Active aging を支援する人に優しい診断治療機器の開発

-低侵襲術中モニタリング装置及びリハビリ支援装置の研究開発-

酒谷 薫¹、村山嘉延¹、村山優太¹、宗像忠夫¹、薄井英行¹、山下紘正²、千葉敏雄² 1**日大工・電気電子、²日大・総合科学研究所**

【背景】

医療現場では**医療診断の精度向上、スピードアッ** プ、受診者の負担軽減が必要とされている。特に 高齢者を対象とした診断治療では、低侵襲の"人 に優しい"診断治療法が望まれている。そこで 我々は、次の医療機器の研究開発を行った。

- ① 近赤外光による血管血流イメージング装置
- 3D モーションセンサーによるリハビリ支援 装置
- ③ 超高解像度8Kカメラによる内視鏡

福島県の復興のため、これらの装置(①,②)は 県外大手企業と共に県内中小企業との産学連携 体制で実用化を進めている。

【1】 CIGS イメージセンサーを使用した近赤 外光イメージング装置の研究開発

外科手術用顕微鏡には CCD カメラが使用されて おり、その材料固有の特性から ICG などの蛍光 材を用いた生体観察時は手術室を暗くする必要 がある。また、より長波長の光で生体内部を非侵 襲で観察したいというニーズもあるが CCD カメ ラの感度では測定不能である。この不具合を解決 するために、可視光から近赤外領域まで高感度で 撮像可能であるローム㈱の CIGS イメージセン サ技術を活用した近赤外光イメージング装置を 開発した。なお、本研究開発は、ローム㈱及びア ルファ電子㈱ (福島県須賀川市本社) との産学連 携体制で実施した。

1. 方法

1-1 CIGSイメージセンサー: CIGSは、**銅・イン** ジウム・ガリウム・セレンの化合物で、広い波長 領域で太陽光を吸収できる太陽電池用材料とし て利用されており、これをイメージセンサに用い ると、広帯域(400~1200nm)を受光できる利点 がある(図1)[1,2]。



縦軸:量子効率(%)横軸:波長(nm)

1-2 近赤外光血管イメージング

本研究ではCIGS センサを装着したカメラモジュ ール (ローム社製)を使用した。LED を用いて 4 波長 (760nm、805nm、950nm、1070nm)の近赤 外光を皮膚表面に照射し、CIGS カメラモジュー ルにて反射光を撮像した (図 2)。



図2 CIGS カメラによる血管撮像実験

画像は専用ソフト(ローム社製)を用いて各波長 での輝度値、輝度比を解析した。輝度比は最も太 い静脈を横断する断面で算出した。 1-3 ICG 近赤外蛍光イメージング

インドシアニングリーン (ICG) は、血漿蛋白の

a リポプロテインと結合すると、近赤外光(波長 760nm 近傍)により励起され、蛍光(波長 845nm 近傍)を発生する。図3に ICG 吸光・蛍光スペ クトルを示す[3,4]。



図 3 ICG の吸光スペクトル(左)と蛍光スペク トル(右)

静脈麻酔下のラットを開腹し、後大静脈から 5% 濃度の ICG 溶液を 0.05ml 注入し、その時の腹部 臓器を撮像した。撮像には、光源 (760nm の LED) 及びハイパスフィルタ (800nm)を装着した CIGS カメラモジュールを使用した。

2. 結果

2-1 血管イメージング

図 4 に近赤外光を前腕部の手首に照射した撮影 画像を示す。皮下静脈がイメージされているが、 波長により明瞭度が異なるのが分かる。



図 4 前腕部の皮下静脈のイメージングの差異 (左より、760、805、950、1070nm)

図 5 は各波長における輝度値のラインプロファ イルを示しているが、静脈部位で輝度値が低下し ているのがわかる(矢印)。



図5 各波長におけるラインプロファイル 輝度値は最も太い静脈を横断する断面で算出した(図3の赤線)。
図5 では各波長における輝度値の低下程度が異なるため、波長ごとに輝度比を算出した。760 nmと805nm、950 nmと1070 nmの間には統計学的 有意差(p<0.001)を認めたが、805nmと950 nmの間には認めなかった(図6)。



図6各波長の輝度比の比較 横軸:波長(nm)縦軸:輝度比

3 まとめ

CIGS センサは、CCD カメラよりも近赤外光領域 の感度が高く、比較的深部の血管・血流イメージ ングに適していると思われる。カメラのフォーカ スによっても輝度比が変化するので、自動フォー カス機能が必要と考えられる。CIGS センサを用 いることにより、脳外科手術における血流イメー ジングを非侵襲的に行える可能性があると考え られる。図7に脳動脈瘤クリッピング術における 術中イメージングの一例を示す。



図 7 脳動脈瘤の血流一時遮断時の各波長におけ る画像(総合南東北病院の協力による)

【2】 ゲーム用 3D モーションセンサーを用い たリハビリ支援装置の研究開発

リハビリにおける最も基本的な運動の一つに歩 行訓練があり、施設では被訓練者の日々の機能改 善状況を評価・記録しているが、自動的かつ定量 的に評価することが難しいという課題がある。従 来、3次元的に人間の動きを解析可能できるモー ションキャプチャのようなシステムは非常に高 コストかつ大型であったが、近年の技術革新によ って、マイクロソフト社製キネクトのような小型 かつ高性能なモーションセンサが手軽に扱える ようになった。非接触で骨格認識や心拍測定等の 機能が搭載されており、我々は、デザイニウム㈱

(本社福島県会津市)との産学連携でKinectを 用いたリハビリ支援装置を開発した。

- 1. 方法
- 1-1 開発目標

次の3項目である。

- 非接触の小型汎用センサで低負担
- ② 運動や器具によらず定量的評価が可能
- ゲーミフィケイション理論を導入し楽しく リハビリを継続できるソフトを設計

1-2 システム構成

システム構成及び本システムを使用したときの イメージを図8に示す。市販のPCを使用し、狭い スペースでも運動機能を定量的かつ日接触で計 測できる利点がある。



図8 システム構成及び利用イメージ

計測項目として、時間的指標(質的指標)として歩 行速度(m/秒)、遊脚期(秒)、立脚期(秒)、両 脚支持時間(秒)、歩行率(step/分)など11項目 を設定した。また、距離的・角度的指標(量的指 標)として、歩幅(m)、スライド長(m)、股関節 角度(度)など4項目を設定した。

1-3 測定精度検証

本システムの測定精度は、高精度の光学式モーションキャプチャであるVICONと比較した。図9に 比較実験の様子を示す。



図9 VICONとの比較実験

2. 結果

歩行時の波形データを本システムとVICONで比 較した(図10)。両波形は、Z軸、X軸、速度、ス テップ検出と相似性は高かった。さらに、級内相 関係数(ICC: Intraclass Correlation Coefficient)に よる信頼性評価では、ICCはほぼ0.8以上であり、 本システムはVICONとほぼ同等の測定精度を有 すると考えられた。



図10 歩行時の本システムとVICONの波形の比

3. 今後の展開

本システムは、非接触で取得した骨格の3次元デ ータを様々な訓練状況に対応して、リハビリの効 果としての身体の機能改善を自動かつ定量的に 評価できるシステムである。また、汎用機器を用 いてコストとサイズを下げており、在宅や無床診 療所など多くの施設で体系化されたリハビリを 行うことを可能とし、医療介護サービスの効率化 を図ることができるものと思われる(図11)。



図11 本システムを用いた医療介護サービス

リハビリや予防運動そのものの課題として、単調 な繰り返し作業であり継続性に難があることが 挙げられるが、ゲーミフィケーション理論を用い た演出やモチベーション設計によって克服し、リ ハビリ効果がより短期間で現れることを期待す る。次の特徴を有するソフトを開発している。

(a) 体動に合わせて音が鳴る等の演出があり、段 階的なモチベーション設計によって被訓練者が 楽しく積極的に続けられる。

(b) 心拍やニューロフィードバックで被訓練者 の状態に合わせて運動ペースが変化する

【3】 8K 手術用顕微鏡システムの開発

8Kカメラは日本で開発された映像技術である。 現在のビデオシステムの中で最も高性能であり、 約3300万画素の解像度をもつ。千葉ら(日大総 合科学研究所)はこの技術を応用した 8K 内視鏡 システムを開発してきた。8K内視鏡システムは、 従来の内視鏡(ハイビジョン=横方向の画素数が およそ2000=2K)と比べ縦4倍×横4倍の画素 数を持つ内視鏡カメラを使用することで、16倍 高精細に観察可能である。本年度は、8Kカメラ の顕微鏡手術の実用性評価のため、動物実験に よる観察を行った(図12)。



図 12 8Kカメラによる顕微鏡手術の評価実験1. 方法

8Kカメラ(JVC 製)を多関節アームに設置し、 無影灯下にラットの腹部臓器を撮像した。ラット (♂、200g)はペントバルビタール(30~ 40mg/kg)腹腔内投与により全身麻酔を実施し た。動画像は8K専用85インチモニタ(パナ ソニック社製)で観察した。

2. 結果

本実験により、術野全体を俯瞰しながら、**手術部** 位のみを画質を落とすことなくズーム表示が可 能となり、高い安全性を担保できる新しい手術空 間を得ることができると思われた。さらに今まで 肉眼でも見えなかったものが見えるようになる ことで、重要組織の境界面や、微細な血管、神経、 縫合糸までも見分けることができるようになり、 患者にとってもダメージが少ない低侵襲外科手 術も可能になると思われた。

参考文献

K. Sakurai, R. Hunger, R. Scheer, C. A. Kaufmann, A. Yamada, T. Baba, Y. Kimura, K. Matsubara, P. Fons, H. NakanishiandS. Niki: Prog. Photovolt. Res. Appl.12 (2004)
 K. Miyazaki, O. Matsushima, M. Moriwake, H. Takasu, S. Ishizuka, K. Sakurai, A. Yamada and S. Niki: Thin Solid Films517 (2008) 7.

[3]酒谷 薫、柏酒雅貴、医用電子と生体工学 34:26-32,

1996 [4] Sakatani K,et al. Journal of Neurosurgery 87: 738-745, 1997 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, λ =770nm 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 (λ=770nm~830nm), 41.0msec (λ=950nm 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.

静脈部位 輝度比 = $\cdots (1)$ 静脈近傍部位

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.



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, λ=770, 1064nm でほぼ同じ 値を示し, λ=830nm で谷底となる凹型の特性が 得られた. すなわち, λ=830nm 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 被験者

(nm)	А	В	С
770	0.937 ± 0.013	0.936 ± 0.013	0.952 ± 0.010
780	$0.936 {\pm} 0.017$	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	$0.947 {\pm} 0.011$	0.932 ± 0.008	0.942 ± 0.010
1100	0.949 ± 0.011	0.947 ± 0.013	0.969 ± 0.026



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、 λ=830nm 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λ=830nm,お よびコントラストが低いが輝度が高くピント調 整されているλ=770nm 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. λ =770nmにおけ る輝度値をx, λ =830nmにおける輝度値をyとす る. λ =770nm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. λ =830nm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 λ =770nmの輝度 値を0.963倍する.(0.963×x).次に, λ =830nm の輝度値との差分を算出(0.963×x-y)算出し た差分を,さらに λ =830nmの値から引く(y-(0.963×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, λ=830nm 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 λ =830nm と輝度と輝度比が高い λ =770nm 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,λ =830nm 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λ=770nm と輝度比が最も低いλ =830nm 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

分散型電極板を用いた頭部ハイパーサーミアの電磁界及び温度解析

道山哲幸, 鍬野秀三 日大工・電気電子

【緒論】

ラジオ波(RF)を利用した非侵襲温熱治療(ハ イパーサーミア)は、外科手術、放射線、抗癌剤を 主とした治療の併用治療法として利用されてい る[1][2].発症する人体組織にかかわらず、悪性 腫瘍は42.5℃以上で死滅率が増加する.現在では 人体内部において、比較的表面に近い癌の治療に 用いられている.しかし、RFでは骨に対して深 達性が得られないため、脳腫瘍の治療は報告され ていない.筆者らは正常細胞への過熱を抑制し、 かつ深部まで加熱可能な分散型電極板[3]の頭部 応用を数値解析により検証している.

【本論】

図1に、頭部モデルを示す.ただし、(a)はxz平 面、(b)はyz平面である.頂点に直径40mmの電 極板 D₁を配置し、対となる電極板 D₂は直径 20mm で前後左右にそれぞれ分散して配置した. このとき、4 枚の電極板 D₂の総面積は、電極板 D₁と等しい.また、電極板と頭部の間には、隙 間を充填し、かつ表面の火傷を低減するための Bolus



を設置した. なお, RF エネルギーは頭部組織に 吸収され, 温度に変換される. その加温量は電力 に依存する. そのため本研究では, 癌細胞を定義 せずに温度分布を数値解析する. 有限積分法を計 算手法とした MW-Studio を使用し, Specific Absorption Rate: SAR (W/kg)を発熱源として,

$$SAR = \frac{\left|J\right|^2}{2\rho\sigma} \tag{1}$$

で計算する.ただし、 σ :導電率、 ρ :密度、J:電 流密度である.また、頭内部の温度上昇は、

$$\rho \cdot C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \cdot \nabla^2 T + \rho \cdot SAR - b(T - T_b)$$
(2)

	表 1	各組織の電気特性(f=8MHz)および熱特性	[4]
--	-----	------------------------	-----

Tissue	ε(F/m)	$\sigma(S/m)$	$\rho(kg/m^3)$	Cp(kJ/°C·kg)	$K(W/m \cdot {}^{o}C)$	$b(W/m^3 \cdot {}^{o}C)$	$T_b(W/m^3)$
Blood	352.38	1.08	1000	3.8	0.51	1.0×10^{6}	0
Bone	42.55	0.041	1850	1.3	0.41	3400	610
Brain	532	0.34	1030	3.7	1.13	40000	7100
Eye	255.51	0.79	1010	3.9	0.624	0	0
Fat	15.24	0.028	900	2.5	0.201	1700	300
Skin	426.50	0.17	1100	3.5	0.293	9100	1620
Lens	218.61	0.51	1050	3.7	0.4	0	0
Muscle	202.99	0.61	1040	3.5	0.53	2700	480

で計算する. ただし, *Cp, K, T, b,* および *T_b* は生体組織の比熱, 熱伝導率, 組織温度, 血流に よる熱伝達係数, および血流温度である.

表1に,数値解析に使用した各組織の電気特性 および熱特性を示し,得られた電磁界解析による 温度分布を図2に示す.ただし,周波数f=8MHz, 入力電力 P = 500W,加熱時間 t = 3600s とし,(a) は xz 平面, (b)は yz 平面である. 最大温度は頭 部頂点(Z=0 mm)の位置で48℃であり、人体温度 から 12℃上昇した.しかし,頭部内組織で 42℃ 以上となる加温範囲は、頂点から 4mm ほどであ った. 頭蓋骨の影響から, 深達性を向上した分散 電極板でもRFエネルギーは深達していないと推 定する.範囲は Bolus の大きさに依存しているこ とがわかった.一対の電極板で加温していた従来 法[2]では、各電極板の周囲で発熱していた.こ れに対し、分散電極板では、電極板 D2の周囲に は温度上昇がなく,頭部頂点に設置した大型電極 板による加熱ができることがわかる.

図3に、図2の温度解析の経時変化を示す. Z=0 mmでは、加熱開始後10分から温度上昇率 が減少し、一定の値となっている.これは上昇す る温度に対しBolusによる冷却効果によって平衡 状態になったためである.つまり、入力電力 P と Bolusの冷却水温度や、Bolusの大きさによっ て温度上昇を調整できることを示している.

むすび

本研究では、分散型電極板を用いた頭部ハイパ ーサーミアの温度変化を検討した.その結果、頂 点から4mmまでの脳腫瘍の治療ならば従来の加 熱法よりも長時間加熱が期待できるが、治療に関 して現実的ではないことを明らかにした.

今後は、電極板の大きさおよび配置の最適化だ けでなく、頭部加熱に適した周波数を検証すると ともに、頭蓋骨の一部に穴をあけた状態を検証す る.



(b) 図 2 温度分布(3600s)(f=8MHz, P=500W)

(a) xz 平面 (b) yz 平面



図3温度解析の経時変化(f=8MHz, P=500W)

【文献】

- [1] 平岡 他,:Hyperthermia manual, 医療科学社, pp.145-237, 1999.
- [2] T.Michiyama, et.al.: IEICE Trans. Commun., Vol.E92-B, pp.440-444, Feb. 2009.
- [3] 道山 他,:第 30 回ハイパーサーミア学会大会要旨, p.22, Aug. 2013.
- [4] C.Gabriel et.al.: Phys. Med. Biol. 41, pp.2251-2269, Nov.1996.

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-

四方 潤一 日大工・電気電子

【緒論】

人体に無害で非侵襲のテラヘルツ波(THz 波) は、分子の識別能力をも有する未開拓の電磁波で あり、医工学等の新分野への応用が期待されてい る。本プロジェクトでは、THz 波を用いた超高感 度・超高解像度のバイオイメージングシステムの 開発を目的とする。

本年度は、光ファイバ接続型で小型・省電力の 連続動作のテラヘルツ波光源である UTC-PD(Uni-Traveling Carrier Photodiode [1])を用いた THz 分光・イメージングシステムの構築を進め、基礎 データを得ることに成功した。また、高出力パル ス動作の TPO (THz-wave Parameteric Oscillator [2-7])の構成・光学調整により発振動作に成功し、 THz 波発生の基礎特性を評価した。

【連続テラヘルツ波光源を用いた THz 分光・イ メージング系の構築】

本研究で用いた THz 波光源と光学実験系の概 要を図1に示す。UTC-PD から出力された微弱な THz 波を高感度に測定するため、THz 検出器に簡 便な常温パイロディテクタを用いたロックイン 検出系を構成した。UTC-PD には変調信号により 強度変調した2波長励起光を入力し、UTC-PD か らの THz 波出力に強度変調をかけ、THz 波のロ ックイン検出を行った。

実験ではまず、2 波長光のパワーを 13mW 付近 に設定し、2 波長光周波数間隔の自動掃引を行っ た。その際、波長設定完了に同期したステータス モニタ信号と THz 波出力(ロックイン検出信号) を取り込む LabVIEW 制御を行い、THz 波出力の 自動計測を行った。その結果、0.2~1.5THz にお いて周波数分解能 25GHz(=0.025THz)で THz 波出力特性の測定に成功し、THz 分光計測に必要 な周波数掃引と THz 波出力測定を含む自動計測 動作を確認した。これに基づき、固体参照試料を 用いて THz 分光実験を行った結果、0.2~1.5THz 領域の THz 波分光計測(周波数分解能 25GHz) にも成功した(図 2)。



図1 連続 THz 波光源の光学実験系



図 2 連続 THz 波光源を用いた分光測定例

さらに本システムに試料位置を走査する2次元 可動ステージを追加して LabVIEW 制御を行い、固 体参照試料(テストパターン)を用いて THz イメージ ング(1 次元透過配置)の基礎実験を行った結果が 図3である。回折理論から予測されるTHz波周波数 の上昇に伴った解像度向上が得られた。以上から THz 波分光・イメージングの双方の応用において基 礎システムの正常動作を確認した。



図3 連続 THz 波光源を用いた透過像測定例

【パルス動作テラヘルツ波光源の構成と基礎特 性の評価】

パルスレーザ励起の THz 光源である TPO は、 ナノ秒パルス動作で高輝度な THz 波出力が可能 である。本年度は、所有する TPO 装置(図 4) に高反射率の光学ミラーを導入して共振器の Q 値を高めて高出力な THz 波発生を行い、常温パ イロディテクタで THz 波検出することを目的と して光学実験を進めた。

実験では Q スイッチ Nd: YAG レーザ (波長 1.064 μ m、パルス幅25ns)をポンプ光として用い、 発生するアイドラー光が同じ高さで周回するよ うに共振器ミラーの精密な光学調整を行った (図 4)。その結果、ポンプエネルギー30mJ 付近でア イドラー発振を確認した。図 5 に示すように入射 角 θ =1.03~2.55°で変化させた時、波長 281~ 114 μ m (周波数 1.0~2.6THz) で THz 波発生を確 認した。その際、1.5THz 付近の THz 波出力にお いて、常温パイロディテクタが飽和するレベル (ピーク出力約 30W)を観測した。これは、 UTC-PD からの連続 THz 波出力の 10 倍以上に相 当する。



図5 パルス動作 TPO の角度同調特性

さらに、初年度に購入した THz 波イメージャ (NEC IRV-T0831)を用いて TPO からの THz 波 ビームを計測した結果が図 6 である。これより、 励起レーザ光のビーム形状を反映して THz 波も ガウスビームに近い良好なビームプロファイル が得られていることが確認された。



図 6 出力された THz 波ビームの強度分布

【結論】

本年度は、連続 THz 波光源である UTC-PD を 用いた THz 分光・イメージングの応用研究を進 め、基礎データの取得に成功した。また、パルス 動作 THz 波光源である TPO の構成と光学調整を 行い、1.0~2.6THz で周波数可変な THz 波発生に 成功し、THz 波ビームプロファイルの測定にも成 功した。今後はこれらの成果に基づいて THz 波 分光・イメージングシステムを発展させ、その高 感度化・高解像度化を進め、生体等への応用展開 をめざす。

参考文献

- T. Ishibashi, S. Kodama, N. Shimizu, and T. Furuta, Jpn. J. Appl. Phys. 36, 6263(1997).
- [2] J. Shikata, M. Sato, T. Taniuchi, H. Ito, and K. Kawase, Opt. Lett. 24, 202 (1999).
- [3] J. Shikata, K. Kawase, K. Karino, T. Taniuchi, and H. Ito, IEEE Trans. Microwave Theory Tech. 48, 653 (2000).
- [4] J. Shikata, K. Kawase, and H. Ito, Electron. Commun. Jpn.: Part 2 86, 52 (2003).
- [5] H. Minamide, S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, and K. Kawase, J. Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves 35, 25 (2013).
- [6] S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, K. Kawase, and H. Minamide, Scientific Reports 4, 5045 (2014).
- [7] Y. Takida, J. Shikata, K. Nawata, Y. Tokizane, Z. Han, M. Koyama, T. Notake, S. Hayashi, and H. Minamide, Phys. Rev. A 93, 043836 (2016).

柔軟物に発生したくぼみ深さの重ね合わせの原理

〇横田 理(日大工・機械)

1. 緒 言

プラスチックやゴムなどの高分子材料, 腱 や筋肉などの生体部位 寒天やゼラチンなど の加工食品の形状は、一様な負荷のもとで時 間とともに変化していくクリープ現象、およ びクリープ回復現象が現われるので, 弾性的 性質,粘性的性質,およびそれらを合わせ持 つ粘弾性挙動が示される.これらの材料のク リープ挙動とその回復挙動の正確な評価には, 瞬時な負荷と除荷,および瞬時な材料変形を 計測できるシステムが必要になる.しかし、 従来の試験方法は固体を負荷媒体として使用 されているので、瞬時の負荷・除荷、また瞬時 の変形を計測できない場合がある.特に非常 に短時間での繰り返し負荷・除荷において、負 荷直後、および除荷直後の局所的変形挙動を 捉えることは、材料の物理的特性を知る上で 重要である. 1),2)

本装置は、空気を一定時間連続して吹き付ける方法で、柔軟物表面への負荷と除荷を瞬時に行うことができ、またその表面に発生したくぼみは半導体レーザ光で計測するので、 くぼみの直径や深さの寸法および形状を瞬時に計測できる.しかし、空気噴流を利用して 柔軟物表面に繰り返し負荷させたときのくぼ み深さのクリープ挙動とその回復挙動の繰り 返し履歴や記憶現象を測定した例は、著者らの知る限りでは報告されていない.

ここでは、空気噴流による繰り返し試験で の結果、くぼみ深さの挙動が異なので、その クリープおよびその回復挙動の重ね合わせの 原理について調べた.

2. 測定原理および装置概要

柔軟物として使用したスライム表面に生成

長尾光雄(日大工・機械)

されるくぼみ深さの測定原理と装置概要を図1 に示す.空気噴流を柔軟物表面に吹き付ける と,噴流圧力により表面は変形してへこむ. これを2次元形状記憶センサにより測定する.

3. 重ね合わせの原理

空気噴流を柔軟物表面に与えたとき,柔軟 物表面にクリープ挙動およびクリープ回復挙



Fig.3 Dents depth curves by time delay.

動が現れるのが知られている¹⁾.

時間遅れによる負荷パターンを図 2 に示す. 空気噴流を測定開始時間 t_0 から柔軟物表面に P_0 なる圧力を負荷し続ける.その後時間 t_1 経 てから P_1 なる圧力を負荷する.更に時間 t_2 , t_3 , t_4 後に, P_2 , P_3 , P_4 なる圧力を負荷する.その結 果,柔軟物表面には,図 3 に示すように,負 荷時間 $t_0 \sim t_4$ に対応したくぼみ深さ曲線 $h_0 \sim h_4$ が現われる.

ここで、測定開始時間 t_0 から空気噴流 $P_0 \varepsilon$ 吹き付け、時間 t_1 後に噴流を止める.これは、 現象的には負荷を除いたことであるが、力学 的には $-P_0$ の荷重を加えたことである.更に時 間 t_2 後に負荷、時間 t_3 に除荷、 t_4 後に負荷の ように、繰返し試験を行う.その結果、繰返 し負荷と除荷に対応したくぼみ曲線は、

 $h=h_0-h_1+h_2-h_3+h_4$ (1) になり、図4に示すように、負荷時間 $t_0 \sim t_4$ に対応したくぼみ深さ曲線が現われる.

4. 実験結果

図 5 にはクリープ試験および繰返し試験 によるスライムのくぼみ深さの変化を示し た. クリープ試験によるスライムのくぼみ 深さ挙動は,約 100 秒まで単調増加し,そ の後収束する. そのときのくぼみ深さは 11.1 mm であった. クリープ曲線の実験式を式(2) で示す.

h = a(1 - e^{-bt}) + c (2)
ここで、h はくぼみ深さ、t は負荷時間、
a、b、及びcは係数となる. 図5のh は

 $h = 11.1(1 - e^{-0.0032t}) + 0.1$ (3)

式(3)は、スライムのもつ物性値である. このスライムに負荷時間と除荷時間を 10 秒 間に設定すると、図 5 に示している実線が測 定結果であるが、式(3)に負荷と除荷の時間 を 10 秒として代入すると、重ね合わせの原理 により破線で示した繰返し曲線が得られ、こ れらはほぼ一致している.従って,柔軟物の クリープ挙動が知り得て,負荷された圧力と 時間が既知であれば,柔軟物の繰返し特性を 知ることができる.なお,図5の点線は繰返 し挙動の包絡線を示す.

5. 結言

スライムの測定値と計算値を比較した結果, 以下の知見が得られた.

- (1) 空気噴流をスライム表面に吹き付けて クリープ曲線を求めることができる.
- (2) クリープ曲線は単調増加し,その後収束 する.
- (3)実験式を、重ね合わせの原理を用いて計算すると、測定値に近い値を求めることができる.



Fig.4 Cyclic curve of dents depth.



Fig.5 Comparison of measured value and formula.

参考文献

- 横田,長尾,中村, "繰り返し低負荷クリープ試 験による柔軟物のくぼみ深さ特性", 圧力技 術, Vol. 53, No. 6, pp. 303-310(2015)
- 長尾,望月,西本,横田, "空気噴流による柔 較物の粘弾性特性",日本機械学会論文集A編 Vol.79, No.802 (2012) pp.769-773.

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 (膝関節屈伸信号解析における周波数レンジが及ぶす解析結果への影響)

長尾 光雄¹⁾, 横田 理¹⁾, (紺野 愼一²⁾, Kim Youngho³⁾) ¹⁾日大工・機械, (²⁾福島医大・整形, ³⁾Yonsei Univ.Bio.Eng)

1. 緒論

変形性膝関節症(KOA と略記;<u>Knee Osteoa</u>rthritis) の早期診療支援システムの構築を目指している.^{1,2)} そこで,どこでも簡単に膝関節表皮から非侵襲で膝 関節屈伸動作から診断情報が計測できる骨関節音響 センサ(BJAS と略記;<u>Bone-Joint Acoustic Sensor</u>)と解 析手法を試作開発している.³⁻⁵⁾

ここでは、BJAS で信号を取り込むサンプリング 周波数と関連する周波数レンジ選択の違いによって 取りこぼされた信号とその意味について考察し、信 号解析手法を提案する.

2. 周波数レンジf。とサンプリング周波数f。

周波数レンジとサンプリング周波数をそれぞれ f_c と f_sと略記し,これらにはサンプリング定理による f_s>2.56f_cの関係がある.これらと信号解析の関係を 検討するに至った根拠について述べる.BJAS では f_c=20kHz 程度を想定している.これに対して市販の 医療福祉機器では f_s=1~10kHz のため f_c=0.4~3.9kHz 程度であるため,5.1~51 倍のデータ数になる. f_c=20kHz の f_sは f_s> 2.65×20kHz=51.2kHz となる.こ の条件で 3~4 回屈伸するのに要する計測時間は最短 で 30 秒のため,データ数は 51.2kHz×30s=153.6×10⁴ 以上となる.このデータ処理の過程で f_sを小さくし たい理由は,処理する時間的労力が大きい,共同研 究先の f_s仕様が通常 6.0kHz と 12.0kHz であり,計測 およびこれらの条件を統一する必要性がある.

3. 検討した3条件のf_s

検討した f_sは次に示す 3 条件, 51.2kHz, これの四 分の一と八分の一とした 12.0kHz と 6.0kHz である. 条件(1): 51.2kHz(51.2/51.2=1/1.00), f_c=20.0kHz 条件(2): 12.0kHz(12.0/51.2=1/4.27), f_c=4.70kHz

f_c=20.0kHz と比べて, 4.70kHz 以上の周波数 f は取り込めない.

条件(3): 6.0kHz(6.0/51.2=1/8.53), fc=2.34kHz

f_c=20.0kHz と比べて, 2.34kHz 以上の周波数 f は取り込めない.

(1) オリジナルデータの取得とリサンプリング

オリジナルデータは条件(1)の f_s =51.2kHz (f_c=20.0kHz)を膝関節から自動と荷重の3 往復伸 展屈曲した信号を取得する.これから,条件(2)と(3) に沿ったリサンプリング処理をする.この3条件に おける,膝関節屈伸時の発信イベント数Nとその比 $v_0=N_W/N_{NW}$ を求め,51.2kHzと比べる.記号は,

NW: No Weight(自動屈伸), W: Weight(荷重屈伸) N_{NW}: NW のイベント数, N_W: W のイベント数 と表す.

(2) STFT マッピングで比較 条件(2)と(3)で含まれなかった 4.70kHz と 2.34kHz 以上の STFT の中で、計測された信号があればその f 範囲でイベント数とその比を求める.

(3) HPF ≥ 0.2 kHz オリジナルデータには,電源 ノイズや低周波数ノイズ等の影響を考慮して 0.2kHz 以下をカットした HPF 処理をする.このデ ータから上記の(1) と(2) と同じく,イベント数 とその比は $v_{02}=N_W/N_{NW}$ と表し, $v_0 \ge v_{02}$ を比較する.

4. 計測方法と条件

試験の目的と方法に同意を得た被験者の情報は, 年令23歳,男性,身長185cm,体重68kg,BMI19.9, 学生,運動歴なし,常時右膝関節に違和感がある. 計測条件は,右膝関節脛骨上端外側,BJAS と角度 計を用いてデータ収録,f_s=51.2kHz,自動と荷重の3 往復分,自動は座位の姿勢で荷重は座位から立位の 姿勢である.角度計は伸展屈曲および休止動作のト リガーとした.計測機器は(株)小野測器製の AD 変 換装置16ch-DSP2000,解析ソフトウェアはOscope+ Ochart を用いた.

5. 計測と解析結果

(1) 短時間フーリエ変換 Fig.1 に示す(a)自動と (b)荷重の上部には伸展屈曲した一往復の時系列信 号を示す.これを f_c=20.0kHz で STFT よるマッピン グ化した図がその下に表示してあり,時間軸で上下 の信号は相関している.この解析した条件は,フレ ーム長 1024,フレーム間隔 128,および窓関数ハニ ングとした.伸展域,休止域,および屈曲域を示す. 信号は主に伸展屈曲で計測される.条件(1)から(3) を①から③で示し,f_cの範囲は両端丸点の縦棒で表 す.③を基準にして①と②を観察する.①と②では 2.34kHz および 4.70kHz 以上の信号が取り込めてい ないことが分かる.この被験者は,屈曲域の可動領 域での発信が強い.自動の形態は短時間に縦縞状に 連続して幅広く表れており,荷重では限定せれた領 域で縦縞が密集しており,14kHz まで達しているこ とが分かる.また,※印の破線で囲った時間領域に も信号の取り込みが見られる.このマッピング処理 からは,条件(1)は必然と考える.10kHzの定常信号 は外部からノイズである.



Fig.1 Measurement conditions f_c=20.0kHz and f_s=51.2kHz; mapping display of STFT one round-trip signal.

(2) イベント数の比較 3条件 f_cで STFT 処理されたタイムトレンド線図が得られる. Fig.2の(a)は条件(3),(b)は Fig.1(a)の条件(1)を示し,信号の強さは左縦軸,イベントカウントの大きさは右縦軸で表す. イベント数は,Fig.1 と Fig.2 に示す休止域の信号を除いた伸展および屈曲域のタイムトレンド線図の総数と定義し,これにはしきい値(SI TH)を設定した. 図は一往復のため中間時間が休止の信号強度であるため,これを超えた縦軸にしきい値を設定した.図では,SI TH=-50 dBのオレンジ色の線で表した.この線を超えたイベントを0秒から積算して表した線が茶色の線図となり,イベント数の積算総数は 196 と 1510 である. 積算総数の違いは条件(1)と(3)の f_s の違いである. なお, 図中の空色の線はすべての信 号強度の平均値を表す.

Fig.3 は Fig.1 に示す条件(1)のオリジナルデータを 用いて,条件(1)から(3),および 0.2kHz 以下をカッ ト処理した自動と荷重を並べた総イベント数である.



Fig.3 Comparison of the number of events with respect to the three conditions of f_c .



Fig.4 Events count ratio with respect to the three conditions shown in Fig.3.



Fig.5 Time trend signal of STFT of f=11~15kHz; the case of f_s =51.2kHz.

また,条件(2)では含まれなかったオリジナル信号の イベント数,および Fig.1の※印で示した f の範囲が 11kHz から 15kHz のイベント数も表す. Fig.4 は Fig.3 のイベント数の v₀ と v₀₂を求めて表した.

条件(1)から(3)においてイベント数に共通する点 は、荷重より自動が多い. イベント数はオリジナル の f. からリサンプリングした条件(2)と(3)のように データ数が少なくなり、これに応じてイベント数も 少ない.次に,条件(2)では解析から除外された 4.70kHz 以上のオリジナルデータにはイベント数が それぞれ 262, 188 とカウントされており, さらに, 11kHzから15kHzの範囲でも27と56であり、荷重 が自動のイベント数を超えている. これのしきい値 によるイベントカウントしたタイムトレンド線図が Fig.5 である. イベント数 56 は図(b)の矢印で示す 4.3 秒から 5.0 秒に集中しており, Fig.1 のマップングと も相関し、同じく 27 は矢印で示す 1.3 秒、5.4 秒か ら 6.0 秒, および 6.4 秒でカウントされている. これ らの意味することは、f.にこだわらないで STFT の マッピング等を綿密に観察しながら信号の強いfの 範囲を任意に選択する、または狭い周波数単位で設 定したf_cの範囲をスキャニングすることで、信号の 差異や変化が抽出可能であることを暗示している.

(3) f_cの依存性とイベント数の比 f_cの範囲が条件(1)から(3)に移行することは,解析時間の労力が軽減する条件でもある. Fig.3 からはイベント数の大小と f_cの大小が相関するので単純な比較はできない.

そこで、Fig.3 で表したf。の大きさに依存しない荷重 と自動のイベント数の比で表したものが Fig.4 であ る. 条件(1)から(3)の vo値は 0.30~0.41, vo2値は 0.46 ~ 0.65 となり、それらのf.が影響していないことが 分かる. これに対して Fig.1 の※印で示した条件(2) に含まれていないfの領域の発信は見逃すことにな り、例えばこの領域の信号が有力な診断情報の場合 には、正確な情報がない中での診断になる可能性は 否定できない. 11kHz から 15kHz では 2.07 となり, 荷重が自動の2倍以上のイベント数である.これは, 3条件とは異なった特性である.前節(2)の最後で も述べたように、被験者の病態や個体差による発信 状態が異なることは予想できるため、発信を解析す る f_cは可能な限り広くするべきである.現状では条 件(1)を提案するが、今後の解析手法の開発次第では 時間的な労力が軽減され、有効な診断情報が得られ る期待は高い.

6. 結論

周波数レンジの大きさがサンプリング周波数とイ ベント数に及ぼす影響について、被験者の信号を用 いて解析した結果から、現在提案できる点を次に要 約する.

(1) 計測信号には 14kHz 前後の発信が見込めるため, サンプリング周波数は条件(1)の f_s=51.2kHz が有効である.条件(2)と条件(3)では, 診断に有益な信号の取りこぼしが起きる.

(2) 信号強度の差異を比較するためには、これらを 数値化する方法が有用である. 今回は1往復のタイ ムトレンド線図にしきい値を設定し、そのイベント 数をカウントする方法は有効であった. 共同研究の 場合には、設定方法を統一する必要がある.

(3) 計測信号から診断情報に関わるデータを取得す るためには、綿密な調査による数値化は不可欠であ る.よって、広範囲のfでは特徴的な現象が隠れて しまうため、狭い周波数単位のfで連続的に調査す る必要がある.

文献

- 日本大学:生体用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.
- 長尾、横田:変形性膝関節症の早期予防を目指した 診断支援システム用センサの開発,地域ケアリング, Vol.17, No.11, (2015), pp.50/54.
- Nagao, Yokota et al., Frequency Response in Bone Joint Acoustic Sensor Development, Int. Jour. Tech. & Health Care, Vol.23, No.6, (2015), pp.715/727.
- 長尾,横田,他2名:平成26年度研究成果報告会 要旨集,日本大学工学部発行,2015.6.6,pp20/23.
- 5) 長尾,横田,他2名:膝OA予防診断を目指したBJAS の開発,第49回日本生体医工学会東北支部大会要 旨集,(2015.11.21),p24.

尿失禁防止弁の開発

遠藤 拓¹⁾,山口 脩¹⁾

1) 日大工・電気電子

【緒論】

昨年度の研究により、2 つの回転する内部磁石 と、隙間を埋めるように連結する複数のシートに よる人工括約筋を考案した^[1]。今年度は尿道を圧 迫し尿を止めておくために必要な耐久力と体外 からの磁石を近づけて内部磁石を回転させ、排尿 可能とする作動距離の測定を行い、両方の仕様を 満たす内部磁石間距離を探した。

【回転磁石連結シート型人工括約筋の動作原理】 図1に回転磁石連結シート型人工括約筋の動 作原理図を示す。通常は図1(a)のように尿道に 巻いたシートが間の隙間を埋めるように連結し、 尿道を周囲から圧迫して尿を止めている。膀胱に 尿が溜まると膀胱圧力が上昇と下降を繰り返す 排尿反射が起き、排尿を促す。しかし、排尿の意 思に関係なく圧迫を緩和してしまうと尿漏れを 起こしてしまう。これを防ぐために排尿反射によ る膀胱圧力の上昇に耐え、尿道を圧迫しておく必 要がある。本人工括約筋ではシートを連結されて いるワイヤを2 つの回転磁石で引っ張ることに より尿を止めている。この2つの回転磁石は体内 に留置されているため、内部磁石を呼ぶ。内部磁 石間距離を狭めると磁石間吸引力が増すため、よ り高い圧力まで耐えることができる。しかし、強 い力で尿道を圧迫し続けると血流障害を起こす 可能性があるため、排尿反射による膀胱圧力の2 倍程度の圧力まで耐えられるように調整する必 要がある。

次に排尿時の動作を説明する。図1(b)は排尿 時の動作の原理図である。体の外側から内部磁石 を引き付ける方向で磁石を近付ける。この磁石を 外部磁石と呼ぶ。外部磁石に引き付けられた内部 磁石は図のように回転する。これによりワイヤが 緩み、尿道に巻いたシートが尿道の膨張力により、 シート間の隙間を広げ、尿道が緩和され、排尿す ることができる。排尿可能にすることができるま



図1 回転磁石シート型人工括約筋の動作

で外部磁石を内部磁石に近づける必要があるため、本研究ではこの距離を作動距離と名付け、動作の確認を行った。内部磁石間距離が離れている ほど、より遠くから内部磁石を回転させることができる。

耐久試験と作動距離試験はどちらも内部磁石 間距離に依存する。しかし、これらはトレードオ フの関係にある。本研究では内部磁石間距離を 1[mm]刻みで変化させ、耐久と作動距離の両方を 満たす条件を探った。

【耐久試験結果及び考察】

回転磁石を尿道圧迫状態である対向状態にし て、ワイヤに重りをつけ、耐久試験を行った。排 尿反射による膀胱圧力の上昇以上の圧力として 約1 [N]を目標値にした。内部磁石は長さを 8[mm]一定とし、直径を4[mm]~8[mm]まで1[mm] ずつ大きなものを用意した。表1に内部磁石別の 耐久試験の結果を示す。内部磁石間距離を1[mm] から6[mm]まで1[mm]ずつ離し、どこまで重りを 保持できるか調べた。表中の網掛け部分は重り保 持が可能であったことを示している。直径が大き な ϕ 7[mm]と ϕ 6[mm]の内部磁石は内部磁石間 距離が3[mm]まで離しても重りを保持できたが、 φ5[mm], φ4[mm]と小さくなるに伴い、重りを保 持するには内部磁石間距離を縮めなければなら ないことが分かる。直径が大きな磁石は吸引力が 強いためこのような結果になった。内部磁石は体 内留置することになることから、小さい方が良い。 そのため、以降の実験ではφ5[mm]×8[mm]の内部 磁石を用いることにした。

【作動距離試験結果及び考察】

体内に留置する内部磁石と外部磁石の間には 脂肪などの組織が存在する。この距離を3[cm]を 設定し、細動距離が3[cm]以上となる内部磁石間 距離を探した。φ5[mm]×8[mm]の内部磁石で作動 距離を測定した結果、作動距離3[cm]以上を満た す内部磁石間距離は3[mm]以上となり、このまま では、耐久試験と作動距離の両方の仕様を満たす ことはできなかった。そこで、内部磁石間に様々 な形の鉄板を挿入し、耐久試験及び作動距離の向 上を目指した。表2に様々な形状の鉄板における 動作の結果を示す。表中の網掛けが耐久試験を満 たす範囲を示し、表中の丸印の範囲が作動距離の 仕様を満たすことを示している。作動距離は鉄板 を挟むことによって仕様を満たす範囲は広がら なかった。耐久試験においては、内部磁石の直径 に近い鉄板を用いた場合にな部磁石間距離が 3[mm]以上となり、1[mm]仕様を満たす範囲を広げ ることができた。鉄板を介して内部磁石間の磁界 が収束され、吸引力が向上したことが原因と考え ている。これにより内部磁石間距離が3[mm]の場 合において耐久試験と作動距離の両方の仕様を 満たすことができた。

表3に3種類の大きさの外部磁石を用いた場合 における内部磁石間距離依存性を測定した結果 を示す。外部字磁石として3種類の大きさの円柱 磁石(大: φ50mm×10mm,中: φ23mm×25mm,小: φ25mm×10mm)を用いた。表中の〇印は作動距離 3[cm]以上の仕様を満たしたことを表している。 また、網掛け部分は耐久試験の仕様を満たすこと を表している。外部磁石が大きいものは内部磁石 間距離が1[mm]から3[mm]の間で耐久試験と作動 距離の両方を満たすことができた。しかし、小さ い外部磁石では両方を満たす内部磁石間距離は 存在しなかった。持ち運びと取扱いを考慮すると、 外部磁石はできるだけ小さい方が良い。

表1 内部磁石別耐久試験結果

内部磁石間距離(mm)	1	2	3	4	5	6
Φ7×8						
Φ6×8						
Φ5×8						
Φ4×8						

表 2 様々な形状の鉄板における動作の結果

内部磁石間距離(mm)	1	2	3	4	5	6
1/1鉄板			0	0	0	0
1/2鉄板			0	0	0	0
縦長鉄板			0	0	0	0
正方形鉄板			0	0	0	0
Φ7鉄板			0	0	0	0
Φ6鉄板				0	0	0
Φ5鉄板			0	0	0	0
Φ4鉄板			0	0	0	0
Φ3鉄板			0	0	0	0
Φ2鉄板			0	0	0	0
鉄板無し			0	0	0	0

表3 外部磁石別耐久及び作動距離試験結果

内部磁石間距離(mm)	1	2	3	4	5	6
Φ50×10	0	0	0	0	0	0
Ф 23 × 25			0	0	0	0
Φ25×10				0	0	0

【結論】

内部磁石が回転し、尿を連結したシートで圧迫 することで尿を止めておき、体外からの外部磁石 で内部磁石をシートが緩むように回転させ、排尿 可能になる人工括約筋を用いて、動作確認を行っ た。尿を止めておく耐久試験と外部磁石を近づけ て排尿可能とする作動距離の両方を満たす内部 磁石間距離を検討した。その結果、本研究での範 囲では Φ 5 鉄板を挟んだ Φ 5×8 mm の内部磁石と Φ 23×25 mm の外部磁石を用いて、内部磁石間距 離を 3 mm に設定した時、1N 耐久試験と作動距離 試験の両方の仕様を満たすことができることが 分かった。

参考文献

 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人工括 約筋の開発」,平成 27 年東北地区若手研 究者研究発表会講演資料,pp. 209-210, (2015).