

CIGS イメージセンサを用いた静脈血管の可視化に関する研究

村山 嘉延、 酒谷 薫

日大工・電気電子

1. 序論

近赤外光は生体に対する透過性が高いことから、血管・血流のイメージングへの応用することで、静脈注射時の血管の可視化、酸素飽和量の可視化、透析に用いる内シャント形成後の血流検査、心臓手術におけるバイパス形成後の血流確認などが実現できると期待されている^[1]。しかしながら、近赤外光の画像取得において従来の CCD/CMOS カメラでは十分な受光感度が得られずに、血流の可視化までは実現できていない。

一方で、ローム株式会社は、Cu（銅）、In（インジウム）、Se（セレン）、Ga（ガリウム）の化合物から構成された CIGS を用いて、CIGS イメージセンサを開発した。CIGS イメージセンサは従来の Si（シリコン）と比較して可視光～近赤外光領域までの広帯域で有意に高い感度を有しており、静脈や血流が可視化できるのではないかと期待されている^[2]。

そこで本研究では、CIGS イメージセンサを用いて、前腕静脈部位が鮮明に可視化できるかどうか研究した。まず、波長毎に静脈および近傍皮膚組織部位の輝度値の比から輝度比を算出し、簡易的なスペクトル計測を行った。次に、異なる 2 波長で得られた画像から静脈の画像強調処理する手法について検討したので、結果を報告する。

2. 近赤外波長と静脈対皮膚輝度比の関係

2.1 実験方法

本実験では、近赤外分光装置などの高価な装置を用いて吸光度を測定する代わりに、静脈部位と静脈近傍の皮膚組織部位との輝度比を算出して簡易的なスペクトルを計測する手法を提案する。

図 1 に、CIGS イメージセンサを用いた撮影の様子を示す。ハロゲン光源を用いて前腕部位を照

射し、反射光を、光学フィルタ（エドモンド製；770nm, 780nm, 810nm, 830nm, 950nm, 1064nm, 1100nm の 7 種類）を通して CIGS イメージセンサ（ローム製）で撮影した。

CIGS イメージセンサのピント調整は、 $\lambda=770\text{nm}$ 撮影時に焦点が合うように、撮像距離とレンズフォーカスを調整し、以降一定とした。露出調整は、絞りを一定とし、露光時間を 16.6msec ($\lambda=770\text{nm}\sim 830\text{nm}$)、41.0msec ($\lambda=950\text{nm}$ から 1100nm) の 2 段階に調節した。ハロゲン光源から CIGS イメージセンサに直接入射される光、および被写体以外からの反射光は、それぞれ遮光板および黒体放射板（被写体の下に敷く）を用いて除去した。

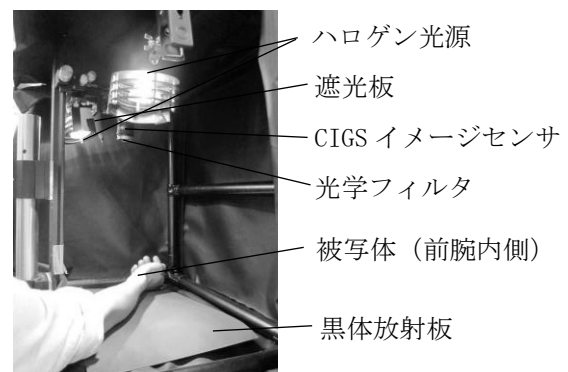


図 1. CIGS イメージセンサを用いた撮影の様子

被写体には、年齢 22～23 歳の男性 3 名 (A, B, C) の前腕内側を用いた。7 種類のフィルタ毎に 10 回撮影 (60fps) し、パーソナルコンピュータに保存した。撮像した画像から、静脈部位を含む ROI (サイズ 100×100) を抽出した。撮影した 10 枚の画像を平均し、CIGS イメージセンサの暗電流ノイズと、拍動による輝度の変化を低減した。CIGS イメージセンサの素子間感度誤差は、メディアンフィルタ (5×5) をかけて除去した。

静脈対皮膚輝度比の算出方法を以下に記す。前

述処理した画像から、血管部位(1点)と血管近傍部位(2点)の輝度値を測定し、式(1)を用いて輝度比を算出した。同様の輝度値を離れた10箇所から測定し、平均して光源のばらつきによる誤差を無くした。

$$\text{輝度比} = \frac{\text{静脈部位}}{\text{静脈近傍部位}} \dots\dots\dots (1)$$

2.2 実験結果

図2に、各フィルタ波長別に撮影した画像から、輝度値の平均が一定になるようにノーマライズした画像を示す。フィルタの波長が長くなるに伴い、950nmより長い波長では、CIGSセンサの受光感度が下がるために2.5倍長い時間露出しているため画像が粗くなり、加えて焦点距離が僅かに変化するために、静脈がぼやけて写っている様子が見てとれる。

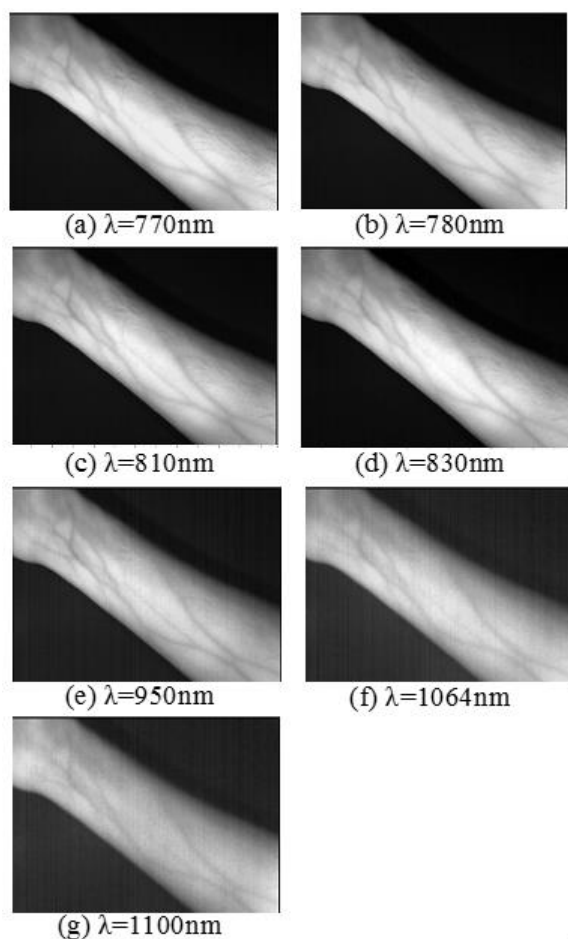


図2. 撮影画像

各被験者に対して、波長毎に測定した輝度比の

平均値を表1にまとめ、図3にグラフ表示した。全ての被験者通して、 $\lambda=770, 1064\text{nm}$ でほぼ同じ値を示し、 $\lambda=830\text{nm}$ で谷底となる凹型の特性が得られた。すなわち、 $\lambda=830\text{nm}$ において、最も静脈部位がコントラスト高く観察できる。

表1. 各波長に対する被験者毎輝度比

λ 波長 (nm)	被験者		
	A	B	C
770	0.937 ± 0.013	0.936 ± 0.013	0.952 ± 0.010
780	0.936 ± 0.017	0.924 ± 0.001	0.942 ± 0.012
810	0.911 ± 0.008	0.904 ± 0.017	0.931 ± 0.008
830	0.887 ± 0.012	0.872 ± 0.016	0.907 ± 0.012
950	0.916 ± 0.013	0.909 ± 0.018	0.936 ± 0.011
1064	0.947 ± 0.011	0.932 ± 0.008	0.942 ± 0.010
1100	0.949 ± 0.011	0.947 ± 0.013	0.969 ± 0.026

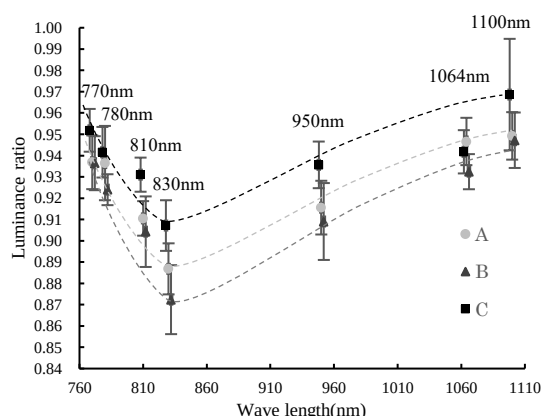


図3. 波長に対する輝度比 (被験者3名)

3. 画像演算による静脈血管の強調

3.1 実験方法

前節にて、 $\lambda=830\text{nm}$ を用いて最もコントラスト高く静脈が観察できる結果を得たが、本節では、さらに静脈を強調して画像表示する演算方法について検討する。

もっともコントラストが高かった $\lambda=830\text{nm}$ 、およびコントラストが低い輝度が高くピント調整されている $\lambda=770\text{nm}$ の2画像を用いて、差分を画像に強調表示させる方法を選択した。両波長の輝度比を算出した元データ(静脈部位と近傍の皮膚部位の輝度値)、および強調表示のための演

算のスキーム図を図 4 に示す。 $\lambda=770\text{nm}$ における輝度値を x , $\lambda=830\text{nm}$ における輝度値を y とする。 $\lambda=770\text{nm}$ における輝度値 x は、静脈部位で 2899, 皮膚部位で 3095 であった。 $\lambda=830\text{nm}$ においては、それぞれ 2640, 2980 であった。 まず、皮膚部位の輝度値が揃うように $\lambda=770\text{nm}$ の輝度値を 0.963 倍する。 ($0.963 \times x$)。 次に、 $\lambda=830\text{nm}$ の輝度値との差分を算出 ($0.963 \times x - y$) 算出した差分を、さらに $\lambda=830\text{nm}$ の値から引く ($y - (0.963 \times x - y)$) ことで、より静脈部位が強調された画像を得る。

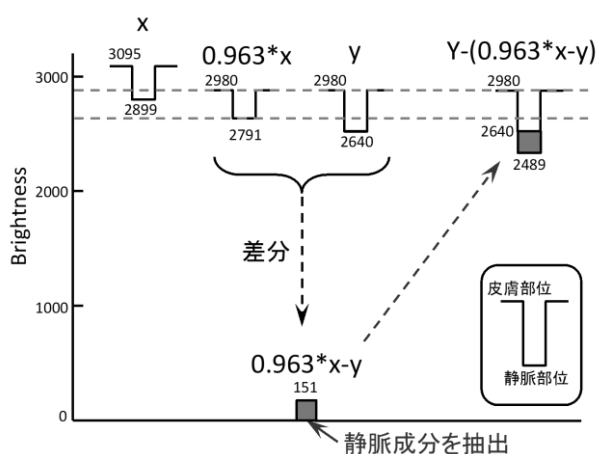


図 4. 画像演算のスキーム

3.2 実験結果

画像演算により静脈を強調した画像を図 5 に示す。図を見て分かるように、 $\lambda=830\text{nm}$ の撮影画像よりも、静脈血管が強調された。

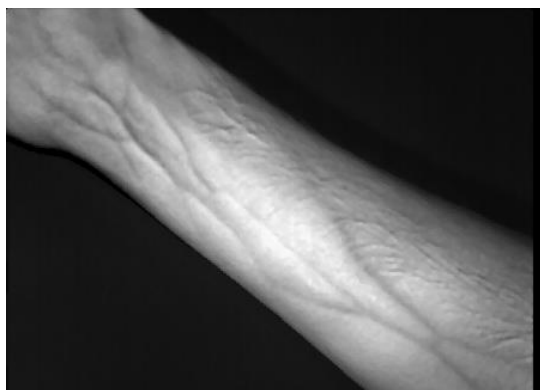


図 5. 画像演算処理後の画像

4. まとめ

CIGS イメージセンサを用いて、ヒトの前腕内側部の静脈血管の撮影を行い、近赤外波長別に、静脈部位と静脈近傍の皮膚組織部位の輝度比を算出し、簡易的なスペクトルを計測した。輝度比が最も低い $\lambda=830\text{nm}$ と輝度と輝度比が高い $\lambda=770\text{nm}$ の撮影画像を用いて、画像演算によって、静脈血管の強調を行った。

CIGS イメージセンサを用いて各フィルタの波長別に撮影を行った結果、波長が長くなるに伴い、撮影画像の輝度が低下した。よって、輝度の高い撮影画像は静脈血管が見え易いことがわかった。輝度比を用いて、スペクトルを計測した結果、 $\lambda=830\text{nm}$ で最も輝度比が低いことから、静脈部位と静脈近傍の皮膚組織部位の輝度値の差が大きく、視覚によって静脈部位と皮膚組織部位の区別が可能だと考えた。

画像演算による静脈血管の強調化は、輝度と輝度比が高い $\lambda=770\text{nm}$ と輝度比が最も低い $\lambda=830\text{nm}$ の輝度値の差を増加させて静脈血管が視覚的に強調されることがわかった。

以上のことから、CIGS イメージセンサを用いて画像演算を行うことで、ヒト静脈血管の可視化の可能性が示めされた。

参考文献

- [1] 飛澤 直哉, 浪田 健, 加藤 裕次, 可視光と近赤外光による血管透視象同時観察システムの開発, 電子情報通信学会, pp. 147-152, 2011
- [2] Vladimir P. Zharov, Scott Ferguson, John F. Eidt, Paul, C. Howard, Louis M. Fink and Milton Waner, Infrared imaging of subcutaneous veins, Lasers, Surg. Med, vol34, no. 1, pp56-61, Jan. 2004.
- [3] 上村 健二, 橋本 賢介, 伊藤 ひとみ, カメラシステムにおける複合ぼやけ補正手法の検討, 映像情報メディア学会誌, Vol62, No. 11, pp. 1-7, 2008

新しいマイクロ波アンテナを用いた乳「癌」治療

鋤野 秀三 道山 哲幸
日大工・電気電子

1. まえがき

現在，癌の主な治療法(手術，投薬，放射線照射)は格段の進歩を遂げているが，その根治は一部を除いて困難である。

ところで，癌細胞は熱に弱く，42℃以上で死滅することが知られている．したがって，たくさんの癌温熱療法が研究されている．その1つとして，マイクロ波エネルギーを用いる短時間(数分)治療法は有力である[1]．しかし，従来のアンテナの加温分布は細長く，球状に近い初期の癌患部のみを選択的に加温できない欠点があった．そのため，アンテナ改良の研究開発が盛んであるが，それらは主に口腔部用である[2]．筆者らは先に臓器内用として，針先端部に工夫を施し，かつチョークを埋込んだ新しい同軸スロットアンテナを提案し，肝臓癌への有効性を明らかにしてきた[3]～[5]．

外国においては，乳癌に対するマイクロ波治療法の臨床研究が低侵襲の特長のみならず乳房温存の観点から盛んである[6]，[7]．しかし，日本における研究は皆無である．

本報告では，提案したチョーク埋込み型マイクロ波同軸スロットアンテナを用いた乳癌治療の可能性を考察している[8]，[9]．

2. 本 論

提案のチョーク埋込み型同軸スロットアンテナの構造(中心縦(z-x)断面)を，図1に示す．ただし，(a)は全体，(b)はチョーク部を表し，針部は銅-セラミック(比誘電率 $\epsilon_1=9.8$)の2層構造，内外導体間はテフロン(比誘電率 $\epsilon_2=2.1$)である．スロット幅をW，チョークの長さ調整長をそれぞれLとlで表す．計算には，CST MW-Studio(電磁界解析;有限積分法，熱解析;差分法)を用いた．計算領域とその分割セル数はそれぞれ $x \times y \times z=40\text{mm} \times 40\text{mm} \times 60\text{mm}$ と約50万である．電磁界の集中するアンテナ部位(先端やスロット端)のセルを小さく，かつ密にとった．本法によるアンテナの電磁界解析精度は，一般に良く用いられるFDTD(時間領域差分)法と同程度であることを確認している[10]．

乳房内組織は主に脂肪と乳腺のため，使用周波数 $f=2.45\text{GHz}$ におけるそれらの平均の比誘電率と導電率を $\epsilon_3=15.8$ と $\sigma_3=0.451\text{S/m}$ ，癌部のそれらを $\epsilon_4=53.4$ と $\sigma_4=1.84\text{S/m}$ とおいた．また，それらとアンテナ材料の熱定数(密度 ρ ，比熱 c ，熱伝導率 κ ，代謝熱A)を，表1に示す

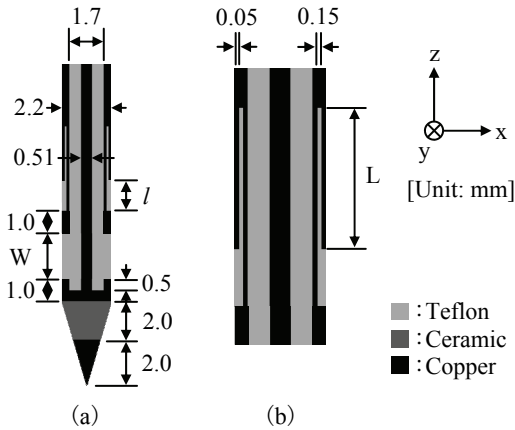


図1 提案のチョーク埋込み型アンテナの構造(中心縦断面)；(a)全体，(b)チョーク部

表1 アンテナ材料と乳房(と癌)の熱定数

	ρ [kg/m ³]	c [J/kg·K]	κ [W/m·K]	A [W/m ³]
Copper	8930	0.39	401	-
Teflon	2200	1.0	0.2	-
Ceramic	3800	0.88	25	-
Breast	1069	2279	0.306	350
Tumor	1182	3049	0.496	5500

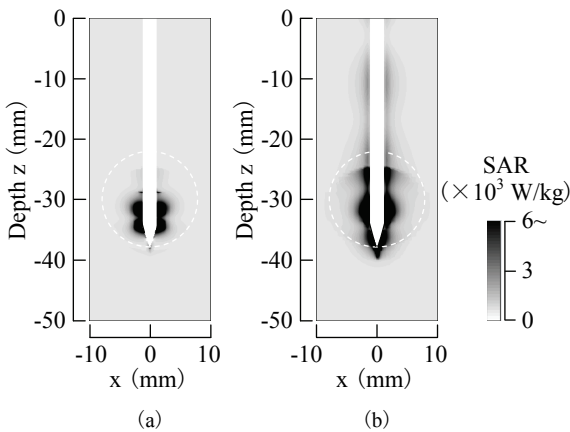


図2 乳房内のSAR分布(W=2mm，○：癌部)；チョーク：(a)有，(b)無， $f=2.45\text{GHz}$ ， $P=20\text{W}$

[11]. 今回の解析では、血流による冷却効果は考慮しない。

刺入アンテナ ($W=2\text{mm}$) による中心縦 (z - x) 断面における乳房内のSAR(比吸収率)分布を、図2に示す。ただし、(a)と(b)はそれぞれチョーク ($L=18\text{mm}$, $l=3\text{mm}$) 有[4]と比較用の無(針部:全銅)の場合を表し、 $\odot$ (直径:16mm)印は癌部(中心:表面から30mm), 入力電力 $P=20\text{W}$ である。提案のアンテナの同軸方向SARは従来のアンテナのそれに比べて抑制されていることがわかる。

定量的に見積もるため、アンテナ中心から $x=2\text{mm}$ の z 軸上のSAR特性を、図3に示す。ただし、実線と点線はそれぞれチョーク有と無の場合を表す。提案のアンテナのSARは癌部近傍 ($z=-28\sim-36\text{mm}$) に集中している。

短時間治療の目安として、患部は 60°C 以上と考える[1]。

図4は、図2に対応する乳房内の加温分布を示す。ただし、(a)と(b)はそれぞれ図2と同じようにチョーク有[3]と比較用の無の場合を表し、加温時間 $t=120\text{s}$, 乳房温度 $T_b=37^\circ\text{C}$, 外気温度 $T_a=37^\circ\text{C}$, 空気の熱伝達率 $h=50\text{W/m}^2\cdot\text{K}$ [12]である。提案のアンテナは従来のそれに比べて癌部のみを選択的に加温(黒色 $\sim 60^\circ\text{C}$ 以上)し、特に給電側同軸方向への加温を抑制している。

詳細に考察するため、図3に対応する乳房内の加温特性を、図5に示す。ただし、実線と点線はそれぞれ図3と同じようにチョーク有と無の場合を表す。 $T=60^\circ\text{C}$ のとき、従来のアンテナに対する提案のアンテナの軸方向加温は40%ほど抑えられことがわかる。

3. むすび

先に提案したマイクロ波同軸スロットアンテナを用いて、乳癌の加温特性を数値解析した。その結果、軸方向の加温が従来のアンテナのそれよりも著しく抑制され、本アンテナは乳癌治療に優れていることを明らかにした。

今後は、解剖学的乳房モデルによる解析とファントム実験を行う予定である。

【文献】

- [1] C. Brace: IEEE Pulse, pp.28-38, Sept./Oct. 2011.
- [2] K. Saito *et al.*: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.8, pp. 3443-3449, Aug. 2006.
- [3] 若木 他: 信学ソ大(エレクトロニクス), C-2-95, Sept. 2013.
- [4] 若木 他: 信学総大(通信), B-1-168, Mar. 2014.
- [5] 若木 他: 電学東北支部連大, 1E01, Aug. 2014.
- [6] S. van Esser *et al.*: World J. Surg., vol.31, pp.2284-2292, 2007.
- [7] R. Shama *et al.*: Surg. Oncol. Clin. N. Am., vol.20, pp.317-339, Apr. 2011.
- [8] 若木 他: 信学ソ大(エレクトロニクス), B-1-89, Sept. 2014.
- [9] 若木 他: 信学総大(通信), B-1-127, Mar. 2015.

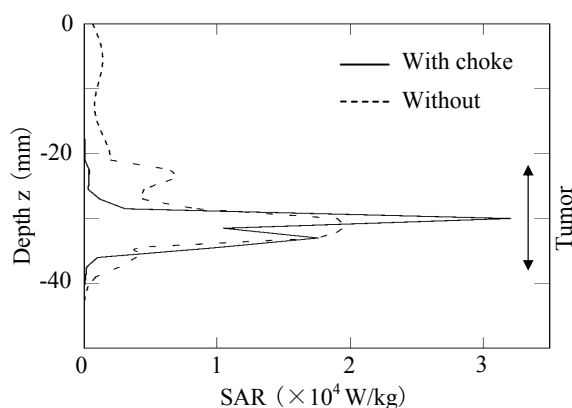


図3 乳房内のSAR特性 ($W=2\text{mm}$, $x=2\text{mm}$); $f=2.45\text{GHz}$, $P=20\text{W}$

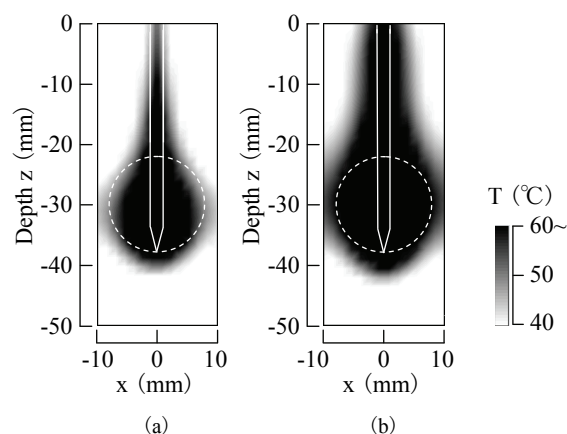


図4 乳房内の加温分布 ($W=2\text{mm}$, $t=120\text{s}$, $\odot$:癌部); チョーク: (a) 有, (b) 無, $f=2.45\text{GHz}$, $P=20\text{W}$

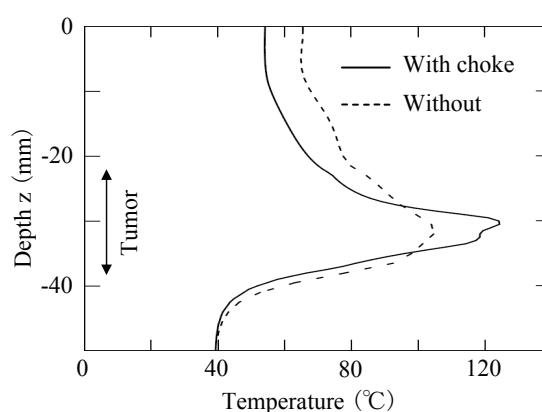


図5 乳房内の加温特性 ($W=2\text{mm}$, $t=120\text{s}$, $x=2\text{mm}$); $f=2.45\text{GHz}$, $P=20\text{W}$

- [10] 若木 他: 電学東北支部連大, 1D01, Aug. 2013.
- [11] M. Converse *et al.*: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.5, pp.2169-2180, May 2006.
- [12] K. Saito *et al.*: IEICE Trans. Electron., vol.E86-C, pp.2482-2487, Dec. 2003.

Active aging を支援する人に優しい診断治療機器の開発 ー生体計測用テラヘルツ波分光イメージングシステムの開発ー

四方 潤一
日大工・電気電子

【緒論】

光波・マイクロ波の中間周波数帯にあるテラヘルツ波（THz 波）は、最近注目を集めつつある未開拓の電磁波である。THz 波は、生体に無害な低エネルギーの電磁波であるが、生体分子の識別能力をもち、特異な物質透過性をも有する。近年、THz 波を用いた DNA や癌組織等のラベルフリー検出等[1,2]の応用研究が報告され始めている。

我々は THz 波技術研究の黎明期より、レーザ・フォトリソ技術を用いた THz 波発生・検出とその制御に関する研究開発を行ってきた[3-7]。本プロジェクトでは人に優しい THz 波技術の医工学応用を目的として、先端のテラヘルツ光学と高度なエレクトロニクスを融合し、生体分光・イメージング機能を備えた小型・高性能の新しい診断治療機器の研究開発に挑む。

初年度である本年度は、顕微鏡・内視鏡応用にも適したフレキシブルな光ファイバ接続型で小型・省電力の連続 THz 波光源である UTC-PD（Uni-Traveling Carrier Photodiode [8]）に着目し、発生した THz 波の高感度検出を検討した。その結果、0.1～1.5THz 領域のテラヘルツ波発生・検出に成功し、THz 波イメージングの第一歩となる THz 波ビームプロファイルの計測に成功した。また、高輝度のパルス動作 THz 波光源については、従来の THz 波出力制約の要因を解明し、テーブルトップ型 THz 波光源で世界最高レベルの THz 波出力（ピーク出力> 50kW）に成功した [9-11]。

【連続テラヘルツ波発生の光学実験系】

図 1 に本研究で用いた THz 波光源と光学実験系の概要を示す。励起光源である UTC-PD ドライバは、1.5 μm 帯で広帯域に波長可変な DFB LD#1（12ch の集積型 DFB 半導体レーザ）と波長固定の半導体レーザ DFB LD#2 を内蔵している。これらの 1.5 μm 帯レーザ光を合波し、光増幅器（EDFA）を通して増幅し、高出力の 1.5 μm 帯 2 波長光を得る。これを UTC-PD に入力すると、2 波長光の差周波の周波数成分をもつ連続 THz 波が発生する。

本年度は、小型簡便な常温動作の焦電型検出器を用いて微弱な連続 THz 波を高感度に検出するため、熱雑音の少ない電子的な強度変調を用いて THz 波のロックイン検出を行った（図 1）。その際、可変減衰器（VOA）に外部変調信号を入力して強度変調された 2 波長光を UTC-PD に入力し、THz 波に強度変調を与えた。また、UTC-PD からの THz 波出力に混じる 1.5 μm 帯 2 波長光をカットするため光学フィルタを挿入し、THz 波成分をレンズ集光して焦電型検出器に入射した。

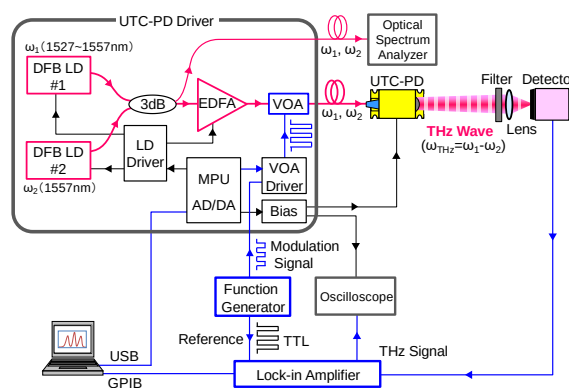


図 1 連続 THz 波光源と光学実験系

【1.5 μm 帯 2 波長励起光源の動作特性】

まず励起光源である UTC-PD ドライバの光出力特性を調べた。図 2 は光スペクトラムアナライザを用いて 1.5 μm 帯 2 波長光のスペクトルを測定したものであり、所望の周波数間隔 0.1~2THz の掃引を確認した。また、外部変調信号 (0~1V の矩形波) を入力した際の時間波形を InGaAs フォトダイオードにより観測した結果が図 3 である。これより消光比約-17dB が得られ、所望の光変調動作を確認した。

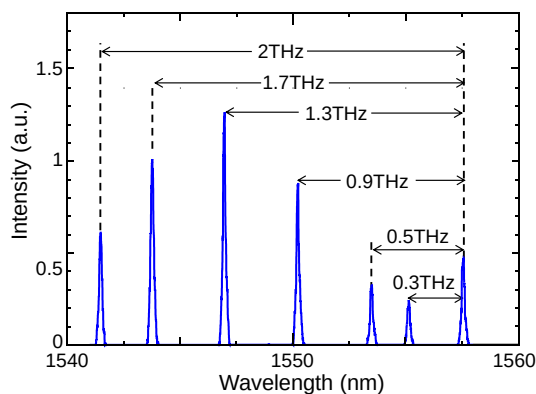


図 2 1.5 μm 帯 2 波長励起光のスペクトル

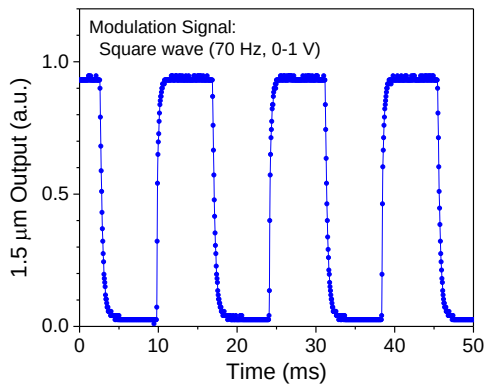


図 3 1.5 μm 帯 2 波長励起光の強度変調

【UTC-PD の動作特性】

強度変調した 1.5 μm 帯 2 波長光の入力に対する THz 波 (0.3THz) の出力特性を図 4 に示す。光入力を増加させると THz 波出力は光パワーの 2 乗に近い増加を示し、光入力が増加すると THz 波出力が飽和し始めることが分かった。そこで光入力を 12.5mW に固定し、THz 波の周波数

(=2 波長光の周波数間隔) を掃引した際の THz 波出力を図 5 に示す。これより、0.1~1.5THz の周波数領域において THz 波の検出に成功した。その際、UTC-PD からの THz 波出力は、0.3THz 付近において最大出力となることが分かった。

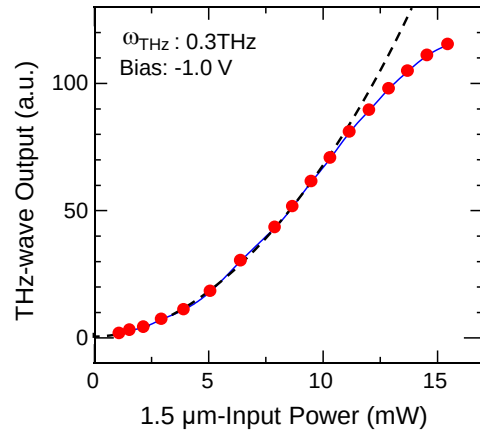


図 4 励起光入力-THz 波出力特性

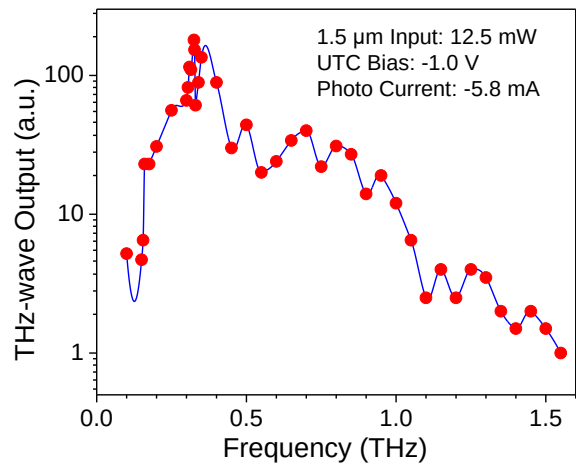


図 5 THz 波出力の周波数特性

さらに、THz 波イメージングの第一歩として、ナイフエッジ法による THz 波ビームプロファイルの自動計測を行った。実験では UTC-PD から出力される THz 波ビームの光軸に垂直にナイフエッジを設置し、その位置を 1 軸ステージで制御しつつ、ロックインアンプの出力を測定した。そこで得られた THz 波の積分強度を空間微分して得たビームプロファイルの例 (伝搬距離 100mm における横方向の THz 波強度分布) が図 6 である。これより、基礎となる 1 次元 THz 波イメー

ジングを達成できた。

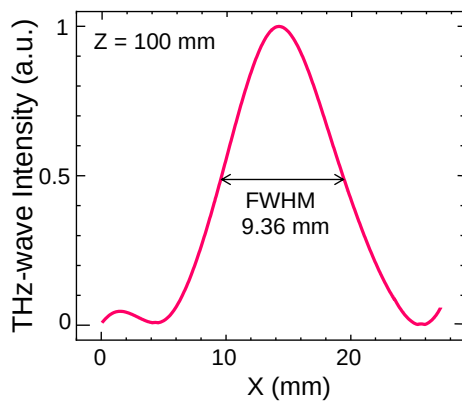


図 6 THz 波のビームプロファイル測定例

【パルス動作テラヘルツ波光源の高出力化】

一方、これまでから研究を進めてきたパルスレーザ励起の THz 光源である THz 波パラメトリック発生器 (TPG) [3-7]は、パルス動作ながら高輝度な THz 波を出力するため、THz カメラ等を用いて高速なシングルショット THz イメージングに適している。そこで本年度は、この TPG の高出力化についても検討した。

まず、これまで用いてきたナノ秒パルス動作の Nd:YAG レーザ (パルス幅 10~25ns) にて非線形光学結晶 (LiNbO_3 もしくは MgO:LiNbO_3) をこれまで用いてきたパワーレベル (ピーク出力 1MW 程度) で励起すると、結晶内にブリルアン散乱を励起を引き起こし、レーザ光が逆戻りして THz 波出力を制約することを見出した[9-11]。

そこで、ブリルアン散乱の問題の解決法として、結晶内の音響フォノン寿命 (約 1.5ns) より短いパルス幅の励起レーザ (Nd:YAG マイクロチップレーザ、パルス幅 420ps) を使用し、光注入型の光学実験系 (図 7) にて THz 波の出力特性を検討した。その結果、従来の 1~100W (ピークパワー) 程度の THz 波出力から飛躍的な出力向上が観測され、図 8 に示すように最大で 50kW (ピークパワー) 以上を達成し、0.7~3THz の広帯域な周波数可変域が得られた[9-11]。この TPG システ

ムはテーブルトップの小型 THz 波光源ながら、大規模施設である自由電子レーザ (ピーク出力~2kW) をも凌駕する世界最高レベルの THz 波出力が得られた。

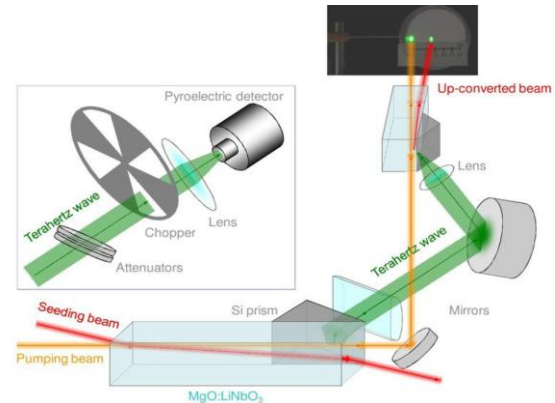


図 7 パルス動作 TPG の光学実験系

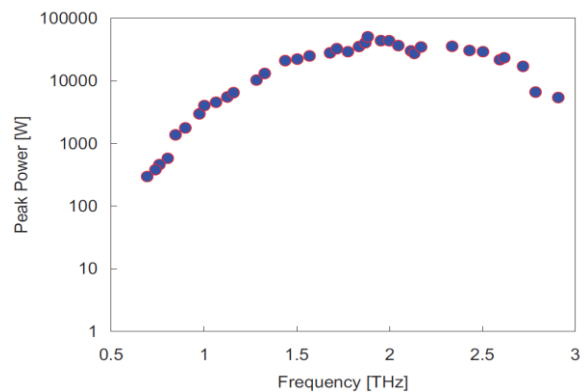


図 8 THz 波出力の周波数特性

【結論】

本年度は、常温検出器を用いて小型・省電力の UTC-PD からの連続 THz 波の検出に成功し、THz 波のビームプロファイル測定を行った。また、パルス動作 THz 波光源の大幅な出力向上を達成した。今後、本光源を用いて小型・移動可能な THz 波分光・イメージングシステムの構築を行い、生体材料等への応用展開をめざす。

参考文献

- [1] M. Brucherseifer, M. Nagel, P. Haring Bolivar, H. Kurz, A. Bosserhoff, and R. Büttner, Appl. Phys.

Lett. **77**, 4049 (2000).

- [2] P. Knobloch, C. Schildknecht, T. Kleine-Ostmann, M. Koch, S. Hoffmann, M. Hofmann, E. Rehberg, M. Sperlings, K. Donhuijsen, G. Hein, and K. Pierz, Phys. Med. Biol. **47**, 3875 (2002).
- [3] J. Shikata, M. Sato, T. Taniuchi, H. Ito, and K. Kawase, Opt. Lett. **24**, 202 (1999).
- [4] J. Shikata, K. Kawase, K. Karino, T. Taniuchi, and H. Ito, IEEE Trans. Microwave Theory Tech. **48**, 653 (2000).
- [5] J. Shikata, K. Kawase, and H. Ito, Electron. Commun. Jpn.: Part 2 **86**, 52 (2003).
- [6] K. Ishihara, K. Ohashi, T. Ikari, H. Minamide, H. Yokoyama, J. Shikata, H. Ito, Appl. Phys. Lett. **89**, 201120 (2006).
- [7] H. Minamide, S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, and K. Kawase, J. Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves **35**, 25 (2013).
- [8] T. Ishibashi, S. Kodama, N. Shimizu, and T. Furuta, Jpn. J. Appl. Phys. **36**, 6263(1997).
- [9] S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, K. Kawase, and H. Minamide, Scientific Reports **4**, 5045 (2014).
- [10] 四方潤一,平成 26 年度応用物理学会テラヘルツ電磁波技術研究会若手研究者サマースクール(招待講演), 木更津(2014).
- [11] 四方潤一, IEEE MTT-S Kansai Chapter ワークショップ(招待講演), 豊中(2014).

膝 OA 早期診断支援システムの開発に関する 膝可動時の発信をキャッチするセンサの開発と性能評価 (加速度計を対照としたインパクト加振試験と擬似凹凸の摺動試験)

長尾 光雄¹⁾, 横田 理¹⁾, (紺野 慎一²⁾, キム ヨンホ³⁾)

¹⁾日大工・機械, (²⁾福島医大・整形, ³⁾延世大・バ・付・功)

1. 結論

変形性膝関節症(KOA と略記; Knee Osteoarthritis)とは進行性の疾患であるため, 痛みを感じ始めた頃には症状が進行している. 早期に KOA の診察ができれば, QOL の維持や健康寿命の延伸に役立つものと考えている. この KOA の進行と軟骨のすり減りや下骨摩滅の情報が診療に活かされている. そこで, どこでも簡単に膝関節表皮から非侵襲でこれらの情報が計測できる骨関節音響センサ(BJAS と略記; Bone-Joint Acoustic Sensor)¹⁾を試作開発している.

これまで確認した性能試験は, 硬軟から構成した伝達系のインパクト加振試験, また軟骨下骨の表面が摩滅して凹凸(おうつ)状態を想定した擬似試料より, 位置情報の精度を調べた²⁾. これらの対照には加速度計(AM と略記; Accelerometer)を用いた.

ここでは, これまでに分かった BJAS の信号応答特性に関連した性能試験について報告する.

2. BJAS

BJAS の概要図と写真を Fig.1 に示す. 信号の計測は接着面中央のプローブ先端が被験者の表皮に押し付けられ, その反対側にはユニモルフ型変換素子を配置した. Fig.1 は外径 26 mm, 高さ 9.2 mm, 質量 5.8 g の試作品である.

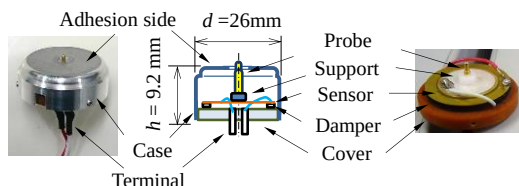


Fig.1 Outline of BJAS.

3. インパクト加振試験

3.1 概要 BJAS で計測した信号には, BJAS の周波数応答特性が深く関わるため, この調査は重要である. この調査には Fig.2 に示す伝達系を構成したインパクト加振試験により実施した. Fig.3 には Fig.2 の伝達系構成要素と記号を表す. 入力信号 $x(t)$ は硬質試験体 T_1 (SUS 系金属盤, $\square 150 \times t 10$ mm) の定点にインパルスハンマにより与える加振力(記号; A)

である. この入力信号は T_1 および軟質試験体 T_2 (豚足表皮, $\square 35 \times t 3 \sim 4$ mm) を伝播して, 加速度計(1 軸型, 記号; B)と BJAS(記号; C)に伝播する. これを出力信号 $y(t)$ として計測する.

3.2 対照と応答関数 C の周波数応答特性は B を対照として, その類似度から検討する. 伝達系の構成は Fig.3 から A- T_1 系と A- T_1 - T_2 系であり, これらの入出力信号の特性はクロススペクトル密度関数 $P_{xy}(f)$, 周波数応答関数 $H_{xy}(f)$, およびコヒーレンス関数 $\gamma_{xy}^2(f)$ にて類似度を検討した.

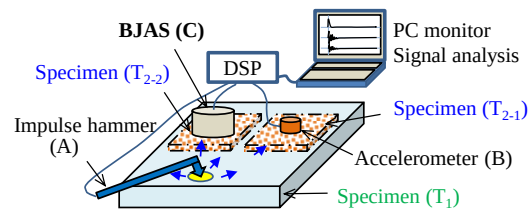


Fig.2 Impact vibration test of the BJAS.

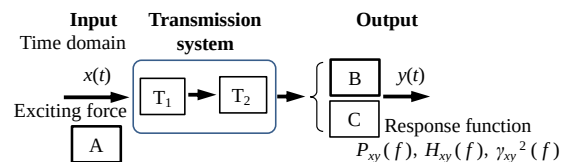


Fig.3 Components of the signal transmission and measuring system.

3.3 結果と類似度の検討

(1) A- T_1 伝達系の類似度 Fig.4 左縦軸は $x(t)$ のパワースペクトル $P_{AA}(f)$, A- T_1 -B 系と A- T_1 -C 系の $H_{xy}(f)$, および右縦軸には各系の $\gamma_{xy}^2(f)$ を現す. $f_1=2148$ Hz (矢印) は系の 1 次の共振周波数である. $H_{xy}(f)$ の破線「0」より「プラス側」は出力信号が大きく, 「マイナス側」は出力が小さいことを表している. $P_{AA}(f)$ が減衰している(破線丸印)横軸 f に応じて $H_{xy}(f)$ も減衰しており入出力の相関は強いが, A- T_1 -C 系では $f > 7$ kHz の減衰が大きい. また, A- T_1 -C 系の $\gamma_{AC}^2(f)_{T1}$ では $f < 1.5$ kHz (網掛け)と 11~12 kHz でも相関が悪い.

(2) A- T_2 伝達系の類似度 Fig.5 の両縦軸は先の Fig.4 と同じであり, 豚表皮 T_2 が追加された A- T_1 - T_2 -B 系と A- T_1 - T_2 -C 系である. $H_{xy}(f)$ は Fig.4 と

比べて「マイナス側」にシフトしており、特に A-T₁-T₂-C 系の $H_{AC}(f)_{T_{2-1}}$ では $f > 6\text{kHz}$ の応答感度が悪い
 ため、 $\gamma_{AC}^2(f)_{T_{2-1}}$ も悪い。これらより BJAS の周波数
 応答特性は対照とした AM と比べて劣る。この伝達
 系 T₂ は、高周波数領域の信号振幅を減衰させること
 が分かる。

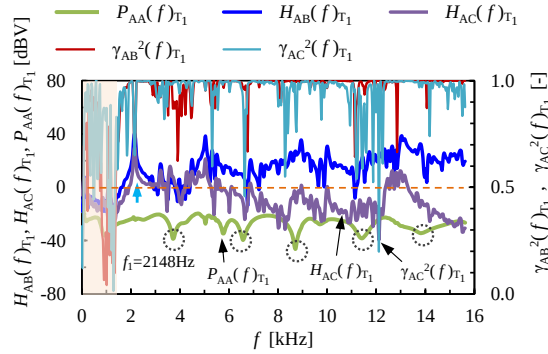


Fig.4 Similarity ratio of B and C in transduction system A→T₁.

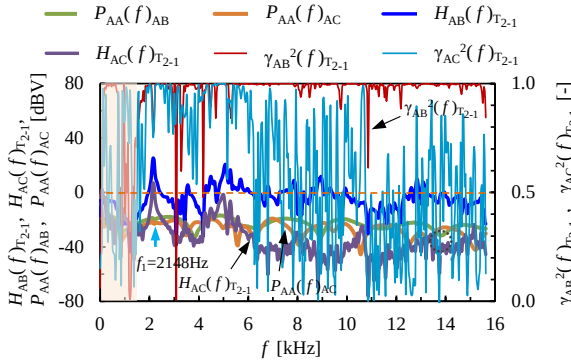


Fig.5 Similarity ratio of B and C in transduction system A→T₂₋₁.

4. 膝関節屈伸試験

4.1 概要 試験に同意を得た被験者 6 名の AM
 と BJAS の結果には大差がないため、その代表例を
 示す。被験者は年齢 22 歳、男性、身長 186 cm、体
 重 60 kg(BMI:17.0)、痩せ形で継続した運動歴はない。
 計測は右脛骨外側顆約 1 cm 下方辺りの比較的平ら
 な所に B と C を接着し、さらに屈伸角度は大腿骨と
 脛骨側面にゴニオメーターを付けて計測した。Fig.6
 は座位からの自動と荷重屈伸の写真である。屈伸角
 度はそれぞれ 90 deg と 103 deg、屈伸回数は 4 回、
 各動作間には約 2 秒の静止時間を設定した。ここ
 でも対照は AM として BJAS の優位性を調べた。

4.2 屈伸の信号 Fig.7 には自動屈伸(Fig.6 (a)) 4
 回繰返した時間軸の AM と BJAS の信号振幅 Y と角
 度 θ (右縦軸上部)を表す。初めの網掛け部分は静止
 時を強調するために付した。AM の 2 本の破線は静
 止時で 15 nm/s²、可動時ではこれが 2 倍の 30 nm/s²
 になった線である。BJAS では静止時の信号は確認
 できないが可動時の発信は明瞭に表れている。

これらの短時間フーリエ変換(STFT)したスペクト

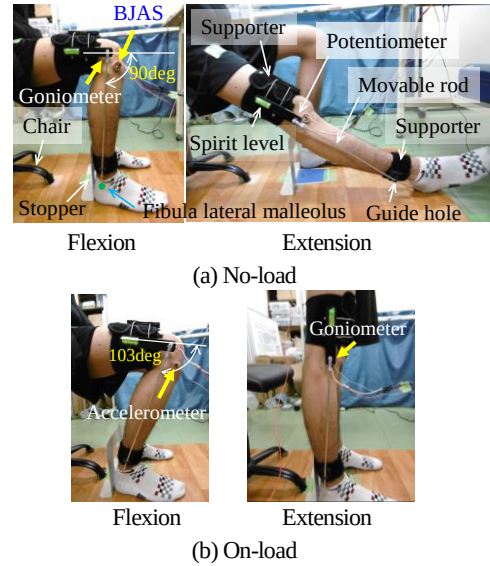


Fig.6 Flexion-extension motion of right knee from the sitting position.

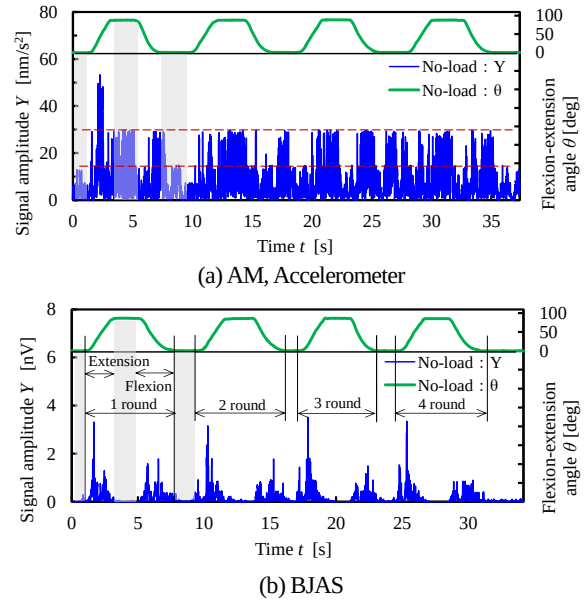


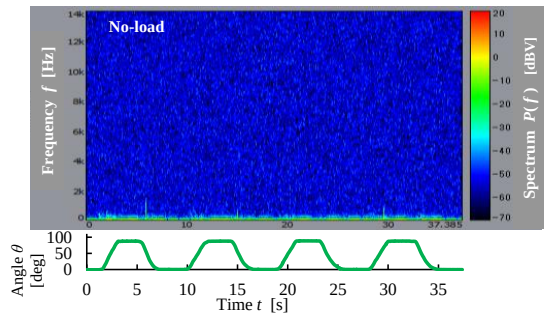
Fig.7 No-load at 4 times the signal amplitude.

ログラムを Fig.8 に示す。横軸は時間 t 、左縦軸には
 周波数 f で 0~14 kHz、その下方には屈伸角度 θ 、右
 縦軸の $P(f)$ は信号強度を表すカラーバーである。
 Fig.7 と合わせて見れば、AM の信号振幅は $f < 0.5\text{kHz}$
 が主であるのに対して、BJAS では伸展時に大きな
 振幅が繰返されておりこれが図中矢印で示す屈曲動
 作の所で表れ、12 kHz まで到達している。図中の 10
 kHz は外部からのノイズ信号である。

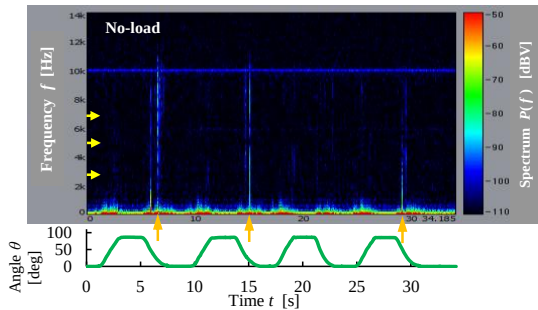
4.3 信号の数値化 Fig.4 と Fig.5 を参照して AM
 と BJAS の優位性を確かめるために、次の数値化を
 試みた。 f を 0.5, 1.5, 3.5, および 8.0 kHz 近傍の信
 号振幅(図(b)の左縦軸矢印)が、定常的(これを閾値と
 して)な振幅より大きい信号の数をカウントして、こ
 れらの数の大小で判別した。その結果が Fig.9 であ

る。AM の f が 0.5 kHz 近傍においてカウント数 25 であるがそれ以外は大きな信号がなく、BJAS では f ごとの数が多い。ここでは示していないが荷重屈伸では、Fig.7~Fig.9 の信号振幅は約 2 倍以上にはなるが、AM のカウント数は自動と同程度であるのに対して BJAS の数は 2~7 倍に増加していた。荷重屈伸でも AM より BJAS は優位である。

ここで AM と BJAS の信号伝播機構について、Fig.7~Fig.9 から検討する。これらは表皮に接触する形態の違いと推測する。AM はその平面部を接着するため表皮の振動とは相関が高く、静止時でも膝関節の微動に反応するが、内部から伝播する信号には反応していない。これに対して BJAS は尖った先端を表皮に押込む機構のため、内部からの信号には AM より応答感度が優れていると考える。



(a) Accelerometer, AM



(b) BJAS

Fig.8 Spectrogram of the STFS for Fig.7.

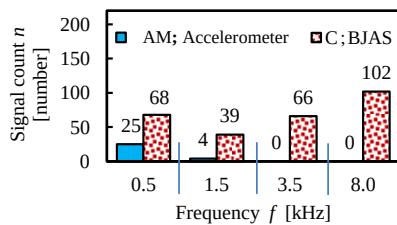


Fig.9 Comparison of the number of the signal counts in Fig.8.

5. 凹凸信号の精度

5.1 試料の概要 Fig.9 でカウントした数が大股脛骨関節の摺動面の摩擦により凹凸が発生し、その段差の大きさが関与すると推定した。Fig.10 はこれを模倣的に現した試料である。これは、四角型の空洞が付いた厚さ 4 mm のプラスチック製の板(62 mm

と 59 mm)を長手方向に貼り合わせた全長 121 mm である。中央が板の厚さ方向の断面(上下の支えが縦柱)、上下には板の平面方向からの写真である。摺動する面の移動距離を $\ell=100$ mm として、その範囲に入る凸面として扱う縦柱の数は、左側から番号(図中○印)を付して 1~22 存在する。縦柱の間を凹面として、この面の弾性定数が「A(13 N/mm) > B(10 N/mm)」のため、凹面を押付けた際の段差は「A<B」となる。試験では、凸部間隔の寸法精度、段差の大小と信号強度との関係性について、AM を対照に調べた。

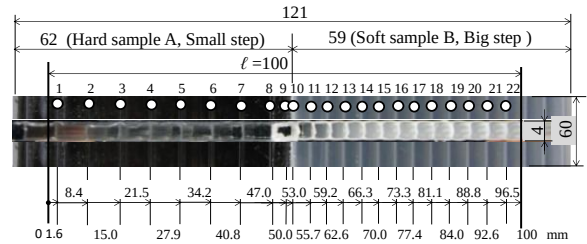


Fig.10 Irregularity of the sample, and its position, photograph.

5.2 試験装置の概要 Fig.10 の試料上面を往復摺動する装置が Fig.11 である。これの A 部詳細が Fig.12, 可動条件を Table1 に示す。試料に乗せて摺動させる凸部分の材料は POM, その寸法は半径 1 mm の円弧上で幅が 40 mm, 質量 W は約 3.6 N, AM と BJAS はその上部に接着, 摺動部の位置決め精度は 0.01 mm, 往復回数は Fig.7 と同じ 4 往復である。

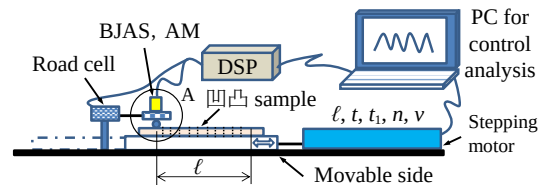


Fig.11 Component of the to-and-fro slide test equipment.

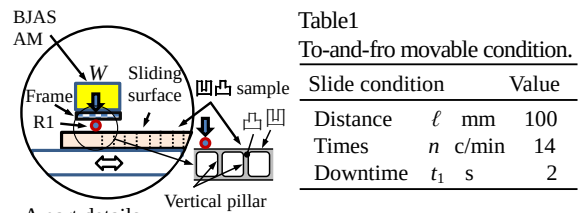


Fig.12 Details of the slide part and samples.

Table1

To-and-fro movable condition.

Slide condition	Value
Distance ℓ mm	100
Times n c/min	14
Downtime t_1 s	2

5.3 結果と検討 往復回数 4 往復の移動距離, 速度, および荷重の計測値が Fig.13 である。解析例は図中網掛けした 2 往復目の往路を対象として, AM と BJAS の精度算出方法を具体的に示す。Fig.14 と Fig.15 は $\ell=100$ mm を移動する時間 $t=0\sim 2.28$ s を切り取った STFT のスペクトログラムである。上部は計測した時系列信号振幅, 下部は Fig.10 の断面写真を配置する。発信は試料の凸(縦柱)ごと(白色丸印)

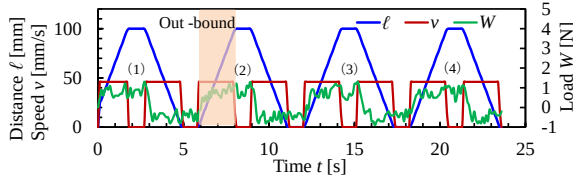


Fig.13 Record of the test operation. (Data of 4 to-and-fro)

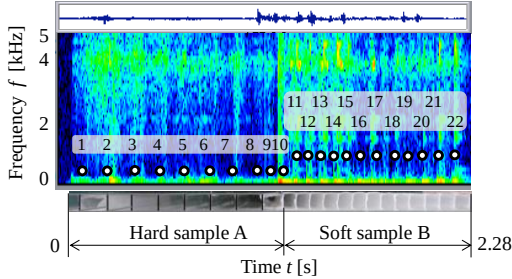


Fig.14 STFT-spectrogram of the AM out-bound.

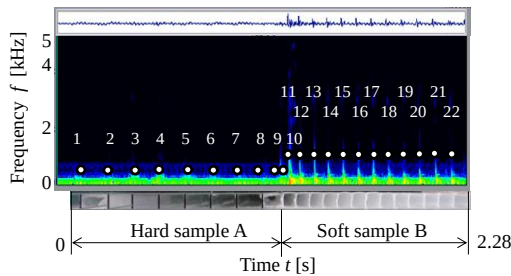


Fig.15 STFT-spectrogram of the BJAS out-bound.

に強く、その数も 1~22 まで数えられる。凹凸段差の大小 $A < B$ と信号強度の大小 $A < B$ は関連することも確認できる。発信時間 t_0 の読み取りの明瞭さは BJAS が優位である。

次に、移動距離 $l=100$ mm を時間 $t=2.28$ s で摺動するため、凸部 22 ヶ所の発信時間 t_0 が分かる。Fig.16 と Fig.17 は、 l を関節角度 $\theta=90$ deg に相当させて、発信位置相当角度 θ (左縦軸、横軸は t_0 である)。 θ_1 (図中○印)は算出値、実測値 θ_2 (図中◇印)はスペクトログラムから求め、その回帰直線も示す。これの差 $\Delta\theta=\theta_1-\theta_2$ (右縦軸、図中△印)とこの回帰直線、および平均値 $\Delta\theta_{ave}$ も示す。AM と BJAS の $\Delta\theta_{ave}$ は、-2.7 deg と -1.0 deg であった。この差は、ステッピングモーターの動き始めと終わりに外部へ出力する信号の応答時間が 0.07 秒実働より早く送信していたことが分かり、これを補正した後の差 $\Delta\theta'=\theta_1'-\theta_2'$ (図中□印)とこの回帰直線、および平均値 $\Delta\theta'_{ave}$ も示す。その結果から、AM は -2.7 deg から 0.5 deg, BJAS では -1.0 deg から 1.7 deg になった。この中には、Fig.14 と Fig.15 に示す発信時間 t_0 の目視精度も含まれている。Fig.13 の 2~4 往復すべての $\Delta\theta_{ave}$ と $\Delta\theta'_{ave}$ の絶対値の平均値は、AM は 3.1 deg と 2.3 deg, BJAS では 2.3 deg と 1.4 deg であった。

なお、AM の Fig.8(a)屈伸では Fig.14 で見られる摺

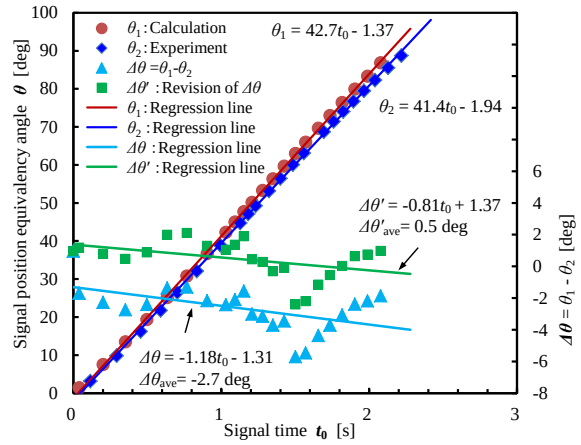


Fig.16 Signal position equivalency angle of AM.

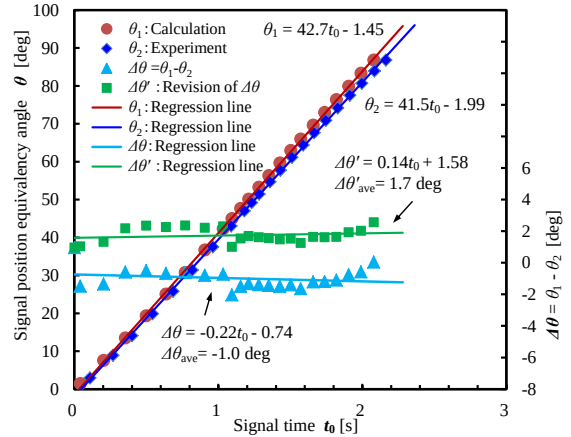


Fig.17 Signal position equivalency angle of BJAS.

動信号は計測されていない。これらより BJAS の感度と周波数特性は AM と比べて優位である。

6. 結論

BJAS の信号応答特性について AM を対照とした試験から次の点が示される。

- (1) 膝関節屈伸時において、AM は 0.5 kHz 以下の信号のため不安定さの計測には優位である。BJAS では 1.0~12.0 kHz の計測が優位なため、双方の特長を活かせる計測方法を提案する。
- (2) 摺動面の擬似凹凸分布から発信位置相当角度の精度は、AM で ± 2.3 deg, BJAS では ± 1.4 deg である。段差の大小による信号強度の大小には正の相関を認めた。
- (3) BJAS で計測した膝関節からの信号について、発信源の特定とメカニズムについて解明する。

文献

- 1) 日本大学：生体音響センサ及び生体音響センサを用いた診断システム, WO2011/096419.
- 2) 長尾, 横田, 他 2 名：骨関節音響センサ開発の基礎研究, 日本機械学会東北支部第 50 期総会・講演会, (2015) No.2015-1, pp.165/166.
- 3) Nagao, Yokota et al., Frequency Response in Bone Joint Acoustic Sensor Development, Int. Jour. Tech. & Health Care, (2015 掲載予定)

尿失禁防止弁の開発

遠藤 拓, 山口 脩

日大工・電気

【緒論】

尿道括約筋の機能が低下し、尿失禁を起こしてしまう原因として加齢や事故が挙げられる。本研究では尿失禁のような尿道の機能低下から、さらに重症である完全に機能しなくなった場合の双方に対応できる人工の尿道用括約筋の開発を目的としている。これまでの研究で様々な形式の尿道用人工括約筋を開発してきた。しかし、これらの人工括約筋は尿道の一部から力を加え、尿を止めておく形式であったため、血流障害を起こす可能性があるという問題であった。そこで、尿道を周方向から力を加えられるように改良したものを新しく考案し、試作・動作確認実験を行ったので報告する。

【新しい人工括約筋の動作原理】

今回考案した新しい人工括約筋の動作を簡単に説明する。対面する2つの磁石が回転することによって、ワイヤーが伸縮し、尿道を巻き付ける部分を連結させることにより、尿道の開閉を行う。この新しい人工括約筋を『対面磁石回転式連結シート型人工括約筋』と名付けた。この人工括約筋は大きく2つの部分に分けることができる。まずは、尿道の周囲に巻き付け周方向から尿道に力を加え、尿を止めておく、その力を弱めることによって尿道の緩和を行う「連結シート部分」である。2つ目はシート部分を連結させるためのワイヤーを伸縮させるための動力部分となる「対面磁石回転型動力部」である。

まず始めに対面磁石回転型動力部から説明する。図1に対面磁石回転型動力部の模式図を示す。小型の円柱形磁石が対面で配置されており、磁石が回転できるようになっている。この回転軸にはワイヤーが取り付けられており、ここで回転運動をワイヤーの伸縮運動に変換している。体外から大き

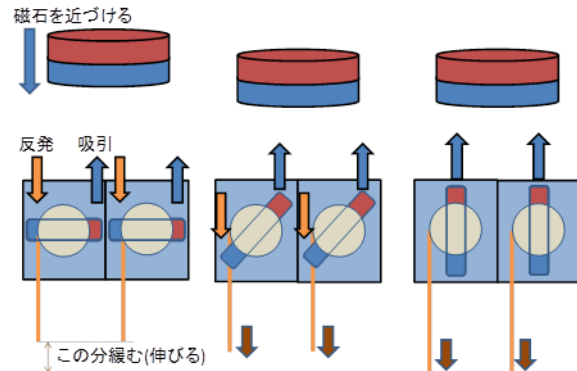


図1 対面磁石回転型動力部の模式図

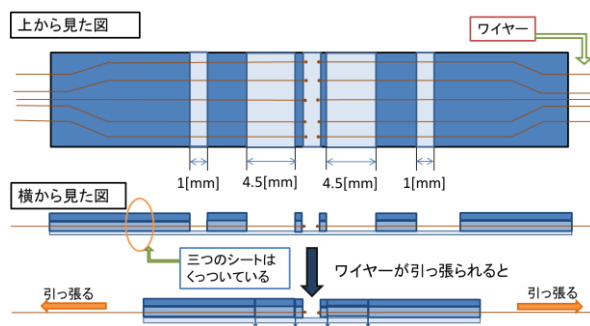


図2 連結シート部分の構成図

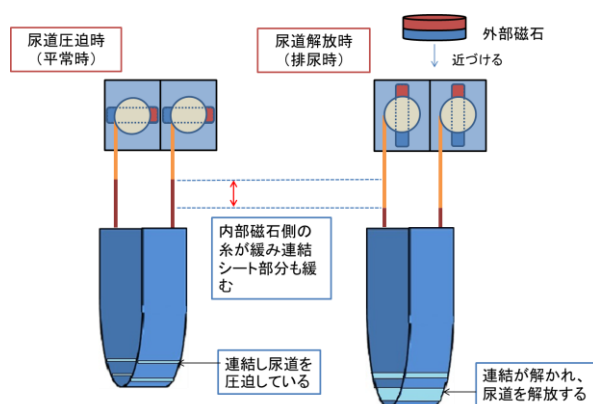


図3 対面磁石回転シート型人工括約筋

な磁石（外部磁石）を近づけると、吸引する極と反発する極が内部磁石を回転させる。その回転軸に繋がっているワイヤーが回転分伸びるという仕組みである。

図2に連結シート部分の構造図を示す。上から見るとシートは中心から左右対称の形をしており、横から見ると3層構造になっている。なお、一番下のシートは他の2つよりも薄くなっている。ワイヤーが引かれることにより、シートが薄くなっている部分を引き付けられ、シート自体の長さが短くなる。シート同志の隙間が無くなることによりシートが連結するイメージである（一番下の図を参照）。シートが薄い部分は左右2か所ずつ在り、片方で最大（4.5mm+1mm＝）5.5mm短くすることができる。シート部は尿道に巻き付けて使う。そのため、シートが縮むということは、尿道を周方向から均一的に圧迫することを意味している。これまでのシートは丸め始めた部分のみが変形して、尿道に均一的な力を加えることができなかった。今回は、中心から左右に縮まるスペース（シートが薄い部分）を作ったため、尿道を巻いた反対側から圧迫することになる。

括約筋として機能させるには、動力部とシート部を繋ぎ、外部磁石で対面回転型の内部磁石を駆動させる必要がある。図3に新しい人工括約筋の全体像を示す。なお、本来であればシード部分は尿道の周囲に巻き付けて使うが、図が複雑になることと、原理が分かり難くなるという2つの欠点から、巻き付けていない状態の図を示した。この図を使い、新しく考案した人工括約筋の動作を説明する。排尿時には、図3の右図に示したように体の外から外部磁石を近づけ、対面回転型内部磁石を回転させ、ワイヤーを伸ばす。ワイヤーが伸びることにより、尿道を包んでいるシートが伸び、尿道の圧迫を解く。これにより尿道が緩和され、排尿される。体外の磁石と内部磁石間には脂肪などの組織がある。そのため、内部磁石と外部磁石の間は3[cm]位になる。つまり、外部磁石を近づけて行って3[cm]以上離れた場所で内部磁石を回転させる必要がある。ここではこの距離

を「動作距離」と名付けた。

次に尿を止める（止めておく）動作について説明する。外部磁石を外すと、内部磁石は互いに対面になるように回転する。回転しない場合は外部磁石の極性を反対にすれば容易に回転する。回転することによりワイヤーが引っ張られ、シートが縮み、尿道を圧迫して尿を止める（止めておく）。内部磁石は対面状態が安定状態であるため、この状態を保持しようとする。ここで問題となるのは、くしゃみなどにより膀胱圧が一時的に上昇した際にも尿を漏らさないよう保持し続けなければならない。通常は1[N]の圧力変化に耐えられれば良いが、対面状態から1[N]の力でワイヤーを引っ張り、保持できるかの耐久試験を行った。

動作距離を伸ばすためには対面回転型磁石の磁力は弱い方が良いが、弱いと小さな力で回転してしまい、尿漏れを起こしてしまう。これらはトレードオフの関係がある。これらの調整のため、対面回転型内部磁石間距離を変化させながら、動作距離の測定と耐久試験を行った。

【測定結果と考察】

表1に対面回転型内部磁石間距離を0[mm]から10[mm]まで1[mm]ずつ増加させたときの動作距離測定結果を示す。内部磁石は直径が4, 5, 6, 7[mm]の4種類を用意した。表には最少直径（φ4[mm]）と最大直径（φ7[mm]）の結果を示している。測定回数は10回とし、その最大・最小・平均値を示している。平均値の内、網掛けの部分で動作距離3[cm]以上であり、仕様を満たしている。対面磁石同士が離れることにより吸引力

表1 動作距離測定結果

内部磁石の サイズ		内部磁石間距離 [mm]										
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Φ4 ×8	最大値	24	26	31	33	34	38	39	40	40	41	41
	最小値	20	22	28	30	30	35	37	37	38	38	38
	平均値	22	24	30	31	32	36	38	38	39	39	39
Φ7 ×8	最大値	34	35	39	40	42	47	53	53	53	53	57
	最小値	28	28	34	36	37	34	45	46	44	48	49
	平均値	30	32	36	39	39	41	49	50	47	51	54

が弱くなるため、動作距離が長くなる傾向が見られた。内部磁石の直径が小さい場合には動作距離3[cm]を満たせない場合（内部磁石間距離0.1[cm]以内）があった。内部磁石の直径が大きい方が元々の吸引力が強い為、内部磁石同士を離しても3[cm]以上の動作距離を実現できた。

次に耐久試験を行った。それぞれの内部磁石間距離でワイヤーを1[N]の力で引っ張り、対面状態を保てるか試験した。表2に耐久試験の結果を示す。対面状態をキープし、振動を与えても保持し続けた場合を“○”，振動で対面状態が破れてしまった場合は“△”，1[N]未満の力で既に対面状態を維持できなくなった場合を“×”で示している。内部磁石間距離が長くなれば対面状態を維持できなくなる。直径別にみると、直径が大きい方が維持できる内部磁石間距離が長くなっていることが分かる。

表2 耐久試験結果

内部磁石の 大きさ	内部磁石間の距離 [mm]										
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
φ4×8	○		△					×			
φ7×8				○							×

人工括約筋として機能させるには、上記2つを同時に満たす必要がある。ここで、内部磁石間距離を数列としてその範囲を図4に示した。両者が重なっている部分が両立できる内部磁石間距離となる。直径4[mm]では両立できる内部磁石間距離が無く、仕様を満たせないことが分かる。直径7[mm]では仕様を満たす範囲が広くなり7[mm]となった。内部磁石は体内に入れるためなるべく小さい方がよい、直径4[mm]でも仕様を満たせるように内部磁石間に鉄板を入れるという工夫で仕様を満たせた。

【結論】

尿道を周囲から圧迫できる連結シートを考案し、それを動作させるための対面回転磁石も考案

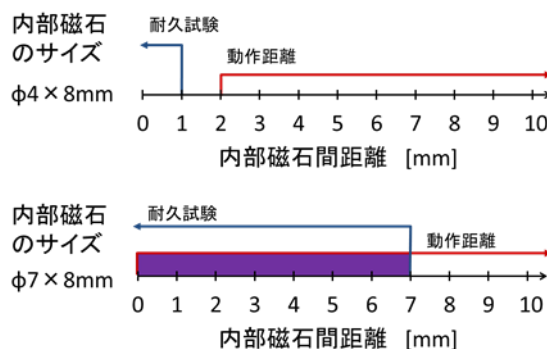


図4 内部磁石間距離に対する動作距離と耐久力が仕様を満たす範囲

した。

これらの試作を行い、通常時である圧迫時の仕様及び排尿時の仕様の両方を満たすために、対面磁石間に磁石と同じ大きさの鉄板を挟むと良いことが分かった。

発表業績

1. 遠藤拓, 安達卓也, 佐藤寿記, “対面磁石回転型動力部を用いた新しいシート型人工括約筋の開発”, 第57回日本大学工学部学術研究報告会講演要旨集, pp. 7-8, 2014/12/13.
2. 安達卓也, 佐藤寿記, 遠藤拓, 鈴木良夫, “回転磁石を用いた連結シート型括約筋の開発”, 平成27年東北地区若手研究者発表会講演資料, pp. 209-210, 2015/2/28.

特許出願

1. 発明者：遠藤拓, 山口脩, 遠藤多恵子, 亀本順志, 我妻優, 件名：人工括約筋, 出願番号：特願 2015-017093, 提出日 2015/2/27.