

3パルス法を用いた超音波イメージングにおける キャビテーション気泡領域判別手法に関する基礎検討

○久慈祥太 (東北大), 梅村晋一郎, 吉澤晋 (東北大 / ソニア・セラピューティクス)

1 研究背景

High-intensity focused ultrasound (HIFU) 治療は体外から超音波を照射し, 治療対象部位に集束させて加熱凝固させる, 切開が不要の低侵襲な治療法である。しかし一回の照射で治療できる領域が小さく, 治療に時間がかかっていた。そのため, キャビテーション気泡を用いて HIFU 治療の効率化を目指している。その際, 治療の安全性・有効性を高めるため気泡モニタリングが重要になり, 先行研究では位相を 120 度ずらした 3 つのパルスを送信する 3 パルス法が検討されていた。しかし従来の方法では気泡成分と高輝度な組織成分を輝度で区別することが難しかった。そのため, 本検討では気泡成分のみを抽出するフィルタリング手法の提案と検討を行なった。

2 原理・実験方法

2.1 3 パルス法

3 パルス法^[1,2]は位相を 120 度ずつずらした 3 つのパルスをそれぞれ送受信してイメージングを行い, 3 つの受信波を加算することで, 気泡からの信号を抽出する手法である。これは気泡からの散乱波の位相が必ずしも保持されないことを含めた非線形散乱特性を利用している。3 つの受信波加算では, 基本波成分と 2 倍高調波成分は位相の関係で打ち消せる。これは線形散乱体である組織からの信号が打ち消されることを意味する。しかし気泡の散乱によってのみ生じる 1.5 倍高調波成分や, 位相が保持されていない成分は打ち消されず残る。したがって 3 パルス法では気泡由来の成分を抽出することで気泡イメージングを行うことができる。

2.2 気泡領域抽出フィルター

従来の 3 パルス法では高輝度な線形散乱体からの信号は加算後も十分に打ち消されず,

気泡との区別が難しかった。そのため, フィルターを用いた気泡領域抽出手法について検討した。まず, 3 パルス法で得た加算後の画像と加算前の任意の 1 フレームを比較し, 加算に起因する輝度の減少量をピクセルごとに算出する。ここで 3 パルス法の原理から減少量が大きければ組織領域, 小さければ気泡領域だと考えることができる。そのため, 気泡領域と判別する減少量の閾値を決め, それより減少量が小さければ 1, 大きければ 0 とするフィルターを作成した。

2.3 実験系

Figure 1 に実験系を示す。脱気水で満たした水槽内に鶏胸肉をセットし, 実験を行った。鶏胸肉は 0.9%の生理食塩水で脱気処理を行ったものを使用し, 高輝度散乱体として注射針を鶏胸肉に刺した。また 128-ch のアレイトランスデューサで HIFU を照射, その中央にセットされたセクタープローブで超音波イメージングを行った。

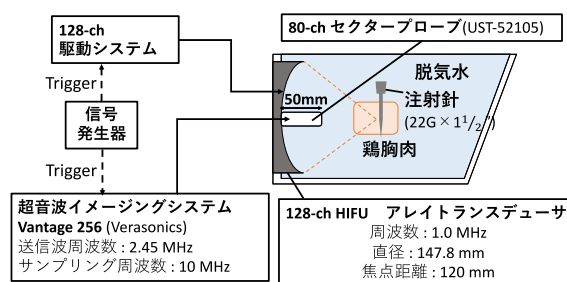


Fig. 1 : 実験系の概略図

2.4 超音波照射シーケンス

Figure 2 に超音波照射シーケンスを示す。HIFU はキャビテーションを生成のため, 0.1 ms, 101 kW/cm² の Trigger pulse をトランスデューサから照射した。また本検討では気泡を持続的に振動させ, 組織を加熱するための Heating burst は照射しなかった。イメージングは Fig. 2 のようにそれぞれ位相を変えたパルスを順に送受信して RF データを取得した。

*Basic study on cavitation bubble region detection method in ultrasound imaging by triplet pulse sequence, by S. Kuji, S. Umemura, S. Yoshizawa (Tohoku Univ, SONIRA Therapeutics).

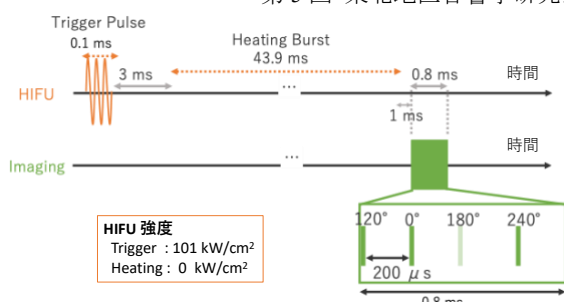


Fig. 2 : 超音波照射シーケンス

2.5 処理フロー

イメージング RF データ取得からフィルタ一適応までの処理フローは次の通りである。

- ①0° , 120° , 240° の RF データを取得
- ②加算平均することで 3P を作成
- ③ハイパスフィルタを 3P と 1P(0°)に適用
- ④3P と 1P を IQ データに変換
- ⑤3P/1P の 2 値化によりフィルタを作成
- ⑥3P にフィルタを適用

ここでハイパスフィルタ(2.5MHz)は、足し合わせによって消えず、画像全体に含まれるイメージングパルスの包絡線成分を除去するために適応した。

3 結果・考察

Figure 3 に IQ データに変換後の 1P(0°)と 3P の B 像を示す。HIFU 焦点は depth: 70 mm, width: -3 mm, 高輝度散乱体である注射針は depth: 67 mm, width: 16 mm 付近にセットした。1P 画像では、注射針は確認できるが気泡領域は確認することが難しかった。しかし 3P 画像では組織領域の信号が打ち消されることで輝度が小さくなり、気泡と思われる領域を確認できた。しかし注射針と気泡領域の輝度が同程度になっており、区別がつかなかった。

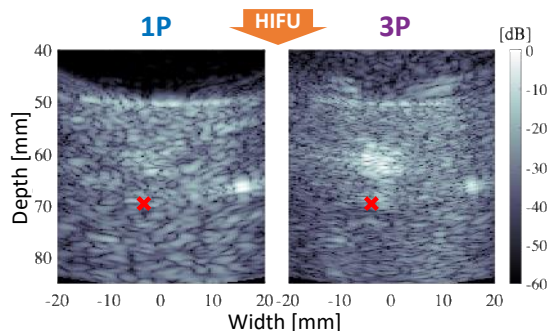


Fig. 3 : IQ データ 1P, 3P の B モード像

次に気泡領域抽出フィルタ手法を行った結果を Fig. 4 に示す。Figure 4(a)は 1P から 3P で

の輝度の減少量を表している。これは ROI を $2 \times 2 \text{ mm}^2$ に設定し、ROI 内の平均値をその ROI の中心ピクセルの値とするスムージング処理をそれぞれの IQ データ全体に適用し、その後 3P/1P の値から算出した。ここでは気泡領域と思われる領域で減少量が小さく、注射針、組織領域では大きかった。次に気泡領域判別の閾値を -20 dB とし、フィルタを作成した。Figure 4(b),(c)はそれぞれフィルタなし(従来)とフィルタありの気泡可視化 3P 画像結果である。(b)では注射針や組織の高輝度領域が気泡として抽出されていたが、作成したフィルタを適応することで気泡領域の選択性が向上した。これは 3P 画像で高輝度かつ 3P/1P で減少量が小さい領域を選択しているため、気泡の選択性が向上したと考えられる。

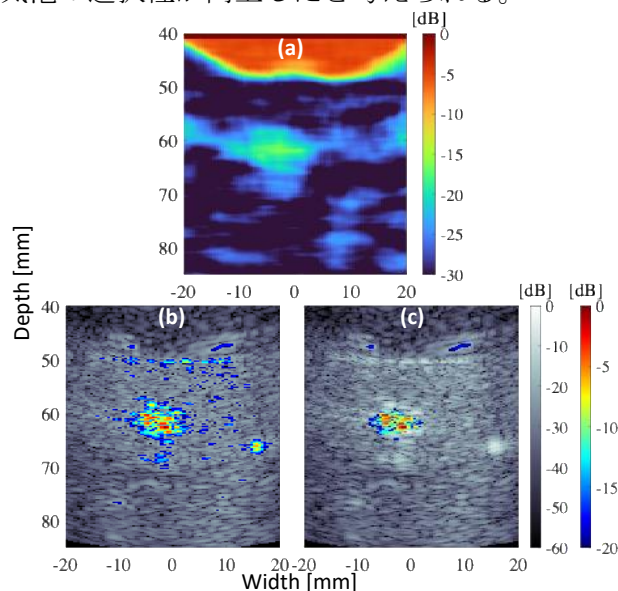


Fig. 4 : 気泡領域抽出フィルタ手法結果 (a)輝度減少量マップ(3P/1P), (b)フィルタなし 3P 画像, (c)フィルタあり 3P 画像

4 結論

気泡領域を選択的に抽出するフィルタ手法の有効性を実験的に検討した。本検討で提案したフィルタにより、従来の 3 パルス法のみ の時よりも気泡抽出性能が改善された。

参考文献

- [1] R. Iwasaki, R. Nagaoka, S. Yoshizawa: Jpn. J. Appl. Phys. **57**, 07LF12, 2018.
- [2] I. Shiozaki, S. Umemura, S. Yoshizawa: Jpn. J. Appl. Phys. **59**, SKKE05, 2020.