原 著

超音波パルスの人体モデル内における骨、
脂肪組織および空気層からの影響中村 修¹⁾・森田長吉¹⁾・岡崎 清²⁾論文受理
1995年8月7日最終論文受理
1996年1月19日

Code No.762

1)千葉工業大学

2)(株)東芝・医用機器技術研究所

1. はじめに

電磁界数値解析法の一つである有限差分時間領域法(FD-TD法)^{1~3)}の基本的な考え方は超音波伝搬の解析にもそのまま応用できる^{4~6)}。そこで筆者らはこの方法を用いて、これまで、体外衝撃波結石破碎装置(Extracorporeal Shock Wave Lithotripter: ESWL)のエコトリガ照射機構^{10~12)}で用いる弱い集束超音波パルスの人体モデル内伝搬の様子を詳細に解析し、エコトリガパルスの動作特性を種々の観点から検討してきた^{13~17)}。

本稿では、非線形性の伴わない弱い集束超音波パルス伝搬路の焦点部にターゲットとしての結石を置き、超音波パルスの伝搬路付近の骨組織、脂肪組織および空気層が存在する場合について、パルスの伝搬の様子を時間領域で数値解析して詳しく調べ、これらの領域

の存在が集束超音波パルスの伝搬等にどのように影響するかを検討すると共にその可視化を試みる。

2. 解析手法

使用する基本方程式は次の2式である^{13~17)}。

$$-\nabla P = \rho \frac{\delta V}{\delta t} \quad \text{.....①}$$

$$-\frac{\delta P}{\delta t} = K \nabla \cdot V + KSP \quad \text{.....②}$$

ただし、

$$K = \rho C^2 \quad \text{.....③}$$

であり、Pは音圧、Vは粒子速度、Cは音速、Kは体積弾性率、ρは媒質の密度である。②式の右辺第2項KSP

Influence from Bony Structures, Fatty Tissues and Air Areas of Ultrasonic Pulses in Human Model

OSAMU NAKAMURA¹⁾・NAGAYOSHI MORITA¹⁾・KIYOSHI OKAZAKI²⁾

1)Chiba Institute of Technology

2)Medical Engineering Laboratory, Toshiba Corporation

Summary

We have analyzed so far, by using the finite-difference time-domain method, the propagation and scattering in the human body model of weak converging ultrasonic pulses which are utilized in echo trigger pulse systems equipped with extracorporeal shock wave lithotripter, and have investigated, on the basis of this analysis, the operational property of the echo trigger pulse system. In this paper, we analyze the scattering and reflection of weak converging ultrasonic pulses by a renal calculus in the focal region, and bony structures, fatty tissues and air areas near around pulse propagation paths to investigate the effect of the existence of those obstacle areas on the operation of trigger pulse system.

Key words: Ultrasonic pulse, Medical ultrasonic wave, Numerical analysis, Propagation, Lithotripter, Reflection wave.

は損失を表す項であり、KSは③式から

$$KS = \rho SC^2 \left[\frac{1}{\sec} \right] \dots\dots\dots ④$$

と表すことができる。計算にあたっては、まず、計算領域内にPおよびVの値を与える点を格子状にとびとびに配置し、時間的にもこれらを δt という間隔で離散的にとる。また、PとVを空間的にも時間的にも交互にとるようにする。このように決めたPおよびVの離散的な値を用いて基本式①、②式の差分近似式を導出する。いま x_m を計算領域の横方向(x方向)の長さ、 y_m を縦方向(y方向)の長さとした場合、 x_m を δx の間隔で、 y_m を δy の間隔で格子状に分割し、Pと V_x およびPと V_y をxおよびy方向に交互に配置することになる。このように配置したPと V_x 、 V_y とを、導出した差分式を用いて、 $\frac{1}{2} \delta t$ という時間間隔で交互に計算していく¹³⁻¹⁷⁾。本論文でもこれまでの文献と同様、計算が複雑になる3次元問題のかわりに計算時間が短縮できる2次元問題として取り上げる。

3. 解析例

Fig. 1(a)の腎結石症患者のX線CT画像、Fig. 1(b)にそれを図式化したものを示す。Fig. 1(b)には実際の超音波励振用アプリケーションタの位置も示している。この例ではアプリケーションタの振動子より発射させた超音波が結石に達するまでの伝搬路内に肋骨(以下骨という)が存在していることがわかる。Fig. 2はFig. 1(b)を参考にして作った同図の単純化モデル4例である。どの例も $0 < x < x_m$ 、 $0 < y < y_m$ の四角形領域が人体に相当する領域であり、これが計算領域である。計算領域の中心に円形の結石がある。また、計算領域の左側に結石を中心とする2つの太線の円弧が示されているがこれらは体外に配置される圧電子の振動子面のモデルである。

$x < 0$ (人体外)の部分には温水が充填される領域となる。この領域に関しては振動子から発射される実際の複雑な超音波パルスを再現できるような厳密な解析を行うことは極めて難しい。そこで本研究では次のような簡単な方法を採用し、 $x < 0$ の領域を計算領域から外す¹³⁻¹⁷⁾。すなわち、超音波励振パルスを左端の円弧状振動子上に与えるかわりに、y軸上のab、cd上に(Fig. 2(a)参照)与えることにする。励振パルスの波形をFig. 3に示す。関数形は省略する^{14, 16, 17)}。Tは基本振動周期である。また、 $x < 0$ の部分は非線形^{18, 19)}も衰退もない領域とし、この領域の音速Cは $x < 0$ の領域の音速と同じとすると、パルスが円弧部分からy軸上のab、cdまで伝搬する際に生じる位相遅れは近似的に伝搬距離に比例すると考えられる。そこで、円弧上で同位相でパルスを与えたとしab、cdでは各部で位置遅れを加味したパルス波形を与える。以下の解析例でもこれらの条件はすべて同じである。

Fig. 2(a)は、超音波伝搬路内に何も障害物がない場合であり、Fig. 2(b)は励振部側に厚い脂肪組織があり、結石側に薄い脂肪組織が存在する場合である。また、Fig. 2(c)は(b)の脂肪組織に加えて骨が上下に存在する場合であり、Fig. 2(d)は(b)の脂肪組織に加えて容量約70ccの空気層が存在する場合である。Fig. 1では伝搬路内に空気層が存在しないが、Fig. 2(d)ではとくに空気層がある場合を想定している。④式のKSは一般に周波数の関数であるが、本論文では数値計算で用いる励振パルス波形の中心周波数は約0.3MHzであるので^{14, 16, 17)}、本論文では近似的にこの周波数における値を用いる。各組織の測定値²⁰⁾に基づいて0.3MHzでのKSの値を求めると筋組織は5.9C_M、結石は267.0C_C、脂肪組織は8.8C_F、骨は200.0C_B、空気層は5.3C_Aとなる。ここで添字、M、C、F、B、Aはそれぞれ筋組織、結石、脂肪組織、骨、空気層を意味する。

(a)

(b)

Fig. 1 X ray CT imaging (a) of a renal calculus disease patient and its schematic drawing (b)

Fig. 2 Models for analysis

- (a) No obstacles inside the propagation paths
- (b) Existence of fatty tissues inside the propagation paths
- (c) Existence of fatty tissues and bony structures inside the propagation paths
- (d) Existence of fatty tissues and air area inside the propagation paths

Fig. 3 Excitation function

また、数値計算で採用する空間、時間に要するパラメータは以下のように運ぶ。

$$x_m \times y_m = 120\text{mm} \times 120\text{mm}$$

$$\delta x = \delta y = 0.5\text{mm}$$

$$T = 3.3\mu\text{sec}, \quad \delta t = \frac{T}{50.0}$$

また、各組織の媒質定数としては次の値²⁰⁾を用いる。

$$C_M = 1,560\text{m/s}, \quad C_C = 3,000\text{m/s}$$

$$C_F = 1,460\text{m/s}, \quad C_B = 2,500\text{m/s}$$

$$C_A = 340\text{m/s}, \quad \rho_M = 1.07\text{g/cm}^3$$

$$\rho_C = 1.40\text{g/cm}^3, \quad \rho_F = 0.92\text{g/cm}^3$$

$$\rho_B = 1.38\text{g/cm}^3, \quad \rho_A = 0.00119\text{g/cm}^3$$

これらの数値は生体の筋組織、結石、脂肪組織および骨組織から直接測定された値ではないので必ずしも厳密なモデルではない。なお、本方法では空間分割のメッシュ点がどの領域にあるかによって媒質定数が個々に与えられるので、各組織どうしの領域の境界での境界条件は設定する必要がない。

4. 計算結果

Fig. 4はFig. 2(a)の解析モデルで焦点部の結石が直径16mmの円であるときの各時刻における音圧分布である。Fig. 4(a-1)～(a-6)は中心軸上(Fig. 2(a)の $y = \frac{y_m}{2}$)の時間波形であり、Fig. (b-1)～(b-6)はその濃淡表示である。Fig. 4(a)の横軸の単位はmmであり、縦軸は励振関数^{13)~17)}の最大振幅を1として計算して得た値であり、単に相対的な大きさを意味するだけである。Fig. 4(b)はx軸、y軸とも単位はmmである。以下の図でも同様である。Fig. 5はFig. 2(b)の解析モデルの場合の音圧分布である。Fig. 5(b)の点線は脂肪組織を示している。Fig. 6はFig. 2(c)の解析モデルの場合の音圧分布である。Fig. 6(b)の実線部分は骨を示している。Fig. 7はFig. 2(b)の解析モデルの場合の音圧分布である。Fig. 7(b)の実線部分は空気領域を示している。

5. 考察

まず、超音波伝搬路内に何も障害物がないFig. 4の場合について考察する。Fig. 4の(a-1)～(a-6)の時間波形を見ると集束効果によりパルスが焦点に向かって進むに従い徐々に波形が大きくなっている。Fig. 4(a-4)では超音波パルスが結石に衝突した瞬間、急に大きくなっている。また、結石内の超音波の伝搬も観察できる。Fig. 4(a-5)では結石からの反射波と結石内の超音波の伝搬がさらに多くなっているのがわかる。Fig. 4(a-4)では衝突後の反射波がよく観察され、反対側にも小さなパルスが見られる。Fig. 4(b-1)～(b-3)の濃淡図では伝搬してきた超音波パルスが中心の結石に向かって集束していく様子がよくわかる。Fig. 4(b-4)、Fig. 4(b-5)では結石に超音波パルスが衝突した瞬間や結石内部の伝搬、結石からの反射等が定性的によく示されている。Fig. 4(b-6)では散乱波の分布が180°方向

の反射波とともに+120°、-120°方向にも強くでていることがわかる。この例の場合、結石からの反射波は比較的多くなっている。次にFig. 5の脂肪組織が存在する場合について見てみると、集束の様子はFig. 4の場合とあまり変わらないがFig. 5(a-4)の結石に衝突した瞬間の音圧ピークの大きさがFig. 4のそれと比べて相当小さい。また、Fig. 4とFig. 5の超音波パルスの進行の様子を比較してみるとFig. 5(a-2)、(a-3)ではFig. 4のそれより遅れており、全体としてパルスの振幅も小さい。これらの現象は脂肪の場合筋肉組織よりも音速が小さいことおよび吸収が大きいことから容易に理解される。Fig. 5(a-4)、(a-5)では薄い脂肪組織からの反射波が確認できる。Fig. 5(a-6)に見られる衝突後の反射波はFig. 4(a-6)に比べてそれほど小さくない。ただ、Fig. 4の場合に比べパルスの進行の遅れが観察される。超音波パルスの結石内の伝搬、散乱、反射の様子はFig. 4と類似している。Fig. 5の例から脂肪組織が超音波パルスの伝搬に多少影響を与えることがわかるが、その影響がそれほど大きくない。Fig. 6の超音波伝搬路内に骨組織が図のように存在する場合を次に見てみると、Fig. 6(a-1)、(a-2)についてはFig. 4、5とあまり変わらないが、Fig. 6(a-3)、(b-3)では骨から大きな反射波が生じており、Fig. 6(a-4)、(b-4)では結石に衝突する超音波パルスの大きさがかなり小さいのがわかる。Fig. 6(a-5)、(a-6)、(b-5)、(b-6)でも骨からの反射波が支配的であり結石からの反射波はほとんど確認できない。また、Fig. 6(b-3)では骨の間隙を縫ってパルスが伝搬している様子が明瞭に確認でき、Fig. 6(b-4)、(b-5)では骨の先端を中心として反射波が広がっていつているのが確認できる。Fig. 6(b-6)では結石からの反射波が120°、-120°方向に確認することができるが180°方向の反射波はほとんど確認できない。最後にFig. 7の超音波伝搬路内に図のような位置に空気層が存在する場合を見てみると、Fig. 7(a-2)、(b-2)で既に空気層からの反射波、散乱波が生じており、Fig. 7(a-3)～(a-5)、(b-3)～(b-5)では空気層の上部をまわり込んで通過した超音波パルスが結石に到達しているのが確認できる。Fig. 7(a-6)、(b-6)も結石からの反射波が空気層からの反射波に比べ非常に少ない。Fig. 7(b-2)を見ると当然ながら空気層の内部へのパルスの進入はない。これらのことから空気層が完全な反射体に近いことがよく観察される。Fig. 7(b-6)では空気層からの散乱と結石からの散乱とが重なって興味深い濃淡模様を呈している。

6. むすび

時間領域数値計算法を用いて弱い集束超音波パルスの人体内伝搬の問題を解析した。とくに脂肪組織、骨、結石の位置を実際の症例に基づいて設定した場合、および脂肪組織、結石に加えて空気層を設定した場合を解析し、骨領域、脂肪組織および空気層の存在が集束超音波パルスの伝搬等に及ぼす影響を検討し、更に、可視化することを試みた。

Fig. 4 Waveform on the central axis ((a-1)-(a-6)) and density plot ((b-1)-(b-6)) of sound pressure at each time for the case where no obstacles are inside the propagation paths (The case of Fig. 2a)

Fig. 5 Waveform on the central axis ((a-1)-(a-6)) and density plot ((b-1)-(b-6)) of sound pressure at each time for the case where fatty tissues are inside the propagation paths (The case of Fig. 2b)

Fig. 6 Waveform on the central axis ((a-1)-(a-6)) and density plot ((b-1)-(b-6)) of sound pressure at each time for the case where fatty tissues and bony structures are inside the propagation paths (The case of Fig. 2c)

Fig. 7 Waveform on the central axis ((a-1)-(a-6)) and density plot ((b-1)-(b-6)) of sound pressure at each time for the case where fatty tissues and air area are inside the propagation paths (The case of Fig. 2d)

この結果、脂肪組織が筋組織と比べ超音波パルスの伝搬がどの程度遅れ、またどの程度吸収が多いかを確かめることができた。また、骨組織の内部を相当量の超音波パルスが透過することおよび空気領域は完全な反射体に近いことも確かめられた。さらに脂肪組織の存在は反射パルスの大きさにはほとんど影響を与えないこともわかった。この様な方法で、集束超音波パルスの人体内伝搬の様子を詳しく解析することで、超音

波を用いたモダリティに関する色々な問題の解析の端著になり得ることを期待するものである。

本稿では結石が円形であったが、種々の形の結石についても検討すること、また、結石の付近に別な組織を置いて考察すること、更に3次元問題として解析すると、非線形問題を検討すること等も今後の課題である。

参考文献

- 1) K.S.Yee: Numerical solution of initial boundary value problem involving Maxwell's equations in isotropic media, IEEE. Trans. on Antennas & Propag. Vol. AP-14, No.3, 302-307, (May 1993).
- 2) A. Taflov and K.R.Umashankar: The finite-difference time-domain method for numerical modeling of electromagnetic wave interaction with arbitrary structures, in M.A.Morgan, ed.,: Finite Element and Finite Difference Method in Electromagnetic Scattering, Chapter 8, Elsevier, 1990.
- 3) A.Taflove: Review of the formulation and application of the finite-difference time-domain method for numerical modeling of electromagnetic wave interactions with arbitrary structures. Wave Motion, Vol. 10, 547-582, 1988.
- 4) 柏 達也, 秋田博正, 霜田英麿, 他: ベクトル量を用いた音響時間領域差分法とその散乱解析への応用. 信学論, J74-A, 1113-1115, (1991).
- 5) 千葉 修, 柏 達也, 霜田英麿, 他: リープフロッグアルゴリズムに基づく時間依存差分法による3次元音場解析. 日本音響学会誌, No.49, 8, 551-562, (1993).
- 6) 松田利成, 保木文秋, 羽田野 甫: 軸対称モデルによる弾性波伝搬の差分法シミュレーション, 信学技報, US94-13, (1994-07).
- 7) C.H.Chaussy, W.Brendel, E.Schiedt: Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves, Lancet II: 1265, (1980).
- 8) C.H.Caussy: Extracorporeal shock wave lithotripsy, Karger, Barsel, (1982).
- 9) L.V.Kandel, L.H.Harrison, D.L.McCullough: State of the art ESWL, Futura Pub. Co., N.Y., (1987).
- 10) 岩間信幸, 岡崎 清, 野村 哲, 他: 対外衝撃波結石破碎における誤照射防止機能の有用性の検討, JSUM. Proceeding, 191-192, (Oct. 1990).
- 11) 岡崎 清, 岩間信幸, 野村 哲, 他: 対外衝撃波結石破碎における誤照射防止機能の有用性, 第1回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集. 京都, 120-121, (Nov. 1990).
- 12) N.Ioritani, S.Orikawa, M.Kuwahara: The correct targeting rate in ESWL treatment measured by an anti-miss-shot control device, Jpn J Endourology and ESWL, Vol.3. No.2, 179-186, (1990).
- 13) 中村 修, 森田長吉, 岡崎 清: 超音波パルスの生体媒質内伝搬と焦点への集束過程の数値シミュレーション, 信学技報, US94-13, 25-32, (1994-05).
- 14) 中村 修, 森田長吉, 岡崎 清: 超音波パルスの腎結石からの反射波に及ぼす骨および脂肪領域の影響. 信学技報, US94-26, 47-54, (1994-07).
- 15) 中村 修, 森田長吉, 岡崎 清: 超音波パルスの人体モデル内における伝搬・集束過程の数値シミュレーションと観測. 日放技学誌, 51(2), 131-140, (1995).
- 16) 中村 修, 森田長吉, 岡崎 清: 体外衝撃波結石破碎装置におけるエコートリガパルスの伝搬および散乱の理論的検討, 医用電子と生体工学, Vol.33 No.1, 32-39, (1995).
- 17) 中村 修, 森田長吉, 岡崎 清: 超音波結石破碎治療装置におけるトリガパルス反射波の定量的評価. 信学論, Vol.J78-A, No.10, 1263-1275, (1995).
- 18) 高山和喜: 衝撃波のおはなし, 日本規格協会, (1990).
- 19) K.Okazaki, N.Iwama and S.Nomura: Process change of from ultrasonic wave to shock wave lithotripsy using piezoceramic transducer, Jpn J Appl Phys, Vol.30-1, 216-218, (1991).
- 20) B.R.Robert: Ultrasonic heating technique. NATO Ser E, 127, 390-401, (1987).