

平成29年度 修士論文

CDSWI法による低周波加振を用いた骨格筋の評価システム

指導教員 山越 芳樹 教授

群馬大学大学院理工学府 理工学専攻
電子情報・数理教育プログラム

佐藤 威弘

CDSWI 法による低周波加振を用いた骨格筋の評価システム

目次

第 1 章 序論

第 2 章 せん断波計測の意義

- 2-1 せん断波とは
- 2-2 生体内部の組織における低周波振動の伝搬
- 2-3 せん断波の期待されるパラメータと臨床的有用性

第 3 章 カラー Doppler せん断波映像法 (CD-SWI 法) について

- 3-1 超音波パルス Doppler 法による組織内振動伝搬計測の基本原則
- 3-2 カラーフロー映像系(CFI) の流速推定アルゴリズム
- 3-3 CFI の流速推定アルゴリズムによるせん断波の波面検出
- 3-4 定量的なせん断波画像の構成法
- 3-5 波数ベクトルフィルタリング

第 4 章 適応型ウィナーフィルターの適用

- 4-1 適応型ウィナーフィルターの基本原理
- 4-2 適応型ウィナーフィルターの適用結果

第 5 章 提案手法の実験系と特徴

- 5-1 提案手法の測定系
- 5-2 提案手法の特徴
- 5-3 低周波加振に用いる加振器
 - 5-3-1 振動振幅と周波数特性
 - 5-3-2 中型加振器と小型加振器の比較
 - 5-3-3 中型加振器と小型加振器を用いた生体実験

第 6 章 骨格筋を対象とした生体実験

- 6-1 実験方法
- 6-2 実験結果
- 6-3 本手法と従来法の比較
- 6-4 生体侵入深さの評価
- 6-5 空間分解能の評価
- 6-6 三角筋への適用

第 7 章 結論

7-1 結論

7-2 今後の課題

謝辞

参考文献

第1章 序論

現代のスポーツ医学・整形外科の分野では「曖昧なものをはっきりさせる時代へ」という言葉がキーワードとなっている。筋緊張や虚血、充血、筋損傷や筋肉量などのパラメータは肩こりや姿勢保持による疲労、運動負荷やアスリートのパフォーマンスを評価する指標としてスポーツ医学・整形外科分野で非常に重要視されている。そしてこれらを反映するパラメータが筋硬度であり、この筋硬度を定量的に測定可能な手法が強く求められている。また、肝臓などの臓器の硬さを定量的に評価することが可能になれば肝硬変などの疾患を初期段階で発見することが可能となり予後の改善に重要な役割を果たす。そこで、安全かつ定量的に硬さを診断する手法を確立するために数々の研究がなされており、なかでも組織弾性計測が近年注目を集めている。しかし現在広く用いられている筋硬度計と超音波エラストグラフィには複数の課題があり、筋硬度計は皮下脂肪等の筋以外の生体組織の影響を大きく受けてしまう、超音波エラストグラフィは非常に高価で骨付近の生体組織における温度上昇が懸念されるなどの問題がある。

生体組織などの比較的柔らかい物体の表面から周波数 1[kHz]程度までの低周波振動を加えると、その放射エネルギーの大部分は生体中を横波として伝搬し、その伝搬速度や減衰係数は、せん断波などのずれ粘弾性パラメータと関連があることが知られている。また、生体組織のずれ粘弾性特性は、組織を触った時の硬さや感触と密接に関係している。そのため、生体組織について低周波振動の伝搬速度や減衰などが測定できれば、画像などの視覚的な診断に頼ることなく、疾病の進行度の定量的な評価や早期発見が期待でき、これらは組織の特性化のために有用である。しかし、生体組織の機械的構造は非常に複雑であり、組織境界等で反射や屈折が生じるため、これが時として測定精度に影響を与えてしまい、肝臓などの比較的一様な組織でしか伝搬速度を精度良く測定できないという問題があるのが現状である。そのため、非一様かつ複雑な境界面を持つ組織においても、精度よく組織内部の粘弾性を測定できるシステムが求められている。さらに臨床においては測定結果の明快かつ信頼たる画像化が求められている。

そこで本研究では、肝臓などの臓器を見据え、測定対象を体表近くの骨格筋、特に大腿部の半腱様筋や肩部の棘上筋などをターゲットとし、生体内せん断波の非線形性映像化の手法として、励起するせん断波の低周波化を図った汎用超音波装置のカラーフロー像を利用したせん断波面映像法（CD SWI 法）を用いて測定を行いその評価を行った。

第2章 せん断波計測について

本章ではせん断波の特徴と工学的な研究課題、生体軟組織内部における低周波振動の伝搬について示す。さらにせん断波計測により期待される臨床意義や目的について示す。

2-1 せん断波とは

ここでは、せん断波の特徴とそこから考えられる工学的な課題について示す。

せん断波の特徴

1. 波長

- ・波長は数ミリメートルであるため、高分解能測定が求められている。

2. 振幅

- ・振幅は数十マイクロン以下であり、高精度超音波計測技術が求められている。

3. 周波数

- ・主にせん断波の減衰により制限され、現在利用できるのは 100[Hz]~数[kHz]である。

工学的な研究課題

1. せん断波の波動としての性質

伝播方向が一様でなく多重反射や回折，減衰の問題がある。

2. せん断波の励起方法

振幅を得ようとする加振器のサイズが大きく重くなる。また、効率の問題もあり加振器の発熱の問題がある。

3. パラメータ推定法，その物理，臨床的意味づけ

2-2 生体内部の組織における低周波振動の伝搬

生体組織の粘弾性パラメータと低周波振動の伝搬速度および減衰の関係について以下に示す。

外部から媒質に振動を伝えると、その振動は一般的に縦波・横波として伝搬する。生体のような粘弾性媒質中では、Hookeの法則が成り立つVoigtモデルと仮定することにより、この縦波・横波の伝搬速度および減衰係数は次式で与えられる。

① 縦波

$$\text{伝搬速度} : v_l = \frac{\omega_v}{\text{Re}[g]} \quad (2-2-1)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_l = -\text{Im}[g] \quad (2-2-2)$$

$$\text{ただし、} g = \left\{ \frac{\rho\omega_v^2}{(2\mu+\lambda)} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-3)$$

② 横波

$$\text{伝搬速度} : v_t = \frac{\omega_v}{\text{Re}[h]} \quad (2-2-4)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_t = -\text{Im}[h] \quad (2-2-5)$$

$$\text{ただし、} h = \left\{ \frac{\rho\omega_v^2}{\mu} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-3)$$

$$\begin{aligned} \mu &= \mu_1 + j\omega_v\mu_2 \\ \lambda &= \lambda_1 + j\omega_v\lambda_2 \end{aligned}$$

μ_1 : せん断弾性係数

λ_1 : 体積弾性係数

μ_2 : せん断弾性係数

λ_2 : 体積弾性係数

ρ : 密度

ω_v : 振動周波数

$\text{Re}[\]$ 、 $\text{Im}[\]$: $[\]$ 内の複素数の実数部、虚数部

また、これら縦波や横波の他に生体の表面付近では表面波が存在するが、この伝搬速度はほぼ横波の伝搬速度に等しいことが知られている。上記の波動の中で、縦波は圧縮性の波であり、媒質を圧縮することにより伝搬する。一方、横波は非圧縮性の波であり、媒質を等体積のまま、横方向に挟み切るように変形させながら伝搬していくため、せん断波とも呼ばれている。ここで、周波数が1[kHz]程度以下の低周波振動であると、外部から与えられた振動のエネルギーはそのほとんどが横波に変換されると考えられる。

ここで、(2-2-4)式、(2-2-5)式で与えられる横波の伝搬速度と減衰係数を、粘弾性パラメータを用いて書くと、

$$v_t = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}} \quad (2-2-7)$$

$$\alpha_t = \sqrt{\frac{\rho \omega_v^2 (\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}} \quad (2-2-8)$$

となる。

したがって、もし、媒質の弾性が粘性にまさり、 $\mu_1 \gg \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには、

$$v_{t1} \cong \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}} \quad (2-2-9)$$

$$\alpha_{t1} \cong 0 \quad (2-2-10)$$

となり、伝搬速度は、単にせん断弾性係数と媒質の密度のみの関数となる。このとき、 μ_1 が大きいということは、媒質が硬いということであり、硬い媒質ほど伝搬速度は速くなる。

一方、媒質の粘性が弾性にまさり $\mu_1 \ll \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには、

$$v_{t2} \cong \sqrt{\frac{2\omega_v \mu_2}{\rho}} \quad (2-2-11)$$

$$\alpha_{t2} \cong \sqrt{\frac{\rho \omega_v}{2\mu_2}} \quad (2-2-12)$$

となり、 $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ とも粘性係数と密度の関数になり、この場合 $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ の周波数依存性(分散性)が現れてくる。

Fig.2-2-1 に弾性体と粘弾性体の周波数別伝搬速度を示す。

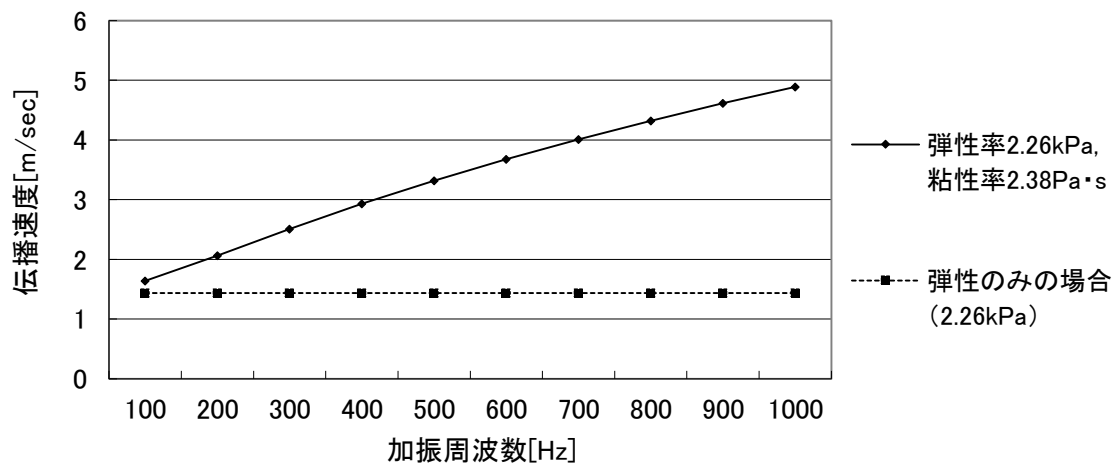


Fig. 2-2-1 弾性体と粘弾性体の周波数別伝搬速度

2-3 せん断波計測で期待されるパラメータと臨床的有用性

せん断波の伝搬速度は、臨床的な有用性が明らかにされているが、せん断波計測によって得られる情報としては、この他にも Fig.2-3-1 に示すような情報も得られると考えられる。その中で、今回伝搬速度の非線形について着目した。

測定量	物理パラメータ	臨床意義	計測時の問題点
伝搬速度	せん断弾性係数	組織の硬さ	多重反射、減衰
減衰係数	粘性係数	粘性評価	多重反射、屈折、 反射
伝搬速度の 周波数依存性		粘性評価、 測定の定量性向上	多重反射、減衰、 空間分解能
共振現象	せん断弾性係数	組織のボリュームの 大きさ	減衰、空間分解能
非線形性	初期応力、 媒質の非線形性	組織非線形性評価	振動振幅の減衰
異方性	伝搬速度の方向性	繊維方向、繊維化	三次元伝搬方向

Fig.2-3-1 せん断弾性波によって得られる情報

第3章 カラー Doppler 断波映像法 (CD-SWI 法) について

3-1 超音波パルスドプラ法による組織内振動伝搬計測

組織内振動伝搬計測は、組織表面から振動を印加することで組織内に振動を励起させ、内部を伝搬する振動を超音波で計測するものである。これは、組織内部を多数の超音波散乱体と考えると、組織内部に超音波を送波し、超音波散乱体から反射してくる超音波がドップラー効果によって周波数変調を受けていることに着目したものである。したがって、超音波散乱体から反射した超音波を直交検波することで得られるドップラー信号から組織内部を伝搬する振動を推定することができる。

今、Fig.3-1-1 に示すような超音波トランスデューサに近づく方向に、周波数 f_b 、速度 $v(t)$ で振動する超音波散乱に対して超音波パルスを送波する場合を考える。

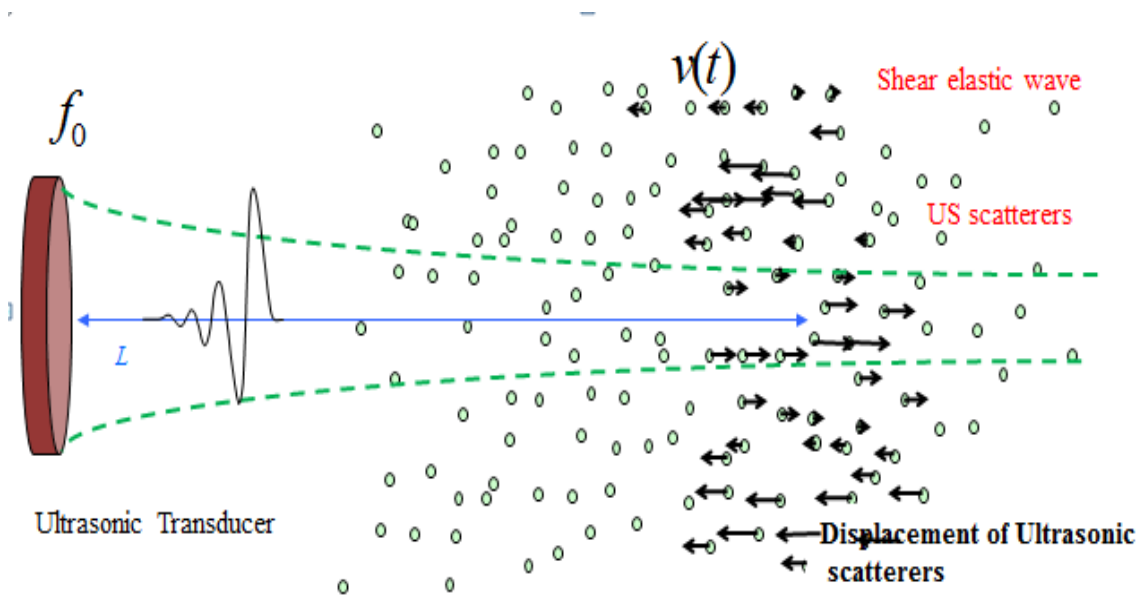


Fig.3-1-1 計測モデル

散乱体の運動 $\xi(t)$ は次式で表すことができる。

$$\xi(t) = \xi_0 \sin(2\pi f_b t + \phi_b) \quad (3-1-1)$$

ただし

ξ_0 : 振動振幅

ϕ_b : 初期位相

この時、超音波散乱体に反射した超音波の周波数 f は

$$f = \frac{c+v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-2)$$

f_0 : 超音波の中心周波数

c : 音速

この反射波が超音波トランスデューサで受信されるとき周波数 f' は

$$f' = \frac{c}{c-v(t)} f \quad (3-1-3)$$

(3-1-2)式、(3-1-3)式より

$$f' = \frac{c}{c-v(t)} \times \frac{c+v(t)}{c} f_0 = \frac{c+v(t)}{c-v(t)} f_0 \quad (3-1-4)$$

したがって、超音波のドプラ周波数シフト Δf は

$$\Delta f = f' - f_0 = \frac{c+v(t)}{c-v(t)} f_0 - f_0 = \frac{2v(t)}{c-v(t)} f_0 \quad (3-1-5)$$

となる。

超音波ドプラ法で組織内の速度を観測する場合、組織内での音速は約 1500[m/sec]であり、それと比較して観測しようとする組織内の速度は 1~10 数[m/sec]と微小であるので、 $c \gg v(t)$ となり、(3-1-5)式は次式のように近似することができる。

$$\Delta f \cong \frac{2v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-6)$$

この時、超音波の位相変化 $\Delta\phi$ は

$$\begin{aligned} \Delta\phi &= 2\pi \int (\Delta f) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \int v(t) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) \end{aligned} \quad (3-1-7)$$

となるので、この散乱体からの受信信号 $r(t)$ は

$$\begin{aligned} r(t) &= A(t) \sin(2\pi f_0 t + \Delta\phi - 2k_u Z) \\ &= A(t) \sin\left(2\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) - 2k_u Z\right) \\ &= A(t) \sin\left\{2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c}\right) - 2k_u Z\right\} \end{aligned} \quad (3-1-8)$$

ただし、

$A(t)$: 振幅

k_u : 超音波パルスの波数

Z : トランスデューサ, 散乱体間の距離

となる。よって超音波パルス間で微小変位 $\xi(\Delta t)$ による位相ずれが生じる。

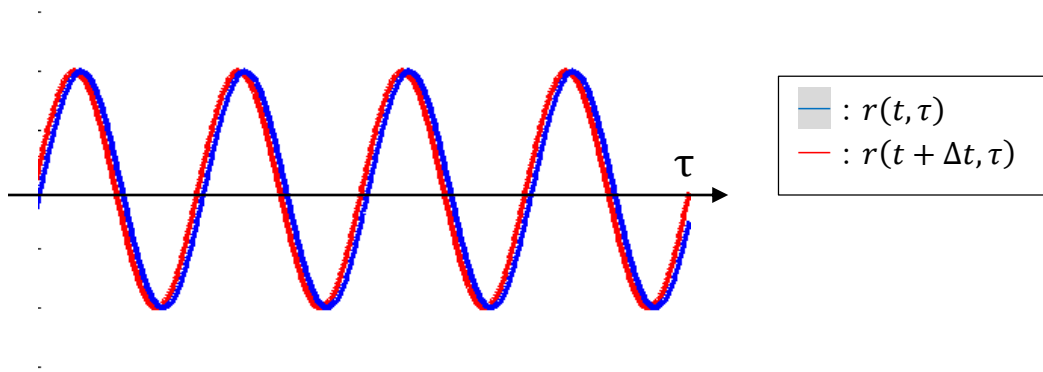


Fig.3-1-2 RF 信号の微小変位による位相ずれ

次に RF 信号に、位相が互いに 90 度異なる超音波周波数成分を畳み込み積分し低域通過フィルターをかけ、QI 信号を得る。

(i) I 信号

RF 信号にキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned} I'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \sin(2\pi f_0) \\ &= \frac{A(t)}{2} \left\{ \cos \left(4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \cos \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\} \quad (3-1-9) \end{aligned}$$

となる。ここで $2\omega_0$ 付近の信号を低域通過フィルターで除くと、

$$I(t) = \frac{A(t)}{2} \cos \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \quad (3-1-10)$$

となり I 信号を得る。

(ii) Q 信号

(i) と 90 度異なるキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned}
Q'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \cos(2\pi f_0) \\
&= \frac{A(t)}{2} \left\{ \sin \left(4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \sin \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\} \quad (3-1-11)
\end{aligned}$$

となる。(i)と同様に低域通過フィルターを用いると

$$Q(t) = \frac{A(t)}{2} \sin \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \quad (3-1-12)$$

となり、Q信号を得る。

従来法である Arc-tan 法を用いた変位推定は QI 信号より

$$\xi(t) = \frac{c}{4\pi f_0} \left\{ \frac{Q(t)}{I(t)} \pm 2n\pi \right\} \quad (3-1-13)$$

となる。

ただし \tan^{-1} 関数の主値の範囲を考慮し、I の符号の変化時に $\pm 2n\pi$ のオフセットを加える。

3-2 カラーフロー映像系(CFI)の流速推定アルゴリズム

いま、超音波パルスを同一方向に N パルス送波すると、 i 番目の超音波パルスに対する受信超音波の位相 ϕ_i は、

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t \quad (3-2-1)$$

ここで

ϕ_0 : 初期位相

f_0 : 超音波の中心周波数

c : 音速

v : 流速

Δt : 超音波パルス間の時間間隔

(3-2-1)式より、 i 番目の受信 RF 信号 r_i は、

$$\begin{aligned} r_i &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_i) \\ &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{aligned} \quad (3-2-2)$$

この受信 RF 信号を直交検波器で直交検波すると、その複素直交検波出力 \vec{Q}_i 、および \vec{Q}_i の実部信号および虚部信号である In phase 信号 I_i と、Quadrature 信号 Q_i は、

$$\begin{aligned} \vec{Q}_i &= I_i + jQ_i \\ \left\{ \begin{aligned} I_i &= a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \\ Q_i &= a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{aligned} \right. \end{aligned} \quad (3-2-3)$$

(3-2-3)式は、(3-2-4)式のように書くこともできる。

$$\vec{Q}_i = a \exp(j(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t)) \quad (3-2-4)$$

ここで、第 i 番目の超音波パルスの位相と、第 $i+1$ 番目の超音波パルスの位相の差 $\Delta\phi_i$ を考える。これは、

$$\Delta\phi_i = \arg(\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^*) \quad (3-2-5)$$

と推定できるので、(4)式を代入すると、

$$\begin{aligned}\Delta\phi_i &= \arg\left(a^2 \exp\left(j\frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t\right)\right) \\ &= \frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t\end{aligned}\quad (3-2-6)$$

よって流速 v は、次式で求められる。

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \Delta\phi_i = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arg(\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^*) \quad (3-2-7)$$

(3-2-7)式のカッコ内は、IQ 信号を使うと、

$$\begin{aligned}\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^* &= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i + jQ_i)^* \\ &= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i - jQ_i) \\ &= I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i + j(I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i)\end{aligned}\quad (3-2-8)$$

と書けることより、流速の推定式として

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i}{I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i}\right) \quad (3-2-9)$$

CFI では、S/N を向上させるために、連続した超音波 N パルスから得た直交検波出力信号を用いて以下の式で流速を推定している。

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{E_U}{E_L}\right) \quad (3-2-10)$$

$$\begin{cases} E_U = \sum_{i=1}^N I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i \\ E_L = \sum_{i=1}^N I_{i+1} I_i + Q_{i+1} Q_i \end{cases}$$

3-3 CFI の流速推定アルゴリズムによるせん断波の波面検出

いま、CFI の流速推定アルゴリズムをせん断波により反射体が正弦的に振動している場合に適用する。

せん断波が伝搬して組織が正弦的に変動すると、組織変位 ξ は次式のように表すことができる。

$$\xi = \xi_0 \sin (\omega_b t + \phi_0) \quad (3-3-1)$$

ω_b : 振動角周波数

ϕ_0 : 初期位相

このとき、 i 番目の受信超音波パルスの位相 ϕ_i は、

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi \quad (3-3-2)$$

直交検波器の出力は、(3-2-3)式と同様に

$$\begin{cases} I_i = a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \\ Q_i = a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \end{cases} \quad (3-3-3)$$

となる。

ここでずり弾性波の角周波数に対して、下記の条件(周波数条件)が成り立つ場合を考える。

$$\omega_b = \frac{2\pi}{4\Delta t} \quad (3-3-4)$$

つまり、せん断波の周波数であらわすと、

$$f_b = \frac{1}{4\Delta t} \quad (3-3-5)$$

さらに、振動の初期位相として

$$\phi_0 = 0 \quad (3-3-6)$$

が満たされるとする。

上記条件 ((3-3-5)式および(3-3-6)式) は、せん断波の伝搬による組織の変位振動の周期が超音波の4パルスに等しく、かつ初期位相が 0 の条件であり、これを変位振幅として図に表すと Fig.3-3-1 による。

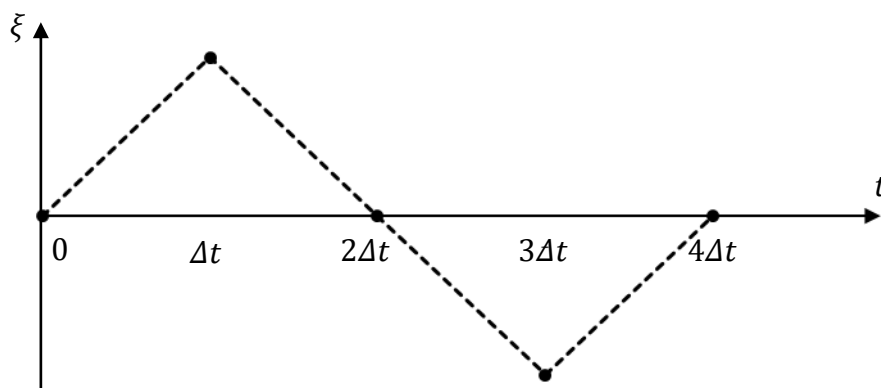


Fig.3-3-1 仮定した変位振幅

Fig.3-3-1 と同じ振動振幅は、せん断波の振動周波数が高く、エイリアジングにより低い周波数に折り返す場合にも生じるが、この時の振動周波数は、 m を整数として、

$$f_b = \frac{1}{2} \left(m + \frac{1}{2} \right) \frac{1}{\Delta t} \quad (3-3-7)$$

として表される。このため、以下の議論は、(3-3-7)式が成り立つ場合にも成立するので、ずり弾性波の周波数として(3-3-7)式が成り立てばよい (CFI でせん断波を映像化するときの周波数条件)。

この時、変位 ξ は

$$\xi = \xi_0 \sin (2\pi f_b i \Delta t) \quad (3-3-8)$$

と表される。この時、直交検波器の出力信号である I,Q 信号は、

$$\begin{cases} I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \\ Q_i = a \sin\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \end{cases} \quad (3-3-9)$$

となる。

ここで、 $i=0,1,2,3$ について、直交検波器の出力を求めてみると、

i = 0の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-10)$$

i = 1の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-11)$$

ただし λ を超音波の波長とすると、

$$\textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases} \quad (3-3-12)$$

$$\textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases}$$

i = 2の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-13)$$

i = 3の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-14)$$

ただし、

$$\textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases} \quad (3-3-15)$$

$$\textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases}$$

となる。

(3-3-11)-(3-3-15)式の関係を保クトル図であらわすと

① $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ の場合

Fig.3-3-2 に示すように、すべてのベクトルは第一象限と第四象限にある。

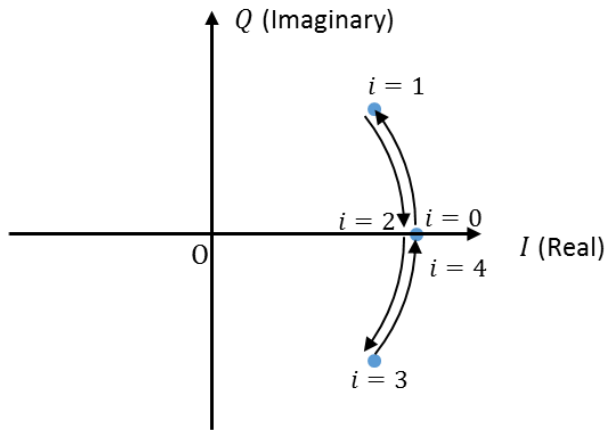


Fig.3-3-2 $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ での直交検波器の出力信号

② $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ の場合

$i=1$ と $i=3$ の時のベクトルは第二象限と第三象限にある。

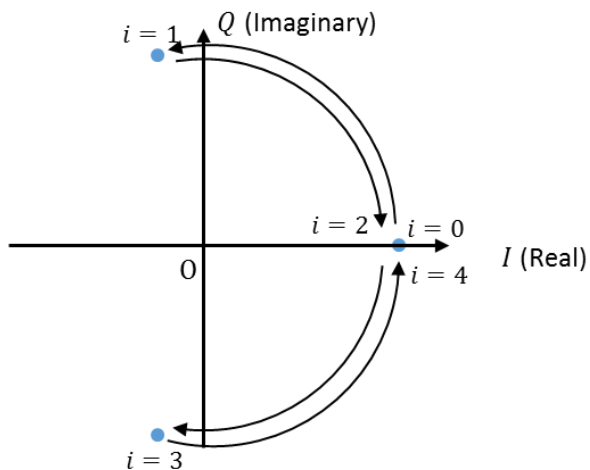


Fig.3-3-3 $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ での直交検波器の出力信号

これらを Tab.3-3-1 にまとめる。

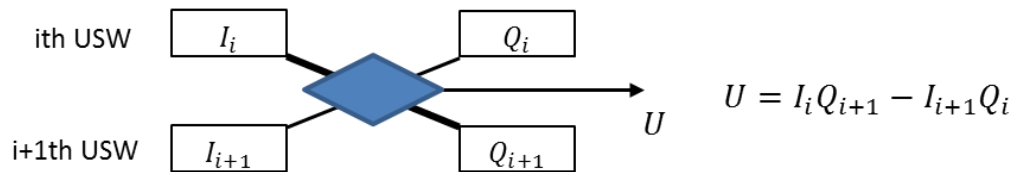
Tab.3-3-1 直交検波器の出力信号

i	I_i	Q_i
0	a	0
1	I_a^*	Q_a (正)
2	a	0
3	I_a^*	$-Q_a$ (負)

* $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ のとき $I_a \geq 0$, $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ のとき $I_a \leq 0$

次に、この IQ 信号のパターンに対して、CFI による速度推定値を求めてみる。
 まず(3-2-10)式で示される、流速導出アルゴリズムは次の 2 つの基本演算からなる。

基本演算1



基本演算2

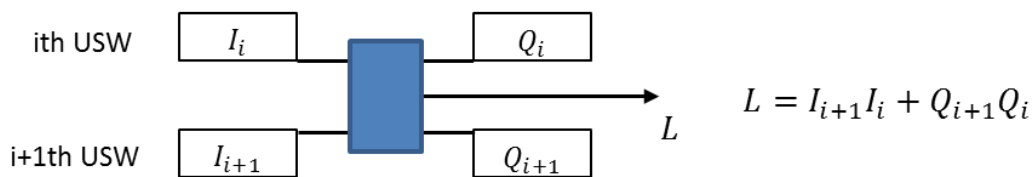


Fig.3-3-4 流速導出の基本演算

ここで超音波パルスの送受信数 $N=11$ の場合に、CFI による流速導出アルゴリズムを図式化すると

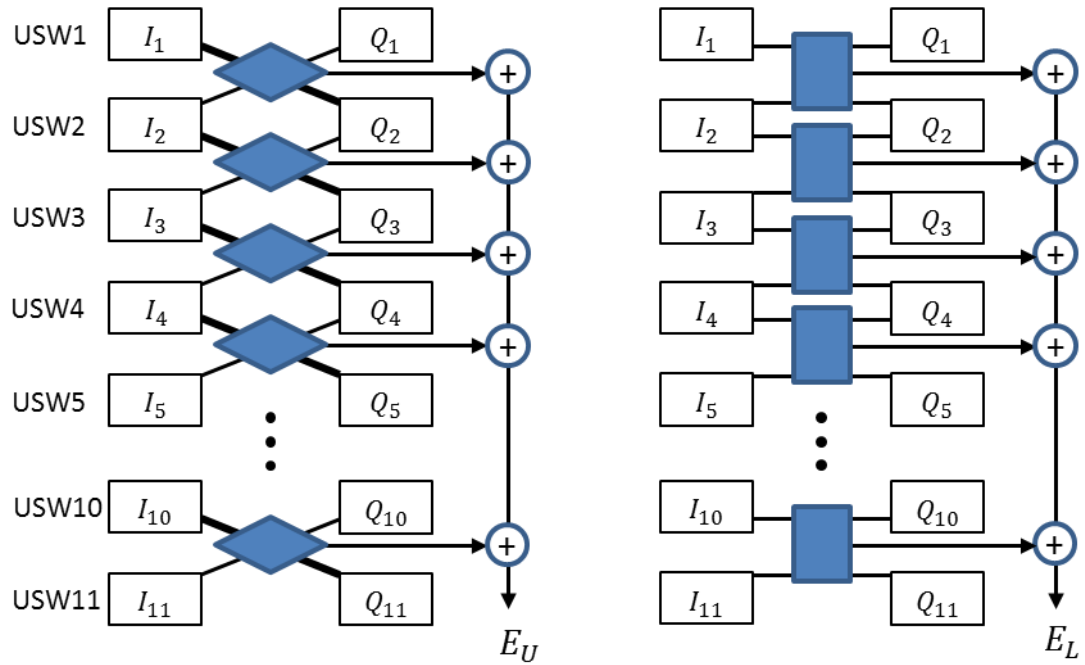


Fig.3-3-5 CFI における流速導出アルゴリズム

(3-3-4),(3-3-6)式の 2 つの条件がともに満たされているとき、CFI における流速推定は Fig.3-3-6 のようになる。

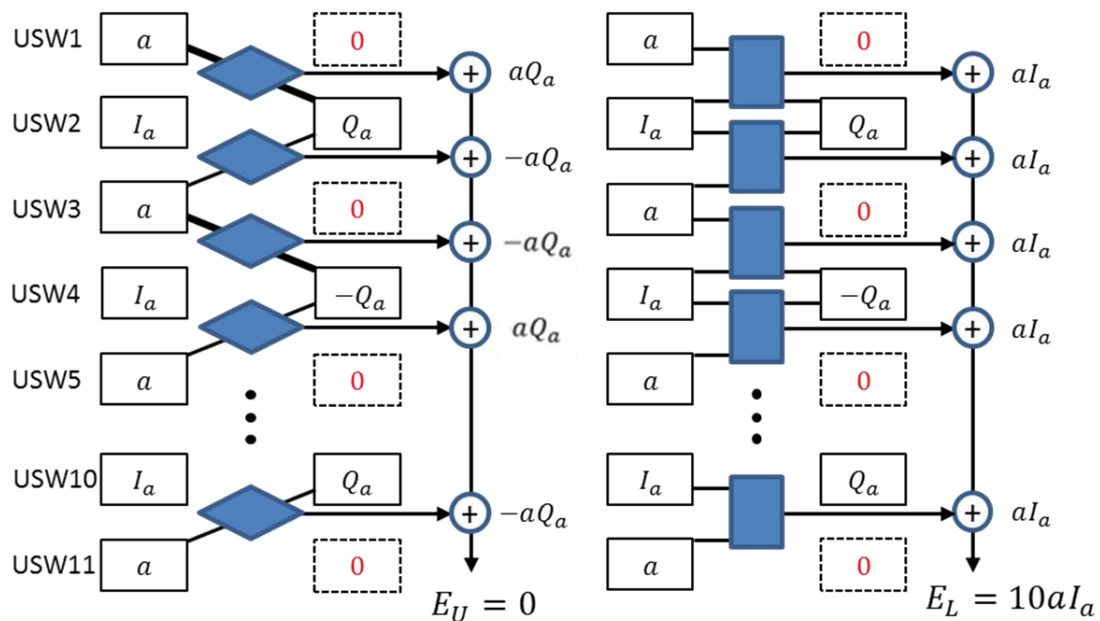


Fig.3-3-6 CFIにおける流速導出アルゴリズムを使ったせん断波の波面再生

ここで、

$$\begin{cases} 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ のとき} & E_L \geq 0 \\ \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ のとき} & E_L \leq 0 \end{cases}$$

となるが、ともに $E_U=0$ であるので、実軸を E_L 、虚軸を E_U とするベクトルは、 E_L が正の場合は実軸上の正の方向を向くベクトルとなり、流速推定値は 0 になる。一方、 E_L が負の場合は実軸上の負の方向を向くベクトルとなり、流速推定値は正の最大値、または負の最大値（ナイキスト周波数で決まる最大の流速値）になる。

つまり、

- ① E_L が正になる条件（せん断波による振動振幅が $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ の場合）
振動振幅の位相が 0 度、および 180 度になる位置に CFI 画像には流速 0 の部分が現れる。
- ② E_L が負になる条件（せん断波による振動振幅が $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ の場合）
振動振幅の位相が 0 度、および 180 度になる位置に CFI 画像には流速最大の部分が現れる。

この条件は、せん断波の振幅により、せん断波による振動位相が 0 または 180 度の時に、特異なパターンが CFI 画像に現れることを示しており、これを振幅条件と呼ぶ。

せん断波が組織中を伝搬しているとき、CFI 画像の中から上記に示したような特徴ある部分を抽出することにより、せん断波の位相 (0 度または 180 度) が推定できることになる。せん断波が等位相になる部分はせん断波の波面を再現することに相当するので、この方法により、CFI 画像からせん断波の波面を再現できることになる。

この方法は、周波数条件 (3-3-7 式) が成り立つときに、CFI の推定アルゴリズムが、せん断波の 0 度と 180 度の位相を検出するデジタルフィルターになっていることに着目した、せん断波の映像化法である。横軸を初期位相 ϕ_b 、縦軸を振動振幅 ξ_0 として、以下の条件で、流速推定の数値シミュレーションをおこなった結果を Fig.3-3-7 に示す。

[シミュレーション条件]

超音波中心周波数 f_0	6.5MHz
超音波伝搬速度 c	1500 m/s
パルス繰り返し周波数 $1/dt$	365Hz
パルス本数 N	11
加振周波数 f_b	91.25Hz

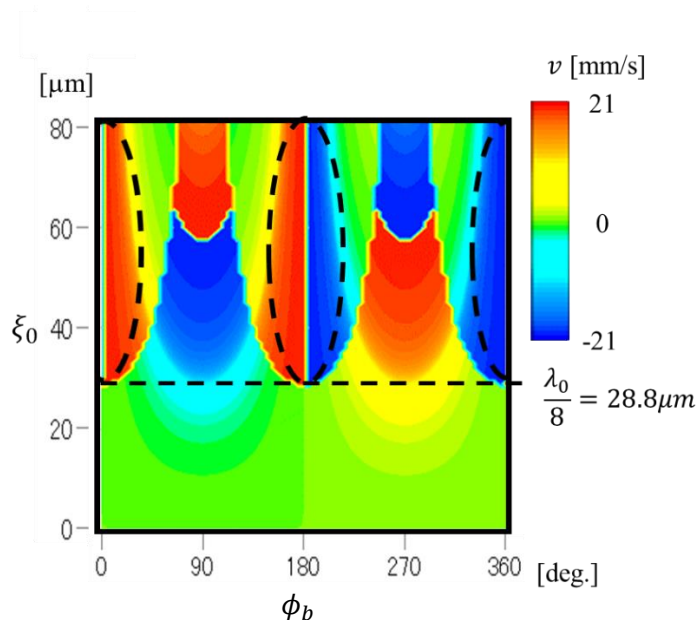


Fig.3-3-7 数値シミュレーション結果

周波数条件は、理論的には(3-3-7)式であらわされるが、実際には、せん断波の周波数がこの条件に近いときでも、流速の最大値または流速0の部分がCFI画像上に現れる。そのため、せん断波の周波数が周波数条件に近いときにも、せん断波の波面が再現できる。

3-4 定量的なせん断波画像の構成法

周波数条件が成立する時、せん断波の位相 0 度および 180 度付近の 2 か所で流速推定値 FVM が最大値または 0 の値を示す。そのため、カラー Doppler 像のフレームレートによって見えるせん断波の偽りの角周波数を ω_{alias} とすると、 FVM は角周波数 $\omega_p = 2\omega_{alias}$ の矩形波となる。ここで、この矩形波の基本波のスペクトラム成分は、フーリエ変換を用いて

$$F_{FVM}(x, z, \omega_p) = \int_0^{T_{CFI}} FVM(x, z, t) \exp(j\omega_p t) dt \quad (3-4-1)$$

と表せる。また、その位相スペクトラム成分 $\theta_{FVM}(x, z)$ は、以下のように導出される。

$$\theta_{FVM}(x, z) = \arg(F_{FVM}(x, z, \omega_p)) \quad (3-4-2)$$

zx 平面を伝播する平面波の波数の x 成分 k_x と z 成分 k_z とすると、CFI で観測される波面の位相は、せん断波の位相 ϕ の二倍変化するため、 x 方向の単位長さあたりの超音波照射時間遅れ ΔT_p を考慮すると、

$$k_x(x, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p \quad (3-4-3)$$

$$k_z(x, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial z} \quad (3-4-4)$$

また、 $|\vec{k}|$ は次式で表される。

$$|\vec{k}| = \sqrt{k_x^2 + k_z^2} = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi}{\frac{v_b}{f_b}} \quad (3-4-5)$$

よって、せん断波の伝播速度 v_b は

$$v_b(x, z) = \frac{2\pi f_b}{\sqrt{k_x^2 + k_z^2}} = \frac{2\pi f_b}{\sqrt{\left(\frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p\right)^2 + \left(\frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial z}\right)^2}} \quad (3-4-6)$$

3-5 波数ベクトルフィルタリング

反射波により定在波が存在すると、せん断波の位相は空間的に変調されてしまう。せん断波の複素振幅マップを二次元フーリエ変換して空間周波数上のスペクトルを計算し、波数ベクトルフィルタを適用してフーリエ逆変換することで任意の成分を抽出することができる。この方法を CD SWI 法で取得したせん断波位相マップに適用することを考える。

前方へ伝播する入射波と、後方へ伝播する反射波が観測された次元について考えると、せん断波の複素振幅 $S(x)$ は

$$S(x) = A_F \exp[j(k_p x + \varphi_F)] + A_B \exp[j(-k_p x + \varphi_B)] \quad (3-5-1)$$

ただし、 A_F :入射波の振幅 A_B :反射波の振幅 φ_F :入射波初期位相 k_p :せん断波の波数 φ_B :反射波初期位相である。 $A_B \ll A_F$ のとき、入射波と $S(x)$ との最大の位相差 $\Delta\theta$ は

$$\Delta\theta = \arctan\left(\frac{A_B}{A_F}\right) \quad (3-5-2)$$

したがって、CFI から得られる複素信号 $S_{CFI}(x)$ は振幅情報が失われるので、 φ_F 、 φ_B を無視すると、

$$S_{CFI}(x) = \exp[j \arg(S(x))] = \exp[j\{k_p x + \Delta\theta \sin(-2k_p x)\}] \quad (3-5-3)$$

上式について、フーリエ級数展開すると

$$S_{CFI}(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n(\Delta\theta) \exp(jk_p x) \exp[-2jnk_p x] \quad (3-5-4)$$

ここで、 $J_n(x)$: n 次のベッセル関数である。 k_p 周りのスペクトラム成分のみを抽出するフィルタを適用することで入射波のせん断波位相マップ θ_{FPW} は以下のように導出される。

$$S_{CFI}'(x) = J_0(\Delta\theta) \exp(jk_p x) \quad (3-5-5)$$

$$\theta_{FPW}(x) = \arg(S_{CFI}'(x)) \quad (3-5-6)$$

第4章 適応型ウィナーフィルターの適用

4-1 適応型ウィナーフィルターの基本原理

CDSWI 法において雑音と信号が混在した CFI の雑音を除去する上で有効な手法が、波数ベクトル空間上で設定した値以下を 0 にするウィナーフィルターである。

しかしこのウィナーフィルターを CFI 全体の波数ベクトル空間上でかけると、設定値が低い場合は雑音を除去しきれず、設定値を高くした場合は生体構造の境界面を示す高周波成分をも除去してしまい筋膜等の生体構造の観察が困難になってしまう。

そこで本研究ではせん断波位相マップを小領域に分割し、その分割領域に高設定値の適応型ウィナーフィルターを適用する小領域分割ウィナーフィルターを設計した。

ウィナーフィルターを適用する領域を微小にすれば微小領域内を伝播する波は単一のものとなせるため、強力なウィナーフィルターをかけることが可能となる。

この分割領域に適応される適応型ウィナーフィルターは以下のように表される。

$$W(u, v) = \frac{|F_S(u, v)|^2}{|F_S(u, v)|^2 + \alpha |F_{T, max}|^2} \quad (4-1-1)$$

ただし

$F_S(u, v)$: 分割領域の 2 次元スペクトラム

$F_{T, max}$: 全領域のピークスペクトラム

そしてウィナーフィルターをかけた微小領域を結合した後のせん断波位相マップ全体に対して弱いウィナーフィルターと方向性フィルターをかけ、最終的なせん断波位相マップを作成する。

この小領域分割ウィナーフィルターの模式図を Fig.4-1-1 に示す。

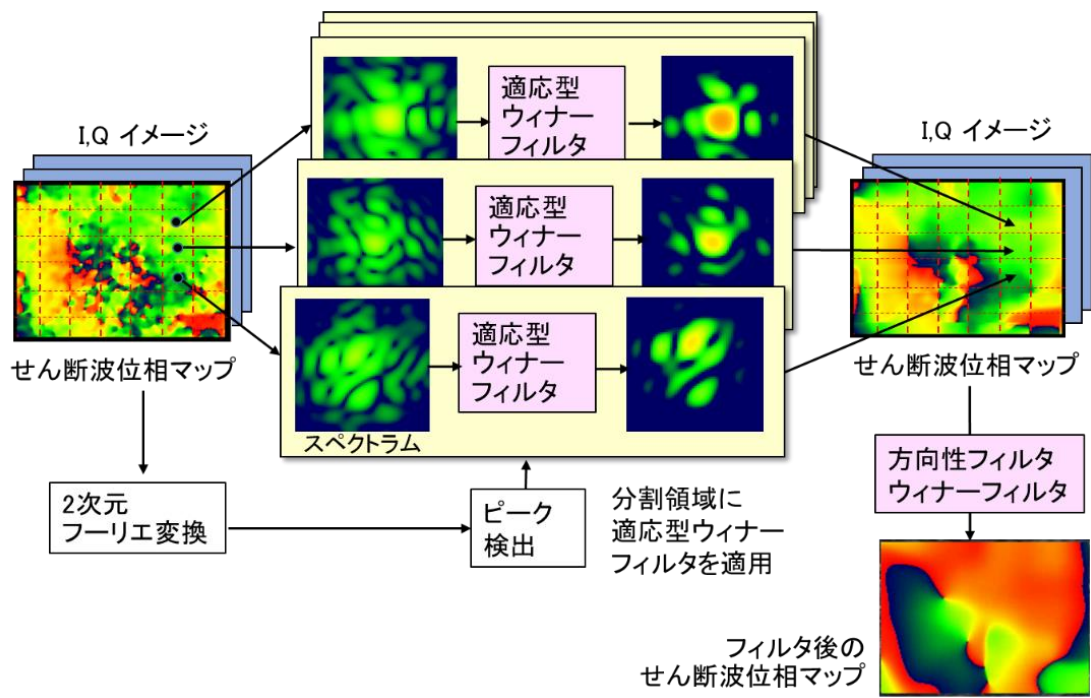


Fig.4-1-1 小領域分割ウィナーウィルター

4-2 適応型ウィナーフィルターの適用結果

上腕二頭筋に対して加振周波数 245.8Hz で測定を行った CFI に対して小領域解析なし、小領域解析あり、全体に対して適応型ウィナーフィルターと同一設定値のウィナーフィルターの適応を行った。

(4-1-1)式における適応型ウィナーフィルターのパラメータ $\alpha=0.7$ とした。これらの適応型ウィナーフィルターの適用例を Fig.4-2-1 に示す。

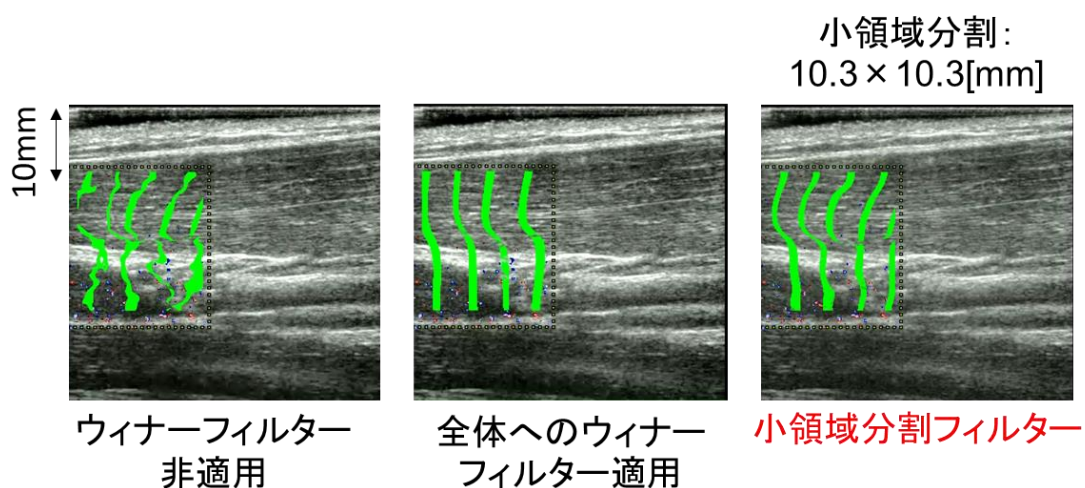


Fig.4-2-1 適応型ウィナーフィルターの適応結果

Fig.4-2-1 からローパスフィルターのみの左図では波面図に高周波成分が混在しているため波面の可読性が悪く、全体に一律なウィナーフィルターをかけた中図では過度な波面の平滑化がなされ構造的情報を含んだ波面までもが失われていることが分かる。しかし適応型ウィナーフィルターを適用することでローパスフィルターのみに比べ、可読性の大きな向上と構造に起因する位相ズレの反映の両者を達成することが可能となった。

第5章 提案手法の測定系と特徴

5-1 提案手法の測定系

せん断波励起部では、発振器からの低周波信号を加振器に印加することで第三章で示した周波数条件を満たした1 kHz程度以下の連続的な振動を骨格筋端部に加え、せん断波を筋繊維方向に伝搬させる。超音波プローブは骨格筋に並行になるように当てて筋組織を描画する。このとき血流の映像化に用いられる超音波カラーフロー画像を採取するが、この画像上には第三章で示した特定条件下で、せん断波伝搬に起因した波状パターンが現れるので、これをPC内に画像インターフェースを介して実時間で取り込み、せん断波波面を再現する。

本研究では、超音波映像装置にEUB-8500(日立メディコ)、LOGIQ7(GE)を用いた。提案手法の測定系をFig.5-1-1に示す。

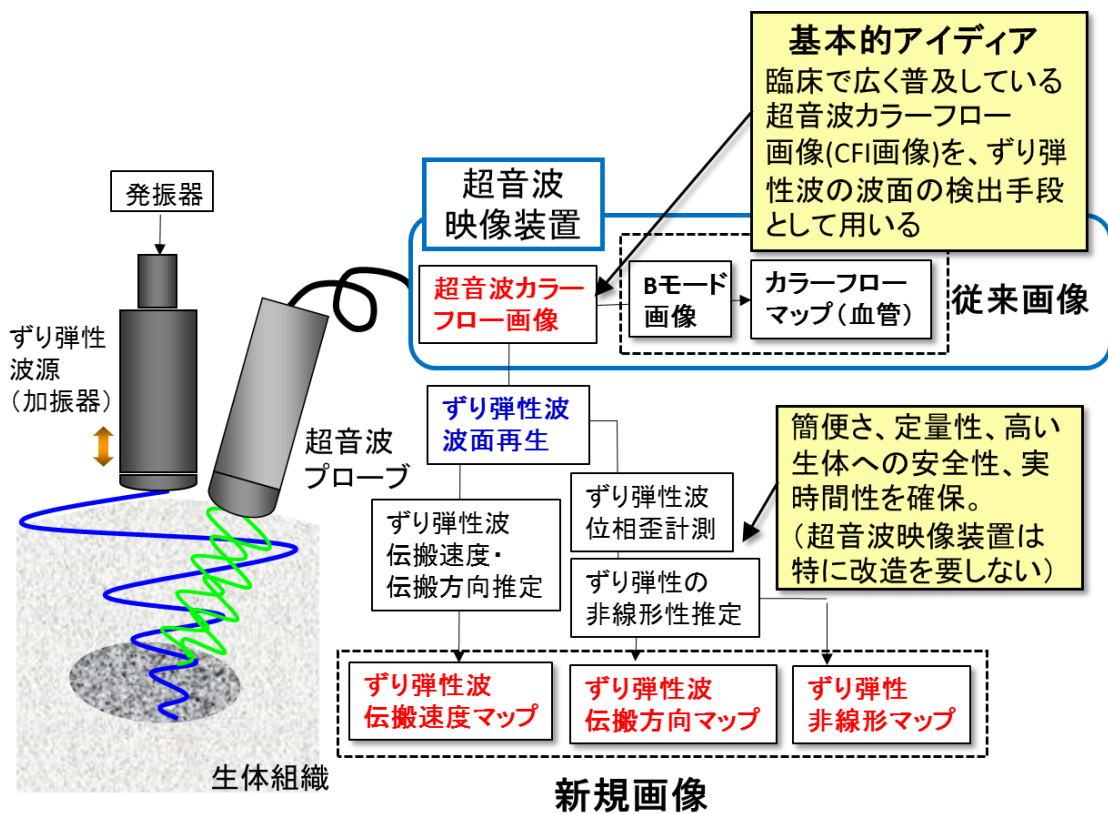


Fig.5-1-1 測定系

超音波装置の画像を画像処理用 PC へ取り込むために、コンバーター・キャプチャーユニット DVI2USB 3.0 (epiphan)を使用した。 Fig. 5-1-2 に示す。



Fig. 5-1-2 超音波装置画像取得装置

5-2 提案手法の特徴

提案手法の特徴として、以下のものが挙げられる。

- ① 汎用の超音波カラードプラ装置（カラーフロー画像 CFI）の流速検出アルゴリズムをせん断波の波面検出に使うために、超音波装置本体の改造を一切必要とせず、超音波映像装置のビデオ出力を画像処理することで、連続的なせん断波を使う組織弾性の映像系が構成できる。
汎用の超音波装置に、加振源と画像処理用の PC、専用の画像処理ソフトを付けることで、簡単に定量性の高い組織弾性映像系が構成できる。（組織弾性の映像系が簡便な方法で得られる。従来装置のオプションで新規の医療映像法が構築できる）
- ② 超音波映像装置の流速検出アルゴリズムをせん断波の波面検出のために活用しているため、せん断波映像を得るのに必要な信号処理能力は一般の PC で十分であり、このため実時間でせん断波の波面が組織中を伝搬していく様子が動画像で観測できる。
（実時間で波面の動きが再生される。
波面の動きや伝搬方向の乱れから組織の機械的なマクロ構造が観察でき、これから液状変成、組織の癒着など従来の映像系では得にくい情報が得られる）
- ③ 連続的なせん断波（周波数 1 kHz 程度以下の生体表面からの振動の印加で生体組織中に励起される）を使っているため、超音波の放射圧を使う方法（シーメンス社 Virtual Touch 等）に比べて生体への高い安全性を有する。また静圧を生体表面から印加しそのときの組織ひずみを映像化する方法（日立、エラストグラフィ等）に比べて、せん断波を使っているため定量性が高い。
- ④ 連続的なせん断波を用いるため、反射波により定在波が発生してしまうと速度推定に誤差を生じてしまう。しかし、波数ベクトルフィルタによる反射波の除去や、実時間での波面観測による加振点の選定により、改善できる。

5-3 低周波加振に用いる加振器

従来法では 200~500Hz 程度の範囲で加振が可能な加振器を用いていたが、本手法では 100Hz 以下のせん断波を体表から励起する必要がある。

このような問題を解決するために、販売されているチップフィーダー(村田精工 HV01-15, HV00-15)を用いて試作を行った。

HV01-15 と HV00-15 を Fig.4-3-1 に示す。



Fig.5-3-1 村田精工 HV01-15(左)と HV00-15(右)

チップフィーダーを低周波加振器へ転用するに当たってチップフィーダーをプログラマブル交流電源に接続したところ電源周波数と実際の加振周波数の関係は Fig.5-3-2 のようになった。

無改造のチップフィーダーにはダイオードを含んだ整流回路が内蔵されており、Fig.5-3-2 から分かるように電源周波数と実際の加振周波数が一定の関係にならないという問題があった。

このような問題を解決するために内蔵されているダイオードを排除した回路を作成した。

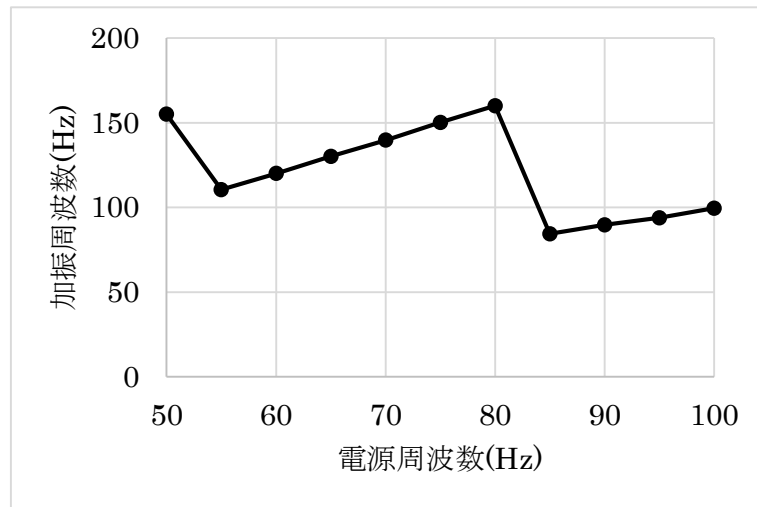


Fig.5-3-2 チップフィーダーの電源周波数と加振周波数

チップフィーダーに改造を施した後の電源周波数と実際の加振周波数を fig.5-3-3 に示す。

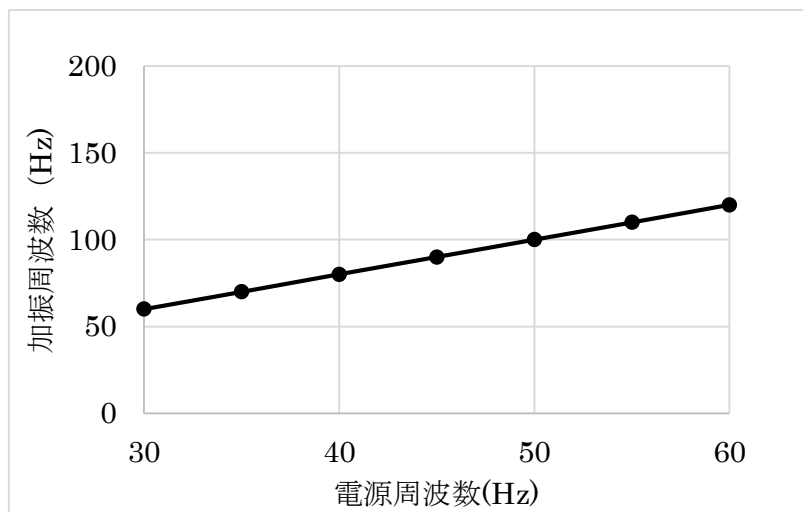


Fig.5-3-3 改造後の電源周波数と加振周波数

Fig.5-3-2 と Fig.5-3-3 から分かるようにチップフィーダー改造の前後で電源周波数と加振周波数が一定の関係になるよう改善された。

5-3-1 振動振幅と周波数特性

チップフィーダーを改造することで電源周波数と加振周波数の関係が一定となり、CDSWI法に用いる加振器として使用することが可能となった。

HV01-15 への印加電圧毎の周波数特性と 70Hz 加振時の振動波形を Fig.5-3-1-1 に示す。

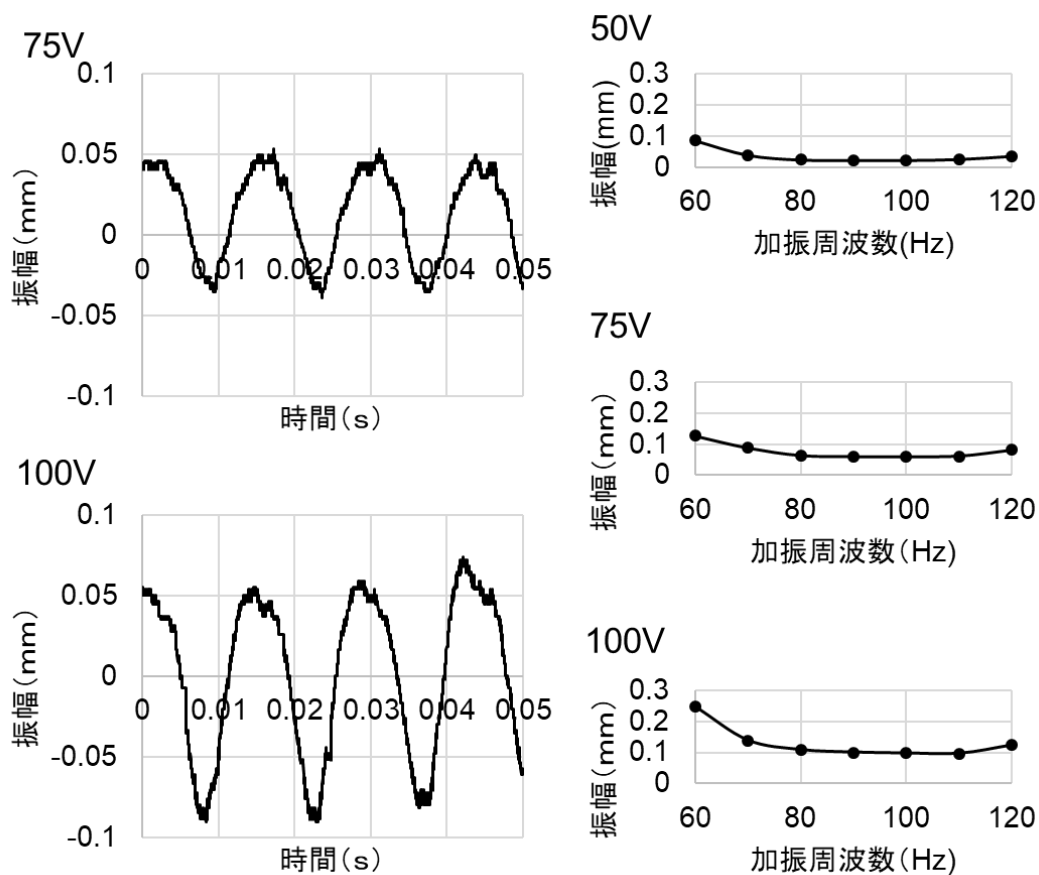


Fig.5-3-1-1 振動波形と周波数特性

この時の振動波形・振動振幅は以下のレーザー変位計を用いて測定を行った。

KEYENCE

表示パネル LK-GD500

センサヘッド LK-G30

以上から新加振器における周波数特性・振動波形に問題がないことが確認された。

5-3-2 中型加振器と小型加振器の比較

5-3-1 において新加振器(HV01-15)は CDSWI 法の加振器として機能することが確認されたが従来の加振器は約 85g であるのに対して新加振器は約 700g と操作性や長時間の測定における課題があった。

そこで HV01-15(700g)に比べ小型・軽量の HV00-15(330g)を用いて新加振器の軽量化を図った。

Fig.5-3-2-1 に HV01-15(中型加振器)と HV00-15(小型加振器)の周波数特性の比較を、Fig.5-3-2-2 に加振周波数 70Hz 時の中型加振器と小型加振器の振動波形を示す。

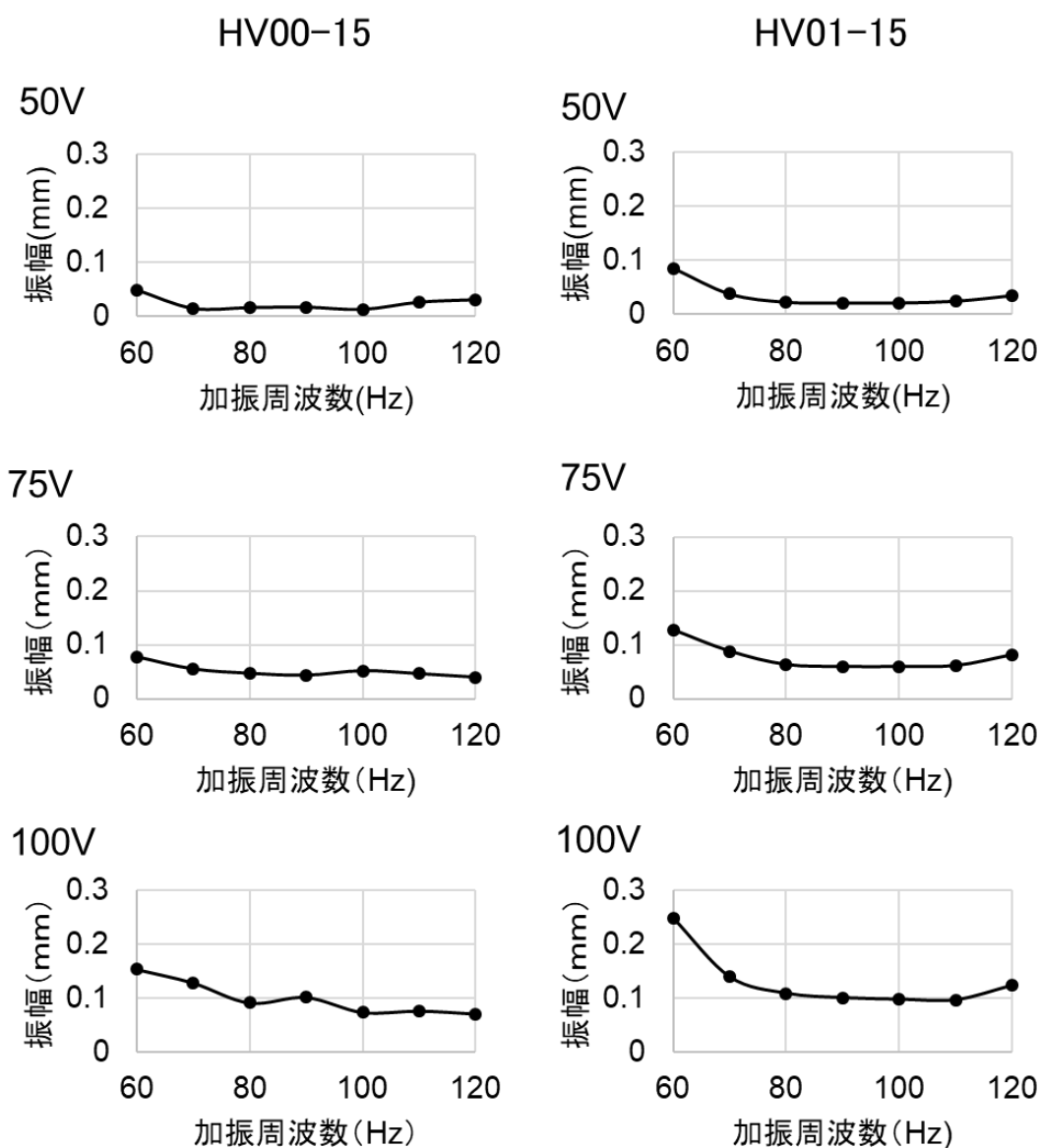


Fig.5-3-2-1 周波数特性の比較

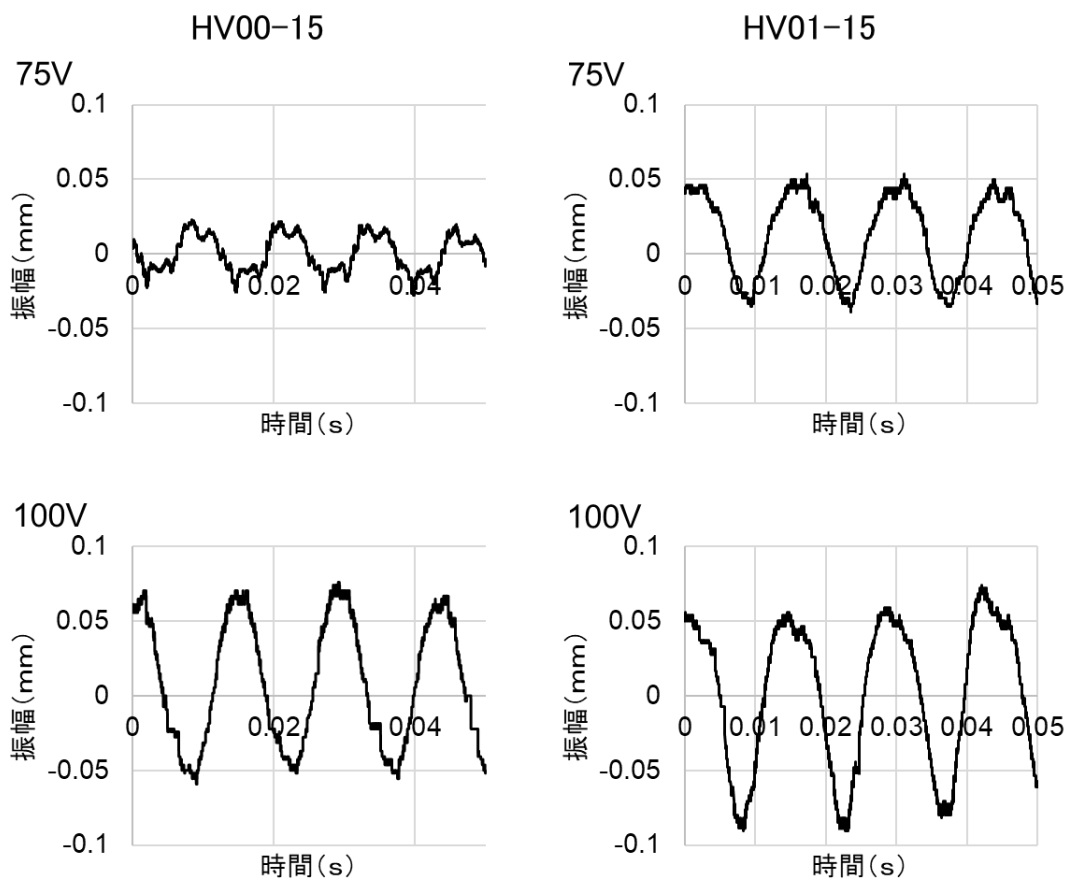


Fig.5-3-2-2 新加振器の振動波形の比較

Fig.5-3-2-1・Fig.5-3-2-2 より HV00-15 は 75V での動作時に波形に歪みが生じ、印加電圧 100V 未満では振動振幅が小さいため 100V 以上での動作が条件となるが、この条件を満たせば問題なく CDSWI 法の加振器として使用することが可能であることが確認された。

5-3-3 中型加振器と小型加振器を用いた生体実験

実用条件下で中型加振器と小型加振器を比較するため以下のような実験を行った。

[実験条件]

・ 超音波映像装置	EUB8500(日立)
・ 加振周波数	73.6Hz
・ 推定振動振幅	120 μ m
・ 測定部位	僧帽筋・棘上筋

[実験方法]

- I 同一の測定箇所を測定するために僧帽筋表面にプローブ位置を示すテープを貼り付けた。
- II 中型加振器の先端を僧帽筋表面で振動させ、半腱様筋内部にせん断波を励起させた。
- III 超音波映像装置につながれた超音波プローブをずり弾性波伝搬方向と平行に当てた。
- IV カラーフロー画像を取得し、画像処理を施すことで波面マップを得た。
- V II～IVの行程を繰り返し5データを取得した。
- VI 行程IIの中型加振器を小型加振器に交換し、II～Vの実験を再度行った。
- VII プローブの位置を固定しつつ超音波装置のROIを棘上筋の深部へと移動させ、II～VIの実験を再度行った。



Fig.5-3-3-1 中型加振器を用いた実験の様子

加振源の振動振幅の評価によって生体表面に励起されるせん断波振幅を評価することは可能だが、加振源の振動振幅からは生体内部を伝播するせん断波の振幅を評価することはできなかった。

そこで生体内部へのせん断波伝播の評価が可能なクオリティというパラメータを定義した。

ここで Quality は以下のように定義される。

$$Q = \frac{\sum_{j=0}^{N_x} \sum_{i=0}^{N_y} A(j,i)}{N_x N_y} \quad (6-3-1)$$

ここで

x : 解析する CFI の幅

y : 解析する CFI の高さ

A : 画像各点の振幅推定値 (基本波成分の振幅の値)

クオリティは ROI 内におけるせん断波の振幅相当量であるパラメータの平均を取ったもので、この値が高ければ高いほど ROI 内で映像化されている振幅が大きく、せん断波が明瞭に映像化されていることを表す。

本実験で得られた各実験 5 データの平均 Quality と伝搬図を Fig.5-3-3-2 と Fig.5-3-3-3 に示す。

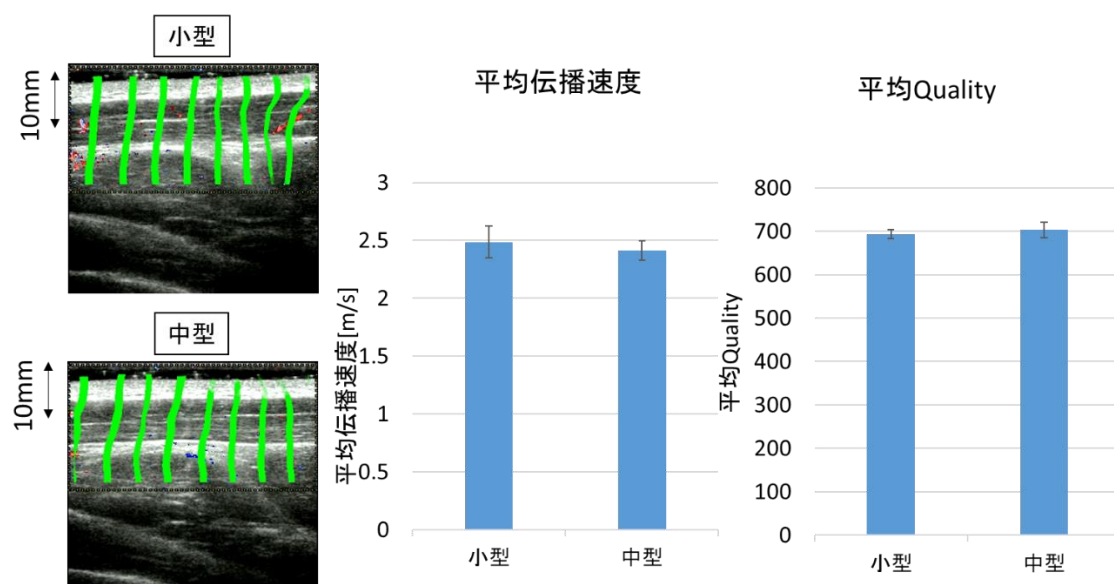


Fig.5-3-3-2 浅部における伝搬図と平均 Quality

Fig.5-3-3-2 から浅部では平均伝播速度・Quality とともに大きな差はなく操作性の面での優位性から小型加振器が優れていることが分かる。

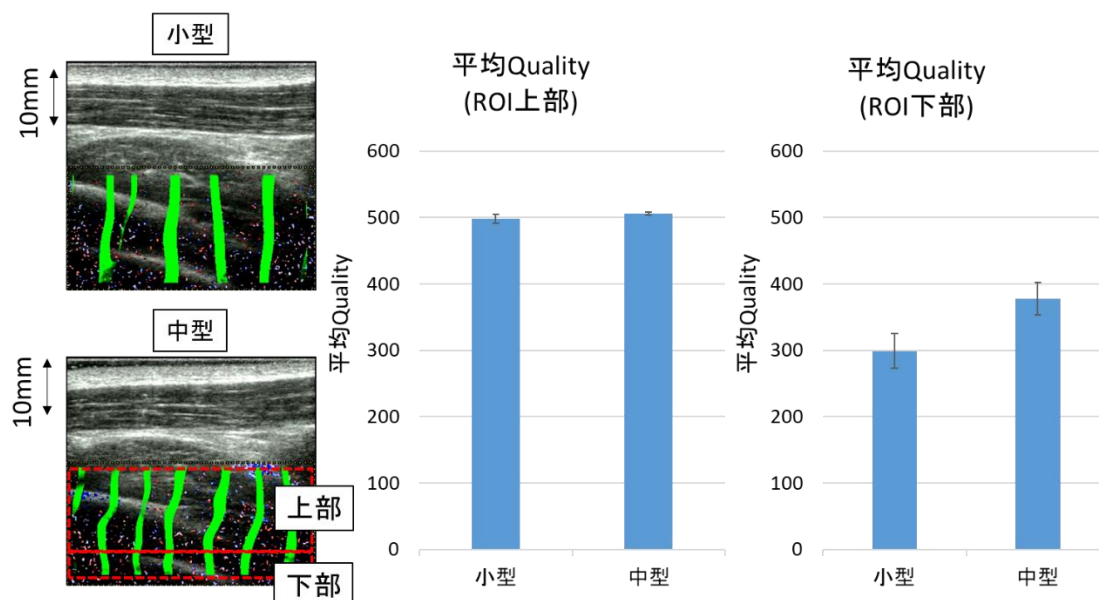


Fig.5-3-3-3 深部における伝搬図と平均 Quality

Fig.5-3-3-3 から ROI 上部では小型加振器と中型加振器で平均 Quality に大きな差がないが ROI 下部では平均 Quality に差異が生じていることが分かる。このことから僧帽筋・棘上筋においては ROI 下部とした領域の上端である体表から深さ 33.8mm までは小型加振器により励起されるせん断波が十分に到達するがそれより深い部位を測定対象とする場合は中型加振器を使用する必要があることが確認された。

第6章 骨格筋を対象とした生体実験

本章では、体表付近の生体組織である骨格筋を対象とした実験による提案手法の評価について示す。

6-1 実験方法

[実験条件]

・ 超音波映像装置	Logic7(GE)
・ 加振周波数	73.6Hz,245.8Hz
・ 推定振動振幅	120 μ m
・ 測定部位	半腱様筋

[実験方法]

- I 再現性向上のためにプローブホルダを半腱様筋表面に貼り付けプローブと生体との位置関係を固定、加振器に角度センサを取り付けた。
- II 新加振器の先端を半腱様筋表面で振動させ、角度センサを用いて加振器を生体に対して垂直から 30 度傾けた状態に調整して半腱様筋内部にせん断波を励起させた。
- III 超音波映像装置につながれた超音波プローブをずり弾性波伝搬方向と平行に当てた。
- IV カラーフロー画像を取得し、画像処理を施すことで波面マップを得た。
- V II～IVの行程を繰り返し 5 データを取得した。
- VI プローブを一度体表からプローブと加振器を離し、II～Vの測定を 3 回行った。
- VII プローブの位置を固定しつつ超音波装置の ROI をより半腱様筋の深部へと移動させた。
- VIII 行程 II の新加振器を従来加振器に交換し、II～VIの実験を再度行った。
- IX 検査者を交代し、II～VIIの実験を 3 回行った。

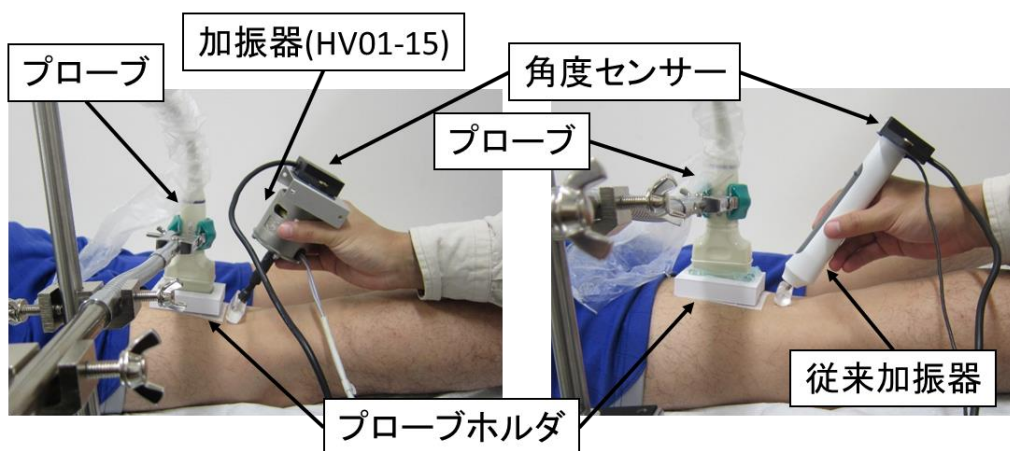


Fig.6-1-1 73.6Hz(左)と 245.8Hz(右)の生体実験の様子

加振器の角度を検知するための角度センサは傾斜計 G-NSDOG2-021(TE Connectivity)を使用した。

プローブと生体との位置関係を固定するためのプローブホルダは使用するプローブに合わせ 3D プリンターを用いて作製した。Fig.6-1-2 に示す。

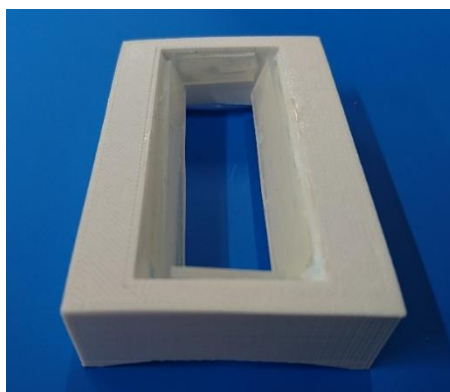


Fig.6-1-2 プローブホルダ

6-2 実験結果

実験で観測された浅部(体表より深さ 5.1-25.1mm)の例を Fig.6-2-1 に、深部(体表より深さ 20.6-40.6mm)の例を Fig.6-2-2 に示す。

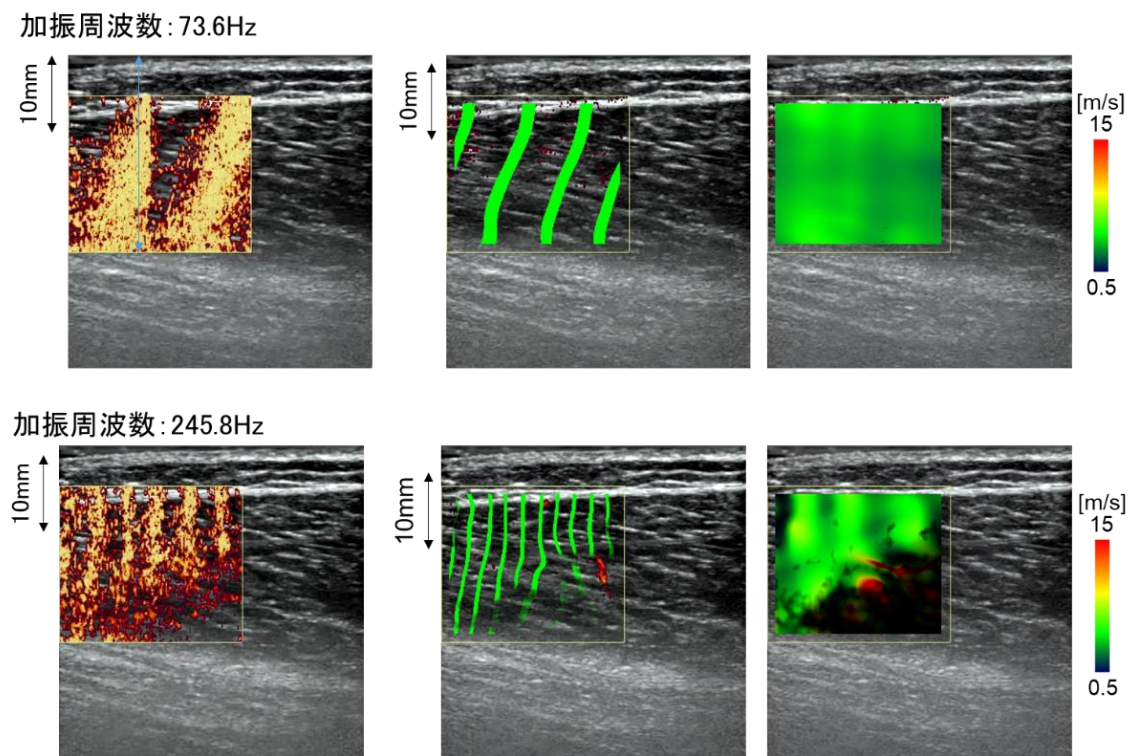
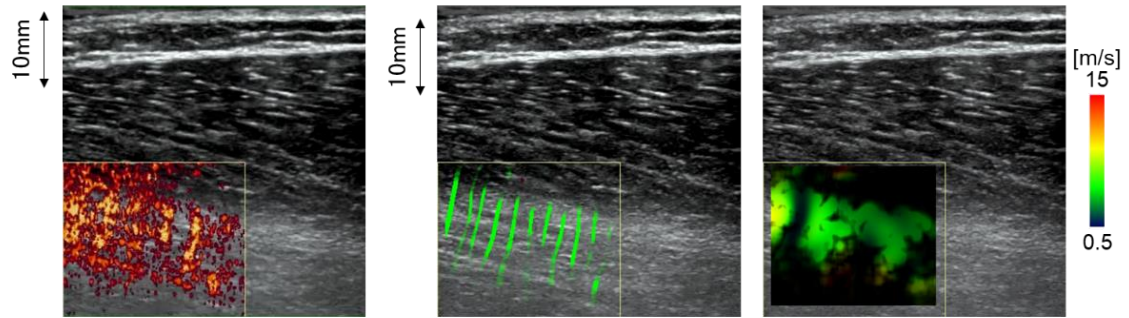


Fig.6-2-1 浅部における測定結果(CFI 画像、波面図、伝搬速度図)

加振周波数: 245.8Hz



加振周波数: 73.6Hz

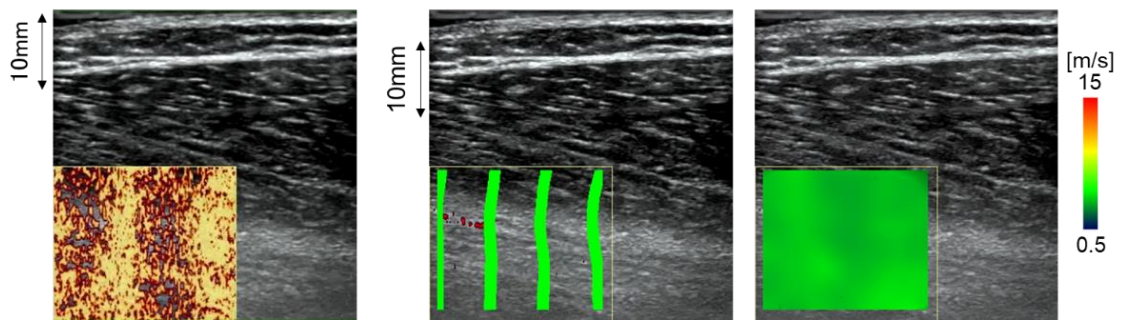


Fig.6-2-2 深部における測定結果(CFI 画像、伝播図、伝搬速度図)

6-3 本手法と従来法との比較

本実験で得られた各実験 5 データの平均伝播速度を Fig.6-3-2 に示す。

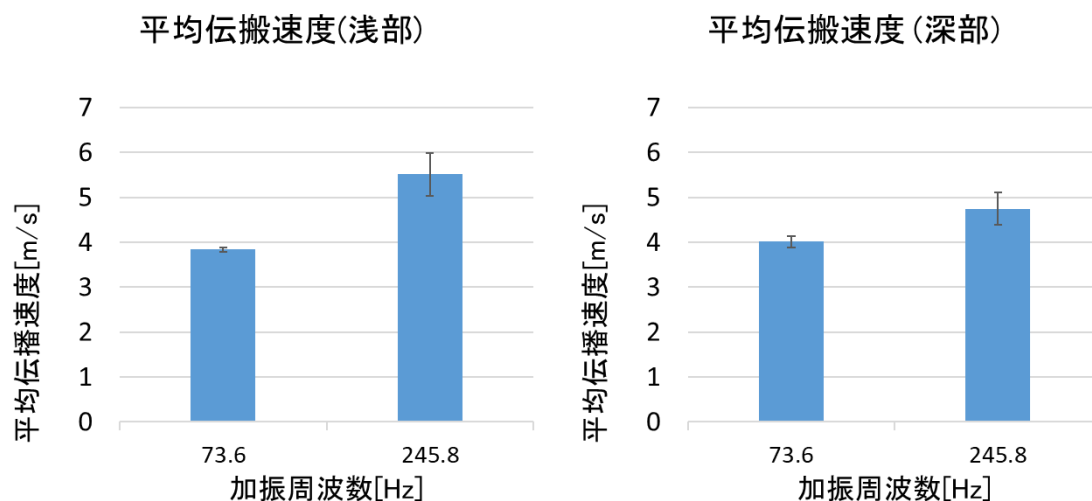


Fig.6-3-2 提案手法と従来法の平均伝播速度

Fig.6-3-2 からは従来の 245.8Hz では変動係数が大きく、浅部と深部で平均伝播速度に差異がみられる事がわかる。これはせん断波が骨格筋内に伝播しにくいことによる波面の一様性の劣化が原因と考えられる。一方、加振周波数 73.6Hz では浅部の変動係数が約 1.3%、深部は約 3.1%であり、浅部と深部の平均伝播速度差も小さく、安定した測定が行えていることが確認された。

本実験で得られた異なる 3 検査者による測定の平均伝播速度・変動係数を Fig.6-3-3 に示す。

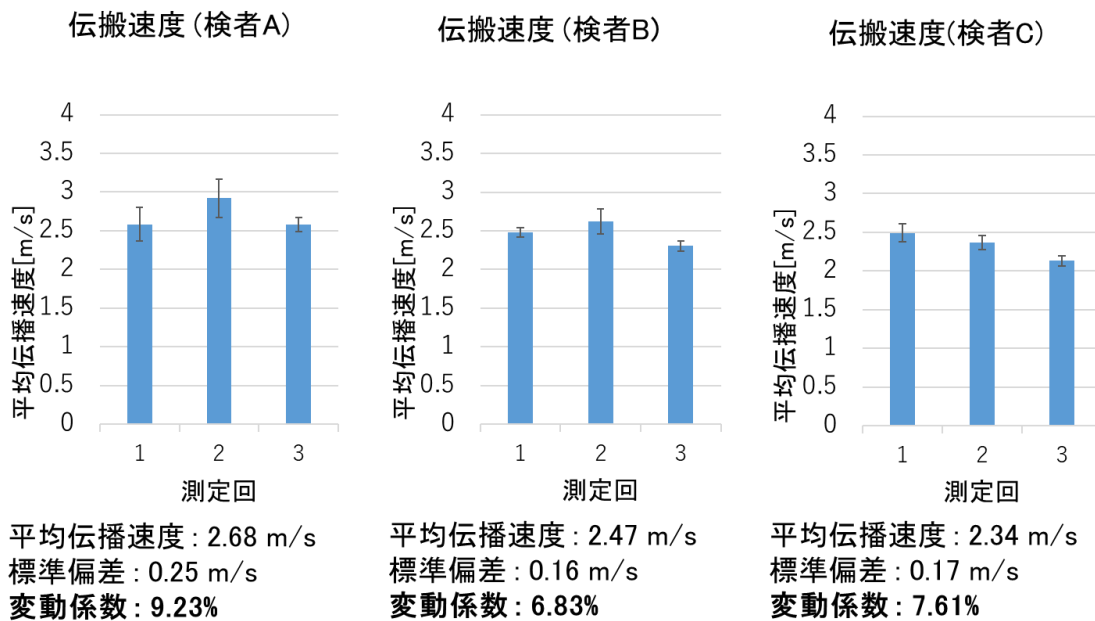


Fig.6-3-3 異なる3検査者による測定の前平均伝播速度

Fig.6-3-3 ではすべての検査者において変動係数を 10%以内に抑えることができ、3 検査者によるすべての測定データの変動係数も 9.757%と低い数値に抑えられていた。このことから提案手法である低周波加振によって再現性の高い測定が行えることが確認された。

骨格筋は緊張状態と弛緩状態で伝播速度に 2 倍以上の差が現れることが確認されている。そのため、変動係数が 10%以内であれば十分に疾病に対応可能であると考えられる。

6-4 生体侵入深さの評価

本実験で得られたデータから半腱様筋に対して低周波加振の生体侵入深さの評価を行った。

本実験で得られた各実験 5 データの平均 Quality を Fig.6-3-1 に示す。

本章では最もクオリティの高かった浅部での 73.6Hz 加振のクオリティ値を 1 としてその他の条件のクオリティとの比較を行っている。

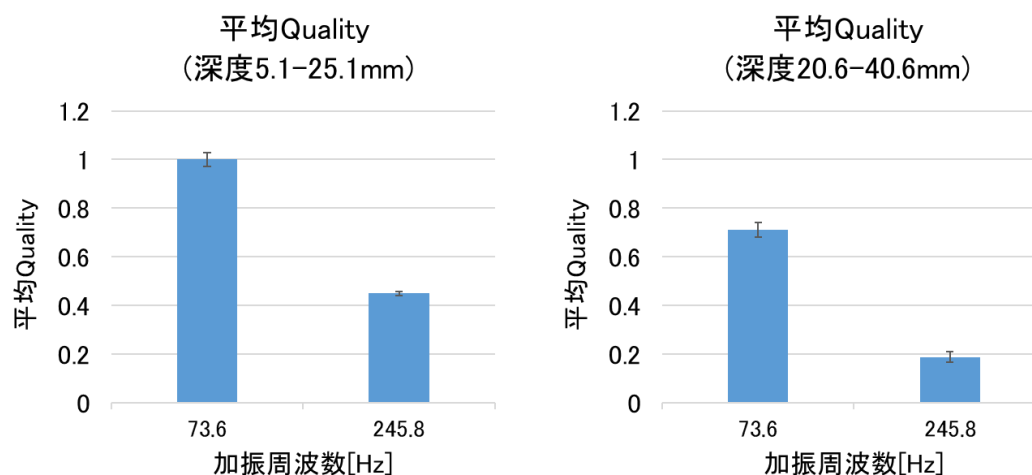


Fig.6-3-1 提案手法(73.6Hz)と従来法(245.8Hz)の平均 Quality

Fig.6-3-1 からは 73.6Hz では深部の平均 Quality が浅部に対して約 29%減で抑えられている反面 245.8Hz では約 59%減と映像化振幅が大きく減少してしまっている事がわかる。また、浅部の時点で低周波と高周波に 2 倍以上の差が見られ、深部では低周波加振である 73.6Hz は従来の加振周波数に比べ、映像化される振幅を約 3.77 倍にすることができている。以上のことから体表から深さ 40.6mm までせん断波が到達しており、深部組織の測定が可能となっていることが確認された。

6-5 空間分解能の評価

提案手法では加振周波数が従来法の約 1/3 となるため、分解能の低下を招く可能性がある。そこで上腕二頭筋と上腕筋の両者を同時に測定することができる上腕部を対象とした実験で得られたデータに対して空間分解能の評価を行った。以下の実験条件で得られたデータを Fig.6-5-1、Fig.6-5-2 に示す。

[実験条件]

・超音波映像装置	EUB8500(日立)
・加振周波数	75.8Hz
・推定振動振幅	120 μ m
・測定部位	上腕部

[実験方法]

- I 再現性向上のためにプローブホルダを測定部位表面に貼り付けプローブと生体との位置関係を固定、加振器に角度センサを取り付けた。
- II 新加振器の先端を測定部位表面で振動させ、角度センサを用いて加振器を生体に対して垂直から 30 度傾けた状態に調整して測定部位内部にせん断波を励起させた。
- III 超音波映像装置につながれた超音波プローブをずり弾性波伝搬方向と平行に当てた。
- IV カラーフロー画像を取得し、画像処理を施すことで波面マップを得た。
- V II～IVの行程を繰り返し 5 データを取得した。

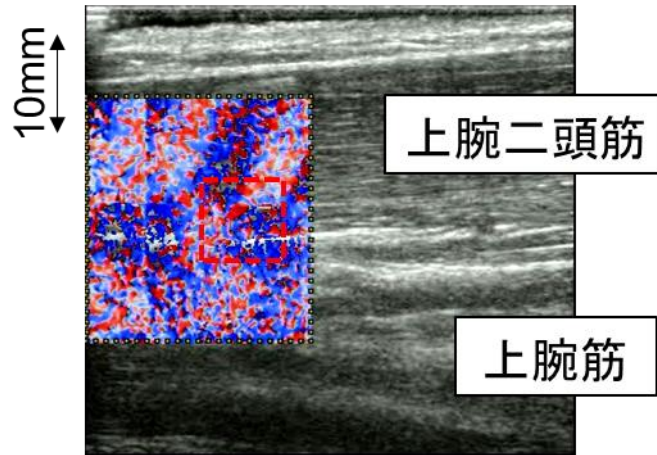


Fig.6-5-1 上腕二頭筋・上腕筋測定の様子(CFI 画像)

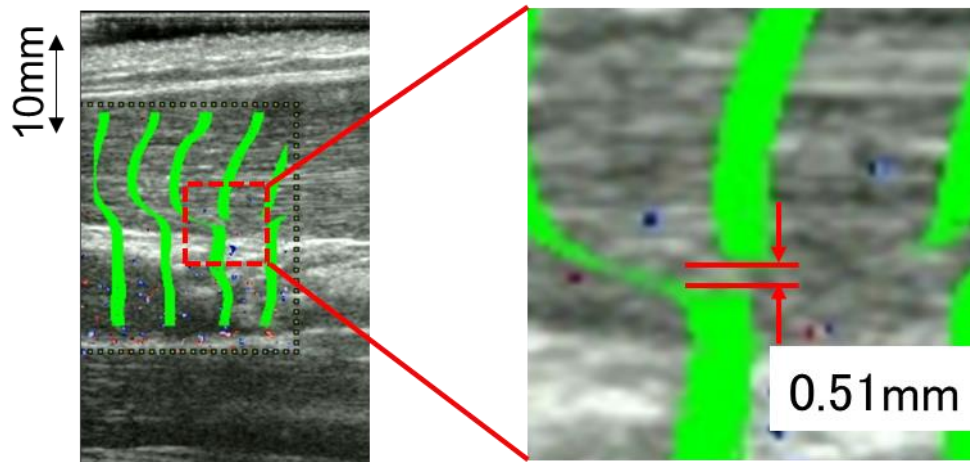


Fig.6-5-2 上腕二頭筋・上腕筋測定の様子(伝播図)

Fig.6-5-1 の CFI 上では波面の位相ズレにより非常に薄く描出されている筋膜であるが伝播図上では広がってしまっているため、この広がり距離を分解能として評価した。

その結果この広がり距離は 0.51mm であり、適応型ウィナーフィルターを適用した際の伝播図の分解能は 0.51mm であることが確認された

6-6 三角筋への適用

[実験条件]

・ 超音波映像装置	EUB-8500(日立メディコ)
・ 加振周波数	77.4Hz,276.5Hz
・ 推定振動振幅	120 μ m
・ 測定部位	三角筋

[実験方法]

- I 同一の測定箇所を測定するために三角筋表面にプローブ位置を示すテープを貼り付けた。
- II 低周波励起用加振器の先端を三角筋表面で振動させ、三角筋内部にせん断波を励起させた。
- III 超音波映像装置につながれた超音波プローブをずり弾性波伝搬方向と平行に当てた。
- IV カラーフロー画像を取得し、画像処理を施すことで波面マップを得た。
- V II～IVの行程を繰り返し5データを取得した。
- VI 行程IIの低周波励起用加振器を従来の加振器に交換し、II～Vの実験を再度行った。

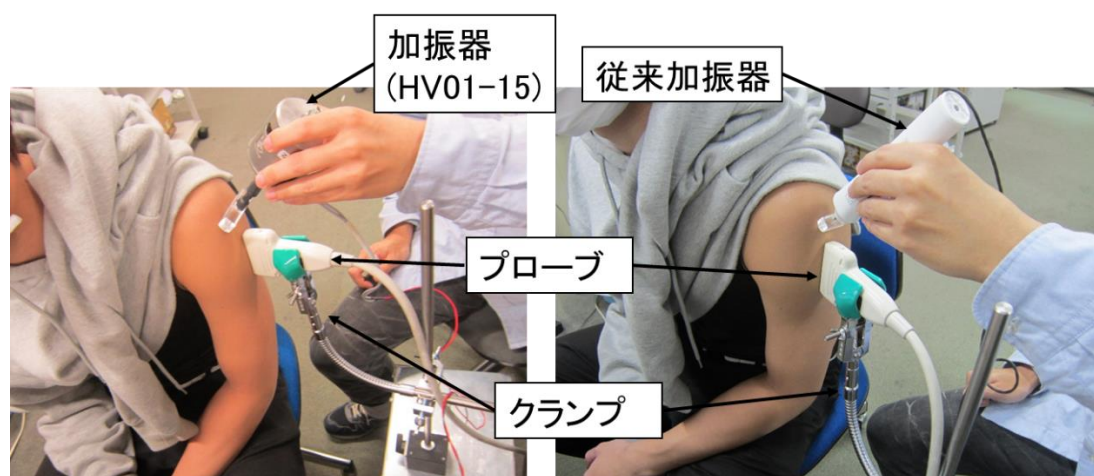


Fig.6-6-1 77.4Hz(左)と 276.5Hz(右)の生体実験の様子

実験で観測された結果を Fig.6-6-2, Fig.6-6-3 に示す。

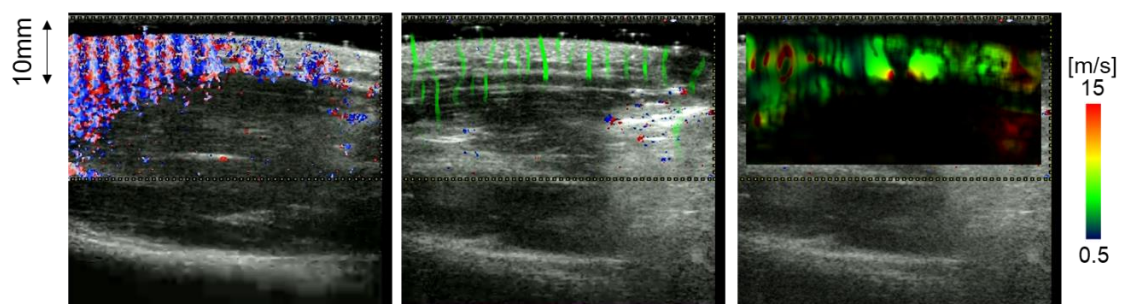


Fig.6-6-2 加振周波数 276.5Hz での実験結果

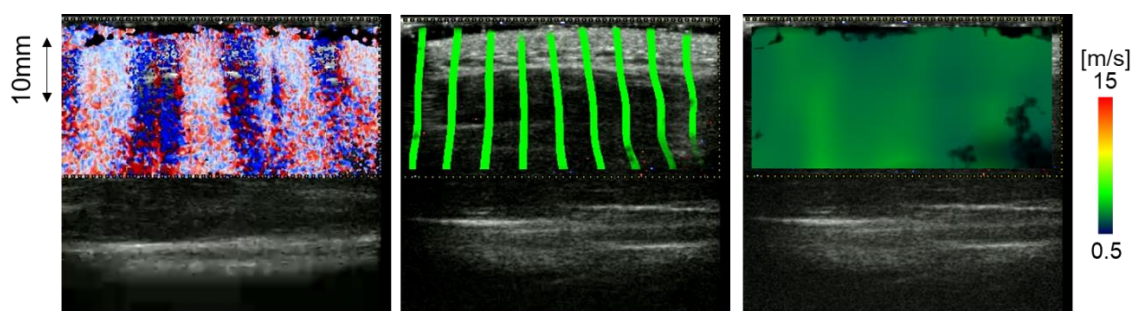


Fig.6-6-3 加振周波数 77.4Hz での実験結果

加振周波数 77.4Hz では 5 データの平均クオリティが 711.1 であったが 276.5Hz では 5 データの平均クオリティが 147.2 と低周波に比べ非常に低く、せん断波の到達深度が非常に浅いことが Fig.6-6-2、 Fig.6-6-3 から確認することができる。

一方、低周波では波面の一様性が非常に高く、十分にせん断波が到達していることが確認された。

第7章 結論

7-1 結論

本研究では、深部組織を対象とすることが難しかった従来のカラー Doppler せん断波映像法 (CD SWI 法) に対して低周波加振を用いることで、深部組織に対してもせん断波が到達を確認でき、生体への安全性が高い新たなせん断波の映像化システムを提案した。

(1) 加振器

従来の加振器に比べ低周波振動が可能な新加振器を作製した。新加振器の課題であった重量の増加による操作性の低下・長時間測定への負担増に対して、測定に必要な振動波形や振動振幅を確保しつつ加振器の小型化を図ったことにより操作性の向上・検査者への負担軽減が実現した。

(2) 小領域分割フィルター

せん断波位相マップを小領域に分割し、その分割領域に高設定値の適応型ウィナーフィルターを適用する小領域分割ウィナーフィルターを設計した。これによって従来では難しかった雑音と信号が混在した CFI の雑音を、構造的情報を含んだ波面を再現しつつ除去することが可能になり、波面の可読性と分解能の両立が可能となった。

(3) 骨格筋を対象とした評価実験

複数の骨格筋を対象に低周波振動を用いてせん断波の侵入深さ、再現性、分解能を評価する実験を行った。再現性の面では、検査者毎の変動係数も全検査者で 10%以内、全データを対象としても変動係数を 10%以内に抑えることができ、高い再現性が確保されていることが確認できた。

また、従来の 245.8Hz では変動係数が大きく浅部と深部で平均伝播速度に差異が生じていたが、提案手法である 73.6Hz では浅部と深部での平均伝播速度差が小さく、変動係数も 4%以内と非常に小さく抑えられており安定した測定が可能であることが確認できた。

到達深度の面では、245.8Hz では深部の平均 Quality が浅部に対して約 59%減と映像化振幅が大きく減少していたが、73.6Hz では約 29%減で抑えることができた。また、体表からの深さ 20.6~40.6mm の範囲では 73.6Hz は従来の加振周波数に比べ、約 3.77 倍の映像化振幅が得られることが確認できた。そしてこれらより低周波加振により励起されたせん断波は少なくとも体表から深さ 40.6mm まで到達することが確認された。

分解能の面では適応型ウィナーフィルターを適用した際の伝播図の分解能は 0.51mm であることが確認でき、骨格筋を対象として測定する上で十分な分解能が確保されていることが確認された。

7-2 今後の課題

- 1.今回、中型加振器から小型化加振器へと軽量化を図ったが、依然として従来の加振器と比べると重量が大きく、更なる軽量化が求められる。
- 2.今回行った生体実験では、変動係数が 10%と十分な再現性が確保されていたが、病変への適用やリハビリテーション効果の客観的な評価の実現へ向け更に再現性を向上させる必要がある。
- 3.今回は測定対象を半腱様筋・僧帽筋・棘上筋としたが、肝臓等の臓器への適用を見据え、今回測定対象とした骨格筋に限らない多部位への低周波加振測定の実用、最適化が必要である。

謝辞

本研究を行うにあたり、終始適切なお指導をいただきました群馬大学大学院理工学府理工学専攻山越芳樹教授に深く感謝申し上げます。また回路設計や測定に日頃から助力を頂いた砂口助教、遠坂俊明客員教授、荻野毅技官に深く感謝申し上げます。さらに研究を共にし、測定装置試作、データ解析にご協力いただきました修士 2 年山崎真有子氏、修士 1 年中山希氏、学部 4 年 伊賀賢一氏、堀口悠希氏に感謝申し上げます。最後に山越研究室での 3 年間にわたる研究でお世話になった方々に感謝いたします。

参考文献

「Observation from change of propagation velocity or shear elastic modulus when static pressure is applied.」 H.Latorre-Ossa, J.Gennisson, E.Brosses, et.al. IEEE trans. On UFFC 833 (2012)

「Observation from harmonic frequency component of shear wave」 I.Sack, C.Mcgowan, A.Saman et.al. Mag. Res. Med. 842 (2004)

Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. IEEE Trans. UFFC. 2004;51:396-409.

Evans DH, Jensen JA, Nielsen MB. Ultrasonic colour Doppler imaging. Interface Focus 2011;doi:10.1098/rsfs.2011.0017.

Gao L, Parker KJ; Lerner RM; Levinson SF, Imaging of the elastic properties of tissue—A review. Ultrasound Med. Biol. 1996;22:959–77.

Miwa T, Parajuli RJ, Tomizawa R, Yamakoshi Y. Shear wave velocity estimation by virtual sensing array spectrum analysis. Jpn. J. Appl. Phys. 2011;50: 07HF07.

Ophir J, Cespedes I, Garra B, Ponnekanti H, Huang Y, Maklad N. Elastography: Ultrasound imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo. Eur. J. Ultrasound 1996;3:49–70.

Parajuli RK, Tei R, Nakai D, Yamakoshi Y. Shear wave imaging using phase modulation component of harmonic distortion in continuous shear wave excitation. Jpn. J. Appl. Phys. 2013;52:07HF22.

Sarvazyan AP, Rudenko OV; Swanson SD, Fowlkes JB, Emelianov SY. Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics. Ultrasound Med. Biol. 1998;24:1419-35.

近藤祐司(2010)「カラー Doppler 法」

〈<http://www.t-net.ne.jp/~kondoy/lecture/dop/doppler5.pdf>〉

(2013/12/3 アクセス)