超音波エコーを利用した体肢横断面画像計測システムの開発

福田 修*・福元 清剛**・佐藤 広徳**

Development of a Measuring System for Cross-sectional Image of Human Extremities Using Ultrasonography

Osamu FUKUDA*, Kiyotaka FUKUMOTO** and Hironori SATO**

We have developed a measuring system to visualize a complete cross-sectional image of human extremities using ultrasonography. Several ultrasound probes measure fragmentary graphical images of one cross-sectional plane, and these images are transformed together. In order to confirm availability of the developed system, we conducted the experiments. It is concluded that the developed system, in many respects, is superior to other imaging devices, because it is portable, safe, and inexpensive. These advantages can be expanded in the field survey. This paper discusses the system structure and the results of the experiments.

Key Words: ultrasonography, body composition, cross-sectional image

1. はじめに

近年、生活習慣病は大きな社会問題となっており、日本人の主な死亡原因の1つになっている¹⁾。生活習慣病の原因は、食生活の欧米化、過労、ストレス、運動不足などで、その予防のためにさまざまな運動療法や食事療法が実施されている。また、わが国における65歳以上の高齢者の割合は、平成13年10月1日時点で総人口の18.0%にまで達しており²⁾、高齢者の寝たきり問題も深刻化している。高齢者の生活能力を維持するための対策も急務である。

客観的、科学的根拠に基づいた健康管理 (EBH: Evidence Based Healthcare) という考え方が浸透してきた。中でも「体組成」は、健康評価の最も基本的なインデックスの一つであり、利用される場面が多い。運動療法や食事療法の際、筋量や体脂肪量を定量評価し、対象者にフィードバックすることは、正しい効果の認識や、動機付け、意志の継続の面でたいへん有効である。

1962年にThomassetらが提案したインピーダンス法は、現在一般にまで普及した体組成計の基本原則となっている³⁾。インピーダンス法は、脂肪組織と除脂肪組織の電気抵抗が異なることを利用し、身体に接触させた2電極間の電気インピー

ダンスから体組成を推定するものである。計測が簡便であることから、臨床現場での研究も多い。たとえば原らは、思春期児童における体脂肪パーセントル曲線を作成し、小児体脂肪率の推定法を開発している⁴⁾。しかしながら、インピーダンス法は、水中体重秤量法などをベースに体組成の割合を電気インピーダンスから換算しているにすぎず、四肢や腹部などの部位ごとの体組成を正確に評価することはまだ難しい。また、電極の接触条件などで大きな計測誤差を生じることも指摘されている。

体組成を正確に評価するために、X線CT (Computerized Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置、超音波 (エコー) 診断装置などは、きわめて有効な手段となる。医療画像には、計測箇所の皮下脂肪厚や筋厚などが鮮明に記録されており、部位ごとに正確な体組成を推定することができる。特に断層の全体像を計測できるX線CT装置やMRI装置は、筋や脂肪のバランス評価に有効であり、これまでに多くの研究者が利用を試みている^{5)~7)}。しかしながら、これらの装置は医療機関などにしか設置されておらず、手軽に計測できるものではない。X線CT装置には被爆の問題もある。

一方、超音波診断装置は、コンパクトで可搬性があり、安全であるという利点を有する。こうしたメリットから、フィールドにおける迅速かつ正確な計測に適しており、大規模な調査研究などで頻繁に利用されている^{8)~11)}。たとえば、Miyataniらは医療用の超音波診断装置を用いて348人の男性を対象に、腕・脚・腹部および肩甲下の筋厚の加齢変化を報告している¹¹⁾。しかしながら、通常の超音波診断装置は、探触子を接触させた局所の断片画像しか計測することができず、横断層の全体像を捉えることは不可能であった。また、探触子の

* 独立行政法人産業技術総合研究所九州センター実環境計測・診断研究ラボ 鳥栖市宿町 807-1

** 広島工業大学 広島市佐伯区三宅 2-1-1

* National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, On-Site Sensing and Diagnosis Research Laboratory, Tosu

** Hiroshima Institute of Technology, Hiroshima

(Received August 11, 2005)

(Revised January 23, 2006)

Fig. 1 Overview of the developed system

Table 1 Specification of the system

Probe unit	Height	82	[cm]
	Diameter	42	[cm]
	Weight	Approx. 23	[kg]
	Water volume	Approx. 78	[l]
	Thickness	5	[mm]
Ultrasound probe			
Main unit	Frequency	3.5	[MHz]
	Channel	64	
	Size	81	[mm]
	Type	Linear	
	Height	84	[cm]
Computer for graphical processing	Width	57	[cm]
	Depth	63	[cm]
	CPU: Pentium 4	2.8	[GH]
	Memory	1	[GB]
	OS	Windows XP	

位置や角度が少し変化するだけで、大きな計測誤差を生じる危険があった。

本研究グループでは、この問題を解決するために、市販の超音波診断装置 (SM306, (株) 誠鋼社製), 水槽, 探触子の移動機構, 画像合成ソフトウェア (NIH Image, 米国 National Institute of Health のフリーウェア) を用いて, 体肢の横断面画像を計測する方法を提案した¹²⁾。横断面の計測は, 被計測者の体肢を円筒形の水槽に浸した状態で行なう。超音波信号を体肢にまで伝達させるには, 探触子と体肢の間の音響インピーダンスを整合させる必要があり, この間を水で満たすこととした。探触子は水槽の外周に沿って移動可能で, 体肢を周りから任意の角度ごとに計測できる。すべての断片画像を計測後に合成処理を施し, 完全な横断面画像を復元する。

この方法により計測された横断面画像と MRI により計測された同一部位の画像を比較した結果, 両者における組織バランスにきわめて強い相関が認められ, 十分な精度が確認できた。しかしながら, 原理の検証はできたものの, 長時間にわたる計測やオフラインでの画像合成処理など, 操作性や汎用性の面で大きな問題が残された。

そこで, 本論文では, 撮像回路や画像合成ソフトウェアなどを新たに設計・開発し, 専用の計測システムを構築した。特に, 計測時には複数の探触子を利用した高速処理を実施し, 数秒程度での横断面合成を実現した。計測処理は, 1 コマンドで実行できる。これらにより, 操作性や汎用性は大幅に向上した。以下, 2 章ではこの体肢横断面画像計測システムの構成を紹介する。3 章では計測画像の一例を紹介するとともに, 妥当性, 再現性, 操作性などを検証する。また, 大規模被験者によるフィールドテストを実施し, システムの有効性を示す。4 章にまとめを示す。

2. システム構成

Fig. 1 と Table 1 に開発したシステムの概観と仕様を示す。システムは写真右の探触子ユニットと左のメインユニット, および画像合成ソフトウェアからなる。以下に詳細を説明する。

2.1 探触子ユニット

Fig. 1 に示すように探触子ユニットは, 体肢を挿入する水槽とその周りに設置された複数の探触子からなる。水槽内の水が, 探触子から発信された超音波信号を体肢まで伝達する。水槽は, 水を貯める下部の円筒部分, 探触子を取り付ける上部の多角形部分, および探触子部分のカバーから構成される。円筒部分と多角形部分は, それぞれ, 塩化ビニールとアクリル素材 (厚さ 5.0[mm]) で製作している。多角形部分は, 計測対象の太さに合わせて自由に交換することができる。

Fig. 2 に, 使用する探触子の数とその際にカバーできる計測エリアの周囲長, および日本人における前腕囲 (Forearm), 上腕囲 (Upper arm), 下腿囲 (Calf), 大腿囲 (Thigh) などの関係を示す (体肢のデータについては, (独) 産業技術総合研究所デジタルヒューマン研究センター: AIST 人体寸法・形状データベース¹³⁾に基づき著者が作成した)。この場合で, 大腿部は 7 個, 下腿部は 5 個, 上腕部および前腕部は 4 個の探触子を用いることになる。もちろん, 加齢や肥満などによる周囲長の個人差に応じて, 使用する探触子数は臨機応変に選択すれば良い。超音波信号の減衰を考慮すると, 探触子と体肢との距離は, できるだけ近づけることが望ましい。

探触子 (韓国プロソニック社製) には, 64 チャンネルのアレイ素子が直線状にならんだリニア型を使用し, 中心周波数は, 3.5[MHz] とした。有効撮像幅は 81[mm] である。探触子を水槽に固定する際には, 境界面に音響ゲルを塗布し, 多角形部分の各辺に 1 個ずつ設置した。

2.2 メインユニット

Fig. 3 にメインユニットのブロック図を示す。図に示され

Fig. 2 Relationship between the measurable region and the number of probes

Fig. 3 Block diagram of the system

るとおり、メインユニットは、探触子切替回路、撮像回路、および画像合成用計算機で構成される。

探触子切替回路は、最大で8個の探触子を切り替えて使用することができる。512（探触子数8×アレイ素子のチャンネル数64）の入力チャンネルを備え、すべてのチャンネルが電磁式リレーと接続されている。リレードライバは、探触子1個分に相当する64個のリレーを1組として、探触子ごとに接続を切り替えることができる。この切替は、画像合成用計算機からの8チャンネルのデジタル出力によって制御し、ラッチ回路が保持したチャンネルに応じて探触子が選択される。

撮像回路のCPUは、超音波信号の送受信を制御し、撮像を実現する。高圧パルス発生器で発生したパルス信号の時間幅は300[nsec]で、マルチプレクサを介して探触子内部のアレイ素子に伝えられる。送信の際は、8チャンネルを用いて超音波信号をビームフォーミングし、一方向への音圧を高める。この

ように指向性を高めることで、サイドロープの影響をできるだけ軽減する。この際、各チャンネルの遅延時間を独立に設定し、フォーカスポイントは、探触子より40[mm]と80[mm]の位置に設定する。探触子から45[mm]までの距離では40[mm]、45[mm]から200[mm]までの距離では、80[mm]のフォーカスポイントを使用する。受信の際も、送信時と同様の遅延時間を8チャンネルに設定してフォーカス調節を行ない、感度を高める。なお、フォーカスポイントの位置は、脂肪、筋、骨などの境界判別の容易さを基準に、実際の計測を繰り返しながら、試行錯誤的に決定した。フォーカス処理を経た信号は、加算処理、包絡線検波処理されることによって輝度情報となり、この情報をADコンバータを介して画像メモリに記録する。探触子内部のアレイ素子は全体で64チャンネルあり、送受信する素子を1チャンネルずつ切り替えながら電子的に走査を行なう。画像メモリのデータは順番にDAコンバータで再

Fig. 4 Graphical processing

びアナログ信号に戻され、NTSC方式のビデオ信号に変換されて出力される。

画像合成には、ラックマウント型の計算機 (OS: Windows XP, CPU: Pentium4 2.80GHz) を使用した。計算機には、デジタル入出力ボード (PCI-2826C, (株) インタフェース社製) が組み込まれており、探触子切替回路に接続されている。このデジタル入出力ボードからは、探触子の選択に関する指令が伝達され、撮像回路から NTSC 方式のビデオ信号が画像入力ボード (MSG-II05HR, (株) 日立超 LSI システムズ社製) に転送される。探触子からの画像信号は、水槽の上側からみて反時計回りに入力されるものとする。

2.3 画像合成ソフトウェア

Fig. 4, 5 に画像合成処理の概要とそのフロー図を示す。フロー図に示すように、まず、探触子から断片画像を計測し、探触子の位置 (a_n, b_n) 、角度 θ_n に基づいてアフィン変換を実施する。ここで $P_n(x, y)$ は、 n 番目の探触子の座標 (x, y) で計測された輝度情報を示す。つぎに、変換後の画像情報 P'_n について合成処理を実施するが、複数の断片画像には絶対座標が同一となる輝度情報があるため、その輝度の取り扱いが問題となる。そこで本論文では、画素データに重複がある場合、画素ごと $(P'_1, P'_2, P'_3, \dots, P'_N)$ に輝度を比較して輝度の高いほうを選択することにした。予備実験において、画素同士の平均値を求める方法や、重複をあらかじめ取り除く方法なども検討したが、この輝度を優先する方法が、筋膜や骨などの観察に最も有効であった。ただし、これは経験則に基づくものであり、定量的な議論は今後の課題である。

超音波画像における画素データの濃淡は、超音波信号の反射強度を示している。つまり、組織中の音響インピーダンスの変化が輝度の強度として映像化される。X 線 CT や MRI のように、組織に対する絶対的なインデックスが得られる訳

Fig. 5 Flow chart

ではないので、注意が必要である。また、超音波画像は、探触子から照射される信号と対象組織との角度によって、同一組織であってもその濃淡値が異なる場合がある。以上のような超音波画像の特徴から、今回のように高輝度データを採用する方法が、結果的に有効であったと考えられる。現在のところ、装置の使用目的は組織の面積バランスを評価することであり、この目的に関しては現状の合成方法で問題ない。ただし、将来的には、計測目的に応じた合成方法を検討したいと考えている。

Fig. 6 は、ソフトウェアのインタフェース画面である。システムの利用者は個々の断片画像 (画面右下) と全体像 (左) を確認しながら計測を実施することができる。パラメータ設定部 (右上) では、計測に使用する探触子数や、レイアウトを自由に設定可能である。また、本ソフトウェアは、合成画像に対して自動的にヒストグラム補正を実施する機能をもっている。この際、画像ヒストグラムの上限值と下限値が検出され、上限値と下限値の間に画像ヒストグラムが伸張変換される。この処理を施すことで、合成された画像の濃淡をさらに明確にすることができ、皮下脂肪、筋、骨などの判別が容易になる。

Fig. 6 User Interface

3. 実験

開発した装置の妥当性、再現性、操作性を検証するために実験を行なった。また、装置を実環境に持ち出してフィールドテストを実施し、その有効性を確かめた。

3.1 妥当性の検証

まず、本システムの妥当性を検証するために、本システムとMRIで同一被験者の同一箇所を計測した。計測箇所は大腿部で大腿長の転子点から50%の位置とした。被験者は20代の男女10人（男性5人、女性5人）とした。

Fig. 7は本システムとMRIで計測された大腿部横断面画像の一例である。両画像における大腿形状の差異は、計測姿勢の違い（本システム：立位、MRI：仰臥位）であると思われる。つぎに、得られた横断面画像から、全面積、筋面積、皮下脂肪面積、骨面積をそれぞれ算出した。筋、皮下脂肪、骨の各組織の領域分割は、解剖学、運動生理学を専門とする研究者の手によってマニュアルで実施（Fig. 7中に白線で表示）し、面積の計算には画像寸法計測ソフト（Quick Grain、イノテック社製）を用いた。

Fig. 8は、本システムとMRIで計測された画像について、筋面積、皮下脂肪面積、骨面積をグラフ化したものである。ただし、各プロットの値は、全面積に対する各面積の割合を示している。このグラフより、両システムの計測値にきわめて高い相関があることがわかる。全面積、筋面積、皮下脂肪面積、骨面積について、両システムの相関係数は、それぞれ0.947、0.965、0.951、0.888であり、いずれも1%水準で有意であった。

しかしながら、最も相関の低い骨面積について調べると、開発した装置による面積が、MRIで計測した値よりもすべてわずかに大きくなっていた。この傾向が本実験以外でも見られるか否かが問題であるが、現在の被験者数でそれを判断することは困難であり、今後の課題として、大規模な被験者による検証を実施したいと考えている。

今回の実験で、骨面積が「常に大きめ」に計測された原因は、断面画像の合成方法に関係していると考えている。超音波エコーでは、皮下脂肪や筋の厚さを直接計測することがで

Fig. 7 Cross-sectional images

きるが、骨の厚さ（太さ）を直接計測することはできない。これは、超音波信号が骨の表面でほとんど反射してしまい、骨の反対側を計測できないためである。つまり、骨の全体像は断片画像の合成によってはじめて観察が可能になる。ただし、水槽の端から骨表面までの距離に誤差が含まれると、実際とは径の異なる骨の像を合成する危険がある。計測に誤差が発生する要因には、人体と水との音速の違い（水温の変化を含む）、探触子の取り付け位置のズレなどが考えられ、今後は、これらの誤差について定量的に解析したいと考えている。

3.2 再現性の検証

つぎに、被験者5人に対し、本システムを用いて同一箇所を1日以上の間隔をあけ、合計2回計測した。そして、1回目と2回目の計測で得られた横断面画像の全面積、筋面積、皮下脂肪面積、骨面積をそれぞれ算出した。計測箇所は大腿部で大腿長の転子点から50%の位置とした。

Fig. 9は、1回目および2回目の計測について、Fig. 8と同様に全面積に対する筋面積、皮下脂肪面積、骨面積の割合をグラフ化したものである。このグラフより、1、2回目の計測値にきわめて高い相関があることがわかる。全面積、筋面積、皮下脂肪面積、骨面積に対する相関係数はそれぞれ0.940、0.862、0.970、0.914であり、いずれも1%水準で有意であった。この結果から、本システムにおける計測値の再現性が確認できた。

3.3 操作性の検証

ここでは、われわれの研究グループがこれまでに行ってきた計測方法（以下、旧システム¹²⁾と、本システムについて、計測に要する時間などを比較し、操作性の向上を確認した。

われわれがこれまで使ってきた装置は、1つの探触子を水槽の外周に沿って移動させながら、水槽に浸した体肢を計測していたため、各方向から断片画像を収集するのに多くの時間や負担を要していた。また、合成処理もオフラインで実施していたため、計測画像をリアルタイムに確認することは不可能であった。本システムは、複数のプローブで断片画像を同時計測し、全自動で合成処理するため、大幅な時間短縮が期待できる。

計測対象は、下腿部（下腿長の内果下点から70%の位置）

Fig. 8 Validity

Fig. 9 Reproducibility

で、被験者は男子大学生8人とした。計測は各装置でそれぞれ30回行なった。計測時間は、下腿の位置決めが完了し計測を開始した時点を開始時間、画像処理が終了し合成画像を視認した時点を終了時間とし、その間に要した時間を測定した。また、合成画像における体表面輪郭を目視にて確認し、明らかにズレの生じていた画像を失敗としてカウントした。

Table 2 に比較実験の結果を示す。旧システムでは、30回の計測に54分程度の累積時間を要しているのに対し、本システムは3分以内と明らかに計測負担を軽減できることがわかる。1回の計測に要する時間の内訳を細かく見ると、旧システムは、探触子を移動させながらの計測時間(Measuring period)とオフラインでの探触子位置の入力処理(Processing period)に、それぞれ65.1[sec]、42.5[sec]程度の時間を要す

Table 2 Comparison of the developed system with the previous system

	Developed system	Previous system
Trials	30	30
Total times [sec]	155.3	3226.7
Measuring period	155.3	1951.9
Processing period	0.0	1274.9
Time averages [sec]	5.2	107.6
Measuring period	5.2	65.1
Processing period	0.0	42.5
Ratios of errors [%]	0.0	23.3

るのに対し、本システムは、リレーによる探触子切替時間(自動)に5.2秒程度を要するだけであることもわかる。また画像合成時の失敗も旧システムで23.3%、本システムで0%であり、大幅に軽減された。エラーの軽減は、計測時間が短縮されたことにより、被験者が長時間、同じ姿勢を維持する必要がなくなったためと思われる。

3.4 フィールドテストへの応用

最後に、実環境における本システムの有効性を確認するために、比較的大規模なフィールド調査を実施し、大腿部・下腿部における拮抗筋の筋バランス評価を行なった。被験者数は40歳から89歳までの女性358人(40歳代20人、50歳代75人、60歳代175人、70歳代80人、80歳代8人)とした。計測箇所は大腿部で大腿長の転子点から50%、下腿部は下腿長の内果下点から70%の位置とした。Fig. 10は、被験者を10歳ごとに分けたときの筋バランスの変化を示したものである。このグラフより、下腿部における筋バランスは、各年代でほぼ変化がないのに対し、大腿部においては、加齢とともに筋バランスに変化がみられた。

このように、従来はMRIやCTなどの大規模な装置でしか得られなかった身体内部の情報や知見が、フィールド調査において、短時間に大量に入手可能になった。

4. ま と め

本論文では、超音波を利用した体肢横断面画像計測システムを開発し、その構成について紹介した。本システムは、MRIやX線CTなどの装置と比較して小型軽量で可搬性に優れており、リアルタイム性も高く安全であるという利点を有する。これらの特徴は、現場での利用に適しており、大規模調査や経時変化の解析に利用することができる。

開発したシステムの妥当性、再現性、操作性を検証するために実験を行ない、本システムの有効性を確認した。また、比較的大規模なフィールドテストを実施し、実環境での十分な操作性も確かめた。将来的に本システムは、運動トレーニング、リハビリ、美容などのさまざまな領域で有効利用が可能と期待している。

今後は、計測画像の高精細化や自動判別機能の導入などを検討するとともに、計測画像に基づく、組織評価、被計測者へ

Fig. 10 Example of the field survey

のフィードバックについても検討を行なっていく予定である。

参考文献

- 厚生労働省統計表：厚生統計要覧 第1編 第2章 人口動態 死亡数・死亡率
- 内閣府 共生社会政策統括官：平成13年度 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施の状況に関する年次報告，平成14年版高齢社会白書，
<http://www8.cao.go.jp/souki/>
- A. Thommaset: Bio-electrical properties of tissue impedance measurements. Lyon Medical, **207**, 107/118 (1962)
- 原，岩田，岡田，原田：インピーダンス法を用いた思春期における対密度変化を考慮した体脂肪率のパーセントイル曲線-体脂肪率推定指標としての Body Mass Index インピーダンス値の有用性-，肥満研究，**7-2** (2001)
- G. Hudash, J. P. Albright, E. McAuley, R. K. Martin and M. Fulton: Cross-sectional thigh components: computerized tomographic assessment, Med. Sci. Sports Exerc., **17-4**, 417/421 (1985)
- T. Fukunaga, R. R. Roy, F. G. Shellock, J. A. Hodgson, M. K. Day, P. L. Lee, H. Kwong-FU and V. R. Edgerton: Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging, J. Othop. Res., **10**, 926/934 (1992)
- 安部 孝：MRI を用いた内臓脂肪の評価，臨床スポーツ医学臨時増刊号，**17**, 90/94 (2000)
- L. W. Weiss and F. C. Clark: The use of B-mode ultrasound for measuring subcutaneous fat thickness on the upper arm, Res. Quarterly Exerc. Sport, **56-1**, 77/81 (1985)
- 石田，角田，金久，福永：超音波皮脂肪厚計の検討，体力科学，**34**, 91/97 (1985)
- 湯浅，福永：Bモード超音波による皮下脂肪測定の正確度，体力科学，**36**, 31/35 (1987)
- M. Miyatani, H. Kanehisa, K. Azuma, S. Kuno and T. Fukunaga: Site-related Differences in Muscle Loss with Aging "A Cross-sectional Survey On The Muscle Thickness in Japanese Men Aged 20 to 79 Years", International Journal of Sport and Health Science, **1-1**, 34/40 (2003)

- 佐藤，福田，辻，三浦，久野，佐藤，福場：超音波体肢横断面画像計測システムの開発，人間工学，**34-5**, 255/260 (1998)
- 独立行政法人 産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究センター：AIST 人体寸法・形状データベース，
<http://www.dh.aist.go.jp/AIST91DB/>

[著者紹介]

福田 修 (正会員)

2000年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。1997年4月～99年3月の期間，日本学術振興会特別研究員 (DC1)。2000年通商産業省工業技術院機械技術研究所入所，2001年独立行政法人産業技術総合研究所へ転任。2004年より広島大学大学院工学研究科客員助教授。現在に至る。博士 (工学)。日本義肢装具学会論文賞 (2000)，日本医科器械学会論文賞 (2002, 2005)，K. S. Fu Best IEEE Transactions on Robotics and Automation Paper Award (2004) などを受賞ニューラルネット，ヒューマンインタフェース，超音波画像計測などの研究に従事。日本機械学会，日本人間工学会，日本ロボット学会などの会員。

福元 清 剛

2004年広島工業大学工学部知的情報システム工学科修了，2004年広島工業大学工学研究科博士前期課程情報システム工学専攻入学。現在に至る。体組成，デジタル画像認識などの研究に従事。日本体力医学会，American College of Sports Medicine の会員。

佐藤 広 徳

1999年九州芸術工科大学芸術工学研究科生活環境専攻博士後期課程 (社会人選抜) 終了。88年順天堂大学講師 (非常勤)，91年広島工業大学一般教育助手，99年10月同大学工学部助教授へ就任。現在に至る。博士 (工学)。筋機能，体組成などの研究に従事。日本体力医学会 (評議員)，日本公衆衛生学会，日本体育学会，日本人間工学会，American College of Sports Medicine などの会員。