集束膨張波照射による擬似軟組織への効果

Effect on pseudo biological soft tissue by focusing expansion wave irradiation

○学 田上 大幹 (佐大院) 武田 さつき (佐大) 学 小川 祐司 (佐大)
 学 園田 浩太郎 (佐大院) 正 橋本 時忠 (佐大院) 正 松尾 繁 (佐大院)
 正 瀬戸口 俊明 (佐大海エネ)

Daiki TANOUE, Graduate School of Science and Engineering, Saga University, 1 Honjo-machi, Saga
 Satsuki TAKEDA and Yuji OGAWA, Department of Mechanical and System Engineering, Saga University
 Kotaro SONODA, Tokitada HASHIMOTO and Shigeru MATSUO,
 Graduate School of Science and Engineering, Saga University,
 Toshiaki SETOGUCHI, Institute of Ocean Energy, Saga University

Key Words: Expansion wave focusing, Shock wave, Acoustic impedance, Acoustic velocity, Bubble, snell's law

1.はじめに

衝撃波は幅広い医療分野で利用され、中でも体外衝撃波結石破碎術 (ESWL) ^[1] はよく知られている。ESWL は体外で発生させた衝撃波を任意の部位に集束させ、その過剰圧で結石を破碎させる低侵襲的な治療方法である。

ESWL において、その過程で発生した膨張波も結石破碎に重要な役割を果たしていると報告されている^[2]。膨張波は衝撃波とは異なる性質を持つ圧力波である。衝撃波に関する医工学分野の研究は^[3] 広範囲で実施されている。一方で、膨張波照射による生体への影響や挙動についてはほとんど研究されていない。

本研究では音響特性が実際の生体に近い擬似軟組織を製作し、その軟組織にシリコン製のリフレクターを用いて発生させた集束膨張波を照射した。その様子を可視化計測して擬似軟組織に与える効果について検討した。

2. 集束精度向上に向けたリフレクターの製作と評価

2-1 リフレクターについて

リフレクターには、シリコン樹脂の一つで音響インピーダンスが水と同じオーダーを有するポリジメチルシロキサン (PDMS 音速 986m/s) を用いた。回転楕円体形状のリフレクターの第一焦点で発生させた衝撃波は反射面で反射すると膨張波に変化して第二焦点で集束する。加えて、これにアルミニウム製のリフレクターを装着することで容易に衝撃波集束も可能である。リフレクター形状は長径 28.28mm, 短径 20mm, 楕円率 $1/\sqrt{2}$ の半切回転楕円体形状で焦点間距離は 40mm である^[4]。以前の研究によると PDMS と水の境界面で生じる屈折により計算上の集束点である 11mm 上方の 29mm の位置で最大負圧を得た。また集束領域は直径約 2mm の球状領域であった。しかし、スネルの法則に基づく波面解析結果と可視化結果は良い一致を示した。

上記の結果から新しいリフレクターは膨張波の集束精度の向上を考慮して設計製作した。リフレクターと水の境界面で生じる屈折の影響を低減するためには、リフレクター下部の形状を変更するというアプローチが考えられ、スネルの法則を考慮した波面解析から新型リフレクターの設計と製作を実施した。そのリフレクターの設計図と写真を図 1(a), (b) に示す。膨張波を境界面に対して垂直に入射させ図 1(a) の①のように第二焦点を中心とした直径 18mm の同心円の形状とした。さらに先行衝撃波をリフレクターから効率よく排除するために図 1(a) の②のように第一焦点を中心

Fig.1 Drawing and photographs of the modified reflector

とする直径 31.3mm の同心円の形状にした。

2-2 実験装置及び実験手順

新型リフレクターを用いて光学可視化と圧力測定を実施した。衝撃波の発生源には高圧放電装置を使用し、電極は直径 3mm の同軸構造である。最初に二次元に模擬したリフレクターで可視化を行い波面解析と比較した。その後、回転楕円体形状のリフレクターで可視化した。撮影媒体は超高速ビデオカメラ Kirana (Specialised Imaging 社製)、光源は CAVILUX SMART (CAVITAR 社製) を使用した。撮影速度は 200 万 fps、露光時間は 20ns に設定しシャドウグラフ法を用いて撮影した。圧力測定にはハイドロフォン (Muller 社製 Platte-Gauge) を使用し、放電によるばらつきを考慮して同じ条件で 5 回圧力測定を行った。

2-3 実験結果及び考察

二次元リフレクターの波面解析結果と可視化結果を図 2 に示す。これはリフレクター内および水中における膨張波の伝播過程を重ね合わせたものである。放電部で形成した衝撃波は PDMS 内を伝播して、その後空気との境界面で反射し、膨張波に変化している。図 2 において PDMS 中の①、水中の②でも屈折の影響を受けず円形を保持している。その後計算上の集束点 $Z=40\text{mm}$ の位置で膨張波は集束した。また、スネルの法則に基づいた波面解析結果と良い一致を示した。次に、回転楕円体形状の新型リフレクターによる

Fig. 2 Propagation process of focusing expansion wave (visualization vs wave analysis)

Fig.3 Visualization results of expansion wave focusing ($t=48\mu\text{s}$)

膨張波の集束領域の可視化結果を図3に示す。

48 μ s 時において、Z=40mm の位置でかなり密に集束していることがわかる。二次元の結果と同様集束精度は向上し、かつ屈折の影響が減少している。

リフレクターにおけるZ軸上の圧力分布を図4に示す。破線は従来のリフレクター、実線は本実験で製作した新型リフレクターを用いた結果である。新型リフレクターではZ=24mm から37mm まで負圧は緩やかに上昇するがZ=38mm 付近で急激に負圧が上昇してZ=40mm で最大負圧が確認できる。その後急激に負圧が減少する。この結果からZ=40mm 付近が集束領域と考えられる。Z=40mm は楕円の設計上理論通りの集束点であり、可視化結果と一致する。最大負圧の90%を集束領域とすると0.69mm となり、従来のものより約66%集束領域は小さくなった。したがって新型リフレクターは従来のものより集束精度が明らかに向上した。また、新型リフレクターにおいて衝撃波を集束した際のZ軸上の圧力分布を図5に示す。衝撃波を集束した場合Z=37mm が集束点であった。

Fig.4 Pressure profiles of expansion wave focusing

Fig.5 Pressure profiles of shock wave focusing

3.集束膨張波照射による疑似軟組織内の挙動

3-1 疑似軟組織

本研究では、膨張波が生体に与える力学的効果を調べるのが目標であるが、実際の生体を扱うことは困難である。そこで、一般的にはファントムと呼ばれる疑似軟組織として寒天、ゼラチン、ポリビニルアルコール(PVA)等のハイドロゲル材料が使用される。本研究では膨張波を生体内に伝播させるので音響特性を等価させた疑似軟組織が必要である、また内部の光学的可視化の可能性を考慮してPVAを使用した。PVAは生体適合性が高く触感が生体に近い上に光透過性が高い。PVAゲルは架橋剤であるアジポジヒドライド(ADH)の濃度を変化させることで音速の制御が可能である。疑似軟組織の音響特性である音速測定結果を図6に示す。横軸はPVAの架橋剤濃度でありADH/PVA=架橋剤濃度(%)である。比較のため生体組織の一部や代表的なハイドロゲル材料の音速をのせた。架橋剤の量を増やしていくと音速は増加する。一方でゲルの製作性は低下する。本研究では製作が容易かつ気泡を注入しやすいPVA4%、ADH/PVA=100%のPVAゲルを使用した。

Fig. 6 Acoustic velocity

Fig. 7 Setup of air bubbles

3-2 疑似軟組織内の気泡の挙動

本研究では集束膨張波による疑似軟組織内への効果を観察するため疑似軟組織内に気泡を注入して膨張波を照射し、その挙動を可視化計測した。実験装置を図7に示す。膨張波の効果を比較検討する対象として集束衝撃波の照射による気泡の挙動も観察した。リフレクター下方にある集束領域に気泡を注入したPVAゲルを設置する。撮影速度は200万fps、露光時間20nsで、撮影時間は89.5 μ sである。膨張波照射時は1mm程度の気泡は明確な変形が見られず、変形が確認できる気泡を測定した。膨張波照射時の気泡直径は0.3mm、衝撃波照射時の気泡直径は1.8mmである。集束膨張波及び衝撃波照射時の気泡直径の変化率のグラフを図8、9に示す。

図8より、気泡直径の急激な変動が27.5 μ sから始まる。最初の気泡の最大圧縮率は39 μ sで-24.9%であった。これは、先行衝撃波が気泡に到達することによる作用と考えられる。次に気泡直径の急激な膨張が43.5 μ s付近から始まり気泡直径の最大膨張率は60 μ sの時、21.1%であった。この急激な気泡の膨張は集束膨張波が気泡に到達することによる作用であり、これらの変形はPVAゲルの弾性力を押しのけて行われており、強い力が作用していると考えられる。

次に、図9より衝撃波照射時では気泡直径の急激な変動は35.5 μ sから始まり、最初の最大圧縮率は43 μ sで-17.3%であった。その後、初期状態に戻ろうとし-4%にまで戻るが、直後に急激な圧縮が53.5 μ sから始まる。最大圧縮率は64 μ sで-40.4%である。この時の急激な圧縮是集束衝撃波の影響を受けていると考えられる。このように、膨張波と衝撃波の傾向に大きな違いが確認できた。

Fig.8 Behavior history of air bubbles (Expansion wave)

Fig.9 Behavior history of air bubbles (Shock wave)

4.結論

膨張波集束精度向上のために新しいリフレクターを設計製作した。膨張波が軟組織に与える効果を検討するために疑似軟組織を製作し、気泡の挙動を観察して以下の知見を得た。

- ・ 膨張波の集束精度が向上した。
- ・ 気泡に集束膨張波と集束衝撃波を作用させた場合の挙動の違いを確認した。

今後、膨張波が与える効果を詳細に検討するためには、照射圧力や気泡サイズなどの実験条件の管理が必要となる。

謝 辞

本研究は株式会社ノビテックより高速度カメラ、可視化用レーザ等の多大なるご助力がありましたことを深く感謝致します。

参 考 文 献

- 1) 高山和喜, 日本機械学会, 90822, pp.571-576
- 2) E.Schmidt and Ch.Chaussy, International Urology and Nephrology, 16,4, pp.273-283, (1984)
- 3) 森洋幸, 体外衝撃波胆石破碎法の基礎検討とくに衝撃波の組織傷害について
- 4) 中原隆史, 医療応用に向けた膨張波集束に関する研究