

2011

試験・検査・評価・診断・寿命予測の専門誌

7

Vol.16 No.7

検査技術

製品ガイド：超音波探傷器・システム

Inspection Engineering

発行：日本工業出版

この度の東日本大震災により被災された皆様に心からお見舞いを申し上げます。

<http://www.nikko-pb.co.jp/>

OLYMPUS

Your Vision, Our Future

NEW



タッチスクリーン搭載、フェイズドアレイの新たなスタンダードモデル

フェイズドアレイ超音波探傷器

 **omniScan** MX2

詳細はこちら。

OmniScan MX2

検索

お問い合わせ：オリンパス株式会社 Tel 03(6901)9390

超音波による医療診断装置の開発

兵庫県立大学 畑 豊

はじめに：背景

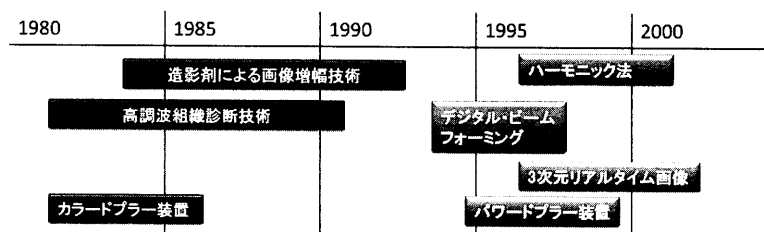
医療機器産業の世界市場規模は約20兆円であり、2005年の統計では、米国42%、欧州34%、日本10%程度のシェアを占めているが、我が国のシェアは減少傾向にある⁽¹⁾。日本での医療機器の市場規模は約2.2兆円であり、医薬品が約8.3兆円に比べると小さい市場ではあるが、その利益率は医薬品よりも高い⁽²⁾。製品大分類別にみて、市場規模が大きいのは「生体機能補助・代行機器」(20.4%)、「処置用機器」(19.5%)、「画像診断システム」(13.9%)、「眼科用品及び関連製品」(11.9%)である⁽¹⁾。その中で、汎用超音波画像診断装置の生産金額は平成20年度で約910億円⁽³⁾である。医療診断用としての超音波装置は、心臓、肝臓などの臓器や胎児の診断に積極的に用いられている。超音波は他のX線CT装置や核磁気共鳴画像装置(MRI)と異なり動的なイメージを安価に提供することができる。

また特別な電源を必要としない通常の家庭電源で使用可能であることから家庭、救急車内、被災地域での救急治療、電力供給が安定しない発展途上国での使用等、今後益々の用途が期待される。また、超音波を使用した新しい診断法の開発も盛んであり、今後の用途拡大も期待されている。

ここでは、医療超音波装置の最新の開発例として、頭蓋骨を透過させて脳の診断を行う装置と整形外科の手術支援装置を紹介する。

超音波を用いた医療情報システム

第1図に現在までの主な技術進展の様子を示す。この図が示すように1995年以降はデジタル技術すなわちソフトウェアの技術による医療超音波装置の進展が見られる。特にパワードプラ画像や超音波による三次元リアルタイム画像の進展はコンピュータの高性能化により実現でき



第1図 医用超音波技術の概略

た技術である。今後もコンピュータ技術の進展に伴って超音波医療装置も進歩していくと思われる。

経頭蓋脳画像システム

日本での脳血管疾患の患者数は平成21年の1年間で12.2万人に登り、死亡総数の第3位である（厚生労働省「人口動態統計の概況」より）。一般にこれらの診断には、MRI、MRA（磁気共鳴血管画像）、X線CT画像が用いられる。脳血管疾患の治療は時間との戦いであり、短時間での診断が必要である。この治療法として知られる血管溶解療法は、発症から遅くとも3時間以内に治療を開始する必要がある、このためには2時間以内に病院に到着しなければならない。病院ではMRI等の画像撮影に少なくとも20分の時間を要し、この画像撮影時間がこの治療の妨げになることがある。

経頭蓋超音波画像化装置は、頭蓋内の血流量や組織をリアルタイムに可視化することができ、大幅に撮影時間を短縮できる。しかし、超音波は頭蓋骨を透過しにくいいため、従来は超音波探触子を骨の薄い側頭骨に固定し検査を行っていた。この装置はTCD（Trans Cranial Doppler）として知られている。しかし、任意の部位（前頭部、頭頂部等）から超音波で頭部診断できる

装置はない。そこで、我々は超音波を前頭部から透過させ、その反射波から頭蓋骨と脳組織の可視化を行う装置を開発中である。以下その装置の概要を示す。

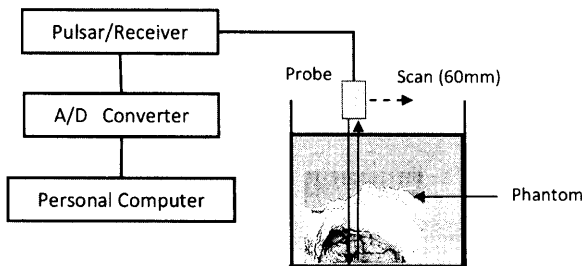
実験システムを第2図に示す。フォーカス機能をもった1MHzの超音波探触子（KGK、1.0K14I/6I-F20）を用い、水槽内にファントムを固定し、超音波送受信器（New Sensor Inc. NSI-PR2000L）で超音波を送受信し、受信データをパーソナルコンピュータに取り込む。スキャナーを用いて1mm間隔（走査幅60mm）で探触子を走査し、61点で波形データを取得する。

(1) ファジィ論理⁽⁴⁾を用いた信号処理⁽⁵⁾

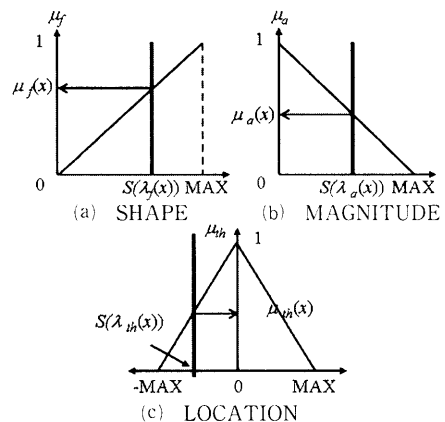
以下の処理を順に行うことにより、脳組織の可視化を行う。

- ① 各反射波の特徴値を用いて、各境界（骨の表面、骨の底面、脳組織の表面）の位置を決定
- ② 各領域の音速を用いて、各境界の位置を決定し、画像化

61点の中の1番目の点の波形データにおいて手動で骨の表面の境界位置 x を決定し、これを初期位置として反射波（A1：骨表面）の1波長を抽出する。抽出した反射波の情報を2番目（隣）の波形データに適用し特徴値を算出する。このとき1番目の波形と2番目の波形に関して、以下の知識が考えられる。



第2図 経頭蓋脳画像システム



- 知識 1：形状の変化は小さい
- 知識 2：振幅値の変化は小さい
- 知識 3：位置の変化は小さい

以上の知識を満たす反射波が同一境界からの反射波であると考ええる。本実験で用いる振幅値は振幅のpeak-to-peak (PP) 値とする。この3つの知識を基に以下の特徴値を算出する。

① 知識1に関する特徴値 λ_f

特徴値 λ_f は隣接データ間における形状の変化を表す度合いであり、2つの波の形状が近いき高い値をとる。2番目の波形データの原信号を $F[n]$ 、1番目の波形データから抽出した反射波の信号値を $S[n]$ (k :抽出した反射波のサンプル数)とし、 $S[n]$ を $F[n]$ 内で k の範囲移動させ、 $\lambda_f(x)$ は式(1)で算出する。

$$\lambda_f(x) = \sum_{n=-(k-1)/2}^{(k-1)/2} F[n+x] \times S[n] \quad \dots(1)$$

② 知識2に関する特徴値 λ_a

特徴値 λ_a は隣接データ間の反射波の振幅値がどれだけ近いかを示す。記法 α_F と α_S は、それぞれ $F[n]$ の範囲 k 内での最大値と $S[n]$ の範囲 k 内での最大値とする。 $\lambda_a(x)$ は式(2)で算出する。

$$\lambda_a(x) = |\alpha_S - \alpha_F| \quad \dots(2)$$

③ 知識3に関する特徴値 λ_{th}

特徴値 λ_{th} は隣接データ間における位置の変化を表す度合いである。 $\lambda_{th}(x)$ は式(3)で算出する。

$$\lambda_{th}(x) = |x - t| \quad \dots(3)$$

ここで t は $S[n]$ の時刻である。

次に第2図に示すSHAPE、MAGNITUDE、LOCATIONファジィメンバーシップ関数⁴⁾と値 $\lambda_f(x)$ 、 $\lambda_a(x)$ 、 $\lambda_{th}(x)$ との最小値を計算することで、3つの度合い μ_f 、 μ_a 、 μ_{th} を得る。最終的な境界への度合い μ_{next} を以下の式(4)で与える。

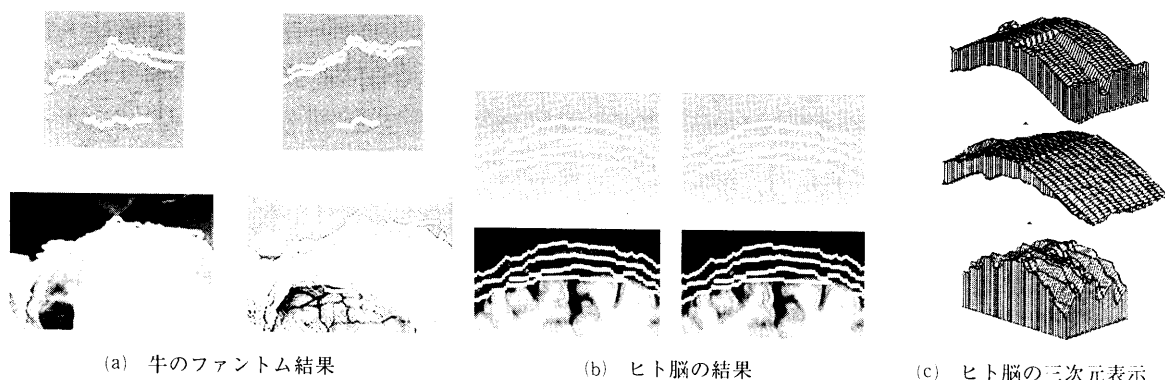
$$\mu_{next}(x) = \mu_f(x) \times \mu_a(x) \times \mu_{th}(x) \quad \dots(4)$$

度合い $\mu_{next}(x)$ の最大値をとる位置 x を、2番目の波形データにおけるA1の境界位置と決定する。これらの処理をすべてのデータ点に順に行うことで位置を決定する。さらに、他の境界についても同様の処理を行う。最後に距離=速度×時間を用いて距離に変換し、決定された位置に輝度値を与えて画像化する。

<実験結果>

本手法を2種類の牛のファントムに適用した。第3図(a)に重ね合わせた結果を示す。ここでは、頭蓋骨の音速を3,100m/sとし、各モデル3ラインに適用した結果、すべてのラインで牛の頭蓋骨と脳組織を可視化し、正確にモデルにフィットした。

次に本手法を被験者2名に適用した。被験者1に対してMR画像と比較した結果を第3図(b)に示す。最後に60mm×15mmの範囲でデータを取得し、二次元画像から三次元画像を作成した結果を第3図(c)に示す。上から順に頭皮、頭



第3図 経頭蓋脳画像システムの実験結果

蓋骨、脳表を示している。このように、本装置により骨と脳表面の三次元形状を確認できた。本装置は未だ開発途中であり、現在、アレイプローブを用いて脳表を正確に抽出する研究を行っている⁽⁶⁾。

整形外科手術サポートシステム

(1) 骨下の髓内釘の穴位置同定⁽⁷⁾

骨下の物質のイメージを得る技術は整形外科の様々な領域に応用することができる。以下にその実例を示す。骨折手術において骨折した骨の補強として骨中に挿入される髓内釘（第4図(a)）を術中に画像化することによって、骨の上から骨中の髓内釘の横止め穴に、髓内釘と骨と固定するねじを打ち込む作業の支援を図るものである。

ここでは、中心周波数1MHz、32CHのアレイプローブ（有ISL、ISL1938）を用い、第4図(b)が示したように髓内釘を牛の大腿骨に挿入し、そのファントムを水槽に沈めて、その上部から取得した超音波波形より髓内釘の穴を検出する⁽⁸⁾。ここでは、以下の方法で髓内釘の穴の位置を同定した。

① 横止め穴領域抽出

取得した超音波波形より髓内釘からの反射波のPP値を算出し、算出した全PP値を0から255の輝度値に正規化し、特徴値マップを作成する。作成した特徴値マップにおける特性からファジイメンバーシップ関数を用いて横止め穴領域の抽出を行う。その結果得られた画像を $U(x, y)$ （第4図(c)）とする。

② 画像の位置合わせ

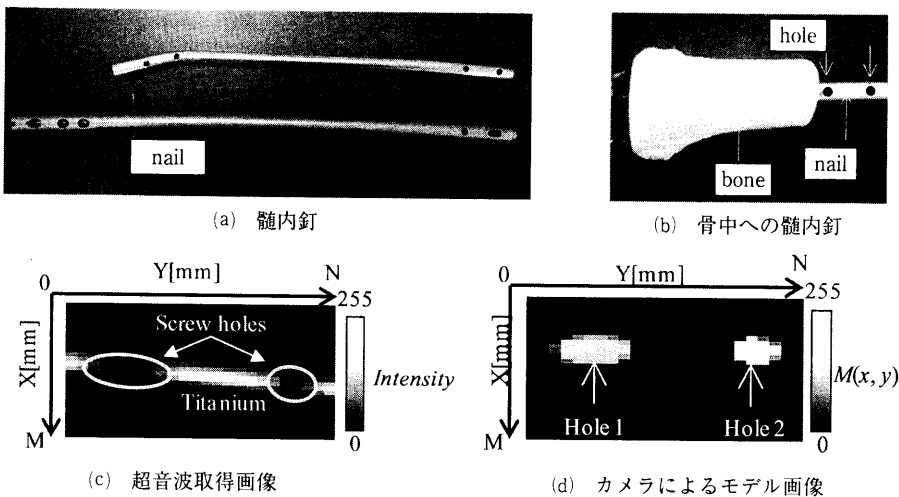
デジタルカメラにより髓内釘の画像を取得し、Sobelフィルタ、Region Growing法、縮小処理を適用することで髓内釘のモデル画像 $M(x, y)$ （第4図(d)）を作成する。次に、画像 $U(x, y)$ とモデル画像 $M(x, y)$ の位置あわせを行う。画像 $U(x, y)$ をユークリッド変換（回転・平行移動）させながら、 $U(x, y)$ と $M(x, y)$ の輝度値の差の2乗和 $Diff$ を式(5)を用いて計算する。

$$Diff = \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N (U(x, y) - M(x, y))^2 \quad \dots(5)$$

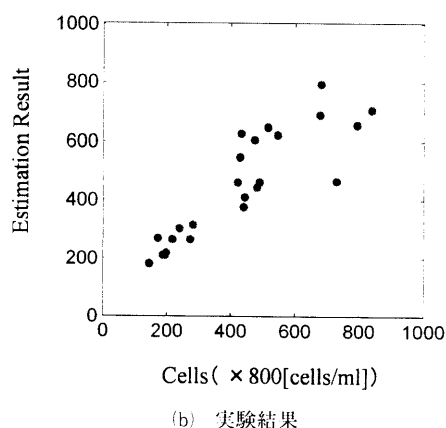
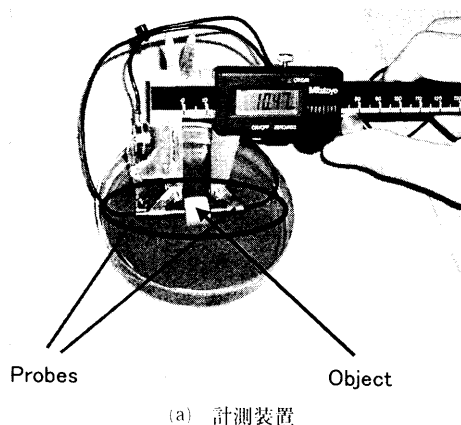
そして $Diff$ が最小になるような $U(x, y)$ のユークリッド変換量を決定する。

③ 横止め穴位置決定

モデル画像中 $M(x, y)$ の横止め穴位置の座標は既知であるため、決定されたユークリッド変



第4図 整形外科手術支援装置



第5図 人工培養骨内細胞量計測

換量を用いて $U(x, y)$ 中の横止め穴位置を決定する。

実験の結果、横止め穴位置を1.8mm以下の誤差で検出できた。

(2) 人工培養骨内の細胞量推定

骨折や骨腫瘍により生じた大規模な骨欠損を治療する骨補填材として人工培養骨にBMSCs (Bone Marrow Stromal Cells) を注入させた混合物を使用することが考えられている。BMSCsは患者本人の骨髄より採取される万能細胞で、骨芽細胞にも分化する能力を有している。これら骨補填に有効とされる2種を組み合わせることで自然治癒不可能な骨欠損を短期に治療することができると考えられている。現在、人工培養骨に内在するBMSCsの量を測定するには、人工培養骨を破壊し電子顕微鏡で計測する方法以外にない。この場合、破壊した培養骨を臨床に使用できない。

ここでは超音波装置を用いた人工培養骨内細胞量推定システムを提案する⁽⁹⁾。この方法は、培養骨を粉砕せずに計測できるため、計測した後の培養骨を臨床に用いることができる。まず、送信用と受信の2つのプローブ（中心周波数2MHz）をノギスの先端に取りつけた装置（第5図(a)）を作成する。この装置で播種細胞量の異なる24個の人工培養骨を透過法で計測する。

これにより得られた超音波波形を解析して特徴値を抽出し、ファジィ推論による細胞量推定モデルを構築して細胞量を推定する。精度評価を行った結果を第5図(b)に示す。平均二乗誤差は $78.4 \pm 65.0 [\times 800 \text{ cells/mL}]$ 、相関係数は0.874であった⁽¹⁰⁾。

▶ おわりに：今後の展開

我々はここで紹介した以外に、超音波による直腸がん切除術での腸厚のリアルタイム計測装置、人工股関節全置換術サポート装置など様々な医療超音波装置の開発研究を試みている。超音波は、生体のダイナミクスを容易に画像化できる方法として非常に注目されている。更に、その非侵襲性、ポータブル性、取り扱いの容易さ等、医療診断・治療に大きなポテンシャルを持つ。更に、様々な治療への応用にも期待されている。このように超音波技術は、医療診断・治療なくてはならない技術としてその重要性は益々増すものと思われる。

<参考文献>

- (1) 厚生労働省：新医療機器・医療技術産業ビジョン（平成20年9月）
- (2) NPO医工連携推進機構：医療機器への参入のためのガイドブック、薬事日報社（2010）

- (3) 日本医療機器産業連合会HP:
http://www.jfmda.gr.jp/main_outline/index.html
- (4) 菅野、向殿 (監訳): ザデー・ファジ理論、日刊工業新聞社 (1992)
- (5) Y.Hata, S.Kobashi, K.Kondo, Y.T.Kitamura and T. Yanagida, "Transcranial ultrasonography system for visualizing skull and brain surface aided by fuzzy expert system", IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics, Vol.35, No.6, pp.1360-1373 (2005)
- (6) N.Yagi, Y.Oshiro, O.Ishikawa, G.Hiramatsu, Y.Hata, Y.Kitamura and T.Yanagida, "Data synthesis for trans-skull brain imaging by 0.5 and 1.0MHz ultrasonic array systems", Proc. of 2010 IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics, pp.1524-1529 (2010)
- (7) M.Endo, K.Nagamune, N.Shibanuma, S.Kobashi, K.Kondo and Y.Hata, "An ultrasonography system aided by fuzzy logic for identifying implant position in bone", IEICE Trans. on Inf. and Sys., Vol.E90-D, No.12, pp.1990-1997 (2007)
- (8) Y.Ikeda, S.Kobashi, K.Kondo, and Y.Hata, "Fuzzy ultrasonic array system for locating screw holes of intramedullary nail", Proc. 2007 IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics, pp.3428-3432 (2007)
- (9) K.Oe, M.Miwa, K.Nagamune, Y.Sakai, S.Y.Lee, T.Niikura, T.Iwakura, T.Hasegawa, N.Shibanuma, Y.Hata, R.Kuroda, and M.Kurosaka, "Nondestructive evaluation of cell numbers in bone marrow stromal cells/beta-tricalcium phosphate composites using ultrasound", Tissue Engineering, Part C: Methods, Vol.16, No.3, pp.347-353 (2010)
- (10) N.Yagi, Y.Oshiro, O.Ishikawa, K.Oe and Y.Hata, "Soft Computing Approaches to Identify Cellular Quantity of Artificial Culture Bone", Proc. of 2010 IEEE World Congress on Computational Intelligence, pp.2852-2857 (2010)

【筆者紹介】

畑 豊

兵庫県立大学 大学院 工学研究科

電気系工学専攻 電子情報工学部門

情報システム研究室 教授

〒671-2280 兵庫県姫路市書写2167

TEL: 079-267-4986 FAX: 079-267-4986

E-mail: hata@eng.u-hyogo.ac.jp

月刊 自動認識

バーコードシリアル

RFID

バイオメトリクス

定価:2,000円/年間購読料:20,000円(14冊・増刊2冊含)

バーコードシステムを中心にOCR・音声認識・RFID・マシンビジョン・磁気/ICカードなど自動認識技術全般をカバーする我が国で初の専門技術です。対象分野もPOS、物流、OA、FA、など幅広い分野を扱い、掲載内容も、実務にすぐ役立つ最新技術・利用技術を中心に、基礎知識まで、わかりやすく紹介、自動認識技術の普及・向上に役立てると共に、その裾野の拡大を目指すことを編集方針としております。

年間購読のお申し込みは  0120-974-250<http://www.nikko-pb.co.jp/>

日本工業出版(株) 販売課

本社 〒113-8610 東京都文京区本駒込6-3-26 TEL. 03(3944) 8001 FAX. 03(3944) 6826
 E-mail: sale@nikko-pb.co.jp