

疑似拍動下における頸動脈ファントムを用いた超音波速度変化イメージング  
 Ultrasonic velocity-change imaging using a carotid phantom  
 under quasi-heart beating conditions

伊藤祐輝<sup>1</sup>, 園田 華<sup>1</sup>, 南 裕貴<sup>1</sup>,  
 松山哲也<sup>1</sup>, 和田健司<sup>1</sup>, 岡本晃一<sup>1</sup>, 松中敏行<sup>2</sup>  
<sup>1</sup> 阪府大院・工, <sup>2</sup>TU 技術研究所

Y. Ito<sup>1</sup>, H. Sonoda<sup>1</sup>, Y. Minami<sup>1</sup>, T. Matsuyama<sup>1</sup>, K. Wada<sup>1</sup>, K. Okamoto<sup>1</sup>,  
 T. Matsunaka<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Osaka Pref. Univ., <sup>2</sup>TU Research Laboratory

E-mail: ito0620@pe.osakafu-u.ac.jp

**1. はじめに** 我々は、超音波速度変化法 (Ultrasonic Velocity Change Method, UVC 法[1]) を適用して頸動脈における血管プラークの性状情報を描出することを検討してきた。その中で、ヒト頸動脈に対する測定では、拍動の影響によって、温度変化にもとづく超音波速度変化量 (UVC 量) の情報が埋もれてしまい、有効な UVC 画像が取得できないことが課題となっていた。そこで今回は、ヒト頸動脈と同程度の拍動を再現する頸動脈ファントムを作製し、疑似血管プラークを配置して、その安定性 (脂肪成分の大小) を判別すべく画像処理の改善を図ったので報告する。

**2. 実験と解析** 拍動ポンプによる水流によって生じる模擬血管の内壁の変動がヒトと同程度 (~2 mm) になるように、生体ファントム (10 cm×10 cm×10 cm) の一方から深さ 8 cm まで直径 8 mm の穴をあけ、残り 2cm は直径 2 mm の細い穴をあけた。また、水流によって疑似プラークが剥がれることを防ぐため、模擬血管に対して垂直に直径 2 mm の穴を貫通させ、その中に羊腸を通し、先端部に不安定血管プラークを模した牛脂を詰めた。頸動脈ファントムは冷蔵庫で冷却し、常温に戻る (温度上昇) 過程で、中心周波数 13 MHz の超音波アレイトランスデューサを用いて、B モード画像を 10 秒間で 300 枚取得した。解析では、以前に、有効に UVC 量を取得するためには、2~3 秒程度の時間差で取得した画像ペアの差分情報から UVC 画像を描出すればよいことを報告した[2]。そこで今回は、この条件を満たした上で、UVC 量に閾値をかけることにより、手ブレや拍動の影響を抑制することを試みた。また、解析時間の短縮化を目指して描出領域を疑似プラーク付近に限定した解析も行った。

**3. 結果と考察** Fig. 1 に測定によって得られた B モード画像(a)と対応する積算 UVC 画像(b)および疑似プラーク付近に限定して描出した UVC 画像(c)を示す。UVC 画像では、温度変化により超音波速度が速く (遅く) なった領域を赤色 (青色) で描く。(b)では、模擬血管の内壁は赤色が支配的な水分領域として、疑似プラークは青色が支配的な脂肪領域として描出されている。画像処理後も拍動の影響を完全には除去できないため、模擬血管の内壁に青色部分が混在しているが、血管プラークの安定性の判別には支障ないと考えられる。また、(c)では、描出領域を疑似プラーク付近に限定することにより、画像取得時間を(b)の場合の約 7 秒から 0.53 秒まで短縮できることがわかった。これより、UVC 画像の準リアルタイム描画の可能性を示すことができた。

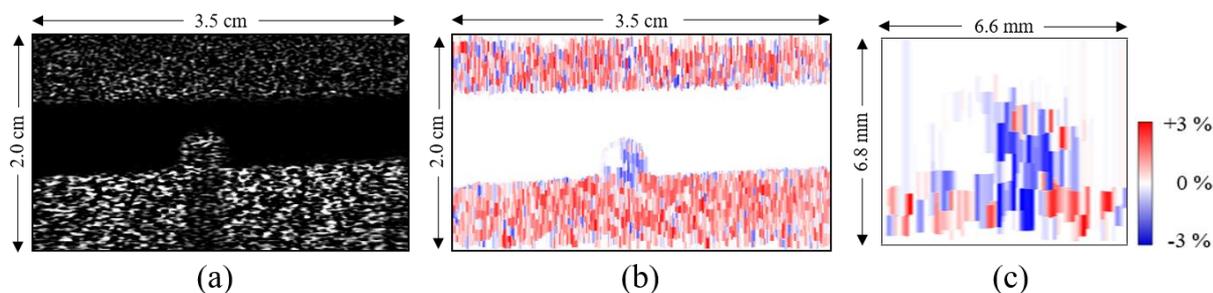


Fig.1 (a) B-mode image, (b) UVC image, and (c) UVC image around the plaque of the carotid phantom

[1] H. Horinaka, et al., JJAP, 42, 5B, 3287 (2003). [2] 園田, 他, 第 81 回応物秋季講演会, 10p-Z22-6(2020).