田村和輝

生体中の散乱体構造解析による超高精度超音波診断法の開発

Development of ultra-high-precision ultrasound evalution by scatterer structure analysis in a living body

2177003



研究代表者 浜松医科大学 (助成金受領時:千葉大学大学院 博士後期課程)

[研究の目的]

乳癌検診において、マンモグラフィで要精査 患者を拾い上げた後に生検を行うことが一般的 であるが、激しい痛みや感染症の危険性を伴う 両検査の結果の多くは陰性である。よって、画 像診断の根本的な欠点である"目視の診断"を 脱することで疑陽性を解消することが急務であ る。申請者らは、現状の超音波(エコー)検査 では活用されていない「生体内の物理的な特性 および散乱源の構造と波動伝搬の詳細理解」に よって新規の超高精度診断情報を取得する手法 を開発している。

散乱媒質から返されるエコー信号から媒質の 音響特性を推定し,生体構造を定量評価する Quantitative Ultrasound (QUS)が1980年代 から提唱されている。これまでに,エコー信号 の周波数領域での特徴を元に散乱媒質内の平均 的な散乱体径や数密度を推定する手法や,散乱 体の位置についても考慮する検討が進んでおり, 体積密度で30%を超えるような高密度散乱体 群においても散乱体径や散乱体密度,固有音響 インピーダンス比の推定が可能となった。さら に,臨床用超音波診断装置の進歩によりこれま で取得が困難であった15 MHz を超える高周波 超音波を用いた計測が可能になりつつある。し かし,この周波数帯域での実生体での推定結果 の妥当性についての検証が十分に進んでいない。 本研究では,希少疾患にも対応可能な生体モ デルを構築し,実際の超音波診断に適用可能な 状態とすることで,集団検診レベルで乳癌を検 出可能な,人にやさしい診断装置が実現すこと を目指した。

助教

[研究の内容,成果]

二年間の研究助成により,音響特性マップを 使用した散乱波の計算および加算確率密度関数 を使用した脂肪肝構造の定量化の二つの小テー マに関して研究を行った。各小テーマに関して, 概要と成果について述べる。

音響特性マップを使用した散乱波の計算 概要

本テーマでは、これまでエコー信号から推定 されてきた QUS パラメータの妥当性を超音波 顕微鏡で得られるミクロな音響特性を用いて検 証する。また、摘出標本を用いて数値計算的に 後方散乱係数(BSC)の特徴を計算可能になる ことが期待され、エコー信号の蓄積が難しい希 少疾患への応用が期待される。本稿では基礎検 討として、計算機内で再現した模擬的な音響特 性マップを入力とし、近年提案されている高周 波超音波向けの後方散乱係数算出法の妥当性を 検証し、理論計算との整合性について検討した 結果について述べる。検討の結果、提案手法を 用いることで後方散乱係数の算出とその評価用 に構築した理論式が有用であることを確認した。 理論:二次元音響特性を用いた BSC の算出

三次元空間において、散乱媒質から観測され る後方散乱係数は式(1) で定義される。ここで kは波数、 $\Psi(2k)$ は複素振幅を示し、式(2) で 定義される。これを様々な近似を用いて展開し た結果が式(3) である。

$$BSC = \langle \Psi(2k) \Psi^*(2k) \rangle. \tag{1}$$

$$\Psi(2k) = \frac{k^2}{4\pi} \iiint_{V_0} \frac{\Delta z(r_0)}{z(r_0)} e^{-2ikr_0} dv_0.$$
(2)

BSC =

$$\frac{k^{4}}{16\pi^{2}v} \left(\left\langle \int_{V} \gamma_{1} e^{-i2k\cdot\mathbf{r}_{1}} dv_{1} \right\rangle \left\langle \int_{V} \gamma_{2} e^{-i2k\cdot\mathbf{r}_{2}} dv_{2} \right\rangle \right) + \frac{k^{4}}{16\pi^{2}v} \left(\left\langle \iint_{VV} (\gamma_{1} - \langle \gamma_{1} \rangle)(\gamma_{2} - \langle \gamma_{2} \rangle) e^{-i2k\cdot(\mathbf{r}_{12})} dv_{1} dv_{2} \right\rangle \right).$$

$$(3)$$

式(3) は上段の項が干渉成分,下段が非干渉 成分と定義される。干渉成分は散乱体の位置に 由来した成分であり,散乱体が完全にランダム に配置している場合には考慮不要である。非干 渉成分は散乱体の形に起因する項で,一つの散 乱体の特性について設定される[1]。

本研究では、生体組織が高密度散乱体である ことを仮定し、干渉成分を考慮した。また、超 音波顕微鏡で取得された離散的かつミクロな音 響特性マップを散乱体配置と関連付けるために は、散乱体が配置される空間を直交座標系で離 散化したデータに対応させる必要があるため、 式(2)を読み替えることにより得られる z の離 散空間におけるフーリエ変換特性を利用する。

上式より三次元の音響特性のフーリエ変換か ら後方散乱係数を計算可能であることが明らか であるが,実測で三次元の音響特性を高精度に 取得するのはコスト面で困難である。

そこで、二次元の音響特性マップ(2DZM)

のみを用意し,式(4)を用いて後方散乱係数を 算出した。本手法は散乱体配置への依存性を除 くために配置の異なる複数の2DZMの平均的 なスペクトルを利用することを前提としている。

E[]は散乱体配置が異なる 2 DZM の二次元 空間周波数のうち半径方向の一ラインの期待値 を示し,*L*は 2 DZM の大きさ,*N*pは分割点数 である。

$$BSC_{2\text{DZM}}(k) = \frac{k^3}{4\pi^2} E[|FT(2\text{DZM})|^2] \frac{1}{L^2} \left(\frac{L}{Np}\right)^4.$$
(4)

理論:二次元 BSC の理論式

三次元中にランダムに配置された球を仮定す ると,任意断面には直径の異なる円が表れる。 この分布を元に local monodisperse approximation (LMA) [2]を用いての後方散乱係数を 算出した。LMA は,媒質内に大きさの異なる 複数種の散乱体が存在する場合に,各散乱体径 での後方散乱係数を計算し,半径で積分するこ とで散乱体群としての後方散乱係数を算出する 理論であり,式(5)で定義される。

$$BSC_{SFM}^{polyd}(k) = m \int_0^\infty p(r) \sigma_b(k, r) S(k, r, \phi) dr.$$
(5)

ここで、p(r)は 2DZM に含まれる円の半径 の確率密度分布、m は各散乱体径での単位体 積あたりの数密度の平均値を示す。 σ_b は散乱体 一つからの後方散乱係数を示しており、本報告 では fluid infinite cylinder の二次元解を使用し た。Sは構造因子の二次元解を示し、散乱体同 士の統計的な距離を同径関数でモデル化して算 出した。

模擬音響特性マップを用いた検証

ヒト慢性骨髄性白血病細胞の細胞核を模擬し, 三次元の球分布をモンテカルロ法で作成した。 散乱体径はガンマ分布(平均6.44 µm,幅パラ メータ45)で定義される分散を持っており, 400 µm 立方の空間に散乱体の体積密度が0.6%, 30% となるように配置することで二種の分布 を作成した。作成した分布の任意断面を切り出



図1 低体積密度(0.6%)及び高散乱体密度(30%)の散 乱体分布の任意断面から推定されたBSC(赤丸)と 提案手法の理論線(緑線)の比較

し,512 ポイント四方に離散化した。文献値よ り周辺媒質と散乱体の音響インピーダンス比を γ_z=0.11 と設定した。最後に,超音波顕微鏡で 取得した音響特性を用いることを想定して,生 体組織の音響特性解析に用いる中心周波数 500 MHz の振動子の空間分解能を模擬した 2 DZM を構築した。

図1に,散乱体密度の異なる二種の2DZM から式(4)を用いて算出したBSC_{2DZM}と,式 (5)および式(6)で算出した理論値を示す。ま た,各グラフ内に散乱体半径の確率密度分布を 併せて示す。図1から,散乱体半径分布の推定 結果は体積密度の差異に依存していないことが わかる。また,2DZMより算出したBSC_{2DZM} (赤丸)は,散乱体径に分散がある場合の理論 線(緑線)と強く一致していることからも,2 DZMに対して式(4)を適用することで複雑な 散乱体構造を有する媒質において干渉成分を考 慮した後方散乱係数を高精度に算出可能である ことが確認された。

2. 確率密度関数を用いた脂肪肝構造の定量化 概要

エコー信号を定量評価する手法として,振幅 包絡特性[3]に着目する方法が報告されてい るが,生体中の散乱源の数やスケールが装置の 高周波化によってこれまでの概念と大きく異な るため,従来の振幅包絡解析手法では生体構造 を十分に評価できていないと懸念されている。

本稿では高周波超音波で計測されたエコー信

号を用いて, 肝臓中の管腔構造と肝臓脂肪化に 伴い沈着する脂肪滴の特徴を反映した二つの異 なる振幅特性を持つエコー信号をモデル化する 手法を提案し, 脂肪肝ラット試料を解析した結 果について述べる。検討の結果, 本研究により 提案されたパラメータにより, より初期の段階 で脂肪肝を定量的に検出可能であることが示唆 された。

エコー源モデルの設定

本研究では、正常肝構造由来の振幅包絡線分 布 p_L と脂肪滴由来のエコー信号の振幅包絡線分 布 $p_F \epsilon \alpha$ で重みづけして足し合わせたモデル $p_{mix}(x)$ を式(1)で定義した。ここで、計測系 の空間分解能内の散乱体数は、式(2)の Nakagami分布 [4]において分布の形状を示 す μ から分解能あたりの散乱体数として推定 可能であるため [5]、 $p_L(\mu_L,\omega_L) \ge p_F(\mu_F,\omega_F)$ を それぞれ別の Nakagami分布でモデル化するこ とを試みた。

$$p_{mix}(x) = (1 - \alpha) p_L(\mu_L, \omega_L) + \alpha p_F(\mu_F, \omega_F).$$
(1)

$$p(x \mid \mu, \omega) = \frac{2\mu^{\mu} x^{(2\mu-1)}}{\omega^{\mu} \Gamma(\mu)} \exp\left(\frac{-\mu}{\omega} x^2\right) U(x). \quad (2)$$

パラメータ推定手法

三次元 RF エコー信号を伝搬方向に包絡線検 波して振幅包絡線を取得し,深度および方位の 各方向について空間分解能の3倍の直方体領域 を設定し、その領域のエコー信号振幅を二乗平 均平方根で規格化し, 推定対象とした。多成分 の Nakagami 分布のパラメータ推定手法は EM アルゴリズムを使用した手法が提案されている [6] が、本研究では式(1) で示した二成分 Nakagami モデルのうち正常肝構造の特性 μ_Lは 事前に一成分 Nakagami モデルを用いて取得可 能な条件として固定し、振幅の規格化から $\omega_L = 1 - \omega_F \alpha / (1 - \alpha)$ の条件を設けることで μ_F , $\omega_{\rm F}$, α の値を最適化した。Kullback-Leibler (K-L) divergence により実データp(x) と設定 したモデルpmix(x)の一致度を評価しDKLが最 小となる、すなわち評価対象の2つの分布が最

も近い性質となる際の各パラメータの最適条件 を決定した。

ラット肝臓エコー信号の取得

健常ラット(コントロール,病理の評価によ る脂肪滴を持つ肝細胞の割合0%)および軽度 脂肪肝モデルラット(同5~10%),重度(同 100%)のラット肝(各3個体)を臨床用高周 波プローブを模擬した15 MHz 振動子を用いて 取得したエコー信号を検討に用いた。

推定結果

図2に三病態各三個体で関心領域を走査した 場合の各関心領域のパラメータ推定結果を示す。 横軸は α ,縦軸は(a) μ F(b) ω Fの推定結果を 示す。プロットの色は緑色系,青色系,赤色系 がそれぞれ正常肝臓,微小脂肪沈着,重度脂肪 肝の結果を示し,各点が各関心領域を示す。パ ラメータの推定には正常肝モデル平均値として 算出された μ L= μ =0.84を使用した。

推定結果(a) において、 μ_F =1.1 周辺に推定 結果が集中しており、この領域において $\alpha \ge \omega_F$ が反比例の関係になる(b参照)ことで Rayleigh分布に近い状況となっている、すな わち空間分解能に対して密かつ均質な状態であ ることが分かる。



図2 3病態(9個体)のラット試料より推定されたパラ メータの分布。色は病変進行度を示す。

また, グラフの原点から対角方向に対して, 脂肪量の増加対して比例して遠ざかる傾向が確 認できる。これまではμ_Fのみに着目してきたが, αに着目することで脂肪量の推定精度を向上可 能であることが示唆された。

[成果の発表, 論文等]

原著論文

- Kazuki Tamura, Kenji Yoshida, Hitoshi Maruyama, Hiroyuki Hachiya, Tadashi Yamaguchi: Proposal of compound amplitude envelope statistical analysis model considering low scatterer concentration, Japanese Journal of Applied Physics, vol. 57, no. 7S1, 07LD19 (2018. 7)
- Kazuki Tamura, Jonathan Mamou, Alain Coron, Kenji Yoshida, Ernest J. Feleppa, Tadashi Yamaguchi: Effects of Signal Saturation on QUS Parameter Estimates Based on High-frequencyultrasound Signals Acquired from Isolated Cancerous Lymph Nodes, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 64(10), 1501–1513 (2017.10).

国際会議 筆頭著者発表 9件 国内学会 筆頭著者発表 7件

[参考文献]

- [1] M. F. Insana and Brown, D. G. Ultrasonic Scattering in Biological Tissues Chapter 4, CRC Press, 76-124, 1993.
- [2] J.S. Pedersen, J. Appl. Cryt. 27, 595-608, 1994.
- [3] M. Omura et al., Jpn. J. Appl. Phys., 55, 07KF14, 2016.
- [4] M. Nakagami, Statistical methods on wave propagation, 3–36, 1960.
- [5] P.-H. Tsui et al., Ultrasound Med. Biol., 33(4), 608-619, 2007.
- [6] Gonzalo Vegas Sánchez-Ferrero, Multi-Modality Atherosclerosis Imaging and Diagnosis, pp. 155–171, Springer (2014)