13-143-7 集束超音波を用いた体外衝撃波骨切除術の開発 Development of Extracorporeal Shock Wave Osteotomy Using Focused Ultrasound

○ 鶴飼勇至, 波多伸彦, 東隆*, 梅村晋一郎*, 土肥健純

東京大学大学院情報理工学系研究科

*(株)日立製作所中央研究所

Yuji Ukai, Nobuhiko Hata, Takeyoshi Dohi,

Graduate School of Information Science and Technology, the University of Tokyo.

*Takashi Azuma, Shin-ichiro Umemura,

Central Research Laboratory, Hitachi Ltd.

1. 背景と目的

整形外科領域では、骨の切除を要する治療が頻繁に施される。しかし、現在の骨切り術は、皮膚及び筋肉層を大きく切開しなければならないため、患者に大きな負担がかかっている。

この問題を解決するために、我々は集束超音波を用いて、皮膚を切開することなく体内の骨のみを低侵襲的に切除する、体外衝撃波骨切除術の開発に取り組んできた^[1]。しかし、これまでのところ切除力が不十分で、実際の骨の切除にはまだ至ってはいなかった。

そこで本研究では、体外衝撃波骨切除術の切除力向上を目的とした。

2. 方法

集束超音波で骨を切除する仕組みを簡単に述べる。超音波を液体中に照射すると、その負圧によってキャビテーション現象が起こり、気泡が発生する。気泡は一定の大きさまで成長した後急激に収縮し、崩壊に至る。この気泡崩壊時に、数 GPa にも及ぶ高压の衝撃波が発生する。その衝撃波によって、骨を切除する。

このときの衝撃波の圧力は、気泡崩壊時の気泡周囲の音圧に依存する。よって、切除力を上げるには、音圧を上げればよいといえる。本研究では、以下の 3 つのアプローチにより音圧の向上を図った。

- ピエゾ素子大口径化
- ピエゾ素子複数化
- 入力波形改良

以下、それぞれについて述べる。

2.1 ピエゾ素子大口径化

本研究では、超音波の発生には、集束効率を高めるために球面型のピエゾ圧電素子 (PZT-Pb(Zr-Ti)O₃ 系・ハード材、富士

セラミクス)を用いている。従来は開口径、曲率半径ともに 30[mm]のものを用いてきた。焦点での超音波の音圧は、ピエゾ素子の面積に比例し、焦点距離(曲率半径)に反比例する。そこで、ピエゾ素子を開口径、曲率半径ともに 80[mm]とし、出力の向上を図った。

2.2 ピエゾ素子複数化

このピエゾ素子を用いて作成したトランスデューサを、焦点が一致するように 2 台並べて、さらなる音圧の向上を図った。

2.3 入力波形の改良

ピエゾ素子は、共振周波数及びその奇数倍の周波数において高いゲインを有する。そこで、これらの周波数の正弦波を足し合わせた波である方形波を用いることで、出力向上を図った。

3. 実験と結果

ピエゾ素子の大口徑化、複数化、入力波形の改良の効果をそれぞれ評価した。実験システムの概要を Fig.1 に示す。

Fig. 1 Brief overview of the experimental setup. Waves (sine or rectangular) generated by the function generator are amplified and input to the ultrasound transducers. The transducers are set in a water tank filled with degassed water. The acoustic in the water field is measured by hydrophone

測定項目は、焦点における音圧と、モデル結石 (EDAP 社) に超音波を照射した際の切除量とした。

3.1 ピエゾ素子大口径化の効果

ピエゾの開口径を 30[mm], 80[mm]としたときの焦点音圧を Fig.2 に示す。

Fig. 2 Comparison of focal pressure generated by 2 different PZTs (aperture diameter: 30 and 80)

開口径 80mm のピエゾ素子の音圧は、30mm のものより 14%低かった。モデル切削実験では、30mm のピエゾ素子では、直径 6mm, 深さ 3mm の切除面が得られた。80mm のピエゾ素子では、直径 6mm, 深さ 2mm の切除面が得られた。

3.2 ピエゾ素子複数化の効果

トランスデューサを、焦点が一致するように 2 つ並べ、一方への入力を固定し、他方への入力を変化させたときの焦点音圧を Fig.3 に示す。

Fig. 3 Comparison of focal pressure generated by single transducer and double transducers

トランスデューサを 2 つ使用すると、長径 10mm, 短径 6mm, 深さ 5mm の楕円形の切除面が得られた。

3.3 入力波形の改良の効果

ピエゾ素子への入力波形を正弦波、方形波としたときの焦点音圧を Fig.4 に示す。

Fig. 4 Comparison of focal pressure generated by sine wave and rectangular wave

方形波の音圧は正弦波の約 3 倍であった。モデル結石の切除実験では、方形波を使用すると、直径 9mm, 深さ 5mm の切除面が得られた。

4 まとめと考察

本研究では、体外衝撃波骨切除術の切除力向上のために、

- ピエゾ素子大口径化
- ピエゾ素子複数化
- 入力波形改良

を行った。

ピエゾ素子の開口径、焦点距離を 30mm から 80mm にしたところ、同じ入力に対する音圧は、14%減少した。これは、焦点距離を伸ばした分、伝播経路での減衰が大きくなったことと、面積が大きくなった分、より多くの電力が必要になったことが原因であると考えられる。

トランスデューサを 2 つ用いることで、超音波エネルギーを重ね合わせることが可能であることが確認できた。今後はさらに重ね合わせの個数を増やし、より切削力を上げることができると考えられる。

入力波形を正弦波から方形波に変えることで、焦点において 3 倍の音圧を得ることができた。

謝辞

本研究の一部は、医薬品機構委託研究PJ MF-15, および科学研究費補助金基盤研究(A)(2)による。

参考文献

- [1] S.Ishida, N.Hata, T.Azuma, S.Umemura and T.Dohi, "Non-invasive osteotomy using focused ultrasound", Second Joint EMBS-BMES conference 2002, 368-369, 2002