

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 5 月 31 日現在

機関番号：32644

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21500414

研究課題名（和文）

乳がん集束超音波治療のための脂肪組織の磁気共鳴温度分布画像化法

研究課題名（英文）

Magnetic resonance temperature imaging of fat tissue for high intensity focused ultrasound surgery of breast cancer

研究代表者 黒田 輝（KURODA KAGAYAKI）

東海大学・情報理工学部・教授

研究者番号：70205243

研究成果の概要（和文）：

乳がんの集束超音波治療の安全性・有効性を改善するため MRI（Magnetic Resonance Imaging）による脂肪組織の非侵襲温度分布画像化の開発ならびに検証実験を行なった。動物脂肪由来のメチレン基及びメチル基プロトンの T_1 は室温～60°C の温度範囲で 1.7～1.8[%/°C]及び 3.0[%/°C]の線形な温度依存性を呈することを明らかにした。これに基づいて多フリップ角法と多点 Dixon 法を用いた水・脂肪組織同時温度分布画像化を可能にした。

研究成果の概要（英文）：

Based on the temperature dependence of T_1 of methylene (CH_2) or methyl (CH_3) protons, we have proposed a temperature imaging technique using multiple flip angle, multipoint Dixon acquisitions. This technique can be combined with the water temperature imaging technique based on the proton resonance frequency (PRF) shift. Feasibility of this technique was demonstrated with phantom experiments.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009 年度	1,200,000	360,000	1,560,000
2010 年度	1,300,000	390,000	1,690,000
2011 年度	900,000	270,000	1,170,000
年度			
年度			
総計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料学

キーワード：MRI, 温度, 脂肪, 乳がん, 集束超音波, 緩和時間, 非侵襲

1. 研究開始当初の背景

女性乳房領域の腫瘍に対する機能・形態温存療法として、温熱療法が治療選択枝になっているが、皮膚にも傷跡を残さないという点で最近、集束超音波治療が特に注目を浴びている。この治療法では術前診断、（目には見えない）超音波焦点位置のターゲット部位へのガイド、治療中の組織変化のモニタ、及び治療効果の評価のために MRI を組み合わせるのが有利であり、既に MR ガイド下集束超音波治療(1)として自由診療で実施されている。一方これに先立つ形で子宮筋腫に対する

治療が薬事法で承認された。

乳房と子宮では磁気共鳴パラメータの物理特性の点から著しい差異がある。すなわち高含水組織である子宮ならびにそこに生ずる筋腫では、水の水素の原子核（以下、水プロトンと略記）の共鳴周波数の、水素結合の変化に起因する温度依存性がある(2)。この周波数の温度特性を複素磁気共鳴信号の位相変化に転写することにより温度分布が画像化できる(3)。このため子宮筋腫の治療では患部付近の温度上昇をモニタし、それに基づいて組織吸収熱量（Specific Absorption Rate,

SAR) を評価しながら治療を進めることができ、安全性と治療効果の確保が両立しうる。しかしながら乳房は高含水組織である腫瘍と乳腺の周りを脂肪組織が取り巻き、焦点付近には脂肪と高含水組織が混在する。

脂肪酸では水素結合はなく、水プロトンの場合のような共鳴周波数の温度依存性を利用することはできないため、温度モニタを行わずに治療を実施しているのが現状であり、安全性ならびに治療効果の点が問題になっている。これらの問題を根本的に解決するためには、脂肪・水混在組織の温度計測のための信頼性・実用性の高い方法・技術の確立が不可欠である。

脂肪組織において仮に脂肪信号を抑制してわずかに存在しうる水信号を捉えたとしても温度定量には至らない。それは水プロトン磁気共鳴周波数の温度係数が $-0.01\text{ppm}/\text{oC}$ と微小であり水信号の高い SN 比が要求されるからである。ゆえに脂肪に対しては他の磁気共鳴パラメータの利用が必要であり、これまでにプロトン密度(4)や縦緩和時間(5)の利用が試みられてきた。しかしこれらの先行研究では 1.5T 以下の比較的低磁場で、脂質成分を共鳴周波数別に分光検出せず、あらゆる脂質信号が積分された「脂肪信号」を観察したのみであった。

脂肪は一般に数多くの飽和・不飽和脂肪酸から成り、それぞれの脂肪酸が異なる分子形を有するためその温度依存性は互いに異なることが予想される。また磁気共鳴で観測できるのはこれらの脂肪酸そのものではなく、各脂肪酸に含まれる共通の結合様式(メチレン基、メチル基など)に由来する脂肪酸信号成分(以下、脂肪酸成分)である。生体脂肪についての、磁気共鳴分光された脂肪酸成分個々の温度依存性はこれまで全く研究例がなく、未知のものであった。

そこで予備研究として、研究代表者らは 11T の核磁気共鳴(NMR)分光器を使用してウシ摘出脂肪信号の分光ならびに各脂肪酸成分の緩和時間の温度特性の測定を試みた。その結果、脂肪酸成分は9成分程度あり、支配的な飽和脂肪酸成分であるメチレン基とメチル基の縦ならびに横緩和時間(T_1 ならびに T_2)が温度に比例すると共に、両成分における温度係数には2倍程度の差があることが分かった。

以上の背景から各脂肪酸成分の温度依存性に注目すれば、脂肪の温度定量が可能なのではないかと着想し本研究を計画した。

【以上に関する参考文献】

(1)Hynynen K, McDannold N. *Int J Hyperthermia* 2004;20(7):725-737.

(2)黒田 輝, 三木陽一郎, 堤 四郎. プロトンケミカルシフトによる無侵襲温度分布計測の検討. 医用電子と生体工学

1990;28(4):253-258.

(3)Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, Okamoto K, Suzuki Y, Kuroda K, Suzuki Y. A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift. *Magn Reson Med* 1995;34:814-823.

(4)Chen J, Daniel BL, Pauly KB. Investigation of proton density for measuring tissue temperature. *J Magn Reson Imaging* 2006;23(3):430-434.

(5)Hynynen K, McDannold N, Mulkern RV, Jolesz FA. Temperature monitoring in fat with MRI. *Magn Reson Med* 2000;43(6):901-904.

2. 研究の目的

上述の背景を踏まえて本研究では以下の点を解明・開発することを当初の目的とした。

- ・脂肪における各脂肪酸成分の磁気共鳴パラメータの温度依存性の解明
- ・特定の脂肪酸成分由来のパラメータを捉えて脂肪温度分布を画像化する方法の検討
- ・上の画像化法に高含水組織温度分布の画像化を組み合わせる方法の検討
- ・同画像化法における撮像条件の最適化
- ・ヒト乳房における脂肪酸成分の比率及びその空間分布の把握
- ・ソフトウェアを含めた、乳房に対する実用的な温度分布画像化技術の確立

3. 研究の方法

本研究では脂肪酸成分の磁気共鳴特性の解明ならびにヒト乳房における脂肪酸成分の分析及びその空間分布の解明、といった探求的研究と、特定の脂肪酸由来の磁気共鳴パラメータの分離検出及びそれに基づく温度マッピング法の創出、ならびにそれらと水プロトンの磁気共鳴周波数に基づく温度マッピング法との融合といった開発的研究の両側面があった。本計画ではこれらの研究要素を明確に区別し、各要素に必要な人員(研究協力者)を配置し研究を推進した。

(1)脂肪における各脂肪酸成分の磁気共鳴パラメータの温度依存性の解明

動物の摘出脂肪の脂肪酸成分の縦緩和時間 T_1 、横緩和時間 T_2 の温度依存性を 11T の NMR 分光器を用いて詳細に検討した。温度分布画像化を想定し SN 比の高いプロトンのメチレン基とメチル基に重点を置いた。試料は直径 5mm の試験管に入れ、分光器に内蔵されたエアーステムにより温度制御した。オリーブオイルなどの植物性油についても測定し、脂肪酸成分の比率によりこれら試料における磁気共鳴パラメータの温度依存性に差異が生じるかどうかを調べた。動物種・部位毎に複数の試料を測定し、温度依存性の有意差を検定した。なお緩和時間測定における信号標本化のタイミングを最適化するた

めの数値シミュレーションを行い、測定の妥当性を検証した。

温度依存性について一定のデータが得られた後、ある脂肪酸成分比を持つ試料における温度特性を使って、別の成分比を持つ試料の温度を推定した場合にどのような誤差（系統誤差）が生じるかを数値シミュレーションによって検討した。

(2) 水・脂肪酸成分分離ならびに特定成分のパラメータに基づく温度分布画像化法

予備実験の結果から、脂肪温度の画像化に最も有力な成分・パラメータはメチレン基 (CH_2) 由来の T_1 であると予想された。そこで脂肪酸成分と水の分離、ならびにメチレン基 T_1 に基づく温度分布画像化法を検討し、3T の全身用 MRI 装置に実装した。この方法は多点 Dixon 法と呼ばれる成分分離手法と多フリップ角法と呼ばれる T_1 の測定方法を基礎とした。データ処理はオフラインで行なった。临床上必要な目標温度分解能の仕様を $\pm 2^\circ\text{C}$ と設定し、この分解能を得るにシーケンス条件を求めると共に可能な限りの撮像時間短縮を目指した。

(3) 撮像条件の最適化

上述の (2) の撮像法における成分分離では水信号共鳴周波数の温度によるシフトを考慮する必要があり、この点がこれまでの多点 Dixon 法による成分分離と大きく異なった。そこで水周波数の温度シフトが生じて、水、メチレン、メチルを分離するに最も適した複数のエコー時間の間隔を求めるべく、計算機シミュレーションを行なった。32 × 32 ボクセルからなる均一な SPGR 画像を計算機により生成した。信号は最大振幅を 1 に規格化し、水、メチレン、メチルの 3 成分を 0.5 : 0.4 : 0.1 の比率で混合した。パルスの繰り返し時間 (TR) を 36 ms, エコー数を 6, エコー時間 TE_n を $n \times TE_0$ (n は整数) とし、 TE_0 を 0.30 ~ 1.50 ms の範囲で 0.05 ms で刻みで変えた。3T スキャナの利用を仮定し、水、メチレン、メチルの各成分の T_1 の値を 750, 300, 700 [ms] に、周波数の差を $\Delta f_{\text{H}_2\text{O}}$, $\Delta f_{\text{CH}_2} = 448$, $\Delta f_{\text{CH}_3} = 480$ Hz とした。

(4) ファントムによる撮像実験

2つの容器に入れたマヨネーズの一方をマイクロ波加温した後、室温に保ったものと共にガドリニウム水溶液に浸し、冷却過程において 3T 機にて SPGR で撮像した。FOV, 32 × 32 cm²; マトリクス, 128 × 128; SENSE 因子, 2; TR , 36 ms; TE , 1.15 ~ 18.4 ms とした。フリップ角は 20, 50, 70 deg と変えた。各フリップ角におけるデータを IDEAL 法のアルゴリズムで処理し、水、メチレン基、メチル基の各成分を分離した。メチレン基信号に対しては

3 フリップ角の画像から T_1 を求め温度画像に変換した。水画像に対しては位相変化を求め温度画像に変換した。こうして得た脂肪温度画像と水温度画像をボクセル毎の脂肪・水含有率に応じて重

み付け平均し、最終的な温度画像を得た。

(5) ヒト乳房摘出組織を用いた撮像実験

手術で摘出された乳房組織に対して、集束超音波照射下において、上述の撮像法を適用し、温度分布画像化を試みた。当研究機関を含む日本国内では実施困難であったため、この実験は Utrecht University Medical Center, Utrecht, Netherland にて、同機関内の倫理委員会の承認ならびに組織提供者のインフォームドコンセントを得た上で実施した。

4. 研究成果

(1) 脂肪における各脂肪酸成分の磁気共鳴パラメータの温度依存性の解明

ウシ脂肪から得た典型的な磁気共鳴スペクトルを図 1 に示す。ウシならびにブタ脂肪由来のメチレン基及びメチル基プロトンの 11T における T_1 及び T_2 は、図 2 に示すように共に室温 ~ 60°C の温度範囲において温度に対して線形に変化した。表 1 及び 2 に示すようにメチレン基及びメチル基の T_1 は 1.7 ~ 1.8 [%/°C] 及び 3.0 [%/°C] の温度依存性を呈した。同様に T_2 の温度依存性は 4.0 ~ 5.2 [%/°C] 及び 3.3 ~ 5.7 [%/°C] であった。

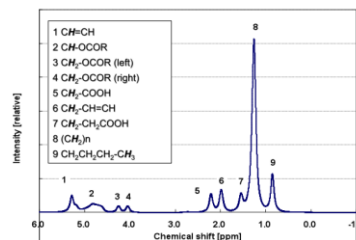


Fig. 1 Typical spectra from a bovine fat sample at 11T.

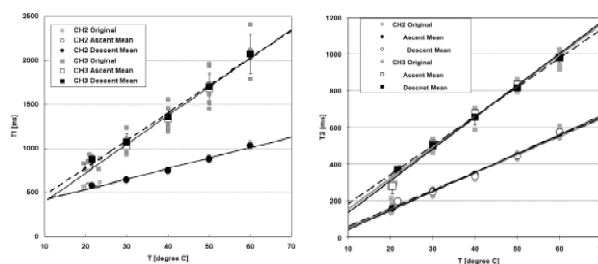


Fig. 2 (a) Relationships between the T_1 's of methylene (CH_2) and methyl (CH_3) signals in bovine fat samples in vitro. The means and the range of standard deviations for ascending and descending plots are shown with the original scatter plots. The standard deviations for the room temperatures are also shown. Temperature coefficients of these plots are in Table 1. (b) Relationships between the T_2 's of methylene (CH_2) and methyl (CH_3) signals in the same samples.

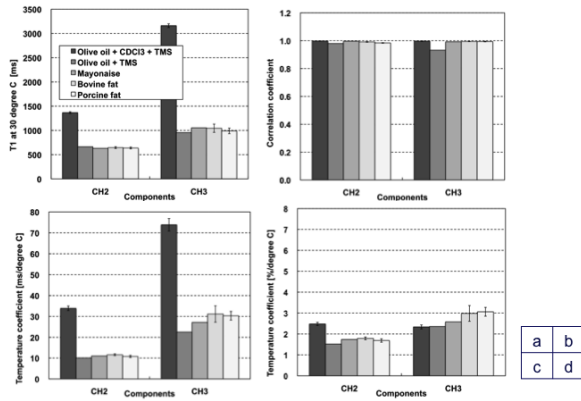


Fig. 3 T_1 properties in various samples. The T_1 values at 30 °C (a), correlation coefficients between T_1 and temperature (b), temperature coefficients (c), and the temperature coefficients relative to the T_1 values shown in (a) are demonstrated.

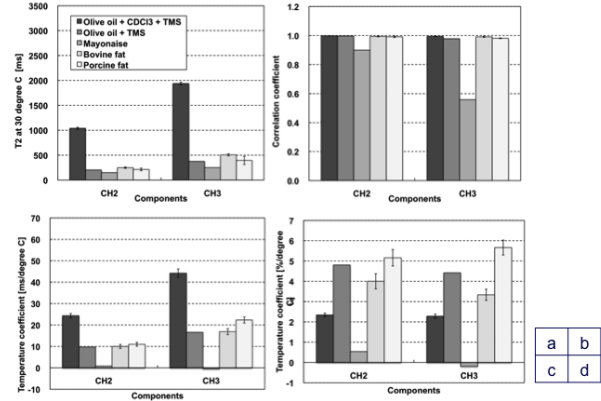


Fig. 4 T_1 properties in various samples. The meanings of the graphs are similar to those in Fig. 3.

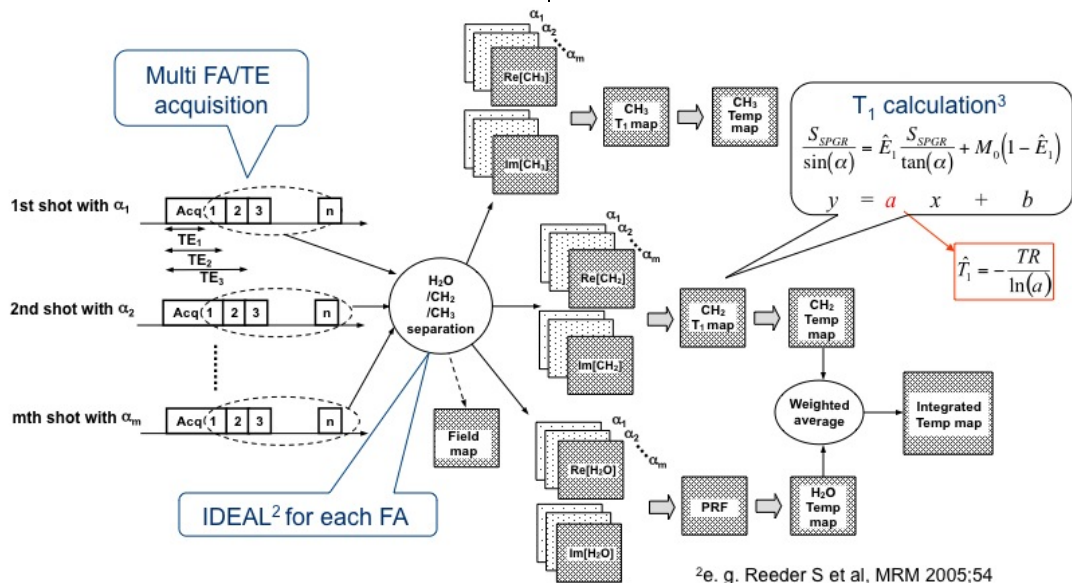
Table 1 Temperature dependence of T_1 of CH_2 and CH_3 protons

	CH_2				CH_3			
	at 30 °C [ms]	Temp coef		Correlation coef	at 30 °C [ms]	Temp coef		Correlation coef
		[ms/°C]	[%/°C]			[ms/°C]	[%/°C]	
Olive oil + CDCl_3 + TMS	1366.5 ± 18.5	33.9 ± 1.06	2.48 ± 0.08	0.997 ± 0.001	3160.6 ± 38.2	73.9 ± 3.01	2.34 ± 0.10	0.997 ± 0.002
Olive oil + TMS	663.2	10.06	1.52	0.980	955.6	22.52	2.36	0.932
Mayonaise	630.4	10.96	1.74	0.996	1053.0	27.15	2.58	0.992
Bovine fat	645.6 ± 18.9	11.6 ± 0.42	1.79 ± 0.07	0.991 ± 0.002	1045.0 ± 85.3	31.2 ± 3.92	2.98 ± 0.38	0.994 ± 0.001
Porcine fat	637.6 ± 17.2	10.7 ± 0.53	1.69 ± 0.08	0.984 ± 0.002	990.4 ± 57.7	30.3 ± 2.08	3.06 ± 0.21	0.994 ± 0.002

Table 2 Temperature dependence of T_2 of CH_2 and CH_3 protons

	CH_2				CH_3			
	at 30 °C [ms]	Temp coef		Correlation coef	at 30 °C [ms]	Temp coef		Correlation coef
		[ms/°C]	[%/°C]			[ms/°C]	[%/°C]	
Olive oil + CDCl_3 + TMS	1039.5 ± 21.0	24.4 ± 0.95	2.34 ± 0.09	0.998 ± 0.001	1937.9 ± 26.7	44.2 ± 1.97	2.28 ± 0.10	0.995 ± 0.003
Olive oil + TMS	202.8	9.74	4.80	0.997	375.4	16.58	4.42	0.978
Mayonaise*	150.1	0.81	0.54	0.900	251.7	-0.47	-0.19	0.559
Bovine fat	249.7 ± 13.7	9.99 ± 0.93	4.00 ± 0.37	0.994 ± 0.003	506.9 ± 21.1	16.9 ± 1.39	3.33 ± 0.28	0.991 ± 0.004
Porcine fat	212.9 ± 26.7	11.0 ± 0.87	5.16 ± 0.41	0.991 ± 0.005	394.5 ± 81.5	22.3 ± 1.45	5.66 ± 0.37	0.981 ± 0.002

*The data contains significant error induced by the susceptibility



²e. g. Reeder S et al, MRM 2005;54

³e. g. Deoni SCL et al, MRM 2003;49

Fig. 5 Schematic diagram of the integrated water/fat temperature imaging technique. Fat temperature imaging is based on T_1 of CH_2 and/or CH_3 obtained by multipoint Dixon and multiple flip angle acquisitions, while water temperature imaging is based on the water proton resonance frequency change.

(2) 水・脂肪酸成分分離ならびに特定成分のパラメータに基づく温度分布画像化法

T_2 は T_1 よりも測定のス/N比が低いことも考慮して、温度パラメータとして両基の T_1 を選択し、これを用いた温度分布画像化法として、多フリップ角法と多点 Dixon 法を用いた脂肪酸成分の T_1 による方法を開発した。研究開始当初は、複数の繰り返し時間によって T_1 を求める方法を想定したが、撮像時間の短縮を目指して多フリップ角法とした開発手法を図 5 に示す。

この撮像法では脂肪酸由来のみでなく水由来の複素信号も同時に得られることから、水プロトンの磁気共鳴周波数を求めてこれも温度に換算することにより、脂肪・水両方の温度分布を同時に得て、融合するに至った。業績欄のように同技術を PTC 国際出願した。

(3) 撮像条件の最適化

数値シミュレーションの結果からの抜粋として、エコー間隔 TE_0 が 1.00ms と 1.15ms の場合の比較を図 6 に示す。同図 (a) においては水信号の共鳴周波数の温度シフトによって、 T_1 の測定値が、真値から大きく逸脱し、温度誤差が大きいことがわかる。これに対し 1.15ms に設定した場合には体温付近における T_1 の誤差が、温度誤差換算で 2°C 以内に収まることが分かった。すなわちエコー時間を最適化することにより、水信号のシフトがあっても、脂肪温度を所望の誤差仕様の範囲に抑制できることがわかった。

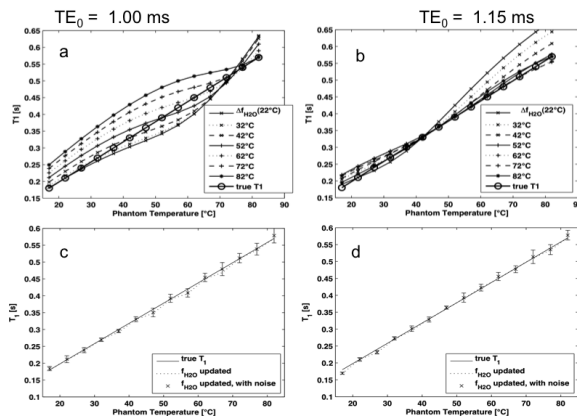


Fig. 6 T_1 , CH_2 estimation results with passive optimization for $TE_0 = 1.00$ ms (a) and $TE_0 = 1.15$ ms (b), for five different $\Delta f_{H_2O}(T_a)$ (Eq. [8]) settings. With active optimization for $TE_0 = 1.00$ ms (c) and $TE_0 = 1.15$ ms (d) the $\Delta f_{H_2O}(T_a)$ was updated for every 10°C temperature elevation from 22°C . The lines show results without noise, the markers the mean results of 10 trials with noise and the error bars the deviation among these trials.

(4) ファントムによる撮像実験

図 7 には脂肪と水混在領域(マヨネーズ内)ならびに水のみ領域(ガドリニウム水溶液)に対して、提案手法を適用して求めた、定量的温度画像を示す。本画像のデータ収集

時間は 4s/image で、乳がんの集束超音波治療のモニタとして実用的なレベルであった。さらに水脂肪が混在するボクセルにおいてはメチレン基の共鳴周波数(温度に依存しない)を内部参照として水共鳴周波数を測定することもできた。

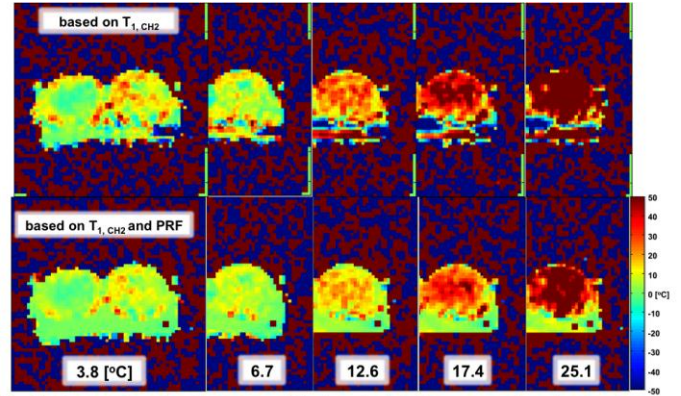


Fig. 7 Temperature elevation maps of the breast-mimicking mayonnaise phantom based on T_1 of CH_2 (upper row) and both T_1 of CH_2 and PRF of water (bottom row). Numbers on the labels show the temperature elevation values measured by the optical thermometer.

(5) ヒト乳房摘出組織を用いた撮像実験

以上の成果を踏まえて、患者から摘出された乳房組織を利用して、超音波照射下においてデータを収集するに至り、現在データ解析を続けている。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 5 件)

(1) Kokuryo D, Kumamoto E, Takao Y, S Fuji, Kaihara T, K Kuroda. Evaluation of a Vessel-Tracking-based Technique for Dynamic Targeting in Human Liver. *Magn Reson Med* 2012;67(1):156-163.

(2) Kuroda K, Iwabuchi T, Obara M, Honda M, Saito K, Imai Y. Temperature Dependence of Relaxation Times in Fatty Acid Proton Components. *Magn Reson Med Sci* 2011;10(3):177-183.

(3) 黒田 輝, 比留川英彦, 岩渕 拓, 坂井朋範, 齊藤健介, 松尾俊佑, 細川理志, 増 貴之. 研究紹介: 磁気共鳴画像化法による生体情報可視化研究における最近のトピックス. *東海大学情報理工学部紀要* 2010;10(2):17-22.

(4) 黒田 輝. 集束超音波治療と MR 温度分布画像化の動向. *Rad Fan* 2009;7(9):42-45.

(5) 黒田 輝, 大屋 萌, 市原雅博, 及川裕貴, 刀川竜一, 比留川英彦, 相澤慎治, 岩渕 拓, 齊藤健介, 坂井朋範. 研究紹介: 磁気共鳴画像化法による生体情報の可視化. *東海大学情報理工学部紀要* 2009;9(1):21-26.

[学会発表] (計 14 件)

(国際会議)

- (1) Kuroda K, Takano Y, Obara M, Baron P, Lam MK, Bartels WL, Masatoshi H, Y Imai. Proton Density Ratio Consideration in Optimizing Image Processing in Fat-Water Thermometry using Methylene T1 and Water Resonance Frequency. Proc 20 th Annual Meeting Intl Soc Mag Reson Med, Montreal 2012;20:1562.
- (2) Kuroda K, Lam MK, Iwabuchi T, Obara M, Honda M, Saito K, Baron P, Bartels WL, Y Imai. Feasibility of Temperature Imaging of Fat and Water based on Methylene T1 and Water Proton Resonance Frequency. Proc19th Annual Meeting Intl Soc Mag Reson Med, Montreal. 2011;19:528.
- (3) Kuroda K. Medical device and technique development performed in international medical device alliance in Kobe. Proc The 1st International Symposium of the Daegu-Gyeongbuk Medical Innovation Foundation, DGMIF2011. 2011 2011/10/27;1:Sesseion 2.
- (4) Lam MK, Iwabuchi T, Saito K, Kuroda K. Effect of Water Resonance Thermal Shift on Methylene T1 Estimation with Multiple Flip Angle Multipoint Dixon Technique for Fat Temperature Imaging. Proc Joint Annual Meeting, ISMRM-ESMRMB. 2010 05/2010:p. 4128.
- (5) Kuroda K, Iwabuchi T, Lam MK, Saito K, Honda M, Imai Y. Magnetic Resonance Thermometry: Fat Temperature Imaging with T1 of Fatty Acid Species using Multiple Flip Angle Multipoint Dixon Acquisitions. Therma Medicine , Proc The 5th Asian Congress of Hyperthermia Oncology (ACHO) and The 27th Japanese Congress of Thermal Medicine (JCTM). 2010;26(Supplement):p. 64.
- (6) Kuroda K, Iwabuchi T, Lam MK, Obara M, Honda M, Saito K, Imai Y. Fat Temperature Imaging with T1 of Fatty Acid Species Using Multiple Flip Angle Multipoint Dixon Acquisitions. Proc Joint Annual Meeting, ISMRM-ESMRMB. 2010 05/2010:p. 1818.
- (7) Iwabuchi T, Lam MK, Saito K, Obara M, Honda M, Imai Y, Kuroda K. Fat temperature imaging with T1 of fatty acid species obtained by multiple flip angle, multipoint Dixon magnetic resonance acquisition. Proc The 3rd Biomedical Engineering International Conference. 2010:p. 34.
- (8) Kuroda K, Obara M, Van Caueren M, Honda M, Y Imai. Temperature dependence of relaxation times in individual fatty acid components and its consideration for MR thermometry of adipose tissues. Proc 17th Annual Meeting ISMRM, Honolulu. 2009:p. 2533.

(国内会議)

- (9) 黒田 輝, Lam MK, 高野 優太, 本田 真俊, 小原 真, 堀江朋彦, 今井 裕. 水脂肪混在部位のためのメチレン基 T₁ と水共鳴周波数を用いた温度分布画像化法. 日本磁気共鳴医学会雑誌. 2011 2011/9/30;31 Suppl:p. 296.
- (10) 黒田 輝. 温度の本質と非侵襲温度計測技術の展望. Thermal Medicine. 2011 2011/9/10;27 Suppl:p. 38.
- (11) 齊藤健介, 岩渕 拓, Mie Kee Lam, 小原 真, 今井 裕, 本田真俊, 黒田 輝. 多フリップ角法と多点 Dixon 法を用いた脂肪酸成分の T1 による脂肪温度分布の画像化. 日本磁気共鳴医学会雑誌. 2010;30 Suppl:p. 200.
- (12) 黒田 輝, 熊本悦子, 高尾好江, 國領大輔, 岩渕 拓, 齊藤健介, 今井 裕. MRI による非侵襲温度分布画像計測法の高度化. 日本ハイパーサーミア学会第 26 回大会, Thermal Medicine. 2009 2009 年 9 月 11 日;25(Supplement):p. 43.
- (13) 黒田 輝. 体内温度イメージングの現状と未来. (独)放射線医学総合研究所 第4回分子イメージング研究センターシンポジウム: 生体イメージングの未来. 2009 11/27/2009:15-9. 23.
- (14) 岩渕 拓, 小原 真, 齊藤 健介, ヴァンカウテレン マルク, 今井 裕, 本田 真俊, 今井 裕, 黒田 輝. 脂質成分の緩和時間の温度依存性を用いた脂肪温度分布の画像化. 日本磁気共鳴医学会雑誌. 2009;29(Supplement):p. 223.

[産業財産権]

○出願状況 (計 1 件)

名称: 組織の温度分布計測方法および温度分布画像化法

発明者: 黒田 輝

権利者: 東海大学

種類: 特許 (PCT 出願)

番号: PCT/JP2010/066909,

出願年月日: 2010 年 9 月 29 日

国内外の別: 国際

6. 研究組織

(1)研究代表者

黒田 輝 (Kuroda Kagayaki)

東海大学・情報理工学部・教授

研究者番号: 70205243

(2)研究分担者

今井 裕 (Imai Yutaka)

東海大学・医学部・教授

研究者番号: 70138113