberse tanto a los efectos intrínsecos o capacidad lesiva de las propias ondas como a efectos extrínsecos o secundarios al tratamiento (vg. eliminación de fragmentos litiásicos).

Una de las complicaciones más frecuentes es la aparición de un hematoma subcapsular (Figs. 8A, 8B, 8C). El riesgo de producirse aumenta significativamente en pacientes con alteraciones de la coagulación, infecciones uri-

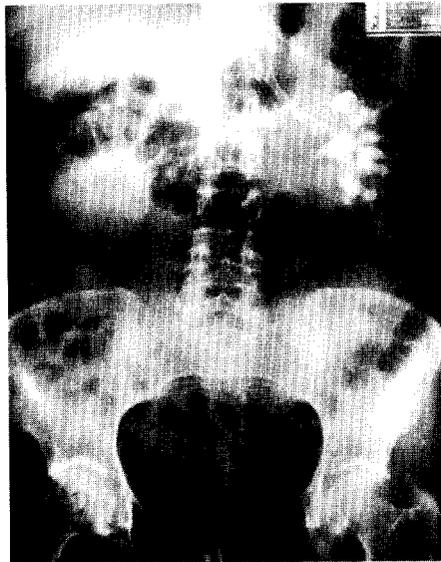


Fig. 8A.—Litiasis coraliforme en riñón izquierdo. Radiografía simple.

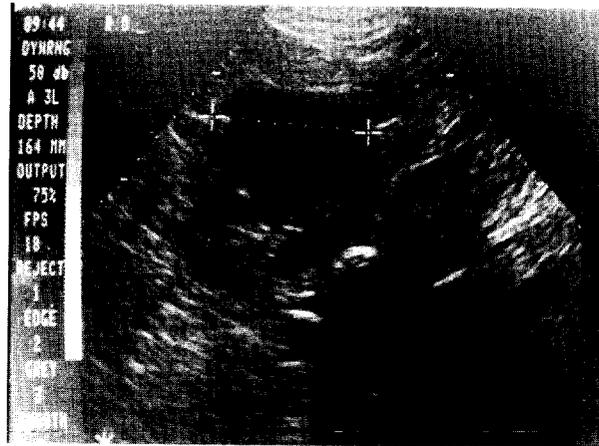


Fig. 8B.—Hematoma perirrenal a las 24 horas del tratamiento mediante litotricia extracorpórea con ondas de choque (Dornier HM-3) (caso Fig. 8A).

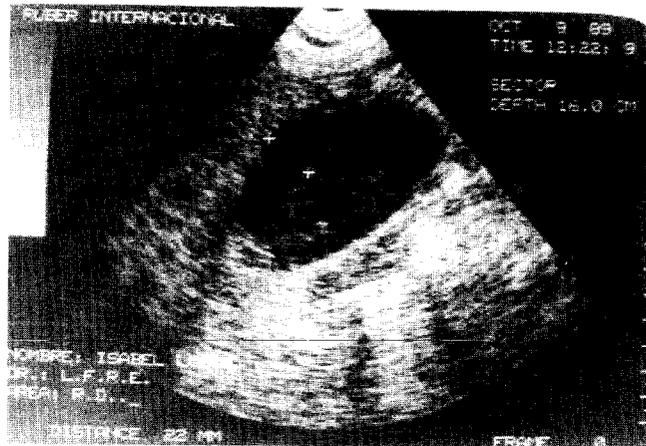


Fig. 8C.—Hematoma perirrenal una semana después del tratamiento (caso Fig. 8A).

narias, aplicación de litotricia bilateral simultánea e hipertensión arterial descontrolada. La presencia de cualquiera de estas circunstancias obliga a corregirla previamente al tratamiento con ondas de choque, o a utilizar otras alternativas terapéuticas para la resolución del cuadro clínico.

La hematuria es un signo clínico que aparece con frecuencia tras la realización de una litotricia. No suele ser anemizante y generalmente es autolimitada. Es la expresión del efecto lesional de las ondas de choque sobre el perénquima renal.

La aparición de uropatía obstructiva en el período postlitotricia se debe a la eliminación de los fragmentos litiásicos. Esta circunstancia aparece más frecuentemente cuanto mayor sea el tamaño del cálculo fragmentado y en caso de cirugía renoureteral previa. Todo condicionamiento previo que pueda afectar a la función renal (diabetes, nefropatías intersticiales, tuberculosis, etc.) obliga a una vigilancia extrema en el período expulsivo después de la litotricia. La utilización de un catéter ureteral simple o doble J previo a la litotricia (vg. en casos de imágenes urográficas de «pseudostenosis» de la unión pieloureteral) (Figs. 9A, 9B, 9C, 9D) o como tratamiento inmediato de la uropatía obstructiva después del tratamiento continúa siendo un punto de gran controversia.

Fig. 9A.—Litiasis pélica y calicial inferior en riñón izquierdo. Urografía intravenosa.

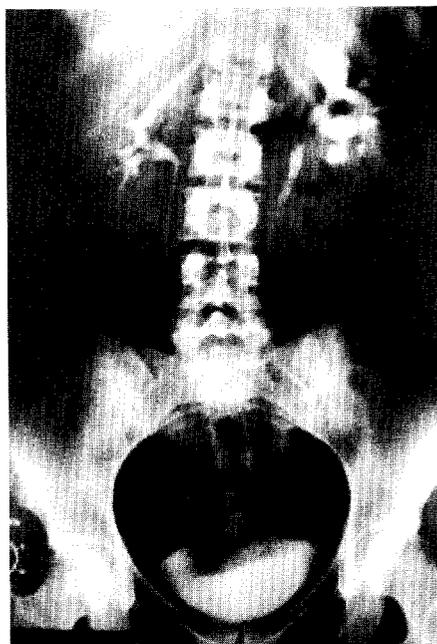
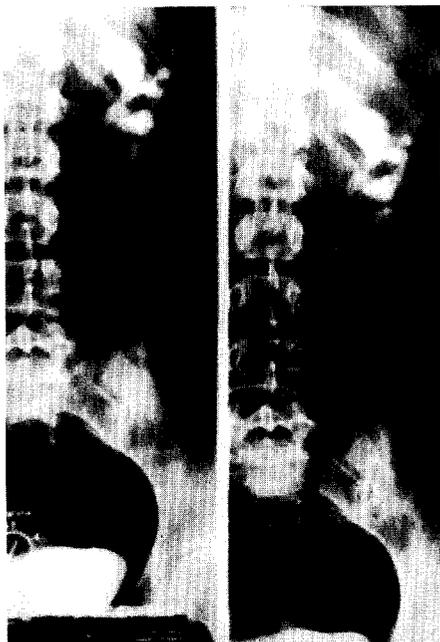


Fig. 9B.—Litiasis pélica y calicial inferior en riñón izquierdo. Urografía intravenosa. Imagen de pseudostenosis de la unión pieloureteral izquierda (caso Fig. 9A).

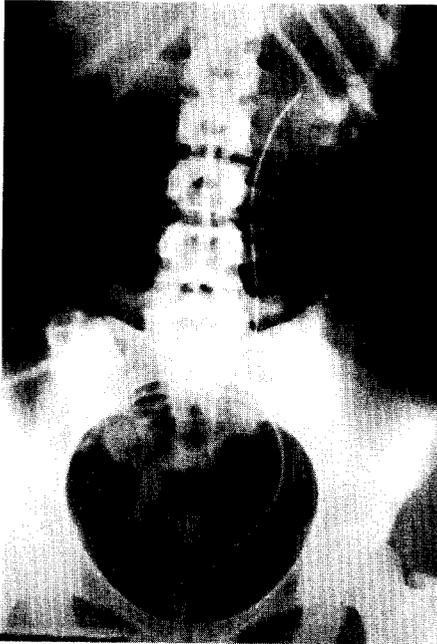


Fig. 9C.—Colocación de catéter ureteral izquierdo retrógrado mantenido durante el tratamiento mediante litotricia extracorpórea, comprobándose permeabilidad pieloureteral (caso Fig. 9A).

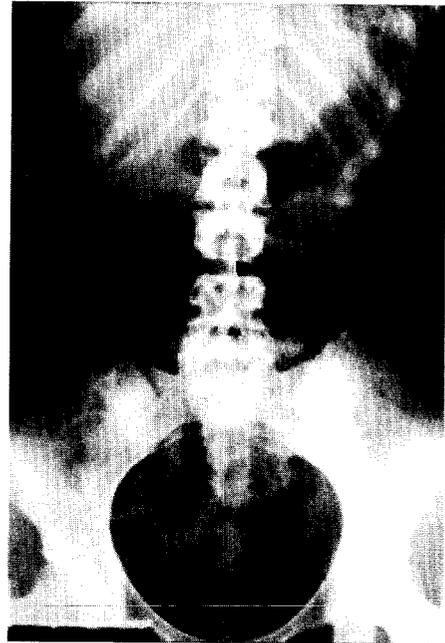


Fig. 9D.—Radiografía simple 48 horas después del tratamiento mediante litotricia extracorpórea. Litofragmentación completa (caso Fig. 9A).

La presencia de una infección urinaria después del tratamiento se explica por la presencia de focos litógenos infectivos. Por otra parte, el tratamiento mediante ondas de choque no debe ser indicado sin urocultivo previo estéril.

El dolor que se presenta tras el tratamiento puede tener diversos orígenes: primario (efecto directo de las ondas sobre los receptores del dolor a nivel cutáneo y muscular o sobre cápsula renal) y secundario (por distensión piélica debida a la obstrucción de la vía urinaria).

## CONSIDERACIONES COMPARATIVAS EN LA RELACIÓN POTENCIA ENERGÉTICA/NECESIDAD ANALGÉSICA ENTRE LOS DISTINTOS TIPOS DE LITOTRIPTORES

De la experiencia clínica en estos últimos años de aplicación de la litotricia extracorpórea, de las modificaciones técnicas a que han sido sometidos los litotriptores, así como de los datos obtenidos en distintos estudios técnicos (23, 24) se pueden extraer conclusiones globales en los siguientes aspectos:

### 1) Eficacia en la fragmentación litiásica

Todos los litotriptores son eficaces para fragmentar un cálculo. No obstante, aquellos con fuente energética electrohidráulica son los que mayor porcentaje de fragmentación litiásica consiguen, comparados con aquellos de fuente piezoeléctrica o electromagnética.

El modelo Dornier HM-3 presenta el mayor valor de parámetro de propagación no lineal ( $\delta$ ). Este dato cuantifica la distorsión de las ondas de choque emitidas, e implica una mayor capacidad de fragmentación litiásica.

### 2) Necesidad de anestesiarse

El dolor intolerable que aparece durante el curso del tratamiento con el modelo Dornier HM-3, debido a su potencia energética, su amplia superficie de entrada en la superficie cutánea, y su gran tamaño focal, hace necesaria la aplicación de anestesia locorregional o general.

Los modelos electrohidráulicos posteriores, así como los piezoeléctricos o electromagnéticos, han modificado estos parámetros, y los tratamientos pueden ser realizados bajo sedación/analgesia, anestesia local e incluso sin necesidad de analgesia alguna en muchas ocasiones.

El modelo Dornier HM-3 es el que menor ganancia de enfoque (G) presenta. Este valor establece la relación entre la presión en la región focal y la presión en todo el trayecto que atraviesan las ondas de choque. A menor valor de «G» mayor dolor durante la realización del tratamiento.

Como corolario, se podría afirmar que la búsqueda de nuevos litotriptores con menos efectos colaterales en el curso del tratamiento (valor elevado de ganancia de enfoque) lleva aparejado un descenso en la eficacia de la fragmentación litiásica (valor descendido de propagación no lineal) y un mayor porcentaje de realización de litotricia secundaria.

## EFFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS ONDAS DE CHOQUE

El conocimiento de los efectos biológicos que producen las ondas de choque sobre los tejidos puede ser estudiado en cultivos tisulares o en mode-

los animales experimentales. Además la estricta observación de los resultados clínicos obtenidos, aporta otra fuente de información empírica para identificar estos efectos en la raza humana.

## EFFECTOS BIOLÓGICOS SOBRE CULTIVOS CELULARES

Muchos autores (25, 26, 27, 28, 29) han aportado estudios *in vitro* sobre el efecto de las ondas de choque, en cultivos hísticos de distinta naturaleza. Estos trabajos permiten obtener una serie de conclusiones, por supuesto susceptibles de revisión científica en próximos estudios:

1) Las ondas de choque producen lesión celular, incluso administrada a bajas dosis, en tejidos de distinta naturaleza (27, 30, 31, 32).

2) El daño tisular se debe más a la intensidad de las ondas de choque que al número de éstas aplicado.

Aunque algunos autores (26) hacen observar que la lesión celular es en primer lugar «número de ondas-dependiente», la mayoría afirma que es la potencia energética el factor más importante. Este hecho ha podido ser comparado en cultivos tisulares de células humanas de carcinoma prostático (25), y en células de carcinoma renal humano (28).

3) Las ondas de choque que más afectan la curva de crecimiento celular son las de origen electrohidráulico (29, 33).

En el momento inicial, al aplicar las ondas de choque, se produce un descenso brusco en la curva de crecimiento celular (en las fases G<sub>2</sub> y M del ciclo) sea cual sea el origen de las ondas (electrohidráulico, piezoeléctrico o electromagnético). En un segundo tiempo se inicia la recuperación del crecimiento, que es mínima y de un modo mucho más lento en caso de ser ondas de origen electrohidráulico.

4) El efecto de disminución de la supervivencia celular de las ondas de choque es aditivo al efecto similar de determinados agentes citotóxicos e inmunoterapia (33).

Este hecho ha podido ser evidenciado en cultivos de células prostáticas de rata (27).

## EFFECTOS BIOLÓGICOS SOBRE MODELOS EXPERIMENTALES

Se han realizado numerosos estudios sobre el efecto en el tejido renal de las ondas de choque en modelos canino (34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41), porcino (42, 43, 44, 45), conejos (46, 47, 48, 49, 50, 51) y ratas (52), sobre distintos tipos de litotriptores, de los cuales se pueden aportar nuevas conclusiones a las obtenidas en los estudios *in vitro*:

1) Las lesiones histológicas provocadas por las ondas de choque en el tejido renal son patrones dependientes de la intensidad de las ondas y del tiempo transcurrido (39). En una fase inicial se observan fenómenos hemorrágicos y trombóticos (eritrodiapédesis, dilatación capilar) que afectan a zona subcapsular, vasos peritubulares y parénquima renal (vacuolización y necrosis celular glomerular, pérdida de podocitos), así como efecto comprensivo sobre túbulos (rotura de pared tubular, cilindros luminare intratubulares). En una fase tardía aparecen cambios fibróticos y cicatriciales sobre estas zonas hemorrágicas (fibrosis focal y segmentaria, hialinización) (47, 49).

2) La aplicación de ondas de choque afecta porcentualmente a poco parénquima, lo que no permite que se afecte de manera global la función renal (filtración glomerular o flujo sanguíneo renal) (43).

3) Las ondas de choque de origen electrohidráulico provocan más afectación funcional que las de origen electromagnético y estas más que las de origen piezoeléctrico (53, 54). De hecho, el tratamiento mediante ondas de choque con generador piezoeléctrico afecta mínimamente a la función (mediciones de creatinina, aclaramiento de Para-aminohipurato) e histología del parénquima renal, al igual que otros métodos de tratamiento litiasico (nefrolitotomía percutánea, pielotomía...) (44).

4) La presencia o ausencia de cálculo situado en el sistema colector no influye, de manera importante, en el daño causado por las ondas de choque de origen piezoeléctrico sobre el parénquima (45).

5) La repartición del número total de ondas de choque en varias sesiones provoca menos daño renal que su aplicación total en una sola sesión (48).

6) El tamaño renal puede influir en la lesión causada por las ondas. Algunos autores (43) han descrito un mayor grado lesional (hemorragias subcapsular y parenquimatosa) cuando el tamaño renal es pequeño.

7) El efecto hipertensivo que se atribuye a las ondas de choque podría deberse a las lesiones vasculares (46) y no parece ser renina-dependiente (42).

También se han realizado estudios en modelos animales sobre el efecto lesional que las ondas de choque pueden ejercer en otros sistemas y órganos distintos del riñón:

1) En la piel, las ondas de choque aplicadas sobre heridas a relativa baja dosis y kilovoltaje favorecen los procesos de cicatrización, mientras que a elevada potencia los entorpecen (55).

2) En el hueso, se producen petequias subperiósticas, lesión osteocitaria, necrosis de médula ósea y actividad blástica posterior (56). Otros autores (57) describen mínima afectación sobre el crecimiento óseo.

3) En el ovario, no parecen ejercer un efecto lesional importante que pueda afectar su función hormonal o provocar esterilidad (58).

4) En el pulmón se produce una desestructuración masiva alveolar con necrosis celular y fenómenos hemorrágicos (59).

5) Sobre páncreas, hígado, corazón y músculo esquelético se producen lesiones petequiales sin gran afectación funcional (60, 61, 62).

Estudios experimentales han sido asimismo realizados para valorar el efecto de las ondas de choque sobre el tejido renal en el animal en desarrollo o en período embrionario/fetal. En este sentido en animales jóvenes se ha verificado un aumento en la incidencia de hipertensión arterial (63) y mayor afectación funcional renal al aplicar las ondas de choque. Además, en embriones de pollo provoca un aumento en la frecuencia de mortalidad embrionaria (64).

## IDENTIFICACIÓN DE EFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS ONDAS DE CHOQUE EN SU APLICACIÓN CLÍNICA

A través de la aplicación terapéutica «a diario» de las ondas de choque en el ser humano se pueden objetivar datos analíticos, radiológicos y clínicos, que pueden ayudar a identificar el efecto lesional sobre el tejido renal:

### 1) Datos analíticos

La disminución de la excreción de glucosa y creatinina acompañada de niveles plasmáticos normales de creatinina, amilasa y Na/K, hacen sospechar que el daño nefronal afecta fundamentalmente al túbulo proximal (65). La proteinuria en rango nefrótico que aparece en ocasiones, traduce lesión glomerular. Otros autores (66) aceptan un mecanismo mixto (glomerular/tubular), más acorde con los hallazgos histiológicos. Se han observado asimismo elevaciones plasmáticas de niveles enzimáticos (ECA, LDH, transaminasas, CPK, N-acetilglucosaminidasa...), que se normalizan a los pocos días del tratamiento.

### 2) Datos radiológicos

En el estudio del paciente tras la aplicación de ondas de choque se han realizado distintas pruebas de imagen (ECO, TAC, RMN...).

Se ha evidenciado el hematoma subcapsular con la lesión más frecuente detectable macroscópicamente (67) (Figs. 10A, 10B).

Se pueden observar también radiológicamente edema periférico, aumento del tamaño renal, y/o pérdida del límite corticomedular. La presencia de estos hallazgos es mucho más frecuente con tratamiento de generador electrohidráulico (67).



Fig. 10A.—Hematoma perirrenal derecho 24 horas después de tratamiento mediante litotricia extracorpórea. Se aprecia dilatación pielocalicial.

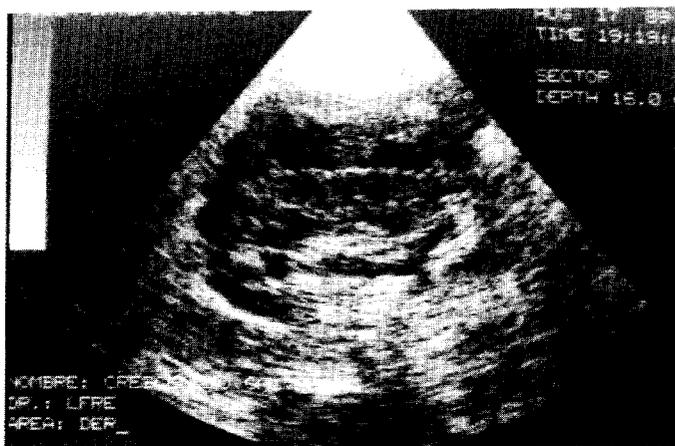


Fig. 10B.—Hematoma perirrenal derecho 6 días después de tratamiento mediante litotricia extracorpórea (caso Fig. 10A).

### 3) Datos clínicos

Semiológicamente pueden aparecer algunos signos o circunstancias clínicas que frecuentemente son atribuidos a la aplicación de las ondas.

Algunos estudios clínicos (68, 69) han evidenciado una incidencia elevada de hipertensión arterial tras el tratamiento, aunque otros autores (70, 71, 72, 73), niegan este hecho. Actualmente no se acepta una relación establecida entre la aplicación de ondas de choque en dosis terapéuticas e hipertensión arterial que precise tratamiento médico.

La función renal (aclaramiento de creatinina, flujo plasmático renal) en pacientes con funcionalidad previa en límites normales no suele sufrir afectación importante, a no ser que se acompañe de obstrucción o hematoma subcapsular.

Aunque los datos experimentales mencionados previamente muestran un aumento en la presencia de hipertensión arterial o función renal disminuida, en tejido renal joven en desarrollo, algunos autores no reproducen estos hallazgos en su experiencia clínica.

## CONSIDERACIONES FINALES

La litotricia extracorpórea mediante ondas de choque es actualmente el tratamiento de elección en la mayoría de los cálculos renales y ureterales. Resuelve completamente el 80 % de la patología urolitiásica y puede ejercer como tratamiento complementario o adyuvante de otras opciones terapéuticas (nefrolitotomía percutánea, extracción endoscópica, etc.).

Las innovaciones técnicas buscando la idealización del litotriptor (litotriptores de tercera generación) se han polarizado más en conseguir seguridad terapéutica. En este sentido los litotriptores más modernos poseen una menor tasa de efectos secundarios y son más fácilmente manejables, aun a costa de una menor potencia energética.

El futuro de esta alta tecnología se enmarca en los avances terapéuticos en el ámbito de la litiasis urinaria. La experiencia clínica demuestra que se obtienen mejores resultados en el tratamiento de una patología determinada mediante la asociación de diversas técnicas. En este sentido, el «futuro litotriptor» deberá estar constituido por un aparato «integrado», con múltiples posibilidades endourológicas y de técnicas de imagen, que permitan la resolución terapéutica en un solo tiempo de intervención.

## BIBLIOGRAFIA

1. Chaussy, C.; Schmiedt, E.; Jocham, D.; Brendel, W.; Forsmann, B.; Walter, V.: «First clinical experience with extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves». *J. Urol.*, 127:417, 1982.
2. Chuong, C. J. C.; Zhong, P.; Preminger, G. M.: «Stone damage modes during piezoelectric shock wave delivery». *J. Urol.*, 141:341A, 1989.
3. Williams, A. R.; Delius, M.; Miller, D. L.; Schwarze, W.: «Investigation of cavitation in flowing media by lithotripter shock wave both in vitro and in vivo». *Ultrasound Med. Biol.*, 15:53, 1989.
4. Coleman, A. J.; Saunders, J. E.; Crum, L. A.; Dyson, M.: «Acoustic cavitation generated by an extracorporeal shockwave lithotripter». *Ultrasound Med. Biol.*, 13:69, 1987.

5. Ruiz Marcellán, F. J.: «Litotricia extracorpórea por ondas de choque». En Jiménez Cruz, J. F.; Rioja Sanz, L. A.: *Tratado de urología*, tomo I, cap. 50, pp. 807-18. Prous Eds., Barcelona (España), 1993.
6. Kuwahara, M. A.; Kambe, A.; Kurosi, S.: «Clinical applications of extracorporeal shock wave lithotripsy using microexplosions». *J. Urol.*, 137:837, 1987.
7. Ruiz Marcellán, F. J.: *Nuevos aspectos en el tratamiento de la litiasis renal*. Pulso Eds. Barcelona (España), 1988.
8. Hockley, N.; Lingeman, J.; Hutchison, C.: «The relative efficacy of extracorporeal shock wave lithotripsy and percutaneous nephrostolithotomy in the management of cystine calculi». En Lingeman, J. E.; Newman, D. M.: *Shock wave lithotripsy II: urinary and biliary*. New York: Plenum Press. Chp. 52, p. 277, 1989.
9. Chang, C. R.; Webb, D. R.; Payne, S. R.; Wichhara, J. E.: «Comparison of treatment of renal calculi; by open surgery, percutaneous nephrolithotomy and extracorporeal shock wave lithotripsy». *Br. Med. J.*, 292:879, 1986.
10. Brown, R. D.; Preminger, G. M.: «Changing surgical aspects in urinary stone disease». En Resnick, M. I.: *Surgery clinics of North America*. Saunders Co., pp. 1085-104. Philadelphia, 1988.
11. Muller, S. C.; Wilbert, D.; Thuroff, J. W.: «Extracorporeal shock wave lithotripsy of uretral stones: clinical experience and experimental findings». *J. Urol.*, 135-831, 1986.
12. Fetner, C. D.; Preminger, G. M.; Seger, J. A.; Lea, T. A.: «Treatment of ureteral calculi by extracorporeal shock wave lithotripsy at a multi-use center». *J. Urol.*, 139:1192, 1988.
13. McDougall, E. M.; Denstedt, J. D.; Clayman, R. V.: «Lower pole calyceal calculi: Extracorporeal shock wave lithotripsy versus percutaneous nephrostolithotomy». *J. Endourol*, 3:265, 1989.
14. Eisenberger, F.; Fuchs, G.; Miller, K.: «Extracorporeal shock wave lithotripsy and endourology: an ideal combination for the treatment of kidney stones». *W. J. Urol.*, 3:41, 1985.
15. Fuchs, G.; Chaussy, C.; Bender, L.; Stenzl, A.: «Current management concepts in the treatment of ureteral stones». En Lingeman, J. E.; Newman, D. M.: *Shock wave lithotripsy II: urinary and biliary*. New York: Plenum Press. Chp. 10, p. 55, 1989.
16. Ramírez, J. C.; Esteban, M.; Chicharro, J.: «Avances en litiasis urinaria y litotricia renal extracorpórea». En *Libro del año. Urología 1993*. SANED Eds., cap. 2, pp. 21-38, Madrid, 1993.
17. Fegan, J. E.; Preminger, G. M.: «Extracorporeal shock wave lithotripsy». En Smith, J. A.: *High Tech Urology*. Saunders Co. Chp. 1, pp. 1-19. Philadelphia, 1992.
18. Iglesias, J. I.; Mancebo, J. M.; Masarra, J.; Pérez-Castro, E.: «Tratamiento de la litiasis renal con litotricia extracorpórea por ondas de choque en el riñón en heredadura». *Arch. Esp. Urol.*, 42(1):13, 1989.
19. Psihramis, K. G.; Dretler, S. P.: «Extracorporeal shock wave lithotripsy of calyceal diverticula calculi». *J. Urol.*, 138:707, 1987.

20. Espinosa, B.; Ramírez, J. C.; Begara, F. J.; Mohamed, Z.; Esteban, M.; Luengo, S.; Gómez, A.; Resel, L.: *Litotricia extracorpórea con ondas de choque en dos casos de litiasis sobre riñón trasplantado*. Libro de Resúmenes V.<sup>a</sup> Reunión de Urolitiasis y Endoscopia Urinaria de la Asoc. Esp. de Urología. San Sebastián, 1993.
21. Denstedt, J. D.; Clayman, R. V.; Preminger, G. M.: «Efficiency quotient as a means of comparing lithotripters». *J. Urol.*, 143:376A, 1990.
22. McCullough, D. L.; Holmes, R. P.; Li, W. J.: «The effect of shock waves and cisplatin therapy on rat prostate tumor growth». En Lingeman, J. E.; Newman, D. M.: *Shock wave lithotripsy II: urinary and biliary*. New York: Plenum Press. Chp. 17, p. 91, 1989.
23. Rasweiler, J.; Westhauser, A.; Bub, P.; Seibold, J.; Eisenberger, F.: *Comparison of «in vitro» shock wave efficacy of second generation lithotripters using two models*. Proceedings VI Congress of Endourology and ESWL. París (Francia), 1988.
24. Rasweiler, J.; Gumpinger, R.; Bub, P.; Kohl, H.; Mayer, A.; Eisenberger, F.: «Wolf Piezolith 2.200 versus modified Dornier HM-3». *Eur. Urol.*, 16:1, 1989.
25. Kaver, I.; Koontz, W. W.; Wilson, J. D.: «The effect of shock waves on human prostatic carcinoma cells in vitro». En Lingeman, J. E.; Newman, D. M.: *Shock wave lithotripsy II: urinary and biliary*. New York: Plenum Press. Chp. 22, p. 111, 1989.
26. McAteer, J. A.; Evan, A. P.; Haak, R.; Lingeman, J. E.: «Cell culture and in vitro to assess the bioeffects of ESWL». *J. Urol.*, 141:228A, 1989.
27. Beherens, M. I.; Welander, C. E.; Griffith, A. S.; McCullough, D. L.: «High energy shock waves (HESW) inhibit tumor cell proliferation and potentiate efficacy of cytotoxic agents». *J. Urol.*, 137:228Am 1987.
28. Marcus, M.; Long, S.; Denstedt, J.; Clayman, R. V.: «Bioeffects of extracorporeal shock wave lithotripsy: the relationship of applied voltage and shock wave number to cell viability». *J. Urol.*, 143:230A, 1990.
29. Clayman, R. V.; Preminger, G. M.; Long, S.: «A comparison of the in vitro cellular effects of shock waves generated by electrohidraulic, electromagnetic and piezoelectric sources». *J. Urol.*, 141:228A, 1989.
30. Chaussy, C.; Randazzo, R. F.; Fuchs, S.: «The effects of extracorporeal shock waves on human renal carcinoma cells and normal human embryonic kidney cells». *J. Urol.*, 135:320A, 1986.
31. Brummer, F.; Brenner, J.; Brauner, T.; Hulser, D. F.: *Immobilization of cells suspension avoids damage caused by lithotripter-generated high energy shock waves*. Proceedings VI Congress of Endourology and ESWL. París (France), 1988.
32. Russo, P.; Stephenson, R.; Heston, W.; Fair, W.: «The in vitro effect of high energy shock waves on human prostate cancer cell line PC-3». *Cancer Res.*, 26:267B, 1985.
33. Ooterhof, G.; Smits, G.; De Ruyter, J. E.; Van Moorselaar, R.; Schalken, J. A.; Debruyne, F.: *In Vitro effect of high energy shock waves on the Dunning AT-4 prostatic carcinoma*. Proceedings VI Congress of Endourology and ESWL. París (France), 1988.

34. Thibault, P. H.; Dory, J.; Cotard, J. P.; Moreillon, J. Y.; Vallancien, G.; Andre-Bougaren, J.: «Lithotripse à impulsions ultra-courtes. Etude expérimentale sur une lithiase rénale du chien». *Ann. Urol.*, 20:20, 1986.
35. Newman, R.; Hackett, R.; Senior, D.; Brock, K.; Feldman, J.; Sosnowski, J.; Finlayson, B.: «Pathologic effects of ESWL on canine renal tissue». *Urology*, 29(2):194, 1987.
36. Wilbert, D. M.; Reichenberger, H.; Noske, E.; Riedmiller, H.; Alken, P.; Hohenfellner, R.: «New generation shock wave lithotripsy». *J. Urol.*, 138:563, 1987.
37. Tashiro, K.; Mochizuki, A.; Machida, T.: *Renal tissues damaged by piezoelectric shock waves*. Proceedings VI Congress of Endourology and ESWL. Paris (France), 1988.
38. Delius, M.; Enders, G.; Xuan, Z.: «Biological effects of shock waves in dogs-dose dependence». *Ultrasound Med. Biol.*, 14:117, 1988.
39. Jaeger, P.; Redha, F.; Uhlschmid, G.; Hauri, D.: «Morphologic changes after shock wave treatment of canine kidneys». En Lingeman, J. E.; Newman, D. M.: *Shock wave lithotripsy II: urinary and biliary*. New York: Plenum Press. Chp. 70, p. 341, 1989.
40. Ioritani, N.; Kuwahara, M.; Kambe, K.; Taguchi, K.; Shirai, S.; Orikasa, S.: «Arteriovenous fistula and subcapsular hematoma in the kidney after extracorporeal shock wave application: animal experiments». *J. Urol.*, 141:227A, 1989.
41. Karlsten, S. J.; Smevik, B.; Hovig, T.: «Acute morphological changes in canine kidneys after exposure to ESWL. A light and electron microscopic study». *Urol. Res.*, 19(2):105, 1991.
42. Begun, F. P.; Knoll, C. E.; Gottlieb, M.; Lawson, R. K.: «Chronic effects of focused electrohydraulic shock waves on renal function and hypertension». *J. Urol.*, 145(3):635, 1991.
43. Evan, A. P.; McAteer, J. A.; Steidle, L. P.: «Acute renal changes induced by ESWL in the minipig». *J. Urol.*, 141:228A, 1989.
44. Wilson, W. T.; Miller, G. L.; Hussman, D. S.: «Deleterious effects of four modes of renal stone removal: how does lithotripsy fare». *J. Urol.*, 143:361A, 1990.
45. Wilson, W. T.; Morris, J. S.; Hussman, D. A.: «Evaluation of stone-shock wave interaction during piezoelectric lithotripsy». *J. Urol.*, 143:230A, 1990.
46. Fajardo, L.; Hillman, B. J.; Webber, C.; Donovan, G. W.: «Microvascular changes in rabbit kidneys after extracorporeal shock wave treatment». *Invest. Radiol.*, 25(6):664, 1990.
47. Fuchs, A.; Fuchs, G.: «The effect of extracorporeally induced high energy shock waves on the rabbit kidney and ureter». *J. Urol.*, 141:227A, 1989.
48. Fuchs, A.; Coulson, W.; Fuchs, G.: «The effect of extracorporeally induced high energy shock waves on the rabbit kidney and ureter: a morphologic and functional study». *J. Endourol.*, 2:341, 1988.
49. Gunasekaran, S.; Donovan, J. M.; Chvapil, M.; Drach, G. W.: «Effects of ESWL on the structure and function of rabbit kidney». *J. Urol.*, 141:1250, 1989.

50. Ryan, P. C.; Jones, B. J.; Seery, J.; Colhoun, E.; Nowlan, P.; Kaye, E.; Kiely, E. A.; Gaffney, E. F.; Butler, M. R.: «Piezoelectric shockwave lithotripsy (EDAP LT-01): bioeffects of simple and multiple treatments». *J. Urol.*, 141:227A, 1989.
51. Alcover, J.; Rousaud, A.; Ruiz Marcellán, F. J.; Serrallach, N.; Serrate, R.: «Valoración de un modelo experimental. Efectos adversos de las ondas de choque». *Act. Urol. Esp. Monográfico LVII Congreso Nnal. Asoc. Esp. Urología*, pp. 104-154, Madrid (España), 1992.
52. Recker, F.; Rubben, H.; Bex, A.; Constantinides, C.: «Morfological changes following ESWL in the rat kidney». *Urol. Res.*, 17(4):229, 1989.
53. Morris, J. S.; Hussman, D. A.; Wilson, W. T.; Preminger, G. M.: «Temporal effects of shock wave lithotripsy». *J. Urol.*, 145(4):881, 1991.
54. Morris, J. S.; Hussman, D. A.; Wilson, W. T.: «Piezoelectric versus spark-gap lithotripsy: a comparison of morphologic and functional alterations». *J. Urol.*, 141, 1989.
55. Haupt, G.; Schvapil, M.: «Effect of shock waves on the healing of partial-thickness wounds in piglets». *J. Surg. Res.*, 49(1):45, 1990.
56. Graff, J.; Pastor, J.; Richter, K. D.: *Effect of high energy shock waves on bony tissue*. Proceedings V World Congress of Endourology and ESWL. Cairo. Eglyp, 1987.
57. Yeaman, L. D.; Jerome, C. P.; McCullough, D. L.: «Effects of shock waves on the structure and growth of the immature rat epiphysis». *J. Urol.*, 142:670, 1989.
58. McCullough, D. L.; Yeaman, L. D.; Bo, W. J.: «Effects of shock waves on the rat ovary». *J. Urol.*, 142:666, 1989.
59. Chaussy, C.: *ESWL: New aspects in the treatment of kidney stone disease*. S. Karger a. G. Basel, pp. 8-19, 1982.
60. Mardan, A.; Loening, S.: *Pathological reactions in rats to high-energy shock waves: part 1. Local tissue responses*. Proceedings VI Congress of Endourology and ESWL. Paris (France), 1988.
61. Mardan, A.; Loening, S.: *Pathological reactions in rats to high-energy shock waves: part 2. Systematic responses*. Proceedings VI Congress of Endourology and ESWL. Paris (France), 1988.
62. Ruiz Marcellán, F. J.; Ibarz, L.: «Evaluation of renal damage in extracorporeal lithotripsy by shock waves». *Eur. Urol.*, 12:73, 1986.
63. Kaji, D.; Xing, W. W.; Hardy, B.; Huffman, J.: «The effects of ESWL on renal growth and function in a rabbit model». *J. Endourol.*, 4, 1990.
64. Moran, M. E.; Sandock, D.; Drach, G. W.: «Effects of high energy shock waves on chick embryo development». *J. Urol.*, 143:230A, 1990.
65. Jaeger, P.: «Changes of blood and urine chemical parameters after extracorporeal shock wave exposure on canine kidneys». En Lingeman, J. E.; Newman, D. M.: *Shock wave lithotripsy II: urinary and biliary*. New York: Plenum Press. Chp. 2, p. 7, 1989.
66. Rodríguez Vela, L.: *Litotricia extracorpórea por ondas de choque. Estudio de la resistencia a la fragmentación de los cálculos urinarios y efectos sobre la función renal*. Tesis doctoral. Zaragoza, 1989.

67. Knapp, P.; Lingeman, J.: «ESWL-induced perineal hematomas». *J. Urol.*, 139:700, 1988.
68. Kaude, J.; Williams, C.: «Renal morphology and function immediately after extracorporeal shock wave lithotripsy». *A.J.R.*, 145:305, 1987.
69. Lingeman, J.; Kulb, T.: «Hypertension following extracorporeal shock wave lithotripsy». *J. Urol.*, 137:142A, 1987.
70. Lingeman, J. E.; Woods, J. R.; Toth, P. D.: «Blood pressure changes following extracorporeal shock wave lithotripsy and other forms of treatment for urolithiasis». En Lingeman, J. E.; Newman, D. M.: *Shock wave lithotripsy II: urinary and biliary*. New York: Plenum Press. Chp. 40, p. 211, 1989.
71. Graff, J.; Diederichs, W.; Schulze, H.: «Long-term Follow up in 1003 extracorporeal shock wave lithotripsy patients». *J. Urol.*, 140:479, 1988.
72. Zwergel, T.; Neisius, D.; Zwergel, U.: «Hypertension in patients with extracorporeal lithotripsy of urinary stones». *J. Urol.*, 141:242A, 1989.
73. Ruiz Marcellán, F. J.; Ibarz Servio, L.; Ramón Dalmau, M.: *Riesgo de hipertensión arterial después de la litotricia extracorpórea por ondas de choque*. II Reunión Grupo Urolitiasis y Endoscopia. Alicante (España), 1989.