# 超音波診断装置 SONIMAGE HS1: 超広帯域プローブ特性を最大活用する送受信技術

 $\sim$  Triad Tissue Harmonic Imaging  $\sim$ 

The SONIMAGE HS1 Diagnostic Ultrasound System: Triad Tissue Harmonic Imaging

谷	$\Box$	哲	哉*	水	野	隆*	酒	井	智	仁*	堀	内	亮 <b>*</b>	佐々木	頂	之*
Tetsuya TANIGUCHI			Takashi MIZUNO			Tomohito SAKAI			Makoto HORIUCHI			Takayuki SASAKI				

# 要旨

超音波診断装置は低侵襲かつ簡便で頻回の観察が可能 であることから,近年関心の高まっているモダリティで ある。

2014年7月に上市した SONIMAGE HS1 のコンセプト "みえる"は、従来事業領域とのシナジーが期待される整形および体表臓器を第一の対象領域とした、高い診断価値の提供である。

プローブ開発においては, この領域で用いられるリニ アプローブにてかつてない高感度超広帯域を実現し, こ れを実用化した。

送受信技術においては、新たな発想のもと3つの独立 した周波数成分を用いて送受信を行うTriad Tissue Harmonic Imaging (Triad-THI)を開発した。これによ り超広帯域プローブの帯域を最大限利用してクラス最高 の分解能を達成すると共に、従来THIの課題であった浅 部領域のS/N改善をハンドキャリーサイズの装置で実現 した。

場所にとらわれず,手軽に診断価値の高い画像を提供 できることから,様々なシーンで診断精度向上や臨床関 係者の負荷低減に貢献することが期待される。

この高感度広帯域プローブの開発概要と新規送受信技術である Triad-THI について報告する。

# Abstract

Ultrasound is a real-time, less-invasive imaging modality that can be used in a wide range of clinical situations. In July, 2014, Konica Minolta launched the SONIMAGE HS1, the first ultrasound system ever developed by the company. This system provides resolution capable of detecting structures as small as just several hundred microns, making it ideal for use in musculoskeletal and superficial applications.

The SONIMAGE HS1 was developed to realize high sensitivity and ultra-wideband linear probe features. Advancements in the SONIMAGE HS1 include such transducer design improvements as multi-layered acoustic matching layers and a low attenuation acoustic lens, as well as optimized material characteristics of these components, and fine processing technology. The L18-4, the system's high-frequency linear probe, has overcome many common trade-offs between sensitivity and frequency bandwidth.

In addition, we developed a unique signal transmitting/ receiving technology, Triad-THI (triad tissue harmonic imaging), to generate three separate harmonic components that cover the entire receiving spectrum of the ultra-wideband probe.

As a result of these developments, the SONIMAGE HS1 system is able to balance penetration and resolution for an optimum image.

# 1 はじめに

近年の超音波診断装置はB-modeと呼ばれる断層画像 だけでなく、ドプラによる血流計測やリアルタイム性を 活かした動態解析、応力歪みを利用した組織弾性情報の 計測・解析等、多様な機能が搭載されるようになってき ている。

しかしながら最も使用頻度が高く、診断の基本となるのは依然としてB-mode画像であり、この画質・情報量の向上は診断価値の向上に直結する。

そこでコニカミノルタの基盤技術である材料技術を背 景として,高感度超広帯域プローブの開発を行い,このポ テンシャルを十二分に引き出す送受信技術であるTriad Tissue Harmonic Imaging (以下Triad-THI) 技術を併 せて開発しSONIMAGE HS1に搭載した (Fig. 1)。プロー ブ開発の概要と併せ,この新規送受信技術Triad-THIに ついて説明する。



Fig. 1 The SONIMAGE HS1 ultrasound imaging system and B-mode image by linear probe.

## 2 B-mode画像の空間分解能決定因子

超音波診断装置のB-mode画像は電子的に収束された 超音波ビームの送受信を走査方向にずらしながら多数回 行うことにより2次元画像を構成する。

画像の重要な画質指標の一つである空間分解能と各決 定要素との関係は下記の通りである。

#### ①距離分解能

超音波伝搬方向の分解能を指し,B-mode画像では 時間波形を検波・輝度変換するため,時間波形の短 パルス化が重要となる。

#### ②方位分解能

走査方向の分解能を指し,光学系のビーム収束と同 様に高周波ほど尖鋭化することが可能である。また 走査線密度の影響も受ける。

プローブおよび画像化周波数の高周波化は,方位分解 能の向上には寄与するものの,距離分解能の向上は周波 数を単に高くするだけではなし得ず,帯域を広くするこ とが重要となる (Fig. 2)。そこでプローブ開発においては 高周波でありながら比帯域100%(-6dB周波数帯域幅 〈MHz〉と中心周波数〈MHz〉の比)を越える超広帯域プ ローブの開発を行った。



Fig. 2 Relationships between spectrums in the frequency domain (top) and the waveforms in the time domain (bottom). Axial resolution improvement needs wide frequency bandwidth.

# 3 超広帯域高周波プローブの開発

# 3.1 超音波プローブの構造および原理

超音波診断装置用プローブは, Fig. 3 上段に示すよう に,トランスデューサー (センサー),診断装置本体と電 気信号を送受するケーブル,本体との接続を確保するコ ネクタから構成される。なかでも, Fig. 3 下段に示した トランスデューサー部分は,圧電素子を基本構成要素と し,プローブの音響性能,並びに診断装置の画質を決定 づけるキーデバイスであり,機械信号である超音波と電 気信号を変換する機能を有する。





Fig. 3 New high frequency linear probe (top) and structure of the ultrasound transducer (bottom). The compound acoustic matching layer and acoustic lens were developed using Konica Minolta's material technology. この圧電素子によって、電気信号は超音波に変換され (逆圧電効果),生体中にパルス状の超音波が放射される。 超音波信号は、生体組織の音響インピーダンス(物体の 密度 ρ [kg/m<sup>3</sup>] と縦波音速c [m/s]の積 ρc [Rayls] で表され る物理量)が異なる境界で反射され、再び圧電素子で電 気信号に変換される(圧電効果)。この信号の強度および 伝達時間をもとに、生体内の構造物の断層像が得られる。

#### 3.2 超広帯域高周波プローブの設計

超音波診断画像の高画質化のために,後述する高調波 イメージングに対応する広帯域な音響特性がプローブに 求められ,単結晶圧電材を用いたプローブが既に開発さ れている。プローブの音響性能指標である,感度と周波 数帯域の間には,一般的にトレードオフの関係があるが, この単結晶圧電材は,電気機械結合係数が大きく,高効 率に電気・超音波のエネルギーを変換できることから, -6dB比帯域で90%程度の特性を持たせることが可能で ある。しかしながら,単結晶圧電材はその材料特性上,高 周波帯での実用は難しく,現状では1~5MHz程度の比 較的低周波帯での用途に留まっている。

今回我々が,浅部表在領域向けに開発したプローブの 主な仕様は次の通りである。

- ・走査方式:電子リニア走査
- ・主な用途:表在,整形,血管
- ・空間分解能:0.13mm以下(距離方向) 0.3mm以下(方位方向)
- ・ペネトレーション:60mm 以上
- ・プローブ中心周波数:10MHz
- ・プローブ-6dB周波数帯域:100%
- ・プローブ-20dBパルス長:0.5µs以下

このような高周波帯での超広帯域性能実現には,前述 のように,単結晶圧電材の採用は困難なため,トランス デューサーを構成する新たな音響材料を開発した。

## 3.3 トランスデューサー音響材料の開発

広帯域高周波リニアプローブを実現するために,独自 に材料を開発した音響レンズと音響整合層について言及 する。

#### 低減衰音響レンズ

音響レンズは生体と密着させて使用する部分であるた め,下記のような音響特性が求められる。

①生体との間における超音波の反射を小さくするために、生体の音響インピーダンスに近い。
 ②感度を高めるために、音響減衰率が小さい。

音響レンズは,生体適合性があり,音響インピーダン スが生体に近く,また生体より伝搬音速が遅いため凸形 状で成形できる等の利点により、シリコーンゴム材が多 く用いられている。しかしながら、材料の音響伝搬減衰 は、周波数と共に顕著に増加し、高周波帯では感度・帯 域を落としてしまうデメリットがある。我々は、シリコー ンゴム基材に添加するフィラー材の高比重化、ナノ粒子 化、高分散化により、所望の音響インピーダンスを得る と同時に、目標とした10 MHzにおける音響伝搬減衰が 7 dB/mm 以下を達成した。

### 多層音響整合層

圧電セラミック素子と生体の音響インピーダンスは、 それぞれ約30MRayls,約1.5MRaylsと大きな差があり、 効率良く生体に伝達させるには、電気回路同様に音響的 な整合をとる必要がある。一般的には音響整合層は1~2 層で構成され、従来プローブの多くは広帯域なものでも -6dB比帯域が80%程度であった。我々は、-6dB比帯 域100%を実現するため、音響整合層間の透過効率をさ らに高められるよう、音響インピーダンスを徐々に下げ て多層化する音響整合技術を開発した。

#### 3.4 プローブ音響特性

前述のような音響レンズ,音響整合層をはじめとする コニカミノルタが独自に開発した材料を駆使すると共に, その材料特性を最大限に活かす精細な製造技術との擦り 合わせにより,周波数応答において,Fig.4に示すように 目標-6dB比帯域:100%を満足する音響性能を実現した。



Fig. 4 Frequency response of our high-frequency, wide-band, linear transducer. We expanded bandwidth without any loss of sensitivity.

# 4 従来イメージング法の課題

近年は、高音圧部と低音圧部の音波伝搬速度差により 生じた非線形成分である高調波を利用して画像化を行う Tissue Harmonic Imaging(以下THI)が主流となって いる。

THIで用いる高調波成分は音圧の自乗に比例して発生 する。そのため,超音波ビームが尖鋭化すると共に無エ コー領域の散乱音波の影響を排除でき,方位分解能に優 れノイズを低減した高コントラストな画像を得ることが 出来る<sup>1)2)3)</sup>。

- a. 2次高調波が主体であり,画像化される周波数成分 が狭帯域かつ高周波帯域に限定されるため,距離分 解能やペネトレーションが不充分
- b.非線形成分の生成が送信焦点近傍に限定されるため, 送信焦点以浅では高S/Nの画像が得られない

といった問題があった。

a.に示した問題に関しては、2次高調波だけでなく差 音成分を低周波領域に生成させる方法や、送信波を広帯 域化してDCを中心に広がるベースバンド成分を利用す る等、所謂Broad-band THI法が開発されてきている。し かしながら、この方法では前記b.の問題は解決できず、 また新規開発された超広帯域プローブの帯域幅を十二分 に活用することは難しい(Fig.5)。



Fig. 5 Imaging depth versus (a) distribution of generated harmonic components, and (b) overall image quality of conventional THI (tissue harmonic imaging). The high-quality image area is restricted.

これらを解決するために、コニカミノルタでは新たな 発想のもと、プローブ帯域を最大限利用することが可能 なTriad Tissue Harmonic Imaging (Triad-THI) 技術 を開発した。

# 5 新規送受信技術開発

#### 5.1 開発課題

新規送受信技術を開発するにあたり下記を課題とした。

課題1:超広帯域プローブの全周波帯域を活用した広 帯域送受信による距離分解能とペネトレー ションの向上

超広帯域プローブの帯域を最大限利用し、今までにな い広帯域で受信するには帯域全域に高調波をバランスよ く効率的に生成させる必要がある。また距離分解能とペ ネトレーションを両立させるには、周波数毎の感度特性 や位相特性まで考慮した送信方法の設計が必要となる。 課題2:浅部S/Nの改善と焦点近傍画質の両立

浅部における高調波がより強く発生するような設計は 可能である。しかし、その場合には浅部の描出能は改善 するものの、深部における描出能は低下する。視野全体 のS/Nを改善するためには、単に高調波発生深度の浅部 側への遷移とは異なる技術が必要となる。

#### 5.2 Triad-THI送信技術

まず超広帯域プローブの全帯域をカバーするための送 信周波数の組み合わせを検討した。

単一の周波数で広帯域の成分を有する送信方法の一つ として,代表的にはインパルスがある。インパルスは非 常に広い帯域を持つものの,プローブ帯域外の成分が多 く,音波への変換効率が低い。また感度・位相特性の調 整ができないことからも課題解決には不適である。

帯域を2つの周波数成分でカバーして送信する手法は, 変換効率や感度・位相特性の調整はある程度改善される。 しかしながら,かつてない超広帯域のプローブ性能を最 大限発揮し,その全域をバランスよくカバーするには不 十分である。

この問題点を改善するため、3つの周波数成分を混合 送信する方法を検討した。この方法は、多くの高調波成 分が生成・重畳し、設計の難易度が高くなることから過 去に検討された報告はない。しかし帯域を3領域に分け、 各々の帯域ごとの信号強度や位相の調整が可能となり、 生成される高調波の強度・深度の制御、プローブ特性を 補正する自由度の向上が期待できる。実用化には数々の 困難も予想されたが、浅部S/Nと焦点近傍S/Nが両立す る可能性も鑑み、3周波混合送信を用いた送信手法の開 発を進めることとした。



Fig. 6 Components of transmission and receiving frequencies.
(a) Transmitted fundamental components and (b) received harmonic components. Conventional frequency band signal is increased by f3's differential harmonics. Receiving bandwidth is expanded by higher frequency harmonics.

送信波成分(f1, f2, f3)の周波数の相対比はFig.6に示した通り,同一周波数領域を2種の高調波でカバーする設計とすることで浅部S/Nと焦点近傍S/Nの両立を図る構成とした。

#### 5.3 高調波成分の位相整合

3周波混合送信では,発生由来の異なる複数の高調波 成分が生成される。これを用いて意図した効果を得るに は各高調波成分の位相整合が重要となる。

位相整合が不完全な場合,例えば隣接した周波数帯域 間で位相が異なると,重畳領域で打ち消しあって谷部を 形成する(Fig. 7, Case 1)。また別の例として,同一帯域内 に生成する2成分の位相が整合しない場合,帯域内で打 ち消しが生じてエコー強度が部分的に減弱する(Fig. 7, Case 2)。この様に受信周波数特性の不整が生じてしまう と,良好な分解能が得られなくなる(Fig. 8)。つまり生成 された高調波成分は全てを同位相(Fig. 7, Case 3)とす る必要があり,プローブ特性と送信波の位相の高度な摺 り合わせが必要となる。

また,プローブの周波数-位相特性は送信時と受信時 では完全に同一ではない。Fig.6に示したf3-f2の差音は, 送信時にはf3周波数帯とf2周波数帯の位相特性影響を 各々受けるが,受信時はf1周波数帯の位相特性の影響を 受けるなど,位相制御はかなり複雑化する。

通常,プローブの設計では送受信の感度・帯域特性を 主な目標仕様とするのが一般的である。しかしながら本 開発においては送/受信各々のプローブの帯域・感度お よび位相特性まで配慮した設計が行われた。更に各開発 段階でプローブと送受信技術を摺り合わせることにより, プローブ全帯域を最大限利用した超広帯域受信,すなわ ち距離分解能の大幅な向上を実現した。



Fig. 7 Harmonic spectrum fusion resultant from phase difference. Complete phase fusion is important for high resolution. (a) Incomplete fusion (Case 1), overlap-frequency offset. (b) Incomplete fusion (Case 2), intra-frequency offset. (c) Complete fusion (Case 3).



Fig. 8 Phantom images corresponding to the cases of fusion in Fig. 7.

#### 5.4 高調波生成深度制御によるS/Nの最適化

第2の課題である浅部と焦点近傍のS/Nバランスは,送 信焦点深度を20mm前後とした場合でも浅部のS/Nが確 保できるよう最適化を行った。具体的には,プローブの送 信感度バランスや音響レンズによるスライス方向のビー ム収束等を考慮し,各周波数成分の強度比を調整した。こ の結果, Fig.9に示すように同一周波数帯域に発生する 高調波の一方を浅部で生成させ,もう一方を焦点部付近 で生成させる,Tandem Harmonic Generation 機構を発 現させて関心領域全域のS/Nを確保することに成功した。



Fig. 9 Imaging depth versus (a) distribution of generated harmonic components, and (b) overall image quality with the Triad-THI. The high-quality image area is expanded through two-step harmonics generation (tandem harmonic generation).

このようにして実用化に至った Triad-THIを搭載した SONIMAGE HS1 の臨床画像例を従来 THIの画像(自社 比)と併せて Fig. 10 および Fig. 11 に示す。

Fig. 10 は甲状腺の左葉と右葉の間に位置する峡部を 正面から観察した画像である。甲状腺全体を観察するた め送信フォーカスを20mmに設定している。(b)に示す 従来THIでは浅部全域が不明瞭であるのに対し,(a)の Triad-THIでは,5mm前後の浅部に位置する峡部の実質 や組織境界が高コントラストかつ高分解能で描出されて いることがわかる。



Fig. 10 Schema and clinical images of the thyroid.

(a) Triad-THI images — Excellent tissue separation (sharp and with high contrast) at shallow isthmus (arrows) (focus = 20mm). (b) Conventional THI image (Konica Minolta system) — Shallow area is unclear (focus = 20mm).



Fig. 11 Schema and clinical images of MP (metacarpophalangeal) joint
(a) Triad-THI image — A1 pulley (pink upper arrows) is described clearly, the sharp boundary between the bursas and tissue is excellent (yellow lower arrows), and the bone surface is smooth.

(b) Conventional THI image (Konica Minolta system): surpassed in quality by Triad-THI image.

Fig. 11 は中手指節関節を観察したものである。(a)の Triad-THIでは(b)に示す従来THIと比較して,2mm前 後の深度に位置する腱鞘部(上部矢印部)が暗部として 明瞭に描出され,掌側板(下部矢印部)も容易に認識す ることが可能である。また骨表面も精細かつ明瞭に描出 されている。

# 6 まとめ

SONIMAGE HS1はパナソニックヘルスケアとの超音 波事業統合後,初の自社開発製品となる超音波診断装置 である。プローブ開発においては、コニカミノルタの材 料技術に、音響設計および製造技術を高度に摺り合わ せ、目標の比帯域100%という超広帯域特性を高周波帯 で達成した。また、新規送受信技術であるTriad Tissue Harmonic Imagingについては、新たな発想のもとにプ ローブ音響設計にまで踏み込んで送受信技術開発を進め ることで、プローブ帯域を最大活用した高画質化と従来 THIの弱点であった浅部描出の改善を実現した。更には パナソニックヘルスケアで培った各部の実装・小型化技 術や合理化されたUI技術の融合により、ハンドキャリー 機でありながら、従来にない高精細で高S/Nな画像を浅 部から焦点近傍にわたって得ることを可能とした。 コニカミノルタの超音波事業は本格的なスタートを きったばかりである。今後,さらに我々の強みである材 料技術を活かした開発を進めるとともに,市場からの ニーズに的確に応えられる,コニカミノルタらしい高い 診断価値の提供をしていきたいと考えている。

#### ●参考文献

- 1) 鎌倉友男:"非線形音響学の基礎 第2版", 愛智出版
- 2) 鎌倉友男,阿比留巌,熊本芳朗: "超音波パルスの非線形伝搬に 伴う波形歪",日本音響学会誌46巻10号(1990)
- Michalakis A. Averkiou: "Tissue Harmonic Imaging", 2000 IEEE Ultrasonics Symposium