

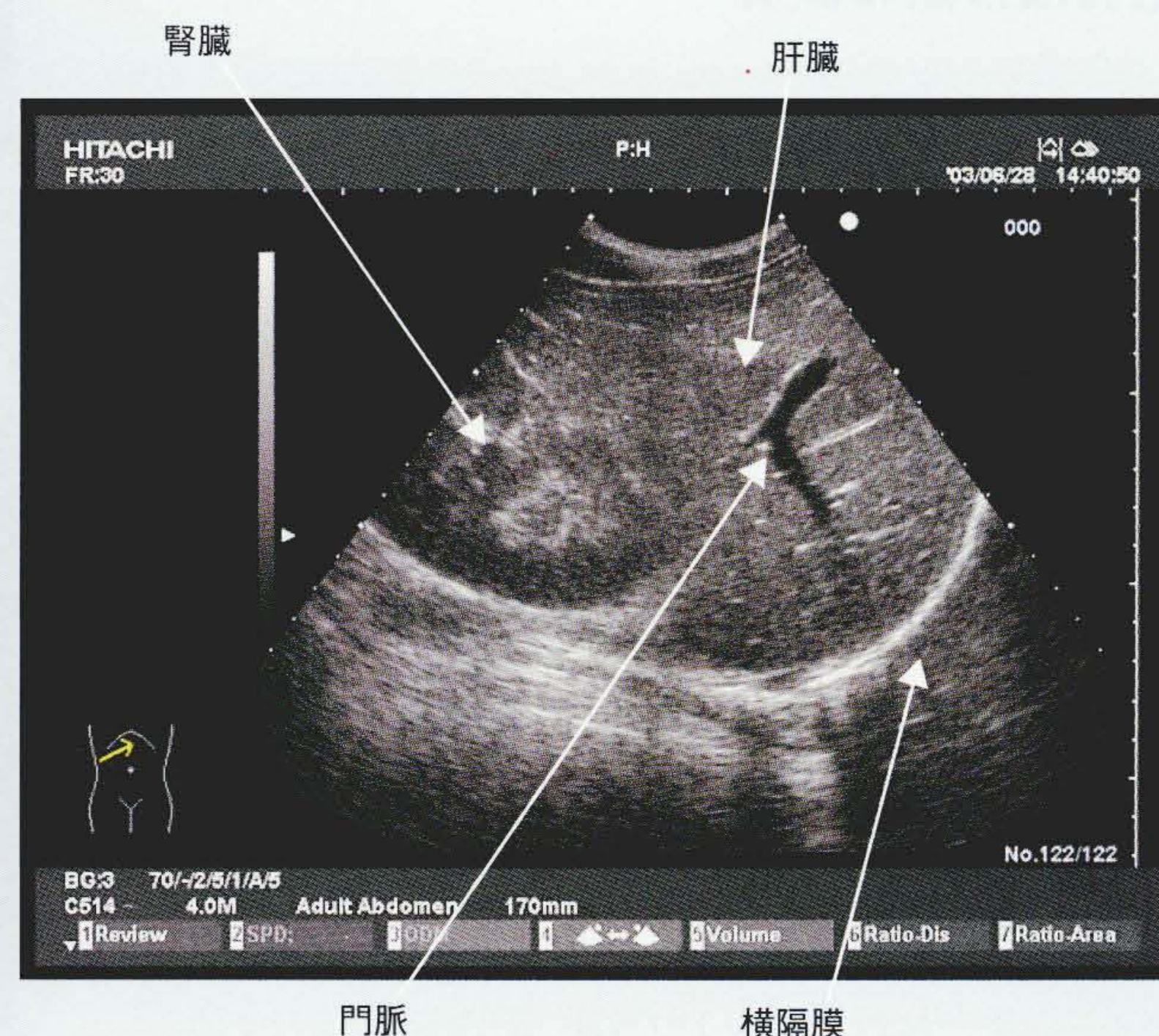
高画質・高精細のデジタル超音波診断装置 EUB-8500

Development of Digital Ultrasound Scanner

大竹 剛 Tsuyoshi Ôtake 杉山 隆司 Takashi Sugiyama 梅村 晋一郎 Sin'ichirô Umemura
河野 敏彦 Toshihiko Kawano 三竹 毅 Tsuyoshi Mitake



EUB-8500の外觀



健康者の腹部断層像

デジタル超音波診断装置“EUB-8500”の外觀および健康者の肝臓の断層像(右)

EUB-8500により、肝臓と肝臓内を走行する血管である門脈、そして、腎臓が描出されている(右の断層像)。肝臓の下に高輝度で描出されている部分は横隔膜である。

超音波診断装置は、安全かつリアルタイムに体内を観察できることから、さまざまな診断分野に普及している。信号処理技術や半導体技術の進展に伴い、1980年代後半に開発されたデジタル超音波装置により、分解能をはじめとする性能が飛躍的に向上した。また、超音波撮像技術の面でも優れた画像化技術や超音波造影剤の使用により、いっそうの画質向上や適用領域の拡大が図られた。

株式会社日立メディコは、今回、高画質化による医療へのいっそうの貢献を目指して、「e-Com (Electrical Compound) 機能」や適応フィルタ“HI REZ”を搭載した、デジタル超音波装置“EUB-8500”を開発した。また、微細な加工技術によって実現した超音波内視鏡は、消化管の検査に適している。さらに、組織弾性イメージングといった新しい撮像技術も開発中であり、装置への搭載を計画中である。

1 はじめに

超音波診断装置は、2～15 MHz程度の超音波を体内に照射し、組織の境界面で音波が反射して戻ってくる信号(以下、反射エコーと呼ぶ。)を利用して断層像や血流の速度情報を得るものである。

超音波の医療診断への研究は、1940年代にK.T.Dussikらによって開始された。当初は反射エコーを波形として観察

するAモード法と呼ばれる手法であり、その適用範囲は限られていた。その後、1950年代後半には、反射波の強さを輝度に変換して画像を作る技術が開発され、1970年代になると複数の超音波振動子をアレイ状に並べ、それらの素子を電氣的に切り替えて走査を行う電子走査形超音波診断装置が発表された。簡便かつ無侵襲でリアルタイムな画像を得られることから、腹部、産婦人科、循環器科をはじめとして広い診断分野で使用されるようになった¹⁾。

1980年代後半にデジタル超音波診断装置が開発された

ことにより、飛躍的に画質が向上し、整形外科領域などの新しい領域にも適用されるようになった。さらに近年では、病変部の有無を調べる存在診断から、いっそう診断の助けとなる確定診断へと進歩を遂げようとしている。

ここでは、このデジタル超音波装置の概要と、株式会社日立メディコが開発したデジタル超音波診断装置“EUB-8500”，および現在開発中の新技術について述べる。

2 超音波診断の概要

超音波診断では、超音波の送受信を行う超音波探触子を検査部位に当てて診断を行う(図1参照)。

検査モードとしては、(1) Bモード法(臓器の形態を断層像で観察)、(2) Mモード法(心臓の弁などの動きを観察)、(3) ドプラモード法(血流の流速を観察)、(4) カラードプラ法(血流の流れを形態的に観察)などが通常使用されており、診断部位、目的に応じて手法を選択したり、組み合わせたりして診断が進められる。無侵襲であるという特徴を利用して胎児が観察できたり(図2参照)、リアルタイムで体内が観察できることから循環器の診断にも活用されている。循環器領域では、心臓の動きや血流の状態を観察することから、Mモード法、ドプラモード法、およびカラードプラ法(図3参照)がよく使用される。

また、ティッシュハーモニックイメージングと呼ばれる、生体の



図1 超音波診断時の様子

検査者は、被検者の診断したい部位に探触子を当てる。



図2 胎児頭部の縦断面断層像(Bモード法)

胎児の鼻、口が明瞭に描出されており、口元に手を持っていこうとしている様子が観察できる。

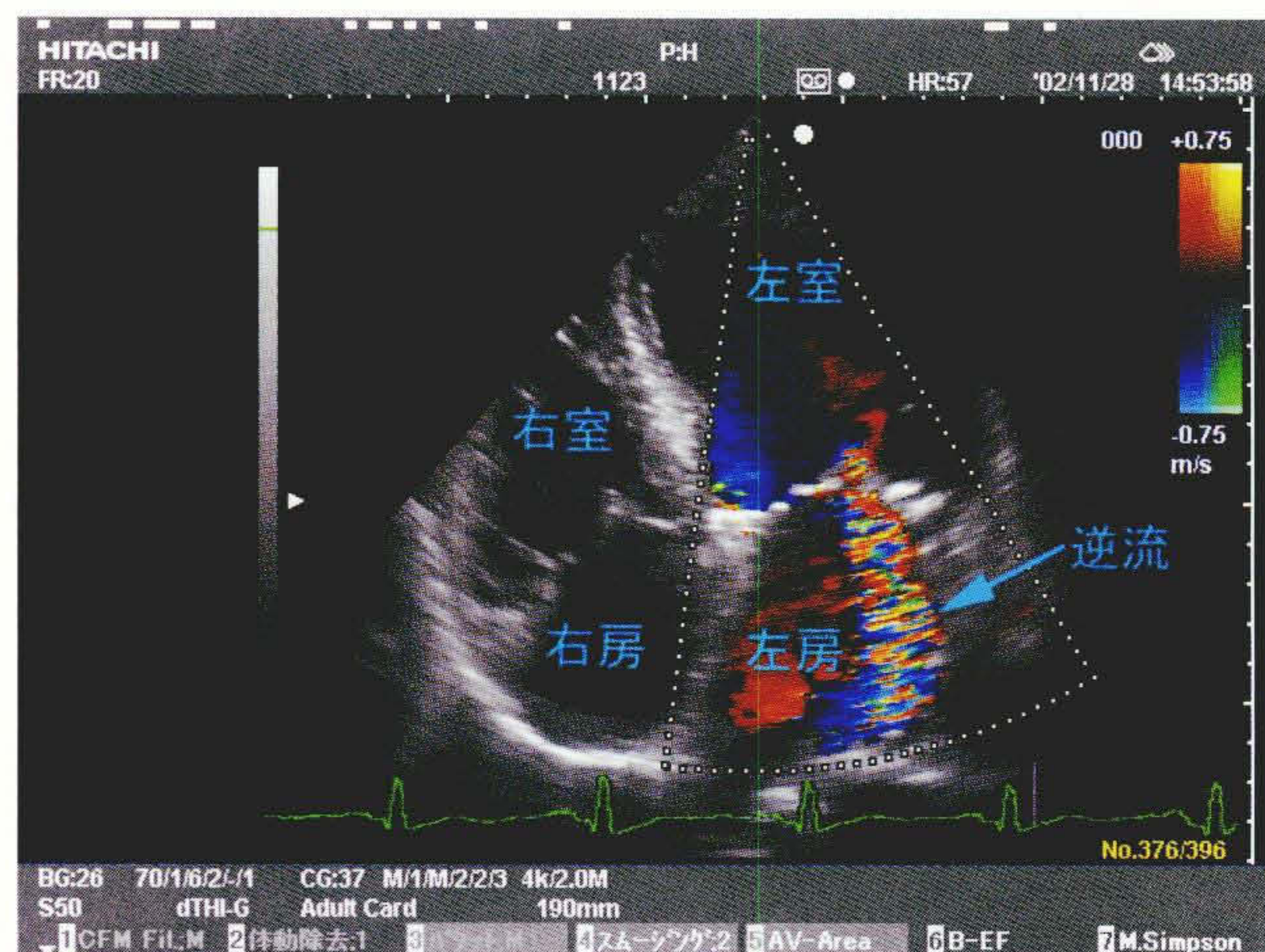


図3 心臓の心尖部四腔断層像(カラードプラ法)

血流を検出して、その流れる方向に色づけを行って血流の流れを観察するモードによる断層像である。僧帽弁閉鎖不全による逆流が観察できる。



写真提供：大阪府立成人病センターの田中先生

図4 転移性肝臓がんの画像(コントラストハーモニックイメージング)

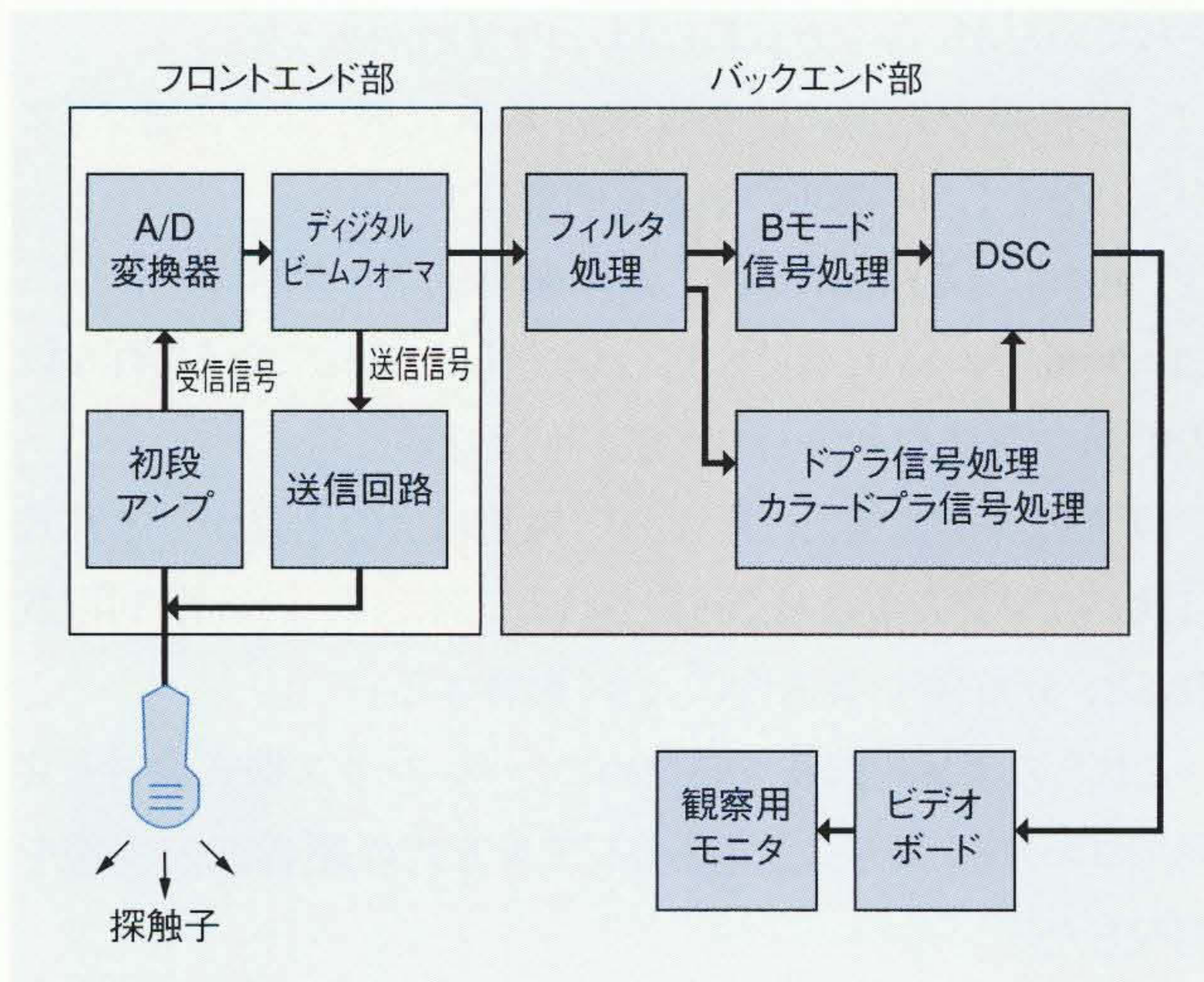
超音波造影剤を使用した撮像方法により、正常な肝臓組織には造影剤が取り込まれた結果、白く描出される。しかし、がんの部分は造影剤を取り込まないことから、周囲に比べて暗く描出される。

非線形性によって発生する反射エコー中の高調波成分を使って画像化する技術が開発され、ノイズの低減とコントラスト分解能の改善が図られた。さらに、このハーモニックイメージングと超音波造影剤を組み合わせたコントラストハーモニックイメージングは、造影剤からの二次高調波を利用した撮像技術により、腫瘍(しゅよう)の栄養血管の観察や肝臓内の腫瘍の描出にきわめて有効であり、特に肝臓がんの診断や治療効果の判定には欠かせない手法になりつつある(図4参照)。

3 デジタル超音波診断装置 “EUB-8500”

3.1 装置の構成

EUB-8500は、フロントエンド部とバックエンド部に分けられる(図5参照)。フロントエンド部では、超音波送信フォーカスのために時間差のあるパルス群を発生し、送信回路を経て振動子アレイに供給する。体内で反射して戻ってきた音波は、



注：略語説明 A/D (Analogue to Digital), DSC (Digital Scan Converter)

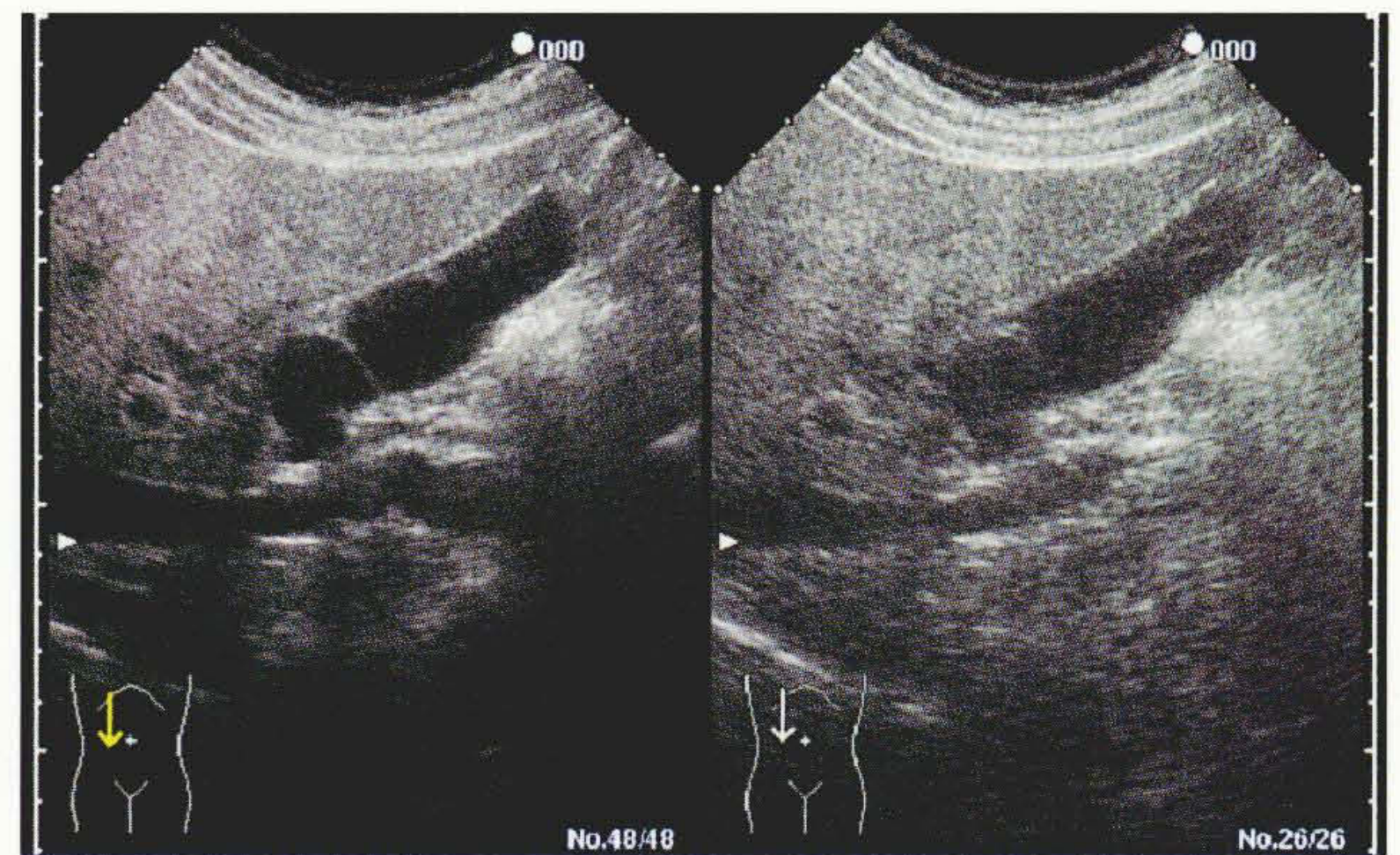
図5 EUB-8500の全体ブロック図

装置は、超音波の送受信を行うフロントエンド部と画像化のための信号処理、画像処理を行うバックエンド部で構成している。

振動子アレイで受信された後、初段アンプを通り、アナログ・デジタル変換器でデジタル信号に変換され、受信フォーカス処理が施される。この送信フォーカスと受信フォーカスを行っている部分を「ビームフォーマ」と呼んでいる。従来の装置では、ビームフォーマはアナログ遅延線で構成していたが、デジタル機では、デジタル信号処理技術を用いて、最適なフォーカスが得られるように遅延時間制御を行っている。各振動子で受信された信号に、反射体までの距離に応じた遅延をデジタル的に与え、すべてのチャンネルからの信号の位相をそろえた後に、加算を行うことによって最適な受信フォーカス処理を行う。EUB-8500では、このビームフォーマ部分の中核を成す約100万ゲート（約300万個のトランジスタ相当）のASIC (Application Specific Integrated Circuit)を日立製作所と共同で開発し、高精度の超音波フォーカスを実現した。

一方、バックエンド部は、受信フォーカス処理後の信号に対応して、画像化や血流情報を検出する処理を行い、モニタ上に表示するための画像データを作成する部分である。ハーモニクイメージングに不要な周波数成分を除去するために、急しゅんな遮断特性を持つフィルタが必要であることから、今回、日立製作所と共同でASICとして開発した。このASICによる不要帯域の除去後、ダイナミックレンジが90 dB以上ある反射エコー信号を観察用モニタに有効表示するために、対数圧縮（ダイナミックレンジ切替）やエンハンス処理を行い、デジタルスキャンコンバータ（DSC）で走査変換を行って表示回路に送っている。

EUB-8500は、回路の多くがプログラマブル部品であるFPGA (Filed Programmable Gate Array)やDSP (Digital Signal Processor)によって構成しており、ハードウェアの変更なしに装置の機能追加や改良ができる。このため、多様化する市場ニーズにすばやく対応することが可能となった。



(a) ハーモニクイメージング法による断層像 (b) 従来のBモード法による断層像

図6 胆嚢の断層像

(a)のハーモニクイメージング法では、胆嚢壁が明瞭に描出され、また、胆嚢内のノイズが低減しているために診断が容易、かつ正確に行える。

3.2 装置の利点

心臓部であるビームフォーマ部分をデジタル化することによって得られる利点は次のとおりである。

(1) 高画質

従来のアナログ遅延線を使用したビームフォーマには、信号のクロストークや波形のひずみ、遅延精度のばらつきなどの課題があった。デジタル化することで理論値に近いフォーカス制御が可能になり、画質や深部感度が向上した。

(2) 高フレームレイト

デジタルビームフォーマでは、複数方向からの受信信号を同時に信号処理することができるので、1回の送信で複数の超音波ビームを生成することが可能である。これにより、撮像フレームレイトの向上が図れる。

(3) ハーモニクイメージング像

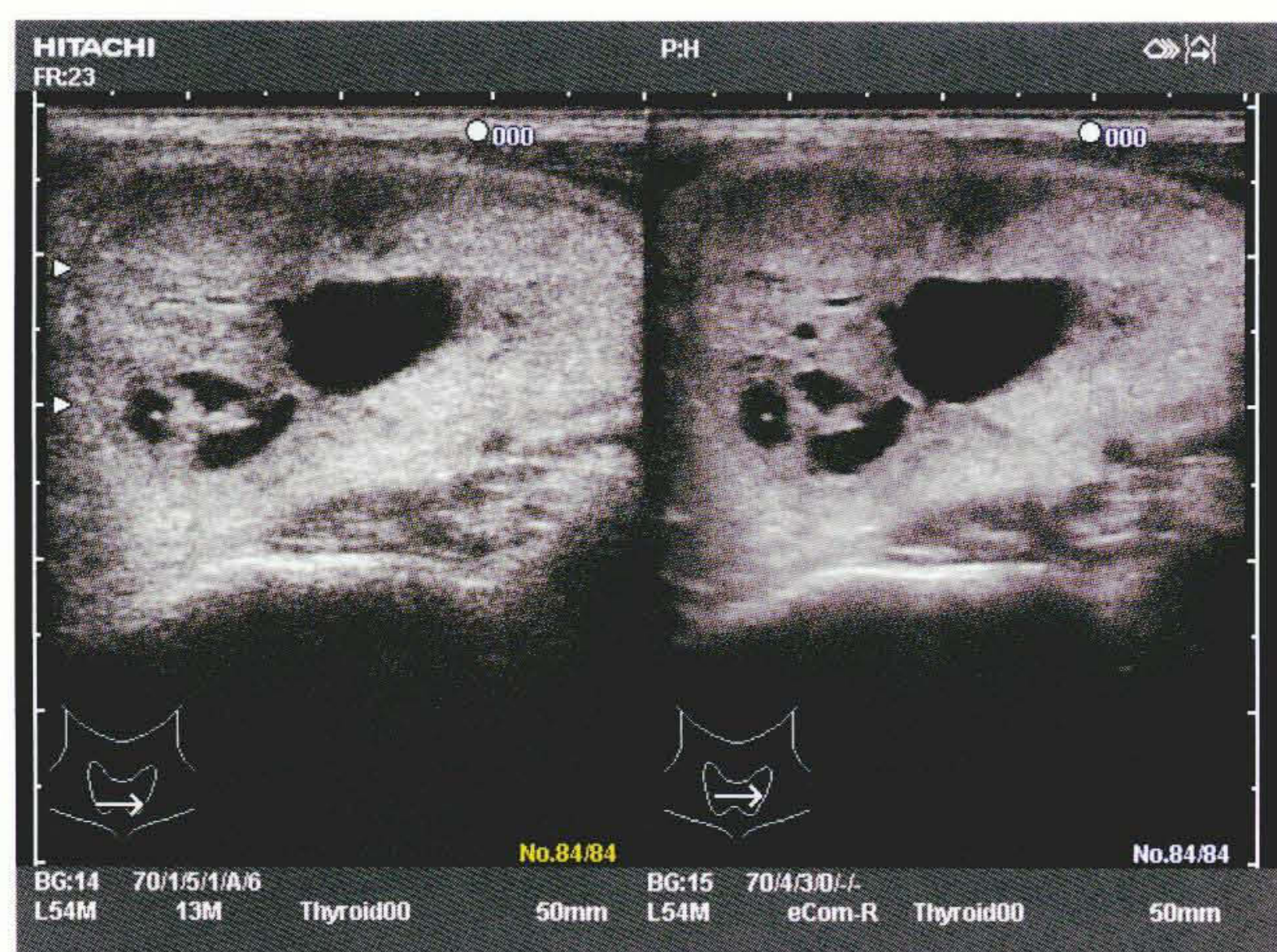
アナログフィルタでは困難であった急しゅんな遮断特性を持つフィルタにより、二倍高調波成分だけを映像化するハーモニクイメージングを実用化した。これにより、超音波のアーチファクトを大幅に低減させ、SN (Signal to Noise: 信号対雑音) 比のよい画像が得られるようになった（図6参照）。

4 高画質化への挑戦

4.1 リアルタイムコンパウンド機能“e-Com”

生体内に強い反射体や吸収体があると超音波が透過せず、その後方に超音波ビームの到達しない低エコー域が生じる。また、超音波ガイド下の穿刺（せんし）で超音波の伝搬方向と穿刺針の角度が平行であると、その針の描出が困難になるという課題があった。これらの課題を解決するためにe-Com (Electrical Compound) 機能を開発した。

この機能は、断層像を撮像する際に超音波ビームをさまざまな角度から送受信し、それらを重ね合わせる技術である。



(a) 従来のBモード法による断層像 (b) e-ComとHI REZ機能を用いた時の断層像
写真提供：伊藤病院の福成先生

図7 腺様甲状腺腫の断層像

(b)では、甲状腺内の組織がいっそうきめ細かく、腺腫もくっきりと描出されている。

異なる角度からの複数の画像加算処理により、低エコー域の描出能と穿刺針の視認性、超音波断層像のSN比、およびコントラスト分解能の改善を図っている。

4.2 高速動画像適応フィルタ“HI REZ”

従来以上の高画質を得るために高速演算処理プロセッサを用い、リアルタイムで演算を行う高速動画像適応フィルタ“HI REZ”を開発した。HI REZは、まず、対象画素と周辺画素とを比較し、その結果によって画像の平均化や強調を行う技術である。血管や筋肉などの構造物は広範囲の画素にわたるが、超音波断層像に特有のスペckルノイズは特徴的な模様を示し、かつ比較的局所的である。この特徴を利用して、生体構造物のつながりを改善すると同時に、スペckルノイズの除去を行っている(図7参照)。

5 高精細超音波内視鏡の開発

光学内視鏡は消化管の診断のために広く普及している。しかし、腫瘍などの診断の際には、病変部の広がりや浸潤度の把握が治療方針を決めるうえで重要であるのに対し、光学内視鏡では消化管内の病変部の表面形状だけの観察になるので、層構造の把握が困難である。そのため、病変部の断層面を観察することができる超音波内視鏡が有用である。また、超音波の深達度は消化管壁を優に越えることから、消化管のガスの影響などで体表から観察困難な臓器への適用が可能である。さらに、皮膚や筋肉への影響がなく、いっそう高周波な超音波が採用できるので、高分解能画像を得られるという長所もある。従来、超音波内視鏡は一つの超音波振動子を機械的に回転させる「メカニカルラジアル方式」が採用

されていたが、この方式には以下の課題があった。

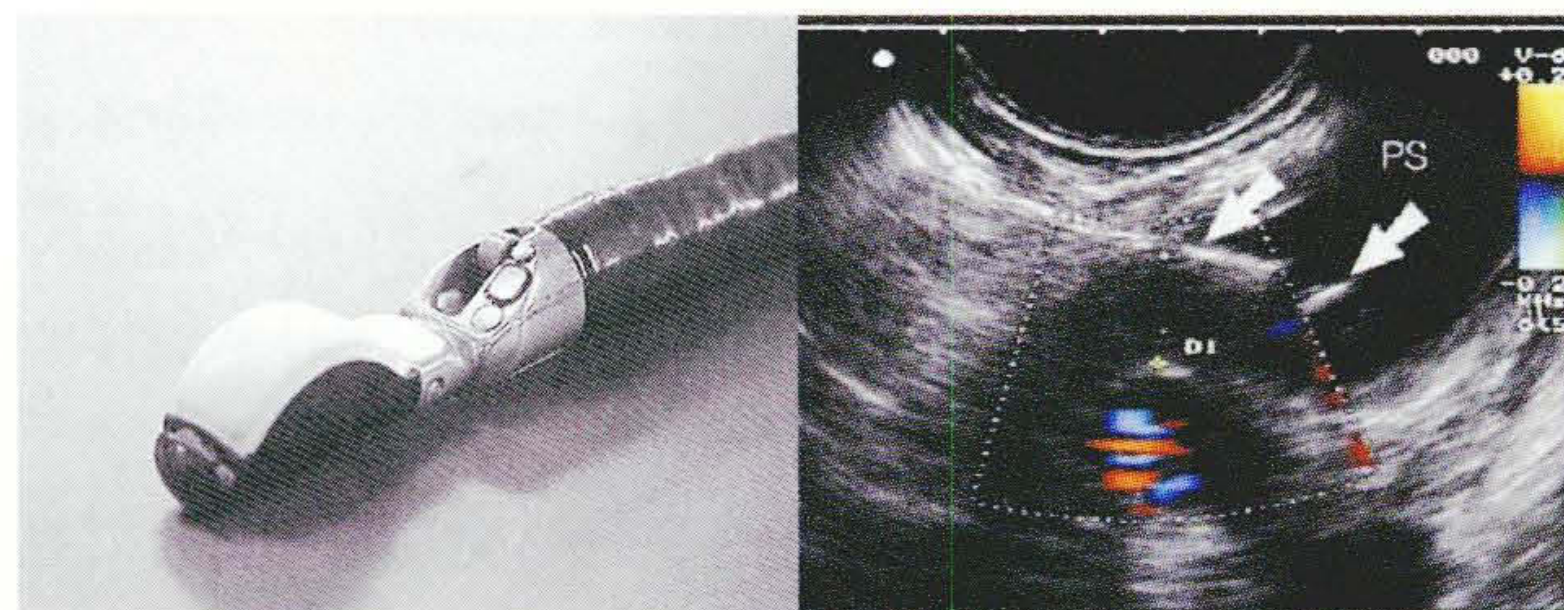
- (1) 内視鏡の近傍には超音波の多重反射による音響ノイズが入りやすく、病変部の観察を困難にする。
- (2) 回転による振動が入り、分解能が低下する。
- (3) 機械での回転式では送受信方向を任意に変えられないので、ドプラ法やカラードプラ法が使えない。

以上の課題に加え、超音波内視鏡はその用途から体外式に比べて大きさが著しく制限される。例えば、口径が制限されると、分解能や深達度に大きく影響する。

これらの課題を解決するために、ペンタックス株式会社と共同でコンベックス方式と電子ラジアル方式の超音波内視鏡を開発した。

10R 6.5 MHzの超音波走査部を持つペンタックス株式会社の超音波内視鏡“FG-36UX”と穿刺中の断層像を図8に示す。FG-36UXでは、ワーキングチャンネルを介して、超音波断層像でモニタリングしながらの穿刺が可能である。電子走査形であることから、ドプラモード法、カラードプラ法による血流観察も行える。

ペンタックス株式会社の電子ラジアルスキャン形の超音波内視鏡“EG-3630UR”を図9に示す。EG-3630URでは、ヘッド先端部に観察用の光学系を配し、ヘッド周囲の270度にわたる広視野の超音波断層像が得られる。電子走査型であることから、ドプラモード法、カラードプラ法による血流観察も可能である。



(a) 超音波内視鏡の外観 (b) 穿刺中のカラードプラ法画像

(b)の写真提供：Paoli-calmetes大学(仏)のGiovanninide先生

図8 超音波内視鏡“FG-36UX”と穿刺画像

(b)の、PSの矢印で示される個所が穿刺針の先端である。

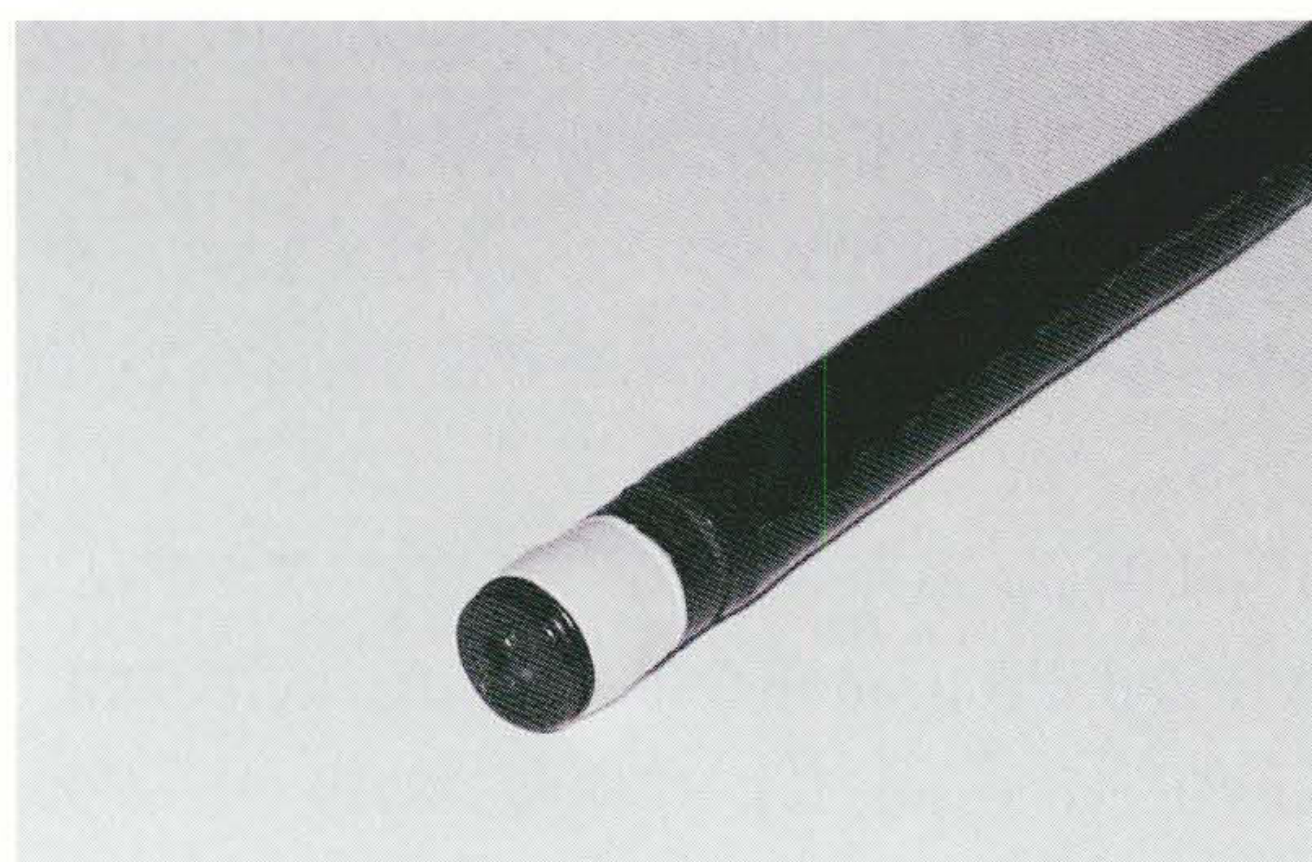
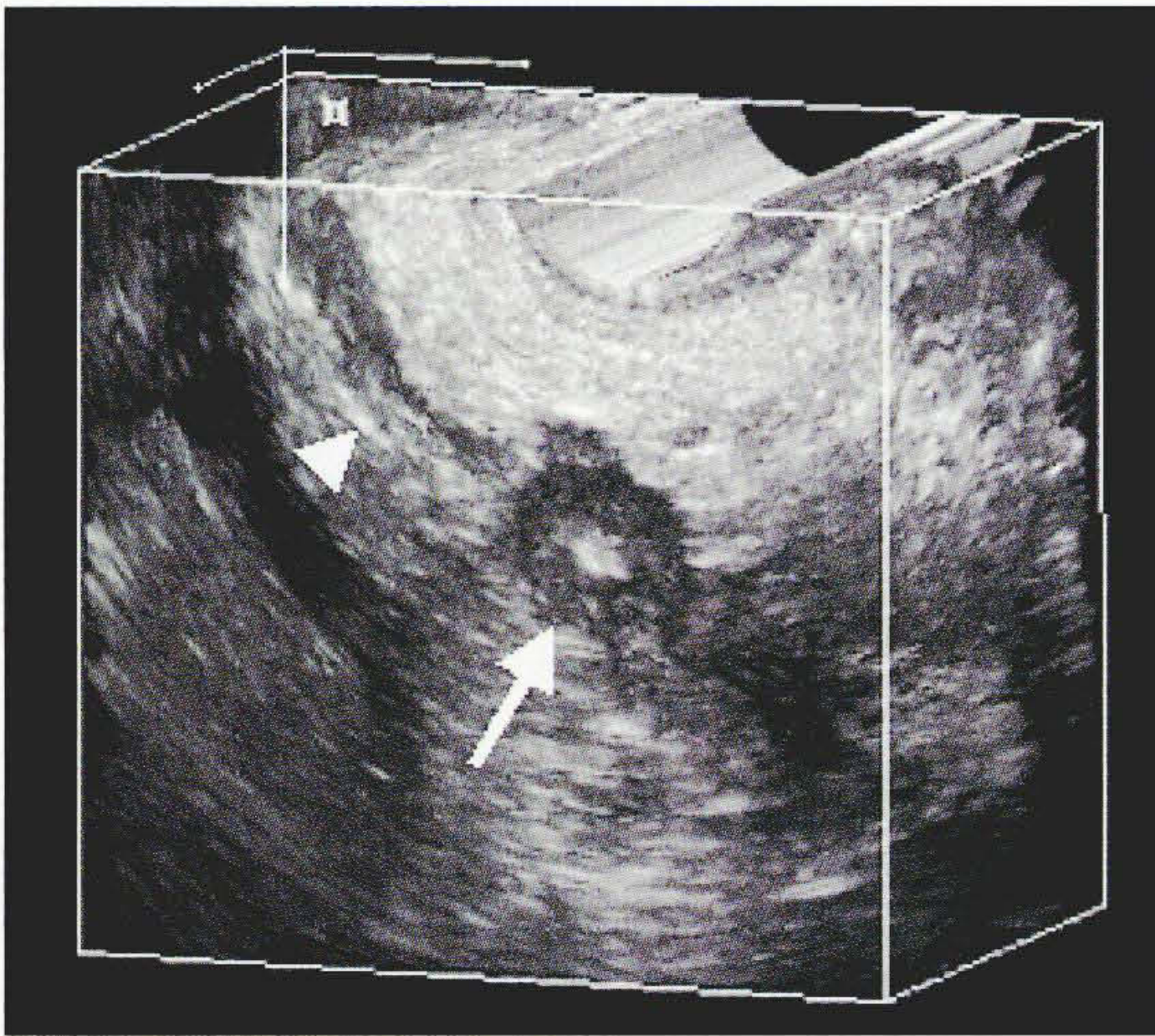


図9 電子ラジアル超音波内視鏡“EG-3630UR”の外観

先端に光学系を配し、ヘッド周囲を270度にわたって広視野で撮像ができる。



写真提供：名古屋大学の廣岡先生

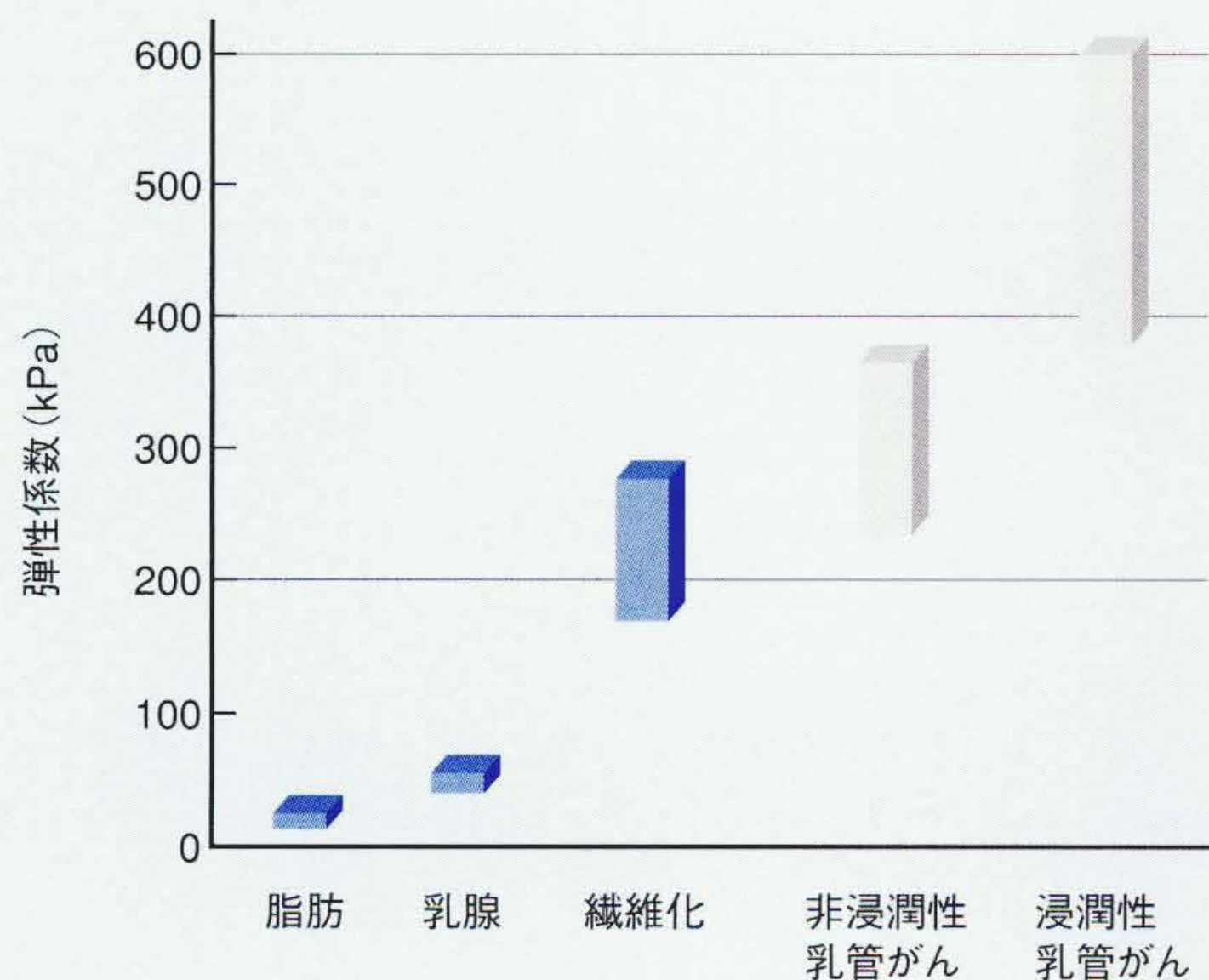
図10 分枝型膵管内乳頭腫の画像

腫瘍内の隔壁、結節が明瞭に描出されている。

新たな展開としては、超音波内視鏡での超音波三次元画像があげられる。分枝型膵(すい)管内乳頭腫瘍の三次元画像を図10に示す。この三次元画像では、腫瘍内の隔壁、結節が明瞭に描出されており、主膵管と腫瘍との関係もいっそう明瞭に観察ができる。今後、血行動態を加味した超音波内視鏡画像を三次元表示で得ることを計画しており、超音波内視鏡検査のさらなる普及と発展に寄与できるものと考ええる。

6 最先端技術の開発:組織弾性イメージング

組織弾性イメージングは超音波を用いて組織の硬さを検出し、画像化する技術^{2),3)}であり、筑波大学電子・情報工学系の椎名教授との共同研究として開発中である。



出典：T.A.Krouskop, et al. ; Ultrasonic Imaging (1998)

図11 乳腺組織の硬さ

縦軸は弾性係数で、値が大きくなるほど硬くなる。

一例として乳腺組織の硬さを図11に示す。乳腺組織が繊維化し、さらにはがん化した場合には、その進行に伴って組織が硬くなることが知られている。

この硬さを検出し、画像化することができれば、腫瘍の良悪性判別や浸潤範囲の同定などに役立ち、臨床的有用性は高いと考える。現在、乳がん検診で実施されている触診についても、その手技の習得に時間が必要であり、直径5 mm以下の腫瘍の検出は困難である。また、微細な石灰化などの検出能は、X線を使用したマンモグラフィが優れているが、がんの浸潤領域の描出は得意ではない。これらの手法に比べて超音波の場合は、画像化による客観性、無侵襲での繰り返し検査や、術中での使用が容易などの点から有用性は高い。

操作は、フリーハンドで探触子を保持し、検査部位に押しつけるようにしながら行う。それによって得られた加圧前・後の信号から生体内のひずみ量を検出し、画像化する。

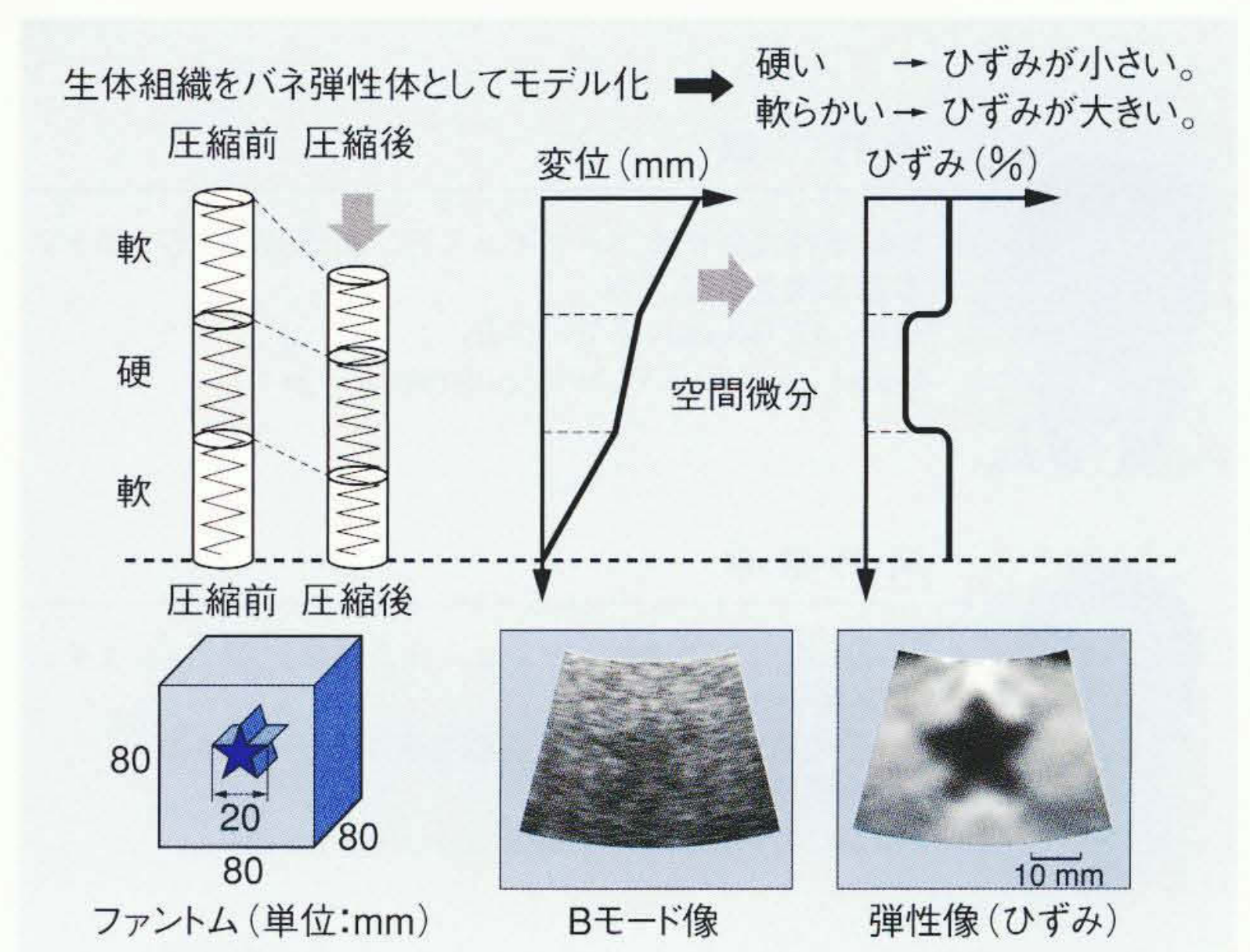
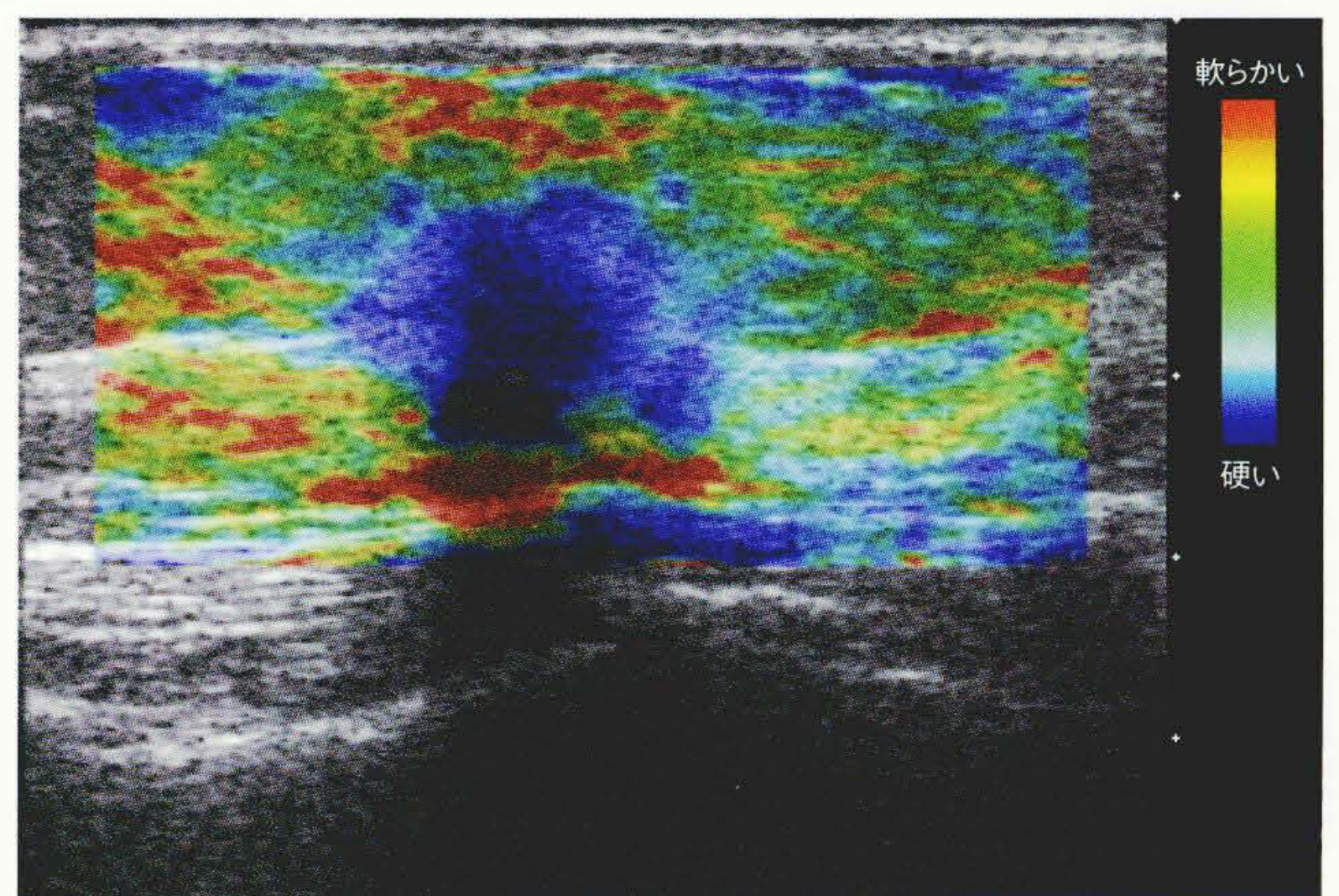


図12 組織弾性イメージングの原理

圧縮した際に、柔らかい組織は大きくひずみ、硬い組織はひずみが小さいことに着目して画像化している。



写真提供：筑波大学附属病院の植野先生

図13 浸潤性乳管がんの組織弾性画像

Bモード断層像ではその浸潤の範囲の同定が困難であるが、カラー化して重畳(ちようじよう)した組織弾性像では、がんの大きさを把握しやすい。

組織弾性イメージングの概念を図12に示す。生体組織を押したときに、軟らかい部分はよく変形し、硬い部分はあまり変形しない。この特徴を使って、加圧前・後の反射エコー信号から各深度での変位量を求め、変位の程度からひずみを算出する。その結果により、ひずみの大きいところは軟らかく、少ないところは硬いという相対的な硬さを算出し、画像化する。この技術で撮像した画像を図13に示す。通常のBモード法の画像上に組織弾性イメージを半透明のカラー画像として重畳しており、青色は硬い部位、赤色は軟らかい部位といった色づけを行っている。画像の中央部(青色)の浸潤性乳管がんが、硬い部分として明瞭に描出されている。

7 おわりに

ここでは、デジタル超音波装置“EUB-8500”と、この装置に搭載が予定されている新技術について述べた。

現在の超音波装置のベースとなっているデジタル技術は日進月歩である。超音波の物理現象のシミュレーション技術もさらに高度となり、これらを両輪として、超音波診断装置の性能向上は、いっそうの拍車がかかると考えられる。

日立グループは、今後も、いっそうよい診断、よい治療を実現する技術と装置の開発を行って医療の進歩に貢献していく考えである。

参考文献

- 1) 日本超音波医学会編:超音波医学, 医学書院(1980)
- 2) M. Yamakawa, et al.:Tissue Elasticity Reconstruction Based on 3-Dimensional Finite Element Model, Japanese Journal of Applied Physics, 38(5B), 3393-3398(1999)
- 3) T. Shiina, et al.:Real Time Tissue Elasticity Imaging using Combined Autocorrelation Method, J.Med.Ultrasonics, Vol. 26, No.2, pp.57-66(1999)

執筆者紹介



大竹 剛

1991年株式会社日立メディコ入社, 柏事業所 USシステム本部 開発設計部 所属
現在, EUB-8500の開発に従事
E-mail: ootake @ kf. hitachi-medical. co. jp



三竹 毅

1979年株式会社日立メディコ入社, 技術研究所 第一部 所属
現在, 超音波診断装置の新技術開発に従事
日本超音波医学会会員
E-mail: mitake @ rd. hitachi-medical. co. jp



河野 敏彦

1983年株式会社日立メディコ入社, 柏事業所 USシステム本部 開発設計部 所属
現在, 超音波診断装置の製品開発取りまとめに従事
日本超音波医学会会員
E-mail: kawano-t @ kf. hitachi-medical. co. jp



梅村 晋一郎

1980年日立製作所入社, 中央研究所 メディカルシステム研究部 所属
現在, 医療用装置, 特に超音波診断装置の基礎・応用技術の研究に従事
工学博士
IEEEフェロー
E-mail: sumemura @ crl. hitachi. co. jp



杉山 隆司

1985年株式会社日立メディコ入社, 柏事業所 USシステム本部 事業戦略室 所属
現在, 超音波装置のマーケティングに従事
日本超音波医学会会員
E-mail: sugiyama @ kf. hitachi-medical. co. jp