チャープレーダ方式マイクロ波CTの 改良と温度差イメージング

正員 宮川 道夫 (新潟大)

非会員 渡辺 大亮 (新潟大)

非会員 林 豊彦 (新潟大)

Imaging of the Temperature Change by the Improved Chirp Radar-Type Microwave Computed Tomography

Michio Miyakawa, Member, Daisuke Watanabe, Non-member, Toyohiko Hayashi, Non-member (Niigata University)

The paper is concerned with improvement of the chirp radar-type microwave computed tomography developed for non-invasive thermometry of the human body. The hardware of the radar-type microwave CT is quite simple and the reconstruction algorithm which has been used for X-ray CT systems is applicable. This is because the microwave CT can discriminate the transmitted waves on the straight ray path between the transmitting antenna and the receiving antenna from multipath signals. We have already reported that the spatial resolution is about 1 cm, but temperature resolution has never been directly measured because of its poor resolution of the FFT analyzer. The analyzer was replaced by the new model whose resolution and accuracy were enough for discriminating temperature change less than 1°C. The YIG-tuned bandpass filter was incorporated in the improved system along with the YIG-tuned oscillator which was used to generate the microwave chirp signals. This was very useful to improve the SN ratio of the tomograms and also useful to expand the dynamic range of the attenuation measurements. Throughout a series of the experiments using phantoms of a human body, temperature change by 2°C was successfully imaged. The temperature change by 1°C was not observable as the image for temperature instability of the system. But imaging of the temperature change which is less than 1°C may be feasible by shortening the time required for the measurement.

キーワード：生体内部，温度分布，無侵襲計測，マイクロ波CT，チャープ信号

1. ま え が き

ハイパーサーミアの治療を効果的なものとするため，無侵襲で生体内部の温度分布を少なくとも二次元的に計測し得る测温技術の開発が求められており⁽¹⁾，マイクロ波トモグラフィ^{(2)~(4)}，超音波断層法⁽⁵⁾，X線トモグラフィ⁽⁶⁾，NMR イメージング法⁽⁷⁾など幾つかの計測手法が実際に研究されている。実用化に向けての技術的完成度という点では，非線形現象を利用した

超音波测温法の研究⁽⁵⁾が一步先行していると考えられるが，超音波の伝搬特性から測定可能部位は肝臓や腎臓など極めて限られたものとならざるを得ない。これに対し，生体組織誘電特性の温度依存性を利用して温度変化量の計測を行うチャープレーダ方式マイクロ波CT⁽⁴⁾は，血流変化の影響を受けにくいなどのマイクロ波計測の特長を生かしつつ，全身の断層撮像が可能な計測法として将来性に期待がもたれている。1~2 GHzのチャープパルス信号を利用して送受信アンテ

ナ間の直線経路上を伝搬した信号成分だけを取り出し、X線CTと同じアルゴリズムを適用してCT画像を再構成するこの新しいマイクロ波CTの原理と空間分解能、および温度変化量の測定可能性については既に報告した⁽⁸⁾。現状ではマイクロ波CTで取得可能な振幅と位相情報のうち振幅、すなわち減衰量しか実際には計測していないが、この状態で空間分解能は約1cmとなる。しかしビート信号の振幅(減衰量)測定に使用した従来のFFTアナライザは分解能が0.1dB、温度換算で3.3°Cであったために、単に5°Cの温度差計測が可能であることを示したにすぎなかった。またマイクロ波CT自体についても新たな計測方式の有効性を示しただけで、ハードウェア的にも生体計測用としての特別な配慮・工夫は一切行っていない。

本論文では、損失が大きく、誘電特性的にもかなり差異のある骨や臓器、筋肉などからなる生体の撮像を念頭に置き、SN比改善などのハードウェア的改良を加えたチャープブレード方式マイクロ波CTで2°Cまでの温度変化が画像的に計測可能なことを示すと共に、その臨床応用可能性についても言及した。

2. マイクロ波CTの改良

図1にSN比改善やダイナミックレンジ拡大を目的とした改良型チャープブレード方式マイクロ波CTの概念図を示す。図中、二重線で示したブロックが今回変更した部分である。主な変更点はチャープ信号生成回路と、帯域通過フィルタが新たに直列接続されたRF信号増幅回路、および14ビット分解能をもつ新FFTアナライザの導入によって高精度・高分解能化されたビート信号測定回路である。まず、図1の受信アンテナ面を基準としてSN比を考える。送信電力2Wは一定であるから、Sは対象物の特性によって定まる受信電力でその最小値が規定される。一方、増幅段の入

力、つまり受信アンテナ面での雑音電力 N は k をボルツマン定数、 T を絶対温度、 B を等価雑音帯域幅とすれば、大まかには次式の程度である。

$$N = kTB \dots\dots\dots (1)$$

従って、低雑音の増幅器を使用したり、帯域幅 B の狭い部品を使用すれば計測信号のSN比は大きくすることができる。しかし、このマイクロ波CTは測定に1~2GHzのチャープ信号を利用するので増幅器などの帯域幅は最低でも1GHzは必要となる。

上記の問題を解決するため、アナログ電圧で瞬時周波数の制御されるYIG発振器とYIG帯域通過フィルタを、独立2チャンネルの波形信号を発生可能な任意波形発生装置で駆動することにより、1~2GHzの広帯域にわたってRF信号測定を実効的に狭帯域化することを試みた。つまり、あらかじめ測定しておいたYIG発振器とYIG帯域通過フィルタの電圧-周波数特性をもとに、瞬時発振周波数と通過帯域中心周波数が同期して直線的に変化するよう任意波形発生装置の出力をプログラムしておく。本マイクロ波CTでは、1.5GHzで約140dB程度の減衰を受けるからRF信号増幅部では高利得のRF増幅器が必要になり、本研究でも利得約40dBの増幅器を2段縦続接続して使用している。このように高利得増幅器を縦続接続して増幅度を上げる場合、本方式のCTでチャープ信号処理に必要な1GHzの帯域幅をもたせると(1)式の雑音も80dB程度増幅されることになり、SNの良い画像を得ることは不可能になる⁽⁴⁾⁽⁸⁾。これを避けるため、通過帯域の中心周波数がチャープ信号の瞬時周波数と同期して変化する狭帯域の帯域通過フィルタをRF増幅部に直列接続した。また、発振器出力が+13dBmから+18dBmに増加したことにより、副次的な効果としてミキサの駆動レベルをカタログ指示最低限の+4dBmから、ほぼ最適動作レベルにまで引上げることができた。

前述のようにRF信号増幅部の利得が極めて大きい。ため、測定対象物の減衰量に応じてRF信号増幅部の利得を調節し、ダイナミックレンジを最大にすることも生体撮像では重要になる。換言すれば図1中に示すRF信号増幅部のアッテネータや増幅器の利得を調節することにより、常に最大のダイナミックレンジを確保した測定が可能となる。

先にも述べたとおり、現状の実験装置では減衰定数 α の測定だけを行っている。 α の温度係数は、筋肉など水分含有率の高い生体組織では1.5GHzで平均約0.7%/°Cである⁽⁹⁾。従って1°Cをマイクロ波CT画像で区別しようとすれば、投影データ上では0.35%の

図1 マイクロ波CTの改良概念図
Fig.1. Improvement of the chirp radar-type microwave computed tomograph.

図 2 改良後のマイクロ波 CT 構成図

Fig. 2. Block diagram of the improved microwave computed tomograph.

変化が区別できなければならない⁽⁶⁾。これを FFT アナライザでの減衰量測定値に直すと 0.03 dB となるが、これまで使用していた 12 ビット FFT アナライザの分解能は 0.1 dB であり、たとえ測定信号自体が温度変化に由来する 0.1 dB 未満の有意な信号変化を含んでいたとしても、0.1 dB に対応する 3.3°C 以下の温度差は区別不可能であった。しかし、今回新たに 14 ビットの分解能をもつ高精度 FFT アナライザを導入したことによって、上記のようなケースでは減衰量測定の分解能だけからいえば 1°C 以下の温度変化も検出可能なシステムとなった。

以上の改良を施した改良型のチャープブレード方式マイクロ波 CT の全構成図を図 2 に示す。改良前のシステム⁽⁴⁾⁽⁸⁾と比較し、図 1 に示した主な変更点のほか、2 チャンネルの同期測定が可能な新 FFT アナライザの特徴を生かした外部トリガ方法など、付随的変更点もある。

3. 性能評価

〈3・1〉 SN 比の改善効果 CT 画像の SN 比を改善するため、チャープ信号の瞬時周波数と同期して中心周波数の変化する帯域通過フィルタを新たに RF 増幅段に組入れた。しかし投影データに反映されるこの SN 比は、S の値自身が測定対象物中での減衰の大きさに依存するから、「最悪で何 dB 程度の SN 比となる」といえる程度の指標であり、従って特定の生体モデル (ファントム) を使用した実験の段階では数値そのものにあまり意味はない。まず、図 3 (a), (b) に FFT アナライザの管面に表示されたビート信

号のスペクトル比較を示す。いずれもピーク周波数は 150 Hz であるが、本改良により SN 比の著しく改善されていること、および回折波の除去という点でも効果のあることがその急しゅんなピーク波形と、それ以外の周波数成分の大幅なレベル低下から理解できる。次に、以上のようなビート信号の変化が CT 画像の画質改善にどの程度役立つかを同一ファントムの CT 画像を比較することによって示す。図 3 (c), (d) は、直径 55 mm のプラスチック円筒中に純水を満たした 2 本のファントムを 0.4% の食塩水中に 30 mm だけ離して配置し、改良前後に撮像された CT 画像を比較したものである。円筒の真円度、画像自体の雑音など、いずれをとっても本研究で試みた SN 改善策の有効性が確認されるだけでなく、回折波の除去性能も向上していることがわかる。

〈3・2〉 ダイナミックレンジの拡大 図 2 の構成図で、2 GHz の低域通過フィルタとチューナの間にステップアッテネータを接続し、対象物を何も置かない状態で上記ステップアッテネータの読みと、FFT アナライザのピーク周波数における減衰量の関係をプロットした。2 個ある RF 増幅段のアッテネータを前記プロットの直線部分が最も広くなるよう調整すると、FFT アナライザの読みにして 40 dB 強のダイナミックレンジが確保できる。改良前のダイナミックレンジは約 32 dB であったから、8 dB 以上拡大されたことになる。

〈3・3〉 温度変化のイメージング マイクロ波 CT による温度変化量の測定は次のような手順で実施した。まず図 4 (a) に示すように、内部に恒温水が灌

(a) 改良前のビート信号

(b) 改良後のビート信号

(c) 改良前のCT画像

(d) 改良後のCT画像

図3 改良前後におけるマイクロ波CTの
ビート信号と画像の比較

Fig. 3. Comparison of the beat signals and the CT images before and after the improvement.

(a) 温度実験用
ファントム

(b) 温度差画像
(A: 0°C, B: +2°C, C: -2°C)

図4 マイクロ波CTによる温度変化量の
イメージング

Fig. 4. Imaging of the temperature change
by the microwave CT.

流できるような構造を有する直径 64 mm のプラスチック円筒 3 本からなるファントムを、0.4% 食塩水ボラス中に三角形状に配置する。ファントム中に灌流する水、およびボラス食塩水の温度は個別の恒温水循環装置で、その温度が一定となるよう独立に制御される。最初、ボラスと 3 本のファントムをいずれも 25°C で一定に保ちつつ CT 撮像する。次に A の温度は 25°C に保ったまま B の温度を 2°C 上げ、C の温度は 2°C 下げて CT 撮像する。2 枚の CT 画像を画像減算した結果が図 4 (b) である。2°C の温度差が画像的に識別できる。ただし温度変化のイメージングにおい

ては差分演算のため雑音が強調され、温度分解能を低下させることから CT 画像再構成時の SL フィルタ処理⁽⁶⁾は除外している。同様な実験を 1°C の温度差で実施したが、一方の円筒形がひずむなど、(b) 図ほど明瞭な形では温度変化領域を識別することができなかった。しかし、新たに導入した FFT アナライザの性能表によれば減衰量測定分解能と精度は温度換算で 1°C 以下の性能を保証している。従って、1°C の温度差が画像として見えないのは FFT アナライザの問題ではなく、撮像対象物を含む測定系の安定度の問題と考えられる。実際、本実験中、温度が減衰量を支配するボラス食塩水の恒温装置は、最大 0.2°C の温度変動を記録した。これは 70 l 以上もあるボラスに対し恒温装置の容量が不足していたことによるが、測定系の安全度を低下させる要因となる。

1°C の温度差画像が不満足な画質でしか得られない理由を明らかにするため、測定系の安定度を評価する以下のような実験を行った。すなわち、マイクロ波 CT の測定対象物を何も置かない状態で並進走査を 5 回繰返し、各回とも約 2.2 mm 間隔の合計 128 点で通常の投影データを得る。これはボラス食塩水の減衰量測定にほかならないが、アンテナ間隔に対してボラス容器は十分大きく、投影データのばらつきから測定系の安定度が判定できる。測定は短時間で済むため、測定システムの十分なウォームアップ後に測定を

図 5 減衰量測定系の安定度
Fig. 5. Stability of attenuation measurement in the microwave CT.

行えば測定装置およびボラスやファントムの温度変化の影響は無視できる。図 5 に測定結果の一例を示す。横軸は並進走査軸の位置を示す。図の上段は 5 回の減衰量測定値の平均値と各回の測定値との差を dB 単位で、平均値が 0 dB となるよう相対表示した結果である。また、下段のグラフは変動係数、すなわち標準偏差 $\times 100$ /平均値の値をプロットしたものである。減衰量測定値は現状の実験装置では最大で 0.02 dB 程度ばらつくことが、5 回程度平均すれば変動係数はほぼ 0.1% 以下に収まることがわかる。ところが前述のとおり 1°C を区別するためには 0.35% の区別ができればよいから、現状のままでも温度分解能は 1°C より良好であると推定される。その理由は、空間分解能約 1 cm に相当する並進走査の間に 5 点での測定が行われ、実質的に 5 回の平均値を求めているのと同じからである。従って、実験的に 1°C の温度差画像が安定に取得できないのはボラス食塩水とファントムである水の温度を CT の機械的走査に必要な 1 時間 40 分あまりの間、十分な精度で温度制御できないことに原因があると考えられる。

以上の問題を確認するため、ボラスやファントム円筒中の水の温度変化がほとんど無視できる時間内に一回の測定が終了する図 5 と同じ安定度の測定を、ボラス温度を変化させて 5 回行った。測定結果を図 6 に示す。図 5 と異なり、5 往復の並進走査で得られた 128 点における平均減衰量の相対値をボラス温度をパラメータとして表示してある。温度上昇により損失は変化し、測定された 25°C の近辺では 1°C 当たり平均 0.49 dB 程度減衰量が増加している。これはボラス食塩水の減衰定数そのものではないが、その温度依存特性に基づく変化である⁽⁸⁾。いま間隔 282 mm のアンテナ間に図 4 (a) のファントム円筒のうちの 1 本の中心が位置する状態で、ボラスの温度は一定のまま円

図 6 ボラス温度と減衰量平均値の関係
Fig. 6. Relationship between the bolus temperature and average values of the microwave attenuation.

筒内の水温が 1°C だけ変化した場合の損失の変化分を考える。次にアンテナ間がボラス食塩水だけで満たされた場合、それと等価な損失変化を生じるボラス食塩水の温度変化を図 6 の測定結果から求めると約 0.11°C、2°C の水温変化の場合では約 0.23°C となる。単純に投影データ（投影方向は 2 アンテナ間を結ぶ直線に垂直な方向）の信号レベルで比較してもボラスの温度が 0.11°C あるいは 0.23°C 以上変化する場合、それぞれ 1°C あるいは 2°C のファントム（水）の温度変化と区別は不可能になる。従って、CT 計測中にボラスの温度が 0.2°C 以上変動すると、多方向からの逆投影により CT 画像が再構成されるとはいえ、少なくとも 2 枚の CT 画像の差分演算から 1°C の温度差をひずみなく画像化できる可能性はなくなる。つまり、現状では 2°C の温度差の画像計測は可能であるが、ボラス温度の制御精度の不足から 1°C の温度差画像は 2°C の場合ほど明瞭な形では取得できないものと考えられる。

4. 検 討

今回、図 1 のような改良を行い、CT 画像の SN 比が大幅に改善されたことは図 3 の 4 枚の写真を比較すれば一目瞭然である。つまり、高利得広帯域増幅器が 2 段縦続接続されており、(1) 式で与えられる受信アンテナ面での入力雑音電力は、環境温を 25°C として約 -113.8 dBm となる。これを RF 増幅器の増幅度めいっぱいの約 80 dB だけ増幅したとき、約 -34 dBm が従来の RF 増幅器出力での雑音レベルであった。これは本マイクロ波 CT において食塩濃度が 0.6% 程度のボラス中に測定物体を何も置かない場合の信号レベルとほぼ同等であって、従って、0% から 0.6% の食塩水ファントムの減衰量を測定した場合の信号も雑音レベルと極端な差がなく、結果的に従来

は極めて SN の悪い測定しかできていなかったことになる。今回、チャープ信号を使用しながらも実効的な帯域を 1 GHz から 21 MHz に狭める手法を開発したことにより、SN 比を大幅に改善することができた。ただし、画像レベルで(1)式の N が単純に 21/1,000 倍に改善されたわけではない。レーダ方式マイクロ波 CT ではもともとホモダイン検波を行っており、直接検波を行っているわけではないのがその理由である。

上記の実効的帯域幅制御方式は増幅器出力の雑音レベルを下げるからダイナミックレンジの拡大にも貢献する。仮に(1)式の N の値が 21/1,000 になったとすれば、雑音の出力レベルは -50.6 dBm まで下がり、これだけで 16.8 dB もダイナミックレンジを拡大できることになる。実際には図 1、図 2 の RF 段のアッテネータ調整と組合せて対象物ごとに異なる測定条件に合せダイナミックレンジの極大化を図った。なお生体が直径 30 cm の円柱であり、全体が筋肉でできている部分と全部が骨などの組織でできている部分があり、その間で減衰量の線形的な区別が必要であると仮定すると、計算上ではマイクロ波 CT には 70.8 dB のダイナミックレンジが必要となる。現在測定系のダイナミックレンジは約 40 dB であるが、しかし全体が筋肉等価な組織からなるような身体部分はあり得ても、全体が骨や脂肪だけで構成されるような身体部分は存在しないから 40 dB のダイナミックレンジでも実用上は支障ないものと思われる。

FFT アナライザを高精度・高分解能のモデルと交換したことにより、チャープレーダ方式マイクロ波 CT で 3.3°C 以下の温度差計測が可能になった。 2°C の温度変化量の画像計測には成功したが、測定器の精度と分解能からすれば可能なはずの 1°C の区別が CT 画像では確認できなかった。この原因を以下の手順で明らかにした。すなわち、5 回程度の並進走査時間内ではボラスの温度変化も無視でき、従って 5 回平均をとれば 1°C 相当の分解能を有することが図 5 から確認でき、少なくともハードウェアの点でシステムの安定性に問題のないことは確認できる。これに対し、実験装置で CT 画像 1 枚分の計測データを得るには約 1 時間 40 分の時間を必要とするが、この間、70 l 以上もあるボラスの温度制御を 0.1°C の精度で行うことができず、測定の時間中にボラスの温度は最大で 0.2°C 変動した。最後にボラスの温度を変えて減衰量の変化を観測した図 6 の実験により、この最大 0.2°C のボラス温度の変動が 1°C の温度差イメージングを妨げている主要因であることを明らかにした。

しかし本装置の実用段階を想定すれば、温度を一定に保つ必要があるのはボラスだけであり、かつ測定時間もアレイアンテナの採用などにより 1 分程度に短縮されるから、図 5 の結果や測定系の性能から見る限り、必ずしもボラス温度制御装置の改良を実施しなくとも、 1°C 程度の温度分解能は容易に達成できるものと判断される。

5. ま と め

本論文では骨や臓器、筋肉など、誘電特性的にもかなり差異のある組織から構成されている生体の撮像を念頭に置き、SN 比やダイナミックレンジの改善など、ハードウェアの改良を加えたチャープレーダ方式マイクロ波 CT で、測定機器の性能上の制約からこれまで不可能であった 2°C までの温度差のイメージングを行い、温度差計測装置としての将来的な臨床応用可能性を示した。

マイクロ波帯チャープ信号の瞬時周波数と同期して中心周波数の変化する帯域通過フィルタを RF 信号増幅回路に直列接続することにより、1~2 GHz にわたる広帯域信号を実効的に狭帯域で増幅でき、SN 比やダイナミックレンジの拡大が可能となったほか、結果的に回折波の除去性能も向上した。また、ビート信号のスペクトル測定を行う FFT アナライザに高精度・高分解能のモデルを導入することによって、これまで不可能であった 3.3°C 以下の温度差のイメージングが可能となった。今回、 2°C までの温度差は実際に CT 画像として計測することができた。しかし、試作マイクロ波 CT の性能上からは測定可能なはずの 1°C の温度差はひずみのない画像として計測できなかった。この原因が主としてボラスの温度を CT 撮像に必要な時間の間、高精度で一定に保つことができないためであることを、システムの安定度の測定結果とボラス食塩水の減衰量測定実験の結果により示した。従って、実際に試作した現状のマイクロ波 CT で生体の温度差計測を行う場合には、ボラスの温度を高精度で制御する必要がある。マイクロ波 CT を臨床応用するためにはアンテナのアレイ化などにより測定時間を大幅に短縮する必要があるが、これによりボラスの温度制御も容易になる。この測定時間の短縮化が本研究を進めるうえで解決しなければならない次の課題である。

最後に、本研究遂行にあたり、実験面で終始熱心に御協力いただいた本学情報工学科 4 年生（現、JR 東日本情報システム）の江口敏弥君に感謝します。

（平成 4 年 1 月 23 日受付、同年 6 月 9 日再受付）

文 献

- (1) M. Miyakawa: "The state of art of noninvasive temperature monitoring technique", Proc. 6th. Annual Meet. Japan. Soc. Hyperthermic Oncology, p. 20 (1989)
- (2) J. Ch. Bolomey, L. Jofre & G. Peronnet: "On the possible use of microwave-active imaging for remote thermal sensing", *IEEE Trans. Microwave Theory & Tech.*, **MTT-31**, 777 (1983)
- (3) 宮川・山浦: 「マイクロ波によるサーモCT」, *Biomedical Thermography*, **6**, 149 (1987)
- (4) M. Miyakawa: "Tomographic measurement of temperature change in a phantom of a human body using a chirp radar-type microwave tomograph", *Med. & Biol. Eng. & Comp.*, **29**, Suppl. 2, 740 (1991)
- (5) 植野・福喜多・屋野・宮川・金井・柄川: 「超音波の非線形現象を用いた無侵襲測温装置」, *ハイパーサーミア学誌*, **6**, 402 (平2)
- (6) 丸目・佐野・斎藤・及川: 「X線CTによる測温の可能性」, *Med Imaging Tech.*, **7**, 440 (1989)
- (7) 黒田・堤・斎藤: 「複数のNMRパラメータを同時利用した体内温度分布無侵襲計測の基礎的検討」, *信学論A*, **J73-A**, 1431 (平2)
- (8) 宮川: 「チャープ信号を利用した生体計測用マイクロ波CTの試み」, *信学論*, **D-II** (印刷中)
- (9) 宮川: 「ハイパーサーミアにおける組織誘電特性の温度依存性に関する考察」, *ハイパーサーミア学誌*, **4**, 307 (昭63)

宮 川 道 夫 (正員)

昭和22年1月13日生。52年北海道大学大学院博士課程修了。40年～43年日立製作所勤務。52年通産省電子技術総合研究所入所。電子計算機部主任研究

官から光技術部主任研究官を経て、平成3年新潟大学工学部情報工学科教授。この間、呼吸機能計測、赤外画像処理、無侵襲温度計測などの研究に従事。工学博士。電子情報通信学会、日本ME学会、日本ハイパーサーミア学会、情報処理学会、計測自動制御学会、IEEE、IFMBE会員。

渡 辺 大 亮 (非会員)

昭和43年5月29日生。平成3年新潟大学工学部情報工学科卒。現在、同大学大学院在学中。マイクロ波CTの研究に従事。日本ME学会、日本ハイパーサー

ミア学会会員。

林 豊 彦 (非会員)

昭29年7月11日生。54年新潟大学大学院修了。54年同大学歯学部助手、62年同大学講師、平成3年同工学部助教授。この間、ヒトの顎口腔系機能の測定・解析を中心とした医用電子・生体工学の研究に従事。工学博士。歯学博士。日本ME学会、電子情報通信学会、日本補綴歯科学会、日本ハイパーサーミア学会、情報処理学会、IEEE会員。