

## 電磁相互作用による生体超音波イメージング手法の開発

### Ultrasound bioimaging method using electromagnetic interaction

電気電子情報通信工学専攻 佐藤 知章

19N5100018C Tomonori SATO

#### 1 研究の背景と目的

生体組織の電気的特性を可視化することは極めて重要である。なぜなら正常な生体組織と異常な生体組織は異なる電気的特性を持っているのでそれを可視化し素早く発見することによって病気や疾患の早期発見につながるからである。内部の生体組織の活動や情報を可視化する技術を生体イメージング技術という。本論文では主に心臓を取り囲む心筋の電気的活動をイメージングすることによって病気や疾患の早期発見ができる技術の開発を目的としている。

生体イメージング技術を考えていく上で考えなければいけないことは侵襲的であるか非侵襲的であるかということである。なぜなら病気や疾患の早期発見のために人体に害が出るということは本末転倒なので人体に損害を与えるリスクは最小限に留めておかねばならないからである。

非侵襲的な手法として電極法という手法が存在する。電極法では生体内表面に電極を設置し電流を流すことによって細胞内外間の電位差を知ることで生体内情報を得ている。心電図は細胞表層の電位変化を捉えることによって情報を得ている。現在心電図は不整脈などの診断に用いられている。心電図は不整脈などの診断には優位な点が多くみられるが実際の膜電位の電位変化を捉えているわけではなく細胞と人体表面の間の非誘電体の組織や骨による「シールド効果」が発生するのでノイズや誤差が発生しやすい。そして空間分解能が低いという点が上げられる。よって生体内電流をイメージングする手法の一つとして近年磁気誘導音響撮影という手法が研究されている。磁気誘導音響撮影とは生体にマイクロ波帯域の電磁波を照射し生体内に渦電流  $J$  を発生させ外部磁場とのローレンツ力を発生させ振動を発生させ超音波を生み超

音波を計測していこうという試みである。マイクロ波は空間分解能が高く非侵襲的な方法であり、高精度であるといった利点がある。本論文では磁気誘導を利用した生体内超音波電流イメージング手法について述べる。本論文で考案する手法は非侵襲的で空間分解能が高く生体内電流を直接イメージングできる可能性を秘めていると考えられる。

#### 2 生体内電流発生の原理

##### 2.1 細胞膜

細胞膜(plasma membrane)は細胞の内外を隔てる生体膜で厚さ6から8nmの脂質二重層であり極性の物質を通さない絶縁体の被膜である。この構造はキャパシターという。更に細胞内外間のイオン濃度差があり細胞内外間に電位差が発生している。外部からの刺激がない状態では電位は-90mVと一定の状態であるこれを静止電位という。

##### 2.2 イオンチャネル

細胞内外間にはイオン濃度差があり濃度差によって電位が発生している。神経細胞が外部から刺激を受けることによって細胞膜に存在するナトリウムのイオンチャネルが開き静止状態からイオン濃度勾配によりナトリウムが細胞内に流れ込み脱分極を起こす。この現象によって発生する電位を活動電位といい生体活動を行っていく上で重要な電気信号となっている。

表 2.1 細胞内外のイオン濃度

イオン	細胞内	細胞外
$K^+$	155mM	4mM
$Na^+$	12mM	145mM
$Cl^-$	4.2mM	123mM
$Ca^{+2}$	$10^{-7}M$	1.5mM

## 2.3 神経細胞の等価回路

細胞膜は刺激を受け取った際にイオンチャネルが開くとイオン濃度差によるイオン濃度勾配により細胞膜に電流が流れ込み膜電位は変化する。細胞膜の一連の電気的活動を等価回路モデルにしたものを図 2.3 に示す。

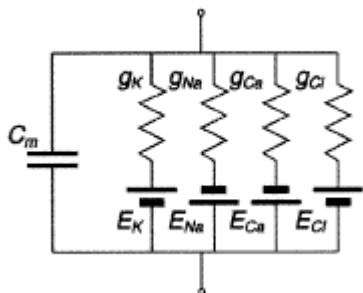


図 2.3 神経細胞の等価回路モデル

(転載 ニューロンの生物物理 丸善出版)

神経細胞の膜電位が発生する部分をコンデンサーとし静電容量を  $C_m$  とおく。そしてチャネル開閉による生体内電流を発生させるための電圧源を  $E$  と置く。

細胞一つの等価回路を示したが神経細胞は神経インパルスとして次に信号が次の細胞に伝搬していくことで細胞全体に信号が伝達していく。次に隣接する細胞と伝搬を示した等価回路モデルを図 2.4 に示す。

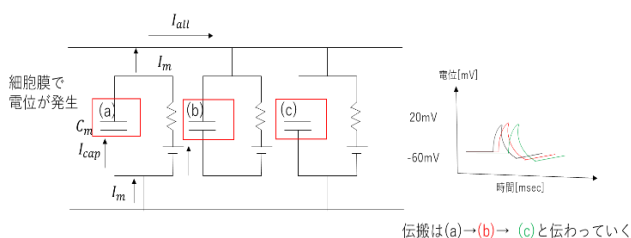


図 2.4 神経細胞の等価回路モデル

外部から刺激を受け取ると膜電位 (a) に電位が発生する。次に電位の伝搬が隣の膜電位 (b) (c) と伝わっていく。以上のセクションから生体の電気活動は膜電位の変化によって引き起こされることが分かった。よって最終的な研究目標の終着点として生体組織のイオン電流の流れをイメージすることが正常な生体活動を行っているかどうか、病気や疾患の早期発見に重要であると考え。その手法の一つとして磁気誘導断層撮影 (Magnetic-acoustic Tomography) について次章で述べる。

## 3 従来手法

この章では磁気誘導を利用した磁気音響撮影 (Magnetic acoustic Tomography with Magnetic induction) について述べる。磁気誘導音響撮影とは磁場内で高周波電流をファントムに付加して超音波を検出してファントム内部の構造を可視化する手法である。図 3.1 に MAT-MI の概略図を示す。

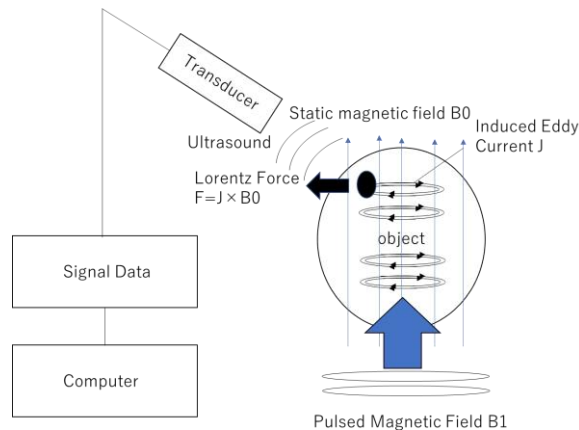


図 3.1 MAT-MI 概略図

誘電体にパルス磁場  $B_1$  を加えると電荷分布によって試料に渦電流  $J$  が発生する。更に静磁場  $B_0$  を資料に加えることによって発生するローレンツ力によって資料に超音波を発生させトランスデューサーで音を計測しコンピューターの再構成アルゴリズムで導電率マッピングを行う手法である。加える交流磁場  $B_1$  とすると

$$B_1 = \nabla \times A \quad (3.1)$$

$A$  は  $B_1$  ベクトルポテンシャルである。

生体内の磁場はソレノイドの値に近似できるため

$$\nabla \times (E + \frac{dA}{dt}) = 0 \quad (3.2)$$

$$E = -\nabla \phi - \frac{dA}{dt} \quad (3.3)$$

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (3.4)$$

又電流密度  $J$  はオームの法則により

$$J = \sigma(r)E \quad (3.5)$$

よって上記の式より生体内の電流密度、電位の計算は求められる。

## 4 研究手法

次に研究で行っていた研究手法について述べる。本研究では磁気誘導を利用した生体内超音波イメージングに関して新たなアプローチを行った手法である。今回計測を行うに当たって実際の生体を利用するに前に擬似人体を模した寒天ファントムを制作し計測を行った。

寒天ファントムを利用した理由は後に述べる。図 4.1 に研究手法(磁気誘導を利用した生体内電流のイメージング手法)の概略図を示す。

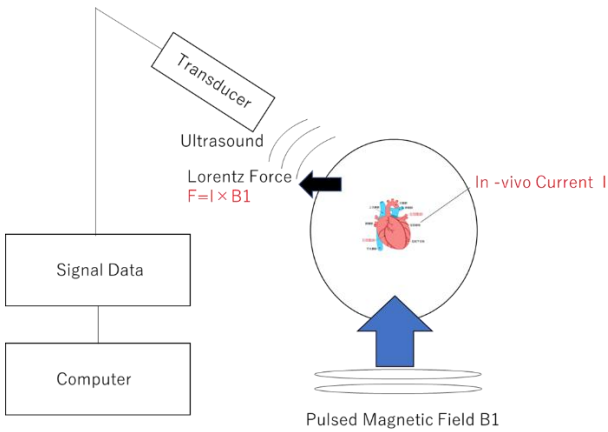


図 4.1 研究手法概略図

研究手法では生体内電流  $I$  が流れていると考え試料にパルス磁場  $B_1$  を与えて発生するローレンツ力によって超音波を計測イメージングを行うことが出来ると考えている。この手法では生体内電流のイメージングを行うことができると考えている。そして磁気音響イメージング手法は空間分解能が高い手法である。よってこの手法では生体内の正確な電気活動を高精度、高分解能でイメージングできる可能性が秘められている。

### 5 超音波計測

本研究では実際の手法で超音波計測を行った。超音波計測の全体図を図 5.1 に示す。

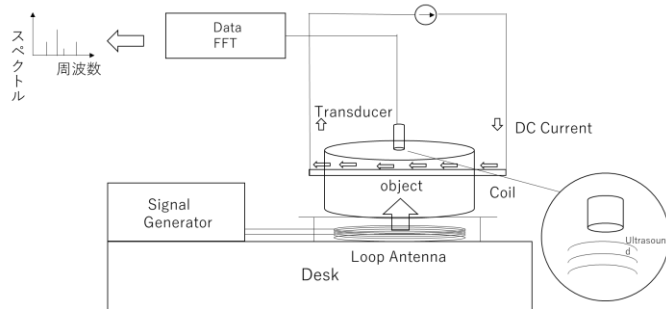


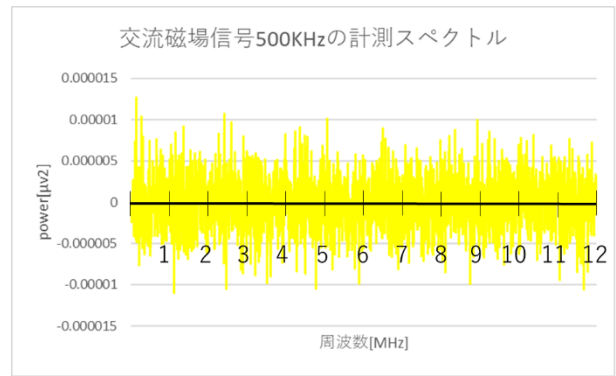
図 5.1 超音波測定図

ループアンテナを寒天ファントムの下に置きファントムに直流電流を流しトランジェーサーで超音波のスペクトルの計測を行った。寒天ファントムを利用する理由を表 5.1 に示す。

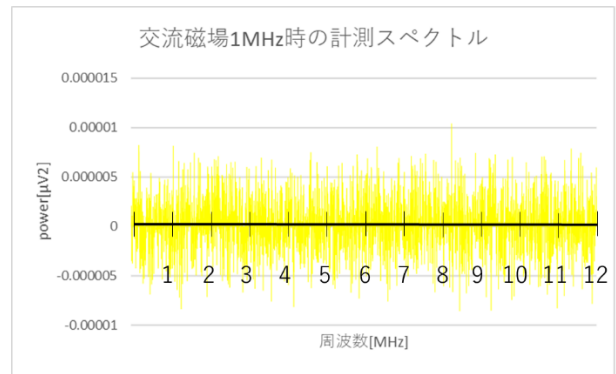
表 5.1 寒天ファントムの利点

寒天ファントムの利点
無侵襲、生体倫理上の問題が少ない
長時間使用しても形態性質を保持できる
形状を変更できる
濃度を変えることによって弾力を変更出来る
材料を安易かつ安価で購入できる
同じ物を複数作れる

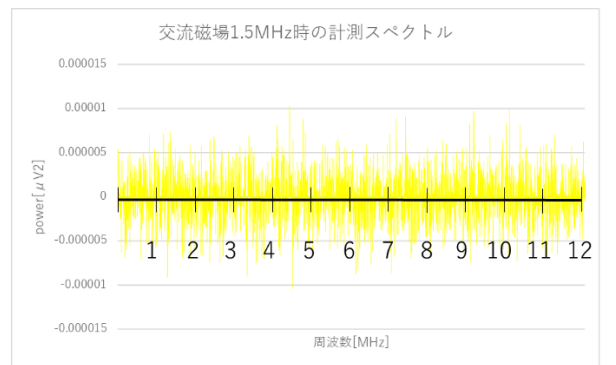
次に 0.5~1.5MHz の周波数帯域で発生させた交流磁場に対しての寒天ファントムの計測を行った結果を図 5.2 に示す。尚ファントムに流した直流電流は 3A ファントム、アンテナ間の距離は 2cm である。



(a)



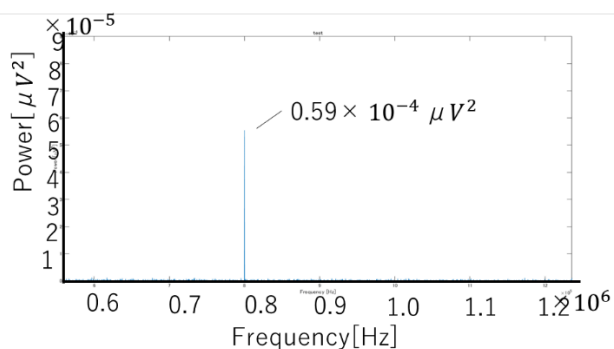
(b)



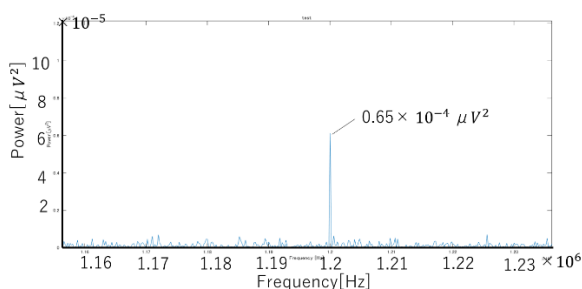
(c)

図 5.2 交流磁場に対するファントムの超音波スペクトル  
交流磁場周波数(a)500kHz (b) 1 MHz(c)1.5MHz

図の結果が示す通り超音波はホワイトノイズに埋もれ超音波は計測出来なかった。理由としては寒天が固い（寒天の濃度が高い）磁場のパワーが低いと考えた。よってより強力な磁場が発生させられるように強力な磁石を購入して静磁場 480mT の磁石をループアンテナの代わりに設置し寒天ファントムには交流電流(周波数 0.5~1.5 MHz  $I_{pp}=170\text{mA}$ )を加えて計測を行った結果を図 5.3 に示す。



(a)



(b)

図 5.3 交流磁場信号を加えた時の周波数スペクトル (a)交流電流 0.8MHz (b)交流電流 1.2MHz(寒天濃度 0.7%) 以上の結果から交流電流に対する超音波の周波数スペクトルが計測出来たといえる。

## 6 考察

今回の計測では交流磁場とファントムに直流電流を加えた時に発生するローレンツ力によって振動を起し超音波を発生させる狙いがあった。しかし当初の計測では計測を行うことが出来なかった。ファントムに与えていた直流電流量(0.1~0.3A)は十分大きいと考えていたので超音波が発生しない理由として以下の原因があると考えている。1)寒天ファントムが固い（寒天濃度が高い）ので導線に発生したローレンツ力に対して振動が発生してない。2)アンテナから発生する交流磁場が小さい。3)導線と交流磁場の距離が遠い。今回の測定では導線と磁場間の距離は1cm程度だったので超音波が発生しなかった理

由は主に 2)又は 3)であると考えた。よってより簡易に超音波を計測できる手段として寒天の濃度を下げ強力な磁石を購入して直流磁場とファントムに交流電流を流すことによって超音波を計測した所、超音波を計測することができた。今回の測定で超音波を計測することができたので研究手法で超音波を測定できることが分かった。今回の測定結果の超音波も図 5.2 の結果を見て判断する通り超音波のスペクトラムは大変小さい。よって今後の研究ではより強力な電磁場を発生させられる電磁石を用意する必要があり狙った場所に電磁波を照射する知識、計測手段を考えていく必要があると今回の計測で感じられた。

## 7 結論と今後の課題

$I_{pp}=170\text{mA}$   $B_0=480\text{mT}$  寒天濃度 0.7%の時、超音波の計測ができた。式 2.1 より  $F=8.16\text{mF}$  程度のローレンツ力が寒天に働いていたと考えられる。静磁場と交流電流は 1cm 程度近づけた結果音が計測できた。今回は寒天ファントムを擬似人体として超音波を計測していたが次に小動物、人体と計測レベルを上げていくとより超音波の計測が困難になってくる。人体の電気活動は数 mA なのでより大きい磁場を与えてやるアンテナが必要であり測定条件も厳しくなっていくので超音波が計測できる計測手法、計測パラメータを考えながら今後も地道に計測していく必要がある。

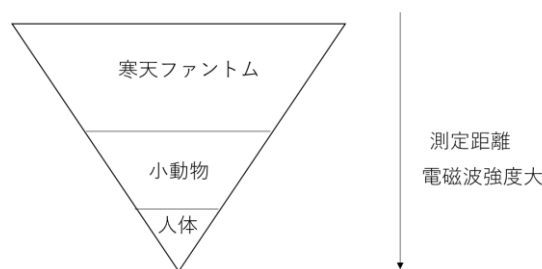


図 7. 1 今後の測定対象

## 8 参考文献

1) **Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction (MAT-MI) for Imaging Electrical Conductivity of Biological Tissue: A**

Lian Zhou 1, Xu Li, Shan Zhu, Bin He

2) ニューロンの生物物理 著者 宮川博義 井上郡司 出版社丸善出版 発行年数 2013 年

3) 心筋細胞と電気現象/心臓とはなんだろう

<https://www.kango-roo.com/learning/1657/>