集束膨張波照射による生体組織への影響

Influence on human tissue by the focusing expansion wave irradiation

正 〇橋本 時忠 (佐賀大)
 学 田上 大幹 (佐賀大)
 正 瀬戸口 俊明 (佐賀大海エネ)

学 園田 浩太郎 (佐賀大)
 正 松尾 繁 (佐賀大)

Tokitada HASHIMOTO, Graduate School of Science and Engineering, Saga University 1, Honjo-machi, Saga
 Kotaro SONODA, Graduate School of Science and Engineering, Saga University
 Daiki TANOUE, Graduate School of Science and Engineering, Saga University
 Shigeru MATSUO, Graduate School of Science and Engineering, Saga University
 Toshiaki SETOGUCHI, Institute of Ocean Energy, Saga University

Key words : Expansion wave, Focusing, pressure waveform

1. はじめに

衝撃波を利用した医療分野への応用例として体外衝撃波結石破碎術(ESWL)が挙げられる(1, 2). ESWL は体外で発生させた衝撃波を体内に集束させて過剰圧を作り出し結石を破壊させる技術で, この過剰圧の持続時間は数 100 μs 以下なので肉体的負担が小さい非侵襲的手術法として注目を受けている. 最近では生体組織への適度な刺激は血管再生等の再生効果があるという報告もある(3). ESWL については衝撃波だけでなく体内で発生した膨張波も重要な役割を果たしている. 膨張波の性質はその背後では圧力, 温度, 密度が低下し, また液体中で発生した膨張波背後の圧力等物理量は不連続的であるので結果として瞬間的な引張り力が誘起される. このような背景から膨張波を利用した治療法が考案された. 水中に正圧と負圧を加えるとそれぞれ細胞に損傷を与えることができたという研究報告もある(4).

衝撃波, 膨張波のような圧力波を扱うときに重要な概念として音響インピーダンスがあり, これは媒体の密度と音速の積で表される. この値の差により異なる媒質境界面で波の反射や透過等の現象が決まる. 従って, 生体組織と水の音響インピーダンスはオーダーが同じなので, 生体組織と水の境界で波動はほぼ透過する. つまり, この二つの媒体中で起こる波動の挙動も同様と見なすことが出来るので, 体外で発生させた衝撃波を体内の任意の位置へ集束させることが可能となる. 一方で, 音響インピーダンスの差が大きい媒体の境界では, 反射が支配的になる. 気液界面の近傍のある気体中で衝撃波を発生させると界面で衝撃波として反射するが, 液体中で衝撃波を発生させるとその界面で反射して水中に膨張波を発生させることが可能になる.

以上より, 生体組織に集束膨張波を照射してその影響を調べ, 医療分野へ応用することが最終目的である. 本研究では, 集束膨張波を作り出すための実験装置の製作とその装置を用いて実施した圧力測定と可視化結果からその特性と精度を検討する. さらに, 圧力波形から予想される生体組織への効果について検討する.

2. 実験方法

楕円には二つの焦点が存在し, 一つの焦点から出た波はもう一方の焦点に集まる性質を持つ. この特性を楕円体形状に 응용して半切楕円体リフレクターを製作した. その焦点で発生させ球形波を楕円曲面で反射しもう一方の焦点へ向かう. このとき伝搬する距離はどこで反射しても等しくなるので発生した波はすべて同じタイミングで焦点へ集まる. 本研究では, 一つの焦点の位置に水を充填した小さな放電領域を設

けて放電の電極を設置して衝撃波を発生させた. その領域は衝撃波等の屈折を考慮して球状となっている. リフレクターに使用する材料はシリコンゴムの一種であるポリジメチルシロキサン(PDMS)であり, 音響インピーダンスは 1.1×10^6 ($\text{kg/m}^2\text{s}$)で水や生体と比較的近く生体適合性も高いので採用した. 楕円体リフレクターの長半径は 28.28 mm, 短半径は 28 mm 楕円体の離心率は 0.71 である.

図 1 に実験装置の概略を示す. 衝撃波発生源として高圧放電装置を使用した. 放電電極は直径 3 mm の同軸形状に形成され電極の先端は楕円体の焦点に正確に設置可能である. 圧力測定にはハイドロフォン(Muller 社製 Platte-Gauge)を使用した. ハイドロフォンはリフレクターに向かい合うように設置され膨張波の進行方向, 半径方向に対して位置調整が可能なので詳細な圧力分布の取得が可能である. 本研究では, 放電電極先端の位置を原点として, 進行方向下向きを z 軸, 半径方向を x 軸とする. 次に, 用いた可視化光学系を図 2 に示

Fig. 1 Schematic of experimental set up

Fig. 2 Optical arrangement

す。光源は CW:YAG レーザーおよびメタルハライドランプ (LS-M250 SUMITA), 撮影機器は高速度カメラを使用して, シュリーレン法とシャドウグラフ法により撮影した。

3. 実験結果

3. 1 可視化結果

水中膨張波の集束過程の可視化結果を図 3 に示す。撮影速度 100 万コマ/秒, 露光時間 250 ns である。リフレクターで反射されなかった球状衝撃波の一部が先行衝撃波として観察される。その後膨張波が集束しながら伝播し, 図 4(c) のようにトリガー後 44 μ s 付近で集束して, 再び膨張波は発散して行く様子がわかる。可視化結果から膨張波の集束試験は成功したが集束点の位置は $z=29$ mm であり, 計算上の焦点 ($z=40$)からは約 11mm 上方に位置し, 集束のタイミングも予想より速かった。これは, リフレクターの材料である PDMS と水の音速の違いから生じる屈折の効果によるもので, スネルの法則を用いた解析結果と一致した(5)。その結果から, リフレクターの水面に近い部分で反射した膨張波は水面方向に大きく屈折している様子がわかった。

Fig.3 Visualization results of expansion wave focusing

3. 2 圧力測定結果

次に可視化結果から得られた膨張波の集束点 ($z = 29$) とその前後 ± 4 mm ($z = 25, 33$) における長軸上 ($x = 0$) の圧力履歴を図 4 に示す。集束領域に達する前 ($z = 25$) にハイドロフォンが配置されたときは, 先行衝撃波が到達してから膨張波が負圧として観測される。膨張波の集束点で測定すると負圧は最も大きい値をとり, 最も立ち上がりが早くパルス幅も短い。

Fig.4 Pressure histories at the $Z = 25, 29, 33$ mm on the major axis

しかし, 注目すべき点は負圧を観測直後ほぼ同じ大きさの正圧を得た。この傾向は集束点から 4mm 離れた位置 ($z = 33$) でも同様であった。膨張波を集束させるとその集束領域では負圧が急激に大きくなることは予想されたが, その後負圧と同程度の正圧が毎回得られた。これは, 集束したときに得られる現象でリバウンドによる正圧であると考えられる。同様の現象として衝撃波の場合も集束して高圧が得られた直後に負圧が得られている。

次に長軸上の各点において, それぞれの圧力履歴における負圧のピーク圧をプロットした圧力分布を図 5 に示す。可視化結果と同様に $z = 29$ の時に最大の負圧のピークをとり, そのときの圧力はおよそ -2 MPa であった。上述の通り, 集束は成功したが, 精度は高いと言えない。従って, リフレクターの形状や材質, スネルの法則による解析を検討することで精度の向上が期待され, その結果ピーク圧は上昇し, 集束領域はより小さくなるものと思われる。

Fig. 5 Pressure distribution along the major axis (Z-axis)

3. 3 圧力波形から予想される生体組織の変形

上記の圧力測定から膨張波の集束点では急激な負圧が現れその後急激な正圧が得られた。この結果から生体組織に作用させると瞬間的に組織は膨張することが予想される。くり返し作用させるか負圧を大きくすると組織は元に戻らず変形し破壊されるものと思われる。

4. 結論

生体組織に膨張波を作用させるために集束膨張波を作り出すための実験装置の製作とその装置を用いて圧力測定と可視化計測を実施した。水中での膨張波集束は成功したが未だ精度は低く, 精度を向上させることが必要である。また圧力測定結果によると集束領域では負圧と正圧が同時に現れることがわかった。

参考文献

- (1) 高山和喜, 日本機械学会誌, Vol.90, No.822, pp. 571-576 (1987)
- (2) C. Chaussy MD, E. Schmiedt, Urologic radiology, **6**(1), pp.80-87 (1984).
- (3) Fukumoto Y et al. Coron Artery Dis. **17**, pp.63-70 (2006)
- (4) 仲町英治ら, 関西支部講演会講演論文集, **79**, pp."9-9"- "9-10" (2004)
- (5) 中原隆史ら, 平成 24 年度衝撃波シンポジウム講演論文集, pp.287-290 (2013)