

血管内超音波における音響陰影の改善と組織性状診断

Compensation method of Acoustic Shadow for Tissue Characterization in Intravascular Ultrasound (IVUS) imaging

○石原謙一*, 田中 明*, 吉澤 誠**, 西條芳文***

○Ken-ichi Ishihara*, Akira Tanaka*, Makoto Yoshizawa**, Yoshifumi Saijo***

*福島大学大学院共生システム理工学研究科, **東北大学サイバーサイエンスセンター,

***東北大学大学院医工学研究所

*Graduate School of Symbiotic System Science and Technology, Fukushima University,

**Cyberscience Center, Tohoku University,

***Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University

キーワード: 血管内超音波(Intravascular Ultrasound), 冠動脈(Coronary artery),

アテローム性動脈硬化(症)(Atherosclerosis)

連絡先: 〒960-1296 福島県福島市金谷川1 福島大学大学院共生システム理工学研究科 人間医工学研究室

石原謙一, Tel.: (024)548-5258, E-mail: s0970006@ipc.fukushima-u.ac.jp

1. はじめに

血管内超音波(IVUS)は主に冠動脈の血管性状の診断に用いられている。これまでに、血管組織性状の分類を定量的に行う方法として、RF信号の振幅強度だけでなく、スペクトル形状から特徴量を抽出して血管組織の分類を行う方法などが提案されている¹⁾²⁾。しかし、音響陰影や距離減衰が正しい診断を困難にってしまう問題がある。

本研究では、組織における超音波の反射率の代用となる指標を簡易的な方法で求め、得られた値を利用して血管壁の組織性状の分類に利用する方法を提案し、その妥当性を計算機シミュレーションおよび実データを用いて評価した。また、擬似的な反射率をストレインイメージと比較し、本手法の妥当性について検討した。さら

に、IVUSの駆動周波数の倍音周波数成分を用い、主成分分析を行うことで、血管組織の特徴を表せるかについての検討を行った。

2. 方法

2.1. 擬似的な反射率(AUR)の算出

k 番目の領域にある組織からの反射波 R_k は入射波である $k-1$ 番目の領域からの透過波 T_{k-1} に依存している。ここで、 k 番目の領域の透過波が $k+1$ 番目以降の領域からの反射波のパワーの総和と密接な関係にあると仮定し、組織の反射率と相関があると考えられる擬似的な反射率(AUR: Approximate Ultrasound Reflectance)を(1)式のように定義する。

$$AUR_k = \log \frac{R_k}{\sum_{i=k}^{\infty} R_i} \quad (1)$$

2.2. 数値シミュレーションモデル

IVUS エコー像のシミュレーション手法として、Rosales ら³⁾と、Abkai ら⁴⁾の手法を参考にした。

エコーの振幅を $S(t)$ とおき、以下のように表す。

$$S(t, \Theta_0) = \sum_{i=1}^{N_R} \sum_{j=1}^{N_{\theta_i}} \frac{\sigma_i(R_i, \Theta_0 \pm \Theta_j)}{|R_i|} \cdot \exp\left(\frac{-(t - \delta_i)^2}{2\sigma^2}\right) \cdot \sin(\omega(t - \delta_i)) \cdot I(R_i) \quad (2)$$

$$I(R_i) = I_0 \exp\left(-\alpha R_i f \int_0^{R_i} Z(r) dr\right) \quad (3)$$

ここで Θ_0 は超音波ビームの中心の方向を表し、 Θ_j はビームの広がりを表す。 N_R は散乱体総数、 N_{θ_i} は半径位置 R_i における散乱体総数、 δ_i は R_i からのエコーが受信されるまでの時間 ($2R_i/c$ (c は音速))、 σ_i は散乱体の強度分布である。 また、(3) 式は超音波の減衰を表し、伝播の深さと周波数 (f) に比例し、伝播した経路に存在する散乱体の数に依存する。ここで I_0 は $R_i=0$ におけるビーム強度、 α は伝播距離に関する減衰係数、 $Z(r)$ は散乱体の数に比例する音響インピーダンスである。

2.3. 実データに対する検討

2.3.1. 対象および計測方法

使用した IVUS カテーテルは振動子回転型の機械走査式のプローブ (Boston Scientific 社, Atlantis SR Plus) である。超音波の中心周波数は 40MHz であり、超音波振動子は毎秒 30 回転 (一周 33ms) し、一周当たり 256 方向の計測が可能である。RF 信号は A/D コンバータ (GAGE 社製) を通して、30 回転分のデータをサンプリング周波数 500MHz、分解能 8bit で PC に格納された。

2.3.2. 解析方法

前処理として、計測されたデータを帯域 20–120MHz のバンドパスフィルタに通し、ノイズおよび低周波成分を除去した後、1 ライン当たり 2500 点 ($5\mu s$, 約 7.5mm) を切り出し、1 フレーム当たり

256×2500 点のデータとした。

AUR 画像は 1 ラインごとスプライン補間によって 10 倍にオーバーサンプリングを行い、FFT をハミング窓幅 1024 点にて 100 点ずつずらしてかけ、パワースペクトラム密度 (PSD) を算出し、中心周波数 40MHz (30–50MHz) の AUR と、その倍音周波数である 80MHz (60–100MHz) の AUR を算出した。

AUR 画像と比較するストレインイメージは、異なる 2 フレーム間の同一角度のデータに対し、プローブ側から半径方向に向かって 360 点の窓を 10 点ずつずらして切り出し、おのおのについての最大相互相関係数を算出し、半径方向の移動量の差から、そのときの歪み量を算出した⁵⁾。

3. 結果および考察

3.1. 数値シミュレーション

Fig.1(a) はシミュレーションより描画した B モード画像である。4 時から 6 時の方向にエコー強度の大きな散乱体を分布させており、その後方の領域に音響陰影の存在が認められる。Fig.1(b) は AUR 画像である。B モード画像に存在していた音響陰影と距離減衰が改善されていることが分かる。しかしながら、エコー強度の大きな散乱体の内側領域の輝度が低くなっている。これは、反射波のパワーの総和を有限の距離までで求めていることに起因すると考えられる。したがって、無限遠までのパワーの推定や血液部位を利用した補正などを行う必要がある。

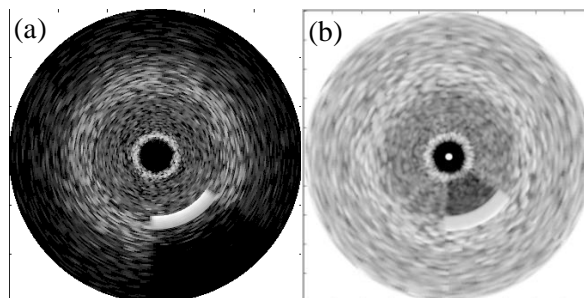


Fig.1(a) シミュレーション B モード画像

(b) シミュレーション AUR 画像

3.2. 実データにおける評価

Fig.2(a)および Fig.3(a)は実データの B モード画像であり, Fig.2(b)と Fig.3(b)は, それぞれの同一データの AUR(40MHz)を算出した結果である.

Fig.2(a)にはハードプラークと思われる領域が存在し, その後ろの領域で2時から4時方向にかけて音響陰影が確認できる. Fig.2(b)においては音響陰影が改善されており, B モード画像の2時方向にみられる音響陰影の境界部において組織が連続的に存在していることが認識できる.

Fig.3(a)は12時から2時の方向にかけてソフトプラークと思われる領域が存在している例である. Fig.3(b)においてソフトプラークの部位も一定以上の輝度で描かれていることが分かる. また, 3時から1時方向に伸びている外膜の領域がほぼ同一の輝度で表されている.

このことから, 同一組織の局在が認識しやすくなっていることがわかる. しかし, AUR の算出に FFT を利用しているため, B モード像に比べて空間分解能が落ちている.

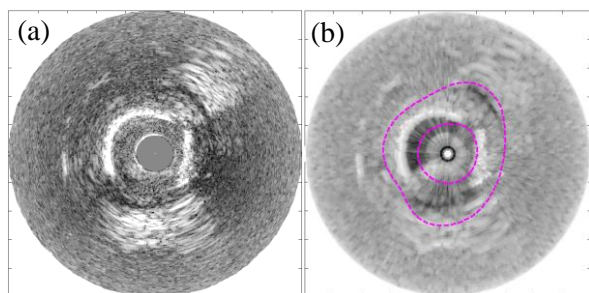


Fig.2 ハードプラークを含むデータの
(a)B モード画像と(b)AUR 画像

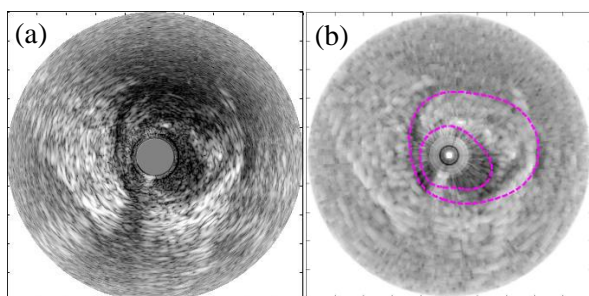


Fig.3 ソフトプラークを含むデータの
(a)B モード画像と(b)AUR 画像

3.3. ストレインイメージと AUR 画像との比較

Fig.4 は2フレーム間の半径方向の移動量から歪みを算出ることにより得られるストレインイメージである. 図中の輝度が高い部位が半径方向の歪みの量が多い部位を表している. 図中の破線はフレーム間の組織の移動量の計算において相互相関係数が 0.8 以上の領域を示しており, この領域を有効なストレイン像とした.

Fig.5 は Fig.4 と Fig.3(b)において, 同一領域の歪みの量と AUR 値との関係を示したグラフである. 相関係数は-0.48 ($p < 0.01$)であり中程度の逆相関を示した. 血管内の各部にかかる応力が一様でないため, ストレインの値が直接組織の硬さを示しているわけではないものの, 本結果は AUR 画像が B モード像よりも歪みに近い情報を表していることを示している.

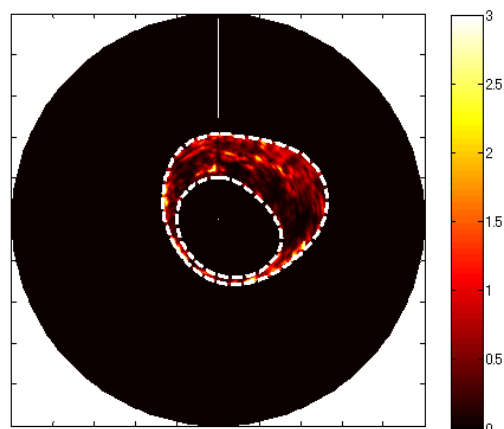


Fig.4 Fig.3(a)のストレインイメージ

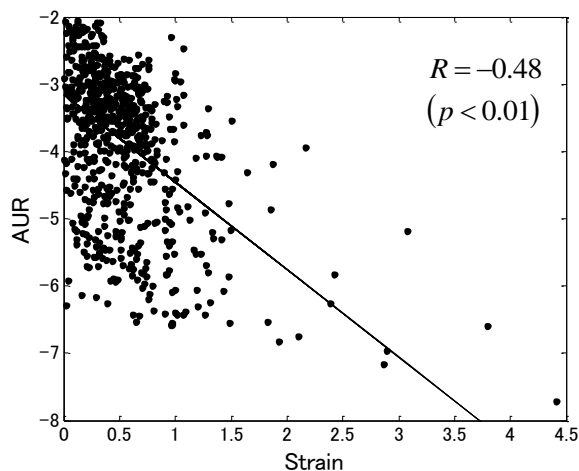


Fig.5 ストレイン対 AUR の散布図

3.4. 主成分分析

x 軸に 40MHz の AUR, y 軸に 80MHz の AUR をとった散布図に対して主成分分析を行った結果, それぞれのデータの第 1 主成分が $y=x$ にほぼ一致したため, これを第 1 主成分軸とした.

Fig.6 は Fig.3(b)での 40MHz の AUR を x 軸, 80MHz の AUR を y 軸にとった散布図である. この図において, 第 1 主成分である $y=x$ 軸上での大きさをグレースケールでの輝度値, その軸に垂直な第 2 主成分において, 第 1 主成分軸より下部の変位を黄色で, 上部の変位を青色で表している.

Fig.7 は Fig.6 において色分けされた結果を, B モード画像で対応する領域に描画した結果である. 図中の破線は組織の移動量の計算において相互相関係数が 0.7 以上の領域を示している. B モード像においては同程度の輝度で表されている領域が, 主成分分析画像においてはソフトプラーク領域のみが黄色成分が強く描かれている. この結果は AUR の値の大きさだけでなく第 2 主成分に血管組織の特徴を表す情報が含まれている可能性を示唆している.

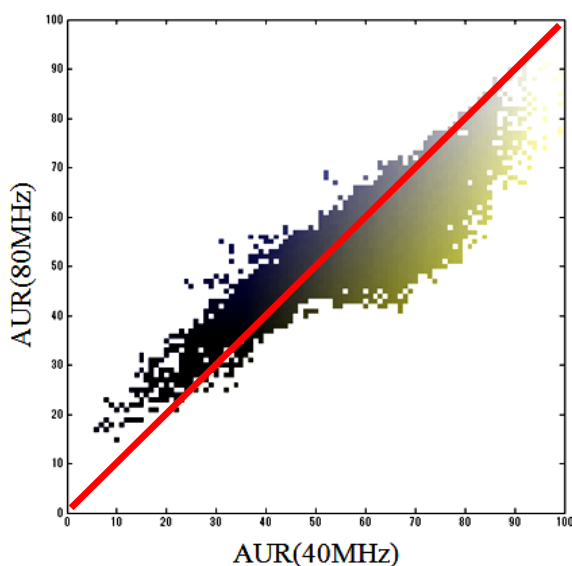


Fig.6 Fig.3(b)の 40MHz(AUR) 対 80MHz(AUR)の散布図

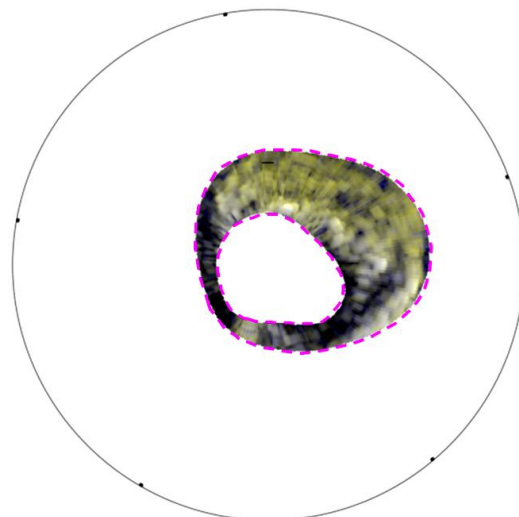


Fig.7 Fig.3(b)の主成分分析画像

4. むすび

本研究では, IVUS 画像における, 音響陰影と距離減衰を補正する方法として, 組織における超音波の反射率の代用となる指標を簡易的な方法で求め, 得られた値を血管壁の組織性状の分類に利用することを目標とし, 計算機シミュレーションおよびストレインイメージとの比較によってその妥当性を検証した. その結果, AUR 値は, 音響陰影や距離減衰の影響を受けにくく, 同一組織をほぼ同じ輝度で描画できる可能性が示された. また, 倍音成分を用いた主成分分析の結果では, ソフトプラークなどの血管組織の情報がよりわかるようになる可能性が示唆された. しかし, エコー強度の大きな散乱体の前方では周りに比べて輝度が低下してしまうことや, 空間分解能が低下するなどの問題も残されている.

今後, 問題点の改善を行うと共に, 本手法を利用した組織性状分類方法の構築を行う必要がある.

参考文献

- 1) Anuja Nair, Barry D. Kuban, Nancy Obuchowski and D. Geoffrey Vince: Assessing spectral algorithms to predict atherosclerotic plaque composition with normalized and raw intravascular ultrasound data. *Ultrasound in Med. and Biol.*, Vol.27, No 10, pp.1319-1331, 2001.
- 2) T. Iwamoto, A. Tanaka, Y. Saijo, and M. Yoshizawa: Coronary plaque classification through intravascular ultrasound radiofrequency data analysis using self-organizing map., In *IEEE Ultrasonics Symposium*, pages 2054–2057, 2005.
- 3) Rosales, Misael, Petia Radeva: A basic model for IVUS image simulation. In *Handbook of Biomedical Image Analysis*. Springer Verlag GmbH, 2004.
- 4) Abkai, C., Becherer N., Hesser J.: Real-time simulator for intravascular ultrasound (IVUS), *SPIE Medical Imaging*, 2007.
- 5) Saijo Y, Tanaka A, Iwamoto T, dos Santos Filho E, Yoshizawa M, Hirosaka A, Kijima M, Akino Y, Hanadate Y, Yambe T.: Intravascular two-dimensional tissue strain imaging., *Ultrasonics*, 44 Suppl 1, e147-51, 2006.