

修士論文

ウェーブレット縮退による  
超音波心断層像のスペックル除去



平成 21 年度修了  
三重大学大学院工学研究科  
博士前期課程 情報工学専攻

中山 健太

# はじめに

厚生労働省が発表している人口動態統計 [1] によると、ここ 10 年間で心疾患による死者数は徐々に増加している。心疾患は初期段階での適切な治療により回復が可能であるため、早期発見が重要である。現代の医療現場において、早期発見を可能にする画像診断は必要不可欠な技術である。特に、直接的な目視が不可能である内臓の形状や運動の様子を各種の医療用画像として可視化する画像化技術の重要性は、今後、さらに増すことが予想される。体内情報を画像化する方法としては磁気核共鳴画像 (MRI) や超音波診断法が知られている。本論文ではこのうち、超音波診断法に注目する。超音波診断は生体に対して安全である点、装置が小型で安価である点から広く使われている。しかし、現状では音波が体内中を伝播する際に生じる多重反射や散乱に基づくノイズとスペckルの影響により、高画質な超音波画像を生成することは困難である。現在は医師がこのような画質の低い超音波画像を用いて、目視と主観による診断を行っている。もし、自動的にノイズとスペckルを低減し、超音波画像の高画質化が実現できれば、医師の診断における負担を低減することが可能となる。

これまで用いられてきた高速フーリエ変換を用いた周波数解析に基づく超音波画像のノイズ除去手法では、任意の観測パターンを種々の周波数を持った正弦波、余弦波の和として表すので、反射波を観測した時刻情報すなわち体表面からの深さを表わす位置情報が含まれておらず、特定の位置にフィルタ処理を行うことが不可能であり、これが高画質化を困難にしている。

本論文では、時間と周波数を同時解析する時間周波数解析の一手法であるウェーブレット変換を用いてフィルタ処理を行うことで超音波画像の高画質化を図る。

ウェーブレット変換とは、マザーウェーブレットと呼ばれる基本の波形を拡大・平行移動し、それと解析信号とを畳み込み演算して似ている度合いを観測するものである。ウェーブレット縮退とは、ウェーブレット変換を用いて得られたウェーブレット係数に対し、ノイズを除去し、再構成することである。本論文では、様々なウェーブレットのアルゴリズムのうち、複素数型 RI-Spline ウェーブレットを用いてパルスや画像のエッジなどの非定常信号を安定して解析する複素数多重解像度解析 (Complex Multi-Resolution

Analysis) を利用したウェーブレット縮退で超音波画像を高画質化する手法を提案する。

実験の結果、超音波 RF 信号に対してウェーブレット縮退を用いることでスペckルノイズの低減とコントラストの向上を伴う画質の改善が見られた。

# 目次

はじめに	i
<b>第 1 章 序論</b>	<b>1</b>
1.1 研究の背景	1
1.2 研究の目的	2
1.3 関連研究	3
1.4 論文の構成	4
<b>第 2 章 超音波診断法</b>	<b>5</b>
2.1 超音波診断の歩み	5
2.2 超音波診断法の原理	6
2.2.1 超音波の性質	6
2.2.2 超音波診断法の種類	7
2.2.3 超音波エコーの表示法	7
2.2.4 超音波診断におけるノイズとアーチファクト	9
<b>第 3 章 ウェーブレット縮退</b>	<b>11</b>
3.1 ウェーブレットの誕生	12
3.1.1 フーリエ変換とウェーブレット変換	12
3.2 ウェーブレットの基本原理	12
3.3 ノイズの除去	13
3.3.1 ノイズの推定	13
3.3.2 Soft Threshold	13
<b>第 4 章 超音波信号の画像化</b>	<b>14</b>
4.1 超音波信号の取得	14
4.2 振幅の算出	14
4.3 対数増幅	15

---

4.4	ゲインとダイナミックレンジ . . . . .	15
4.4.1	ゲイン . . . . .	16
4.4.2	ダイナミックレンジ . . . . .	17
<b>第5章</b>	<b>実験</b>	<b>18</b>
5.1	ウェーブレット縮退の適用 . . . . .	18
5.2	定量的な評価尺度 . . . . .	20
5.3	有意差検定 . . . . .	23
5.4	結果の比較と考察 . . . . .	23
<b>第6章</b>	<b>結論</b>	<b>27</b>
6.1	まとめ . . . . .	27
6.2	今後の課題 . . . . .	27
<b>付録 A</b>	<b>データリスト</b>	<b>28</b>
A.1	プログラムソースリスト . . . . .	28
A.2	実験データリスト . . . . .	28
<b>付録 B</b>	<b>発表資料</b>	<b>29</b>
<b>謝辞</b>		<b>30</b>

# 第1章

## 序論

### 1.1 研究の背景

図 1.1 によると、平成 20 年の心疾患による死者は 18 万人を超え、全死者数の 16 パーセントを占める。また、ここ 10 年間での心疾患による死者数の推移を図 1.2 に示す。この図からもわかるように心疾患による死者は徐々に増加している。心疾患は重症化すると生命に重大な影響を与える。しかし、その一方で心疾患は早い段階で発見し、リスクの軽減や投薬などの治療によって病状の進行を予防することが可能である。そのため心疾患の診断においては、早期発見、初期治療の重要性は極めて高い。

超音波診断装置は循環器系の診断において有用な画像診断装置のひとつである。超音波診断装置は、以下の利点から広く用いられている。

- 生体に対して安全
- 装置が小型で安価
- リアルタイムでの生体内部情報の画像化

一方で超音波診断装置には、音波が生体内を伝播するときに生じる音波の多重反射や散乱に基づくノイズとスペックルとの影響により、画質が低下しやすい問題がある。心エコー法による生体組織診断では、医師は画質の低い超音波画像を用いて目視と主観で診断を行う必要がある。ノイズやスペックルを多く含む超音波画像を用いて行われる、医師の主観に基づく組織性状の評価は、評価の精度や再現性、信頼性が低下することが懸念される。特に、心筋の診断は、超音波画像上で大きく拍動する心筋組織を評価する必要があるため、困難を伴う。

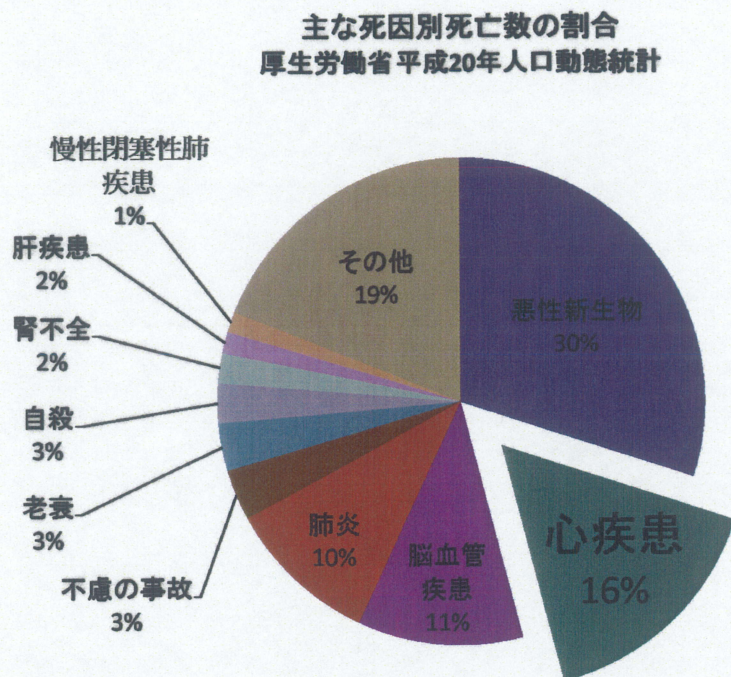


図 1.1: 主な死因別死亡数の割合 [1]

## 1.2 研究の目的

我々は、超音波診断装置内で画像を生成するもととなる超音波の原信号を高速に AD 変換して計算機に取り込むことができるシステムを用いて研究を行って来た。図 1.3 に計算機上に実装した画像生成プログラムを用いて、原信号に対して、画質改善処理なしに生成した超音波画像を示す。本来、心腔部分（図中 A の領域）は血液が存在し、超音波の反射はないので、明確に黒く表示されるべきだが、実際はスペックルが多く表示され、心筋（図中 B の領域）との輝度差も不明瞭である。このことは、画像生成の過程で、何らかのノイズ低減処理を行う必要性を示唆する。

本研究は、超音波画像の高画質化を目的とする。そのための手法として、ウェーブレット縮退によるスペックルノイズ除去手法を提案する。ウェーブレット縮退におけるマザーウェーブレットに RI-Spline ウェーブレットを用いて、効果の高いノイズ除去手法とする。

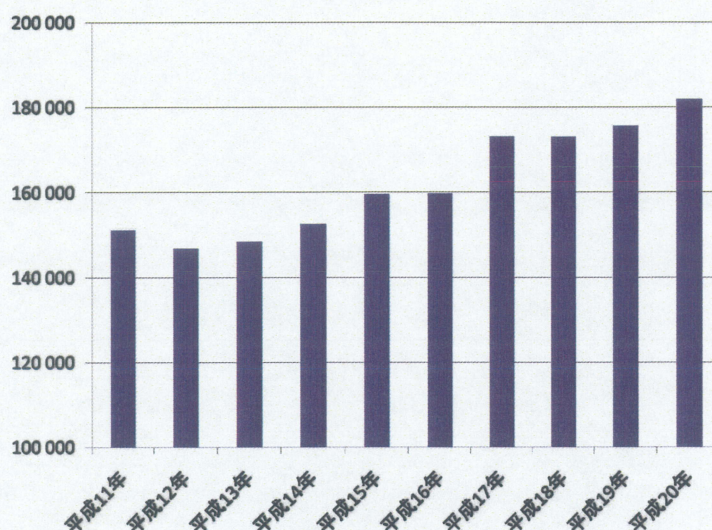


図 1.2: 心疾患による死者数の推移

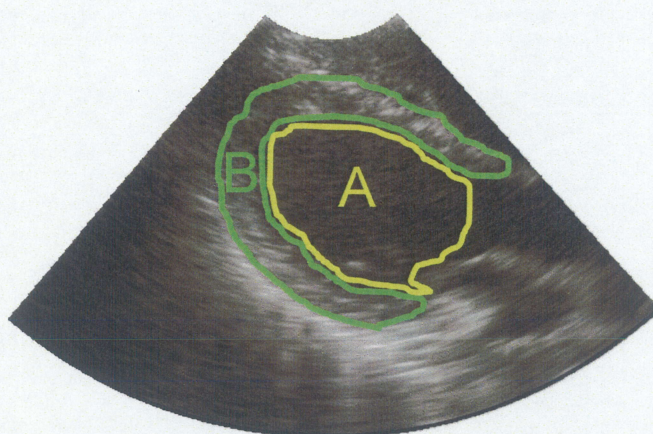


図 1.3: 超音波画像

### 1.3 関連研究

ウェーブレット縮退を用いた超音波心断層像の高画質化に関する研究として X.Zong らによる研究 [2] や, Y.Yue らによる研究 [3] がある. しかし, これらの研究では画像に対してウェーブレット縮退を行うことで画質の改善を図っている. そのため, 得られる画像は過度に平滑化された不自然な画像となる. そのため本研究では画像生成前の超音波信号に対してウェーブレット縮退を用いることによる画質改善を目指す.



## 1.4 論文の構成

本論文ではまず、第2章にて、関連する技術である超音波診断について述べる。第3章にて、本研究で取り扱うウェーブレット縮退について述べる。第4章にて、超音波信号からの超音波心断層像生成について述べる。第5章にて、実験により得られた超音波心断層像の例、結果の評価と考察について述べる。第6章にて、本研究のまとめと今後の課題について述べる。

## 第2章

# 超音波診断法

超音波診断装置は、超音波ビームをパルスとして体表から人体内部に向けて発射したときの体内からの反射波（エコー）を利用して体内の情報を得ようとする装置である。超音波による診断は非観血であり、しかもX線、 $\gamma$ 線に比べ副作用が少ないため、効果的な無侵襲診断装置の一つとされている。

現在、超音波診断装置には主としてパルス反射法により生体軟部組織の形態的診断を行う超音波診断法と、赤血球からのドプラ (Doppler) 効果を利用して血流速度を測定することにより生体の機能を評価、測定する超音波ドプラ法とがある。

### 2.1 超音波診断の歩み [4][5]

心疾患に超音波診断法が導入されて臨床的応用が可能になったのは、それほど新しいことではない。しかし、心臓は常時拍動を続けており他の臓器用の装置を使用したのでは画像の解像度が著しく低下するため、超音波ビームを高速に走査する手段が発明されるまでは、超音波診断法による心臓断層像の診断応用は実現されなかった。

超音波診断法を心臓診断に応用する方法として Holmes は 1954 年、Howry が開発した複合走査法に心電図同期の重要性を示唆した。また同じ年にスウェーデンの Edler, Herz は、心臓から返ってくる超音波反射波、すなわち心エコーを時間の関数として表示する現在の Mモード法の基礎を作った。その後、Mモード法は、1960 年代中頃より、アメリカの Joyner, Feigenbaum らにより広く臨床応用されるに至った。

一方、心診断像を得るには高速走査法が必要であるという技術的問題は、Herz, Olofsson らのミラー方式の機械的走査 (mechanical scan) による心断層法や、海老名、菊池らによる極近接水浸法 (proximity immersed method) を用いた高解像度の機械的走査法の開発によって大きく改善され、超音波心断層法の基礎が作られた。ミラー方式とは、トランスデューサ (transducer) を高速回転させ、超音波ビームを放射線反射により高速リニア走査

させ画像を得ようとする方式で、また極近接水浸法とは、位置継ぎ合わせ方式 (pathing-up method) とも言われているものであるが、被験者の胸壁上に水槽を置き、その中に探触子を浸す方式である。その後、超音波心断層法はリアルタイム観測の可能な高速度走査法へと展開していき、Griffith, Henry, Feigenbaum および竹村, 神戸らの高速機械的走査法と Bom, King, さらには最近の Thurstone, 飯沼, 近藤らの電子走査法の2つの方式に成長し現在に至っている。

その他に超音波の臨床応用の方法として有望視されたものに超音波ドプラ法がある。この方法は1956年、里村らによって開発され、二村, 金子らによって発展し血流計測に重要な地位を占めるに至った。1973年 Baker によってパルスドプラ法が開発され、心エコー図を見ながら心内雑音の局所性を検出可能になった。しかし、パルスドプラ法では実時間表示が困難であるため、1982年にカラードプラ法が開発され、実時間に血流速、周波数の分散の血流情報、反射強度を合わせて心断層エコー図上にカラー表示することに成功した。今後Mモードとドプラ法とともに併用されて発展していくと考えられる。

## 2.2 超音波診断法の原理

### 2.2.1 超音波の性質

超音波とは、周波数が20kHz以上の人間の耳には聞こえない高い周波数の音波のことを指す。人間の可聴域と本質的な差はないが、耳には聞こえないためその応用面では全く異なる。すなわち触媒は空気に限らず、水中や金属などあらゆる気体、液体、固体において多くの応用が考案されている。超音波は指向性が強く、直進する性質を有しているが、音響インピーダンスの差を生ずる物質の境界面で反射する性質があり、超音波診断装置ではこの特徴を利用する。

音響インピーダンス  $Z$  は、組織の密度  $\rho$  と伝播速度  $c$  との積により求めることができる。

$$Z = \rho c \quad (2.1)$$

また境界面での反射率  $R$  は、

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (2.2)$$

で示される。このことは音響インピーダンスの差が大きいほど反射率は大きくなることを意味している。したがって、心疾患の診断には骨や肺などの音響インピーダンスの大きく異なる部分は避けて超音波を投入する必要がある。各種組織の音響特性を表2.1に示す。

この他にも超音波には、

表 2.1: 体内組織の音響特性

組織	伝播速度 [m/sec]	音響インピーダンス [ $10^6 \text{kg/m}^2 \cdot \text{sec}$ ]	減衰 [dB/cm <sup>-1</sup> ]
水	1483	1.48	0.0022
空気	343	0.000415	12
血液	1570	1.61	0.18
生体軟部	1570	1.63	0.81
筋肉	1585	1.70	1.3 ~ 3.3
骨	4080	7.80	13

1. 気体中では減衰（伝搬損失）が大きい。
2. 液体や固体中ではよく伝播し、液体と気体中では縦波（粗密波）だけが伝わるが、固体中では縦波だけでなく、横波（ズリ波）、表面波も伝わる。
3. 小さい振動変位で高い音圧と強力なパワー密度をもつ。

などの特性がある。

### 2.2.2 超音波診断法の種類

超音波診断法を原理の上から大別すると、断層法とドプラ法に分けることができる。超音波診断法の種類と主な用途を図 2.1 に示す。

### 2.2.3 超音波エコーの表示法

本研究では、超音波診断法のパルス反射法により解析を行っている。パルス反射法は、超音波をパルス波として一定の周期で送信と受信を繰り返し行う方法である。超音波振動子により生体内に放射された超音波パルスは、生体組織間の音響インピーダンスの差があるところで一部反射され、他は透過していく。反射された超音波パルスは、同じ超音波振動子で受波され電気信号に変換される。

#### A モード法

表示装置の時間軸上に、それに対応した時間で帰ってくる超音波エコーを振幅波形 (amplitude: 振幅) で表示する様式。

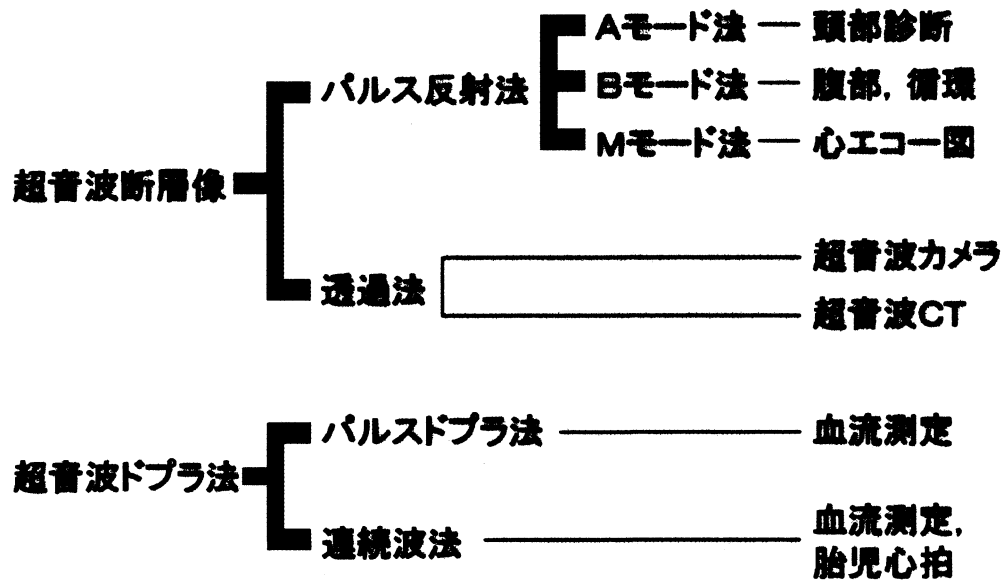


図 2.1: 超音波診断法の種類

### Bモード法

表示装置の時間軸を輝度変調し、エコーを、その振幅に対応した明るさの強弱 (brightness: 明るさ) として表示する様式。通常、超音波ビームの走査を行い、それに対応して時間軸を移動し、断面像として表示する。

### Mモード法

探蝕子 (超音波ビーム) は固定し、反射対象と探蝕子との距離の時間的経過 (motion: 動き) を表示する。

### 2.2.4 超音波診断におけるノイズとアーチファクト

超音波診断では、生体に超音波を照射して生体内の画像を得ているが、この画像化は以下に示すような仮定に基づいている。

1. 超音波の反射信号は走査線上からのみ得られる。
2. 音速は生体内部では一定で超音波パルスは直進する。
3. 超音波パルスは探触子と反射体の間を1回だけ伝播する。

しかし、生体内部における超音波の伝播は複雑であり、いくつかのアーチファクト（虚像）が生じる場合がある。アーチファクトの主な原因として、サイドローブ、多重反射、屈折が挙げられる。

#### サイドローブ

超音波診断装置では超音波ビームを形成して、そのビームを走査することにより断層像を生成する。この超音波ビームは完全な線ではなく、実際はある程度の幅を持って形成される。また、サイドローブと呼ばれる、ビームの走査方向とは異なる方向への微弱な超音波の放射がある。

このサイドローブによる、走査線方向以外からの反射信号により、実際には異なる方向にある組織が画像中の本来の組織に重畳して表示される。このアーチファクトは探触子から実際の反射体までの距離が同じように表示されるので、円弧状に出現する。

#### 多重反射

生体内に強い反射体や反射層が複数存在すると、反射係数が大きいため、その反射体の中で超音波が複数回反射しても反射信号の強度が保たれる。このような場合、複数回の反射伝播した時間だけ、ずれて受信された信号が画像上に重畳して表示される。実際に物体が存在するより深い位置に、等間隔にアーチファクトが現れる。

#### 屈折

筋肉と脂肪では音速が異なる。脂肪に比べて筋肉では音速が高くなるので、生体内では筋肉組織が音響レンズのような働きをする場合がある。このような場合、超音波が屈折し装置本体で仮定している方向には伝播しない。

装置では仮定した方向に反射信号を画像化するため、実際の位置とは異なる位置に反射体を表示し、それがアーチファクトとなる。

### スペックル

均一ではなく、様々な音響特性を持った組織の集合体である。生体軟部組織の超音波エコー信号特性は微粒子の集合体としてモデル化されるが、各微粒子からの受信エコー信号はお互いが干渉し、斑紋状のスペックルパターンを生じる。

### 診断への影響

生体内組織はこのように超音波診断においては、生体組織の複雑さや装置の性能により種々のノイズが画像や信号中に出現する。そのため、実際の診断において、検査者は断面や超音波の入射角度を変えながら対象を観察、診断する必要がある。

また心筋の運動追跡においても、アーチファクトやスペックルの出現による追跡への影響は避けられない。

## 第3章

# ウェーブレット縮退

本研究では、超音波信号のノイズ除去をウェーブレット縮退 [9](Wavelet Shrinkage) により行う。ウェーブレット縮退は、まず、直交ウェーブレットを用いた多重解像度解析を行い、原信号のウェーブレット係数列を取得し、その後、ノイズに相当するウェーブレット係数だけを Soft Thresholding により低減する。

ウェーブレットによるノイズ除去の特徴として、信号の全体的な形状を損なうことなく、細やかなノイズ除去が可能であることがあげられる。本研究では、ウェーブレットの問題点であるシフト不変性の欠如を低減した RI-Spline ウェーブレット [6] をマザーウェーブレットとして用いた。

ウェーブレット縮退前後での波形の違いを図 3.1 に示す。図中グラフの縦軸、横軸はそれぞれ振幅とスキャンラインの深さである。左図がウェーブレット縮退前、右図がウェーブレット縮退後である。信号に含まれていたノイズがウェーブレット縮退により低減されている様子が明らかである。

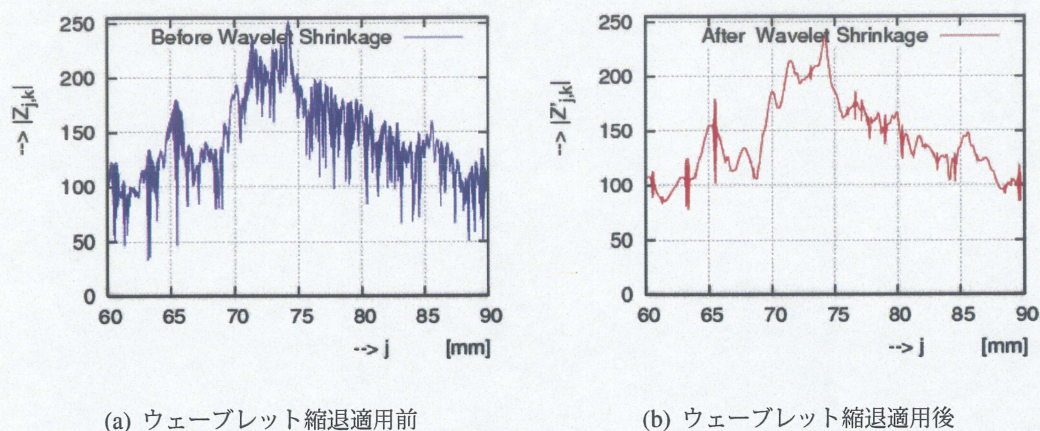


図 3.1: ウェーブレット縮退による波形の変化



## 3.1 ウェーブレットの誕生

ウェーブレット (Wavelet) 理論は、1980 年代初め、フランスの石油探査技師 Morlet が、信号の精密な時間周波数解析のために考案したのが始まりである [8]。また、ウェーブレットは時間と周波数を同時に解析できる新しい手法として、近年脚光を浴びてきている。

### 3.1.1 フーリエ変換とウェーブレット変換

周波数解析の手法として有名なものにはフーリエ変換があるが、これはすべての信号が持っている固有の周波数成分を解析する手法である。

このフーリエ変換では、信号のすべての要素を周波数に置き換えてしまうために時間成分の情報が消滅してしまう問題があり、そこで時間を一定間隔ずつに切り出してフーリエ変換する短時間フーリエ変換という手法が考案された。しかし、この手法は解析する時間の成分が一定に固定されているため、時間周波数成分への臨機応変さに欠けるものであった。

そこで、周波数に反比例して、低域では観測する時間間隔を長く、また広域では短くするようにして動的に時間間隔を変化させ、時間周波数解析を行うウェーブレット理論が登場した。

## 3.2 ウェーブレットの基本原理

ウェーブレットは、信号の時間と周波数の関係を、2 次元的に動的に解析するものである。そしてその基準には、1 つのマザーウェーブレットと呼ばれる波形の薄片をいろいろな縮尺に引き伸ばすことにより、それぞれの周波数のものさしであるウェーブレットをたくさん作り、これを解析したい信号にあてがうことで解析を行う。

そして、個々のウェーブレットを時間軸方向に移動させることで、それぞれの時間座標の解析を行う。

この解析の方法は、信号  $f(t)$  とウェーブレット係数  $\psi_n(t)$  との内積を

$$d_n = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{\psi_n(t)} dt \quad (3.1)$$

によって計算することで、ウェーブレット成分の大きさを表すウェーブレット係数  $d_n$  を求める。ただし、ウェーブレットが実数関数である場合には、複素共役の記号は無視するものとする。

### 3.3 ノイズの除去

#### 3.3.1 ノイズの推定

複素数多重解像度解析 (Complex Multi-Resolution Analysis:以下 CMRA とする) におけるウェーブレット係数  $d_k^j$  の算出は

$$d_k^j = \sqrt{(d_{R,k}^j)^2 + (d_{I,k}^j)^2} \quad (3.2)$$

で行う。ここで  $d_k^j$  はレベル  $j$  の  $k$  番目のウェーブレット係数を表し、 $d_{R,k}^j$ 、 $d_{I,k}^j$  はそれぞれ、 $d_k^j$  の実数部、虚数部を表す。

また、ノイズの標準偏差  $\delta$  の推定を

$$\delta = \frac{\text{median}(|d_k^{-1}| - \text{median}(|d_k^{-1}|))}{0.6745} \quad (3.3)$$

により推定し、 $\delta$  をもとにしきい値  $\lambda$  を

$$\lambda = \delta \sqrt{2 \log_e N} \quad (3.4)$$

として決定する。ここで  $\text{median}(X)$  は  $X$  の中間値である。

これによって得られたしきい値を用いて、Soft Threshold を用いてノイズの除去を行う。

#### 3.3.2 Soft Threshold

CMRA における Soft Threshold の式は

$$\hat{d}_k^j = \begin{cases} d_k^j - \lambda (d_k^j > \lambda) \\ 0 (d_k^j \leq \lambda) \end{cases} \quad (3.5)$$

$$\hat{d}_{R,k}^j = \frac{\hat{d}_k^j}{d_k^j} d_{R,k}^j \quad (3.6)$$

$$\hat{d}_{I,k}^j = \frac{\hat{d}_k^j}{d_k^j} d_{I,k}^j \quad (3.7)$$

で表される。ここで  $\hat{d}_k^j$  はレベル  $j$  の  $k$  番目のウェーブレット係数に Soft Threshold を施した後のウェーブレット係数を表し、 $\hat{d}_{R,k}^j$ 、 $\hat{d}_{I,k}^j$  はそれぞれ  $\hat{d}_k^j$  の実数部、虚数部を表す。

これによって得られた  $\hat{d}_k^j$  を逆変換することで、ノイズ除去された信号を得る。

## 第 4 章

# 超音波信号の画像化

本研究では，超音波信号の取得には日立メディコ製の超音波診断装置 EUB6500 を用いている。

### 4.1 超音波信号の取得

被験者の胸壁におかれた超音波探触子から，超音波パルスが被験者の体内に発射する。体内の各部位で反射した超音波パルスは送信と同じ探触子で受信され，電気信号  $y(t)$  に変換される。  $y(t)$  は超音波診断装置内で正弦信号  $y_{\sin}(t)$  と余弦信号  $y_{\cos}(t)$  に直交検波される。  $y_{\sin}(t)$  と  $y_{\cos}(t)$  を A/D 変換し，計算機に取り込む。

取り込まれた信号に対し，後述する振幅の算出，対数増幅を行い，得られた波形を二次元画像化するために配置し，そのサンプル点間を線形補間することで画像化し出力する。

### 4.2 振幅の算出

計算機へ取り込まれた離散超音波信号  $\mathbf{z}[j, k]$  は，正弦信号  $z_{\sin}[j, k]$  と余弦信号  $z_{\cos}[j, k]$  を持ち，

$$\mathbf{z}[j, k] = (z_{\sin}[j, k], z_{\cos}[j, k]) \quad (4.1)$$

で表される。ここで  $j, k$  はそれぞれ，スキャンライン番号とサンプル点番号を表す。 $|z_{j,k}|$  は，離散超音波信号の瞬時振幅であり，以下の式で表される。

$$|z_{j,k}| = \sqrt{\{z_{\sin}[j, k]\}^2 + \{z_{\cos}[j, k]\}^2} \quad (4.2)$$

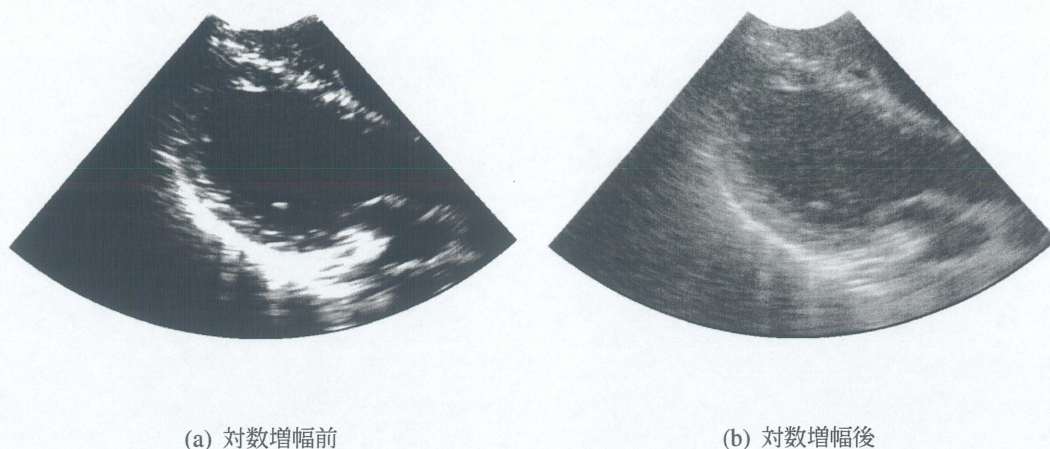


図 4.1: 対数増幅の有無による生成画像の違い

### 4.3 対数増幅 [7]

送信直後の近距離からの受信エコーは、非常に大きな振幅を持つ。それに対して深部からの受信エコーは、減衰の影響により非常に小さい振幅を持つ。

例えば、小さい信号は 0.1mV、大きい信号は 1V 位の信号とすると、この間には 10,000 倍もの差がある。これをそのままモニタに表示しても、図 4.1(a) のように小さな信号の振幅は表示されない。

そこで、表示の明るさを対数表示にして（信号を対数増幅する）、図 4.1(b) のように小さな信号の振幅も表示できるようにする。

さらに、観察したい部分の明るさの変化がよく表現できるように「ゲイン」と「ダイナミックレンジ」を調整する。

対数増幅は以下の式で表される。

$$|z'_{j,k}| = R \times \log|z_{j,k}| + G \quad (4.3)$$

ここで  $G$ ,  $R$  はそれぞれゲイン、ダイナミックレンジを表し、対数増幅後の信号のどの部分を省略するかに関係する。

### 4.4 ゲインとダイナミックレンジ

「ゲイン」と「ダイナミックレンジ」は診断装置上の操作盤にあるつまみを操作することにより、画像を見ながら医師が調整できるパラメータである。

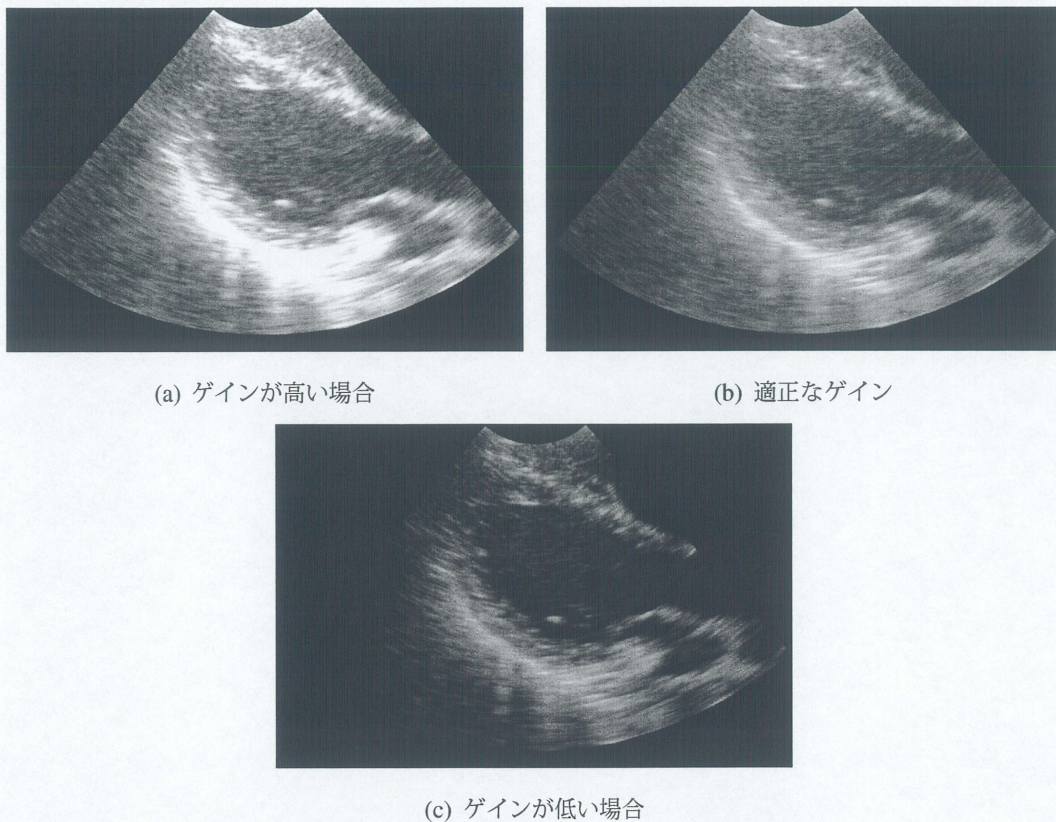


図 4.2: ゲインの調整による生成画像の違い

#### 4.4.1 ゲイン

受信された信号は、様々な大きさの信号の振幅を含んでいる。

対数増幅された受信信号のうち、ある程度小さい信号の振幅はノイズとして消去する。また、あまり大きい信号の振幅も頭切りして検査に必要な信号を選択的にモニタに表示する。

ゲインを調整した場合の生成画像の違いを図 4.2 に示す。図 4.2(a) のようにゲインを上げると、小さい信号も表示されるが、大きい信号も飽和してしまう。図 4.2(c) のようにゲインを下げると、大きい信号しか表示されない。

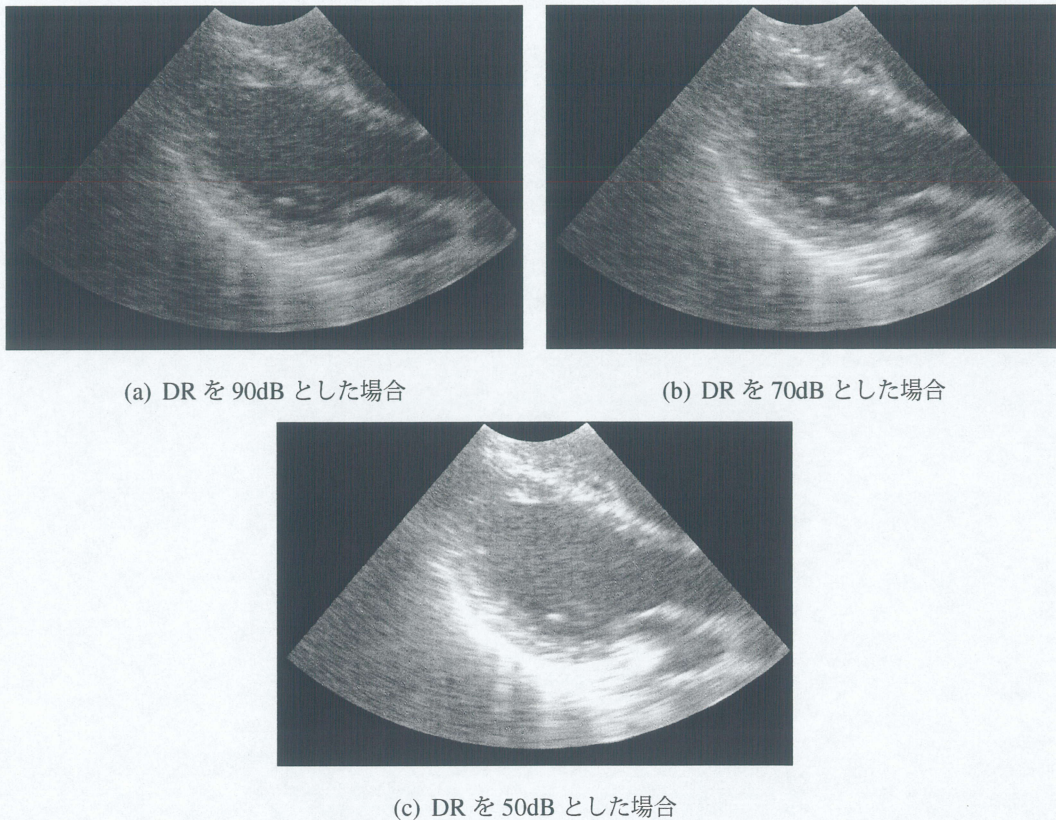


図 4.3: ダイナミックレンジの調整による生成画像の違い

#### 4.4.2 ダイナミックレンジ

ダイナミックレンジを広く（大きく）すると，図 4.3(a) のように，小さい信号の振幅から大きい信号の振幅まで，大きな範囲の信号の振幅をモニタに表示できる．反面，モニタの輝度差が少なく小さな信号の差が表現されない．

ダイナミックレンジを狭く（小さく）すると，図 4.3(c) のように，ある部分の信号を，大きな輝度差でモニタに表示できる．

## 第5章

# 実験

### 5.1 ウェーブレット縮退の適用

診断装置上に画像が表示されるまでの処理の流れを図 5.1 に示す。関連研究では画質改善のためにウェーブレット縮退を診断装置のモニタに表示される画像（図中 B の段階）に行っていた。それに対し本実験では超音波 RF 信号（図中 A の段階）に対しウェーブレット縮退を行うことで生成画像のノイズを除去する方法を調べた。

図 5.2, 図 5.3 に処理に伴う具体的な信号の推移を示す。超音波診断装置からは図 5.2 のように正弦信号と余弦信号が得られる。式 4.2 から瞬時振幅を求めたものが図 5.3(a) である。図 5.3(c) は図 5.3(a) を多重解像度解析して得られたウェーブレット係数である。このウェーブレット係数を元にノイズを推定し Soft Threshold により除去したものが図 5.3(d) となる。ノイズが除去されたウェーブレット係数を逆変換したものが図 5.3(b) になる。

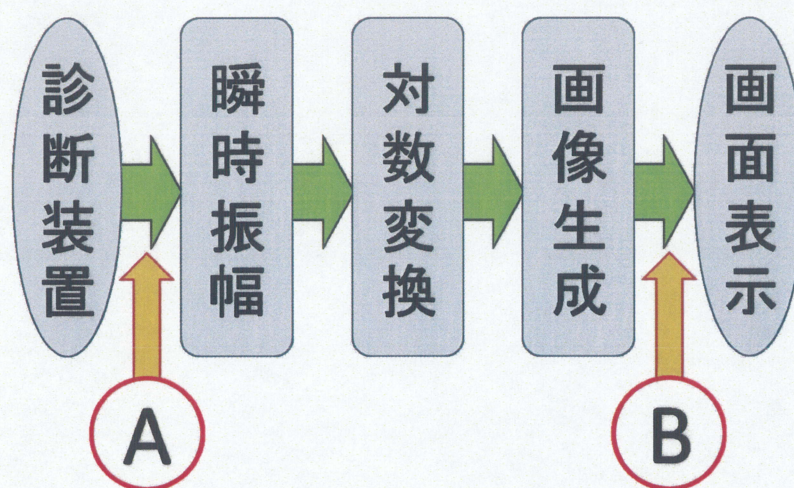


図 5.1: データ処理の流れ

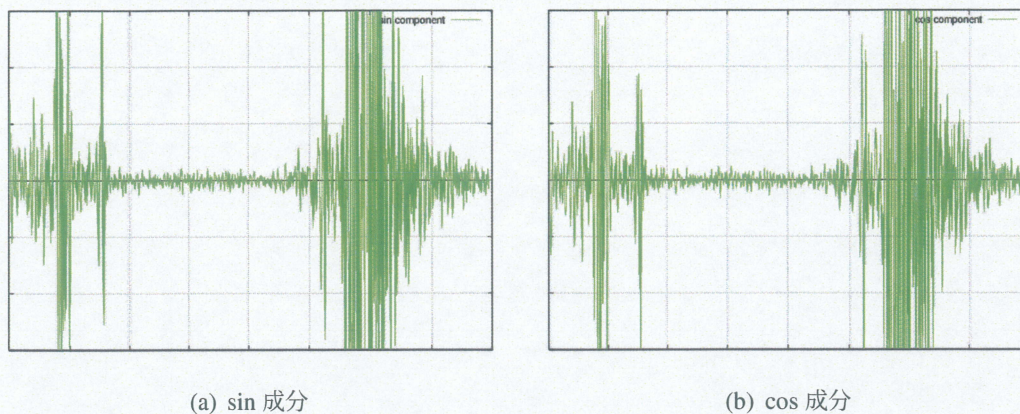


図 5.2: 処理の追跡

また図 5.3(a), 図 5.3(b) を画面表示するために対数変換したものが図 5.3(e), 図 5.3(f) である。

図 5.4, 図 5.5 に提案手法によりノイズ除去を施した超音波画像と比較用に生成した画像の画質の違いを示す。ここで (a)~(d) はそれぞれ, 特別なノイズ除去処理を行わずに生成された画像, 医師によりパラメータ調整がなされた実際に診断装置に表示された画像, 提案手法である超音波 RF 信号に対しウェーブレット縮退を用いノイズ除去を行った画像, ローパスフィルタにより超音波信号の高周波成分を除去した画像である。



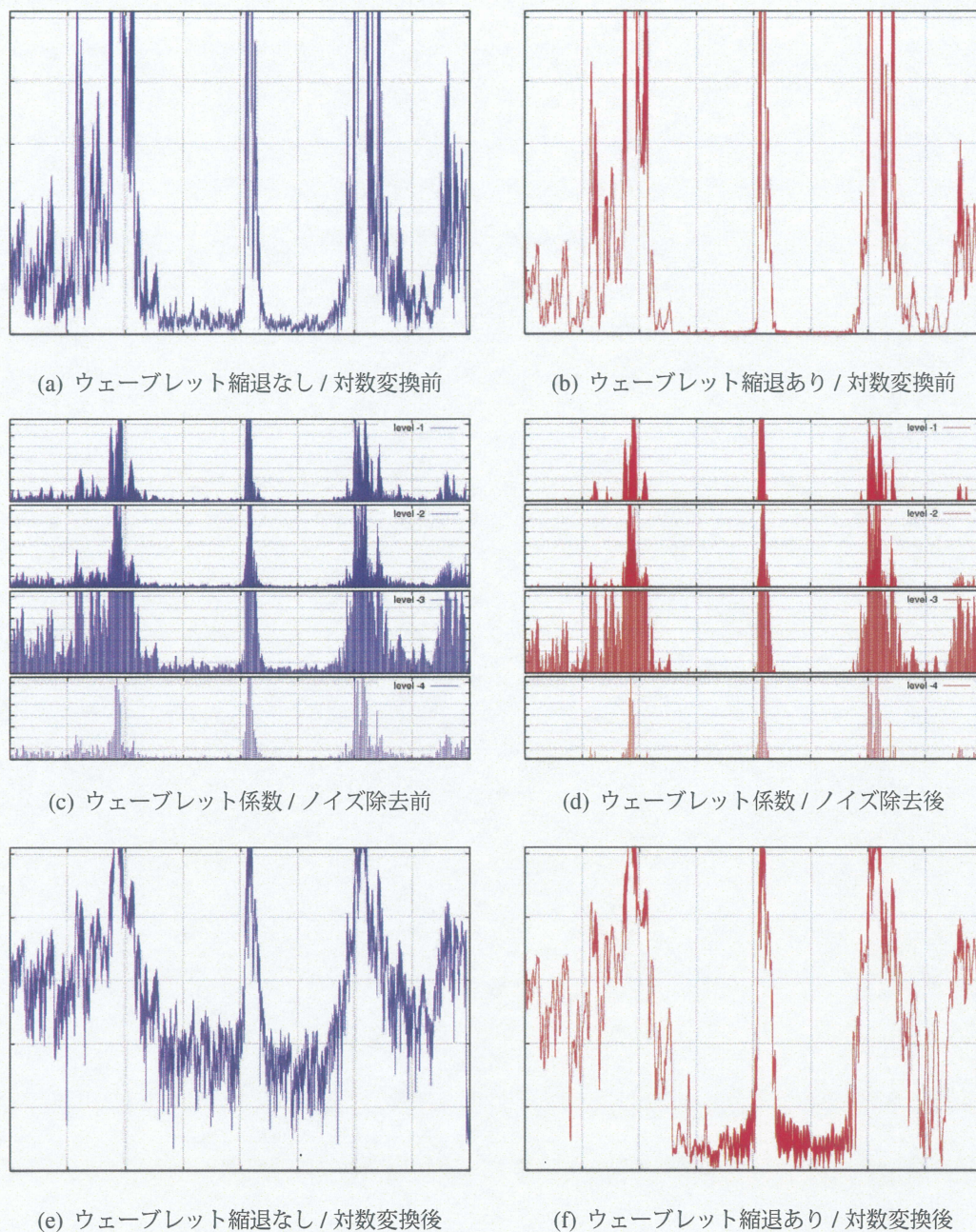


図 5.3: 処理の追跡

## 5.2 定量的な評価尺度

評価には目視で心腔領域、心筋領域を抽出した画像を用意し、その領域内の輝度の標準偏差と平均輝度値の差分を用いたを用いた SNR を以下の式により定義した。

$$SNR = \frac{|\overline{f_m} - \overline{f_c}|}{\sigma_w} \quad (5.1)$$

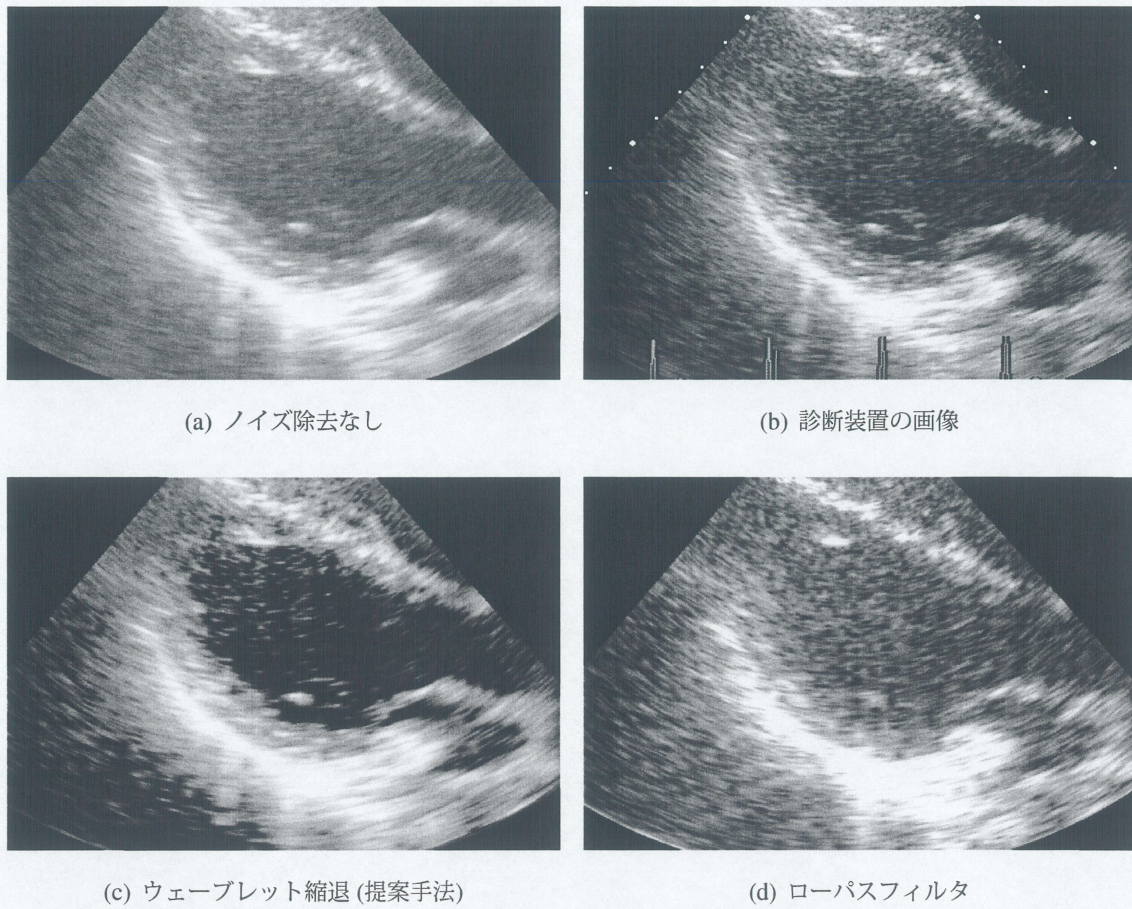


図 5.4: 生成画像の比較

ここで  $\overline{f_m}$ ,  $\overline{f_c}$  はそれぞれ, 心筋領域, 心腔領域それぞれの平均輝度値を表し,  $\sigma_w$  は

$$\sigma_w = \sqrt{\frac{\omega_m \sigma_m^2 + \omega_c \sigma_c^2}{\omega_m + \omega_c}} \quad (5.2)$$

と表される. この際の  $\omega_m$ ,  $\omega_c$  はそれぞれ, 心筋領域, 心腔領域内の画素数を,  $\sigma_m$ ,  $\sigma_c$  はそれぞれ, 心筋領域, 心腔領域内の輝度値の標準偏差を表す.

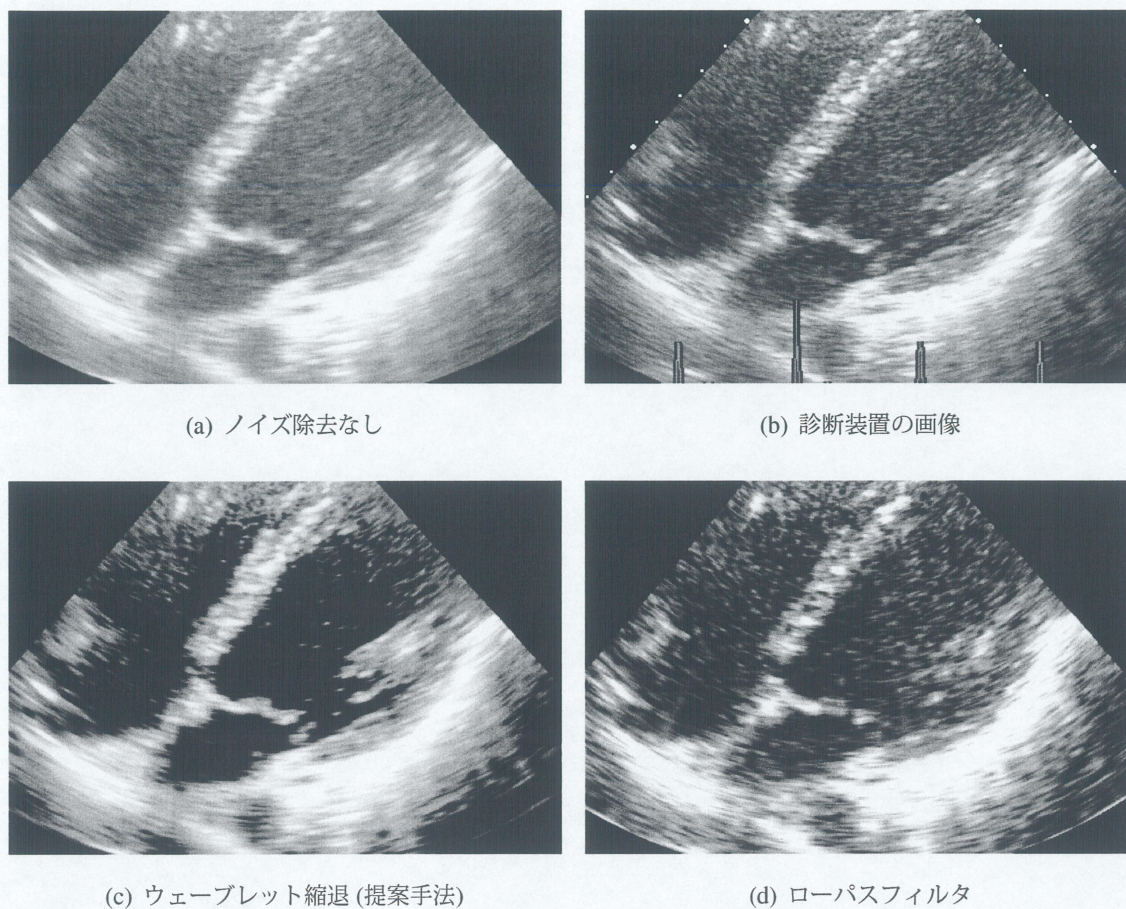


図 5.5: 生成画像の比較

小さい標準偏差の値は、領域内での輝度の変動の範囲が小さいことを意味し、スペックルノイズが低減されたことと等価と考えられる。また、平均輝度値の差分はコントラストの大きさを意味する。SNR はコントラストが大きくなったときと、スペックルノイズが低減されたときに高い値が得られるように設定した。

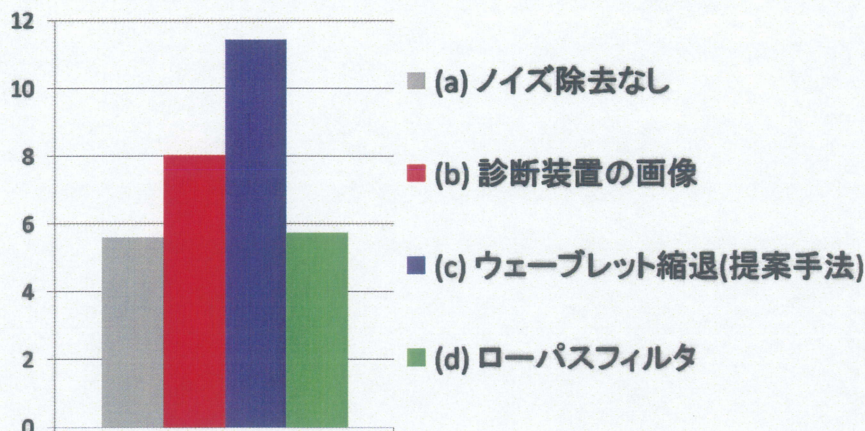


図 5.6: SNR の比較

### 5.3 有意差検定

有意差は  $t$  検定により求めた。  $t$  検定とは、帰無仮説が正しいと仮定した場合に、統計量が  $t$  分布に従うことを利用する統計学的検定法である。母集団が正規分布に従うと仮定するパラメトリック検定法であり、  $t$  分布が直接もとの平均や標準偏差にはよらない（ただし自由度による）ことを利用している。

$n$  対のデータがあるとし、対応する 2 変数を  $X_i$  と  $Y_i$ 、両者の差を  $d_i = X_i - Y_i$  とする ( $i = 1, 2, 3, \dots, n$ )。  $d_i$  の平均を  $\bar{d}$  とする。

検定統計量  $t_0$  を

$$t_0 = \frac{|\bar{d}|}{\frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2}}{\sqrt{n(n-1)}}} \quad (5.3)$$

により算出する。

### 5.4 結果の比較と考察

図 5.6 に今回の実験より得られた SNR の平均のグラフを示す。図 5.4, 図 5.5 を見てもわかるように本研究による提案手法により、心腔領域のスペckル量、心筋-心腔間のコントラストの向上が見られ、画質が改善されていると言える。

ローパスフィルタが目視では改善されているように見えるが、SNR の値がノイズ除去なしの場合と比べても、ほぼ差が見られないのは、図 5.5(d) のように心筋-心腔間のエッ

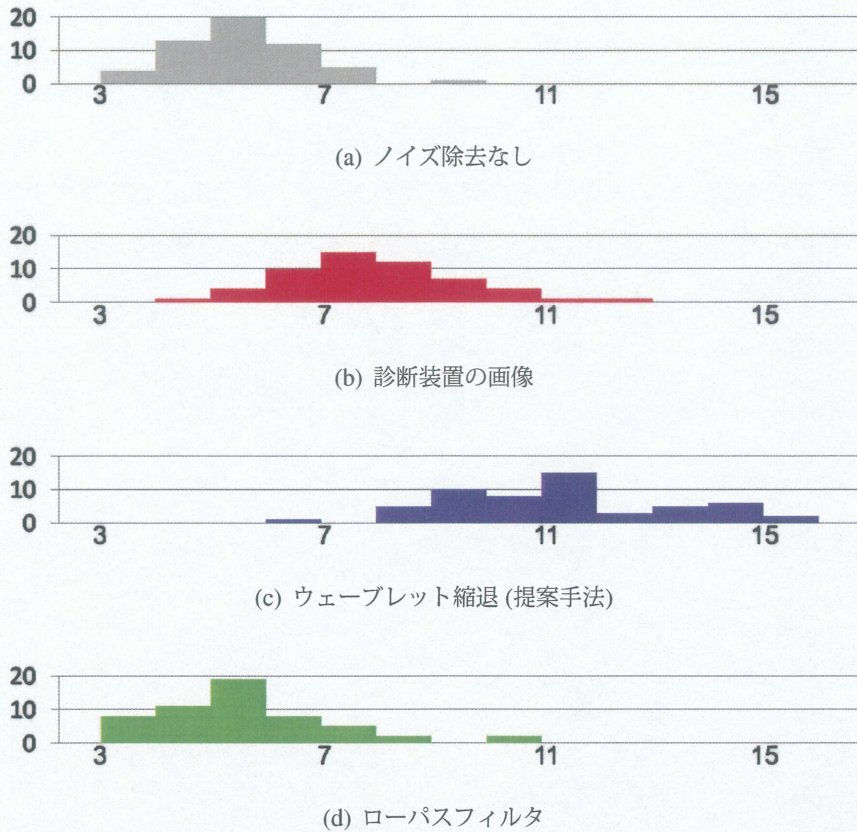
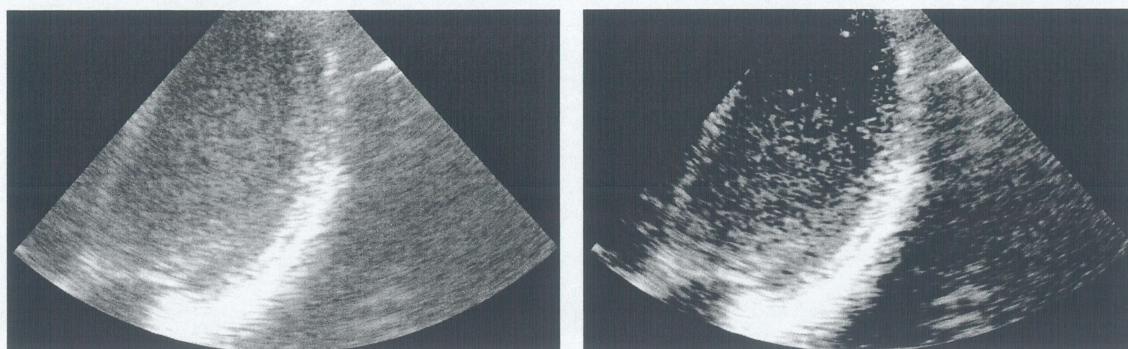


図 5.7: SNR の分布

ジ成分まで高周波成分として除去している。それに伴い、図 5.4(d) のように心筋領域と心腔領域のコントラストが悪化することが原因と考えられる。低周波成分の中に、画像化することによりスペckルとして現れるものがあることも一因である。これに対し、ウェーブレット縮退を用いた提案手法では、エッジ等の高周波成分の保持と、低周波成分内のノイズ成分の除去を同時に行うことで、高画質化に成功している。また SNR の値の分布を図 5.7 に示す。グラフの横軸は SNR の値を示し、縦軸はその幅に含まれる SNR の値の個数を示す。SNR の値が正規分布に従うと仮定し、 $t$  検定により有意差を求めた結果、提案手法による画質改善には有意な差があった。

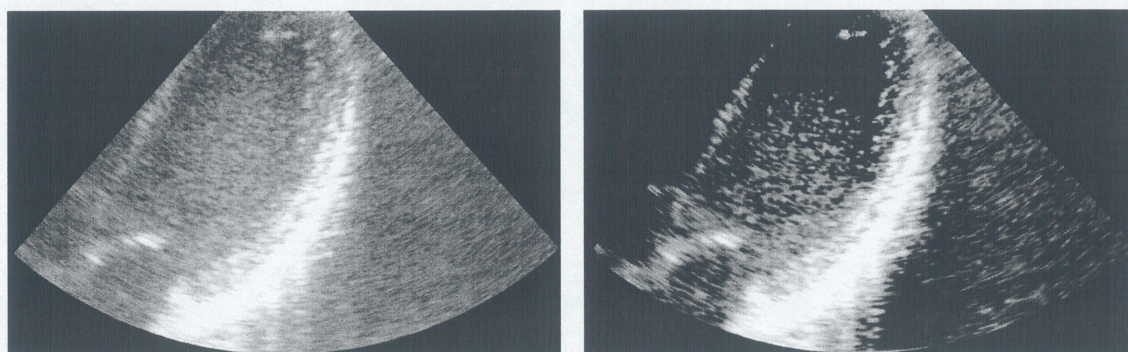
しかしながら、本実験では数値の上では全ての場合に改善が見られたが、目視において完全に成功と言えない画像も含まれている。



(a) ウェーブレット縮退なし

(b) ウェーブレット縮退あり

図 5.8: 失敗例 1-1 スペックルの残存

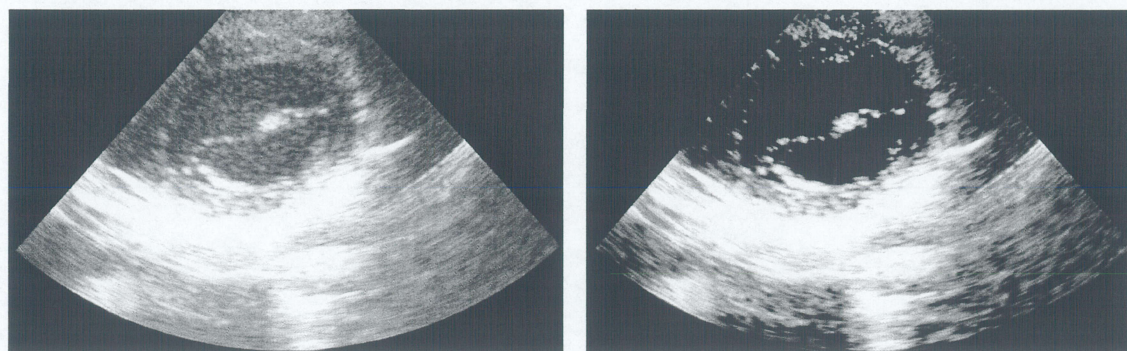


(a) ウェーブレット縮退なし

(b) ウェーブレット縮退あり

図 5.9: 失敗例 1-2 スペックルの残存

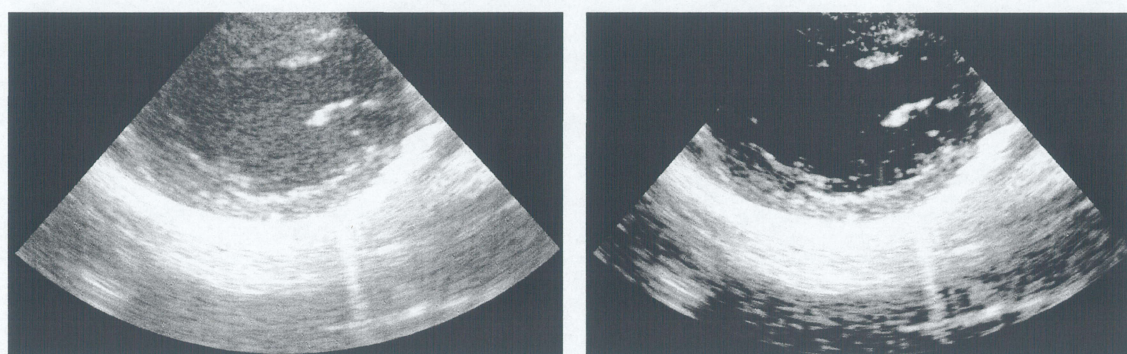
図 5.8, 図 5.9 は心腔領域内に依然としてはっきりとスペックルが残っているケースである。スペックルの全量の 3 分の 1 程度は除去されているため, SNR の値は向上していると考えられる。



(a) ウェーブレット縮退なし

(b) ウェーブレット縮退あり

図 5.10: 失敗例 2-1 心筋の欠落



(a) ウェーブレット縮退なし

(b) ウェーブレット縮退あり

図 5.11: 失敗例 2-2 心筋の欠落

図 5.10, 図 5.11 は心筋の一部（図の左側部分）が欠けてしまうケースである。心腔領域のスペックル量は改善しているため、SNR の値も向上していると考えられる。

## 第6章

# 結論

### 6.1 まとめ

本研究では RI-spline ウェーブレットをマザーウェーブレットとして超音波 RF 信号に対してウェーブレット縮退を用いることで、超音波画像に含まれるスペckルノイズの低減と画質改善を目的とした。

実験の結果、超音波 RF 信号に対してウェーブレット縮退を適用することによって画像内のスペckルノイズを低減させることができた。

### 6.2 今後の課題

今後の課題は、実験によって得られたスペckルノイズの低減が自動追跡に対してどの程度影響を与えるかを検証することである。

また、現段階では1心周期あたり（画像にして約60フレーム）処理するのに3分程度の時間がかかっており十分ではない。専用の回路を用いることでも実効速度の向上は期待できるが、プログラム面でも速度向上に関して見直す必要がある。

図 5.8, 図 5.9 や, 図 5.10, 図 5.11 に示したように、心腔領域のスペckルを除去しきれない問題と心筋領域の一部が欠落する問題が残った。ウェーブレット縮退だけで解決できるのか、あるいは他のフィルタリング処理を加えるべきなのかについても検討する必要がある。

超音波信号のノイズ除去に関して、本実験ではしきい値を式 3.3, 式 3.4 のように Donoho らにより提案された方法で求めた値 [9][10][11] を用いた。予備実験などを通じ、最適なしきい値を求めることも今後の課題としてあげられる。



# 付録 A

## データリスト

### A.1 プログラムソースリスト

本研究に関するプログラムを以下のディレクトリに置く。

nakayama/ULTRASONIC/

プログラムを含むディレクトリ内の概略を以下に示す。

- WaveletLib/
  - Wavelib\_sample : 実行ファイル
  - SNR/
    - compare : 出力画像の SNR を求める
  - shell/
    - WS.sh : 信号の波形と、レベル-4 までのウェーブレット係数を plot する
- Uslib2007/
  - libuslib2007.a : 超音波診断装置からの画像化に関連するライブラリファイル

### A.2 実験データリスト

本研究で使用した超音波データファイルを以下のディレクトリに置く。

nakayama/ME\_data/

超音波データファイルの種類

- nor\*.B?? : B モード データファイル
- nor\*.M?? : M モード データファイル

## 付録 B

# 発表資料

修士論文発表会で用いたプレゼンテーション資料を本論文の末尾に掲載する。

# 謝辞

本研究に関し、暖かく見守ってくださった木村文隆教授，若林哲史准教授に心から感謝致します。

研究に関する基本姿勢や多くのアイデア，理論的裏付け，数多くの発表の機会をくださった大山航助教に深く感謝致します。

一連の研究に対して，医学的観点からの動機付け，ご助言を賜り，データ取得の環境をご提供くださった関岡クリニック院長 関岡清次先生に深く感謝致します。また，日頃いろいろとお世話になった田中みゆき事務官，研究討論に参加していただいたヒューマンインターフェース研究室諸氏に深くお礼申し上げます。

最後になりましたが，長きにわたる私の学生生活を支えてくれた両親に今一度の感謝を表して，本論文の結びと致します。

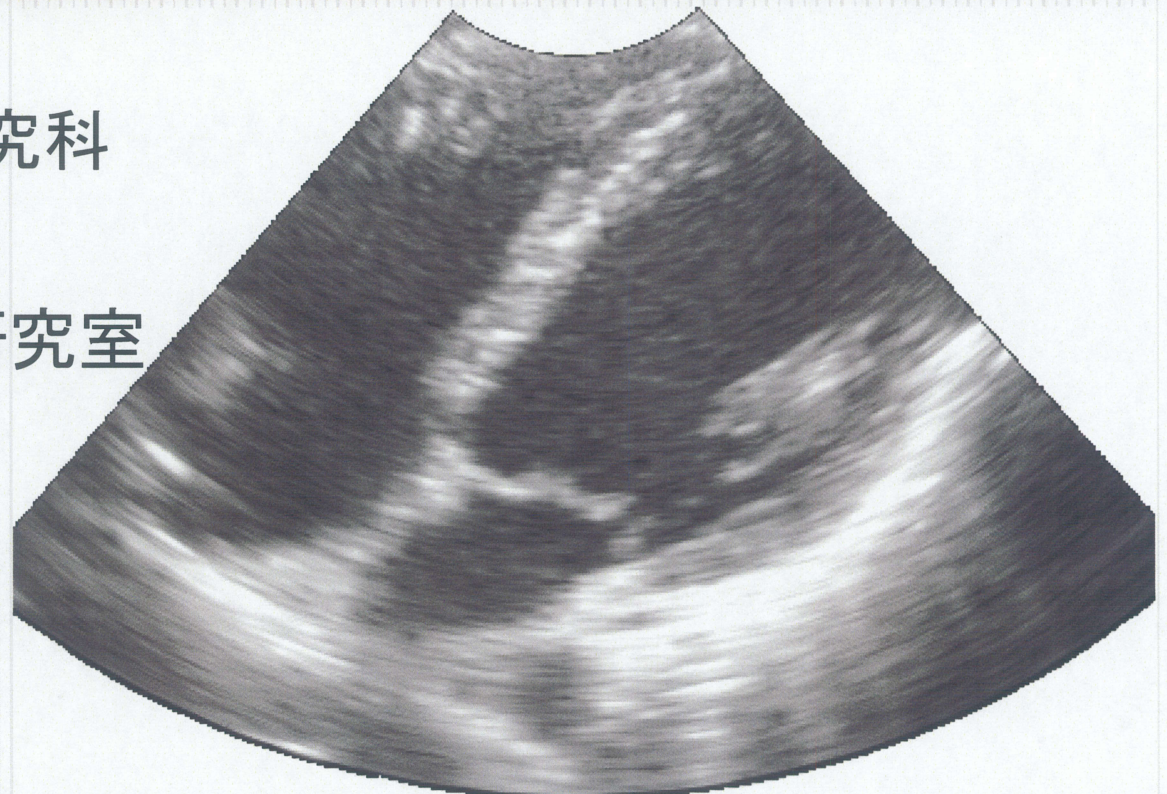
## 参考文献

- [1] 厚生労働省：平成 20 年人口動態統計（確定数）
- [2] Xuli Zong et.al, Speckle Reduction and Contrast Enhancement of Echocardiograms via Multiscale Nonlinear Processing, IEEE Transaction on Medical Imaging, 17(4):532-540, August 1998
- [3] Yong Yue et.al, Nonlinear multiscale wavelet diffusion for speckle suppression and edge enhancement in ultrasound images, IEEE Transactions of Medical Imaging, 25(3):297-311, March 2006
- [4] Bernd Jähne : “Digital Image Processing.”, Springer-Verlag (1997)
- [5] John C. Russ : “The Image Processing Handbook Second Edition.”, CRC Press (1995)
- [6] 章忠, 川畑洋昭：「RI-Spline ウェーブレットおよびその非定常信号解析への応用」, 計測自動制御学会論文集, pp.481-488 (2000.6)
- [7] 甲子乃人：「超音波の基礎と装置」, ベクトル・コア, pp.88-93 (2001.2)
- [8] 戸田浩, 川畑洋昭, 章忠：「ウェーブレット実践講座 入門と応用」, Soft Bank, (2005)
- [9] D.L.Donoho and I.M.Johnstone：「Ideal Spatial Adaptation by Wavelet Shrinkage」, Biometrika, 81, pp.425-455 (1994)
- [10] D.L.Donoho, I.M.Johnstone, G.Kerkyacharian and D.Picard：「Wavelet Shrinkage : Asymptotia」, J.R.Statist.Soc.B, 57-2, pp.301-369 (1995)
- [11] D.L.Donoho and I.M.Johnstone：「Adapting to Unknown Smoothness via Wavelet Shrinkage」, J.America Statist.Assoc., 99-432, pp.1200-1244 (1995)

# ウェーブレット縮退による 超音波画像の高画質化

2010/02/03

三重大学大学院 工学研究科  
情報工学専攻  
ヒューマンインタフェース研究室  
中山健太



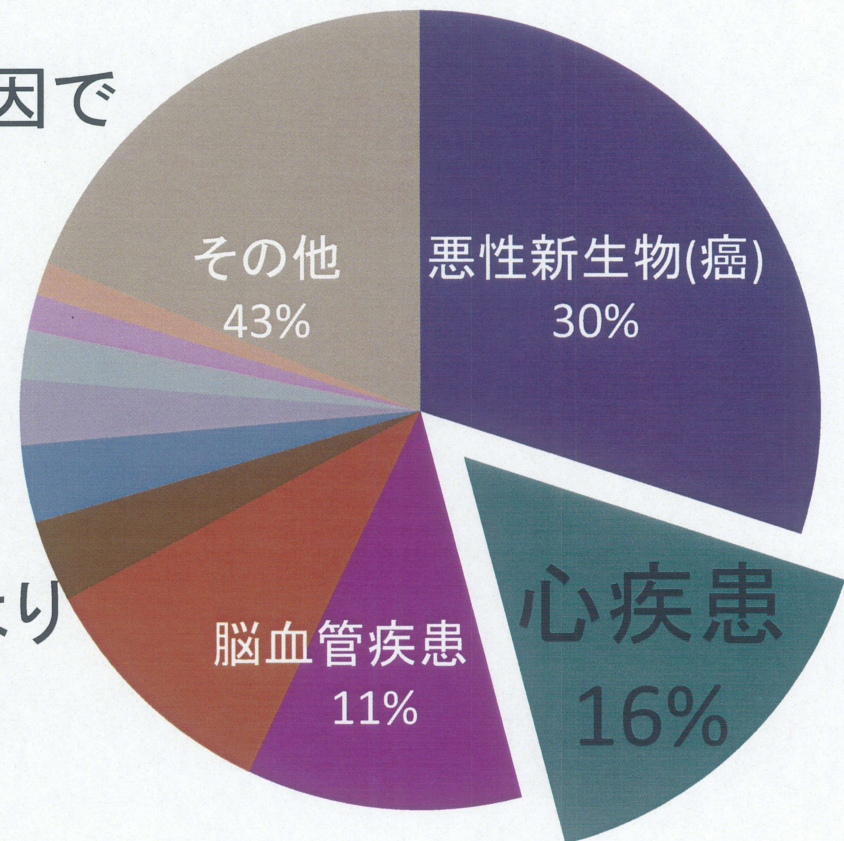
# 研究の背景

主な死因別死亡数の割合  
厚生労働省 平成20年人口動態統計

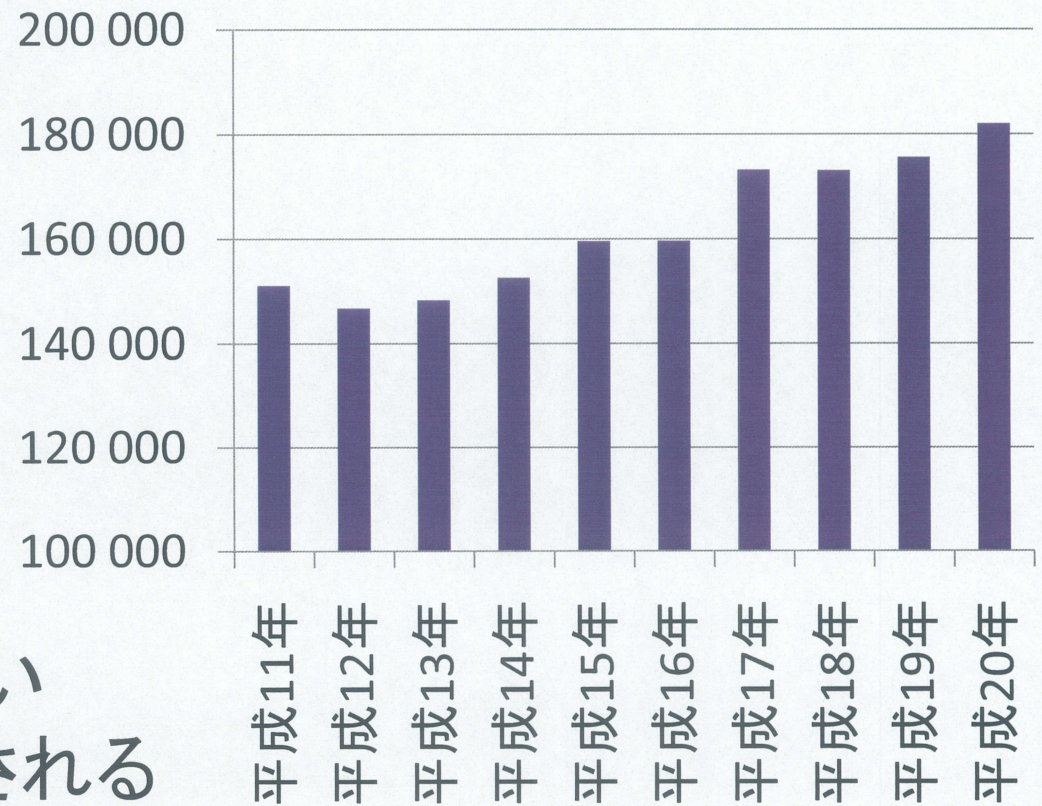
心疾患は癌に次ぐ第2の死亡要因で  
年間約**18万人**の死者

→ 高齢化社会の進行に伴い  
今後更なる増加が懸念される

→ 初期段階での適切な治療により  
正常な状態に戻すことが可能



# 研究の背景



直近10年間での  
心疾患による死者数

➡ 高齢化社会の進行に伴い  
今後更なる増加が懸念される

➡ 初期段階での適切な治療により  
正常な状態に戻すことが可能

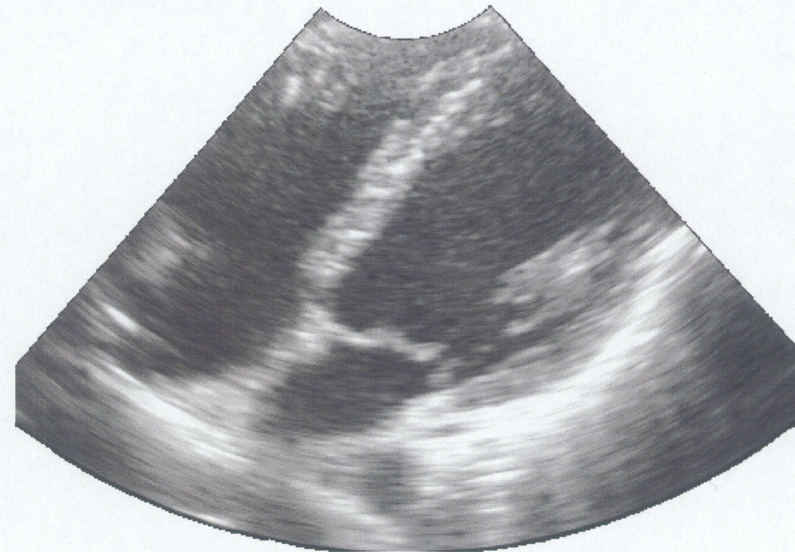
**早期発見・初期治療が重要**

# 超音波診断装置（心エコー法）

循環器系診断において  
必要不可欠な画像診断装置

## 長所

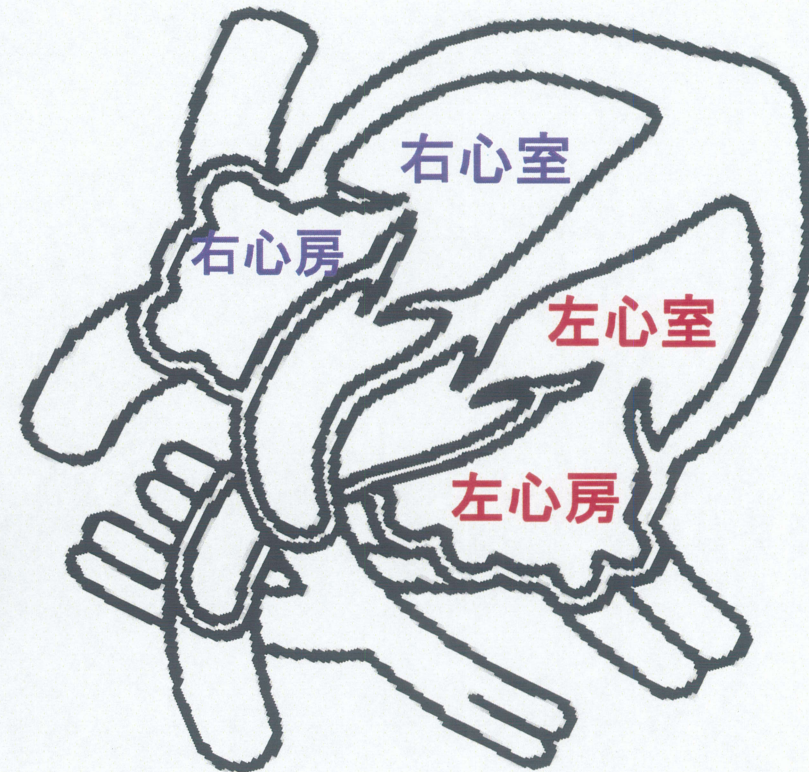
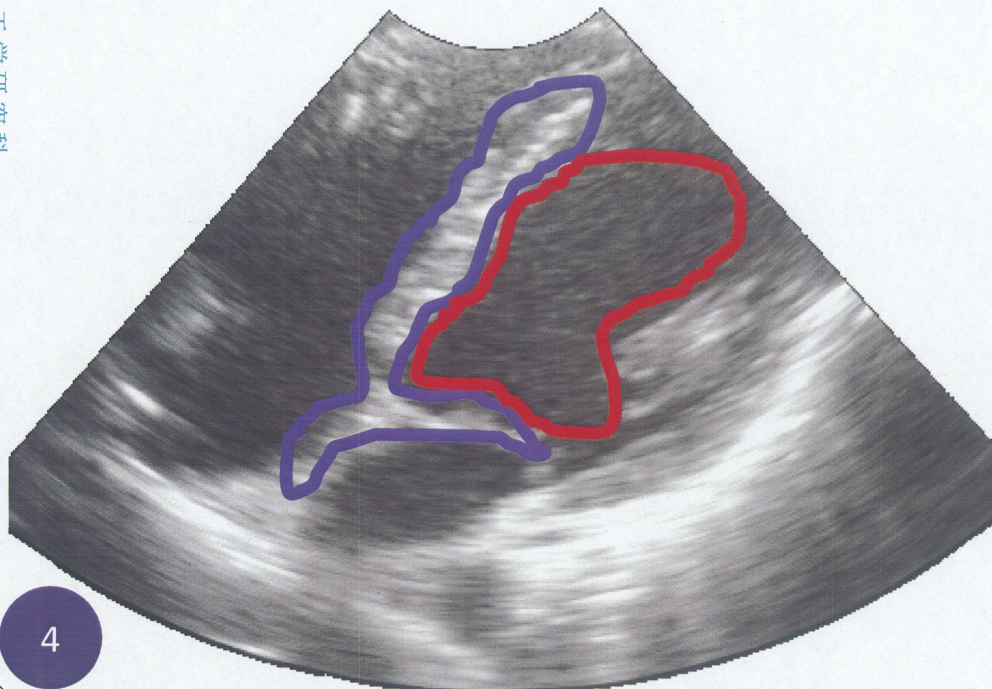
- 生体に対して安全
- 装置が小型で安価
- リアルタイムに生体内部情報を画像化できる





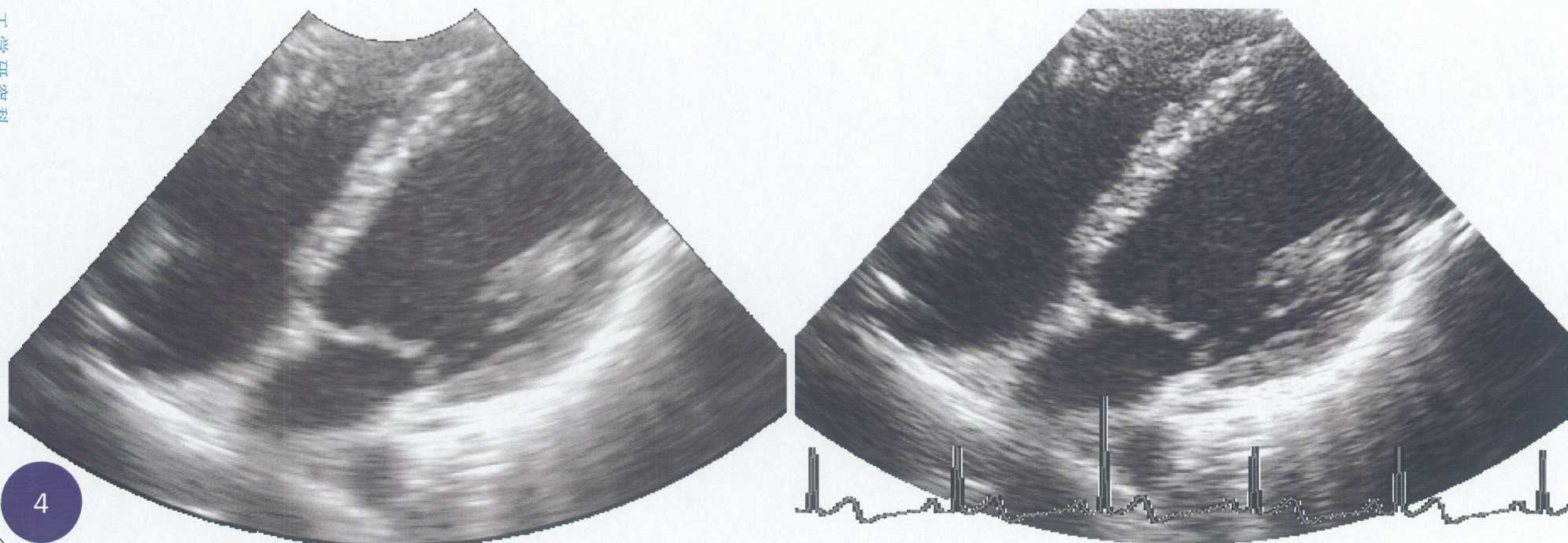
# 心エコー法の問題点

- 超音波の反射信号には散乱波，干渉波があり，生成される画像の画質が低い。



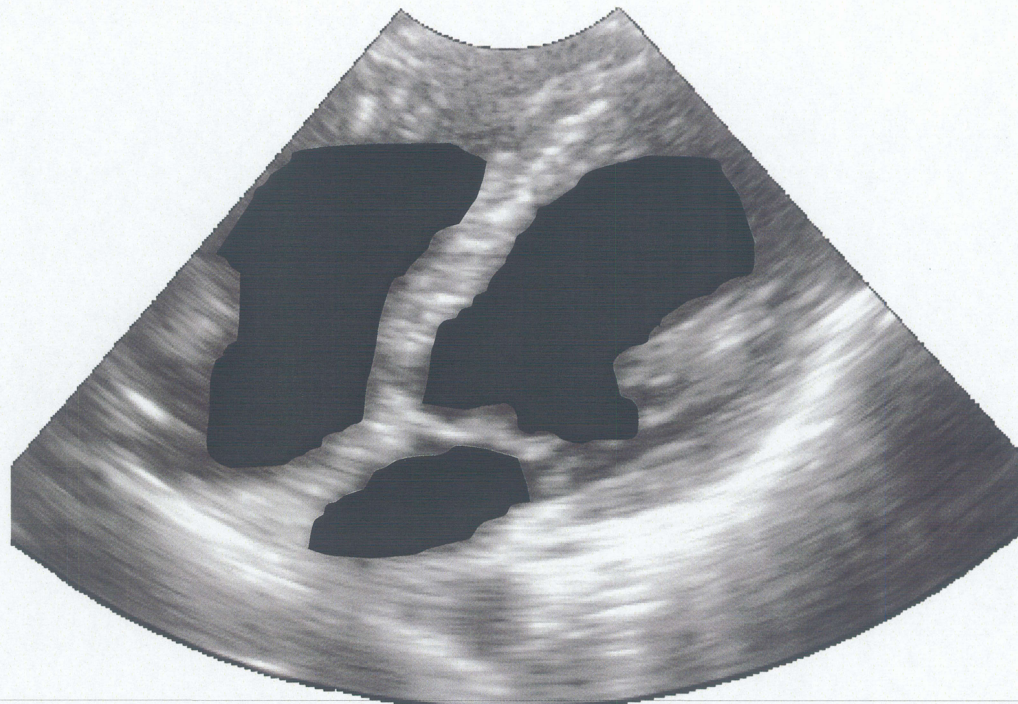
# 心エコー法の問題点

- 超音波の反射信号には散乱波, 干渉波があり, 生成される画像の画質が低い.
- 低画質: 医師は見やすい画像を得るために, レンジやゲインなどのパラメータを調整する必要がある.



# 本研究の目的

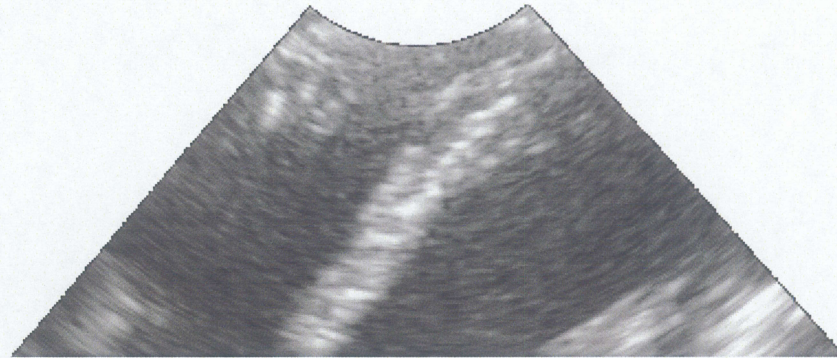
心筋, 心腔領域内でのスペックル除去  
心筋—心腔領域間でのコントラスト強調  
超音波心断層像の画質改善



[1] Zhong Zhang et.al, Nonstationary signal analysis using the RI-spline wavelet.  
Integrated Computer-Aided Engineering, 13:149–161, 2006

# 本研究の目的

心筋, 心腔領域内でのスペックル除去  
心筋—心腔領域間でのコントラスト強調  
超音波心断層像の画質改善



## 研究の概略

- ウェーブレット縮退を用いたノイズ除去
- マザーウェーブレットとしてRI-Spline wavelet[1] の採用

[1] Zhong Zhang et.al, Nonstationary signal analysis using the RI-spline wavelet.  
Integrated Computer-Aided Engineering, 13:149–161, 2006

# 関連研究

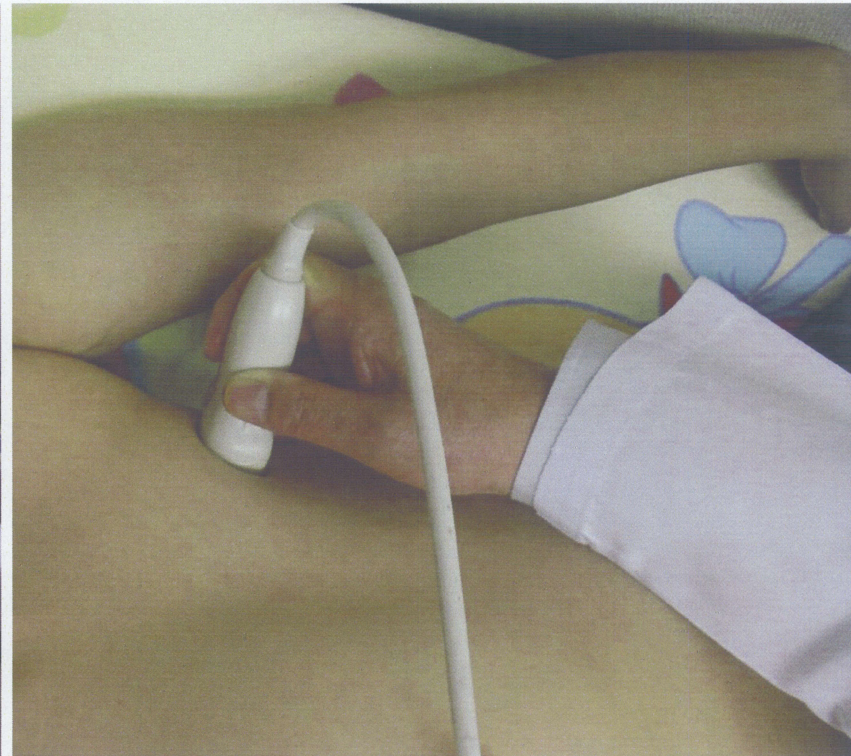
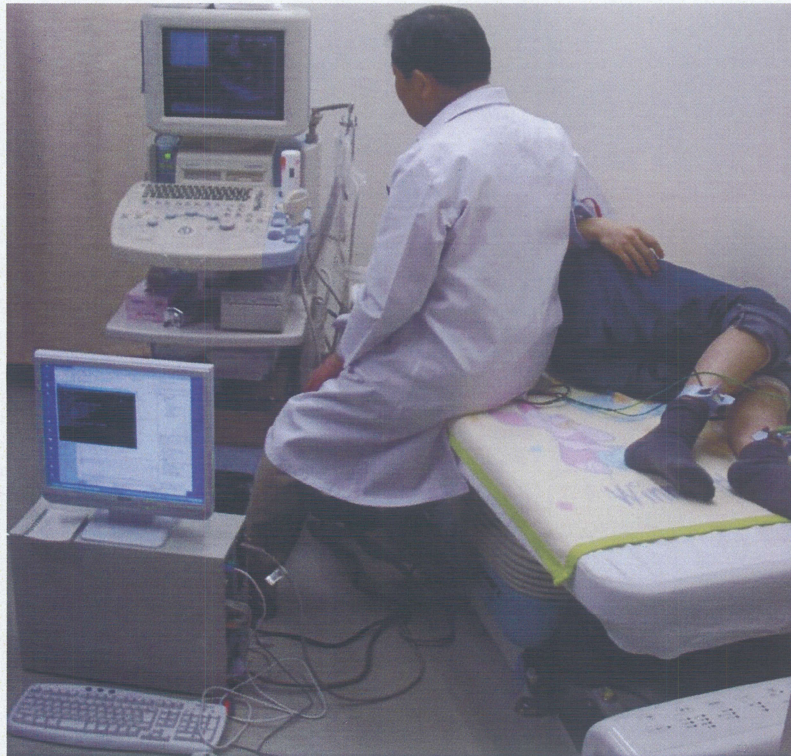
- ウェーブレット縮退を用いたノイズ除去に関する研究:
  - X.Zong et.al [2]: Multiscale Nonlinear Processing, 1998
  - Y.Yue et.al[3]: Nonlinear multiscale wavelet diffusion, 2006

これらの研究は診断装置により生成された画像に対してノイズ除去を行っている。

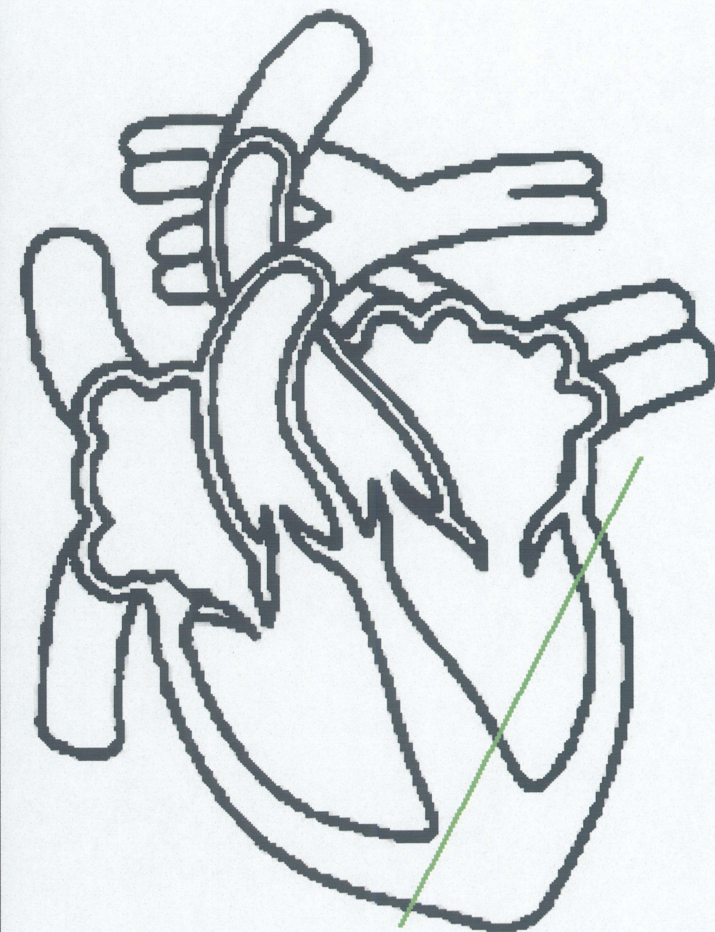
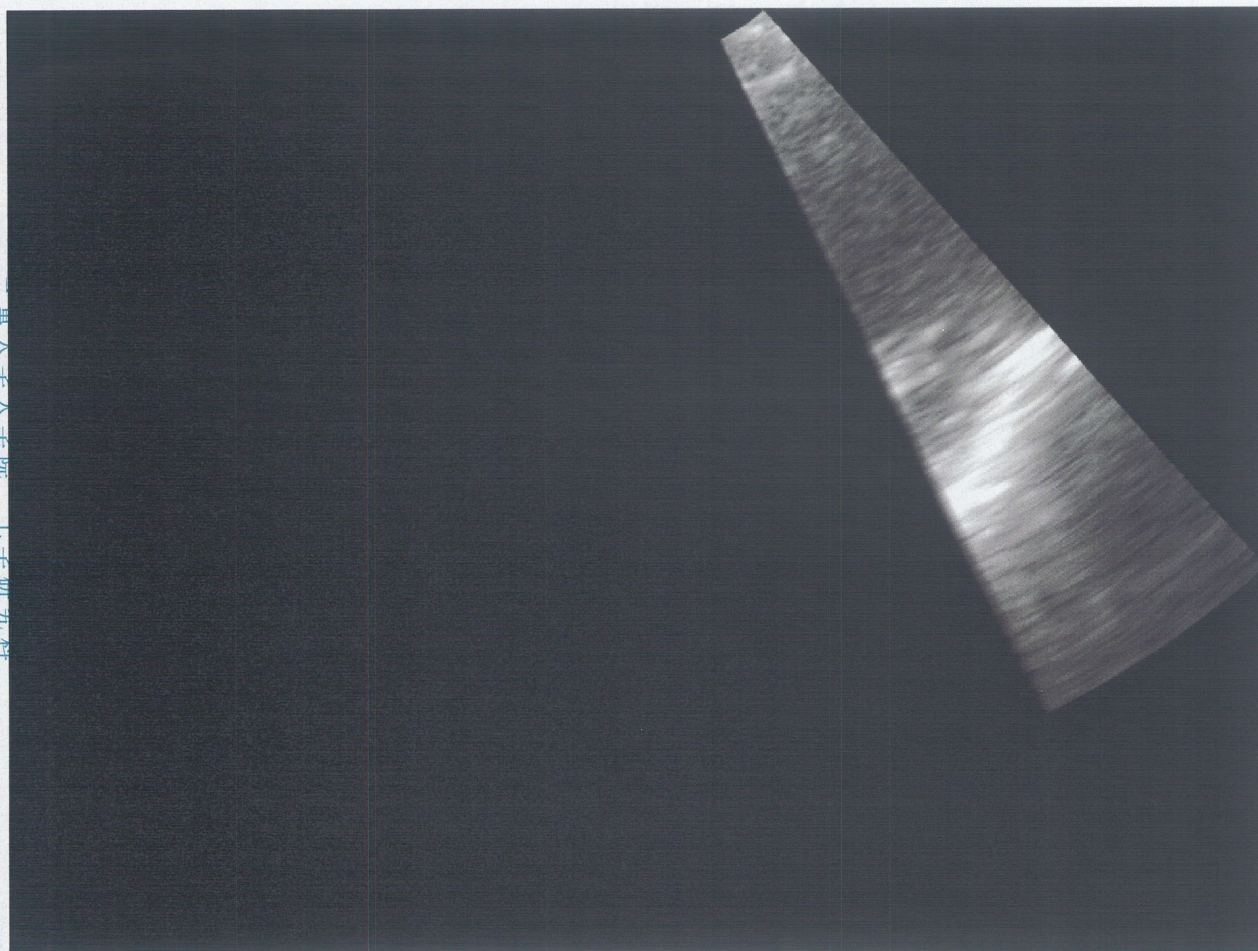
[2] Xuli Zong et.al, Speckle Reduction and Contrast Enhancement of Echocardiograms via Multiscale Nonlinear Processing, IEEE Transaction on Medical Imaging, 17(4):532–540, August 1998

[3] Yong Yue et.al, Nonlinear multiscale wavelet diffusion for speckle suppression and edge enhancement in ultrasound images. IEEE Transactions of Medical Imaging, 25(3):297–311, March 2006

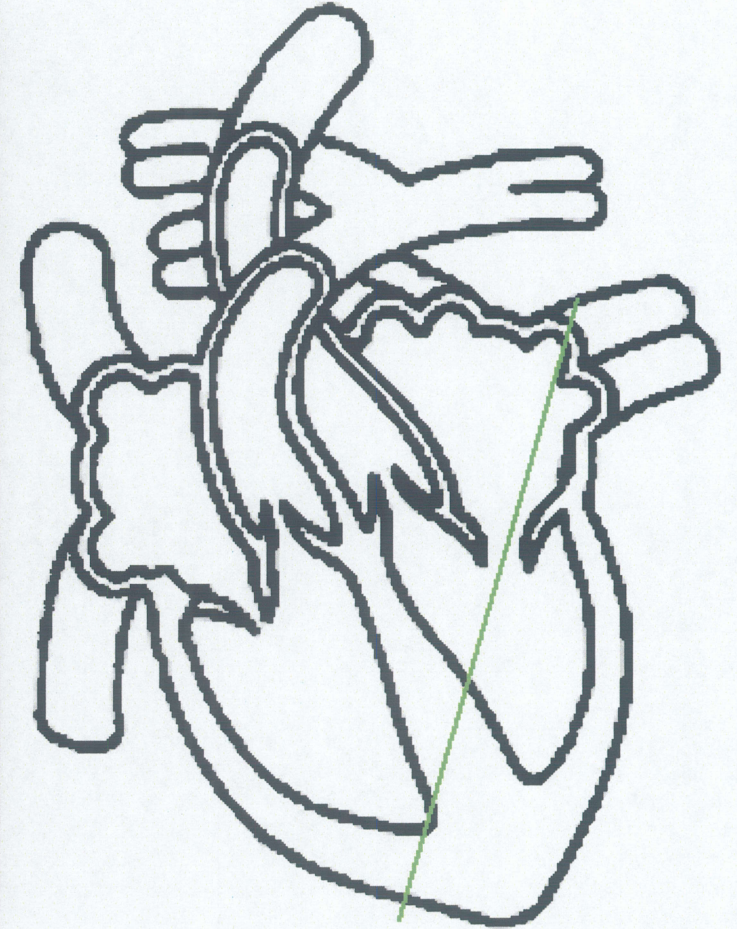
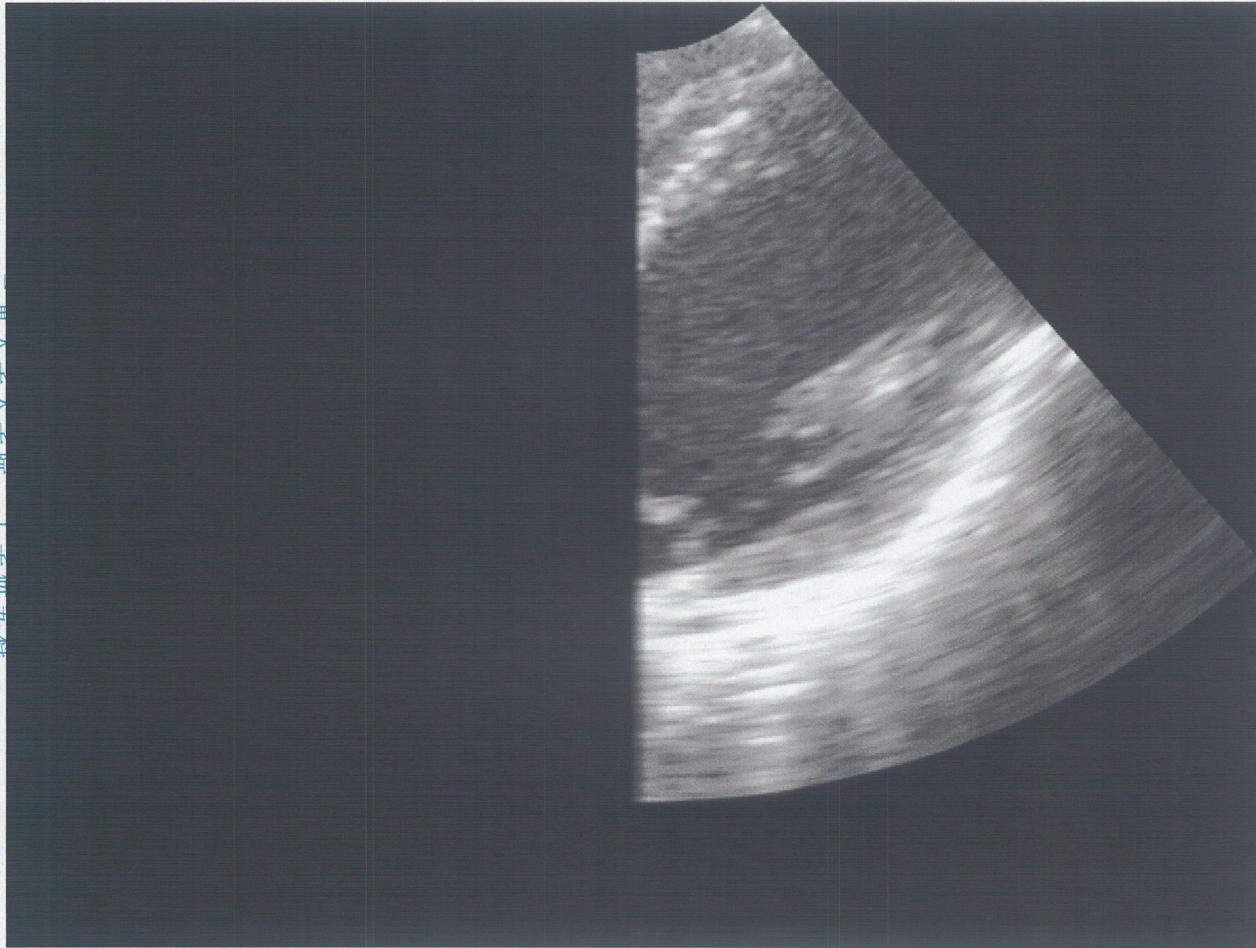
# 超音波信号の取得



# 超音波画像の生成

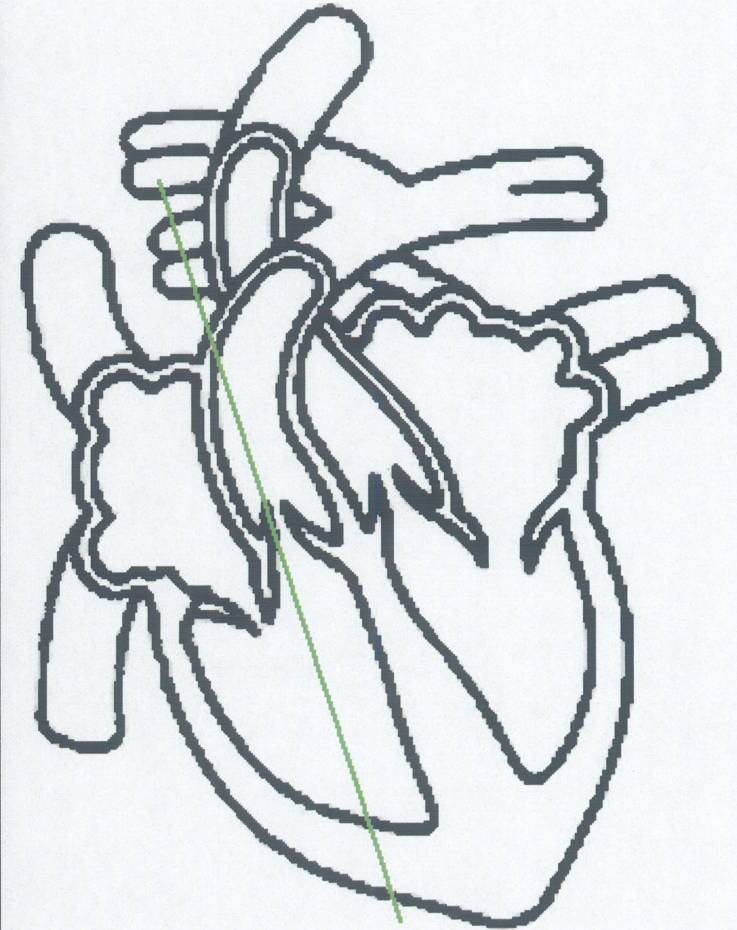
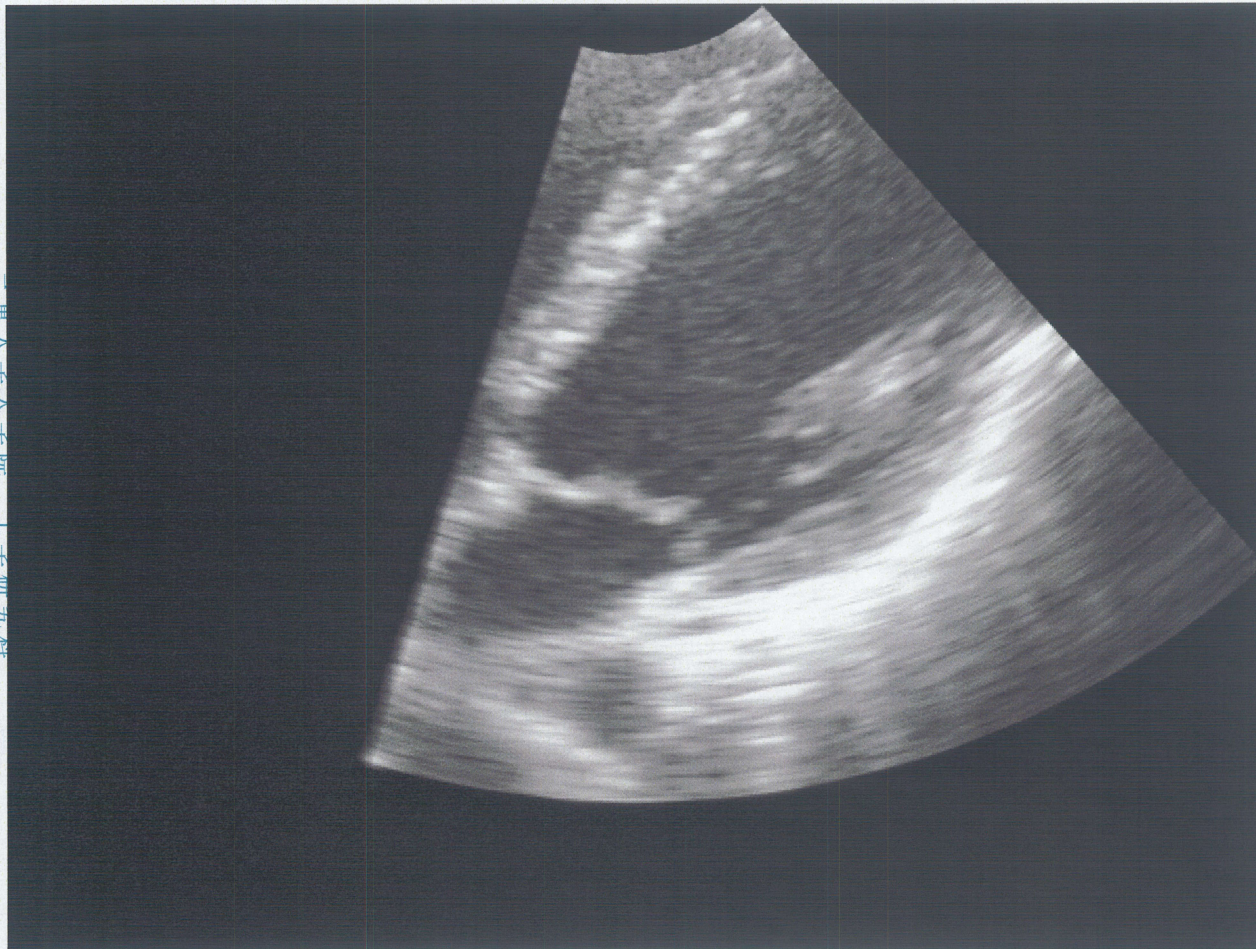


# 超音波画像の生成





# 超音波画像の生成



# 超音波信号の画像化

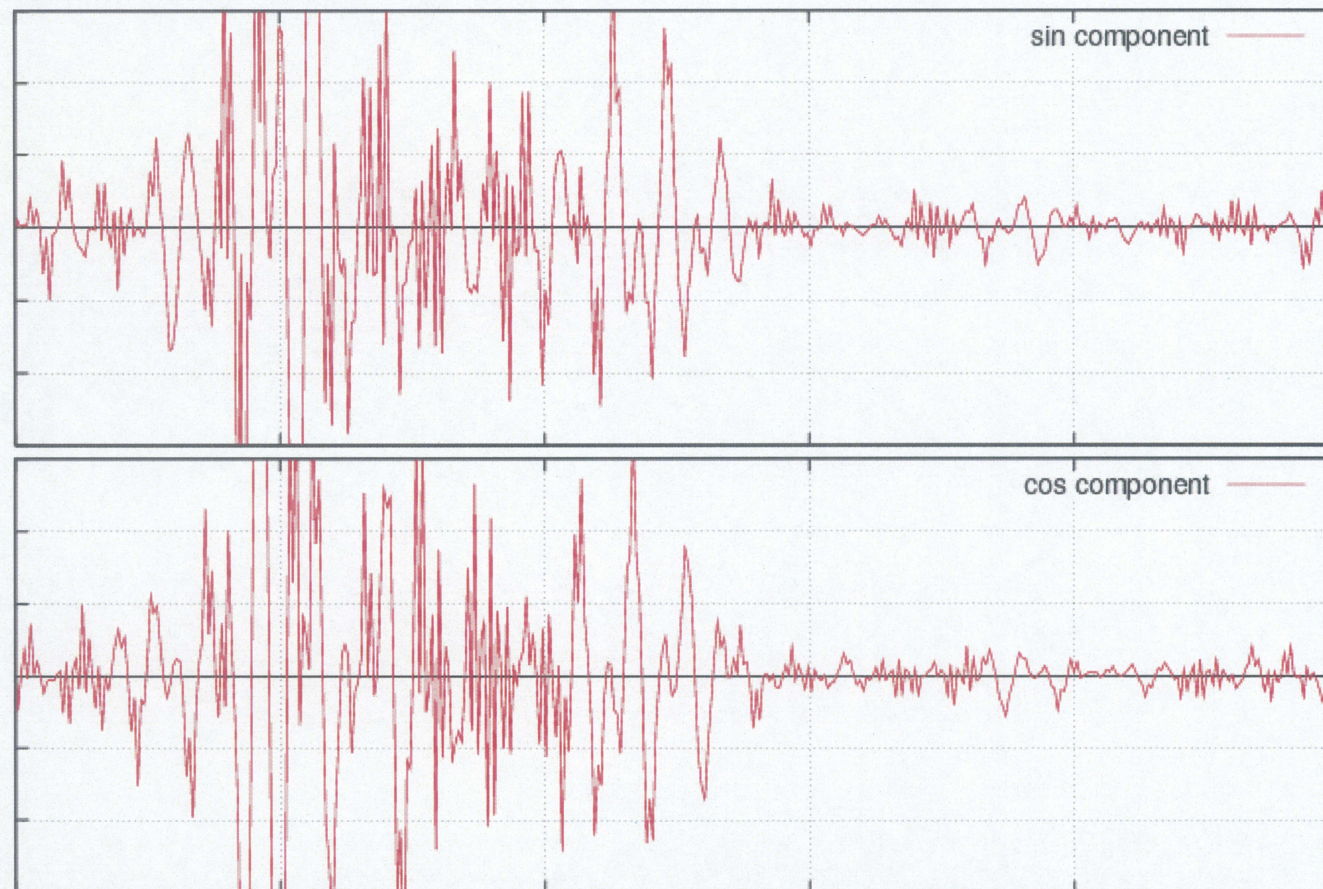
診断装置

瞬時振幅

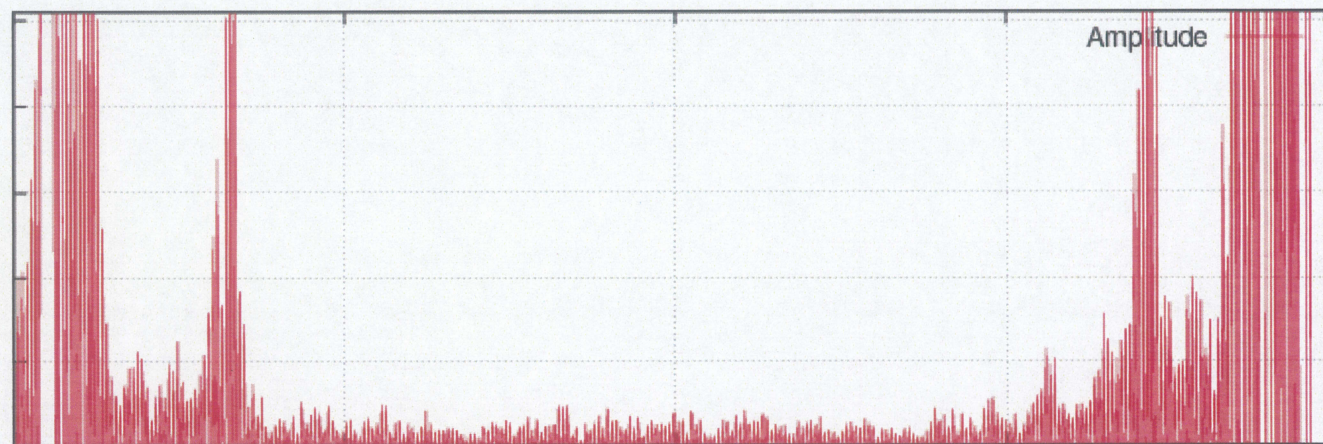
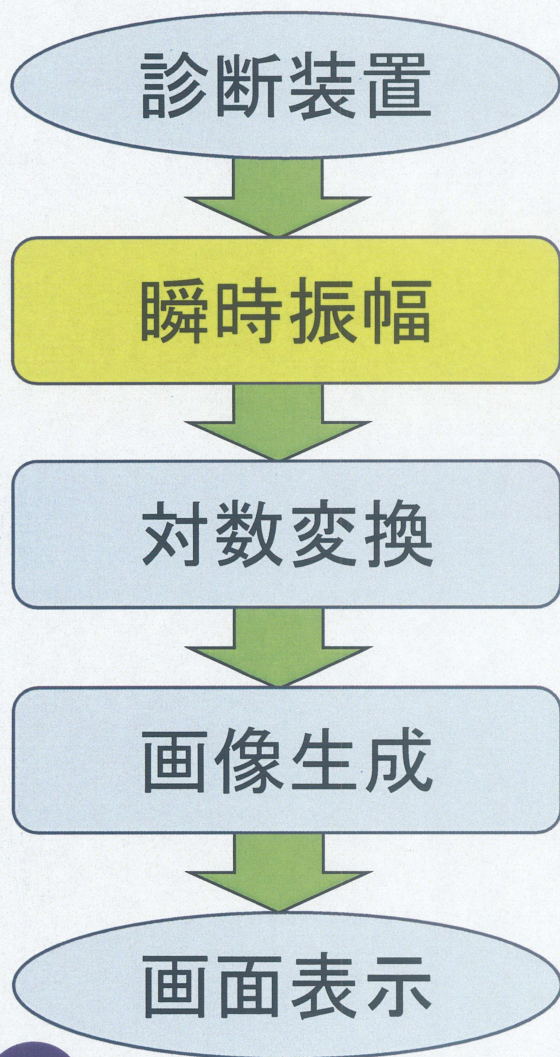
対数変換

画像生成

画面表示



# 超音波信号の画像化



# 超音波信号の画像化

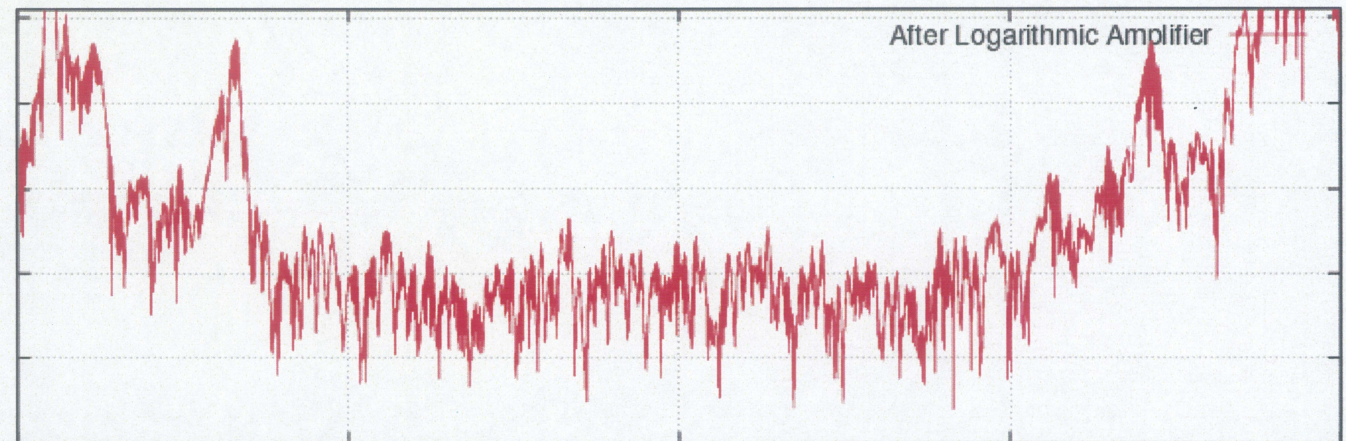
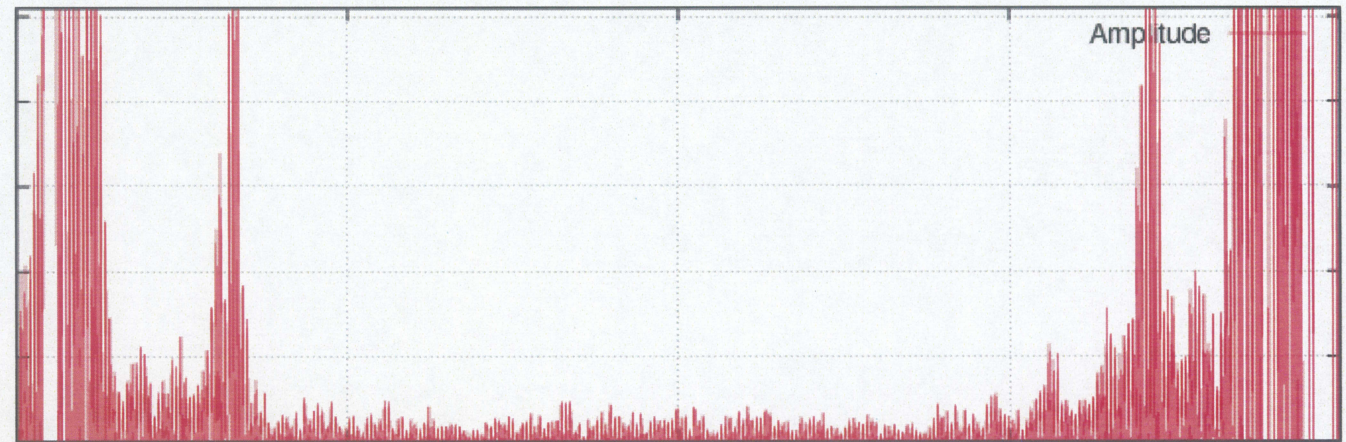
診断装置

瞬時振幅

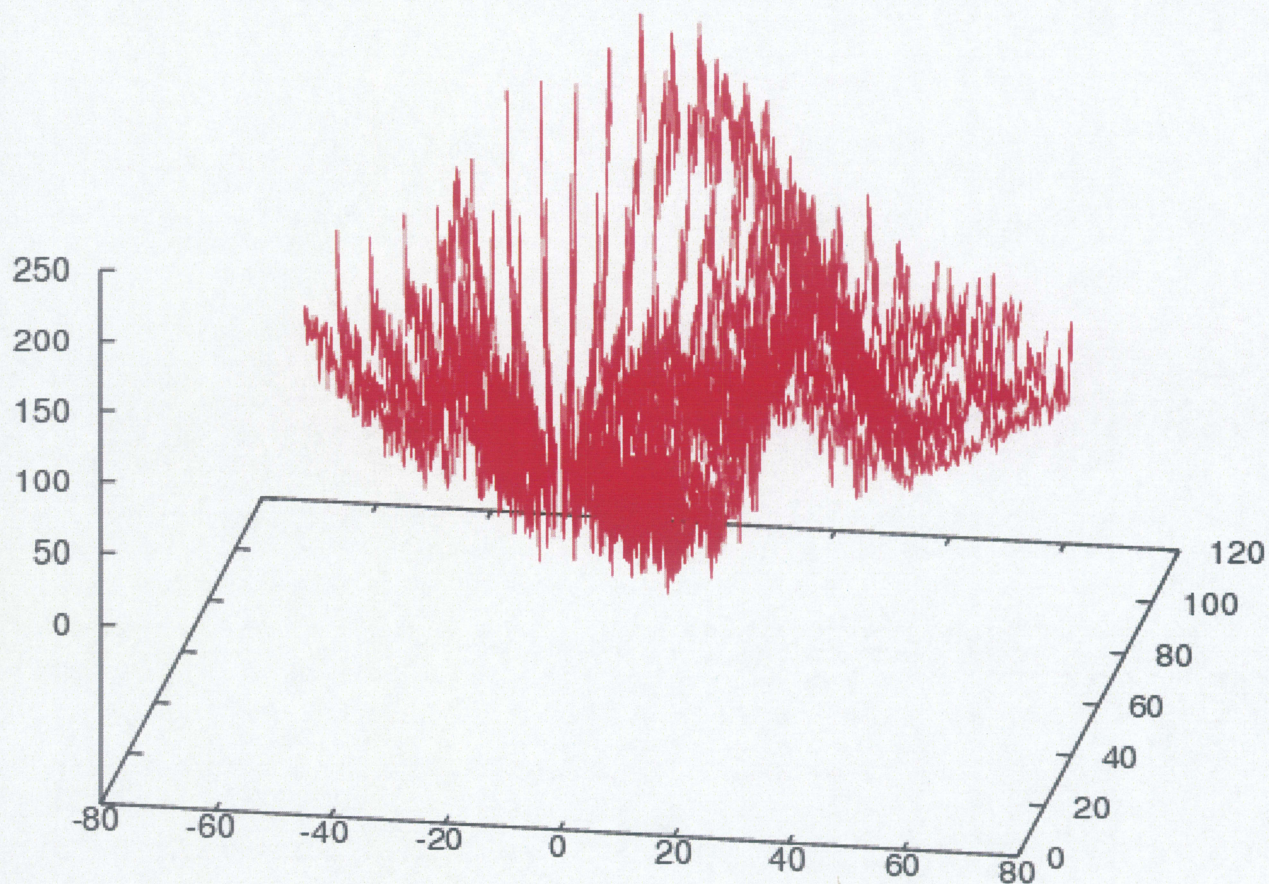
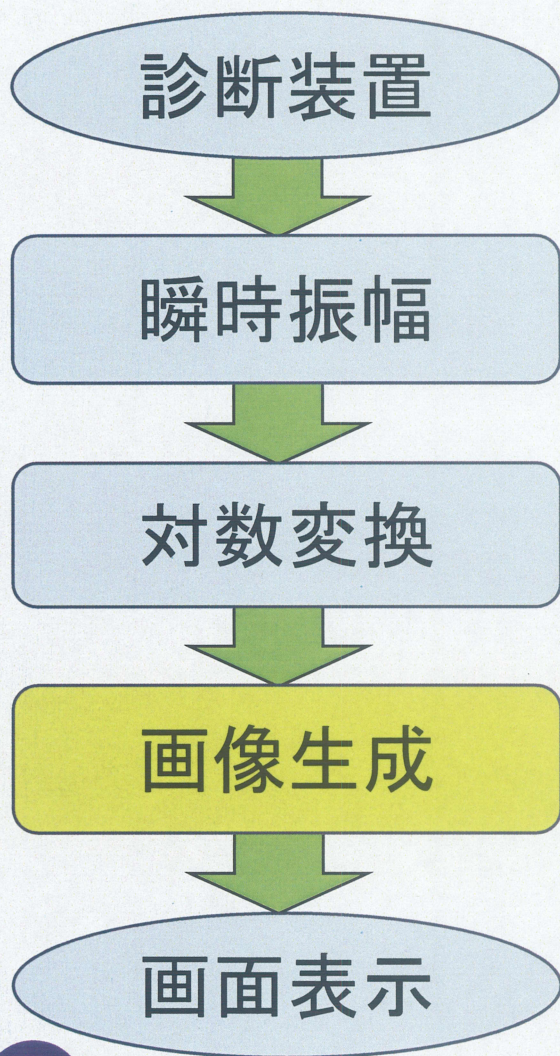
対数変換

画像生成

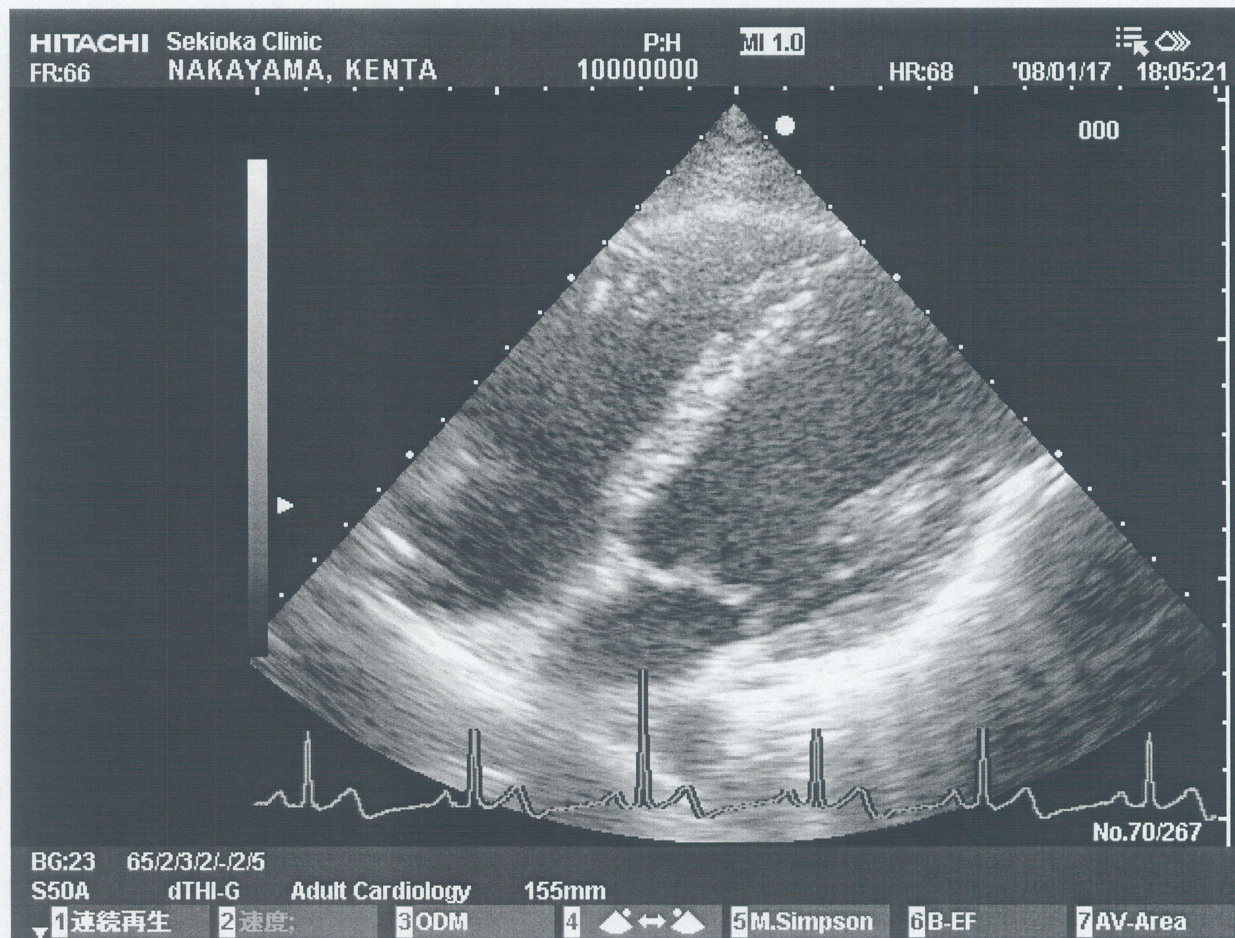
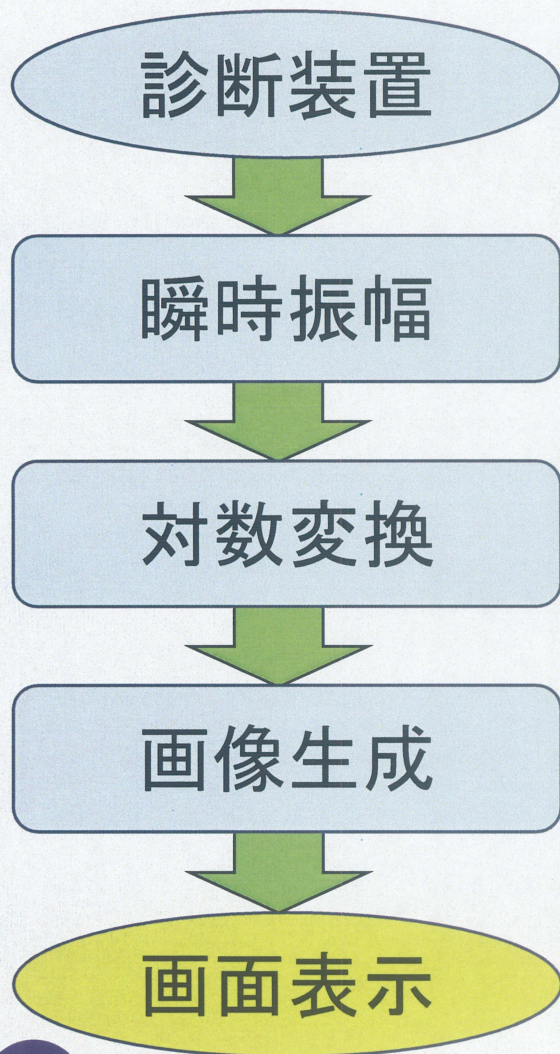
画面表示



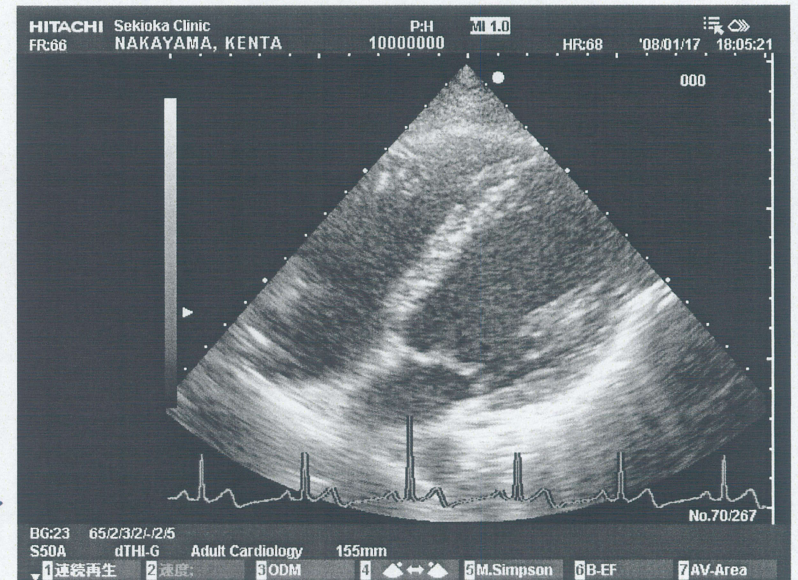
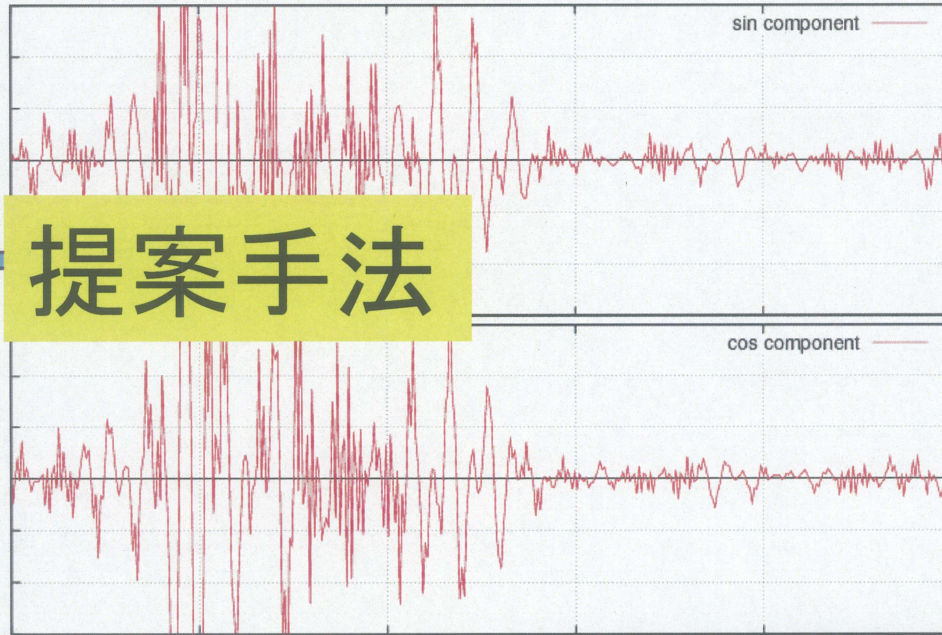
# 超音波信号の画像化



# 超音波信号の画像化

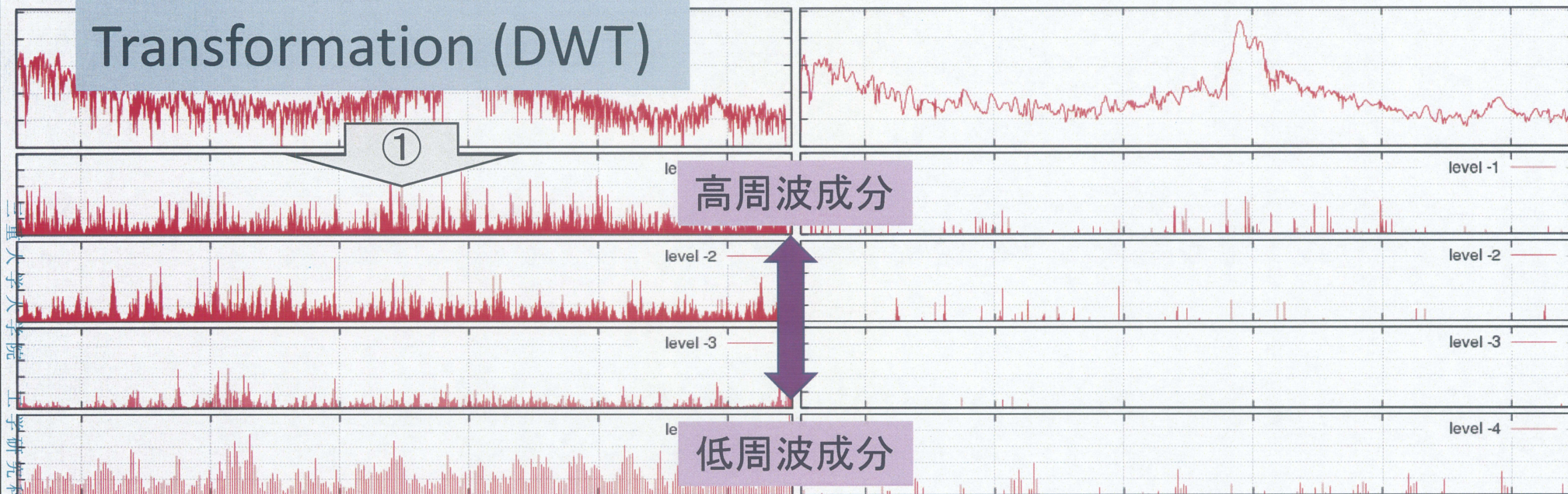


# 超音波信号の画像化



# ウェーブレット縮退

Discrete Wavelet Transformation (DWT)



オリジナル信号

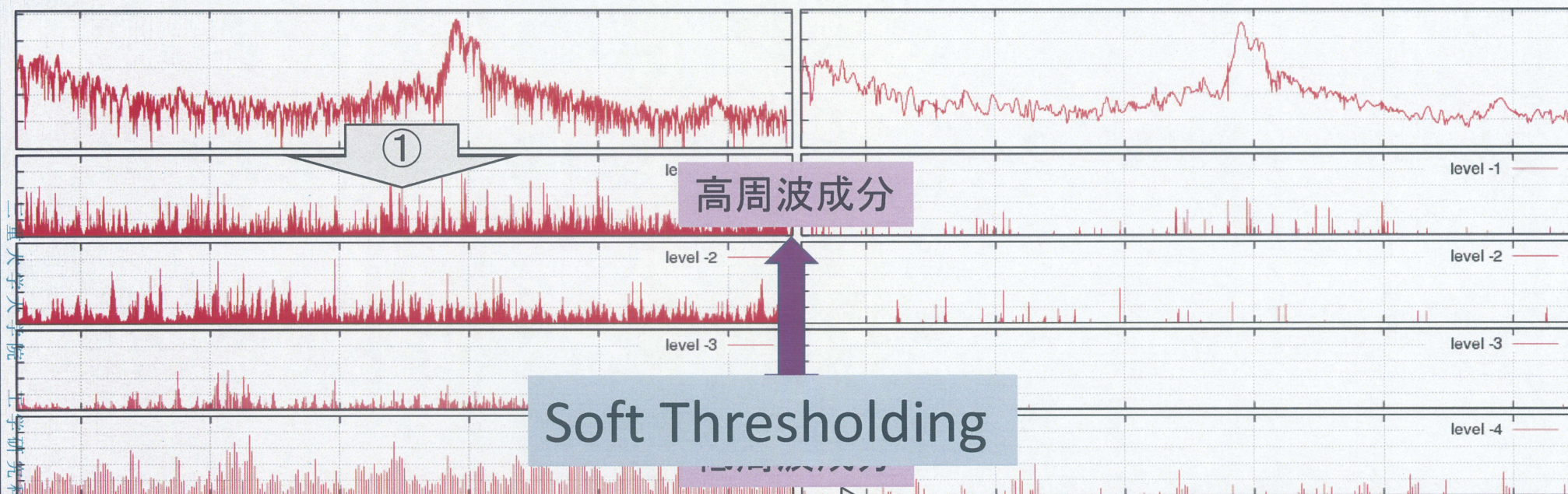
ノイズ除去後

ウェーブレット縮退は主に3つのステップからなる,

- ① Discrete Wavelet Transformation (DWT),
- ② Soft Thresholding,
- ③ Inverse DWT.



# ウェーブレット縮退



オリジナル信号

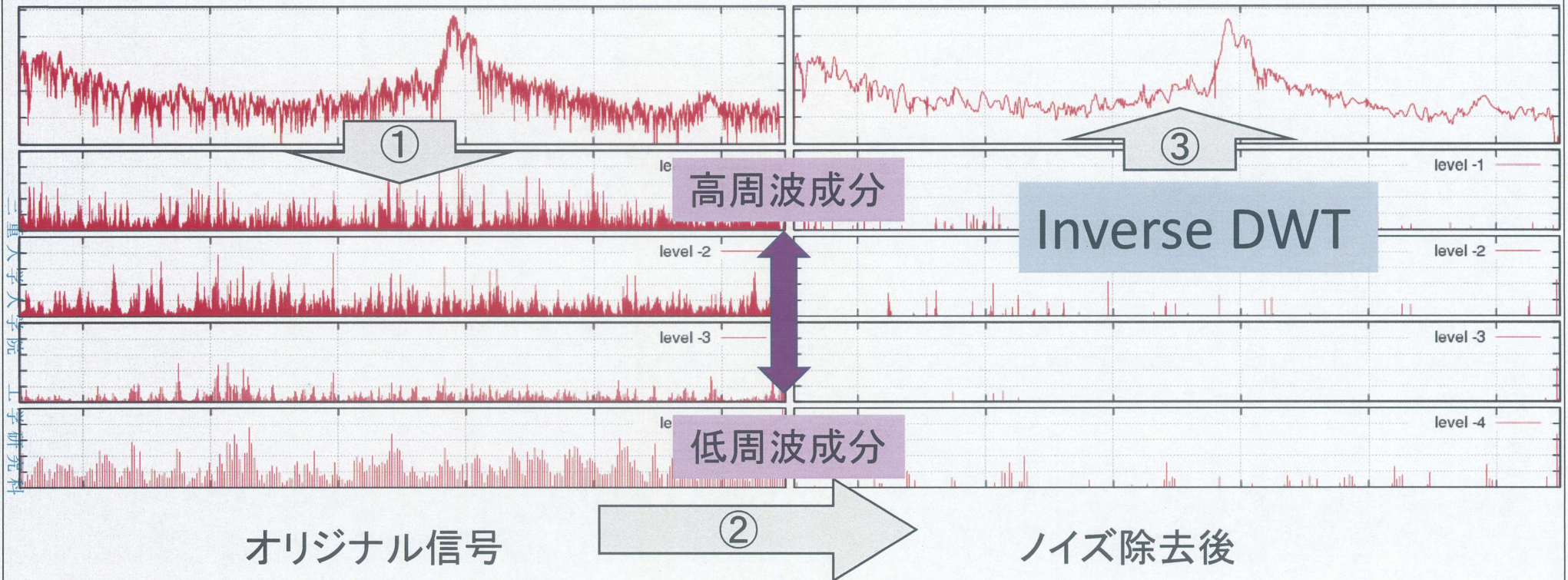
②

$$d_k^j = \begin{cases} d_k^j - \lambda & (d_k^j > \lambda) \\ 0 & (d_k^j \leq \lambda) \end{cases}$$

Soft Thresholding :

各周波数成分には同じ性質のノイズがのるという仮定で、高周波成分のウェーブレット係数を基にノイズを推定し除去する。

# ウェーブレット縮退



ウェーブレット縮退は主に3つのステップからなる、

① Discrete Wavelet Transformation (DWT),

② Soft Thresholding,

③ Inverse DWT.

# ノイズの推定 [4]

ノイズの標準偏差  $\delta$  の推定

$$\delta = \frac{\text{median}\left(\left|d_k^{-1}\right| - \text{median}\left(\left|d_k^{-1}\right|\right)\right)}{0.6745}$$

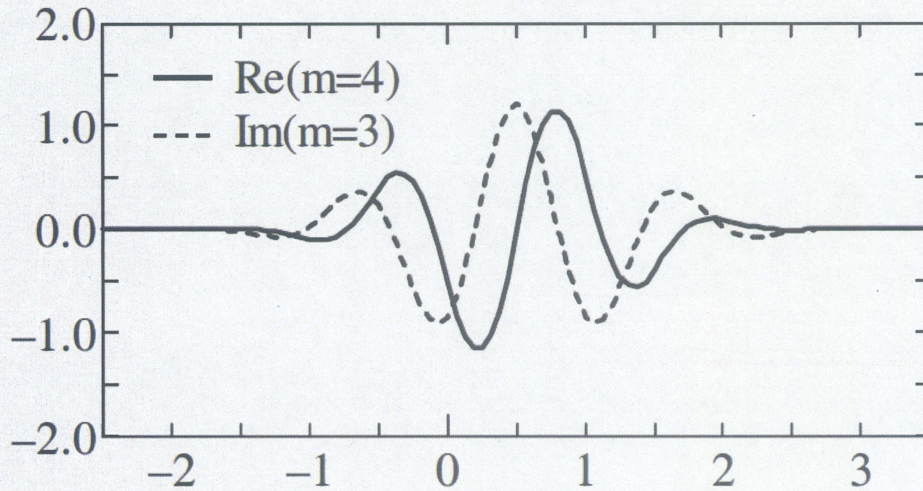
$\delta$  をもとにした, しきい値  $\lambda$

$$\lambda = \delta \sqrt{2 \log_e N}$$

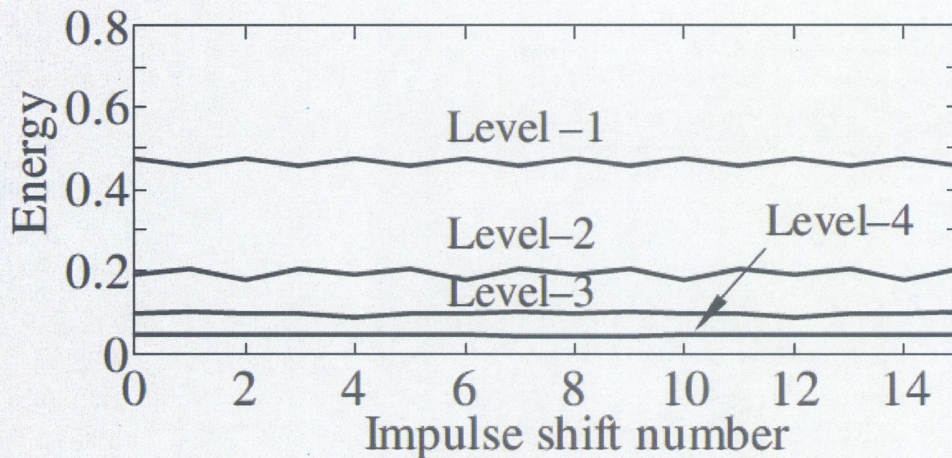
[4] 戸田浩・章忠・川畑洋昭, 「ウェーブレット実践講座 入門と応用」.

Soft Bank, 13:138–142, 2005

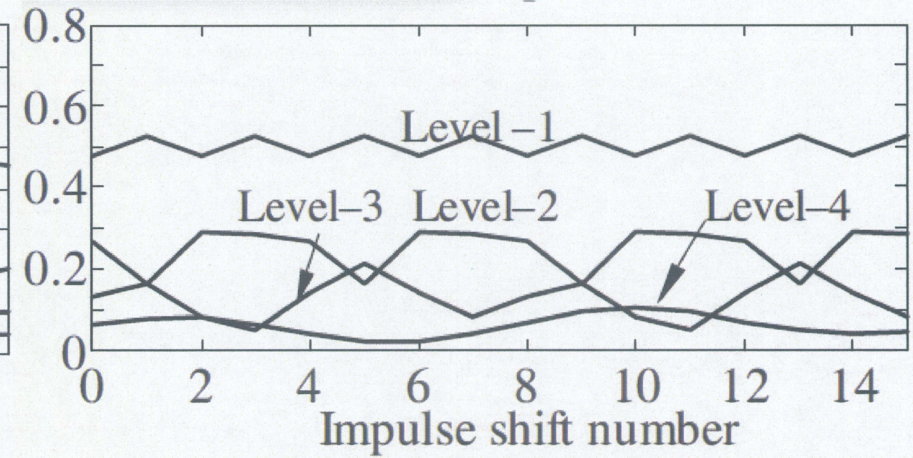
# RI-Spline ウェーブレット



シフト不変性の欠如を低減した複素型ウェーブレット



(a)  $m=3,4$  RI-Spline wavelet

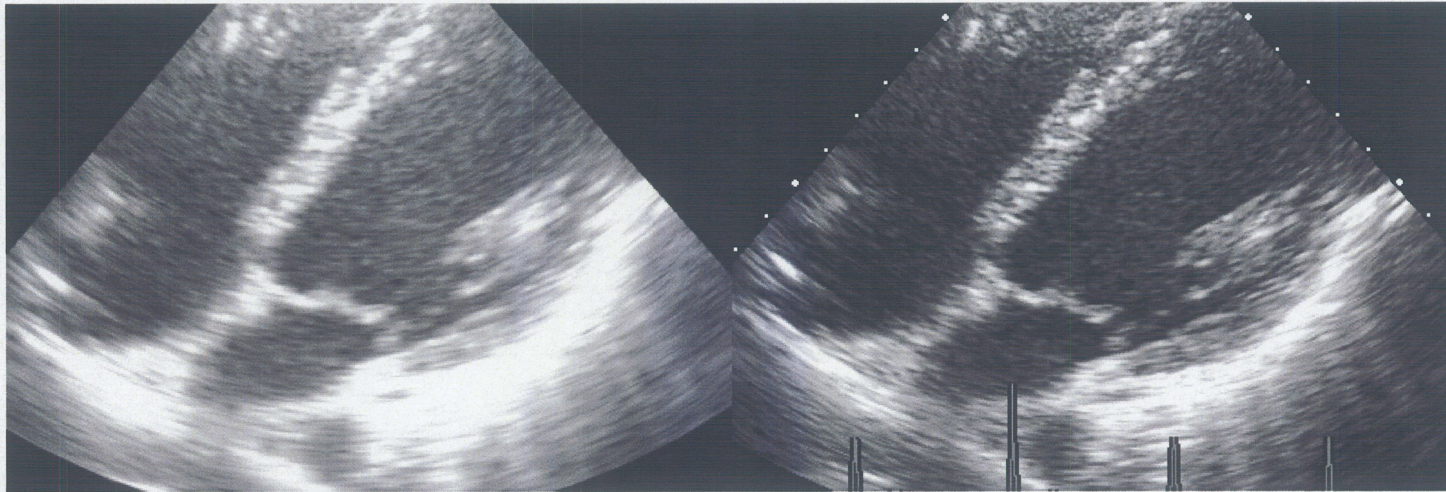


(b) Daubechise 8 wavelet

# 出力結果 #1

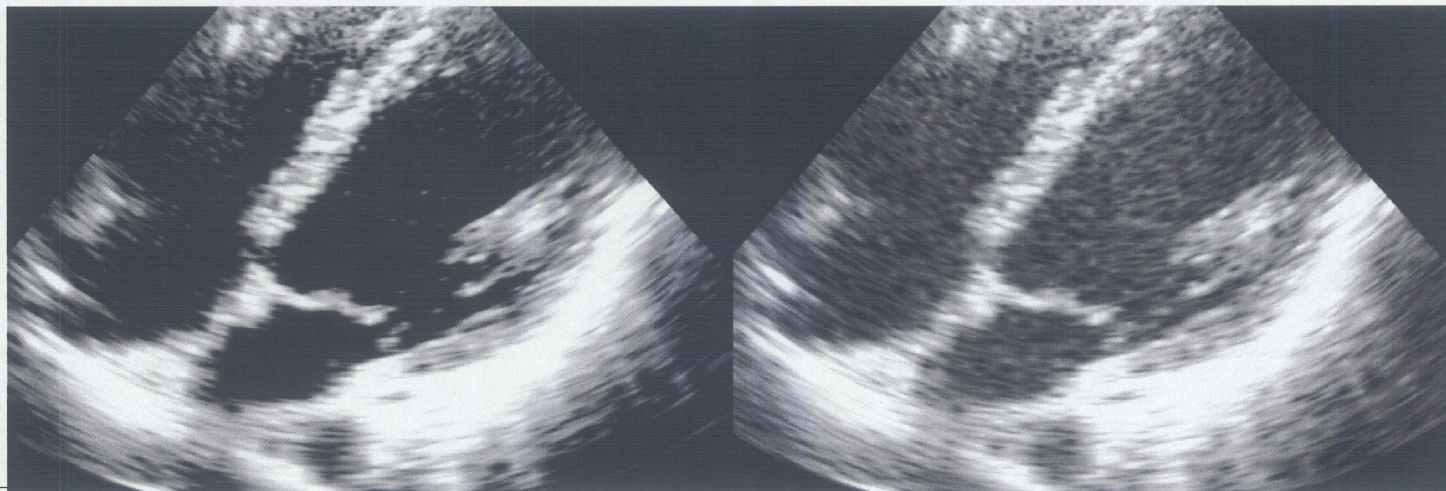
Without  
Noise Reduction

Echocardiogram



Wavelet Shrinkage  
(Proposed Method)

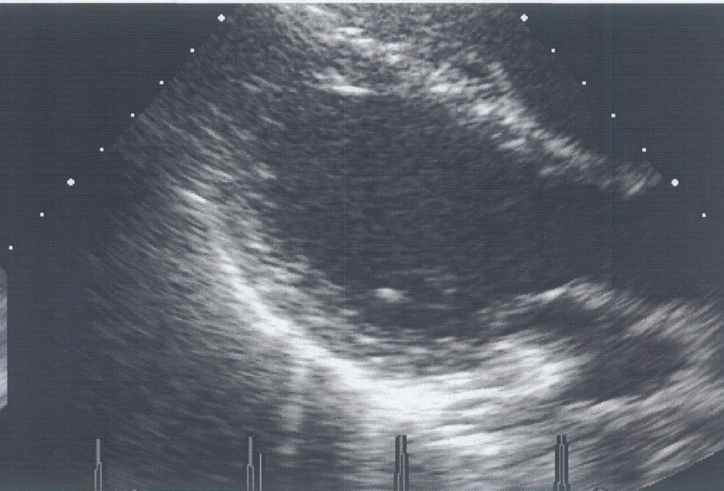
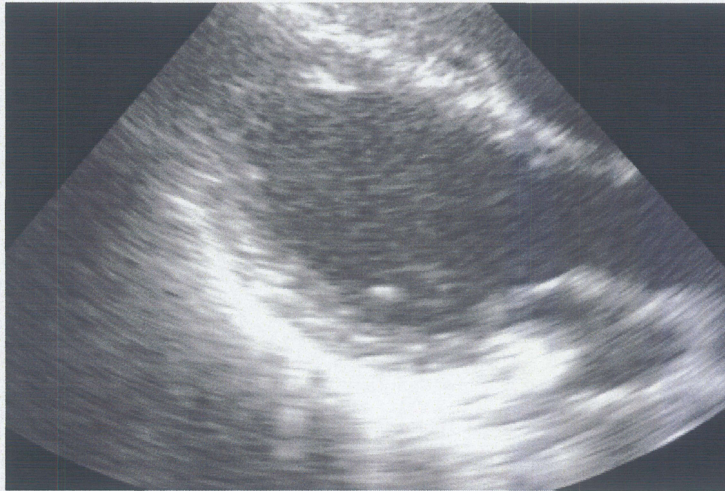
Low Pass Filter



# 出力結果 #2

Without  
Noise Reduction

Echocardiogram



Wavelet Shrinkage  
(Proposed Method)

Low Pass Filter



# 画質の定量的評価

$$SNR = \frac{|\overline{f_m} - \overline{f_c}|}{\sigma_W}$$

$\overline{f_m}, \overline{f_c}$  : 心筋, 心腔領域の  
平均輝度値

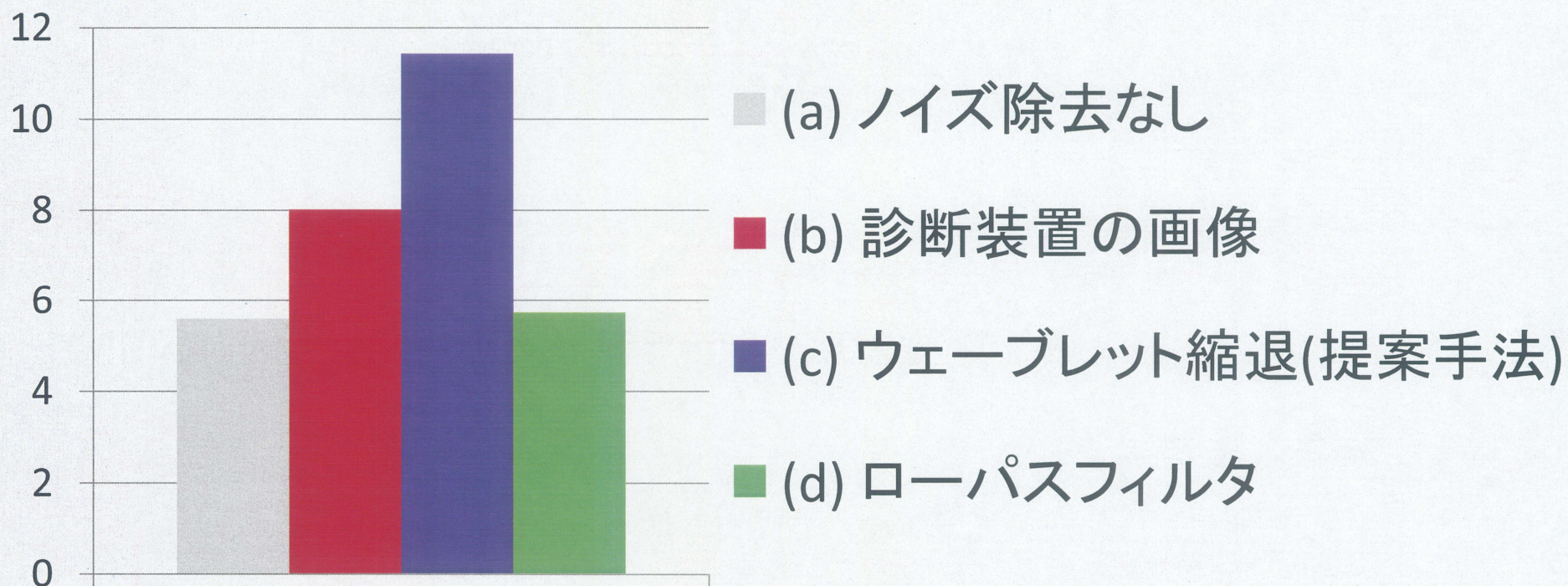
$\omega_m, \omega_c$  : 心筋, 心腔領域の  
画素数

$$\sigma_W = \sqrt{\frac{\omega_m \sigma_m^2 + \omega_c \sigma_c^2}{\omega_m + \omega_c}}$$

$\sigma_m, \sigma_c$  : 心筋, 心腔領域の  
輝度値の標準偏差  
(スペckルレベル)

# 結果の比較

$$SNR = \frac{|\overline{f_m} - \overline{f_c}|}{\sigma_w}$$



超音波心断層像 55例の平均による



## まとめ

- 本研究では、超音波信号に対して、ウェーブレット縮退を用いた心断層像の高画質化手法を提案した。（新規性）
- その結果、ノイズ除去処理を加えなかった画像よりもSNRの値が向上し、画質が改善した。（有効性）

御清聴  
ありがとうございます  
ございました

ウェーブレット縮退による超音波画像の高画質化

工学研究科 情報工学専攻  
ヒューマンインタフェース研究室  
中山健太