6

マイクロ波イメージング

宮川 道夫[†]

キーワード 不可視情報, 画像計測, マイクロ波CT, 生体機能, 病態, 果実糖度

1 ま え が き

自由空間での波長がほぼ、数mmから数十cmのマイクロ波帯電磁波を測定対象物に照射し、対象物中で受ける変動の度合いを、対象物による減衰や位相の変化量として計測・画像化して対象物のさまざまな特性を評価するマイクロ波イメージングは、さまざまな分野で研究されてきた。しかし、レーダなど確立された一部の典型的な応用例は別として、身近な対象物を可視化するさまざまな研究も、実用化にまで至っている技術は余りない。多くの場合、波長の長さに起因する空間分解能の低さと物体内および物体と周囲との境界における電磁波の散乱・回折現象や物体中の減衰の大きさが、得られる画像の品質を低くしている。

地下埋設物、水漏れや遺構などの地下構造を画像化する地中レーダ¹⁾や、災害現場での怪我人救助用レーダ²⁾などは、マイクロ波イメージングの典型例であり、土壌等対象物の電気特性(誘電特性)、構造的複雑さ、地表からのアクセス容易性などの点で好条件に恵まれれば、有益な情報を期待することができる。これらのレーダと同様、生体を対象とするイメージング技術も国の内外で研究されてきた^{3)~6)}。対象物として共通しているのは、土も生体組織も水を多く含むために減衰が大きい反面、比誘電率も大きいために、物質内波長がかるうじてイメージングを可能にする値にまで短縮化される点である。なお本稿では、主として生体のイメージングに関する著者らの研究を中心に生体の機能や病態イメージング研究について説明し、最後に、生体同様、水分が大部分を占める果実糖度分布の非破壊計測についても簡単に紹介する。生体や果実に関して、形態学的情報の取得が目的であればX線やMRを利用した画像化法に勝る手法はない。生体や果実の計測でマイクロ波イメージングが目指しているのは、いかなる意味でも対象物を傷付けずに、機能や状態を計測する技術の確立である。

生体機能のマイクロ波イメージングでは、ラジオメータによるパッシブ計測法⁷⁾ではなく、X線CTやレーダの技

術を応用したアクティブ計測法が研究の中心となっており、当初はハイパーサーミアの無侵襲温度計測を目標として、サーマルCTとしての技術開発が行われてきた。マイクロ波CTの基礎技術となる回折波トモグラフィの研究は、古くから夥しい数の研究報告が存在するが、ほとんどはBorn近似やRytov近似等の導入によりスカラー化した逆散乱問題の近似解を求めるものであって、残念ながら、生体組織のように組織境界でのコントラストの大きい対象物を対象としては、意味のある解を得ることができていない。

現在では、長足の進歩を遂げたPCの計算能力を活用、多くは2次元モデル化した生体断面における電磁波散乱の順方向問題と、Gauss法などを利用した逆方向問題を繰り返し解くことにより、その誘電率分布を求める手法が中心である⁵⁾⁶⁾。筆者らの手法はこれらの手法とは違い、チャープレーダの技術を応用して、送受信アンテナ間の直線伝搬成分をハードウェア的に取出し、投影データとする計測法である⁴⁾。ただし、体表面や組織境界におけるマイクロ波の散乱・回折現象は、計測手法の違いに関わらず、マイクロ波イメージングの実用化を難しくしている。今日では目的が、早期乳がん⁸⁾⁹⁾や脳活性化領域¹⁰⁾の描出、四肢の筋活動¹¹⁾¹²⁾や心筋虚血¹³⁾の画像診断などと具体化しており、ガスや骨の多い部位を除く臓器、とりわけ乳房など表在性臓器を観測対象とする機能画像計測法として期待が持たれている。

最近では早期乳がんの画像診断にマンモグラフィが用いられているが、有病誤診率が最大15%程度と報告されており¹⁴⁾、乳腺の発達した日本人女性では特に乳腺に隠れた早期がんの見落としが懸念される。このため、X線とは相補的な情報として、マイクロ波画像診断に期待が持たれている。女性のがん患者数では最大となるため、日本ばかりでなく世界中で、マイクロ波による早期乳がんの画像診断法は研究されている。表在性臓器でガスや骨も存在しないためマイクロ波計測に適した臓器であること、腫瘍組織と乳腺ではX線の吸収係数よりマイクロ波の減衰定数や位相定数の差の方が大きいと想定されることなどから、新たなスクリーニング手法として期待が持たれている訳である。CT手法のほか、レーダ手法を活用したイメージング技術が研究さ

[†]新潟大学 自然科学系

"Microwave Imaging" by Michio Miyakawa (Institute of Science and Technology, Niigata University, Niigata)

図1 CP-MCT原理図

図2 ファンビーム型マイクロ波CTスキャナと乳房ファントム

れており⁸⁾⁹⁾¹⁵⁾、後者のうちS.C. Hagnessらの提案になる超広帯域(UWB)レーダによる共焦点イメージング法¹⁵⁾は、マイクロ波乳がん診断の基本技術として、世界中に多くの派生研究を生み出している¹⁴⁾。

2 CTイメージングの方法

以下に紹介するのは、マイクロ波帯のチャープ信号と信号処理技術を利用して、ハードウェア的に散乱・回折成分を可能な限り除去することでCT計測を可能とする、CP-MCT (Chirp Pulse Microwave Computed Tomography)³⁾の計測手法と実際の計測画像である。

2.1 マイクロ波CTの計測原理

図1に、信号の記述を含めたCP-MCTの原理図を示す。チャープパルスマイクロ波を電力増幅して、送信アンテナから測定領域中に置かれた対象物に照射する。測定物表面での散乱・回折を極小化するため、アンテナと測定物は、ポーラスと呼ばれるマッチング媒質である食塩水中に浸して計測が行われる。アンテナから測定領域に照射されたマイクロ波は、さまざまな経路を辿って受信アンテナに到達する。受信した散乱波を増幅した後、周波数ミキサで送信マイクロ波信号との積を求め、IF端子から両者の差の周波数成分を持つビート信号成分を取出すと、その周波数は伝搬経路の遅れ時間に比例する⁴⁾。したがって、このビート信号の中から送受信アンテナ間の直線経路に該当する周波数成分を取出すことによって、X線CTと同様な再構成アルゴリズムにより振幅や位相の画像再構成が可能となる。

2.2 CP-MCTのプロトタイプモデル

図2に、送受信アンテナで構成されたファンビーム型CP-MCTの心臓部分であるスキャナの構造を、図3に、乳房や四肢の計測用に開発したプロトタイプモデルの1台で、チャープ信号の周波数帯域が2～3GHz、掃引時間が20msのCP-MCTを、一例として示す。計測される直接的な量はマイクロ波の減衰と位相変位であるから、画像は減衰定数 α や位相定数 β の分布であるが、1対1対応から複素比誘電

図3 四肢/乳房計測用CP-MCT (口絵カラー参照)

率 ϵ' と導電率 σ の分布とも言える。

3 生物情報の可視化

3.1 生体機能情報の可視化

3.1.1 物理的変化量の計測

マイクロ波CTでは、 ϵ' や σ の依存性を通して温度や密度など、物理量の変化を捉えることができる。温度を例に取れば、生体組織の複素誘電率は温度依存性¹⁶⁾を有しており、同一断面で得られた2時点間の差分画像から断面の温度変化画像が得られる。当初の研究目的は、がんの温熱療法であるハイパーサーミアに必須とされる無侵襲温度モニタの実現が研究の中心課題であった¹⁷⁾。X線CTやMRなどを

用いても、同様な原理で温度変化量の断面画像が得られるが、筋肉など主要な構成要素である高含水率組織の複素誘電率温度係数が、血液のそれと同じであるため、血流変化が温度変化の影響を受けない利点があり、測定感度も非常に高いため、マイクロ波CTは優れた特性を示す¹⁷⁾。

図4は、0.3℃までの温度差が計測可能であることを示す実験例である。図4(a)のように、ボラス容器中に3本の食塩水ファントム円筒を設置し、最初、すべての温度を同一としてCT撮像を行う。次に、2本の円筒中の食塩水温度をそれぞれ $\pm 1.0^\circ\text{C}$ と $\pm 0.3^\circ\text{C}$ だけ変えて2回目の撮像を行う。実験開始前と温度変化後に取得した画像の差分を求めたのが、図4(b)、図4(c)である。計測に90分余りを要する初期の試作装置であるが、1℃の温度変化は綺麗に再構成されている。さらに、測定対象の温度維持すら容易でない長時間の間、2本のファントム温度が $\pm 0.3^\circ\text{C}$ というごく僅かな量だけ変化した場合でも、これを画像計測できることがわかる。

ハイパーサーミアでは、治療部位の組織温度を 42°C 以上に保つのが目標であり、正常体温とはかなり温度差があるので、その意味では画像計測も容易である。しかし、感度の高さを活用すれば、微少な温度変化も画像計測が可能な筈であり、代謝計測、脳活性化領域の計測¹⁰⁾などの方が研究者にとっては関心の高いテーマである。

3.1.2 生化学的変化量の計測

代謝・エネルギー反応に関わる糖や酸など、生化学的変化量の変化は組織の複素誘電率に影響を与えるため、マイ

図5 腫瘍の画像診断適用例 (口絵カラー参照)

クロ波CTで捉えることができる。この事実注目すれば、マイクロ波CTでは、代謝に関わる生体現象を画像計測できる可能性がある。以下は筆者らが具体的に試みた実例である。

(1) 早期乳がんの画像診断

報告されているがん組織の複素誘電率は、実部、虚部共に周囲の正常脂肪組織の値より高く、高含水組織のそれより僅かに低い¹⁴⁾。がん組織では、正常な高含水組織とは水分含有率等の差異やpH変化等が生じているものと推定されるが、直接的原因が何であれ、マイクロ波CTでは、 ϵ' や σ の変化から、腫瘍部位を描出できる可能性が高いとされ、事実、CP-MCTでは乳房を忠実に真似たファントム¹⁸⁾の腫瘍描出が可能である⁹⁾。

図5(a)、図5(b)は、皮膚、乳房脂肪、筋肉、腫瘍の複素誘電率を忠実に真似た高忠実度早期乳がんモデル、つまり腫瘍を含む乳房ファントム¹⁸⁾と、CP-MCTによる撮像結果の一例である。図5(b)の撮像断面は、腫瘍中心を通り胸筋に平行な断面である。組織境界で起こる散乱・回折の影響を完璧に排除することは難しく、一部にアーチファクトが観測されるが、複雑な立体形状を有する乳房中に、捉えにくい球状の腫瘍が埋め込まれているにも関わらず、腫瘍が綺麗に描出されている。このCP-MCTは、基礎研究用のブ

図6 前腕断面CPM-CTの掌屈に伴う変化
(口絵カラー参照)

ロタイプであり、RF信号処理回路を一組しか持たないため、31素子備えた受信アンテナで捉えた信号を、逐次計測する測定に1枚で4分間ほど掛かるが、コストを掛ければ同時計測が可能であり、この場合、スキャナの回転走査に掛かる10秒オーダの時間で撮像は可能である。

(2) 前腕筋活動の画像計測

表面筋の活動は筋電図によって充分観測できるが、深部筋肉 (Inner Muscle) の活動を簡単に観測する手段は見当たらない。筋の活動は、エネルギー消費を伴うから、血中の糖濃度、筋肉中に蓄えられたグリコーゲンの解糖過程、筋活動の結果生じる熱や乳酸などの生成物を捉えることで、非侵襲的に深部筋肉の活動を画像化できる可能性がある。筆者らは、CP-MCTによりこの検討を行ってきた¹²⁾。研究では、前腕筋肉を対象とし、手首を内側や外側に曲げる掌屈や背屈、および、グリップを握るグリップングの運動負荷を対象として、関連する前腕筋、とりわけ深部筋肉の画像計測可能性を実験的に検討した。表面筋の活動状態を知る比較データとして、表面筋電図とサーモカメラによる皮膚表面温の経時データを、また、深部筋肉に対しては産総研の光拡散イメージング装置により酸素代謝の経時データを取得した。

一例として図6に、掌屈時に発生した前腕断面のCP-MCT画像における濃度変化の様子を、掌屈前の画像からの差分画像として示す。赤破線で示す橈側伸筋の活性化は表面筋電図と皮膚表面温の観測結果から確認できるが、青破線で示す深部筋肉の活性化状態は、表面筋電図等からは確認できない。光拡散イメージング装置による酸素代謝画像の空間分解能も、現時点では充分とは言えないものの、青破線で示した深部筋肉の活性化状態は、この酸素代謝の結果¹⁹⁾とほぼ一致する結果を与える。定量化などの課題は残るが、筋活動評価手法としてのCP-MCTの可能性を示している。

図7 りんごのCP-MCT画像

3.2 果実糖度分布の可視化

多くの果実も生体組織同様、成分のほとんどが水であるから、両者の複素誘電率は類似した値を持ち、CP-MCTでの撮像は容易である。リンゴの横断面を撮像した例を図7に示す。クリの実等を除くと、水と糖の重量含有率はそれぞれ平均87%と11.7%になり、両者だけで98%を占め、成熟期にはそれまで貯えられていたデンプンが分解されて糖分が増加したり、有機酸の濃度が低下する変化が生じる。糖分増加により起こる複素誘電率の変化は、比誘電率の変化が中心で、導電率の変化は僅かであるが、CP-MCTであれば、その画像濃度変化から糖度情報を得ることができる。CT計測で得られる画像濃度は相対値に過ぎないが、果実中で起こる主要な変化はデンプン質から糖分への変化であるから、濃度較正により精度の高い糖度分布推定が可能となる²⁰⁾。これまで、果実内部の糖度分布を調べるには、切断した断面を近赤外光で撮影する手法しかなく、非破壊的に糖度を調べる場合は、外皮のごく浅い領域に投影された果実の平均的な糖度を、近赤外光の反射計測によって高々数点で捉えてきた。内部の糖度を分布として非破壊的に計測できる可能性を有するCP-MCTは、測定時間の短縮化が実現できれば、生産・流通段階でも有効な糖度の画像評価法となり得る。

4 む す び

マイクロ波帯電磁波の波長の長さを実効的に短縮化できる誘電率の比較的大きな生物を対象として、形態学的な変化ではなく、物理的、生化学的な変化を画像化することによって、その機能や病態を画像として捉えるマイクロ波イメージングの一手法について、筆者らの研究を簡単に紹介した。CP-MCTの技術は、用途を限れば実用化に結びつけられる段階にまで到達したと考える。実用化に当たっての課題はそれほど多くない。特許等は申請していないので、

多くの方々が実用化研究に取り組まれることを期待したい。

(2013年2月15日受付)

〔文 献〕

- 1) 佐藤源之, "広帯域レーダによる埋設物イメージング：カンボジア地雷除去への適用", 電気学論A, **132**, 1, pp.1-4 (2012)
- 2) 阪本卓也, 木寺正平, 佐藤亨, 他1名, "UWBパルスレーダによる高速立体形状推定法の実験的検討", 信学論, **J90-B**, 1, pp.63-73 (2007)
- 3) J.Ch. Bolomey, A. Izadnegahdar, L. Jofre and et al: "Microwave diffraction tomography for biomedical applications", IEEE Trans. Microwave Theory and Tech., **30**, 11, pp.1998-2000 (1982)
- 4) M. Miyakawa: "Tomographic measurement of temperature change in phantoms of the human body by chirp radar-type microwave computed tomography", Med. & Biol. Eng. And Comput., **31**, 4S, pp.S31-S36 (1993)
- 5) P.M. Meaney, K.D. Paulsen, A. Hartov and et al: "Microwave imaging for tissue assessment: Initial evaluation in multitarget tissue-equivalent phantoms", IEEE Trans. Biomed. Eng., **43**, pp.879-890 (1996)
- 6) S.Y. Semenov, A.E. Bulyshev, A.E. Souvorov and et al: "Microwave tomography: Theoretical and experimental investigation of the iteration reconstruction algorithm", IEEE Trans. Microwave Theory and Tech., **46**, 2, pp.133-141 (1998)
- 7) 宮川道夫: "生体計測用周波数掃引型ラジオメータシステム", 信学論, **J73-D-II**, 4, pp.654-660 (1990)
- 8) M. Miyakawa, H. Ikarashi, N. Ishii and et al: "Visualization of the breast tumor by the integrated use of CP-MCT and Chirp Pulse Microwave Breast Radar", 35th European Microwave Conference Proc., pp.1043-1046 (2005)
- 9) 田村睦ほか: "生体ファントムを対象としたマイクロ波CT撮像における画像改善法の研究", 電気学論C, **132**, 10, pp.1538-1546 (2012)
- 10) M. Miyakawa, K. Sugawara, M. Bertero and et al: "Computational imaging of the breast- and head-models in CP-MCT", Proc. PIERS 2002 in Cambridge, p.593 (2002)
- 11) S. Semenov, J. Kellam, P. Althausen and et al: "Microwave tomography for functional imaging of extremity soft tissues: Feasibility assessment", Physic. Med. Biol., **52**, pp.5705-5719 (2007)
- 12) M. Miyakawa, T. Yokoo, N. Ishii and et al: "Visualization of human arms and legs by CP-MCT", Proc. 38th European Microwave Conference, pp.412-415, CD-ROM (2008)
- 13) S. Semenov, J. Kellam, P. Althausen and et al: "Microwave tomography for functional imaging of extremity soft tissues: Feasibility assessment", Physic. Med. Biol., **52**, pp.5705-5719 (2007)
- 14) E.C. Fear, S.C. Hagness, P.M. Meaney and et al: "Enhancing breast tumor detection with near-field imaging", IEEE Microwave Magazine, **49**, pp.48-56 (2002)
- 15) S.C. Hagness, A. Taflove, J.E. Bridges: "Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal systems for breast cancer detection: Fixed-focus and antenna-array sensors", IEEE Trans. Biomedical Eng. **45**, pp.1470-1479 (1998)
- 16) 宮川道夫: "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", 日本ハイパーサーミア学誌, **4**, 4, pp.307-315 (1988)
- 17) M. Miyakawa, F. Bardati, D.L. Bihan and et al: "Non-Invasive Thermometry of the Human Body", M. Miyakawa and J.C. Bolomey ed., CRC Press, Boca Raton (1995)
- 18) T. Takahashi, M. Miyakawa, M. Tamura and et al: "High fidelity breast phantom and its microwave imaging by CP-MCT", Proc. Asia-Pacific Microwave Conference 2011, CD-ROM, pp.1490-1493 (2011)
- 19) 谷川ゆかりほか: "拡散光トモグラフィによるヒト前腕筋活動の評価2", 電気学論C, **132**, 3, pp.374-383 (2012)
- 20) 宮川道夫: "マイクロ波を用いた果実内糖度分布非破壊撮像の試み", 画像ラボ, **21**, 6, pp.23-30 (2010)

宮川 道夫 1977年, 北海道大学大学院博士課程修了。同年, 通産省工業技術院電子技術総合研究所(現, (独)電子技術総合研究所)入所。同所主任研究官を経て, 1991年, 新潟大学工学部教授。1995年～96年, 独・ウルム大学バイオメディカル中央研究所客員研究員。2003年～2009年, 新潟大学超域研究機構併任。2012年, 同大学退官。現在, 新潟大学名誉教授, 自然科学系フェロー。工学博士。