



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

CAVITACION CONTROLADA POR DOS ONDAS DE CHOQUE Y SU APLICACION A LITOTRIPSIA EXTRACORPORAL

294749

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

F I S I C O

P R E S E N T A :

JAVIER VAN CAUWELAERT AMUCHASTEGUI



DIRECTOR DE TESIS: DR. ACHIM MAX LOSKE MEHLING

MEXICO, D. F.



2001

FACULTAD DE CIENCIAS
SECCION ESCOLAR



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



LIBERTAD NACIONAL
AVANZAMA DE
MEXICO

MAT. MARGARITA ELVIRA CHÁVEZ CANO
Jefa de la División de Estudios Profesionales de la
Facultad de Ciencias
Presente

Comunicamos a usted que hemos revisado el trabajo de Tesis: Cavitación controlada por dos ondas de choque y su aplicación a Litotripsia Extracorporal.

realizado por JAVIER VAN CAUWELAERT AMUCHASTEGUI

con número de cuenta 09377151-1 , pasante de la carrera de FISICA

Dicho trabajo cuenta con nuestro voto aprobatorio.

Atentamente

Director de Tesis

Propietario DR. ACHIM MAX LOSKE MEHLING

Achim Loske

Propietario DR. ROCIO JAUREGUI RENAUD

Rocio Jauregui Renaud

Propietario DR. ENRIQUE SALVADOR BUZO CORDOBA

Enrique Salvador Buzo Cordoba

Suplente DR. CATALINA ELIZABETH STERN FORGACH

Catalina Elizabeth Stern Forgach

Suplente DR. MAYO VILLAGRAN MUNIZ

Mayo Villagran Muniz

Consejo Departamental de FISICA

Patricia Goldstein Menache

DR. PATRICIA GOLDSTEIN MENACHE

DEPARTAMENTO DE FISICA

A mi papá

A mi mamá

A Felipe y a Mathias

A la Raquel y el Gordo

A Maite

A lo largo de este tiempo mucha gente ha estado a mi lado, ayudándome y apoyándome. En esta página quisiera agradecerles todo el esfuerzo que han hecho para que este trabajo salga adelante.

Por una cuestión de orden, decidí separar los agradecimientos en dos partes. En la primer parte menciono a la gente e instituciones que me ayudaron a realizar esta tesis y en la otra parte pongo los agradecimientos personales.

Antes que nada quiero agradecer a Achim Loske por su ayuda en la realización de esta tesis, por su infinita paciencia y por no perder la calma, aún cuando quemé aquel transformador. Por la confianza que me tuvo y porque su apoyo fué fundamental para realizar este trabajo.

Al Dr. Fernando E. Prieto, por apoyar e impulsar el trabajo en el Laboratorio de Choques Débiles y por contribuir a la idea de generar un doble pulso.

Al Dr. Victor M. Castaño, Jefe del Departamento de Física Aplicada y Tecnología Avanzada, por el apoyo incondicional al proyecto.

A los sinodales, Dra. Rocío Jáuregui, Dr. Enrique Buzo, Dra. Catalina Stern y Dr. Mayo Villagran, por leer y corregir esta tesis, por sus comentarios y sugerencias. Un agradecimiento especial a la Dra. Rocío Jáuregui y a al Dr. Fernando Magaña, por su apoyo a lo largo de la carrera.

Al Físico Francisco Fernández, por varios meses de su tiempo, por ayudarme a construir la electrónica necesaria para este trabajo y por enseñarme incluso a usar el equipo del taller.

Arturo Méndez por todo el tiempo y ayuda que me brindó y por el brazo que desarrollamos accionando manualmente el sistema convencional.

Al Dr. Eduardo Castaño por su valiosa ayuda en el diseño experimental.

A Helmut Bush, por el equipo prestado y la ayuda brindada.

A los buenos profesores que me tocó conocer a lo largo de todo este tiempo.

Al Instituto de Física y al Departamento de Física Aplicada y Tecnología Avanzada.

A la Facultad de Ciencias.

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

Antes de comenzar esta parte, me gustaría prevenir al lector sobre mi mala memoria. Es posible que mucha gente que debería estar en estas páginas, no aparezca. De hecho, cualquiera que este leyendo esta tesis (a menos que sea un estudiante o investigador muy interesado en *litotripsia extracorporal por ondas de choque* y cavitación), debería estar en los agradecimientos, porque supongo que nadie que no me quiera la leería.

A quienes les dediqué la tesis, pues han sido, son y serán las personas más importantes en mi vida.

A Carlos por su amistad en estos años y en los que siguen.

A Pablo por ser Pablo.

A Gabo, Juan, Enrico, al Chanate, a Christian, a Julio, al Primo, a Leo, Pilar, Lorenza, Santiago y Tatali, a Luis (algunos le dicen Tec) y a todos los que compartieron momentos inolvidables en la facultad y fuera de ella.

A "Pan Caliente" y su leyenda.

A los que se han olvidado de ponerme en sus agradecimientos y a los que si me han puesto.

A quien se le haya ocurrido poner en la misma facultad, biología y física.

A Paula y lolita.

A Laura, Mayra, Diego y Eria.

A Begoña y Jorge por hacer a Maite, por el ceviche peruano y la mazamorra morada.

A Andres (no Andrés) y al teatro.

A Lorena y los años que pasamos juntos, a Mariana y a Gabriela.

A Armando Cuello por hablar por teléfono en un momento decisivo.

A Jordi Boldó y su casa, siempre abierta y llena de cuadros.

A los amigos de la infancia.

A Betty, por ser grande en todo sentido.

A Facundo, que ha sido un hermano más.

A Vero.

A Hernan.

A la familia, repartida en lugares lejanos.

Al momento de escribir estas líneas, uno entiende a las personas que, al recibir un premio, se ponen a agradecer a una lista infinita de gente. No quieres dejar a nadie afuera, pero es inevitable. Quizá lo mejor sería agradecer con un solo renglón, diciendo algo como:

A todos lo que han significado algo en mi vida, aunque ellos no lo sepan.

"Hace millones de años que las flores fabrican espinas. Hace millones de años que los corderos se comen las flores.

¿Y no es serio intentar comprender por qué las flores hacen el esfuerzo de fabricar espinas que nunca sirven para nada?"

-Antoine de Saint-Exupéry. El Principito.-

Índice general

Sobre el título de la tesis	1
1- Introducción	1
2- Ondas de choque y algo más	5
2.1- Ondas de choque utilizadas en LEOCH	5
2.2- Interacción de las ondas de choque con la materia	7
2.3- Distintos sistemas para generar ondas de choque	8
2.3.1- Litotriptores electrohidráulicos	9
2.3.2- Generación con microexplosivos	10
2.3.3- Generación con láser	11
2.3.4- Litotriptores electromagnéticos	11
2.4- Generadores piezoeléctricos	13
2.5- Comparación de la onda de choque producida por un sistema piezoeléctrico y uno electrohidráulico; ventajas y desventajas de ambos métodos	18
2.6- Características de la onda de choque óptima para LEOCH	21
3- Cavitación	22
3.1- Aprovechamiento de la cavitación en el rompimiento de concreciones	24
3.2- Algunas propuestas para controlar el colapso de la cavitación	28
4- El sistema piezoeléctrico modificado	31
4.1- Descripción del sistema modificado	33
4.2- Avance actual y experimentos propuestos	38
4.2.1- Problemas y soluciones en el desarrollo del sistema piezoeléctrico modificado	38
4.2.2- Experimentos propuestos	42
4.3- Primeras pruebas con el sistema piezoeléctrico del Laboratorio de Choques Débiles	45
4.3.1- Caracterización de la onda de choque	45
4.3.2- Pruebas de fractura con modelos de cálculo renal	49
4.4- Primeras pruebas con el sistema piezoeléctrico modificado	51
5- Posibles aplicaciones de las ondas de choque	54

5.1- Conservación de alimentos con ondas de choque	55
5.2- Terapia génica y oncología	56
6- Conclusiones	58
7- Apéndice	60
7.1- Diagramas de los circuitos desarrollados para el sistema modificado	60
8- Bibliografía	63

Sobre el título de la tesis.

La motivación principal de este trabajo fue la de encontrar un modo de mejorar la eficiencia de los sistemas de litotripsia extracorporal por ondas de choque, existentes actualmente. La forma propuesta para mejorar los sistemas convencionales se basa en el aprovechamiento de la energía liberada por la cavitación, cuando ésta colapsa. La idea es controlar dicho colapso por medio de una segunda onda de choque. En esta tesis se propuso, diseñó y construyó un sistema que permite generar dos ondas de choque, controlando el intervalo temporal entre ellas, de modo que la primera onda de choque genere la cavitación y la segunda la haga colapsar. Por lo anterior se decidió que el título de este trabajo fuera “Cavitación controlada por dos ondas de choque y su aplicación a Litotripsia Extracorporal”.

A la fecha, sólo se han realizado mediciones de presión, en las que se muestra la existencia de las dos ondas de choque, así como el control en la separación temporal que se puede lograr con este sistema. Sin embargo no se han realizado aún las pruebas sobre modelos de concreciones, ni se han realizado mediciones de la actividad de las burbujas, de modo que no sabemos si este sistema es aplicable a litotripsia extracorporal. Para evitar confusiones o malas interpretaciones, se nos sugirió que el título debería cambiar y quedar en algo como:

“Cavitación controlada por dos ondas de choque”.

Con esto se desea dejar claro, desde el inicio, qué es lo que se puede esperar encontrar en este trabajo y evitar así falsas esperanzas, o por el contrario, despertar en ustedes la emoción que sentimos ante el desarrollo de un sistema novedoso, que promete ser muy útil en la investigación de nuevas aplicaciones de las ondas de choque.

1 Introducción

Los cálculos renales más antiguos que se conocen pertenecen a momias egipcias que datan de hace 5000 años; sin embargo, los primeros tratamientos para curar esta enfermedad aparecieron en el siglo III a. C. en Egipto y Arabia. Estos tratamientos eran invasivos, pues consistían en cirugías practicadas con el fin de extraer el cálculo completamente. A estas técnicas se les da el nombre de *litotomía*. Las técnicas de litotomía no variaron demasiado con el tiempo y fueron utilizadas incluso en el siglo XIX, época en la que evolucionaron considerablemente [1][2].

Existen métodos, conocidos como litotripsia por vía endoscópica, que consisten en introducir, ya sea por vías urinarias o haciendo una pequeña

abertura en el paciente, catéteres e instrumentos capaces de desintegrar el cálculo. Con estos instrumentos se busca destruir el cálculo a base de golpes directos sobre él. Algunos de estos tratamientos existían desde hace mucho tiempo, pero eran poco confiables. No fue sino hasta el siglo XIX que se desarrollaron métodos más seguros de litotripsia, en los cuales se realizaba una cirugía menor, pues se basaban en la introducción de sondas y objetos mecánicos, como pinzas, con los cuales se golpeaba al cálculo hasta romperlo en partes que pudieran ser evacuadas por las vías urinarias. El desarrollo de estas técnicas continuó hasta la primera mitad del siglo XX [2][3].

Actualmente se utilizan diversas técnicas de litotripsia por vía endoscópica. Las dos más importantes fueron desarrolladas a mediados del siglo XX. Ambas técnicas consisten en introducir un endoscopio hasta una zona cercana al cálculo. En uno de los casos el endoscopio tiene dos electrodos en la punta. Entre ellos se producen descargas eléctricas de alto voltaje, que generan ondas de choque cerca del cálculo y lo destruyen. En el otro caso, el endoscopio tiene un láser acoplado que genera una gran cantidad de energía con la que se desintegra la piedra [2]. Estos métodos son muy efectivos y se siguen usando en nuestros días, sin embargo, hace dos décadas se dio un gran salto en el tratamiento de la litiasis, al desarrollarse métodos *no invasivos* [1][2][3] para deshacer cálculos renales y biliares.

En los años sesenta se observó que el impacto de un proyectil no explosivo sobre un blanco causaba daños no solo en la superficie o zonas cercanas al lugar del impacto, sino también en regiones internas del blanco, no relacionadas con la zona de golpeo. Este fenómeno, llamado efecto Hopkinson, ocurre cuando la velocidad del proyectil es lo suficientemente alta como para generar una onda de choque que se propaga dentro del cuerpo golpeado [4].

Basándose en estas observaciones se comenzó a trabajar en Alemania la idea de desintegrar cálculos, de forma no invasiva, por medio de ondas de choque. Así empezó el desarrollo de la *litotripsia extracorporal por ondas de choque* (LEOCH). Para estos tratamientos se utiliza un aparato llamado *litotriptor*, que genera y concentra las ondas de choque en la región seleccionada.

Actualmente se encuentran en operación más de 1500 litotriptores, distribuidos en más de 30 países. En los últimos 19 años se han realizado con éxito más de 5 millones de tratamientos de litotripsia extracorporal [1][2], sin embargo, a pesar de que esta técnica ha tenido resultados excelentes, todavía tiene algunas carencias.

En 1987 se estableció, en el Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), el Laboratorio de Choques Débiles. Con el objetivo de poder realizar investigación en el campo de la aplicación de las

ondas de choque a la medicina, se diseñaron y construyeron, en este laboratorio, tres generadores de ondas de choque experimentales, el MEXILIT I, II y II plus [5][6]. El MEXILIT III se encuentra en etapa de desarrollo. Con estos generadores experimentales se han realizado importantes investigaciones en este campo, que han llevado al desarrollo de nuevos electrodos y reflectores, de geometría compuesta, que permiten mejorar la eficiencia de los litotriptores clínicos [5][6][8][12][14].

En este momento es importante aclarar a qué nos referimos con eficiencia. Más del 90% de los cálculos renales son pulverizados exitosamente, por lo tanto, desde el punto de vista de los resultados clínicos, obtenidos por los sistemas de LEOCH convencionales, la eficiencia es muy alta. Sin embargo, para pulverizar una concreción son necesarias entre 1000 y 3000 ondas de choque, dependiendo del sistema utilizado. Incluso, con algunos sistemas, es necesario realizar tratamientos secundarios para eliminar exitosamente las piedras. Por lo tanto, en este sentido, se puede decir que la eficiencia de los sistemas de LEOCH es baja.

Un aspecto importante es el daño, reversible, que sufre el paciente. Las ondas de choque provocan muerte celular, en tejidos y en sangre. Sin embargo, este tema no se va a tratar aquí y se deja para un trabajo posterior, a pesar de que es uno de los motivos que nos impulsaron a buscar mejoras en los sistemas convencionales.

Los principios básicos del rompimiento de un cálculo son la compresión y dilatación, la cavitación y el efecto Hopkinson [2][4]. En el caso de los litotriptores, sin importar la técnica de generación de ondas que utilicen, las ondas de choque comprimen y jalan al cálculo, provocando que éste comience a fracturarse. Para romper una de estas piedras son necesarias, en promedio, unas 2000 ondas de choque, dependiendo del material del que se haya formado el cálculo, del litotriptor utilizado y de la energía empleada [4][9][22].

A lo largo de 20 años de investigación se ha visto que una de las causas principales del rompimiento de los cálculos es la formación y el colapso de pequeñas burbujas (*cavitación*), generadas por las ondas de choque, sin embargo, es importante señalar que estas burbujas son también la principal causa de daño al tejido [27][28].

En trabajos recientes [32][33][40][41] se ha demostrado que el uso de dos ondas de choque consecutivas incrementa el daño causado al cálculo, debido principalmente a la cavitación.

Se supone que existe un tiempo óptimo de separación entre las dos ondas de choque, pero con los aparatos y sistemas existentes es prácticamente imposible encontrarlo. Se diseñó y desarrolló un sistema que permite

generar dos ondas de choque (iguales) consecutivas y que tiene la capacidad de regular con precisión el tiempo de retraso entre una y otra. Para lograrlo, se optó por la generación de las ondas con cristales piezoeléctricos.

Se realizaron las primeras pruebas con el sistema desarrollado, en las cuales se obtuvieron dos ondas de choque con una separación temporal menor al tiempo de "vida" de la cavitación. Aún no se han realizado pruebas de fractura de concreciones con este sistema, por lo que la posible aplicación a litotripsia extracorporal no ha sido estudiada.

A continuación, se describe, brevemente, el contenido de cada capítulo. Hay que resaltar la importancia del cuarto capítulo, pues es ahí donde se presenta la propuesta de ésta tesis. Los capítulos 2 y 3 son introductorios a la teoría que apoya la propuesta de la tesis y no son temas desarrollados en este trabajo. Los temas presentados en dichos capítulos han sido, en general, ampliamente trabajados por diversos autores y en esta tesis se tomaron como punto de partida.

En el segundo capítulo de la tesis, se explica qué son las ondas de choque, cómo se generan y cómo interactúan con la materia; se presentan los distintos métodos de generación de ondas de choque, haciendo énfasis en los sistemas piezoeléctricos y las características de las ondas generadas por estos sistemas.

En el capítulo siguiente se habla sobre la cavitación. Qué es y cómo se genera una burbuja y la forma en que dichas burbujas interactúan con la materia y como controlarlas. Se describen además los experimentos realizados por otros grupos en el uso de dos ondas de choque, así como estudios sobre el tiempo de vida de la cavitación.

En el cuarto capítulo se presenta la propuesta central de esta tesis y se describe el aparato que se construyó, los experimentos que se proponen, los primeros resultados obtenidos y los que se esperan. En el último capítulo se presentan algunas aplicaciones que están en estudio y para las cuales podría ser útil un sistema como el propuesto.

Después de las conclusiones está el apéndice, donde se muestran algunos de los diagramas de los circuitos desarrollados para el sistema modificado.

Finalmente, aparece la bibliografía. El orden de ésta lista de referencias es, básicamente, por temas. Sin embargo, en algunos capítulos aparecen referencias fuera del orden numérico que les corresponde. Esto se debe a la importancia que puede tener una referencia en un tema, aún sin ser de esa área específica.

2 Ondas de choque y algo más

2.1 Ondas de choque utilizadas en LEOCH

En este capítulo se dará una explicación sobre los conceptos que se utilizarán en la tesis. Hasta el momento y en lo que sigue, se hablará de ondas de choque, pero debido a las presiones con que se trabaja en litotripsia lo correcto es decir ondas de choque *débiles*, pues éste es el término utilizado cuando las presiones están por debajo de unos cuantos cientos de megapascales [4].

Cuando se dice onda de choque, en realidad se está hablando de la propagación de un *frente* de choque. Un frente de choque es un cambio súbito del estado termodinámico del medio por el cual éste se propaga. Justo detrás del frente de choque aumenta la presión, la densidad, la temperatura y la entropía, lo que nos dice que el proceso es irreversible y genera una transición entre dos regiones con propiedades físicas diferentes. El ancho de la transición depende de la presión y es inferior a la trayectoria libre media de las moléculas. La velocidad de propagación del frente de choque es mayor que la del sonido en ese medio [4].

Es importante recalcar que la palabra onda, cuando se dice onda de choque, pierde su relación con el movimiento periódico, ya que sólo se refiere a la propagación de un frente de choque [2][4][10].

Las ondas de choque portan energía, que al ser enfocada o dirigida hacia un punto, se concentra y puede producir daño. Es precisamente ésta característica de las ondas lo que se utiliza en el rompimiento de concreciones [1][4]. No sólo las ondas de choque portan energía; en general todas las ondas portan energía y pueden producir daño, pero no todas pueden ser utilizadas en LEOCH. Un tipo de onda de especial interés es el ultrasonido.

Las ondas de choque y las de ultrasonido, en ciertas circunstancias, pueden ser descritas por las mismas leyes de la acústica, sin embargo, tienen importantes diferencias, de manera que el ultrasonido, generado extracorporalmente, no se usa para romper cálculos humanos [13].

Como se puede ver en la figura 1, el ultrasonido es un tren de pulsos modulados, formados por ondas de presión y rarefacción, mientras que una onda de choque consiste de un único pulso de presión, que crece súbitamente al principio y luego decae exponencialmente y que, teóricamente, no tiene componentes de presión negativa (pulso de rarefacción) [13]. En la práctica, las ondas de choque tienen una componente de presión y otra de rarefacción, a la que suele llamarse, onda de presión "negativa".

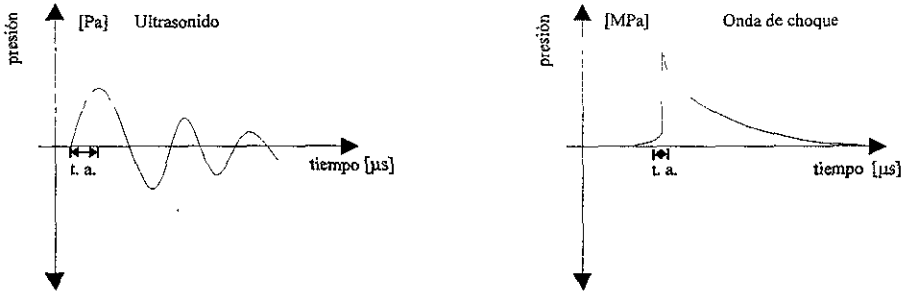


Figura 1: Gráficas de presión contra tiempo, de una onda de ultrasonido y una onda de choque. Se aprecia que el tiempo de ascenso (t.a.) es mucho menor y la presión es mucho mayor en la onda de choque [13].

Además, el ultrasonido está caracterizado por una frecuencia bien definida, mientras que el frente de choque está formado por un espectro de altas y bajas frecuencias [9][13]. En los dos casos se tiene una gran cantidad de energía acústica, que puede ser enfocada en volúmenes pequeños.

Al propagarse por el medio, la onda pierde energía por fricción, generando una reducción de la presión. La reducción en la presión puede estimarse con la ecuación:

$$P = P_0 e^{-\alpha x} \quad (1)$$

donde x es la profundidad de penetración, en centímetros, P_0 es la presión inicial y α el coeficiente de absorción [46]. En medios biológicos $\alpha = b f^m$, donde b y m son constantes y f es la frecuencia. En esta relación se aprecia que las frecuencias altas sufrirán mayor atenuación que las bajas. Para los tejidos biológicos $1 < m < 2$.

La intensidad I equivale a:

$$I = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (2)$$

donde I_0 es la intensidad inicial [46]. Esto indica que la intensidad disminuye rápidamente al aumentar la frecuencia, razón por la cual no es recomendable el uso de ultrasonido y sí el de frentes de choque, cuando se busca gran penetración [13]. Existen aparatos para pulverizar cálculos, que utilizan ultrasonido. Estos sistemas introducen una sonda con una fuente

de ultrasonido en la punta. Se coloca la sonda en contacto con la concreción y se somete el cálculo al ultrasonido. De esta forma se soluciona el problema de la atenuación con el medio. La desventaja de este método es que es invasivo. Otra de las razones por las que se usan las ondas de choque, en lugar del ultrasonido, es que en la onda de choque el cambio de presión es mucho mayor que en el ultrasonido. El ultrasonido usado en imagenología médica tiene una frecuencia fija, entre 5 MHz y 20 MHz , por lo que las exposiciones de larga duración provocan degradación térmica en los tejidos biológicos [13]. La profundidad de penetración es mayor en las ondas de choque, pues el espectro de frecuencias que las forman va de 200 kHz a 50 MHz , en los aparatos médicos, predominando las bajas frecuencias [13][46]. Sin embargo, a pesar de que las bajas frecuencias tienen mayor penetración, existe un límite mínimo, a partir del cual se puede trabajar. Para las frecuencias bajas, la amplitud de oscilación de las partículas puede ser muy grande, ocasionando dolor. Según se ha comprobado, las frecuencias mayores a 200 kHz son terapéuticas, entre 20 kHz y 200 kHz no tienen utilidad en litotripsia y si son menores a 20 kHz producen daño considerable al tejido [46].

2.2 Interacción de las ondas de choque con la materia

Se piensa que existen cuatro efectos principales, en la interacción de las ondas de choque con cuerpos sólidos, involucrados en el rompimiento de los cálculos. Los efectos son: efecto Hopkinson, la compresión directa, efectos de inercia y cavitación [4]. A la compresión directa hay que agregarle la tracción, provocada por la parte negativa del pulso de presión.

Los efectos de inercia se deben a que el sólido no es uniforme, por lo tanto el gradiente de presión dentro del cálculo acelera de manera distinta a las diferentes partes que lo componen, generando tensiones variadas [4].

La aplicación de las ondas de choque a la destrucción de concreciones está basada, en parte, en el hecho de que los cálculos son estructuras frágiles [4], y su resistencia a la tracción es mucho menor que la que presentan a la compresión. Según experimentos realizados por Murata et al. [4], la mayoría de los cálculos tienen una resistencia a la compresión menor a 7 MPa y una resistencia a la tracción menor a 1.5 MPa . La compresión directa y la tracción, debida a la componente negativa del pulso, provocan grandes esfuerzos dentro del cálculo y van pulverizando la cara expuesta a la onda de choque; es en esta cara donde se observa el mayor daño.

Otro efecto importante es el daño producido en la cara posterior del cálculo (cara opuesta a aquella expuesta a la onda de choque). Este rompimien-

to se debe al efecto Hopkinson. El efecto Hopkinson es la fractura y desprendimiento de material que ocurre en una superficie, alejada del lugar de entrada de la onda de choque [4]. La onda de choque atraviesa el cálculo y llega a la parte posterior del mismo. Debido a la diferencia de impedancias en la interfase sólido-líquido, se tiene una onda transmitida y una reflejada. La onda transmitida es de compresión, mientras que la reflejada sufre un cambio de fase y regresa como onda de tracción. Esto provoca que en una zona pequeña del cálculo se tenga una gran diferencia de presión, lo que fractura al sólido. Este efecto (efecto Hopkinson) hace posible romper cálculos con una décima parte de la amplitud de presión (positiva) necesaria para poder romperlos con compresión directa [4].

Otro efecto, muy importante, es la cavitación. La cavitación es un efecto poco deseado en el tejido, debido al daño que provoca; sin embargo, se ha demostrado que la cavitación es esencial en la fractura de concreciones. En el capítulo 3 se explica qué es la cavitación, cómo se forma, por qué es importante y su interacción con los sólidos. De momento, basta decir que, al trabajar con presiones de aplicación médica, si se aumenta la presión del medio o su viscosidad, inhibiendo con esto la creación de cavitación, no se observa daño en los cálculos [4].

2.3 Distintos sistemas para generar ondas de choque

Existen dos métodos principales para generar ondas de choque para aplicaciones médicas [18][19]:

1) Emisores supersónicos puntuales [19]:

Se basan en una descarga repentina de energía (en agua) en un volumen muy pequeño, que produce un plasma que se expande a velocidad supersónica, generando una onda de compresión y consecuentemente una onda de choque. La onda de choque resultante se puede concentrar en un punto (enfocar) utilizando un reflector elíptico. A este grupo pertenecen los litotriptores *electrohidráulicos*, los que usan *microexplosivos* y los que usan un *láser* para generar el plasma.

2) Emisores de amplitud finita [19]:

En este grupo la superficie del emisor experimenta un desplazamiento súbito, que genera una onda de compresión plana en el líquido (agua) adyacente. Dicha onda se desplaza a la velocidad del sonido en agua, es decir, alrededor de 1500 m/s. Durante la propagación, la onda plana se distorsiona hasta transformarse en una onda de choque.

Usando emisores piezoeléctricos colocados sobre superficies esféricas cóncavas, lentes acústicos o reflectores parabólicos se pueden tener ondas de

choque con las densidades de energía y presión deseadas. Los litotriptores que basan su funcionamiento en estos principios son los *electromagnéticos* y los *piezoeléctricos*.

2.3.1 Litotriptores electrohidráulicos

La mayoría de los litotriptores comerciales basan su funcionamiento en la generación por descargas eléctricas. Este fue el primer método desarrollado, lo que explica en parte, el por qué del dominio actual sobre las otras técnicas de generación de ondas de choque.

Los generadores electrohidráulicos constan de tres partes básicas; el circuito eléctrico para producir la descarga, los electrodos donde tiene lugar la misma y el reflector elíptico para enfocar las ondas de choque en el punto deseado.

Los principales componentes del sistema eléctrico son una fuente de alto voltaje, un interruptor de chispa, una serie de capacitores y un controlador de disparo, todo dentro de una jaula de Faraday.

Los electrodos son dos puntas metálicas que se encuentran muy cerca una de otra (1-3 mm) y que pueden tener distintas formas [7].

Como se aprecia en la figura 2, el reflector es un segmento de elipsoide de revolución, que se construye de metal, generalmente latón o acero inoxidable. Los electrodos se colocan en el foco uno, F_1 , de la elipse, con el objetivo de concentrar las ondas en F_2 , lugar donde debe ubicarse el cálculo.

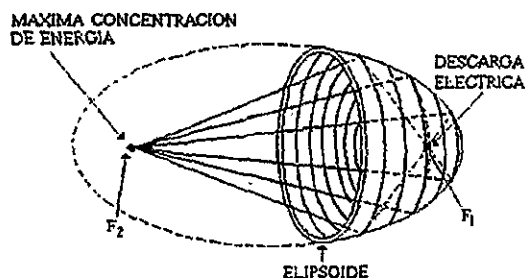


Figura 2: Representación de un generador electrohidráulico. La descarga se da en el foco F_1 y gran parte de la energía de la onda se concentra en el foco F_2 . La distancia aproximada entre F_1 y F_2 es de 17 cm. La distancia que recorre la onda reflejada es, aproximadamente, 24 cm [2].

Una vez que se cargan los capacitores, se cierra el circuito y se produce la descarga entre los electrodos que se encuentran sumergidos en agua. Al

aumentar el voltaje entre los electrodos, los átomos de hidrógeno y oxígeno pierden sus electrones y se forma, en el volumen contenido entre los electrodos, un plasma o gas ionizado. Al pasar la corriente eléctrica a través del plasma, éste aumenta su temperatura y se expande, a velocidad transónica, comprimiendo el líquido adyacente y formando de este modo un frente de onda esférico [4].

Se tiene entonces un frente de compresión esférico, generado en F1, que se refleja en las paredes internas del elipsoide y se concentra en el segundo foco, F2.

Las ondas de choque provocan un aumento en la densidad del medio por el que se propagan, de modo que decrece su compresibilidad, aumentando la velocidad de la onda. Este cambio de velocidad, en cada punto de la onda, transforma la parte central de la misma en una onda plana [11]. Además de la onda de choque reflejada existe una onda *directa* que proviene precisamente del lugar donde se produjo el plasma. Debido a su pequeña amplitud, esta onda prácticamente no contribuye a la desintegración del cálculo [4].

La relación entre la presión generada y el voltaje aplicado es:

$$P = U \times \left(\frac{C}{2}\right)^{1/2} \quad (3)$$

donde P es la presión, U el voltaje aplicado y C la capacitancia [2][4].

De esta relación se puede ver que para aumentar la presión en F2 es necesario aumentar el voltaje aplicado o la capacitancia. Generalmente los dispositivos comerciales tienen una capacitancia fija, por lo que se varía el voltaje.

2.3.2 Generación con microexplosivos

En estos litotriptores no hay circuito eléctrico de alto voltaje, ni electrodos. Para producir la onda de choque se utilizan pequeñas cargas explosivas, colocadas en el foco uno (F1) del reflector elíptico. La onda generada es muy parecida a la que se obtiene en los sistemas electrohidráulicos, razón por la cual los resultados experimentales obtenidos con este método son similares a los que se logran con descargas eléctricas.

Los explosivos se fabrican con 10 *mg* de ázida de plata, recubierta con una capa de plástico y se detonan con un mecanismo de ignición de chispa, que trabaja con 30 *volts* [2][19].

A pesar de ser muy parecida a la electrohidráulica, esta técnica ha sido poco usada debido, principalmente, al peligro de manejar y almacenar

grandes cantidades de explosivos y a la dificultad de colocar, en F1, un nuevo explosivo, cada vez que hay que generar una onda de choque.

2.3.3 Generación con láser

En estos litotriptores la idea es enfocar un láser, generalmente de rubí, en un volumen muy pequeño de líquido (agua) para formar el plasma y generar la onda de choque igual que en los dos casos anteriores.

Este método tiene muchas ventajas sobre los anteriores pues no se corre el riesgo que implica provocar una descarga eléctrica de alto voltaje o una explosión cerca del paciente. Además la vida útil de un láser es mucho mayor que la de los electrodos. A pesar de estas ventajas, no existen actualmente litotriptores comerciales que utilicen el láser para generar las ondas de choque. Esto se debe a que el umbral de descomposición óptica y formación de plasma se da, frecuentemente, fuera del punto focal deseado y a que el plasma refleja la radiación láser, provocando que el mismo se extienda hacia el láser, en lugar de hacerlo de forma esférica. En consecuencia, se forma una cadena de plasma fuera del foco F1, alterando la propagación y concentración de las ondas de choque [2]. Experimentos *in vitro* han mostrado que la aplicación de rayo láser en litotripsia extracorporal es factible, una vez que sean superados los problemas antes mencionados [2].

2.3.4 Litotriptores electromagnéticos

A diferencia de los métodos anteriores, los generadores electromagnéticos no necesitan crear un plasma para producir la onda de choque. En estos litotriptores, la onda de choque se genera “empujando” el líquido (agua) con una membrana y enfocándola de algún modo hacia el cálculo.

Estos sistemas constan de cinco partes principales: un circuito eléctrico, una bobina, una capa aislante, una membrana metálica, altamente conductora y un dispositivo para enfocar la onda de choque. Existen básicamente dos generadores electromagnéticos [2].

a) El generador plano de ondas de choque [2][19]:

En este generador, la membrana metálica es plana y para enfocar la onda de compresión se utiliza una lente acústica bicóncava.

El circuito eléctrico produce una descarga en la bobina. Al circular corriente por la bobina, se genera un campo magnético intenso que genera a su vez una corriente, llamada corriente de Eddy, en la membrana. Esta corriente induce un campo magnético en la membrana, opuesto al de la bobina, provocando así una repulsión entre ambas. La bobina está fija, por

lo tanto, lo que se mueve es la membrana. La membrana está en contacto con agua. Cada vez que, súbitamente, se hace circular una corriente por la bobina, la membrana comprime el agua, generando una onda de compresión plana dentro del fluido de acoplamiento (agua).

Como puede apreciarse en la figura 3, la onda plana pasa a través de la lente acústica bicóncava, de poliestireno. Después de pasar por la lente, se concentra, aumentando su presión y velocidad, degenerando en una onda de choque [2][19]. Generalmente la lente es hiperbólica, del lado de la membrana y esférica del lado del paciente. Por esta razón el cálculo humano debe estar en el centro de la esfera imaginaria (de la cual la lente es un segmento).

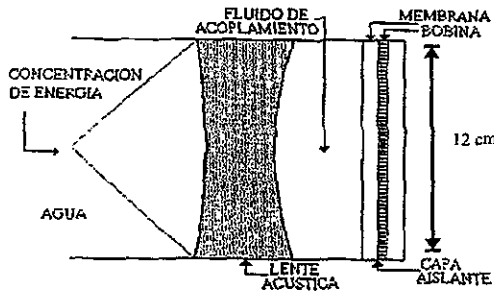


Figura 3: Generador electromagnético plano. Al expandirse la membrana se comprime el líquido y se genera una onda de compresión. La lente concentra la energía de la onda en un punto [2].

b) El generador cilíndrico de ondas de choque [2]:

Este dispositivo es más reciente que el anterior. Aquí la membrana forma un cilindro vertical, con la bobina en el centro y en la dirección del eje del cilindro. Al expanderse la membrana, la onda de compresión se propaga radialmente.

En lugar de una lente, ahora se tiene un reflector parabólico, que refleja la onda de compresión, de forma análoga a los reflectores elípticos. La onda de compresión se concentra en el foco de la parábola, lugar al que llega como una onda de choque (ver figura 4).

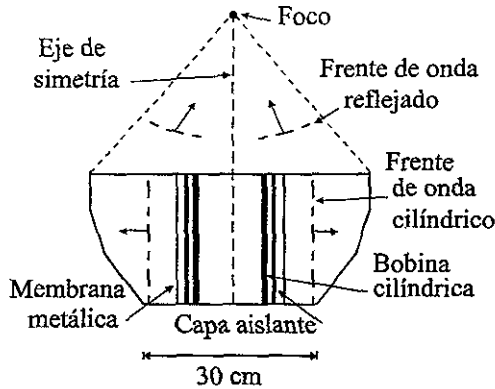


Figura 4: Generador electromagnético cilíndrico. El principio de funcionamiento es similar al del generador de la figura 3, pero el enfoque se da con una parábola [2].

Con este generador se reduce la disipación de energía al pasar la onda por la lente [2].

La generación electromagnética de ondas de choque fue desarrollada en Alemania a principios de los años ochenta [2]. La principal ventaja de este método es la alta reproducibilidad del perfil del pulso de presión generado, ya que las variaciones entre una onda y otra suelen ser del 1%, a diferencia de los generadores electrohidráulicos, donde es de 40-50% [2][10][19]. Sin embargo, la componente de dilatación, así como el tiempo de ascenso del pulso original son más grandes, lo cual es una desventaja en los pulsos usados para litotripsia [2][4].

2.4 Generadores piezoeléctricos

Antes de hablar sobre los sistemas de litotripsia con piezoeléctricos, es necesario describir brevemente cómo funcionan los materiales piezoeléctricos.

Ciertos materiales cristalinos experimentan una polarización eléctrica al ser sometidos a un esfuerzo mecánico; la magnitud de la polarización es directamente proporcional al esfuerzo aplicado y el proceso es reversible, es decir, al aplicar una diferencia de voltaje, el cristal se deforma y la magnitud de la deformación es proporcional al voltaje aplicado. La dirección de la deformación se define al momento de cortar los cristales [25], permitiendo su utilización en sistemas de litotripsia extracorporal, así como en un gran número de equipos de medición o transductores. El tiempo de recuperación, es decir el tiempo que le toma a un piezoeléctrico regresar a su forma original,

es menor a 10^{-6} s [25]. Esto hace que los sistemas piezoeléctricos puedan ser tan útiles para esta propuesta.

Si se tiene un arreglo de piezoeléctricos en contacto con un fluido y se aplica una diferencia de potencial, el arreglo se expande (todos los cristales crecen simultáneamente) empujando al fluido. Al contraerse el arreglo, el líquido se tensa. Esta compresión y tensión permite generar una onda similar a la producida por los otros sistemas de litotripsia extracorporea, particularmente por los sistemas electrohidráulicos [19][21]. Al menos en el rango de alto voltaje [25], con el que se trabaja en los equipos piezoeléctricos, mientras mayor sea la diferencia de potencial y menor sea el tiempo de ascenso del pulso, mayor será la energía que porta dicha onda.

Teniendo en mente lo anterior, se iniciaron en 1980 las investigaciones para desarrollar un litotriptor piezoeléctrico, logrando el primer tratamiento exitoso en 1985 [2][18][19][23]. Estos sistemas están formados por una mesa de tratamiento, dentro de la cual se encuentran el generador y el sistema de localización [2][18][19]. El paciente se recuesta sobre la mesa, justo encima del generador piezoeléctrico (ver figura 5). Los generadores piezoeléctricos están integrados por un circuito de carga y disparo y por un plato esférico que contiene los cristales piezoeléctricos. Más adelante, en esta sección, se explica por qué el plato tiene geometría esférica. Debido a que la magnitud de la onda generada por un solo cristal es pequeña, estos sistemas utilizan arreglos de algunas decenas, hasta aproximadamente 3000 cristales, colocados sobre cascarones esféricos, metálicos, a los que llamaremos “tazones”, “platos esféricos” o “platos”¹ [19][20].

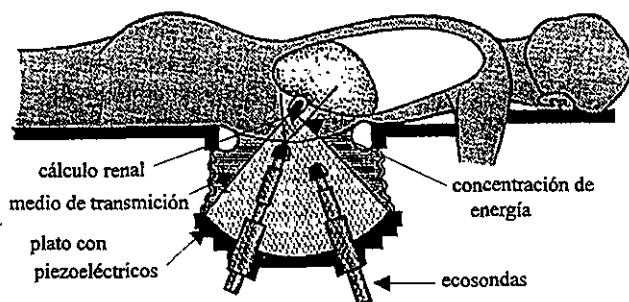


Figura 5: Esquema de un litotriptor piezoeléctrico (Piezolith 2300), con un paciente en tratamiento. Se pueden apreciar las dos ecosondas, que sirven para localizar el cálculo [17].

¹ En la bibliografía consultada, los autores le llaman “bowl” [16] o “spherical dish” [22].

Los sistemas de litotripsia por piezoeléctricos constan de dos partes básicas (ver figura 6), el circuito de carga y disparo y un plato esférico con cristales piezoeléctricos [19].

El circuito de carga está formado por:

- una fuente de voltaje
- un puente rectificador
- un capacitor
- algunas resistencias

El circuito de disparo consiste de:

- un interruptor de chispa de tres patas
- una fuente de voltaje para ionizar al interruptor de chispa.

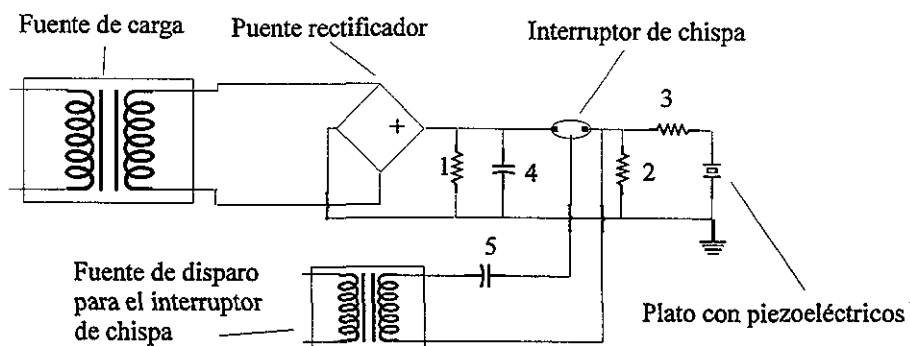


Figura 6: Esquema del circuito eléctrico de un sistema piezoeléctrico convencional. En el sistema modificado, la resistencia número 2 vale $150\text{ M}\Omega$. Los valores de las componentes son: 1- $100\text{ k}\Omega$, 2- $30\ \Omega$, 3- $3\ \Omega$, 4- $0.5\ \mu\text{F}/10\text{kV}$, 5- $500\ \text{pF}/15\text{kV}$.

Además de estos circuitos se tiene un controlador para ajustar el número de disparos deseado. En este trabajo se utilizó el generador (usado) de un litotriptor modelo *Piezolith 2300*, marca Richard Wolf GmbH [23], que contiene 3000 cristales, cubiertos por una capa aislante e impermeable al agua.

Cuando se cierra el circuito, el capacitor se descarga rápidamente, generando la diferencia de potencial que deforma a los cristales, dando lugar a la onda de choque.

Una multitud de ondas son emitidas simultáneamente por los cristales piezoeléctricos. La contribución de cada elemento se superpone con las demás, formando un pulso de compresión que converge al centro de la esfera, de la que el plato forma parte [19]. Cerca del centro de la esfera, el pulso se transforma en una onda de choque. Al colocar al paciente sobre la mesa

de tratamiento, se ajusta la distancia del plato, de modo que el centro de la esfera coincida con la posición de la concreción. La presión de las ondas de choque, es decir la energía que portan, depende de la diferencia de potencial aplicada a los cristales y del número de piezoeléctricos del arreglo [19]. En este caso, el número de cristales es fijo, de modo que los cambios en la presión se deben a cambios en el voltaje aplicado por la fuente. Los equipos comerciales, pueden generar, en la región focal², presiones positivas entre 30 y 100 MPa [19][21].

Los sistemas piezoeléctricos tienen una región focal más pequeña que los otros sistemas de LEOCH, por lo que es necesario contar con dispositivos adecuados de localización [17][19][23]. Los sistemas *Piezolith 2300* tienen dos ecosondas que permiten localizar al cálculo y mantenerlo localizado durante todo el tratamiento [17][23].

Por estar montados en la superficie cóncava de un plato esférico, la región de entrada de la onda al cuerpo es mayor que en los sistemas con reflectores elipsoidales, por lo tanto, la energía por unidad de área es menor. Esto hace que los dispositivos de generación por piezoeléctricos causen menos dolor [10][15][18].

La mayoría de los sistemas de litotripsia utilizan agua como medio para transmitir las ondas, desde el sitio donde se generan hasta el lugar donde pasan al cuerpo humano. El agua es un líquido barato y fácil de manejar, además es poco compresible (a bajas velocidades, de desplazamiento de la onda, se puede considerar no compresible) y para una energía dada, el aumento de presión es mayor si el cambio de volumen es pequeño, por lo que el uso de agua permite generar presiones altas con energías relativamente bajas. Por otra parte, el agua tiene una impedancia acústica similar a la de la sangre y tejido humano [4], permitiendo un acoplamiento eficiente de la onda de choque al interior del cuerpo.

La impedancia acústica se define como el cociente entre la presión acústica y la velocidad de propagación de la onda y está dada por la ecuación:

$$Z = P / \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (4)$$

donde Z es la impedancia acústica, P es la amplitud de presión y $\frac{\partial \varepsilon}{\partial t}$ es la velocidad de propagación de la onda [26].

Partiendo del hecho de que la presión P es igual a la desviación con

²Se llama región focal a la zona, alrededor del centro o foco, en la cual la presión es mayor a la mitad del máximo pico de presión positiva de la onda.

respecto a la presión de equilibrio ΔP y asumiendo que el desplazamiento es armónico, se llega a que la impedancia acústica es:

$$Z = \rho c \quad (5)$$

donde ρ es la densidad del medio y c la velocidad del sonido en el mismo medio [26].

En algunos sistemas el paciente se sumerge en el agua y en otros (ver figura 5) es colocado sobre una mesa de tratamiento que tiene una apertura de tratamiento, es decir, un orificio en la mesa de terapia, colocado justo sobre la fuente de ondas de choque, que permite el paso de las ondas y evita que el paciente deba estar completamente sumergido en el agua. En algunos casos, el contacto del cuerpo es directo con el agua y en otros se utiliza una membrana de látex entre el cuerpo y el líquido. El agua utilizada en la mayoría de los sistemas de litotripsia es agua degasificada, para evitar la formación de burbujas a lo largo de todo el trayecto de la onda, pues dichas burbujas le restan energía al pulso [4][16]. En los sistemas experimentales, es importante poder colocar objetos en distintas partes del trayecto de la onda, por lo que, generalmente, se trabaja con tinas abiertas. En nuestro caso, se tiene una tina con forma de cilindro (ver figuras 17 y 22), colocada sobre el perímetro del plato circular del generador piezoeléctrico. En la mayoría de los experimentos es necesario conocer con precisión el punto en el que se colocan las muestras y al mismo tiempo es importante que la posición sea reproducible, por lo que se utilizan grúas móviles de precisión que generalmente funcionan con motores de pasos.

Presión generada por la onda de choque de un sistema piezoeléctrico Si bien el principio físico para romper concreciones es el mismo para todos los sistemas, cada sistema produce diferentes ondas de choque [19]. Las diferencias no son tanto en la forma como en la reproducibilidad, la magnitud de la presión alcanzada y los tiempos de ascenso y descenso de cada onda.

Para estimar la presión generada por un arreglo de 3000 piezoeléctricos, se pueden trabajar dos aproximaciones. Una de ellas es el modelo de emisores puntuales, desarrollado por Swenson G., en el libro "Principles of Modern Acoustics" [24], y la otra es el modelo de emisores de amplitud finita, presentado por Reichenberger H., en el artículo "Lithotripter Systems" [19].

Dichas aproximaciones no se desarrollaran en la tesis, pues no han sido utilizadas, ya que, para alcanzar los objetivos de este trabajo no es necesario estimar, numéricamente, la presión generada por una onda de choque.

2.5 Comparación de la onda de choque producida por un sistema piezoeléctrico y uno electrohidráulico; ventajas y desventajas de ambos métodos

Realizar una comparación entre las ondas de choque producidas por estos dos sistemas es importante por varias razones. Los sistemas electrohidráulicos, principalmente los de la marca Dornier Medizintechnik GmbH, son los más utilizados en tratamientos clínicos y el Laboratorio de Choques Débiles, del Instituto de Física de la UNAM, se ha especializado en este tipo de sistemas. Por otro lado, en este trabajo se desarrolla un sistema que busca mejorar la eficiencia en el rompimiento de los cálculos, utilizando un generador con piezoeléctricos.

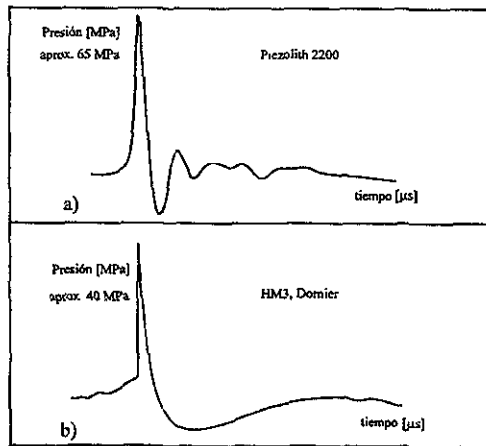


Figura 7: Gráficas de presión contra tiempo de las ondas de choque generadas por a) un Piezolith 2200 y b) un Dornier HM3 [21].

La figura 7 representa la onda de choque producida por un sistema piezoeléctrico (a) y la generada por un sistema electrohidráulico (b). Se puede apreciar que ambas gráficas son similares. Las dos tienen un pico de presión positiva, seguido de uno de presión negativa. La onda producida por el *Piezolith 2200* tiene más oscilaciones que aquella generada en el *HM3*³,

³El *Human Model 3 (HM3)* es un sistema electrohidráulico, producido por la compañía Dornier Medizintechnik GmbH en Germering, Alemania.

sin embargo, las oscilaciones son pequeñas y no afectan el análisis sobre las características principales de cada onda. Además, como se ve en las gráficas, el tiempo de ascenso, tomado como el tiempo que le toma a la onda en pasar de la presión de equilibrio al máximo de presión positiva, es mayor para el sistema piezoeléctrico.

<i>Litotriptor</i>	<i>Presión +</i> (MPa)	<i>Presión -</i> (MPa)	<i>T. ascenso</i> (ns)	<i>z</i> (cm)	<i>r</i> (cm)
<i>HM3</i>	38.6±9	9.5±1	<30	12	2.1
<i>Piezolith</i>	62.5±3	9.5±2	300	1.1	0.17

Tabla 1: Tabla comparativa de valores de presión, tiempos de ascenso y valores del largo (z) y el radio de la base del cilindro (r) que forma la región focal de los sistemas piezoeléctricos y electrohidráulicos [21].

En la tabla 1⁴ se tienen valores para los picos de presión, tanto positiva como negativa, así como el tiempo de ascenso de la onda en cada uno de los sistemas y las dimensiones de las regiones focales correspondientes. Visto desde la fuente de la onda de choque, la región focal está acotada por un cilindro de largo “z” y radio de la base “r”. Se ve que la presión positiva alcanzada por el Piezolith 2200 es mucho mayor (aproximadamente 60%) que la alcanzada por el HM3. Sin embargo, el tiempo de ascenso del Piezolith es, al menos, 10 veces mayor que el del HM3. El tiempo de ascenso está íntimamente relacionado con la capacidad de fractura que tiene una onda de choque [4][21], de manera que mientras menor sea el tiempo de ascenso mayor será el daño producido. Por esta razón, los sistemas piezoeléctricos requieren de presiones mayores. Si el aumento en la presión no es suficiente, es necesario aumentar el número de ondas de choque para romper el cálculo [21].

En la tabla 1 también se ve que la región focal del *HM3* es mucho mayor que la del *Piezolith*. Esto se debe a la geometría del reflector utilizado en cada caso para dirigir la onda hacia la concreción. A partir de este dato y del área de entrada de la onda al cuerpo, es posible calcular el grado de enfoque que tiene cada sistema. A ese número se le llama “ganancia” y es el cociente del pico de presión en el foco F2 entre el pico de presión

⁴ Para obtener los valores de esta tabla y las gráficas de la figura 7, se midió la presión de la onda, en ambos sistemas, con un hidrófono de membrana PVDF (fluoruro de polivinilideno) y un osciloscopio Tektronix 2430. El *HM3* operó a 20kV con una separación de 1.5 mm entre electrodos. El *Piezolith 2200* se utilizó en el paso 1 de la escala de potencia. Las mediciones se realizaron en el foco de cada dispositivo y el agua era degasificada.

en la fuente. Si G (ganancia) es menor a 20 es necesario utilizar anestesia en la mayoría de los tratamientos. Si G vale 200 o más los tratamientos son indoloros, o el dolor es lo suficientemente tolerable como para no usar anestesia. Este número podría usarse como un indicador del daño al tejido, que podría producir algún sistema, pues mientras menor sea la región focal (lo que implica un cambio en G), menor será el daño al tejido [19][21]; sin embargo, se ha comprobado experimentalmente que una región focal pequeña implica, generalmente, un mayor número de ondas de choque por tratamiento [19][21], lo que podría provocar mayor muerte celular.

Otra variable de comparación es la durabilidad de cada sistema. En los sistemas electrohidráulicos es necesario cambiar los electrodos, aproximadamente, cada 3000 ondas de choque [4][20][44], provocando pérdidas de tiempo en la operación y altos costos de mantenimiento. Los sistemas piezoeléctricos pueden generar alrededor de 1×10^6 ondas de choque antes de que sea necesario cambiar los interruptores [20]. Existen más variables de comparación, como la cantidad de ondas de choque por tratamiento y el coeficiente de eficiencia [20][21], sin embargo, estos criterios no tienen relevancia para esta tesis, por lo que no serán discutidos.

De este análisis se puede concluir que la principal ventaja del *Piezolith 2200* y en general de los generadores piezoeléctricos, es que son indoloros, o por lo menos mucho menos dolorosos que los otros sistemas y que el costo de mantenimiento es menor. De acuerdo a datos clínicos [19][20][21], el *HM3* es más eficiente que el *Piezolith 2200*. Esto puede deberse a la gran diferencia en el tiempo de ascenso, que no logra ser contrarrestado íntegramente por el aumento en la presión del pico de la onda producida por el sistema piezoeléctrico.

Cada sistema tiene ventajas y desventajas cuando se le compara con el otro. Qué sistema conviene utilizar en un tratamiento clínico depende del tipo de cálculo que se quiera destruir, del caso clínico específico o de las preferencias del médico que realiza el tratamiento, así como, del costo de los equipos y de su mantenimiento.

Desde el punto de vista experimental, en el sistema electrohidráulico las variaciones en la amplitud de presión entre una onda y la siguiente pueden ser muy grandes, a diferencia del sistema piezoeléctrico donde estas variaciones son pequeñas. En un sistema electrohidráulico las variaciones entre dos ondas consecutivas pueden ser de más del 45% [10] y en el sistema piezoeléctrico las diferencias son de un 9.5% [10].

2.6 Características de la onda de choque óptima para LEOCH

Frecuentemente se observa que en los tratamientos de LEOCH, el efecto de las ondas de choque sobre el cálculo es amortiguado por fragmentos o arenillas del mismo cálculo, que se desprenden en las primeras descargas y por gravedad se acomodan entre el resto de la concreción y la fuente de ondas de choque [13]. Además, para que el paciente pueda eliminar el cálculo es necesario que los fragmentos del mismo sean menores a 2 mm, de lo contrario no pueden pasar por las vías urinarias, o causan mucho dolor al hacerlo. Por estas razones, para destruir concreciones dentro del tejido biológico, es necesario romper el cálculo en pequeños pedazos, es decir, conviene pulverizarlo.

De acuerdo a lo que se ha mencionado, las ondas de choque utilizadas en litotripsia extracorporal, deben cumplir ciertas condiciones que les permitan romper el cálculo, produciendo el menor daño posible a los tejidos.

Para lograr romper un cálculo se necesita una onda de choque que tenga las siguientes características:

- a) la amplitud de la onda debe ser mayor que la resistencia a la compresión del cálculo y menor al límite de tolerancia del tejido,
- b) la duración del pulso tiene que ser corta (menor a 1 μs) para evitar superposiciones indeseadas, entre la onda incidente y la reflejada por la cara posterior del cálculo [4][13].

Actualmente se busca que la onda de choque tenga una componente de rarefacción pequeña para no producir cavitación y daño al tejido. Sin embargo, la cavitación es indispensable en la fractura de las concreciones, por lo que hay que buscar un equilibrio entre daño al tejido y la eficiencia en la desintegración del cálculo.

En el capítulo 3 se explicará cómo la cavitación erosiona a las concreciones y la posibilidad de dirigir el colapso de la cavitación, así como el momento en que éste ocurre, por medio de una onda de choque secundaria. Estas propiedades hacen que sea posible utilizar la cavitación para aumentar el daño al cálculo y permiten suponer que al mismo tiempo el daño al tejido no será mayor.

Este trabajo propone, a grandes rasgos, utilizar el poder destructivo de la cavitación y la posibilidad que existe de dirigir ese poder, para mejorar la eficiencia en el rompimiento de concreciones. Para lograrlo, es necesario tener dos ondas de choque, con una separación temporal en el intervalo de 50 a 650 μs [26][32][42]⁵, que tengan componentes de presión y rarefacción

⁵En la sección 3.2 se explica porqué se necesita que la separación temporal esté dentro del intervalo de 50 a 650 μs .

similares y cuya dirección de desplazamiento sea la misma.

Por lo que se acaba de mencionar, la onda de choque debe cumplir las siguientes condiciones adicionales:

c) debe tener una componente de rarefacción tal que permita la formación de cavitación y que ésta formación ocurra en la región focal y no en toda la trayectoria,

d) deben existir dos ondas de choque, de características similares, con un intervalo temporal entre ellas de 50 a 650 μs y que concentren su energía en el mismo punto.

3 Cavitación

A continuación se desarrollan algunos conceptos básicos sobre cavitación, que pueden ser útiles para comprender por qué se propone su utilización para mejorar la eficiencia de los litotriptores convencionales. Conviene aclarar que el objetivo de este trabajo es precisamente el control de la cavitación y no un desarrollo sobre la misma. La cavitación ha sido estudiada a lo largo de más de 50 años y existen textos muy completos sobre el tema. El texto más utilizado para fundamentar este capítulo es el escrito por Leighton, T.G., "The Acoustic Bubble" [26].

Por definición se dice que la cavitación ocurre siempre que se forma una nueva superficie o cavidad dentro de un líquido. Se entiende por cavidad cualquier volumen acotado, vacío o conteniendo gas y vapor, con al menos una parte de su frontera líquida. Esta definición abarca fenómenos tales como explosiones subacuáticas, efervescencia y burbujas en agua hirviendo.

Para poder formar cavidades, es necesario reducir la presión dentro del líquido para ponerlo en tensión. Si la tensión es lo suficientemente grande, se vence la resistencia del líquido a la tracción y se crean cavidades en los espacios donde el líquido se "rompe", dando lugar a lo que se conoce como cavitación *real*. En la mayoría de los casos no es necesario utilizar tensiones tan grandes pues al reducir la presión se forman burbujas a partir de microburbujas y de sedimentos contenidos en el líquido. Cuando esto sucede se tiene *seudo-cavitación*.

Una de las formas de poner el líquido en tensión es utilizando un pulso acústico o de presión. Cuando un pulso de presión es el responsable de la formación de cavidades se tiene cavitación *acústica*. Este es el caso de los tratamientos de litotripsia, donde la onda de choque utilizada (ver figura 8) tiene una componente de presión positiva (compresión) y otra de tensión, conocida comúnmente como presión negativa [2][4].

En el caso del sistema utilizado en esta tesis, así como en los tratamientos de LEOCH, la componente de tensión, de la onda de choque, no es suficientemente fuerte como para vencer la resistencia del líquido, pero sí lo necesario para provocar el crecimiento de las microburbujas existentes en el medio. Por esta razón, la cavitación que se obtiene es la llamada *seudo-cavitación*.

La cantidad de microburbujas que van a crecer depende de la magnitud de la componente de tensión de la onda de choque, pues mientras menor sea el radio inicial de la microburbuja, más difícil es generar el crecimiento de la cavidad.

Una vez que se inicia el crecimiento de la burbuja, este se da de forma explosiva. Una vez que alcanza la máxima expansión, la cavidad se estabiliza y luego colapsa violentamente. Luego del primer colapso es posible que la cavidad "rebote", vuelva a crecer y colapse nuevamente. El intervalo de tiempo, desde que inicia el crecimiento, hasta el colapso final, es lo que en esta tesis se maneja como tiempo de "vida" de la cavidad.

Existen cavidades que no colapsan violentamente o que repiten el colapso y el crecimiento después del rebote, realizando varias oscilaciones. Este tipo de cavitación se denomina *estable*. A las cavidades que colapsan violentamente, sin oscilar, se les llama *transitorias*. Esta distinción no tiene relevancia en esta tesis pues, con la segunda onda de choque, se busca provocar el colapso de todas las cavidades.

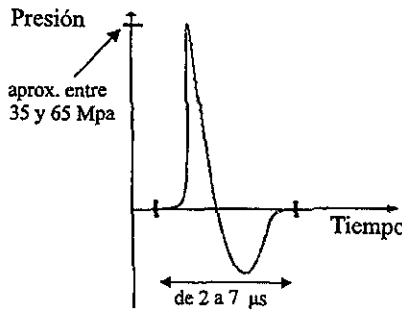


Figura 8: Representación de una onda de choque del tipo usado en litotripsia extracorporal [2].

Estas burbujas pueden ser muy útiles en litotripsia extracorporal pues la energía, por unidad de volumen, liberada en el colapso puede generar presiones del orden de $10^9 Pa$ [26][29][41]. Cabe resaltar que mientras mayor sea la presión negativa, mayor será el número de burbujas que podrán tener crecimiento explosivo y colapso violento.

3.1 Aprovechamiento de la cavitación en el rompimiento de concreciones

Cuando una burbuja colapsa violentamente, puede producir daños considerables a las superficies que se encuentren cerca. Existen dos formas de colapso y liberación de energía. En esta tesis no es importante qué tipo de colapso se tenga, pues lo que nos interesa es el daño producido a las concreciones por dicho colapso. Sin embargo es importante que el lector conozca esas formas de colapso, aunque sólo sea superficialmente.

Las formas en que una burbuja puede producir daño son las siguientes [26][35][36][38][39]:

1- Colapso de la burbuja y consecuente generación de una onda de choque secundaria.

2- Aparición de un chorro de líquido, de alta velocidad, formado por la involución de la cavidad.

Para los dos casos existen diferencias si se tiene una burbuja aislada o un grupo o nube de burbujas. En los tratamientos de litotripsia lo más frecuente es encontrar grupos de cavidades.

Cuando una burbuja aislada se colapsa, cerca de una frontera sólida, se pueden presentar dos fenómenos físicos distintos. En un caso el polo opuesto a la superficie se acerca al centro de la cavidad, de modo que la burbuja se colapsa y genera una onda de choque en dirección al sólido (ver figura 12). En el otro caso (ver figura 13), el polo opuesto al sólido se precipita hacia el extremo opuesto de la cavidad (el que está cerca o en contacto con la superficie), atravesando la pared de la burbuja y saliendo en forma de un chorro de líquido, a gran velocidad, que golpea al sólido [26][30][31][32].

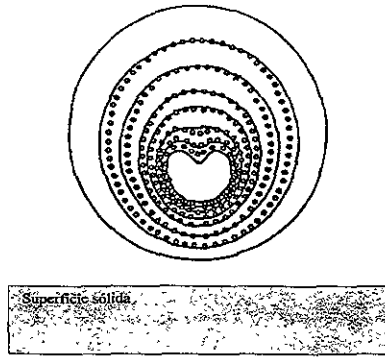


Figura 12: Colapso asimétrico de una burbuja cerca de una superficie sólida. Los círculos son valores medidos y las líneas son predicciones. La imagen representa una velocidad de 300000 cuadros por segundo. El radio máximo de la burbuja fue 2.6mm y la distancia del centro de la burbuja a la superficie sólida es 3.9mm [26]

En algunos casos el micro-chorro provoca que la burbuja se deforme hasta convertirse en un toroide. Este toroide se colapsa y genera una onda de choque que aumenta el daño a la superficie.

Para causar daño, el colapso de una burbuja aislada debe darse cerca o sobre la superficie, pues la energía liberada por la cavidad es amortiguada por el medio.

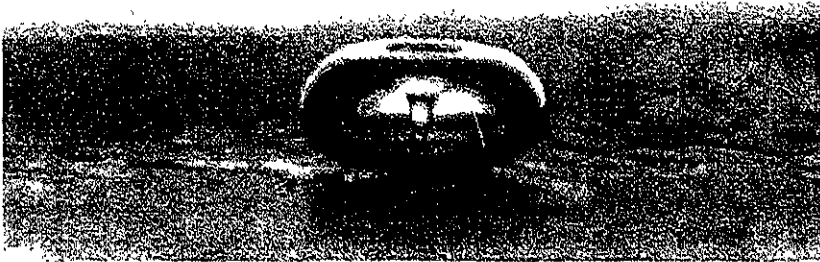


Figura 13: Formación de un micro-chorro durante el colapso de una burbuja oscilante, sometida a bajas presiones (0.004MPa - 0.005MPa). La onda tiene una frecuencia de 60Hz y el tamaño aproximado de la burbuja es 0.20cm [26].

Cuando se tiene una nube de cavidades, el modelo aceptado para el colapso suele ser el de un "gran" hemisferio de cavidades que se colapsan hacia adentro (del hemisferio) como capas consecutivas [26][28]. El colapso de cada capa genera presión acústica en la siguiente capa interior y así capa tras

capa, de modo que la cavitación en el centro de la nube es energéticamente un orden de magnitud mayor que en las capas exteriores. Es decir que una burbuja induce el colapso de su vecina y así sucesivamente. Esto permite que el daño producido por una nube pueda darse en superficies alejadas de la nube.

Sin importar la causa por la que una burbuja se colapsa, es importante mencionar que el chorro de líquido, producto del colapso, sale con velocidades entre 100 y 400 m/s , por lo que puede inducir presiones de hasta 200 MPa [21][26][31]. La presión de las ondas de choque dependerá del tamaño de las cavidades y de la cantidad de ellas en la nube, pero puede alcanzar 1000 MPa [26][28].

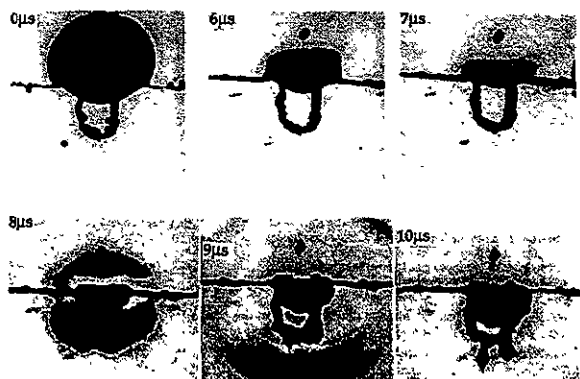


Figura 14: Colapso de una burbuja de 3 mm de diámetro, dentro de un hoyo. El colapso comienza 6 μs después de la primer imagen (extrema izquierda, parte superior). Entre cada cuadro hay 1 μs [26].

En estudios recientes se ha encontrado que la geometría y el tipo de superficie del sólido influyen en el poder erosivo de la cavitación. Si la superficie es rugosa, el daño aumenta considerablemente, pues si una cavidad colapsa en el interior o en la superficie de una porosidad o grieta (figura 14), se genera dentro de la grieta un esfuerzo ténsil muy grande, debido a que la onda generada en el colapso queda contenida entre las paredes de la porosidad.

Una forma de producir el colapso asimétrico de una burbuja, o de una nube de ellas, es mediante una onda de choque [26][28][32][41]. En las figuras 15 y 16 se puede apreciar el paso de una onda de choque por una burbuja aislada y por un grupo de cavidades. La onda de choque empuja la pared de la burbuja que alcanza primero, creando asimetría y provocando los fenómenos que se describieron en los párrafos anteriores. El colapso se da en la

dirección del desplazamiento de la onda, independientemente de la cercanía del sólido. Como se mencionó, en un cúmulo de burbujas, el colapso de una cavidad induce el colapso de las siguientes y finalmente se tiene una onda de choque de magnitud considerable.

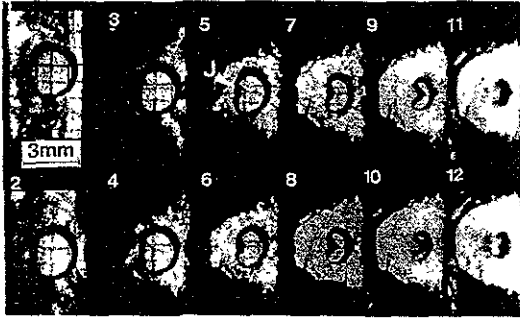


Figura 15: Cavidad de dos dimensiones, de 3 mm de diámetro, colapsada por una onda de choque, que viaja de izquierda a derecha. En la imagen número 5 comienza a formarse un chorro, que viaja a 400 m/s. El tiempo entre cada fotografía es de 0.96 μ s [26].

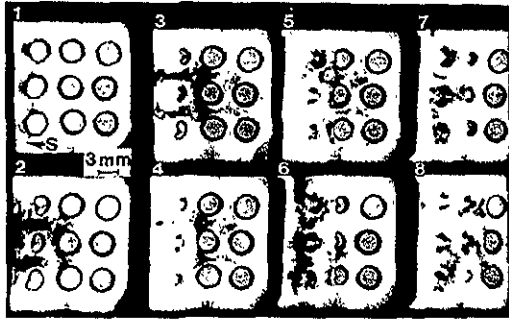


Figura 16: Arreglo rectangular de nueve cavidades, cada una de 3 mm de diámetro, en una suspensión de gelatina, colapsadas por una onda de choque. Entre cada fotografía hay 4.25 μ s [26].

Tomando en cuenta el hecho de que las burbujas colapsan, al ser sometidas al paso de una onda de choque, se han desarrollado distintos sistemas para generar dos ondas de choque y así aumentar el daño a las concreciones, causado por el colapso de la cavitación. Lograr controlar el colapso de la cavitación no es fácil, pues es necesario tener un control preciso del intervalo

temporal entre las ondas de choque, así como ser capaces de generar ondas de choque con la amplitud necesaria para lograr que el número de cavidades que colapsan sea grande.

3.2 Algunas propuestas para controlar el colapso de la cavitación

El ciclo completo de un cúmulo de burbujas pasa por tres etapas principales [26][32]. En un tratamiento de LEOCH, primero llega el pulso positivo, que puede comprimir burbujas existentes. Pocos microsegundos después (alrededor de $7 \mu s$) llega el pulso negativo. Después del paso de la onda de tensión se inicia el crecimiento explosivo de todas las cavidades. Estas alcanzan un máximo y se mantienen ahí durante un tiempo, para finalmente colapsar violentamente. De acuerdo con Zhong et al. [29][32], tanto la cantidad como la duración del ciclo aumentan al incrementar la amplitud de la onda de tensión.

Zhong et al. [32] reportan que la primer etapa, el crecimiento explosivo, dura $100 \mu s$. Después de esto, las burbujas se mantienen cerca del radio máximo alrededor de $150 \mu s$ y luego colapsan violentamente en $100 \mu s$. Algunas cavidades “rebotan” y repiten el ciclo una vez más (figuras 10 y 11). De esta forma, el ciclo total dura aproximadamente $600 \mu s$. El experimento en el que encontraron estos tiempos fue realizado con un litotriptor marca Dornier, modelo *HM3*, trabajando a $16 kV$. Si se utiliza a $20 kV$, el tiempo en el que las burbujas están estables aumenta a $200 \mu s$. El aumento en el tiempo de la fase estable es significativo, pero lo que cabe resaltar aquí es que la densidad de burbujas aumenta considerablemente. Esto está de acuerdo con lo mencionado anteriormente pues mientras más grande sea el pulso de tensión, mayor será el rango de burbujas que pueden presentar crecimiento explosivo.

En años recientes se han realizado varios experimentos [32][41], tendientes a demostrar que el uso de la cavitación controlada aumenta el daño a las concreciones. La idea principal de dichos trabajos es mandar dos ondas de choque, separadas por un intervalo de tiempo dado, de forma tal que la primer onda genere cavitación y la segunda fuerce el colapso de las burbujas.

En el trabajo mencionado de Zhong et al., se realizaron dos experimentos con el mismo fin. En el primero se tenía un generador electrohidráulico convencional, con una segunda bujía (sin reflector) en la cercanía del cálculo. Esta segunda bujía también generaba una onda de choque pero, al no tener reflector, no concentraba la energía en la región focal. Con este sistema

generaban una onda de choque convencional y 350 μs después accionaban la segunda bujía. La segunda onda de choque tardaba unos 40 μs en llegar a la región focal, con lo que el tiempo entre ambas ondas de choque era cercano a los 400 μs . Debido a la divergencia esférica de las ondas de choque, la intensidad del segundo pulso era mucho menor que la del primero. Para un segundo experimento diseñaron un reflector compuesto, del tipo desarrollado y patentado por Prieto et al. [8][36][37] que permitía tener dos ondas de choque por cada descarga eléctrica. Esto se hace utilizando un reflector compuesto de dos semielipsoides, con ejes mayores distintos pero focos comunes, de modo que la distancia focal sea distinta y una de las ondas tarde más tiempo en llegar del foco F1 al foco F2 [8][46]. Con el reflector que utilizaron tenían una diferencia entre las ondas de alrededor de 70 μs . El problema es que la energía de la descarga se divide entre las dos ondas generadas, con lo que el daño por compresión disminuye.

Para cuantificar el daño producido a las concreciones, analizaron el volumen perdido en cada caso. En el primer experimento encontraron un aumento considerable, cercano al 40%, en el daño a la concreción⁶; sin embargo en el segundo experimento la diferencia no fue mayor al 15%. De acuerdo a lo presentado en este capítulo, la menor eficiencia en el segundo experimento puede deberse al menor tiempo de retardo entre las dos ondas. Además de esto, las ondas fueron de menor intensidad.

Otro trabajo fue el realizado por Bailey et al. [36][37]. En este trabajo, separado en dos artículos, los autores presentan una nueva clase de reflectores, de material suave (espuma de poliuretano), que permite invertir la forma del pulso generado por la descarga en agua de los generadores electrohidráulicos. Con ésto consiguieron un pulso donde la parte de tensión viene primero, seguida de la componente de compresión. Hicieron un arreglo en el que tenían dos reflectores a un ángulo de 90°. Uno de los reflectores era convencional (rígido) y el otro era suave. Encontraron que la cavitación o actividad de las burbujas, generadas por un reflector rígido, dura 50 veces más que las generadas por un reflector suave y el daño producido es de 3 a 13 veces mayor. El tiempo de vida que calcularon, usando la ecuación de Gilmore y el que encontraron en sus experimentos, para la actividad de las burbujas, fue de aproximadamente 400 μs , en el caso convencional y de 7 μs en el caso suave. De lo anterior se puede concluir que, utilizando un reflector convencional, la actividad de las burbujas es mayor, al igual que la cantidad de cavidades formadas y que dichas cavidades son más grandes.

En otro trabajo del mismo autor [42], se presentan reflectores com-

⁶El daño fue 40% mayor, en relación al daño generado por un sistema convencional.

puestos, en donde una parte del reflector es convencional (metálica) y la otra parte es suave. No realizaron experimentos con trenes de ondas, sino que estudiaron la cavitación generada por los distintos reflectores.

En el caso del reflector convencional, la componente de tensión genera cavitación y debido a que ya no le sigue ningún pulso, las burbujas pueden seguir su ciclo normal de crecimiento explosivo y colapso violento. En el caso de la onda producida por el reflector suave, el pulso de tensión activa el crecimiento de las burbujas, pero este crecimiento es mitigado por el pulso de compresión, que llega no más de $7 \mu s$ después, reduciendo la cavitación. Recientemente Loske et al. [14] hicieron experimentos similares, demostrando que es posible aumentar la eficiencia, en el rompimiento de concreciones, utilizando un reflector compuesto. Dicho reflector está construido con dos materiales. Una mitad es un reflector convencional y la otra mitad es un reflector suave, lo que permite generar una onda de choque convencional y otra invertida, al mismo tiempo.

En otro trabajo de Bailey et al. [41], montaron dos generadores electrohidráulicos con los reflectores formando un ángulo de 80° entre sí, conectados a un circuito que les permitía controlar el tiempo entre los disparos. El objetivo de ese trabajo era medir si el daño producido por la cavitación variaba para distintos intervalos de tiempo entre dos ondas de choque consecutivas. Para medir el daño utilizaron hojas de papel aluminio, colocadas en la región focal, en las que midieron la profundidad de las marcas dejadas por la actividad de las burbujas. Encontraron que para tiempos entre 0 y $75 \mu s$ el efecto de la cavitación era mitigado, pero que para tiempos entre 125 y $250 \mu s$ la profundidad de las marcas era notablemente mayor con dos ondas de choque que con una, alcanzando un máximo en $200 \mu s$. Los tiempos que encontraron están dentro de los valores estimados y fotografiados por Zhong et al. [32], donde el ciclo completo dura $600 \mu s$ y el radio máximo se alcanza entre 100 y $300 \mu s$ después de la llegada de la onda de choque. Nosotros estimamos que el tiempo óptimo de retraso entre la primer y segunda onda de choque debe estar alrededor de $250 \mu s$, por lo que los tiempos encontrados por Bailey et al. parecen ser bajos.

Existen otros trabajos sobre el tema, sin embargo, estos son los más relevantes, en cuanto a esta tesis se refiere.

Se puede ver que para mejorar la eficiencia en el rompimiento de concreciones, es necesario aumentar la cavitación y mejorar el aprovechamiento de la energía liberada por ésta. Para hacer esto es necesario utilizar dos pulsos u ondas de choque. El uso de reflectores suaves no parece ser la mejor alternativa pues las ondas que producen no aumentan, sino que disminuyen, la actividad de las burbujas. Es preferible que los pulsos sean

convencionales⁷; las propuestas de Zhong et al. [31], de Bailey et al. [38] y de Prieto et al. [34], parecen ser las más acertadas en este sentido, sin embargo, no logran solucionar el problema plenamente pues los experimentos realizados tienen varios inconvenientes. En los experimentos realizados por Zhong et al. [32] se tiene que, con el arreglo de la segunda bujía sin reflector, logran manejar los intervalos de tiempo entre las ondas, pero utilizando una segunda onda muy débil. En el otro caso, con el reflector compuesto, tiene dos ondas de igual intensidad, pero el tiempo entre ellas es muy corto. Además en el primer caso, el segundo electrodo debe estar muy cerca del paciente, con los riesgos que ello conlleva. Los resultados presentados por Bailey et al. [41] son los más alentadores pues construyeron un dispositivo que permite generar dos ondas iguales y al mismo tiempo controlar con precisión los tiempos entre ellas. El problema es la necesidad de utilizar dos generadores electrohidráulicos, pues además de ser más caro, es difícil acomodar al paciente. En el caso de los reflectores compuestos [8][29][46], se tiene otro problema; la actividad de la cavitación, así como la cantidad de burbujas generadas, varía de paciente en paciente [32], por lo que el tiempo entre cada onda debería ser ajustado en cada caso, lo que implicaría la necesidad de utilizar un reflector compuesto para cada paciente y tener reflectores con pequeñas variaciones temporales entre sí.

Los sistemas y experimentos mencionados nos muestran que es muy difícil investigar y encontrar el tiempo óptimo de separación temporal entre las ondas de choque, utilizando sistemas electrohidráulicos, ya que dichos sistemas, a pesar de ser los de uso más difundido [19][20], no son ideales para la generación y el control de dos pulsos consecutivos, por lo que se decidió utilizar un sistema piezoeléctrico.

En esta tesis se propone un nuevo sistema que permite superar los inconvenientes mencionados y que, por sus características, puede ser muy útil en la investigación de nuevas aplicaciones para las ondas de choque.

4 El sistema piezoeléctrico modificado

En los sistemas piezoeléctricos convencionales, el capacitor principal se descarga en los cristales, deformándolos y generando el pulso de presión. La idea principal de esta tesis es activar el plato con piezoeléctricos dos veces seguidas, para obtener las dos ondas de choque deseadas.

Ahora bien, los piezoeléctricos tienen un tiempo de recuperación menor a un microsegundo [25], mientras que los tiempos necesarios entre los dos

⁷Es decir como los descritos en el capítulo 2

convencionales⁷; las propuestas de Zhong et al. [31], de Bailey et al. [38] y de Prieto et al. [34], parecen ser las más acertadas en este sentido, sin embargo, no logran solucionar el problema plenamente pues los experimentos realizados tienen varios inconvenientes. En los experimentos realizados por Zhong et al. [32] se tiene que, con el arreglo de la segunda bujía sin reflector, logran manejar los intervalos de tiempo entre las ondas, pero utilizando una segunda onda muy débil. En el otro caso, con el reflector compuesto, tiene dos ondas de igual intensidad, pero el tiempo entre ellas es muy corto. Además en el primer caso, el segundo electrodo debe estar muy cerca del paciente, con los riesgos que ello conlleva. Los resultados presentados por Bailey et al. [41] son los más alentadores pues construyeron un dispositivo que permite generar dos ondas iguales y al mismo tiempo controlar con precisión los tiempos entre ellas. El problema es la necesidad de utilizar dos generadores electrohidráulicos, pues además de ser más caro, es difícil acomodar al paciente. En el caso de los reflectores compuestos [8][29][46], se tiene otro problema; la actividad de la cavitación, así como la cantidad de burbujas generadas, varía de paciente en paciente [32], por lo que el tiempo entre cada onda debería ser ajustado en cada caso, lo que implicaría la necesidad de utilizar un reflector compuesto para cada paciente y tener reflectores con pequeñas variaciones temporales entre sí.

Los sistemas y experimentos mencionados nos muestran que es muy difícil investigar y encontrar el tiempo óptimo de separación temporal entre las ondas de choque, utilizando sistemas electrohidráulicos, ya que dichos sistemas, a pesar de ser los de uso más difundido [19][20], no son ideales para la generación y el control de dos pulsos consecutivos, por lo que se decidió utilizar un sistema piezoeléctrico.

En esta tesis se propone un nuevo sistema que permite superar los inconvenientes mencionados y que, por sus características, puede ser muy útil en la investigación de nuevas aplicaciones para las ondas de choque.

4 El sistema piezoeléctrico modificado

En los sistemas piezoeléctricos convencionales, el capacitor principal se descarga en los cristales, deformándolos y generando el pulso de presión. La idea principal de esta tesis es activar el plato con piezoeléctricos dos veces seguidas, para obtener las dos ondas de choque deseadas.

Ahora bien, los piezoeléctricos tienen un tiempo de recuperación menor a un microsegundo [25], mientras que los tiempos necesarios entre los dos

⁷ Es decir como los descritos en el capítulo 2

pulsos son del orden de cientos de microsegundos. Debido a esto, es posible excitar dos veces a los cristales en ese tiempo y lograr obtener dos ondas de choque de características similares. Con una parte del equipo donado por DEWIMED y otra parte adquirida por el Laboratorio de Choques Débiles, se montó un sistema piezoeléctrico, como el mostrado en la figura 6, similar a los sistemas piezoeléctricos comerciales. El problema es que el capacitor que activa los piezoeléctricos tiene un tiempo de carga de $0.1 s^8$, por lo que es necesario utilizar un segundo capacitor. De hecho, no solamente hay que utilizar otro capacitor sino también otro interruptor de chispa. Para ello se requiere duplicar el circuito de disparo, que se muestra en la figura 6, entre la fuente de carga y el plato, es decir los capacitores con los puentes rectificadores, algunas resistencias de protección y los interruptores de chispa. Además de duplicar los circuitos mencionados, es imprescindible contar con un dispositivo que genere los disparos y controle el intervalo temporal entre ellos. Este mismo dispositivo puede funcionar como contador.

Se diseñó y construyó un "Contador y Generador de Pulsos con Retardo" (CGPR) capaz de generar dos disparos, con una separación de 50 a 850 μs , en pasos de 10 μs . Además del CGPR, fue necesario construir dos fuentes de disparo y dos cargadores de batería. Tanto el CGPR como la fuente de disparo y los cargadores, se construyeron siguiendo el diseño y con la asistencia del Fis. Francisco Fernández, del Departamento de Electrónica, del IFUNAM.

El sistema piezoeléctrico desarrollado es capaz de generar dos ondas de choque, que tengan la misma intensidad y forma. Como se vió, esto es importante para poder aprovechar ambas ondas, no sólo para generar y controlar cavitación, sino también para golpear al cálculo.

La ventaja principal es que al tener un tiempo de recuperación muy rápido, los piezoeléctricos pueden ser accionados nuevamente en intervalos cortos. El sistema que se describe aquí, permite manejar un gran número de intervalos temporales entre las ondas de choque, ayudando a investigar el efecto que éste tiene sobre la cavitación y su relación con el rompimiento de concreciones.

El CGPR permite hacer un barrido preciso, dentro de la zona del tiempo de vida de las burbujas, para encontrar el tiempo óptimo de separación entre las ondas y así lograr el mayor daño posible. De este modo, el CGPR le da al sistema modificado una ventaja enorme sobre los sistemas electrohidráulicos.

A medida que se iba avanzando en las etapas de desarrollo del nuevo sis-

⁸Se llama "tiempo de carga" al tiempo que le toma al capacitor alcanzar el 63% de la carga total.

tema, se llevaron a cabo algunos experimentos de fractura de concreciones y mediciones de presión, utilizando el sistema convencional. Se propusieron algunos experimentos que pueden brindar información sobre la posible aplicación, del sistema modificado, a LEOCH.

Ha y que resaltar que la idea de duplicar el circuito de carga y disparo, para lograr generar dos ondas de choque, así como el desarrollo del sistema modificado, son contribuciones originales a la tesis. El CGPR y las fuentes de disparo, así como los cargadores de baterías, son esenciales en el funcionamiento del nuevo sistema, pero, a pesar de que fueron construidas íntegramente para esta tesis, el diseño fue realizado por otra persona, por lo que no se consideran como una contribución original. Esta es la razón por la que los diagramas de dichos componentes no aparecen en el cuerpo de la tesis y fueron relegados al apéndice.

4.1 Descripción del sistema modificado

A continuación se describe el sistema propuesto, los datos técnicos de funcionamiento, el estado actual de desarrollo, así como los experimentos propuestos.

La figura 17 muestra una vista lateral del aparato. La figura 18 muestra una vista desde arriba de los componentes del circuito de carga y disparo.

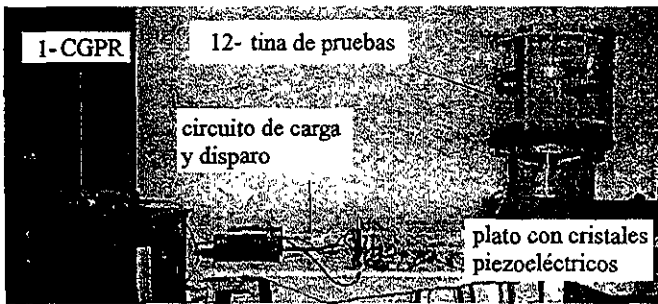


Figura 17: Fotografía del sistema piezoeléctrico modificado.

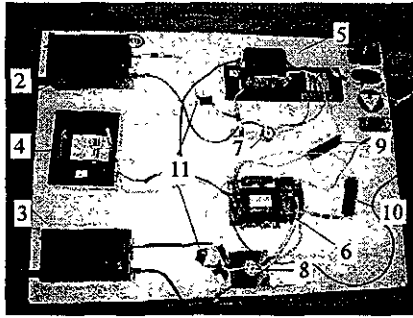


Figura 18: Fotografía del circuito de carga y disparo, visto desde arriba. Las componentes del circuito son: 2 y 4 las fuentes de disparo. El 4 es el transformador; 5 y 6 los capacitores principales; 7 y 8 los interruptores de chispa; 9 y 10 resistencias de $150\text{ M}\Omega$ y finalmente el número 11 son capacitores de protección. No aparece, en esta figura, el CGPR ni la tina de pruebas.

En la figura 19 se presenta un esquema de la distribución de las componentes. El esquema tiene la misma distribución geométrica de la figura 18.

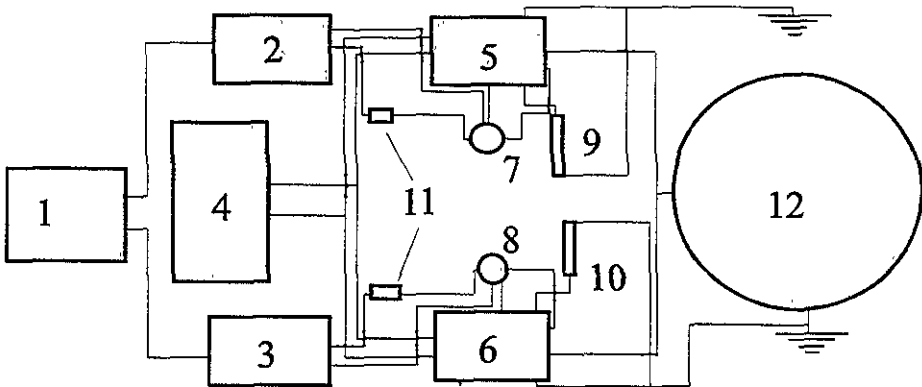


Figura 19: Esquema de distribución de los componentes del sistema piezoeléctrico modificado. El número 1 representa el transformador y el número 12 la tina de pruebas (montada sobre el plato con los cristales piezoeléctricos). La descripción de los números 2 al 11 se encuentra en la figura 18.

A continuación, se describen las distintas componentes del sistema modificado. En la mayoría de los casos, los números a los que se hace

referencia, están relacionados con la figura 19. El número 1 (ver figura 20) es el Contador y Generador de Pulsos con Retardo⁹. El CGPR se construyó íntegramente en el Departamento de Electrónica del IFUNAM. Permite generar los pulsos y controlar el intervalo de tiempo entre ellos. Tiene una “display” numérico de cuatro dígitos. Está calibrado para dejar pasar 1.5 s entre cada disparo o pareja de disparos. Este intervalo se escogió para dar tiempo a que el agua vuelva a su estado original después de cada disparo y al mismo tiempo para que los experimentos no sean muy largos.

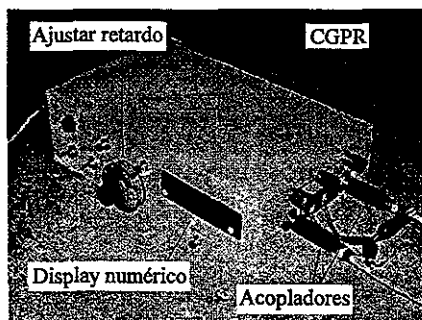


Figura 20: Contador y Generador de Pulsos con Retardo (CGPR), desarrollado específicamente para este sistema, en colaboración con el Departamento de Electrónica del IFUNAM.

Por medio de acopladores ópticos se conecta el CGPR a las fuentes de disparo, marcadas con los números 2 y 3, que generan una descarga de 12 kV, que sirve para disparar los interruptores de chispa (números 7 y 8), cerrando el circuito y permitiendo la descarga en los piezoeléctricos. Al igual que el CGPR, las fuentes también fueron fabricadas en el Departamento de Electrónica del IFUNAM. Las fuentes de descarga están “flotadas”, es decir que no están conectadas a la línea y funcionan con una batería recargable. Las fuentes se hicieron flotadas para que tengan su propia referencia a tierra, aislándolas de los otros circuitos. Esto se hace como una medida de protección de los circuitos que integran el sistema modificado. Al funcionar con baterías recargables, fue necesario construir dos cargadores, que permiten recargar las baterías en una hora. Cada fuente es capaz de generar, aproximadamente 10,000 descargas. El alto número de descargas y la rapidez de carga de las baterías, permite realizar, en un día (8 hrs), hasta 17,000 disparos dobles.

⁹A partir de este momento, nos referiremos al *Contador y Generador de Pulsos con Retardo*, simplemente por sus iniciales CGPR.

En la figura 21 se presenta una fotografía del interruptor de chispa (Richard Wolf, GmbH). En dicha fotografía se pueden apreciar las principales componentes de este interruptor. La base es la salida, la parte metálica superior es la entrada y el gancho, que se aprecia en la parte superior del interruptor, es el gatillo.

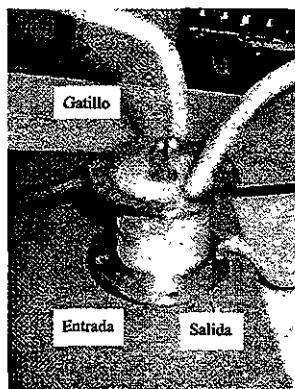


Figura 21: Interruptor de chispa. El cilindro blanco contiene un gas de límite dieléctrico menor al del aire.

El número 4 es el transformador por etapas, comprado a la compañía DEWIMED (distribuidor oficial, en México, de la compañía Richard Wolf GmbH). Este transformador puede convertir los 210 volts de entrada en¹⁰:

<i>etapa de potencia</i>	<i>voltaje rms</i>	<i>voltaje neto en el capacitor</i>
azul-café	4.55 kV	6.4 kV
azul-blanco	5.32 kV	7.5 kV
azul-amarillo	6.55 kV	9.3 kV
azul-rojo	8.71 kV	12.3 kV
azul-negro	9.8 kV	13.9 kV

Tabla 2: Valores de voltaje a la salida del transformador y de carga en los capacitores.

Esta es la fuente que alimenta ambos capacitores (números 5 y 6). Antes de pasar a los capacitores, se conecta el transformador a los puentes rec-

¹⁰ Cada etapa del transformador se identifica con una combinación de colores, donde el azul es el común.

tificadores, que hacen que la corriente que llega a los capacitores sea directa. Los capacitores principales (5 y 6) son de $0.5 \mu F$ y $15 kV$ máximo, por lo que son capaces de almacenar hasta $56.25 J$ de energía potencial. Las fuentes de disparo se conectan a los interruptores de chispa por medio de un capacitor de $500 pF$, para alto voltaje (número 11), llegando al gatillo (del inglés trigger) del interruptor de chispa, que sirve para disparar el interruptor. Los interruptores de chispa están conectados a cada capacitor principal, por la zona llamada de "entrada" del interruptor. De la "salida" de cada interruptor parten cables que van:

- a) a tierra, pasando por una resistencia de $150 M\Omega$,
- b) al plato de piezoeléctricos, pasando por una resistencia de protección de 3Ω ,
- c) a la fuente de disparo, en lo que se conoce como "regreso".

Después de un disparo, en donde la descarga se va a los cristales piezoeléctricos, el interruptor de chispa queda parcialmente ionizado y una corriente pequeña, a la que podemos llamar corriente de fuga, fluye hacia el plato, razón por la cual el interruptor de chispa se conecta a tierra; la conexión a tierra es la que se hace vía la resistencia de $150 M\Omega$ (números 9 y 10). Hay que señalar que el plato con los piezoeléctricos es un buen conductor del *alto* voltaje, pero si la corriente que llega es pequeña (como en el caso de la corriente de fuga), el plato funciona como un circuito abierto y no conduce. Las fuentes de disparo generan $12 kV$ para accionar los interruptores de chispa. Los sistemas convencionales disparan los interruptores con voltajes menores a los $12 kV$, lo que explica porqué podemos utilizar interruptores de chispa usados, a pesar de que éstos estén en el límite de su vida útil¹¹.

Una vez que se disparan las fuentes, los interruptores de chispa se "cierran" y se activa el plato esférico, generando las ondas de choque. La tina de pruebas, que se muestra en la figura 23 (número 12), es un cilindro de acrílico, de $5 mm$ de espesor, montado sobre el plato esférico. Tiene una altura, desde la parte superior del plato, de $53 cm$ y una capacidad aproximada de 100 litros. El foco se encuentra a $34.5 cm$ de la base (parte más baja) del plato, por lo que al llenar la tina se tienen más de $10 cm$ de agua antes de llegar a la interfase agua-aire, evitando que el reflejo de la onda en dicha interfase afecte a los experimentos.

El circuito modificado está construido de modo tal que cada circuito de carga y disparo pueda funcionar de forma independiente. Esto permite

¹¹ La vida útil es la cantidad de disparos que los interruptores de chispa pueden generar, antes de que el gas ya no se ionice. En el caso de estos interruptores de chispa, la vida útil es de un millón de disparos [19].

generar una onda o dos ondas de choque, es decir que se puede utilizar como un sistema convencional o modificado. Por otro lado, si se invierte la polaridad del voltaje aplicado a los piezoeléctricos, se pueden generar ondas de choque invertidas, con la componente de tensión en primer lugar, seguida de la de compresión. Si se agregara otro transformador o se cambiara uno de los capacitores principales, sería posible mandar parejas de pulsos en donde la amplitud de uno de ellos fuera mayor que la del otro y sería posible trabajar con distintas combinaciones de ondas de choque convencionales e invertidas

La versatilidad del sistema modificado lo convierte en una herramienta muy útil en cualquier investigación que implique el uso de ondas de choque.

4.2 Avance actual y experimentos propuestos

4.2.1 Problemas y soluciones en el desarrollo del sistema piezoeléctrico modificado

El objetivo de este trabajo fue construir un sistema novedoso de generación de ondas de choque, que permita mejorar o aumentar la eficiencia de los sistemas convencionales, en los tratamientos de LEOCH.

El camino seguido, desde la propuesta hasta la construcción y funcionamiento del sistema modificado, fue largo. Se montó el sistema convencional y se realizaron algunas mediciones, tanto de presión de la onda generada, como de fractura de concreciones. Los resultados de esas mediciones se presentan en la sección 4.3.2. Una vez probado el sistema convencional, se montó el sistema modificado. Si bien, en el sistema convencional, el control de los disparos era sencillo y podía incluso ser disparado manualmente, este no era el caso del sistema modificado. Para poder generar los disparos y controlar el tiempo entre ellos, fue necesaria la construcción del CGPR. Al no existir un controlador como el CGPR, hubo que construirlo íntegramente, desde el diseño de las pistas para componentes electrónicas, hasta el "chasis" donde se montó definitivamente. Lo mismo sucedió con las fuentes de disparo y los cargadores de baterías.

Una vez que montado el sistema modificado se comenzó con las pruebas y nuevos problemas aparecieron. Los circuitos de carga y disparo trabajan con alto voltaje, provocando que los cables y puntas metálicas, en el circuito, emitan ondas electromagnéticas, induciendo pulsos en la electrónica, que "enloquecen" al CGPR. Si ambos circuitos de carga y disparo están conectados sin blindaje, el funcionamiento de uno de ellos induce el disparo del otro, aunque el segundo nunca haya recibido la orden para activarse.

La primer solución propuesta fue la elaboración de jaulas de Faraday¹² que envuelvan completamente a los circuitos de carga y disparo.

Las jaulas de Faraday son muy útiles pero hay que tener cuidado con su manejo. Se supone que todas las jaulas deben estar aterrizadas, pero el camino que se siga para llegar a tierra es determinante para el funcionamiento de las mismas. Después de varias pruebas, quedó claro que el camino a tierra debe ser independiente para cada jaula. Si esto no se hace así, pueden existir equipos, dentro de las jaulas, que estén a diferentes potenciales y al referenciarlos a tierra, a través de las jaulas, se generen chispazos dentro de ellas. Otro aspecto que fue necesario cuidar es el aislamiento del CGPR. Las pruebas realizadas inicialmente, hicieron evidente que el CGPR no estaba bien aislado por lo que era susceptible a la radiación electromagnética, generada al disparar el circuito. Para evitar la inducción de corrientes en el contador, se utilizaron acopladores ópticos entre el CGPR y las fuentes de disparo, pero esto no fue suficiente. Mencionamos que los circuitos de carga y disparo están dentro de jaulas de Faraday. A pesar de esto, la radiación emitida afecta al CGPR. Para solucionarlo, se colocó una malla de alambre entre las jaulas y el CGPR. La suma del efecto de las jaulas, la malla y los acopladores ópticos solucionó este problema.

Se encontró que el disparo del segundo circuito no es inducido por la radiación electromagnética, proveniente del primer circuito activado, sino que se debe al potencial generado cuando los cristales piezoeléctricos se contraen.

Después de la expansión, los cristales piezoeléctricos se contraen. Al hacerlo, el efecto se invierte y se genera un voltaje negativo. Este voltaje, sumado al que se tiene en el capacitor principal, es suficiente para activar el interruptor de chispa del segundo circuito. La solución fue "desacoplar" el arreglo de cristales del resto del circuito. Para hacerlo se agregaron dos diodos de alta velocidad. Uno de los diodos permite el paso del pulso al plato con los cristales piezoeléctricos. El segundo diodo se coloca de modo tal que el voltaje, generado por la compresión de los cristales, se vaya a tierra, en lugar de ir al segundo circuito de carga y disparo.

Hay que tener en cuenta que las fuentes de descarga, que activan los interruptores de chispa, necesitan un tiempo, para cargar la bobina y generar el disparo, de alrededor de 2 ms. Este tiempo es igual para ambas fuentes, por lo que la diferencia temporal entre las dos ondas de choque no se ve

¹²Para hacer una jaula de Faraday, puede envolverse el objeto que se quiere aislar con papel aluminio. Una jaula mejor hecha puede ser de malla de alambre (de mosquitero) con la que se forma una caja que cubre o envuelve al emisor o al receptor de radiación electromagnética.

afectada. Sin embargo, es importante conocer con precisión el retardo entre los pulsos que activan a los cristales. Para lograrlo se colocaron divisores de voltaje en la salida de los capacitores principales. De este modo es posible hacer mediciones, con el osciloscopio, de los pulsos de alto voltaje.

El factor de conversión de voltaje para el osciloscopio es:

$$V_{osc.} = 0.0008 A.V.,$$

donde A.V. es el valor de alto voltaje con el que se este trabajando.

La figura 22 es un esquema, detallado, del arreglo final del sistema modificado, sin incluir los blindajes.

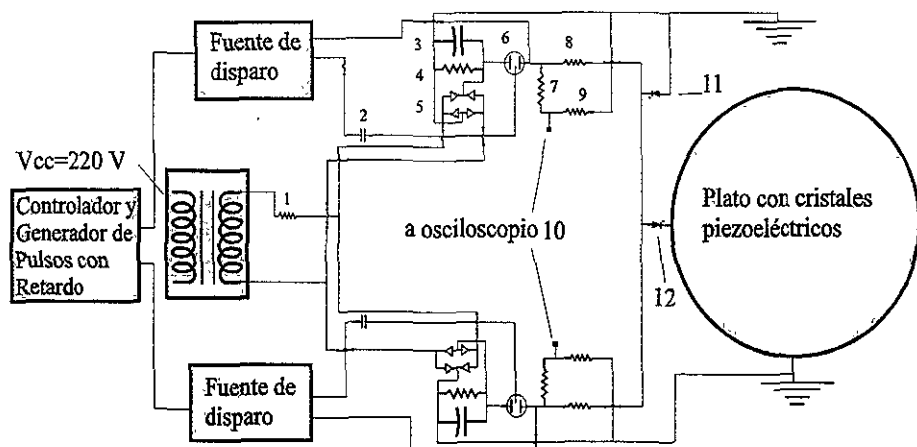


Figura 22: Esquema final del sistema piezoeléctrico modificado. El valor o significado de los números 1 al 9 es: 1- 100 kΩ, 2- 500 pF a 30 kV, 3- 0.5 μF a 10 kV, 4- 100 MΩ, 5- puente rectificador, 6- interruptor de chispa, 7- 150 MΩ, 8- 3 Ω y 9- 120 kΩ. El número 10 indica los divisores de voltaje. El 12 es el diodo que desacopla el circuito y el plato y el número 11 es el diodo que anula el pulso generado por la compresión del arreglo de cristales piezoeléctricos. Los diodos son HVR-1X-7 o similares. Los valores o significado de las componentes que no se numeran son los mismos que los representados por los números 2 al 9.

Otros elementos importantes que hay que considerar son los interruptores de chispa. Estos dispositivos están formados por una unión metal-cerámica. Dicha unión es muy frágil y cualquier golpe o tensión puede provocar la salida del gas contenido en su interior¹³. Además, los interruptores de chis-

¹³Dentro de los interruptores de chispa existe un gas que permite una ionización más reproducible y con menos energía que la requerida en el aire

pa se desgastan. Su desgaste no es tan rápido como el de los sistemas electrohidráulicos, ya que el disparo se realiza en un gas y no en agua. Los interruptores de chispa tienen una vida útil cercana al millón de descargas, pero en este trabajo se utilizaron interruptores usados, con números de descargas muy cercanos al límite de su vida útil; sin embargo, es posible prolongar dicha vida útil, usando voltajes de ionización más elevados. Para hacerlo, se construyeron fuentes de disparo que generan 12 kV. Este voltaje está por encima del voltaje utilizado en los piezoeléctricos comerciales y nos permite trabajar con interruptores que ya hayan superado el millón de disparos. El problema de estas fuentes es que el voltaje es muy alto, provocando que la emisión de radiación electromagnética sea mayor.

Para un montaje definitivo, habría que hacer jaulas de Faraday para cada componente y recubrimientos metálicos para todos los cables, a partir del capacitor principal. Debería también mejorarse el aislamiento del CGPR.

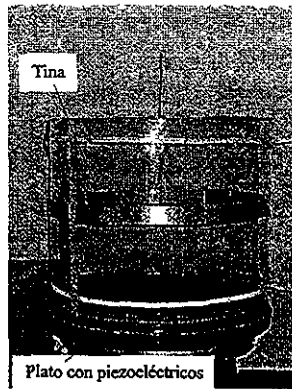


Figura 23: Tina de pruebas. En esta fotografía se aprecia claramente la existencia de cinchos, que ayudan a darle soporte al acrílico.

Aún no se tiene una grúa móvil, por lo que la localización del foco y la colocación de muestras es compleja y poco reproducible. Para tener las muestras en la misma posición se pegó otro acrílico, en la parte superior de la tina, al que se le fijó una barra de lucita con un gancho metálico en la punta, como se aprecia en la figura 24. En el gancho se coloca la bolsa que contiene los cálculos de prueba. Este arreglo, si bien no es óptimo, permite que todas las muestras estén en la misma posición. En un futuro se contempla la adquisición de un sistema de posicionamiento xyz, controlado vía PC.

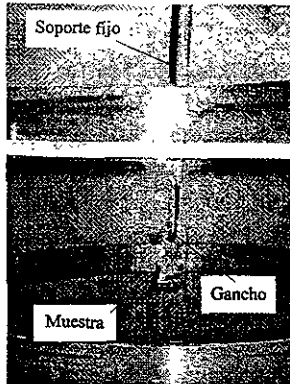


Figura 24: Vista del soporte fijo y una muestra.

El equipo que ha sido donado al laboratorio ha sido fundamental para el desarrollo de este trabajo, sin embargo, al ser equipo usado, presenta problemas que dificultan y en algunos casos impiden el funcionamiento del sistema. Un ejemplo de esto es el plato de piezoeléctricos. Estos platos tienen una membrana que aísla los cristales del agua y al mismo tiempo ayuda a la formación del pulso; dicha cubierta se va endureciendo con el tiempo y el uso, perdiendo flexibilidad y quebrándose en algunos puntos. En los puntos en los que la membrana se quiebra los cristales se despegan, por lo que la onda generada por ese plato pierde intensidad. El agua que penetra al plato puede finalmente acabar con el funcionamiento del mismo.

Es necesario realizar cambios que permitan mejorar el dispositivo. Por un lado se tienen las mejoras en los circuitos eléctricos y los aislamientos para evitar los problemas generados por el alto voltaje. Por otro lado hay que mejorar la tina de pruebas, en su estructura y en la unión con el plato y colocarle una grúa móvil, del tipo usado en el generador de ondas de choque MEXILIT [4]. Finalmente, es importante conseguir un plato de piezoeléctricos nuevo y un par de interruptores de chispa nuevos. Esto no se ha hecho hasta el momento pues los costos de dichas piezas son muy altos. Un generador piezoeléctrico (únicamente el plato esférico) nuevo tiene un costo aproximado de 60,000 USD y cada interruptor de chispa cuesta alrededor de 4,000 USD.

4.2.2 Experimentos propuestos

Los experimentos que se proponen son los siguientes:

La primer etapa de experimentación se va a dividir en dos partes; por un lado se intentará identificar la importancia de tres variables fundamentales: el tiempo de separación entre las ondas, la cantidad de ondas por tratamiento y la ventaja que significa generar dos pulsos en lugar de uno. Una vez realizado el análisis de estos datos, se va a buscar el tiempo óptimo de separación entre las ondas de choque.

El diseño del experimento fue realizado por el Dr. Eduardo Castaño, de la Universidad Autónoma de Queretaro. Es un experimento en dos niveles (alto y bajo), completamente aleatorizado, con dos repeticiones, en el que se trabajaran tres variables. Los niveles se refieren a dos valores límite, de las variables a evaluar. Las variables son:

-método, es decir si se aplica una onda, nivel bajo, o dos ondas consecutivas, nivel alto.

-tiempo, es decir el tiempo de separación entre dos ondas consecutivas, en el caso de que se usen dos ondas; el nivel bajo se fijó en $100 \mu s$ y el alto en $600 \mu s$ (dentro de este intervalo se encuentra el tiempo óptimo de separación).

-cantidad de descargas. Se quiere observar si el daño a las concreciones es lineal, por lo que se utilizaran dos cantidades de descargas; 750 en el nivel bajo y 1500 en el nivel alto. Este número de disparos va a ser el mismo, sin importar si se disparan una o dos ondas de choque.

Para analizar los resultados se realizará un análisis de varianza ANOVA y comparaciones múltiples de medias, con la prueba de Tukey [43].

A continuación se muestra una tabla con las corridas programadas. Por convención, el número 1 representa el nivel alto y el -1 el nivel bajo.

número de corrida	método	tiempo	descargas
1	-1	-1	1
2	1	1	-1
3	-1	1	-1
4	-1	-1	-1
5	1	-1	-1
6	1	1	1
7	1	-1	1
8	-1	1	1
9	-1	1	1
10	1	-1	1
11	-1	-1	-1
12	1	-1	-1
13	-1	-1	1
14	-1	1	-1
15	1	1	-1
16	1	1	1

Tabla 3: Corridas a realizar para medir la importancia de tres variables, el método a utilizar, el tiempo entre las ondas y la cantidad de disparos.

Se piensa que este primer experimento nos permitirá identificar la importancia de cada una de las variables, fijando los extremos de separación temporal entre las ondas de choque. Si esto es así, el siguiente experimento será del mismo tipo pero la variable que vamos a investigar será el intervalo temporal entre ondas consecutivas, haciendo un barrido, en intervalos de $50 \mu s$, entre los extremos del experimento anterior. La idea o lo que se espera es que este barrido permita generar los datos suficientes para encontrar el tiempo óptimo de separación entre los dos pulsos.

La ventaja del método de análisis utilizado es que permite obtener mucha información, sobre un número alto de variables, realizando pocas corridas. Se supone, en este diseño, que al trabajar con materia inerte es posible realizar únicamente dos repeticiones de cada corrida sin perder validez en los resultados.

Para probar el sistema se utilizarán cálculos de prueba *HMT*¹⁴, de geometría esférica. En la sección 4.3.2, se explica por qué se escogió trabajar con modelos esféricos, en lugar de las muestras rectangulares. Los

¹⁴Los cálculos *HMT* (High Medical Technologies, Kreuzlingen, Suiza) son los modelos estándar en los experimentos de LEOCH.

experimentos consisten en someter los cálculos prueba a distintos tratamientos, midiendo la masa inicial y final de los modelos. Se utilizará un colador de malla de 1 *mm* para filtrar el polvo que se haya desprendido del modelo durante el tratamiento. Antes y después del tratamiento, los modelos se colocarán en un horno a 250°C durante dos horas, para extraer la humedad. Una vez secos, se pesarán en una balanza analítica. En la segunda parte del experimento se comparará nuevamente la masa perdida para cada intervalo de tiempo entre las ondas. Comparando la masa perdida en cada caso, será posible encontrar el tiempo óptimo de separación entre las ondas de choque y demostrar si este sistema es, efectivamente, más eficiente. En esta primera etapa, no se incluyen experimentos que permitan evaluar si el daño al tejido será distinto al producido con el sistema convencional.

Para poder determinar la importancia del control del colapso de la cavitación, en la fractura de concreciones, es importante verificar si la relación entre el porcentaje de masa perdida y el número de ondas de choque del tratamiento, es lineal. Si esto es así, entonces es válido suponer que si la cavitación aumenta el daño a los modelos, se debería tener que el porcentaje de masa perdida es mayor, al utilizar 750 choques dobles, que al aplicar 1500 choques convencionales. Se espera que el experimento, cuyas corridas se presentan en la tabla 3, nos proporcione datos suficientes para verificar la relación entre masa perdida y número de choques, así como para investigar la importancia de la cavitación controlada.

Antes de realizar experimentos de fractura, con el sistema modificado, caracterizamos la onda de choque producida por el sistema piezoeléctrico convencional, del Laboratorio de Choques Débiles y realizamos algunas pruebas de rompimiento de concreciones, para determinar los valores límite del sistema y así poder planear mejor los próximos experimentos.

4.3 Primeras pruebas con el sistema piezoeléctrico convencional del Laboratorio de Choques Débiles

4.3.1 Caracterización de la onda de choque

Por caracterización se entiende evaluar los principales parámetros de una onda de choque, es decir, la presión y tensión que genera y los tiempos de ascenso y descenso. Es importante conocer qué tanto varían o pueden variar dichas cantidades, entre una onda de choque y la siguiente, para saber qué tan reproducible es el experimento y para poder comparar esta onda con la generada por otros sistemas.

Para caracterizar la onda, se conectó un transductor de aguja, con punta

de fluoruro de polivinilideno [2] (Imotec GmbH, Würselen, Alemania), con tiempo de respuesta de 20 ns , a un osciloscopio Tektronix 3420A (Tektronix, Breaverton, E.U.A.).

Las valores de ajuste del osciloscopio fueron:

-ganancia: 10 mV/Div .

-base de tiempo: $50\text{ }\mu\text{s/Div}$.; para poder medir los tiempos de ascenso y descenso se cambiaba la escala temporal a $5\text{ }\mu\text{s/Div}$.

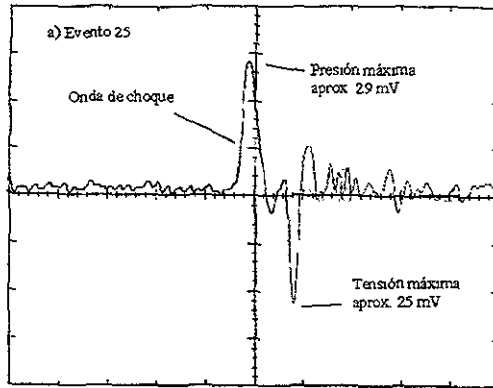


Figura 25 a): Evento 25. Registrado en el foco, con un transductor de aguja Imotec. En el eje x, la escala es $5\mu\text{s/div}$. El transductor tiene un tiempo de respuesta de 20 ns , sensibilidad de $3.73 \times 10^{-6}\text{ pC/Pa}$ y capacitancia de 238 pF .

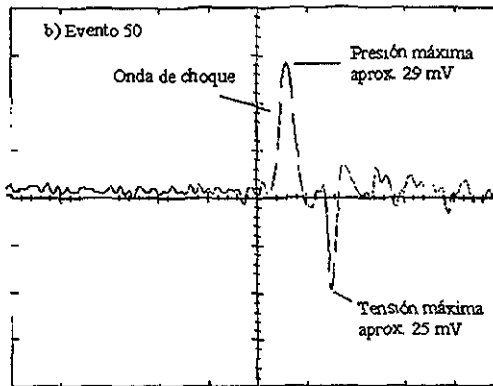


Figura 25 b): Evento 50. Registrado en el foco, con un transductor de aguja Imotec. En el eje x, la escala es $5\mu\text{s/div}$. Las características técnicas del transductor se describen en la figura 25 a).

Se intentó localizar la punta del transductor lo más cerca de el foco geométrico del plato. Esto se logró utilizando pinzas de sujeción y so-

portes metálicos. Se estima que el error en la posición del transductor fue de $\pm 2 \text{ mm}$, tanto en el plano perpendicular a la dirección de propagación de la onda de choque, como en la dirección de desplazamiento de la misma.

Se realizaron 50 disparos. En cada disparo se midió el voltaje máximo y mínimo, se cambió la escala temporal, de $50 \mu\text{s}$ a $5 \mu\text{s}$ y se midieron los tiempos. Los perfiles de presión, registrados en el evento 25 y en el 50, se muestran en la figura 25 a y b, respectivamente.

El nivel de agua de la tina fue de 39.5 cm , es decir 5 cm arriba del foco geométrico (centro de la esfera imaginaria, de la que el plato forma parte). Si la velocidad de la onda es de aproximadamente 1500 m/s [4], el tiempo que tarda la onda, reflejada en la interfase agua-aire, en llegar al transductor, es aproximadamente $70 \mu\text{s}$. Por lo tanto, el “ruido” que se ve en las gráficas de la figura 25 a y b, no se debe a la onda reflejada. Es posible que se deba a señales reflejadas en el transductor y en los cables. Las señales detectadas después de $70 \mu\text{s}$ de la llegada de la onda principal, pueden adjudicarse a pulsos reflejados en la interfase mencionada.

El voltaje máximo (presión máxima) se mide desde el eje horizontal hasta la máxima amplitud de la onda. Análogamente, se procede para el voltaje mínimo. El tiempo de ascenso se definió como el tiempo que tardó la señal en aumentar su amplitud hasta el máximo, a partir de la línea base. El tiempo de descenso se toma como el tiempo que la onda tarda en ir desde el punto superior hasta el inferior, es decir hasta el pico de tensión. El tiempo total se definió como el tiempo que la señal tarda en ir desde el punto en que comienza a subir hasta que regresa al eje horizontal, después de haber pasado por ambos picos, el de presión y el de tensión.

De las lecturas obtenidas en 50 disparos, la onda promedio tiene los siguientes valores característicos¹⁵:

<i>Volt. máx.</i>	<i>Volt. mín.</i>	<i>Tiempo asc.</i>	<i>Tiempo desc.</i>	<i>Tiempo tot.</i>
$(\text{mV}) \pm 1.38$	$(\text{mV}) \pm 4.68$	$(\mu\text{s}) \pm 0.64$	$(\mu\text{s}) \pm 0.30$	$(\mu\text{s}) \pm 0.66$
28.58	24.46	1.85	1.89	7.27

Tabla 4: Voltajes y tiempos promedio, para 50 ondas de choque (características principales de la onda de choque generada por el sistema piezoeléctrico del Laboratorio de Choques Débiles).

El valor estimado del error se calculó como dos veces la desviación estándar. Esto nos asegura que el 95% de los valores de la muestra caen dentro

¹⁵Los valores se obtuvieron utilizando los cursores del osciloscopio, de ahí que las incertidumbres sean pequeñas.

del intervalo del error. Para obtener el porcentaje de variación entre una onda y la siguiente, se calculó el porcentaje que representa el error, con respecto al valor promedio, de cada columna (volt. máx., volt. mín., etc). Los resultados obtenidos son:

<i>Volt. máx.</i>	<i>Volt. mín.</i>	<i>Tiempo asc.</i>	<i>Tiempo desc.</i>	<i>Tiempo tot.</i>
%	%	%	%	%
4.82	19.13	34.59	15.87	9.08

Tabla 5: Porcentajes máximos de variación, con respecto a la onda promedio, de las ondas generadas por el sistema piezoeléctrico.

A pesar de tener valores muy diferentes en los porcentajes, se puede ver que la variación máxima, en la presión de la onda, no supera el 20%. Este número es menor que el mencionado para las ondas generadas por sistemas electrohidráulicos, donde el porcentaje es de alrededor de 50%.

Con los valores de la tabla 4 y conociendo la relación entre voltaje y presión, se pueden estimar la presión y la tensión de la onda de choque (tabla 6), generada por el sistema piezoeléctrico, con el siguiente resultado:

<i>Presión (MPa)</i>	<i>Tensión (MPa)</i>
38.6	33.0

Tabla 6: Valor estimado de la presión (+) y la presión (-) del sistema piezoeléctrico probado.

Estos valores se obtuvieron trabajando con 7.5 kV. Es de esperar que los valores de presión y tensión se incrementen al aumentar el voltaje, sin embargo, por las características del plato utilizado, no se han usado voltajes mayores.

De acuerdo a la tabla 1, en la sección 2.5, la presión (+) debería ser cercana a 60 MPa, mientras que la tensión no debería superar los 10 MPa. La diferencia entre nuestros datos (tabla 6) con respecto a los valores reportados pueden ser explicados, en el caso del valor de la presión (+), por el hecho de que el plato con piezoeléctricos se encuentra en malas condiciones y presenta filtraciones. Dichas filtraciones provocan que los cristales se despeguen del plato, perdiendo contacto con la superficie metálica. Esto hace que no todos los cristales estén funcionando actualmente. Según nuestras estimaciones y las realizadas por técnicos de la compañía DEWIMED, el 50% de los cristales de nuestro plato no se activan, por lo que la presión generada por el plato debe ser menor (la mitad aproximadamente) a la

obtenida con platos en buenas condiciones. La explicación sobre la diferencia en la parte negativa del pulso no es tan directa. Los equipos comerciales, como el utilizado para obtener los valores de la tabla 1, reducen lo más posible el pulso de tensión. En el circuito original se tenía una resistencia a tierra de 30Ω . Al probar nuestro sistema con ese circuito, no se accionaban los piezoeléctricos, por lo que cambiamos esa resistencia por una de $150 M\Omega$. Con el cambio de resistencias el circuito funcionó adecuadamente, al menos en lo que a activar los cristales se refiere. Es posible que este cambio en el valor de la resistencia afecte a la velocidad con la que se retraen los cristales, así como a la magnitud de la contracción. El hecho de que la componente de tensión sea mayor en nuestro sistema, no afecta nuestros experimentos, pues nosotros vamos a comparar el efecto que tiene sobre el cálculo la utilización de una o de dos ondas de choque, pero ambas pruebas se harán con el sistema del Laboratorio de Choques Débiles, por lo que todas las ondas tendrán una componente de tensión similar. Sin embargo, es importante realizar pruebas para determinar qué es lo que causa la diferencia de presiones entre nuestro circuito y los circuitos comerciales, no por que sea importante para este experimento, sino por que nos puede ayudar a conocer mejor el sistema con el que se está trabajando.

4.3.2 Pruebas de fractura con modelos de cálculo renal

Con la finalidad de probar la eficiencia del sistema piezoeléctrico convencional, para fracturar modelos de cálculos renales y para definir el tipo de modelo que se iba a utilizar, se realizaron 20 "tratamientos"¹⁶, 10 con cálculos prueba HMT (High Medical Technologies, Kreuzlingen, Suiza) *rectangulares* y 10 modelos con HMT *esféricos*. Estos modelos, de cálculos renales, poseen propiedades mecánicas iguales al promedio de los cálculos renales humanos y se han aceptado como patrones para evaluar litotriptores electrohidráulicos, en la mayoría de los países. Las dimensiones de los modelos son las siguientes:

El modelo esférico tiene un diámetro de $14.96 \pm 0.02 \text{ mm}$.

El modelo rectangular mide $29.79 \pm 0.02 \text{ mm}$ de ancho, $29.94 \pm 0.02 \text{ mm}$ de alto y $15.09 \pm 0.02 \text{ mm}$ de espesor.

El procedimiento fue el siguiente:

El tiempo para colocar las muestras en posición (en el foco) varía en cada caso. Para evitar diferencias en el tiempo que cada muestra pasaba en el agua, se colocaba el modelo, en agua, 10 minutos antes de comenzar

¹⁶Se entiende por "tratamiento" someter al cálculo a una serie completa de descargas, en este caso a 1000 disparos.

el tratamiento. En el caso de las muestras rectangulares, se sujetaban con pinzas y se acomodaban de tal forma que el foco estuviera en el centro del rectángulo. Las muestras esféricas se colocaban en una bolsa de plástico transparente, de tamaño tal que el cálculo no tuviera movimientos laterales. Al igual que en el caso anterior, se ubicaron las muestras de modo que el foco del sistema quedara en el centro de los cálculos. Al no tener una grúa móvil, el proceso era complicado y poco preciso.

Una vez en posición, se generaron 1000 ondas de choque por cada muestra. Después del tratamiento, los cálculos esféricos se sacaban de la bolsa, colándolos en una malla con aperturas de 1 mm, debajo de un chorro de agua, para evitar pesar el polvo perdido. Todos los modelos se colocaron en un horno a 70°C por 3 hrs y luego se pesaron con una balanza de precisión, marca Sartorius.

De los resultados obtenidos, se muestran únicamente los promedios y el error, estimado como dos veces la desviación estándar.

La tabla 7 corresponde a los cálculos rectangulares y la tabla 8 a las muestras esféricas.

<i>n° disparos</i>	<i>Peso inicial</i> (gr) ±0.4	<i>Peso final</i> (gr) ±0.42	<i>masa perdida</i> (gr) ± 0.06	<i>masa perdida</i> (%) ± 0.56
1000	11.68	11.39	0.28	2.44

Tabla 7: Promedios de los valores obtenidos y los errores estimados para las muestras rectangulares.

<i>n° disparos</i>	<i>Peso inicial</i> (gr) ±0.18	<i>Peso final</i> (gr) ±0.18	<i>masa perdida</i> (gr) ± 0.06	<i>masa perdida</i> (%) ± 4.4
1000	1.60	1.31	0.29	18.03

Tabla 8: Promedios de los valores obtenidos y los errores estimados para las muestras esféricas.

Analizando las muestras rectangulares, se aprecia que la diferencia de masa, entre el cálculo más pesado y el más ligero, es de 0.52 ± 0.06 gr, lo que equivale a un $4.44 \pm 0.56\%$ del promedio de las masas iniciales de dichas muestras. Según los resultados del experimento, el porcentaje de masa perdida, debido a la acción de 1000 ondas de choque, generadas con el litotriptor convencional, es de $2.44 \pm 0.56\%$.

Para el caso de las muestras esféricas, la diferencia entre la masa de la muestra más pesada y la de la más ligera es de 0.26 ± 0.06 gr, es decir un $16.3 \pm 4.4\%$, mientras que la masa perdida, por la acción de las 1000 ondas

de choque aplicadas en el tratamiento, es un $18.03 \pm 4.4\%$ del promedio de las masas iniciales.

Las diferencias en el porcentaje de masa perdida se deben a varios factores, como la forma y el volúmen de los modelos.

En el caso de los modelos rectangulares, al realizar los tratamientos, las muestras se van fracturando y los fragmentos liberados caen, por la acción de la gravedad. La situación de las muestras esféricas es diferente pues, al estar colocados dentro de bolsas plásticas, los fragmentos desprendidos de la muestra se depositan en el fondo de las bolsas contenedoras. Al depositarse en esa posición, se interponen entre la onda de choque y el cálculo, lo que puede producir atenuación de las ondas de choque. A pesar de esto, el porcentaje de masa perdida, en el caso de las muestras esféricas, es unas siete veces mayor que en las muestras rectangulares.

En la sección anterior se mencionó que, para investigar la eficacia de cada sistema (convencional y modificado), se medirá el porcentaje de masa perdida, con respecto a la masa inicial, de los modelos de prueba sometidos a tratamientos con ondas de choque. Para el análisis estadístico, es más cómodo trabajar con porcentajes de masa perdida mayores al porcentaje de variación entre las masas de cada muestra. Utilizar los modelos esféricos, nos permitirá trabajar con porcentajes de variación "grandes", aún utilizando el sistema en la segunda etapa de potencia (7.5 kV). Sabemos que un aumento en el voltaje aplicado al plato provoca un aumento en la magnitud de la presión y la tensión de las ondas de choque generadas, lo que nos permitiría producir mayor daño a las muestras, obteniendo un porcentaje de masa perdida más grande. También sabemos que aumentar el número de choques, aplicados a cada modelo, aumenta el porcentaje de masa perdida. En este caso las soluciones posibles no son recomendables, debido a las condiciones del recubrimiento de los cristales piezoeléctricos. Por esto, se decidió que las pruebas, al menos en la primer etapa, se realizarán utilizando los modelos esféricos.

4.4 Primeras pruebas con el sistema piezoeléctrico modificado

Finalmente, después de varias pruebas, de quemar un transformador, unos cuantos acopladores ópticos y algunos circuitos integrados, el sistema modificado funcionó. Tenemos ahora un sistema capaz de generar dos ondas de choque consecutivas, sin causar problemas en la electrónica del aparato, por lo que el tiempo de separación entre las ondas se puede controlar con precisión, a la vez que se cuenta el número de descargas realizadas.

En la figura 26 se presenta una lectura de presión en la que se observan dos ondas de choque, de características similares, separadas por $550\mu s$ aproximadamente.

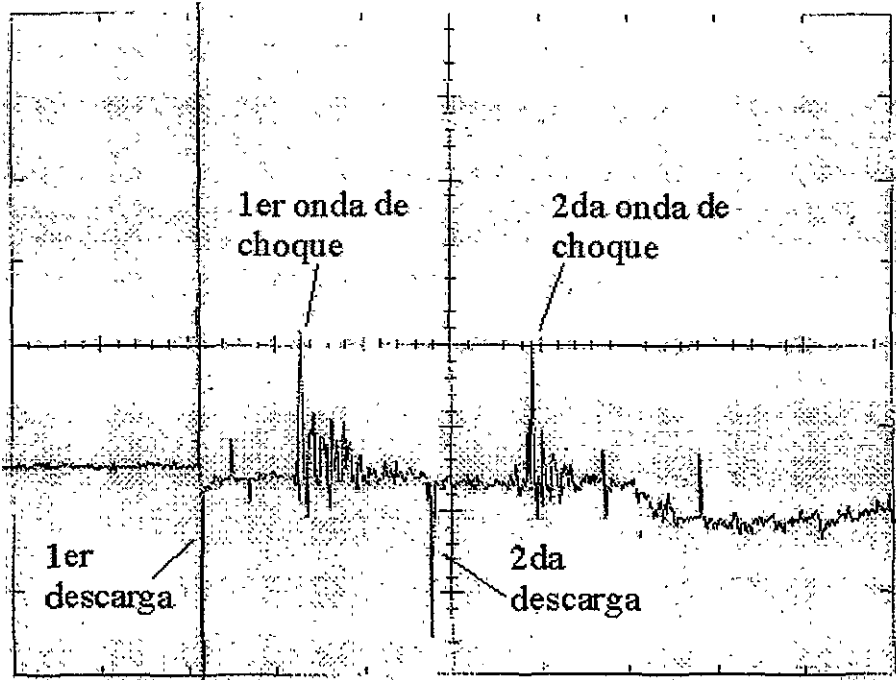


Figura 26: Doble pulso, generado por el sistema modificado, del Laboratorio de Choques Débiles. Registrado en un osciloscopio Tektronix 3420A, utilizando un transductor Kistler 603B1. El tiempo de separación entre las ondas es de, aproximadamente $550\mu s$. El transductor tiene un tiempo de respuesta de $1\mu s$ y una frecuencia natural de $500kHz$

Se puede decir que el evento mostrado en la figura 26 es un hecho "histórico", que coloca al Laboratorio de Choques Débiles a la cabeza, en lo referente al control de la cavitación.

El desarrollo de sistemas capaces de generar dos ondas de choque consecutivas, controlando el intervalo temporal entre ellas, es un tema de investigación importante actualmente, pues se piensa que el control de la cavitación es fundamental, no solamente en LEOCH, sino también en nuevos campos de investigación, de posibles aplicaciones de las ondas de choque, como la conservación de alimentos y las terapias génicas.

Para que el control del colapso de la cavitación sea útil para aumentar el daño a las concreciones, se tienen que cumplir dos condiciones principales:

- la onda de choque secundaria debe ser similar, en forma y magnitud, a la primera onda, para provocar el colapso del mayor número posible de burbujas.

- el tiempo de separación entre la pareja de ondas debe controlarse con precisión y debe estar dentro de cierto intervalo. Según datos experimentales, el tiempo de separación se encuentra entre 200 y 300 μs .

Como se aprecia en la figura 26, las ondas de choque generadas son similares, en magnitud y forma, y el tiempo de separación entre ellas está dentro del tiempo de vida de la cavitación. En la figura, el tiempo de separación entre las ondas es de 550 μs , aproximadamente, pero se tiene la capacidad de variar ese valor para ajustarlo a tiempos entre los 200 y 300 μs .

Nadie había logrado cumplir estas condiciones simultáneamente, por lo que el control del colapso de la cavitación, así como el daño que ésta producía, eran bajos. Tenemos finalmente una herramienta que nos permite controlar efectivamente el colapso de las burbujas.

No siempre se obtienen dos ondas iguales. En algunos disparos, la segunda onda de choque es menor, en amplitud, que la primera. Esto podría deberse a que el cristal piezoeléctrico no ha regresado a su posición original cuando la segunda descarga lo activa. El problema con esta suposición es que el tiempo de relajación de los cristales es menor a 1 μs y la llegada de la segunda descarga sucede, mínimo, 50 μs después de la primera, por lo que el cristal tiene suficiente tiempo para relajarse. Otra explicación, que nos parece más aceptable, es que la primera onda de choque genera cavitación, en el camino seguido y en las proximidades del cálculo. Esta cavitación amortigua o disipa energía de la onda por lo que la amplitud de la misma disminuye. Una de las soluciones a este problema y que de hecho se aplica en el MEXILIT, es la utilización de agua degasificada. Esto disminuye la formación de burbujas en la trayectoria de la onda. Otra solución sería usar un voltaje mayor al activar los cristales, en el segundo disparo. Con esto obtendríamos una segunda onda de choque de mayor amplitud.

El problema anterior nos lleva a plantear la siguiente incógnita. Si la componente de tensión hace que las burbujas crezcan, es posible que, al pasar la segunda onda de choque, la componente de presión positiva inicie el colapso de la cavitación y la componente de tensión negativa lo amortigue. El tiempo entre el pico de presión positiva y el pico de tensión es menor a

7 μs , mientras que la duración normal de la fase de colapso de una burbuja es de aproximadamente 100 μs . No se sabe cuánto dura la fase del colapso, cuando éste ha sido forzado por un pulso de presión, sin embargo, es posible que sea mayor a 7 μs . No sabemos si este problema existe realmente, pues aún no se han realizado mediciones de la actividad de las burbujas, pero si esto es así, ya no existiría control sobre la energía liberada en el colapso ni sobre la dirección en la que dicho colapso sucede. En este contexto, la posibilidad de manejar la forma de la onda de choque es importantísima. En la sección anterior, se vió que la presión negativa, generada por nuestro sistema es mayor que la generada por los sistemas comerciales. No tenemos una respuesta definitiva para explicar esa diferencia, pero la solución podría consistir en cambiar el valor de una resistencia. Por lo tanto, es posible alterar alguno de los circuitos de carga y disparo para que la onda que se genere tenga una componente de tensión menor. Si la tensión es menor, el efecto de la compresión domina y se regresa al caso donde la segunda onda controla el colapso. Otra posible solución sería enviar una onda convencional, seguida de una onda invertida. De esta forma, la componente de tensión (que ahora llega primero) de la segunda onda de choque iniciaría el crecimiento de las burbujas y la parte de compresión las haría colapsar. El crecimiento generado, por la segunda onda de choque, no sería significativo pues el tiempo entre los picos es muy chico. Al igual que en el caso anterior, esto permite recuperar el planteamiento original de la tesis, es decir controlar el colapso, en tiempo y dirección, con la segunda onda de choque.

Es importante encontrar las respuestas a estas incógnitas y continuar el desarrollo de este sistema, pues promete ser muy útil en el estudio de la cavitación y las aplicaciones relacionadas a su control.

5 Posibles aplicaciones de las ondas de choque

Es necesario que el lector conozca cuáles son las posibles aplicaciones de las ondas de choque y qué fenómenos se piensa que son importantes en dichas aplicaciones. De este modo puede ser más sencillo entender por qué el uso de un sistema, como el desarrollado en esta tesis, puede ser útil en dichas investigaciones. En este capítulo se presentan, brevemente, las últimas investigaciones en el campo de la aplicación de las ondas de choque. Los temas presentados son: conservación de alimentos y terapia génica y oncología.

5.1 Conservación de alimentos con ondas de choque

Debido a que, generalmente, las industrias de producción de alimentos se encuentran lejos de los centros de consumo, es necesario contar con métodos de conservación de alimentos, que permitan que éstos duren más tiempo. Por otro lado, es de suma importancia que las técnicas utilizadas mantengan las propiedades organolépticas y nutricionales de los distintos productos a tratar [44][45][46].

Un método de conservación no térmico, actualmente en uso, consiste en utilizar presiones estáticas. El uso de presiones alrededor de 60 MPa, durante dos días, puede detener el crecimiento de algunos microorganismos; sin embargo, las esporas son muy resistentes a la presión estática, por lo que este método no es muy eficiente en su destrucción [45]. La utilización de ciclos de presurización ha mostrado ser más efectiva que la presión estática [45], pues, al igual que las concreciones, los microorganismos son sensibles a los cambios de presión.

Recordando lo mencionado en los capítulos 2 y 3, es sabido que las ondas de choque causan cierto daño, generalmente reversible, a los tejidos del paciente. En el Laboratorio de Choques Débiles, se han realizado experimentos para estudiar si el proceso, por el cual el tejido es dañado, puede generar daño a cierto tipo de microorganismos no deseables, que aparecen frecuentemente en los alimentos. Las pruebas consisten en colocar probetas con cultivos de *Escherichia coli* dentro de tinas de pruebas de sistemas de LEOCH, generalmente de generación electrohidráulica [44][45]. Se realizan tratamientos con 500 a 2000 ondas de choque y se observa el daño producido. Según Loske et al. [44], la extrapolación de sus datos indica que, para desactivar completamente a la bacteria, son necesarias más de 3000 ondas de choque. En un sistema electrohidráulico, a partir de 2400 ondas, la amplitud del pico de presión varía significativamente debido al desgaste de los electrodos. Esto impide realizar tratamientos más largos sin cambiar de bujía. En algunos sistemas, el cambio de bujías es tardado, afectando la continuidad del experimento [44].

No se tiene un modelo teórico que explique cómo o qué es lo que hace que las ondas de choque puedan destruir bacterias, pero se piensa que los cambios de presión, en tiempos cortos, producidos por las dos componentes (presión y tensión) de la onda de choque, generan esfuerzos muy grandes en las estructuras celulares [33][49], propiciando su destrucción. Otros trabajos plantean que es posible que pequeñas burbujas o cavidades, dentro de la bacteria, crezcan explosivamente, destruyéndola [26]. Por otro lado, la descarga entre los electrodos (en sistemas electrohidráulicos) produce luz visible muy

intensa y radiación UV, que afecta a los microorganismos [44][46]. Actualmente se realizan experimentos para distinguir entre el daño debido a la radiación y aquél debido a las ondas de choque. Se ha encontrado también que en ausencia de cavitación el daño a los microorganismos se reduce notablemente [44][45][46], lo que lleva a suponer que la cavitación, al igual que en los tratamientos de LEOCH, juega un papel importante.

El sistema propuesto en esta tesis, es capaz de generar dos ondas de choque, con una separación temporal entre ellas que va desde 50 hasta 850 μ s, ayudando a controlar la cavitación y permitiendo el diseño de experimentos que sirvan para determinar su importancia, no solamente en la fractura de concreciones, sino también en la conservación de alimentos y terapias génicas. Además, al no generar radiación UV, este sistema puede ser utilizado para comparar los resultados obtenidos con un sistema electrohidráulico y determinar la influencia que dicha radiación tiene en la muerte de los microorganismos estudiados.

5.2 Terapia génica y oncología

Una de las aplicaciones que están causando mayor interés, es el tratamiento de tumores malignos con ondas de choque. Se ha mostrado [33][47][48] que el uso de ondas de choque reduce, o detiene momentáneamente, el crecimiento de ciertos tumores y al mismo tiempo aumenta la permeabilidad de las membranas celulares de cualquier tejido.

La reducción en la velocidad de crecimiento del tumor es atribuible a la muerte celular, producida por la onda de choque [47][48]; sin embargo, el aumento de la permeabilidad de la membrana es difícil de explicar. Se han realizado experimentos con células L1210 (células de leucemia de ratón), colocándolas en suspensión, dentro de ciertas sustancias, denominadas vectores y sometiénolas a un tratamiento de ondas de choque, observando al final cuántas células sobreviven. Sin importar en este trabajo los detalles técnicos, basta decir que es posible determinar cuántas células sobreviven y si la sustancia de interés, que se encontraba en el medio, penetró al interior de las células [47][48].

Si no se aplican ondas de choque, las macromoléculas contenidas en la suspensión son demasiado grandes para penetrar la membrana celular y permanecen fuera de las células. Al aplicar ondas de choque, la membrana celular se vuelve permeable y las moléculas de la sustancia en cuestión penetran en la célula [48].

Desde los inicios de los tratamientos de LEOCH se sabe que las ondas de choque pueden destruir la membrana celular, causando la muerte del

tejido. Pero si la célula sobrevive es posible que algunas moléculas, que se encontraban fuera de la misma, penetren en ella y permanezcan ahí. Este método, llamado transfección, permite insertar moléculas como el ADN dentro de células cultivadas [46]. La cantidad de materia que penetra en la célula parece depender de la concentración de la misma en el medio y de la masa molecular (es decir del tamaño de las moléculas) de la sustancia. A mayor concentración se tiene más materia en el interior y al aumentar la masa molecular disminuye la cantidad de materia que penetra en la célula [48]. Si en el proceso existe cavitación, la cantidad de materia que penetra en la célula aumenta [46], indicando que ésta es importante en el proceso de permeabilización de la membrana celular.

La cavitación produce esfuerzos cortantes, ondas de choque y microchorros de líquido [26][48], generando diminutos poros en la membrana celular, lo que permitiría que, por difusión, penetren macromoléculas del exterior [48].

Al igual que en otras aplicaciones, es probable que la cavitación juegue un papel predominante (o al menos importante), tanto en la destrucción de las células como en el aumento de la permeabilidad de las membranas celulares. Para aumentar la eficiencia de estos procesos es necesario un sistema como el propuesto en este trabajo, que permita controlar no solamente el colapso de la cavitación, sino también que tenga la posibilidad de variar la cantidad de burbujas formadas.

Aumentar la permeabilidad de las membranas permite introducir medicamentos dentro de las células, permitiendo una mejor dosificación [33][46]. Al conjugar muerte celular con una mejor dosificación de las medicinas utilizadas, podría ser posible combatir el cáncer con quimioterapias más suaves y dirigidas.

La terapia génica se basa en el mismo principio del aumento de la permeabilidad de la pared celular. En esta aplicación se busca introducir material genético dentro de las células, en lugar de medicamentos, por medio del uso de ondas de choque [33][46][49].

U. Lauer et al. [49], plantean que la cavitación debe ser responsable del aumento de la permeabilidad de la pared celular. Al inhibir la cavitación, aumentando la presión externa de la suspensión en la que se encuentran las células, el daño a las células y el aumento de permeabilidad desaparecen. Los autores encontraron que la eficiencia en la transfección del material dentro de la célula es directamente proporcional a las concentraciones de dicho material (como sucede en los estudios en oncología) y que el porcentaje de células transfectadas es de 0.5% para 250 choques, generados en un sistema electrohidráulico a 25 kV. El uso del sistema propuesto en esta tesis, puede

ayudar a determinar la importancia de la cavitación en estos procesos.

Para los estudios de una posible conservación de alimentos, para oncología y terapia génica, es importante observar el efecto que dos ondas de choque consecutivas puedan tener sobre las muestras. En caso de que dos pulsos tengan ventajas en comparación con uno, habría que determinar, en cada caso, el tiempo óptimo de separación entre ellos. Existen trabajos donde se propone el uso de reflectores compuestos [46] para aumentar la permeabilidad de la membrana celular. En esta tesis se plantea que es mejor utilizar el sistema piezoeléctrico modificado, ya que con este aparato se tiene la capacidad de trabajar un rango de separación entre las ondas de choque amplio, así como variar el tipo de onda que se genera y la energía que cada una de dichas ondas porta.

6 Conclusiones

El objetivo de este trabajo era desarrollar un sistema que mejorara la eficiencia de los litotriptores convencionales. Para hacerlo se decidió generar dos ondas de choque, en lugar de una, para controlar el colapso de la cavitación y de este modo aumentar el daño, a las concreciones, que produce dicho colapso.

El sistema desarrollado no ha sido probado aún, en lo que a la fractura de concreciones se refiere, por lo que su aplicación a litotripsia extracorporal no ha sido demostrada. Sin embargo, el sistema propuesto y construido en esta tesis es un gran avance en el control de la cavitación.

El desarrollo de sistemas capaces de generar dos ondas de choque consecutivas, controlando el intervalo temporal entre ellas, es un tema de investigación importante actualmente, pues se piensa que el control de la cavitación es fundamental, no solamente en LEOCH, sino también en nuevos campos de investigación, de posibles aplicaciones de las ondas de choque, como la conservación de alimentos y las terapias génicas.

Para que los sistemas funcionen y aprovechen el colapso de la cavitación, las ondas de choque deben ser similares y, según los experimentos realizados hasta ahora, el tiempo de separación entre ellas debe estar entre 200 y 300 μs . Los sistemas desarrollados hasta ahora fallan en alguna de estas condiciones.

El sistema modificado, por otra parte, cumple con ambas condiciones pues, al generar cada onda con la totalidad de los cristales piezoeléctricos, obtenemos ondas similares. Además, el CGPR es capaz de controlar con precisión el tiempo de separación entre las ondas y da la posibilidad de variar dicha separación en pasos de 10 μs , dentro de un intervalo que cubre

completamente el ciclo de vida de la cavitación.

Por otro lado, la forma en que se diseñó el sistema modificado, con dos circuitos de carga y disparo independientes, permite generar ondas de choque convencionales o invertidas (no se pueden generar los dos tipos a la vez) o utilizar al aparato como un sistema convencional o modificado.

Para ampliar las posibilidades de este aparato, se podrían utilizar dos transformadores. Esto le daría al aparato la capacidad de generar ondas con magnitudes diferentes. Además, se podrían generar, al mismo tiempo, una onda convencional y otra invertida. Estas combinaciones posibles (ondas convencionales, invertidas y de magnitudes diferentes) pueden ser fundamentales para lograr el control de la cavitación. Aparte de esta mejora, existen cambios que conviene realizar. Es necesario cambiar el plato con piezoeléctricos, ya que el actual se encuentra en malas condiciones. También hay que mejorar la tina de pruebas y colocarle un sistema de posicionamiento xyz. Para solucionar los problemas generados por la radiación electromagnética, hay que "enjaular" todos los circuitos y cables, así como mejorar la distribución geométrica de los componentes.

Es importante contestar las preguntas que surgieron al utilizar el sistema modificado, es decir, por qué la magnitud de la componente de tensión de la onda generada por nuestro sistema es tan grande y por qué, en algunas ocasiones, la segunda onda de choque es menor que la primera. La respuesta a la primer incógnita nos puede ayudar a resolver la segunda pregunta. Por otro lado, si la componente de tensión de la segunda onda de choque afecta el control sobre el colapso de la cavitación, se espera que las modificaciones propuestas resuelvan el problema.

Este sistema fue diseñado pensando en su aplicación a LEOCH, por lo que el trabajo que sigue es realizar las pruebas de fractura de concreciones y experimentos que muestren si el daño a los cálculos, debido a la cavitación, aumenta.

Una vez realizadas las pruebas de fractura de concreciones, es importante realizar experimentos que permitan determinar si el daño al tejido aumenta.

Actualmente, en el Laboratorio de Choques Débiles, se realizan investigaciones para determinar el efecto de las ondas de choque sobre la bacteria *Escherichia coli*. De acuerdo a los datos obtenidos, la cavitación parece ser importante en la muerte de dicha bacteria. El sistema modificado permite controlar la cavitación, por lo que puede ser útil en dichas investigaciones.

Finalmente, después de varios años de trabajo, se tiene la esperanza de haber ayudado al desarrollo de la investigación en la Universidad Nacional Autónoma de México, pues el Laboratorio de Choques Débiles cuenta, ahora, con un nuevo sistema de generación de ondas de choque, capaz de generar

dos ondas de choque consecutivas y controlar la cavitación.

7 Apéndice

7.1 Diagramas de los circuitos desarrollados para el sistema modificado

En esta sección se presentan los diagramas de los circuitos de algunas componentes importantes del sistema modificado. Se decidió ponerlas en el apéndice pues, a pesar de ser fundamentales para el funcionamiento del sistema, únicamente se participó en la construcción de ellos, pero no en el diseño.

Actualmente, no existe un sistema piezoeléctrico como el desarrollado en esta tesis. Para lograr generar dos ondas de choque, con un control preciso del tiempo de separación entre ellas, fue necesario desarrollar, en colaboración con el Departamento de Electrónica del IFUNAM, sistemas originales. Los sistemas construidos fueron: el CGPR (Contador y Generador de Pulsos con Retardo) y las fuentes de descarga, que accionan los interruptores de chispa. Además de estos componentes, se construyeron dos cargadores de pilas, para recargar las baterías de las fuentes de descarga, sin embargo, el circuito utilizado para los cargadores, no es original, por lo que no se presentan los diagramas respectivos.

A continuación aparece el diagrama del CGPR. Esta separado en tres partes (figura 28 a, b y c). La figura 28 a) es el circuito que me va a permitir trabajar con una alimentación de 110 V, alimentando al CGPR con 5 V. La figura 28 b) es propiamente el contador y generador de pulsos con retardo y la figura 28 c) es el display numérico.

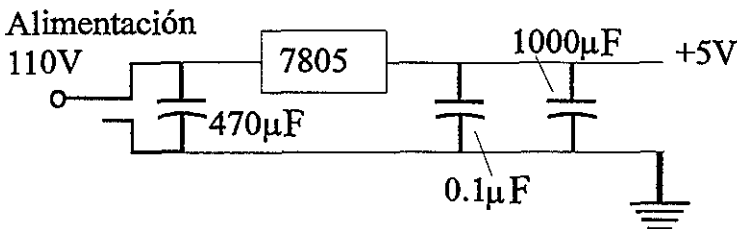


Figura 28 a): Diagrama del circuito de alimentación del CGPR.

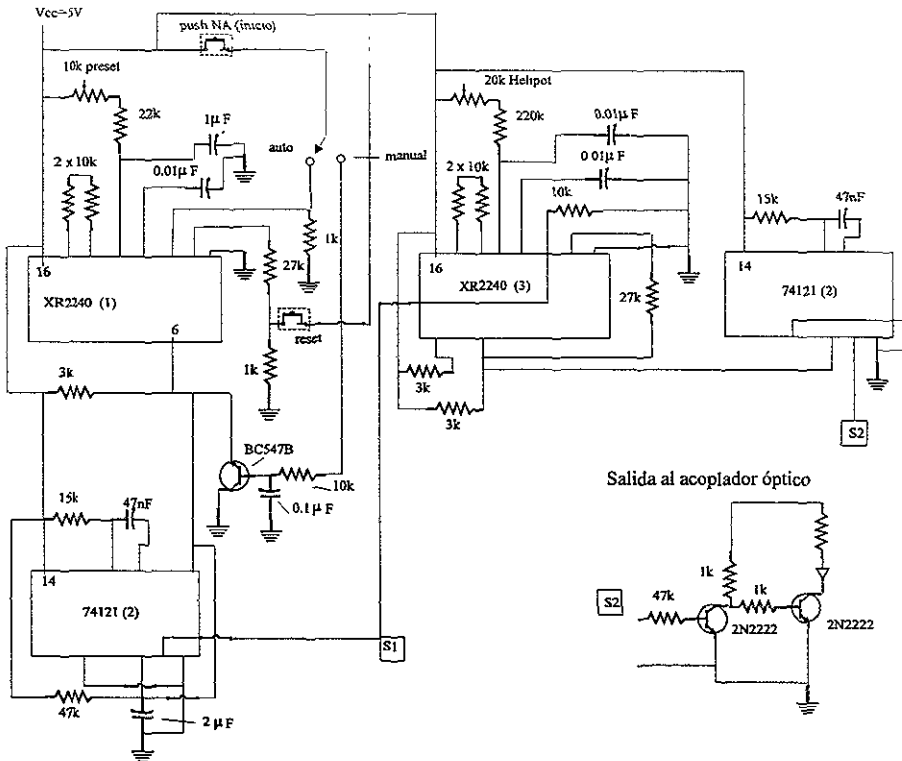


Figura 28 b): Diagrama del CGPR. Se muestra la salida a los acopladores ópticos por separado.

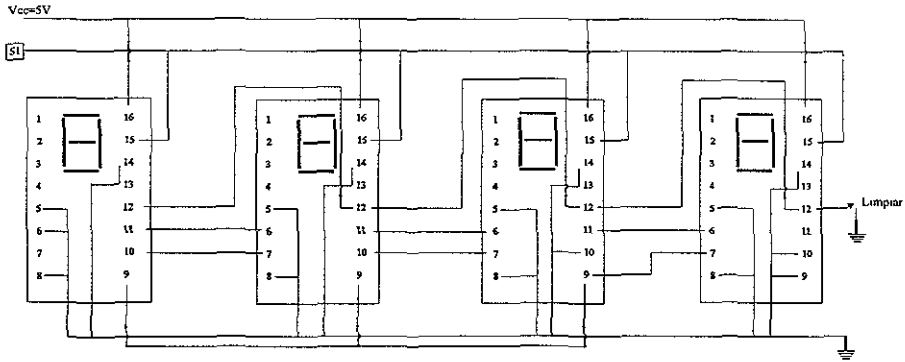


Figura 28 c): Diagrama del display numérico del CGPR.

Finalmente se presenta el diagrama de las fuentes de descarga (figura 29).

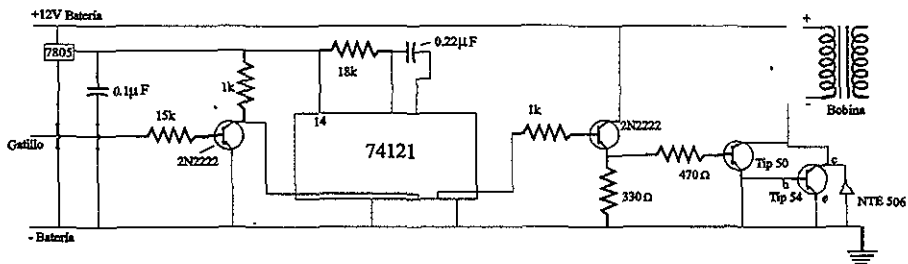


Figura 29: Diagrama de una fuente de descarga. La bobina utilizada es un modelo P5-10W, para automóvil Volkswagen Safari, capaz de generar descargas de 12 kV.

8 Bibliografía

1. Chaussy, Ch. y Fuchs, G. "Current State and Future Developments of Noninvasive Treatment of Human Urinary Stones with Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy", *The Journal of Urology*, part 2, 141: 782-789, marzo de 1989.
2. Loske, A. y Prieto, F. "Fundamentos Técnicos de Litotripsia Extracorporeal", primera edición, JGH Editores, ISBN 970-681-001-3, 1999.
3. Finlayson, B. y Ackerman, D. "Overview of Surgical Treatment of Urolithiasis with Special Reference to Lithotripsy", *The Journal of Urology*, part 2, 141: 778-779, marzo de 1989.
4. Loske, A. "Generación de Ondas de Choque Débiles en Agua por Rompimiento Eléctrico", Tesis de Maestría, Facultad de Ciencias, UNAM, 1990.
5. Prieto, F., Loske, A. y Yarger, F. "An Underwater Shock Wave Research Device", *Rev. Sci. Instrum.* 62 (7), 1849-1854, julio de 1991.
6. Yarger, F., Prieto, F. y Loske, A. "Underwater Shock Waves in Medical Applications", Elsevier Science Publishers B.V., 1992.
7. Loske, A. y Prieto, F. "The Influence of Electrode Shape on the Performance of Electrohydraulic Lithotripters", *Journal of Stone Disease*, vol. 5, N°4, octubre de 1993.
8. Loske, A. y Prieto, F. "Improving Underwater Shock Wave Focusing Efficiency", *Urolithiasis*, Millet Printer, Inc., 1996.
9. Chaussy, Ch. y Fuchs, G. "Development of Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy", *State of the Art Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy*, Mount Kisco, NY, Futura Publishing C., 1987.
10. Mayo, M., Chapman, W., Brooks, R., Breidenthal, R. y Russell, D. "Alternative Extracorporeal Shock Wave Lithotripters", *State of the Art: Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy*, Mount Kisco, NY, Futura Publishing Co., 1987.
11. Hunter, P. "The Physics and Geometry Pertinent to ESWL", *Principles of ESWL*, págs. 13-27, R.A. Riehle, Jr. Nueva York: Churchill Livingstone, 1987.

12. Loske, A. "Interacción de Ondas de Choque Débiles en Agua con la Materia: Diseño de Electrodo y Reflectores Novedosos para Litotriptores Electrohidráulicos", Tesis de Doctorado, Instituto de Física, UNAM, 1994.
13. Chaussy, Ch. y Schmiedt, E. "Extracorporeal Shockwave Lithotripsy (ESWL) in the Treatment of Kidney and Ureter Stones", *Urolithiasis, Handbook of Urology*, vol. 17/11, págs. 273-283, Springer, 1985.
14. Loske, A. y Prieto, F. "Dual-phase reflectors for extracorporeal shock wave lithotripsy", *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, aceptado para publicación, 2001.
15. Marberger, M., Türk, Ch. y Steinkogler, I. "Piezoelectric Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy in Children", *The Journal of Urology*, 142: 349-352, agosto de 1989.
16. Schneider, H., May, A., Fromm, M., Theobaldy, S., Hahn, E. y Ell, Ch. "Parameters Influencing Piezoelectric Shock Wave Lithotripsy of Biliary Calculi", *Journal of Stone Disease*, vol. 5 N°1, 1993.
17. Ell, Ch., Kerzel, W., Heyder, N., Günter, E., Rödl, W., Flügel, H. y Domschke, W. "Piezoelectric Lithotripsy of Gallstones, Initial clinical experience", *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, núm. 113, págs. 1503-1507, 1988.
18. Morris, J., Husmann, D., Wilson, W., Denstedt, J., Fulgham, P., Clayman, R. y Preminger, G. "A Comparison of Renal Damage Induced by Varying Modes of Shock Wave Generation", *The Journal of Urology*, vol. 145, 864-867, abril de 1991.
19. Reichenberger, H. "Lithotripter Systems", *Proceedings of the IEEE*, vol. 76, N°9, septiembre de 1988.
20. Rassweiler, J., Köhrmann, K., Seemann, O., Tschada, R., Alken, P. "Clinical Comparison of ESWL", *Kidney Stones: Medical and Surgical Management*, Lippincott-Raven Publishers, 1996.
21. Coleman, A. y Saunders, J. "Comparison of Extracorporeal Shock Wave Lithotripters (based on measurements in the acoustic field)", *Lithotripsy II: Textbook of Second Generation of Electrohydraulic Lithotripters*, Chapter VIII, BDI Publishing, Londres, 1987.

22. Finlayson, B., Newman, R., Hunter II, P., Drylie, D., Gravenstein, J., Wilkes, R. "Efficacy of ESWL for Stone Fracture", ESWL for Renal Stone Disease, Butterwoths, Boston MA, 1986.
23. Wurster, H., Ziegler y Marberger, M. "Piezolith 2200 (Richard Wolf GmbH)", The End of the Stone Age, B.D.I. Publishing, Londres, 1987.
24. Swenson, G. "Principles of Modern Acoustics", D. Von Nostrand Company, Inc, 1953.
25. Cady, W. "Piezoelectricity: An Introduction to the Theory and Applications of Electromechanical Phenomena in Crystals", Dover Publications Inc, Nueva York, 1964.
26. Leighton, T.G. "The Acoustic Bubble", Academic Press, Inc., 1997.
27. Sass, W., Dreyer, H., Kettermann, S. y Seifert, J. "The Role of Cavitation Activity in Fragmentation Processes by Lithotripters", Journal of Stone Disease, vol. 4, N°3, julio de 1992.
28. Hansson, I. y Morch, K. "The Dynamics of Cavity Clusters in Ultrasonic (vibratory) Cavitation Erosion", Journal of Applied Physics 51 (9), 4651-4658, septiembre de 1980.
29. Zhong, P., Cioanta, I., Cocks, F. y Preminger, G. "Inertial Cavitation and Associated Acoustic Emission Produced During Electrohydraulic Shock Wave Lithotripsy", J. Acoust. Soc. Am. 101 (5), 2940-2950, mayo de 1997
30. Zhong, Pei y Choung, C. "Propagation of Shock Waves in Elastic Solids Caused by Cavitation Microjet Impact. I: Theoretical Formulation", J. Acoust. Soc. Am. 94 (1), 19-28, julio de 1993.
31. Zhong, P., Choung, C. y Preminger, G. "Propagation of Shock Waves in Elastic Solids Caused by Cavitation Microjet Impact. II: Application in Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy", J. Acoust. Soc. Am. 94 (1), 29-36, julio de 1993.
32. Zhong, P., Cocks, F., Cioanta, I. y Preminger, G. "Controlled, Forced Collapse of Cavitation Bubbles for Improved Stone Fragmentation During Shock Wave Lithotripsy", The Journal of Urology, vol. 158, 2323-2328, diciembre de 1997.

33. Prieto, F. y Loske, A. "Multifocal composite reflectors to concentrate shock waves", Patente internacional PCT/MX 95/00008, noviembre de 1995.
34. Prieto, F. y Loske, A. "Bifocal reflector for electrohydraulic lithotripters", *The Journal of Endourology*, vol. 13, núm. 2, págs. 65-75, marzo de 1999.
35. Zhong, P., Lin, H., Xi, X., Zhu, S. y Bhogte, E. "Shock Wave-Inertial Microbubble Interaction: Methodology, Physical Characterization, and Bioeffect Study", *J. Acoust. Soc. Am.* 105 (3), 1997-2009, marzo de 1999.
36. Bailey, M., Blackstock, D., Cleveland, R. y Crum, L. "Comparison of Electrohydraulic Lithotripters with Rigid and Pressure-Release Ellipsoidal Reflectors. I. Acoustic Fields", *J. Acoust. Soc. Am.* 104 (4), 2517-2524, octubre de 1998.
37. Bailey, M., Blackstock, D., Cleveland, R. y Crum, L. "Comparison of Electrohydraulic Lithotripters with Rigid and Pressure-Release Ellipsoidal Reflectors. II. Cavitation Fields", *J. Acoust. Soc. Am.* 106 (2), 1149-1160, agosto de 1999.
38. Church, Ch. "A Theoretical Study of cavitation Generated by an Extracorporeal Shock Wave Lithotripter", *J. Acoust. Soc. Am.* 86 (1), 215-227, julio de 1989.
39. Steinberg, D. "A Brief Review on Cavitation Bubble Collapse Near a Rigid Boundary", *Journal of Stone Disease*, vol. 5, N°1, 1993.
40. Jordan, B., Bailey, M., Cleveland, R. y Crum, L. "Detection and Control of Lithotripsy-Induced Cavitation in Blood", *Proceedings of the 16th International Congress on Acoustics*, vol. IV, P.K. Kuhl, L.A. Crum (eds), University of Washington, Seattle, WA, 1998.
41. Bailey, M., Cleveland, R., Blackstock, D. y Crum, L. "Use of Two Pulses to Control Cavitation in Lithotripsy", *Proceedings of the 16th International Congress on Acoustics*, vol. IV, P.K. Kuhl, L.A. Crum (eds), University of Washington, Seattle, WA, 1998.
42. Cleveland, R. "Mixed Pressure-Release-Rigid Reflector", de la página de internet: <http://paclab.bu.edu/litho/prel.html>, Boston University, 1999.

43. Lindsey, J. "Introductory Statistics, A Modelling Approach", capítulo 5, Oxford University Press Inc., Nueva York, 1995.
44. Loske, A., Prieto, F., Zavala, M., Santana, A. y Armenta, E. "Repeated Application of Shock Waves as a Possible Method for Food Preservation", *Shock Waves* 9:49-55, Springer Verlag, 1999.
45. Loske, A., Hernández, C., Armenta, E. y Prieto, F. "Shock Wave Potential as a Food Preservation Method", *TIP Rev. Especializada en Ciencias Químico-Biológicas*, Facultad de Estudios Superiores Zaragoza, UNAM, 3 (1): 23-30, 2000.
46. Loske, A. "Applications of Shock Waves in Medicine", capítulo 12, *Handbook of Shock Waves*, Volumen 2, Academic Press, G. Ben-Dor, T. Elperin, O. Igra y A. Lifshitz, ISBN 0-12-086432-2, 2001.
47. Gambihler, S., Delius, M. y Ellwart, J. "Transient Increase in Membrane Permeability of L1210 Cells upon Exposure to Lithotripter Shock Waves in Vitro", *Naturwissenschaften* 79, Springer-Verlag, 1992.
48. Gambihler, S., Delius, M. y Ellwart, J. "Permeabilization of the Plasma Membrane of L1210 Mouse Leukemia Cells Using Lithotripter Shock Waves", *Journal of Membrane Biology*, 141, 267-275, 1994.
49. Lauer, U., Bürgelt, E., Squire, Z., Messmer, K., Hofschneider, PH., Gregor, M. y Delius, M. "Shock Wave Permeabilization as a New Gene Transfer Method", *Gene Therapy* 4, 710-715, Stockton Press, 1997.