## ー般講演についての注意事項

#### 1. 発表時間

9分間

講演時間 7分(5分経過で1鈴、7分経過で2鈴)

討議時間 2分(9分経過で3鈴)

### 2. 発表方法

ご自分のパソコンを使用し、会場備え付けの液晶プロジェクタを使ってご講演くだ さい。また、発表前にプロジェクタとの接続確認、およびパワーポイントファイルの 動作確認を行って下さい。

タイムテーブル

	プレゼンテーションルーム (次世代工学技術研究センター1階)	スカイレストラン (55 号館情報研究棟8階)		
8:55~9:00	開会挨拶			
9:00~9:30	一般講演1			
9:40~10:10	一般講演2			
10:20~11:00	一般講演 3			
11:10~12:00	特別講演1			
12:00~13:00		支部役員会		
13:00~13:10	東北支部総会			
13:10~14:00	特別講演2			
14:10~15:00	一般講演4			
15:10~16:00	一般講演 5			
16:10~16:50	一般講演6			
17:00~17:50	一般講演7			
17:50~17:55	閉会挨拶			
18:00~19:30		懇親会		



① 郡山駅までのアクセス

②郡山駅から会場へのアクセス 郡山駅→日大工学部

**東京駅→郡山駅** (JR 東北新幹線で約1時間 30分)

福島空港→郡山駅

(リムジンバスで約 40 分)

(タクシーで約15分,バスで20分) 郡山駅→安積永盛駅→日大工学部

(JR 東北本線で約5分,会場まで徒歩15分)

会場(日本大学工学部キャンパス)のご案内



## 第49回 日本生体医工学会東北支部大会 プログラム

#### 8:55~9:00 開会挨拶

大会長 酒谷 薫(日本大学工学部)

#### 9:00~9:30 一般講演1

- ME-1-3 ナノ粒子のブラウン運動観察による培養温度の推定精度 ……………………13 〇土肥祐太,村山嘉延(日本大)

#### 9:30~9:40 休憩

#### 9:40~10:10 一般講演2

- ME-2-1 7T-MRI と Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ナノ粒子懸濁液を用いた癌のイメージング …………14 〇佐藤英一,小田泰行,寒河江康朗,佐藤裕一,山口哲(岩手医大)
- ME-2-3 近赤外撮像による静脈血管の可視化に関する研究 ……………………………………………16 ○服部浩太朗,村山嘉延,薄井英行(日本大),前川拓滋,眞砂紀之(ロー ム),酒谷薫(日本大)
- 10:10~10:20 休憩

#### 10:20~11:00 一般講演3

- ME-3-2 シリコンX線ダイオード用いたX線の検出と高感度 CT への応用……18 ○寒河江康朗,小田泰行,佐藤英一,佐藤裕一,山口哲(岩手医大)
- ME-3-3 CdTe 検出器を使ったスペクトラルX線 CT システム ……………………19

○佐藤英一,小田泰行,寒河江康朗,佐藤裕一,山口哲(岩手医大)

- ME-3-4 マイコンと CdTe 検出器を用いた単色 X線 CT ·································20 〇小田泰行,佐藤英一,寒河江康朗,佐藤裕一,山口哲(岩手医大)
- 11:00~11:10 休憩
- 11:10~12:00 特別講演1
  - メタボリックリプログラミングによる低酸素細胞のサバイバル ……… 9 高橋 英嗣(佐賀大学大学院工学系研究科)
- 12:00~13:00 昼食(支部役員会)
- 13:00~13:10 東北支部総会
- 13:10~14:00 特別講演2

超高画質 8K 内視鏡の実用化 …………………………………………………………………………10 千葉 敏雄(日本大学総合科学研究所)

- 14:00~14:10 休憩
- 14:10~15:00 一般講演4
- ME-4-1 看護実践知データベース構築のための技能映像の簡易生成法 …………21 〇嶌田聡,佐藤直樹,小松直樹(日本大),真嶋由貴恵(大阪府大)
- ME-4-3 2D と 3D 画像を用いた好み評価時の事象関連電位に関する一検討 ……23 ○長棹和也,田中元志,新山喜嗣 (秋田大)

#### 15:00~15:10 休憩

#### 15:10~16:00 一般講演5

ME-5-1 時間分解スペクトロスコピーを用いた認知機能の評価法に関する研究…26 〇村山優太、酒谷薫、胡莉珍、薄井英行(日本大)

- ME-5-4 熱応答を考慮した体内埋め込み型腎神経冷却デバイスの小型化 ………29 〇鈴木拓志、白石泰之、山家智之(東北大)

#### 16:00~16:10 休憩

#### 16:10~16:50 一般講演6

- ME-6-1 補助人工心臓制御時における適応的拍動推定と拍動同期駆動 …………31 ○幡谷原太,田中明(福島大),吉澤誠,白石泰之,三浦英和,山家智之(東 北大)

- 16:50~17:00 休憩

#### 17:00~17:50 一般講演7

- ME-7-1 単一プローブによる超音波を用いた二次元血流速度計測 ………………………35 〇赤川紀,長岡亮,深津幸助(東北大),小林和人(本多電子),西條芳文(東 北大)
- ME-7-2 Echo-Dynamography を用いた 2 次元速度ベクトル算出法に関する研究 36 〇継田尚哉 (東北大),中島博行 (東北薬科大),小林和人 (本多電子), 西條芳文 (東北大)

ME-7-3 光音響イメージングによる染色液を用いた腫瘍体積測定法に関する基礎検

- 17:50~17:55 閉会挨拶

大会長 酒谷 薫(日本大学工学部)

## メタボリックリプログラミングによる低酸素細胞のサバイバル

#### ○高橋英嗣

#### 佐賀大学大学院工学系研究科先端融合工学専攻

酸素は ATP 産生を介して細胞の (そして個体の) 生死の鍵を握る重要な分子であることは よく知られている。細胞内のミトコンドリアへの酸素供給は血液循環による対流性輸送と血 液-ミトコンドリア間の酸素濃度差による拡散性輸送の両者に依存しているが、後者が酸素 輸送の律速になることは必ずしも広く理解されてはいない。本講演では、まず、拡散が酸素 輸送の障壁となることを明らかにする。続いて、酸素供給の低下に対する細胞及び遺伝子レ ベルでの適応機構を説明するが、ここでは特に、酸素不足に対してミトコンドリアの酸素消 費を抑制することで低酸素適応を果たすという metabolic reprogramming の分子機構につ いて詳しく説明する。最後に細胞に内在する metabolic reprogramming を利用して、酸素に 依存せずに生存できる細胞を作り出す可能性について、実験データをもとに考えてみたい。

## 超高画質 8K 内視鏡の実用化

○千葉敏雄<sup>\*,\*\*</sup> 山下紘正<sup>\*,\*\*</sup> 谷岡健吉<sup>\*\*,\*\*\*</sup> <sup>\*</sup>日本大学総合科学研究所 <sup>\*\*</sup>メディカル・イメージング・コンソーシアム <sup>\*\*\*</sup>日本大学大学院理工学研究科

#### 1. はじめに

我々は現在の硬性内視鏡手術が抱えている 問題を解決すべく、超高画質の硬性内視鏡の 開発とその実用化に取り組んできた。その理 由は、現在の標準的な内視鏡(2K 解像度)が、 機能的にみていまだ十分とはいえないことに ある。そこで我々は、現在の内視鏡の16倍の 解像度を持つ8K 内視鏡を試作し、世界で初 めて動物実験およびヒトでの胆嚢摘出術に応 用し、8K 内視鏡が実用化できることを明らか にしたため、その可能性と課題につき述べて みたい。



#### 2. 8K内視鏡システム

我々の 8K 内視鏡システムは、図 1 に示す 30°斜視硬性鏡(外径 10mm)、3300 万画素 単板式 CMOS 撮像素子(デュアルグリーン方 式)を搭載した 8K カメラヘッド、視野拡大 用アダプタレンズ(焦点距離 60mm、F2.8) を中心に、照明用光源装置(300W キセノン ランプ)、カメラコントロールユニット、8K 用レコーダ(8TB SSD 使用)、85 インチ 8K 液晶モニタ(7680×4320 ピクセル)で構成さ れる。現在の 8K カメラはその超高解像度ゆ えに従来の 2K カメラの 1/40 程度の感度しか ない。そのため照明用光源装置を 2 基使用し、 さらにデジタルゲインを 3 倍上げることで、 実用的な明るさの内視鏡画像を得られるよう にした。

3. 動物実験およびヒト臨床の実施

我々はブタを用いた動物実験を通して、8K 内視鏡システムを腹腔鏡手術に応用する際の 課題(8Kカメラのサイズと重量、適切な視野 範囲と内視鏡画像の明るさの両立など)の洗 い出しを行った。8Kカメラを一回り小型軽量 化し、さらに硬性鏡のレンズ性能を向上させ た後に、ヒト臨床での胆嚢摘出手術2件の実 施に踏み切った。手術室では患者の直近に8K モニタを設置し、執刀医が8K解像度の内視 鏡画像を最も良く見える位置で手術を行うこ とで、従来では視認できなかった細い血管や 膜構造を確認しながら、2件とも平均的な時 間で完遂した(図2)。



図2 8Kによる腹腔鏡下胆嚢摘出手術の様子

#### 4. 今後の課題

動物実験、臨床例を通して 8K 内視鏡の実 用可能性の高さを確認したと共に、8K カメラ のより一層の小型軽量化と感度の向上、8K 解 像度を 100%発揮するためのレンズ系の改善、 8K モニタの視野角拡大などの課題も明らかに なった。我々は数年以内の 8K 内視鏡の実用 化を目指し、これらの課題をクリアしていく。

## 顕微鏡画像解析を用いた細胞生存率の測定

〇長井 光\*, 村山 嘉延\*\*, 齋藤 成夫\*\*\* \*日本大学大学院 \*\*日本大学 \*\*\*高雄医科大学

#### 1. 序論

ヒト羊膜由来細胞に Sox2 をエレクトロポレー ション法(電気刺激)により導入することで多能 性幹細胞(iPS 細胞)の作製に成功したとの報告 がある<sup>(1)</sup>.しかしながら,死滅する細胞数は電気 刺激条件を一定としても相関がなく<sup>(2)</sup>,細胞が死 滅する過程を観察したという報告はない.そこで 本研究では,電気刺激中に細胞観察が可能なチャ ンバーを試作し,顕微鏡画像をリアルタイム画像 解析し細胞が死滅する過程の観察を試みている. 第1段階として単離処理を行ったウシの皮膚細 胞を用いて電気刺激し,刺激前後の画像解析から 細胞生存率が測定可能かどうか検討した.

#### 2. 実験方法

細胞画像を取得する為に USB3.0 カメラ (Basle r 製 acA1300-30uc, 1294×964 画素)を顕微鏡に取 り付けた. 試料には単離処理を行ったウシ皮膚細 胞と培養液 (PBS:リン酸緩衝生理食塩水)の懸濁 液を使用した. 細胞同士の隣接を防ぐため,顕微 鏡の拡大倍率は 100 倍,培養液に対する細胞個数 は 1ml あたり約1万個とした.

顕微鏡画像撮影のフローチャートを図1に示す. 顕微鏡画像の撮影は電気刺激を行う前,電気刺激 後10分に行った.電気刺激中は120fpsで撮影を 行った.



図1 顕微鏡画像撮影のフローチャート 電気刺激には、マイコン(H8/3052F)を用いてパ ルス波(周波数:10Hz)を発生させ、パワーオペ アンプ(PA75CD)により増幅(電圧:20V)した後、 印加した.なお、パルス回数は10回とした. 顕微鏡画像から細胞の特徴のみを抽出するため に、緑色プレーンを抽出し2値化を行った.次に、 細胞の特徴と無関係な粒子をフィルタにより除 去し、各細胞の特徴を1つの粒子として測定する ために穴埋めを行った. 電気刺激前後の画像から 細胞数を測定し,式(1)を用いて細胞生存率を算 出した.

# 細胞生存率 = $\frac{$ <sup>測定細胞数</sup>/<sub>基準細胞数</sub> × 100[%] (1)

3. 結果

図 2 に電気刺激前及び電気刺激後 10 分の顕微 鏡画像,図 3 にそれぞれの 2 値化画像を示す.電 気刺激前の細胞個数は目視によるカウントでは 194 個,2 値化による自動測定では 197 個,差は 3 個であり,1.52%の差が生じた.電気刺激後の細 胞個数は目視によるカウントでは 84 個、2 値化 による自動測定では 81 個,差は 3 個であり, 3.57%の差が生じた.細胞生存率は目視によるカ ウントで 41.8%,2 値化による自動測定では 41.1% になった.



(b) 電気刺激後 10 分

図2 電気刺激前後の顕微鏡画像



図3電気刺激前後の2値化画像

#### 参考文献

- Saito et al. J Bioengineering and Biomedical Science 2011; doi; 10.4172/2155-9538, S2-005
- 小林裕之部,黒澤智則,桑原健人(2013),"ヒト羊膜由 来細胞初期化を目的としたElectroporation法の開発に 関する基礎的研究",日本大学工学部卒業論文

# 母胎温の経時計測に関する基礎的研究

〇山根 勇介\* <sup>\*</sup>日本大学大学院 村山 嘉延<sup>\*\*</sup> <sup>\*\*</sup>日本大学

#### 1. 緒言

ヒト生殖補助医療や家畜繁殖の場では、受精 した卵子を数日間、体外で培養して母胎に移植 される.体外培養の温度環境は世界的に同じく 37℃一定の静置であり、培養環境の変化による ストレスは最小限である方が良いとされている が、それでもなお、母胎(*in vivo*)における受 精卵の発育に比べると劣る<sup>1)</sup>.

37℃一定の静置培養が最も良い環境であろう か?そもそも、①ヒトの平均的な体内深部温度 (下腹部)は37℃より高く、②概日周期、生理 周期と共に周期的に変化している.③培養温度 を37℃一定とする根拠となる論文は、これまで に1983年(ウシ)と1988年(マウス)の2報 しかない、ヒトでも同様に37℃に静置して培養 すべきであるとする根拠は明確に示されておら ず、経験的に蓄積されたノウハウであると言え る.加えて、④肝心な妊娠初期(受精後から5 日間)の母胎温変化を詳細に調べられたことは ない.

最近になり、受精卵培養に卵管内の物理刺激 環境を再現させる方法が試みられ、マイクロ流 路を用いて培養液を揺らす方法<sup>2)</sup>や、卵細胞傾 斜培養により卵管内の受精卵移動速度により受 けるシェアーストレスを再現<sup>3)</sup>することで、有 意に発育度(胚盤胞到達度)が向上したとの報 告が得られている.すなわち、「培養環境の変 化によるストレスは最小限である方が良い」考 えは否定された.

そこで、本研究室では「受精卵本来の培養環 境にみられる母胎温変化を模倣した方が、発育 度が良いはずである」という仮説を立てて解明 を試みる.これまでに、受精卵の品質評価<sup>4)5)や</sup>、 培養液の開発<sup>6)</sup>に取り組んでおり、培養温度の 変化が受精卵の品質に与える影響と重要性があ ることから、既存には無い斬新な視点から解決 手法を提案する. 残された重要な課題は、母胎の温度変化を詳細に調べ、母胎を模倣して培養器内に温度変化 を与え受精卵を培養し、発育の様子を調べることである.

#### 2. 母胎温度変化を測定

マウスの体内深部温度を測定するために,白 金測温抵抗体(Heraeus, FK222)を用いて,許容 差±0.1℃以内で温度を測定可能なロガーを試作 した.センサの回路部では、3 導線式白金測温 抵抗体の回路とし,接続ワイヤの抵抗分の影響 を軽減した.最大 8channelの温度プローブの測 定を可能にする為に,マルチプレクサを用いた. 増幅器に計装アンプを用いることで同相成分除 去比を高くした.16bitAD変換器による出力値 は Arduino で受信し,LabVIEW(National Instruments)とハンドシェイク通信を行い,デ ータを逐次保存して通信エラーが起こる可能性 を排除し,長時間データロギングを可能とした. (100ms/sample)

試作したセンサの較正温度範囲は 30℃から 50℃(5℃刻み)とした.温度較正には被較正温 度計,二重管標準温度計(SANSYO, NO1), EC ウォーターバス(ASONE, EW-100RD)によ り較正した.

体内深部温度およびそのゆらぎは個体によっ て大きく異なり、同一個体であっても日により 異なる.正常な個体が示す特徴的パターンを見 出すのには困難が予想されるが、ベイズ統計な ど最新の時系列データ解析手法を用いて解決を 試みる.

#### 参考文献

- 1) Boone and Shapiro, Theriogenology, 33(1), 1990.
- 2) Cabrere et al., Fertil. Steril., 90, 244, 2008.
- Yoshimura et al., J.Mam. Ova. Res., 27(2), 2010, DOI: 10.1016/j.fertnstert.2008.07.1327
- 4) Murayama et al, J Mam Ova Res, 2008.
- 5) Murayama et al, IEEE EMBS, 2013.
- 6) Inui et al, J Repro Eng, 2011.

ナノ粒子のブラウン運動観察による培養温度の推定精度

#### 〇土肥祐太(日大工・電気・院生),村山嘉延(日大工・電気),

#### 1.序論

生きている細胞内部では生命活動に伴い熱が 発生するが、死んでいる細胞には無いと考えら れる.細胞は開放系であるから,培養中におい て細胞で熱が発生すれば培養液と熱のやり取り があるのも自然であり、細胞にごく近い部位の 液温を計測することが生命活動の有無を判断す る材料となることが考えられる. その計測には 細胞の大きさよりも小さな温度計が必要であ り、空間的に多点計測をも可能とするなら、従 来式の大きなプローブを一つ持ついずれの計測 装置も適さない.細胞の大きさはほぼミクロン オーダーであるため,十分な空間分解能を得る には数百ナノオーダーのプローブが必要であ る.一方,蒸留水中でブラウン運動するポリス チレンナノ粒子を蛍光顕微鏡で撮影し、その変 位から溶液中の温度を高い空間分解能で測定す ることを検討した報告がなされている(1.本報告 では上記の背景のもと、同方法を細胞培養時の 温度計測に用いると想定し, 求める精度を満た すかどうか検討した.

#### 2.ブラウン運動と温度の関係式

一般に知られているように、質量mのナノ粒 子が粘性のある溶液の分子からランダムな力 F(x)を受け速度 v で移動しているとき、ζを摩擦 係数とすると次のように書ける.

$$m\frac{dv}{dt} = -\zeta v + F(t) \tag{1}$$

両辺にxをかけて運動方程式を用いて整理する.

$$\frac{m}{2}\frac{d^2(x^2)}{dt^2} - mv^2 = -\frac{\zeta}{2}\frac{d(x^2)}{dt} + F(t)x \quad (2)$$

実際は多数のナノ粒子の平均をとることを考 慮すると, F(t)の平均<F(t)>は0となるため右辺 第二項は消える. エネルギー等配分の法則より  $m < v^2 > /2 = k_B T / 2 を代入する. さらに <math>z=d(<x^2>)/dt$  と置くことで次のように書き表せる.

$$\frac{m}{2}\frac{dz}{dt} + \frac{\zeta}{2}z = k_B T \tag{3}$$

式3の一般解は

$$z = \frac{2k_BT}{\zeta} + Ce^{-\frac{\zeta}{m}t}$$
(4)

となる. 抵抗係数くに関して, ナノ粒子の粒子レ イノルズ数 Re<sup>\*</sup> << 2 で, 球形かつ小さいという 条件を満たすとストークスの式  $\zeta=6\pi\eta(T)a$  が適 用出来る. このとき粒子 1 つが溶液から力を受 けて粘性により停止するまでの時間  $\tau_0$ は

$$\tau_0 = \frac{m}{6\pi\eta a} = +\frac{2}{9}\frac{\rho a^2}{\eta} \tag{5}$$

 $p: ナノ粒子密度 \eta(T):粘性[Pa・s] a:粒子半径 である. もし計測間隔 t が <math>\tau_0$  より十分小さいな らば  $\zeta/m = 1/\tau_0$ の関係から式 4 右辺第二項は 0 と 近似出来る. 式 4 を 0 から t まで時間で積分す る. 自由度を n とすると

$$T = \frac{3\pi\eta(T)a}{nk_B t} < (x - x_0)^2 >$$
(6)

となる.

#### 3.実験方法および装置

本実験では Fig.1 の装置を製作した.



Fig.1 ブラウン運動観察用装置

穴部分にナノ粒子と純粋の混合液を満たし張り合わせた.ナノ粒子はポリスチレン製で直径500nm,波長575nmの光を当てると610nmの 蛍光を発するもの(SIGMA L3280-1ML)を使用し

# 7T-MRIとGd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>ナノ粒子懸濁液を用いた癌のイメージング

○佐藤英一\*,小田泰行\*,寒河江康朗\*,佐藤裕一\*\*,山口哲\*\*\* \*岩手医科大学物理,\*\*岩手医科大学病院中央放射線部,\*\*\*岩手医科大学放射線科

#### 1. 目的

代表的な MRI の造影剤には, ガドペンテ ト酸メグルミンの陽性造影剤そして超常磁 性酸化鉄ナノ粒子 (SPIO) コロイド溶液の 陰性造影剤がある。SPIO 溶液中のフェルカ ーボトランナノ粒子は肝癌の診断に用いら れるが, 推奨血中濃度が 5 μg/ml 程度と低 いため, 肝癌以外の診断は難しい。本研究 では試作した Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>ナノ粒子懸濁液を用いて 癌診断を行った。

#### 2. 7T-MRI

Fig. 1 は岩手医科大学の矢巾キャンパスに 設置された最新鋭の磁束密度 7T の MRI ス キャナーである。図の上から,静磁場のト ンネル,動物用小コイル,頭用の鞍型コイ ルである。マグネット内径は 0.6 m,マグネ ット長 3.33 m,そして交流磁場周波数は 300 MHz である。撮影では 2 個のコイルを 用いた。内径 60 mm のコイルはバイアル撮 影用で,空間分解能は 0.16×0.16 mm<sup>2</sup>である。 一方,内径 291 mm の QD ヘッドコイルは ウサギの撮影に用いられ,空間分解能は 0.52×0.52 mm<sup>2</sup>である。

#### 3. 結果

Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 懸濁液を作製し, 超常磁性酸化鉄 (SPIO, フェルカーボトラン)と比較した。 Gd と Fe の 7 T-MRI による検出下限はそれ ぞれ 100 および 50 n mol/ml 程度で, Fe のほ うが低かった(感度が良かった)。しかし, Fe の推奨濃度は 50 n mol/ml 程度ゆえ, 肝癌 以外の診断は難しかった。

10%-5ml の Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 懸濁液を大腿静脈から 注射し,血中濃度を 2 mg/ml にしたとき, 大腿に生着した VX2 癌を描出できた。



Fig. 1. 7T-MRI スキャナー。(a) 静磁場トン ネル, (b)動物用小コイル, (c)QD コイル。

## LSO 結晶と小型光電子増倍管検出器を用いた 高速エネルギー弁別X線 CT システムとガドリニウムイメージング

〇山口哲\*角原久夫\*菊池光洋\*及川博文\*中村隆二\*
 有賀久哲\*江原茂\*佐藤英一\*\*
 \*岩手医科大学放射線医学講座 \*\*岩手医科大学教養教育センター物理学科

#### 1. はじめに

我々はこれまでにテルル化カドミウム半導 体(CdTe)検出器を用いたフォトンカウンティ ング式エネルギー弁別 X線 CT (ED-CT)システ ムを開発し、ヨウ素やガドリニウムなどの X 線造影剤におけるKエッジイメージングを行 ってきた。しかし、撮像時間短縮のため X 線 フォトンカウントレートを増加させることが 難しく、近年 YAP(Ce)結晶と小型光電子増倍 管(SPMT)を組み合わせた数 Mcps のカウントレ ートを持つ YAP(Ce)-SPMT 検出器を開発してガ ドリニウム(Gd)を用いた ED-CT 撮影を行った。 YAP(Ce)-SPMT 検出器でエネルギー弁別効果を 確認した我々は次に LSO 結晶に着目した。 YAP(Ce)と比較してLSO 結晶の輝度は高く、発 行寿命は 40 ns と短いため ED-CT 検出器用の シンチレータとして利用できる。本研究では LSO-SPMT 検出器を試作して X 線スペクトルを 測定し、ED-CT システムを構築した。

#### 2. 実験方法

X 線スペクトルを測定するため、LSO-SPMT 検出器からの出力電圧を高速反転増幅回路に 接続し、マルチチャネルアナライザーにて波 高分析を行った。測定条件は管電圧 50 kV と 100 kV および 3 mm 厚のアルミフィルターを 用いた。ED-CT システムでは異なる二つの濃 度(15 および 30 mg/ml)で調整された Gd 造影 剤を直径 15 mm のガラスバイアルに入れて撮 像した。本研究で開発した ED-CT システムを 図 1 に示す。LSO-SPMT 検出器からの投影デー タはエネルギー閾値(E<sub>t</sub>)を決定するため高速 反転コンパレータ回路に接続し、得られた出 力信号を PC に送って画像再構成を行った。断 層像は被写体の LSO-SPMT 検出器による直線ス キャンと回転を繰り返して得られる 180 のプ ロジェクションデータにより再構成した。

#### 3. 実験結果

管電圧の増加に伴い最大フォトンエネルギ ーが増加した。また、アルミニウム(A1)フィ ルターを挿入しても最大フォトンエネルギー は変化しなかった。エネルギー閾値(Et)を上 げたときに Gd のイメージ濃度と濃度差は共に 増加した。血管内に酸化ガドリニウム(Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) を充填したラビットヘッドファントムによる 撮像では筋肉組織と骨のイメージ濃度がわず かに減少し、血管のコントラスト改善が見ら れた。

#### 4. 参考文献

[1] Yamaguchi, S., Sato, E., et al.: Zero-darkcounting high-speed X-ray photon detection using a cerium-doped yttrium aluminum perovskite crystal and a small photomultiplier tube and its application to gadolinium imaging. Jpn J Appl Phys 53, 040304-1-4 (2014)



Fig. 1 Block diagram of the ED-CT system using a linear LSO-SPMT scanner.

# 近赤外撮像による静脈血管の可視化に関する研究

○服部 浩太朗\* 村山 嘉延\*\* 薄井 英行\*\* 前川 拓滋\*\*\* 眞砂 紀之\*\*\* 酒谷 薫\*\*
 \*日本大学大学院 \*\*日本大学 \*\*\*ローム株式会社

#### 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に利用されてい る.特に,近赤外光カメラの長波長域の感度が 向上すれば、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 後の血流確認などに応用できると期待されてい る<sup>[1]</sup>. 一方で, ローム株式会社では CIGS (Cu-銅, In-インジウム, Se-セレン, Ga-ガリウムの 化合物半導体)を用いて CIGS イメージセンサを 開発した<sup>[2]</sup>. CIGS はシリコンに比べて光の吸収 係数が約10倍と高いことから太陽光発電の高効 率化のために開発された化合物である. CIGS イ メージセンサは可視光~近赤外光領域までの広 帯域で有意に高い感度を有しているため、長波 長を用いることで生体深部の静脈を可視化でき るのではないかと期待されている. 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 輝度値からコントラストを算出し, 静脈の深さ を一定とした場合のコントラスト対波長依存性 について検討したので、結果を報告する.

#### 2. 実験方法

ハロゲン光源を用いてヒト前腕部位(青年男 性1名)を照らし、CIGS イメージセンサ(ロー ム社製)に干渉フィルタ(波長 700nm, 770nm, 780nm, 800nm, 810nm, 830nm, 850nm, 860nm, 870nm, 880nm, 890nm, 900nm, 910nm, 930nm, 950nm, 1064nm, 1100nm の17種類およびレンズ (焦点距離 8mm), 偏光板を取り付けた.得ら れた画像から静脈部位( $I_{min}:1$ 点)と静脈両側の 近傍( $I_{max}:2$ 点の平均)の輝度値を測定し,コン トラスト(= ( $I_{max}$ - $I_{min}$ ) / ( $I_{max}$ + $I_{min}$ ))を算出し た.以上の測定を同じ静脈上の 10 ヶ所において 算出し,平均して一標本(一検体,一波長)の値 とした. 3. 実験結果

被験者に対して波長毎に測定したコントラストを図1に示す. 波長 910nm でコントラストが 0.162 と最も高くなる凸型特性を示した.





図 1 よりコントラストが最も高く算出された 波長 910nm とコントラストが低い 2 波長 700nm, 1100nm の撮影画像から,輝度値の平均が一定と なるようにノーマライズした画像を図 2 に示す. 血管における輝度の明暗を比較すると,波長 910nm で見た目にも血管部の輝度が暗く見える. 波長 1100nm では,コントラストの値は 0.093 と 最も低いが,波長 700nm と比較して見た目では 血管の輝度が暗く見えた.



参考文献

- [1] 飛澤直哉他:電子情報通信学会, pp.147-152, 2011.
- [2] 松島 理他:電子情報通信学会, pp.13-16, 2009.
- [3] Vladimir P et . al:Lasers, Surg. Med , voL34 ,
- no . 1, pp56 -61, 2004
- [4] 三浦 直人,指静脈認証技術の研究,博士論文, pp. 1-133, 2012.

## シリコン X 線ダイオードを使った

## デュアルエネルギーCT システムの構築

# ○佐藤 裕一<sup>\*</sup> 佐藤 英一<sup>\*\*</sup> 小田 泰行<sup>\*\*</sup> 佐藤 公悦<sup>\*\*\*</sup> 江原 茂<sup>\*\*\*</sup> <sup>\*</sup>岩手医科大学附属病院中央放射線部 <sup>\*\*</sup>岩手医科大学共通教育センター物理学科 \*\*\*\*トーレック株式会社 <sup>\*\*\*\*</sup>岩手医科大学医学部放射線医学講座

#### 背景・目的

近年,我々はX線に特に感度の良いシリコン X線ダイオード (Si-XD) を発見し,シンチレ ーターを使うことなく高感度X線CTシステムを 構築した。次いで,Si-XD を用いてもフォト ンカウンティングは可能であることから,シ ングルコンパレーターを用いたエネルギー弁 別CT (ED-CT) システムも開発した。 本研究では,Si-XDとデュアルコンパレーター を用いたデュアルエネルギーED-CTシステムを 構築し,基礎的な実験を行った。

#### 2. 方法

被写体を透過したX線フォトンをSi-XDで検 出し,2値のスレッショルドエネルギーをデ ュアルコンパレーターで決定した。コンパレ ーターから発生する論理パルスを周波数・電 圧コンバーター (FVC) に入力し,FVC 出力を アナログ・デジタルコンバーター (ADC)を介 してパソコンに送った。

X線の最大エネルギーは管電圧に相当し,CT撮 影は被写体の直進スキャンと回転を繰り返す ことにより行われた。

#### 3. 結果·考察

2値のスレッショルドエネルギーを変化させ ることにより、コントラストの異なる2断層像 が同時に得られた。また、フォトンカウント のサブトラクションにより、2 スレッショル ド間のフォトンによる低い平均エネルギーの 画像が得られた。空間分解能は1.3×1.3 mm2 で、X 線照射時間は10 minであった。

Si-XDによるフォトンカウンティングでは, Si 背面のセラミック基板でX線フォトンがコンプ トン散乱される。よって, ほとんどのフォト ンは実際よりも低いエネルギーのフォトンと してカウントされるが,スレッショルドを決 めることはできる。

#### 4. 結論

Si-XD を用いたデュアルエネルギーED-CT シ ステムを構築し, 平均エネルギーの異なる 2 ファイルの断層像を得た。またフォトンカウ ントサブトラクションにより低エネルギーの 断層像が得られた。

#### 5. 参考文献

1) H. Matsukiyo, E. Sato, O. Hagiwara, A. Abudurexiti, A. Osawa, T.Enomoto, at el: Application of an oscillation-type linear cadmium telluride detector to enhanced gadolinium K-edge computed tomography. Nucl. Instr. Meth. A, 632,

2) Y. Sato, E. Sato, S. Ehara, Y. Oda, O. Hagiwara, at el: Investigation of a high-count-rate energydispersive X-ray CT system using a CdTe detector and a high-speed comparator and its application to iodine K-edge imaging, Med. Imag. Inform. Sci. 29, 56-61, 2012.



図1 シリコン X 線ダイオードを使った デュアルエネルギーCT システム

## シリコンX線ダイオード用いたX線の検出と 高感度 CT への応用

○寒河江康朗\*,小田泰行\*,佐藤英一\*,佐藤裕一\*\*,山口哲\*\*\* \*岩手医科大学物理,\*\*岩手医科大学病院中央放射線部,\*\*\*岩手医科大学放射線科

#### 1. 目的

シリコンX線ダイオード(Si-XD)[1]で は背面のセラミック基板でX線フォトンが コンプトン散乱されるため,シンチレータ ー付きの検出器よりも高い感度でX線を検 出できる。本研究ではSi-XDを同軸ケーブ ルにより測定者側の増幅器モジュール<sup>1)</sup>と 接続し,半導体線量計として応用すること を目的としている。さらに,Si-XDを使っ た断層撮影も試みた。

#### 2. 方法

シールドを施したSi-XDを5.0 mの同軸ケ ーブルを用いて増幅器モジュールと接続し た(Fig. 1)。X線の吸収によりSi-XDに流 れる光電流を電流・電圧(I-V)増幅器で電 圧に変換し、電圧・電圧(V-V)増幅器で 増幅する。次に、モジュール出力を時定数5 sの積分器に入力し、デジタル電圧計で測定 した。CT撮影では、Si-XDをスキャン速度 が25 mm/sのxステージに取り付け、モジュ ール出力をアナログ・デジタルコンバータ ー(ADC)を介してパソコンに送った。CT 撮影は被写体の直進スキャンと回転を繰り 返すことにより行われた。

#### 3. 結果

同軸ケーブルを用いた場合にでも,ノイ ズの影響はほとんど無く,安定な電圧が出 力した。管電流を一定にした場合,管電圧 の増加に伴って出力電圧は増した。次いで, 管電圧を一定にした場合,管電流と出力電 圧は比例した。撮影においても,良好な画 像が得られた。

#### 4. 考察

本研究では低い線量率のX線を測定した が、増幅器のゲインを減らすことにより、 高い線量率のX線パルスも容易に検出でき た。さらに、大面積の Si-XD を使用すれば、 1 桁ほど感度は増加する。

#### 5. 結論

Si-XD, 5.0 m 同軸ケーブル, 増幅器モジュールなどを用いたX線検出では, 線量率にほぼ比例する安定な電圧が出力し, 半導体線量計として十分に応用できることがわかった。また, X線 CT 用の直接変換式検出器としても利用できる。



Fig. 1. Si-XD in conjunction with an X-ray detection module for measuring X-ray sensitivity.

#### 文献

[1] Sato, Y., Sato, E., Ehara, S., Oda, Y., Hagiwara, O., Matsukiyo, H., Enomoto, T., Watanabe, M., Kusachi, S.: Development of a dual-energy silicon X-ray diode and its application to gadolinium imaging, Radiat Meas 77, 12-17 (2015)

## CdTe 検出器を使ったスペクトラルX線 CT システム

〇佐藤英一\*,小田泰行\*,寒河江康朗\*,佐藤裕一\*\*,山口哲\*\*\* \*岩手医科大学物理,\*\*岩手医科大学病院中央放射線部,\*\*\*岩手医科大学放射線科

#### 1.目的

近年, 我々はエネルギー分解能 1% at 122 keV の CdTe 検出器を用いてフォトンカウン ト式のエネルギー弁別X線 CT システムを 構築した[1]。このシステムでは, 周波数・ 電圧コンバーター (FVC)を使って画質改 善を行い, 良好な成果を得ることができた。 本研究では 4ch のコンパレーターを用いた スペクトラルX線 CT システムを構築し, ョウ素 (I) やガドリニウム (Gd) の造影剤 が入ったファントムを撮影した。

#### 2. 方法

被写体を透過するX線フォトンを CdTe で検出し、電荷有感増幅器と整形増幅器を 用いて増幅する。CT 撮影は被写体の直線ス キャンと回転を繰り返すことにより行われ る。次いで、4ch のコンパレーターを用い て 4 値のスレッショルドエネルギーを設定 し、計 14 エネルギー領域での CT 撮影が可 能である(Fig. 1)。スレッショルドエネル ギーは 20、35、50、65 keV である。

#### 3. 結果

スキャンと回転のステップはそれぞれ 0.5 mm と 1.0°で,撮影時間は約 10 min であっ た。I-K エッジ撮影には 35~50 keV のフォ トン, Gd-K エッジ撮影には 50~65 keV の フォトンが有用であった。エネルギーサブ トラクションでは I や Gd の造影剤が高コン トラストで描出できた。

#### 4. 考察

イベントパルスのパイルアップが生じな い場合,実験に用いた汎用 CdTe 検出器の 最大カウントレートは約 5 kcps であった。 よって,積分器付きの FVC は画像の粒状性 を改善するには有用であった。

5. 結論

CdTe 検出器を使って、14 エネルギー領 域での CT 画像が同時に得られるスペクト ラル CT システムを構築した。K エッジ撮 影においては予想通りのコントラストが得 られた。よってエネルギー分解能を低下さ せることなく、カウントレートを増加させ ることにより、X線照射を短縮できると思 われる。



Fig. 1. Block diagram of the quad-energy photon counting using four comparators.

[1] Hagiwara, O., Sato, E., Watanabe, M., Sato, Y., Oda, Y., Matsukiyo, H., Osawa, A., Enomoto, T., Kusachi, S. and Ehara, S., "Investigation of dual-energy X-ray photon counting using a cadmium telluride detector and two comparators and its application to photon-count energy subtraction," Jpn. J. Appl. Phys. 53, 102202-1-6 (2014).

## マイコンと CdTe 検出器を用いた単色 X線 CT

〇小田泰行\*,佐藤英一\*,寒河江康朗\*,佐藤裕一\*\*,山口哲\*\*\* \*岩手医科大学物理,\*\*岩手医科大学病院中央放射線部,\*\*\*岩手医科大学放射線科

#### 1. 目的

近年,我々は生体の分子イメージングを 主目的としてエネルギー弁別X線 CT シス テムを開発した。さらに,CdTe 検出器を用 いたデュアルエネルギーX線 CT システム [1]を開発し,ヨウ素 K エッジ CT 撮影やエ ネルギーサブトラクションを行った。一般 に,フォトンカウンティング式のスペクト ラルX線 CT システムにおいては,撮影に 要するエネルギー範囲のスペクトル情報を 全て記録するのでプロジェクションデータ の容量が増加する。本研究ではマルチチャ ンネルアナライザー (MCA)を用いること なく,フォトンエネルギーのレベルと幅を 決定できる,単色X線 CT システムの構築 を目的としている。

#### 2. 方法

Fig. 1 は準単色X線 CT システムにおける フォトンカウントのブロック図である。X 線フォトンを CdTe で検出し,整形増幅器 から発生するイベントパルスを 2ch のコン パレーターに入力して 2 値のスレッショル ドエネルギーを決定する。周波数・電圧変 換器 (FVC)ではマイコンを用いて 2 値間 のフォトンのみをカウントし,マイコンか らの論理パルスを積分器と V-V 増幅器を用 いて電圧に変換する。出力電圧はアナログ デジタルコンバーター (ADC)を介してパ ソコンに入力される。CT 撮影は被写体の直 進スキャンと回転を繰り返すことにより行 われる。

#### 3. 結果

ヨウ素(I) K エッジ撮影では 33.2~50.0 keVのX線フォトンを用い, I 造影剤が高コ ントラストで撮影できた。一方,ガドリニ ウム (Gd) K エッジ撮影では 50.2~65.0 keV のフォトンが用いられ,Gd 造影剤が鮮 明に描出された。

#### 4. 考察

CdTe 検出器を用いた場合の最大カウント レートは 5 kcps であったが, FVC により画 像の粒状性が改善された。複数個の弁別器 を利用することによりマルチエネルギー撮 影も可能で,エネルギーサブトラクション による低濃度造影剤や癌部位の描出が期待 される。

#### 5. 結論

本研究では、試作した弁別器を用いてエ ネルギーのレベルと幅を決定し、I や Gd の 造影剤を使った K エッジ撮影を主目的とす る単色X線撮影を行なった。



Fig. 1. Block diagram of the monochromatic photon counting using two comparators.

#### 文献

[1] Hagiwara, O., Sato, E., Watanabe, et al., "Investigation of dual-energy X-ray photon counting using a cadmium telluride detector and two comparators and its application to photoncount energy subtraction," Jpn. J. Appl. Phys. 53, 102202-1-6 (2014).

#### 看護実践知データベース構築のための技能映像の簡易生成法

〇嶌田 聡\*、佐藤直樹\*、小松直樹\*、真嶋由貴恵\*\* \*日本大学工学部 \*\*大阪府立大学工学研究科

#### <u>1.はじめに</u>

看護技術の実践では状況に応じた適切な処置が要求されるので、熟練者が保有する実践知を共有するし くみの構築が重要である[1]。また、技能伝承では映像 の活用が有効であるが、教材映像の制作にはコストが かかるので、作業の様子を分かりやすく表現した映像 が簡易に制作できるとよい。本稿では病院スタッフだ けでも簡易に技能映像を制作できる方法を提案する。 2.提案方法

#### 2.1 概要

技能映像では1つのアングルだけでは死角が発生 しやすいので複数アングルからの映像が必要となる。 また、作業内容を把握するには全体の俯瞰映像と細部 のアップ映像を適切に編集する必要がある。さらに、 病院スタッフだけで業務中に運用することを考慮す ると撮影と編集の自動化が望まれる。

そこで、固定カメラを複数台常設しておき、取得し た複数視点映像を素材とし、どの視点映像を採用する かのカメラ選択と、ショットサイズを決めるエリア選 択を自動化することで技能映像を生成する。 2.2 撮影方法

ベッドの周辺を移動する作業などでも固定カメラ で確実に記録できるように広範囲を撮影できるカメ ラとする。一方で、エリア選択をして細部を表現した ときの品質を確保するためには高解像度カメラが必 要である。具体的には、ベッド周辺等の範囲を撮影範 囲とし、この四隅と天井に広角レンズを用いた4Kの 高解像度カメラを常設する。

2.3 編集方法

看護技術は手順などの基本的な方法は体系化され ているので、撮影対象の看護技術が決まれば、どのよ うな作業工程があるかは既知となる。さらに、工程ご との適切なアングルやショットサイズもおよそ決め ることができる。そこで、工程ごとにカメラ選択とエ リア選択の選定ルールを編集シナリオとして事前に 設定しておく。主に天井のカメラ映像を用いた作業工 程の識別と、選択されたカメラ映像の動物体領域から のエリア選択により編集の自動化を実現する。

#### 3.実験

撮影対象として、車椅子への移乗と静脈注射を選定 して編集シナリオを作成し、提案手法により技能映像 を生成した。今回は妥当性検証を目的とし、工程の判 別とエリア選択は手動で行った。結果を図1に示す。 死角となる部分が減り、見やすい映像を生成できるこ とを確認した。

#### <u>4. まとめ</u>

広角で高解像度のカメラを複数台常設して取得し た複数視点映像を素材とし、カメラ選択とエリア選択 により分かりやすい技能映像を簡易に生成する方法 を提案し、その妥当性を検証した。

#### 参考文献

[1] 鳥田聡、他、、映像シーン連動掲示板による技能伝承での知識共有と看護分野での評価,電気学会論文誌,Vol.132,No.3, Sec.C,pp477-484, 2012



#### (a) 5視点の素材映像



(b) 生成した技能映像の代表的なシーン 図1 素材映像と生成した技能映像

## 在宅看護における心電計測モニタの実効性

○山影香美\* 清水汐里\* 八木茜\* 相馬一二三\* 三田光男\*

#### 岩手看護短期大学\*

在宅におけるナースコールおよびカメラ・標準 12 導出 ECG の遠隔モニタを、SIM ルータによ り、セキュリティの高いネット構成で達成した。ECG 計測は、医師・看護師が自宅から患者を観 測しながら必要に応じてスマートフォンから計測できる。ECG 信号は心筋興奮のみならず基線動 揺からは換気回数や不均一換気の情報が、さらに随意筋・不随意筋収縮や発汗部位の情報を導く ことができる。そこで、脳梗塞後の患者の ECG を 2 日間に亘り観測して、下図に示す、心拍数、 換気回数、不整脈や喀痰貯留の状況を観測した。即ち、自律神経活動により換気数および心拍数 が夜間に減少し、日中増加する日内変動を認めた。また、2 日目の夜間の日内変動の乱れと共に 気管支への喀痰貯留および睡眠妨害を観測した。さらに、梗塞予防薬の投与による上室性期外収 縮の発生や頻拍発作の薬物の副作用ならびに患者の咳による喀痰排出により、換気ベクトルが右 側もしくは前方に偏移する関連性を観測した。

以上から、夜間の喀痰吸引率が高くなる原因が副交感神経活動による喀痰分泌亢進であること、 自律神経の「日内変動の乱れ」が睡眠妨害や不整脈や喀痰貯留に関連して起こることが解った。 在宅看護において予防的な喀痰吸引や投薬処置を日内変動に連動させて、最適な時期に実施する ことが、患者の状態を劇的に改善する妥当な看護ケアであることがわかった.多導出の心電計測 モニタは心疾患のみならず、肺換気・自律神経機能の情報や慢性的な薬物中毒や適切な医療 処置のタイミングなど、在宅老人の看護ケアに必要な多くの情報を提供する。



図1 SIM ルータとカメラ



## 2Dと3D画像を用いた好み評価時の事象関連電位

に関する一検討

\*秋田大学大学院工学資源学研究科

<sup>\*</sup>秋田大学大学院医学系研究科

#### 1. はじめに

筆者らは、3D 画像を用いて好み評価させた
ときの事象関連電位(ERP: Event-Related
Potential)を測定し、2D 画像を用いた場合と
同様にP300成分を検出できることを示した<sup>[1]</sup>。
しかし、3D 画像を用いたことによる ERP への影響については未検討であった。本稿では、
2D と 3D のケーキ画像を用いて好み評価させ
たときの ERP を測定し、P100 および P300
潜時を比較したので報告する。

#### 2. 実験方法

図1に示すケーキ5種類の写真を用い、評 価用画像を作製した。両眼視差1°の3D画像 の場合を 3D1, 両眼視差 2°の 3D 画像の場合 を 3D2 とし<sup>[2]</sup>, それぞれ 2D 画像を用いた場合 (2D1, 2)とセットで測定した。モニタには47型 LCD (Sony KDL-47W802A, 3D 画像時は偏光 メガネを使用)を用い、視距離を画面高の約3 倍<sup>[3]</sup>とした。評価用画像を2s, 灰色画像(休止 画像,中央に固視点)を平均3s(2~4s)とし,交 互に提示した。被験者には、「とても好き」なも のを1枚、「次に好き」なものを1枚、残り3 枚を「その他」として評価させた。脳波の探査電 極を国際 10-20 法の Fz, Cz, Pz, Oz とした。 脳波は、帯域幅 0.5~300 Hz,標本化周波数 1 kHz, 16 bit でコンピュータに取り込み, 処理 した。被験者は男性7名(22~23歳)とし、実 験内容について同意書を得て行った。

#### 結果と検討

いずれの画像を用いた場合においても、「とて も好き」と評価したときに P300 振幅が大きく 出現し、その結果で比較した。加算平均波形の 例(被検者 A, Pz)を図 2 に示す。画像提示後 約 100 ms に P100 が、 $300 \sim 500$  ms に P300 が誘発されている。3D と 2D 画像の場合の違 いを検討するため、P300 潜時の差を求めた。 Pz での結果を表 1 に示す。被験者 4 名は 3D 画像の P300 潜時が長くなったが, 短くなった 被験者も見られた。Oz での P100 潜時の差を 表 2 に示す。3D1 と 3D2 では両眼視差量が異 なるが, P100 および P300 潜時に顕著な違い を検出できなかった。被験者間および被験者内 のばらつきを考慮すると, 3D 画像を用いたこ とによる ERP への影響は小さいと考えられる。

#### 4. おわりに

これまでに得られた結果を基に, ERP を指標とした好みの識別について検討していく予定である。被験者としてご協力頂いた方々に感謝する。また,本研究の一部は JSPS 科研費(基盤(C) 24500250)の援助で行われた。

#### 参考文献

 [1] 長棹他:平26電気関係東北支連大,1E12,2014.
 [2] 3D コンソーシアム: 3DC 安全ガイドライン,2011.
 [3] 岡本他: IEICE Fundamentals Review, Vol.6, No.4, pp.276-284, 2013.





図2 3Dと2D画像での加算平均波形の比較例

表1 Pz における P300 潜時の差 [ms]

Subject	Α	В	С	D	Е	F	G
3D1-2D1	39	41	6	15	9	-8	-2
3D2-2D2	19	29	11	-21	2	57	-28

表 2 Oz における P100 潜時の差 [ms]							
Subject	Α	В	С	D	E	F	G
3D1-2D1	3	-21	0	-2	10	5	20
3D2-2D2	-4	-21	6	-3	2	-15	

# 膝 OA 予防診断を目指した BJAS の開発

〇長尾光雄<sup>\*</sup> Kim Yungho<sup>\*\*</sup> 横田 理<sup>\*</sup> 紺野愼一<sup>\*\*\*</sup> <sup>\*</sup>日本大学工学部 <sup>\*\*</sup>Yonsei Univ.Health Sci. <sup>\*\*\*</sup>福島県立医科大学医学部

#### 1. 緒言

膝 OA の予防または早期診断支援システム構築の 構想を念頭に置きながら、主に院外の検診等で膝関 節に非侵襲で接着して計測する BJAS (Bone Joint Acoustic Sense;骨関節音響センサ)を開発している。 この BJAS は膝関節屈伸による摺動面である軟骨や 軟骨下骨等の擦れ信号情報を計測するセンサである。 BJAS の特長は AM (Accelerometer;加速度計)と比 較し、パイロット試験には健常膝、スポーツ膝、お よび膝 OA 膝の 3 形態で行い、この差異と信号情報 には関連があるのか検討した。いずれも被験者には 試験の主旨を説明し同意を得て実施した。

#### 2. BJASとAMの比較

BJAS の接着面の径は 24mm、中央には 4mm の開 孔部があり、径 1.5mm のプローブが突き出て皮膚に 押込まれる構成である。プローブに伝播してきたメ カニカルな信号はユニモルフ型圧電素子で電圧に変 換される。AM は径が 6mm の一軸型であり、いず れも粘着テープで計測部位に接着できる。図1 は座 位の右膝関節計測部位に BJAS を 4 ヶ所付けた写真 である。



両者の試験には、右膝関節に違和感を愁訴した 22 歳男性の図 1 に示す③付近に接着した。「自動」は座位からの伸展屈曲、「荷重」は座位から立 位になる伸展屈曲として4回繰返した。図2は時系 列信号から4種類の P.O.A としきい値により、イベ ント数を比較したものである。いずれの周波数帯に おいても BJAS のイベント数は AM より優位に多い。 この被験者の場合には自動より荷重の擦れ信号が際 立って多く、負荷は摺動面構成要素からの発振強度

と関連している。AMでは0.5kHz帯のイベントは確認するが、高周波数帯では確認できていないため、0.5kHz以下の皮膚や膝関節の低い周波数計測には向いている。

#### 3. 膝関節3形態の計測

3 形態は健常膝(22歳、男性)、スポーツ膝(22 歳、男性、ソフトボールの投手)、および膝 OA 膝 (84歳、男性、薬物治療中)である。部位は図1 の③に BJAS を接着し、自動と荷重で信号計測後、 そのイベント数を P.O.A 3.0kHz 帯で平均した結果が 図3である。破線の下方が伸展域、上方が屈曲域を 表す。健常膝では他の形態に比べてイベント数は少 ないが荷重では矢印 a のように約 2.7 倍増加する。 スポーツ膝は屈曲域に片寄っており、矢印 b のよう に荷重は自動の約20%減少するが膝OA膝に相当し ている。膝 OA 膝の治療前荷重では、矢印 c のよう に健常膝の約8倍から23倍のイベント数に達する。 ヒアルロン酸関節内注射治療一週間後の荷重では、 矢印 d のように約 40%減少しているが、自動は矢印 eのように約1.4倍から1.9倍に増加している。これ らイベント数の差異には膝関節構成体摺動面関連の 性状(病態も含む)、およびこれに作用するメカニ カルストレスが関与していると考えているが、発信 源関連のメカニズムは複雑であり、検討中である。



#### 4. 結言

試作 BJAS は AM より信号応答感度が優位であり、 3 形態の膝関節イベント数の差異からは BJAS によ る診断への可能性が示唆された。

#### CIGS センサを用いた新しい ICG 蛍光解析法の検討

○薄井英行、澤田圭佑、長南侑史、七海 慧、村山優太、酒谷 薫
 日本大学工学部電気電子工学科 統合生体医療工学研究室

#### 1. はじめに

現在各医療分野にて外科手術時に血管・血流 の観察に ICG (インドシアニングリーン:以 下 ICG と記す)と血中タンパクの反応によっ て発生する蛍光を画像化し解析する手法が用 いられている [1, 2]。判定は蛍光発生の有無 による二値化が基本である。

今回当研究室ではローム社が開発した CIGS (銅・インジュウム・ガリュウム・セレニュ ウム:以下 CIGS と記す)素子を用いたセンシ ング機器により高精度のデータ取得を行い、 新たな解析手法を検討した。

#### 2. 基本原理

ICG 蛍光:照射光(波長760nm近傍)に より励起され、蛍光(波長830nm近傍) が発生する。照射光と異なる波長が観察され ることで、クリアな情報が得られる。

#### 3. 実験内容

今回の環境:生体実験用ラットを使用しセン サ側にハイパスフィルタ(800nm)・光 源側(ハロゲンランプ)にバンドパスフィル タ(760nm)を各々装着して開腹後で後 大静脈に ICG 希釈液0.1mlを注入し観察 した。

#### 4. データ解析方法

- (a) 取得データ上に臓器別 ROI を設定
- (b) ROI 内画素値を積分しピクセル数で平均
- (c)時系列評価を実施(約780秒)
- (d) ROI 毎の比較



#### 5. 考察

(a) ROI 設定の有効性(例)小腸部位 ROI 内画素値ヒストグラムから統計的に有意 な事が分かる(メディアン処理)。



(b) クリアランス

臓器別取得データの時系列解析グラフよりク リアランスの差異が確認できた。



小腸部位

大腸部位

(c) 時系列現象 肝臓以外の臓器ではクリアランスが観察され た後、漸減傾向が見られる。肝臓はセンシン グレベルを超えているため変化が観察できな かった。

#### (d) 従来手法との比較

二値化法と比較してスムーズな経時変化が観 察できた。また、高い分解能(4096)で の比較評価で観察できた

#### 6. 今後の課題

観察用光源の改良(波長・強度等)・デバイ スの小型軽量化・ICG使用量の低減など。

#### 参考文献

[1] 酒谷 薫、他:体内インドシアニングリーンの蛍光イメージング 医用電子と生体工学 34: 26-32, 1996

[2] Sakatani K, et al. Journal of Neurosurgery 87: 738-745, 1997

# 時間分解スペクトロスコピーを用いた認知機能の評価法に関する研究

## ○村山優太、酒谷 薫、胡 莉珍、薄井英行

日本大学大学院工学研究科 電気電子工学専攻 統合生体医療工学研究室

#### 1.背景と目的

超高齢化社会が間近に迫っている現代社会において、認 知機能を早期に診断し、発症や症状の悪化を予防するこ とは極めて重要な課題である。そこで我々は、近赤外分 光法の一種である、時間分解分光法(Time resolved Spectroscopy:以下 TRS)[1]を用いて、高齢者の認 知機能障害の定量評価方法について検討した。

#### 2.理論・方法

認知機能障害の早期診断材料として、前頭前野のワーキ ングメモリ(作業記憶)能力に着目し、脳外科外来患者 78名(平均71.5歳)を対象に、TRSにより測定した 安静時脳血流測定と、認知機能診断テストのMMSE、 認知機能(作業記憶)評価支援システム(タッチエム) により検討した。MRIを撮影した患者28名は、全脳萎 縮割合との関係を調査した。

#### 3. 結果

#### 3-1. MMSE・タッチエムと全脳萎縮割合

MMSE スコア、タッチエムスコアと、全脳委縮割合との間に有意な負相関が認められた。



図 1. MMSE・タッチエムと全脳委縮割合の関係 3-2. MMSE と TRS 測定による oxy-Hb 濃度 今回の測定において、MMSE スコアと TRS 測定によ

る oxy-Hb 濃度の間に有意の相関を認めなかった。



図 2. MMSE と TRS による oxy-Hb の関係 3-3. **タッチエムと** TRS 測定による oxy-Hb 濃度 タッチエムの場合、TRS 測定による oxy-Hb 濃度の値 はタッチエムスコアと有意な正相関を認めた。



図 3. タッチエムと TRS による oxy-Hb の関係

#### 4. 考察

全脳委縮割合が高いほど MMSE スコア、タッチエムス コアが低いことを示し、脳の機能と形態学的変化に相関 関係が存在することを示唆している。

TRS は前頭前野の脳機能を評価しているため、タッ チエムスコアとのみ相関した可能性が示唆される。 TRS は、非侵襲的かつ簡便な計測法であり、高齢者の ワーキングメモリ機能など、前頭前野が関与する認知機 能障害の客観的評価法への応用が期待できる。

- 5. 参考文献
- 1. 酒谷 薫 (2015) 次世代 NIRS-時間分解 NIRS

(TRS) による脳循環と脳機能計測 Clinical Neuroscience, 33:716-718

## 暗算課題における脳波と脳血流の特徴量の比較

〇大山勝徳<sup>\*</sup> 西園敏弘<sup>\*</sup> 酒谷薫<sup>\*\*</sup> <sup>\*</sup>日本大学工学部情報工学科 <sup>\*\*</sup>日本大学工学部電気電子工学科

#### 1. はじめに

脳波(EEG)と近赤外線分光法(NIRS)に よる脳血流を同時計測した波形から得られる 特徴量により脳活動を解析することは,2012 年頃から行われるようになってきた.しかし, 特徴量を得るときのサンプリング周期を表す セグメント長によって脳活動の解析結果が異 なることが問題となる.例えばセグメント長に よって,安静状態と他の状態の特徴量の差が異 なり,状態の推定精度に影響を与える.

本発表では、3種類(30秒、1分、2分)の セグメント長について、脳活動の特徴量に対す る自己組織化マップ(SOM)や分散分析の結 果を比較することにより適切なセグメント長 を決定する方法を考察する.

#### 2. 脳活動の特徴ベクトルの分析

本稿では, 脳血流に関する右偏指数を表す特 徴量 $l(t_n)$ , 左右の前頭前野の脳波に関する特徴 量 $w_l(t_n)$ と $w_r(t_n)$ を計算する[1].次に, それらを 要素とする特徴ベクトルについて, SOM を用 いてクラスター分析を行う.

実験では2分間の安静状態と2分間の計算状 態を3セット繰り返す形で暗算課題を実施し, 10名(20代男性)の特徴量を計算した.



#### 3. 実験結果

図1は特徴量を計算する前の被験者1のl(t) と w<sub>l</sub>(t)の波形を表す. 安静状態(r)と計算状 態(a)は2分周期で切り替わる.次に、セグ メント長を30秒,1分,2分としてサンプリン グした特徴ベクトルに対する SOM の出力結果 を分析した.このとき量子化誤差(OE)は各 出力ユニットに分類された特徴ベクトル x<sub>n</sub>と 出力ユニットの mi の差の平均を表す. QE によ って信頼性を評価した結果,セグメント長が1 分の場合, QE は最小であった. さらに, 各特 徴量について分散分析した結果, セグメント長 が 30 秒の場合,安静状態と計算状態の間で w<sub>1</sub>(t)とw<sub>2</sub>(t)にそれぞれ大きな有意差(p<0.001) は見られる一方で、*l(t*)は F 値が低く、有意差 は見られなかった. セグメント長が1分以上の 場合, l(t)にも有意差が現れ,  $w_1(t)$ と  $w_2(t)$ にお ける有意差は縮小した.

#### 4. 考察

暗算課題における特徴量のサンプリングに 最適なセグメント長は,脳波に対しては 30 秒 以下,脳血流に対しては 1 分以上とする必要が あることが分かった.SOM によるクラスター 分析で得られた QE は,分散分析の結果との関 連性を示唆している.即ち,クラスター分析と 分散分析の組み合わせによって,最適なセグメ ント長を決定できることが期待される.ただし, クラスター分析で得られた QE と分散分析の 結果の関連性を考察するために,さらに多くの セグメント長を用いて分析する必要がある.

#### 参考文献

 K. Oyama, K. Sakatani. Temporal Comparison between NIRS and EEG Signals during Mental Arithmetic Task Evaluated by Self-Organizing Map. 43rd Annual Meeting of the International Society on Oxygen Transport to Tissue (ISOTT), 117 (2015).

# 超音波振動を利用したガラス針による膜穿刺力の軽減

〇黛 高明\* 村山 嘉延\*\* 山中 修一郎\*\*\* 横尾 隆\*\*\*
 \*日本大学大学院 \*\*日本大学 \*\*\*東京慈恵会医科大学

#### 1. はじめに

近年, 胎仔の臓器発生プログラムを用いること で患者自身の臓器を異種胎仔内で樹立させる臓 器再生が注目を集めている<sup>1,2)</sup>. 腎不全患者の骨 髄液よりヒト由来間葉系幹細胞を抽出し, 異種胎 仔内に注入するが,注入作業は手技で行われてお り,特定の深さへの穿刺の再現性が低いことから 臓器の作製効率が低く課題となっている.特に胎 仔を覆う羊膜, 漿膜に穿刺する技術の開発が必要 とされている. そこで私たちは超音波振動の利用 を検討している. 膜の破壊には局所的に組織を弾 性限界以上に進展させることを繰り返す必要が ある. 本研究では, 変位の大きく取れるバイモル フ型圧電素子を用いて,横振動でもスムーズな穿 刺が行えるのではないかと考え, 先端速度, 先端 変位に着目し, 穿刺力を測定, 比較し穿刺力軽減 に必要なしきい値を検討した.

#### 2. 実験方法

バイモルフ型圧電素子を用いて超音波穿刺ガ ラス針を試作した.穿刺ガラス針先端は長軸方向 に対して横方向に振動する.本研究では,超音波 穿刺ガラス針の共振点である 1.35, 2.6, 5.5, 60kHz を駆動周波数として用いた.

バイモルフ型圧電素子の印加電圧を 10V から 70V (10V 刻み)の設定とし、レーザードップラー 振動計を用いて試作した超音波穿刺ガラス針先 端の横方向の先端速度を測定した. 但し、60kHz の場合のみ 1V, 5V, 10V に設定した.

各駆動周波数において,印加電圧を変化させて 膜穿刺力を測定した.ステッピングモータを用い て穿刺速度 25µm/s 一定として,穿刺時に被穿刺 対象に加わる荷重を電子天秤を用いて測定した. 被穿刺対象として,ポリウレタン(0.02mm)を用い た.測定は各5回行った.穿刺荷重を膜穿刺力と し,ガラス針が膜を貫通し測定荷重が急激に減少 する直前の荷重を穿刺荷重とした.

#### 3. 結果

穿刺ガラス針の共振点である各駆動周波数に おいて印加電圧を変化させた際の先端速度を図 1に示す.全ての駆動周波数において印加電圧を 増加させるに従い,先端速度が単調増加した.



図1 印加電圧に対する先端速度

駆動周波数毎の先端速度に対する穿刺荷重を 図2に示す.1.35kHz では先端速度2.61m/s で穿 刺荷重が0.46gf,2.6kHz では先端速度2.36m/s で穿刺荷重が0.40gf,5.5kHz では先端速度 3.11m/s で穿刺荷重が0.34gf となり急激に低下 した.しかしながら,60kHz では最大先端速度が 5.79m/s の場合でも穿刺荷重は低下しなかった.





#### 4. まとめ

各駆動周波数,印加電圧において穿刺荷重を測 定し比較した.その結果,1.3kHz,2.6kHz,5.5kHz において穿刺荷重が急激に低下する先端速度が 測定され,ポリウレタン膜の穿刺力軽減には先端 速度2.5m/s以上必要であると考えられる.

#### 参考文献

- Yokoo et al., "Kidney regeneration by xeno-embryonic nephrogenesis." Medical Molecular Morphology. 41: 5-13. 2008
- Yokoo T. and Kawamura T. "Xenobiotic kidney organogenesis: a new avenue for renal transplantation." Journal of nephrology. 22(3): 312-7. 2009

# 熱応答を考慮した体内埋め込み型 腎神経冷却デバイスの小型化

○鈴木拓志<sup>\*</sup>, 白石泰之<sup>\*\*</sup>, 山家智之<sup>\*,\*</sup>

<sup>\*</sup>東北大学大学院医工学研究科 <sup>\*\*</sup>東北大学加齢医学研究所 非臨床推進センター 非臨床試験推進分野

#### 1. 背景と目的

本態性高血圧治療を目的とし、腎神経活動 抑制のための冷却デバイスの開発を行ってい る。腎神経の直径がおよそ 2 mm であること、 組織自体が発熱体であることを考慮すると、 小面積な冷却面を持ち、かつ高効率な熱輸送 を可能とする小型冷却デバイスが求められる。 本研究の目的は、冷却デバイスの小型化と、 小型化した冷却デバイスの腎神経活動に対す る可逆的な制御能を評価するものである。

#### 2. 方法

まず、電力供給による精密な温度調節を可 能とするペルチェモジュールと、形状の変更 が容易で、高い熱輸送能力を持つヒートパイ プを用いて、プロトタイプ冷却デバイスの小 型化を進めた。腎神経のみを選択的に冷却す るために、冷却面 3.2×3.2 mm のペルチェモ ジュール (図 1-(a)) を選択した。また、直径 4 mm、長さ20 cmのヒートパイプの一部を加 工し、ペルチェモジュールの放熱面との接触 面を形成した(図 1-(b))。伝熱率を向上させ るために、放熱面と接触面はシリコーンを用 いた。次に、冷却デバイスの冷却能評価試験 を行った。環境温度 26°C 下において、冷却 面温度を、サーモカメラを用いて計測した。 また、健常成山羊を用いて、腎神経活動に対 する可逆的な制御能を評価する試験を行った。 手術は、2%イソフルラン麻酔下で行われ、左 開腹下で腎神経を露出させ、記録電極を取り 付けた。冷却デバイスにより神経活動記録部 位に対して末梢側の腎神経を冷却した。実験 はすべて東北大学実験倫理委員会の審査承認 のもと行われた。

#### 3. 結果

ペルチェモジュールとヒートパイプにより 構成される、プロトタイプ冷却デバイスを図 1-(c)に示す。図 2-(a)に供給電力 0.79 W 時の冷 却面温度の変化を示す。Cooling 開始後約 20 sec で冷却面温度 0°C を達成した。また、 Cooling 停止後約 25 sec で Cooling 前の温度と なった。図 2-(b)に腎神経冷却に伴う腎神経活 動電位の変化を示した。腎神経活動電位の積 分値は時定数 0.1 sec を使用して算出した。 Cooling 開始後約 20 sec で積分値はおよそ 0.8 mV 減少した。また、Cooling 停止後約 20 sec には Cooling 前<u>の積分値に回復した。</u>



図2 冷却面温度と冷却に伴う腎神経活動電位

#### 4. 考察

冷却機構にペルチェモジュール、熱輸送機 構にヒートパイプを用いることで、冷却デバ イスの小型化を図ることができた。冷却面温 度 0°C を達成し、動物実験においても腎神経 活動電位を冷却時にのみ抑制可能であること を示した。

#### 細径単一ファイバ電磁走査内視鏡の開発 〇山坂 大智\*, 松永 忠雄\*\*, 李 宣\*, 芳賀 洋一\* \*東北大学大学院医工学研究科, \*\*東北大学マイクロシステム融合研究開発センター

#### 1. 諸言

本研究では、1本の光ファイバを電磁的に振動走査することで、細径でありながら、高い空間分解能を持つ気管支に挿入する OCT(光コヒーレンストモグラフィー)プローブを開発することを目的とする。仕様として、外径 0.4 mm、硬性部長さ 11 mm 以下、視野角 30°以上を目指す。

#### 2. 構造·原理

Fig.1に構造を示す。本デバイスは、ポリイ ミドチューブ上に円筒面微細加工技術を用いて 銅の電解めっきにより作製した駆動コイルと、 被覆付き銅線をコイリングしたアシストコイル および、Ni 製磁性体チューブを取り付けた光 ファイバによる振動部からなる。駆動コイル は、Fig.2(a)のようにNi チューブを駆動コイル 方向に引きつける向きに電磁力を発生させ、ア シストコイルは Fig.2(b) のようにNi チューブ を中心位置に引きつける方向に電磁力を発生さ せる。駆動コイルには、光ファイバの機械的共 振周波数の交流電流を流す。OCT により奥行 き方向に組織観察可能なビームを上下に振動さ せることでプローブ前方における組織断層像を 得る。





Fig. 2 Driving Principle

#### 3. 結果

作製したデバイスを Fig.3 に示す。硬性部長 さはおよそ 10 mm、外形は駆動コイル部で 0.4 mm、アシストコイル部で 0.66 mm である。駆 動コイルに周波数 142 Hz、100 mA、アシスト コイルに 142 Hz、400 mA の電流を流した際に 最大振幅 17 um p-p が得られた。



Fig. 4 Drive Experiment

#### 4. 結言

今回作製したデバイスはアシストコイル部分 で最大外径 0.66 mm であり、今後目標値である 外径 0.4 mm まで細径化するためにはアシスト コイルをさらに細径にする必要がある。

視野角 30°を確保するためには計算上 160 um p-p の振幅が必要である。またより大きな 振幅を得るために、より振動しやすい振動部、 および更に効果的な磁場を発生させるコイルの 設計見直しを行い、Ni チューブと駆動コイル の相対位置についてもより詳細な検討を行う。

#### 参考文献

1. T Matsunaga, et. al., IEEJ trans.SM, Vol.129, No.11, 2009.

# 補助人工心臓制御時における適応的拍動推定と 拍動同期駆動

○幡谷 原太\*,田中 明\*,吉澤 誠\*\*,白石 泰之\*\*\*,三浦 英和\*\*\*,山家 智之\*\*\* \*福島大学,\*\*東北大学 サイバーサイエンスセンター,\*\*\*東北大学 加齢医学研究所

#### 1. 諸言

補助人工心臓を自己心の拍動に同期して駆動 させる場合,心電図を用いることが一般的である が,計測用のセンサを生体に装着する必要がある ことや,拡張期の開始時期が得られないことなど の問題点がある.そこで本研究では補助人工心 臓装着時において,モーターから得られる情 報から自己心の拍動を推定し,そのタイミン グに同期して回転数を制御する方法の開発を 行った.

#### 2. 方法

提案方法では, Fig. 1 に示すように拍動がない 状態において計測される回転数指令値および消 費電流を入力とし, 瞬時回転数を出力とするモデ ルを構築し, 推定値と実測値の誤差から拍動を推 定した. 更にこれを補助人工心臓装着時に行うた めに, 拍動下で計測された信号に対して拍動成 分に相当する周波数帯域を除去するフィルタを適 用した上で逐次同定し, 拍動推定モデルを算出 する方法を提案した. また推定された拍動信号を 利用して収縮期及び拡張期開始時期を推定し, 心拍同期駆動を試みた.

3. 結果

模擬循環系による検証では、ポンプ回転数を 能動的に変化させている場合であっても拍動が 推定でき、補助人工心臓装着時においても適応 的に拍動を推定できる可能性が示唆された.また、 推定された拍動タイミングから、Fig.2 に示すように co-pulse 及び counter-pulse モード制御双方が実 現できる可能性が示唆されたが、収縮開始時期 については比較的大きな検出遅れが存在した.

#### 4. 結言

本手法を用いることにより,生体に補助人工心臓を装着した状態でも拍動推定モデルの



構築が可能であり、ポンプの違いあるいは循 環系の個人差や動特性の経時的変化に対応し て拍動推定及び拍動同期駆動が可能になるこ とが期待できる.

#### 参考文献

 Ando M et al, A novel counterpulsation mode of rotary left ventricular assist devices can enhance myocardial perfusion., J Artificial Organs, 14(3), 185-91, 2011.



# 入浴剤による入浴中の心拍数変動に対する影響

○陳文西、陳瀅、三輪一貴 会津大学 生体情報学講座

#### 1. はじめに

日頃の入浴は精神的身体的な疲れを癒す効 果があると知られている。さらに入浴剤の有 効活用により温浴効果を高め、血行状態と新 陳代謝を促進し体のパフォーマンスを整える。 本研究は、入浴中の心電図を計測し入浴剤の 有無による心拍数変動の差異を評価し、入浴 剤効果の個人差を検討する。

#### 2. 方法

図1のように、3つのステンレス電極を浴 槽壁に貼り付け、入浴時の心電信号をリアル タイムに計測し、パソコン経由でネットワー クデータベースサーバに保存した。被験者は 5人(s1-s5)の男子健常者で、年齢は19-23 歳である。各被験者は2回ずつの入浴(初日 入浴剤なし、別の日入浴剤あり)を行い、1 回の入浴時間は約15分とした。入浴剤は"き き湯ファインヒート"を用いて、浴槽水温は 38~39℃に設定した。



図1. 入浴中心電図自動計測概念図

3. 結果

図2は、約15分間入浴中に検出された一人の被験者の拍毎心拍数プロファイルを示す。

入浴剤の有無による入浴中の心拍数プロフ ァイルを用い、個人毎にt検定を行った結果は 図3に示された。すべては有意差 (p < 0.01) があったが、s1 と s2 の心拍数は入浴剤ある場 合に低下する。s3, s4, s5 の心拍数は入浴剤あ る場合に上昇する。





図3.入浴剤の有無による入浴中の心拍数変動の有意差解析結果(\*,入浴剤有、\*\*,p<1%)

#### 4. 考察と結論

入浴時に入浴剤の有無による心拍数変動は 明らかだが、上昇低下傾向は人によって異な る。緊張感緩和とリラクセーション効果は個 人差がある。その定量化指標として入浴快適 度を提案し、今後の課題に取り込む。

#### 5. 謝辞

この研究は会津大学競争的研究費の助成によって行った。

#### 6. 参考文献

吉村拓巳、中島一樹、田村俊世、三池秀敏、 戸川達男、無拘束浴槽内心拍数モニタの開発 とその評価、医用電子と生体工学、32(4), pp.246-253, 1994

## 拍動を用いた頸動脈壁の粘弾性計測

○長岡亮<sup>\*</sup> 小林和人<sup>\*\*</sup> 吉澤晋<sup>\*\*\*</sup> 梅村晋一郎<sup>\*\*\*</sup> 西條芳文<sup>\*</sup> <sup>\*</sup>東北大学大学院 医工学研究科 医用イメージング分野 <sup>\*\*</sup>本多電子株式会社 研究部 <sup>\*\*\*</sup>東北大学大学院 医工学研究科 超音波ナノ医工学分野

#### 1. 目的

現在、世界の死因の第一位は心血管系疾患 であり、2011年においては死因の31%(1750 万人)もの割合を占めている<sup>11</sup>。心血管系疾患 の主要な要因としては、動脈内膜と中膜の間 に発生したプラークが破裂することで血栓が 生じ、その血栓が血管を塞栓することで血栓が 生じ、その血栓が血管を塞栓することである。 このプラークの進行に伴って、動脈壁の粘弾 性特性の変化が報告されており、この変化に 基づいたプラークの早期発見手法を提案する。 また、拍動によって生じる変位が動脈壁を伝 播する速度は組織の粘弾性特性と相関がある ことが知られている。そこで、この伝播速度 より動脈壁の粘弾性特性を推定する手法を提 案する。

本発表では、頸動脈壁を拍動によって生じ る変位が伝播する速度を1msの高時間分解能 で計測を行い、頸動脈壁の粘弾性特性推定を 行う。

#### 2. 方法

超音波送受信装置(Vantage System, Verasonics<sup>™</sup>)及び 9.0 MHz リニアプローブ を用いて計測を行った。平行波を-6°, 6°, -3°, 3°, 0°の順に 200 µsec 間隔で照射し、反射 RF 信号をサンプリング周波数 36 MHz, 16 bit で 取得した。得られた反射信号を parallel beamformingを用いて、Compound 画像を作 成した。各画像の時間間隔は 1 ms である。 また、一次元複素相関法及び位相差を用いて、 各角度における粒子速度を推定した。また、 その推定された粒子速度を方位方向・深さ方 向に分離し、2 次元粒子速度の算出を行った。 その後、各周波数における深さ方向の粒子速 度の方位方向への位相の変化から伝播速度の 周波数分散を算出し、Voigt モデルを用いて粘 弾性特性<sup>[2-3]</sup>を推定した。計測部位は 25 歳の 健常な男性の右総頸動脈とした。

#### 3. 結果

総頸動脈壁を伝播する拍動により生じた変 位が可視化された。提案手法により推定され た粘弾性率分布は計測部位の形態と良く一致 した。また、提案手法により推定された頸動 脈壁の弾性率は 2.61 ± 0.63 kPa、粘性率は 32 ± 6.7 Pa・s であった。

#### 4. 結論

拍動により生じた変位が頸動脈壁を心臓側 から末梢側へ伝播する様子が可視化された。 また、粘弾性率分布は頚動脈壁の構造と良く 一致した。以上の結果より本提案手法を用い ることで、頸動脈壁の粘弾性率評価の可能性 を示唆された。

#### 参考文献

- [1] WHO;http://www.who.int/mediacentre/factsh eets/fs317/en/
- [2] H. L. Oestreicher, Field and Impedance of an Oscillating Sphere in a Viscoelastic Medium with an Application to Biophysics, The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 23, No. 6, pp. 707-714, 1951.
- [3] Y. Yamakoshi, J. Sato, and T. Sato, Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration, IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, Vol. 37, No. 2, pp. 45-53, 1990.

## 低圧系血液循環の

## 逆流防止弁加速流挙動評価の試み

O武良 盛太郎<sup>\*</sup>、坪子 侑佑<sup>\*</sup>、山田 昭博<sup>\*\*</sup>, 白石 泰之<sup>\*\*</sup>、井上 雄介<sup>\*\*</sup>, 佐々木 一益<sup>\*\*</sup>, 三浦 英和<sup>\*\*</sup>、山岸 正明<sup>\*\*\*</sup>、山家 智之<sup>\*\*</sup>

\*東北大学大学院 医工学研究科 \*\*東北大学加齡医学研究所 \*\*\*京都府立医科大学

#### 1. はじめに

ePTFE (expanded polytetrafluoroethylene) 製 肺動脈弁は、右室流出路再建を目的とした肺 動脈弁の弁置換術に用いられる. ePTFE の持 つ抗血栓性により、抗凝固治療の必要がない ことや、管路直径が小さい小児にも適応可能 なことから、近年注目を集めている. 一方で、 その生産方法は医師のハンドメイドであり、 施設による相違が報告されている. また、そ の性能については、弁逆流の制御について大 きな差があり、改善の余地を残している. 本 研究の目的は、右心系を模擬した低圧下で、 弁用の詳細挙動を獲得可能な加速試験系の構 築を行い、逆流防止に繋がる弁形状の検討を 行った.

#### 2. 方法

図1に本研究で構築した加速試験系の概要 図を示す. 試験機の構成要素は、リニアアク チュエーター(LAT3-10.SMC), リニアアクチ ュエーター駆動面にリニアシャフトで固定さ れた弁保持具, 生理食塩水で満たされた水槽 (W300xH500xD300), レーザー変位計(LK-085, Kevence), 高速度撮影ビデオカメラ(NEX-FS100, SONY)である. 測定方法は, a)弁を流 入側が垂直上方向になるよう、リニアアクチ ュエータ駆動面に, リニアシャフトを介して 接続し、水槽内に位置させた。b)リニアアク チュエータを垂直上方向に駆動させた. c)ス トローク 10mm で停止させた. d)減速したこ とで生じる相対的な流れが、弁出口方向から 生じ、弁を閉鎖させた. e)弁開放から閉鎖ま でを水槽直下のビデオカメラで高速度撮影を 行った.また、同期して弁の位置をレーザー 変位計で計測した.

実験には、図2に示した2種類の設計の弁 葉を用いて、形状と弁の開閉の比較を行った z. また、駆動は3種類の速度条件で行い、そ れぞれの弁の開閉挙動を比較した.



3. 結果

変位入力による弁の開放と閉鎖の詳細挙動 を獲得することができた. 駆動条件の違いに よる弁の開閉挙動に変化が見られた. 弁葉の 形状については, 扇型の弁尖部が長い Type2 では, 弁が開きにくく, 閉まりやすい結果と なり, 弁尖部までの長さが短い Type1 では, 開きやすい一方で, 完全に閉鎖するまでに時 間を要した.

## 単一プローブによる超音波を用いた二次元血流速度計測 〇赤川紀<sup>[\*]</sup>、長岡亮<sup>[\*]</sup>、深津幸助<sup>[\*]</sup>、小林和人<sup>[\*\*]</sup>、西條芳文<sup>[\*]</sup> [\*]東北大学大学院医工学研究科 [\*\*]本多電子株式会社研究開発本部

#### 1. 背景・目的

脳卒中は世界で二番目に多い死因であ る。アテローム性動脈硬化症が脳卒中を引 き起こす要因の一つであると報告されてお り、血流の可視化はその診断において重要 な指標として用いられてきた。超音波ドプ ラ法は高時間分解能かつ非侵襲に頸動脈の 血流を可視化するが、超音波の送信方向に 沿った一次元速度成分しか計測できない。 そこで、本研究の目的は、超音波ドプラ法 を利用した二次元血流速度ベクトル計測法 の提案およびその妥当性の検証である。

#### 2. 原理

提案手法では単一プローブによる二次元 血流速度ベクトル計測を実現するため、並 行超音波を用いた。Bモード像の取得後、 異なる二角度の並行波を短時間に交互に照 射することでほぼ同時に二つの一次元速度 成分を取得した。これらを幾何的に解くこ とで真の速度が推定できる。

#### 3. 実験

血流計測手法の妥当性の検証には CFD(Computed Flow Dynamics)が用いら れてきたが、高度なシミュレーション技術 が要求されることに加え、解析結果は境界 条件等の設定に大きく依存してしまう。 本研究では直線定常流による速度推定誤差 の計測と PIV(Particle Image Velocimetry) 法による実際の流路モデルの同時計測を行 い、妥当性を評価した。流路モデルは CT (Computer Tomography)で計測した頸動脈 二分岐部を PVA (Polyvinyl Alcohol)で型を 取り作成した。また、健常な成人男性の頸 動脈分岐部において実際に計測を行った。

#### 4. 結果・まとめ

直線定常流実験では推定速度およびベク トル角度の標準偏差はそれぞれ約 4.9[cm/s] 約 0.17[rad]となった。どちらも約 5%程度 の誤差であり良好な計測精度が得られた。 また図1に提案手法で計測した成人男性の 頸動脈画像を示す。色は速度の大きさ、矢 印は流れの方向を示す。本研究により二次 元血流速度ベクトル計測方法の妥当性およ び疾患の早期診断の可能性が示された。



図1 頸動脈の計測画像

#### Echo-Dynamography を用いた2次元速度ベクトル算出法に関する研究

\*継田尚哉 、 \*\*中島博行、\*\*\*小林和人、\*西條芳文

\*東北大学大学院医工学研究科 \*\*東北薬科大病院 \*\*\*本多電子株式会社

#### 1. 背景

血流動態は様々な疾患に関連しており、血 流解析を行うことで病気の早期発見や診断 につながると考えられている。特に虚血性心 疾患は全世界の死亡原因で第1位を占めるた め心臓内の血流解析は極めて重要である。し かし、心臓は立体構造を有し、心壁の動きや 拍動による形状変化などがある複雑な3次元 流であるため単純な2次元流として解くに は不十分である。超音波を用いた速度ベクト ル推定法として超音波ドプラ法が挙げられ 非侵襲に血流を可視化することができるが、 超音波の送信方向の1次元速度成分しか計測 できない。そこで、本研究の目的は流体力学 の法則を用いた Echo-Dynamography(EDG) 法における速度ベクトル推定と得られた血 流による心臓内の流れの定性評価である。

#### 2. 方法

まず、観測面内の流れが平面内で完結する 渦流と平面外との流出入点が存在する基本 流の2つの流れによって構成されるものとし、 それぞれについて分離して計算を別々に行 うことができるものであるとする。EDG 法は 超音波ドプラ法によって得られる超音波ビ ームの送信方向の速度が既知で真値である とし、流体力学の法則である連続の式と定義 関数である流れ関数と流量関数を用いて渦 流と基本流のそれぞれについて解析し、超音 波ビームと直交する方向の速度成分を算出 する。この手法は流量関数によって、平面外 への流出出入点を考慮した手法であるため、 心臓のような複雑な流れの中でもある程度 妥当な速度ベクトルを算出することができ る。

#### 3. 結果

図1に EDG 法によって算出された血流ベク トルを示す。この画像は心周期の駆出期にお ける心臓の心エコー画像である。このように 超音波ビームの速度情報がわかっていれば計 算によって、血流ベクトルを算出することが できる。 また、各心周期における速度ベクトルを算出 することで、渦流の振る舞いの違いや大きさ の違いを確認することができた。この結果か ら本手法における血流ベクトルの算出と定 量的評価の可能性が示された。

#### 4. 考察・結論

EDG 法は平面内の発散・吸収を考慮した方 法であるため完全に 2 次元流であるとして 解く他の手法への優位点となると考えるこ とができる。また、渦流は心周期における重 要なパラメーターとして考えらており、心機 能が低下しているときには渦の滞在時間が 大きくなる、乱流が発生するといったことが 指摘されている。したがって、渦流を心機能 評価の1つの指標として、捉えることができ ると考えられる。したがって、渦流を計算に よって考慮する本手法における血流ベクト ル算出の意義は他の手法と比べても大きい と考えられる。



図1 駆出期における心臓内の血流

# 光音響イメージングによる染色液を用いた

# 腫瘍体積測定法に関する基礎検討

○田畑拓也<sup>\*</sup> 長岡亮<sup>\*</sup> 綿貫宗則<sup>\*\*</sup> 西條芳文<sup>\*</sup>

\*東北大学大学院医工学研究科 \*\*東北大学病院整形外科

背景・目的

現在、癌治療の治療効果の評価方法として は、CT や MRI といった画像診断装置によっ て行われてきた。この方法の問題点としては、 逐次検査をすることが出来ないという欠点が あった。そこで、簡易的に定量的な測定法と して、腫瘍染色液と光音響効果を使った手法 を提案する。

光音響効果とは、励起したナノパルスのレ ーザーを観測対象に照射することによって超 音波が発生する現象であり、取得することに よって画像化することも可能である。通常の 超音波装置と違いレーザーを使用しているた め、波長を変化させることで、励起される組 織が異なることから、機能画像を取得するこ とが可能である。

最終目標としては、腫瘍染色液を投与し外 部から光音響信号を取得することによる腫瘍 体積評価である。今回の研究では、基礎検討 として染色液の光音響信号取得による選択と 波長可変レーザーによるサンプルおよび染色 液の波長依存性の計測を目的とした。

2. 方法

すでに臨床で用いられている腫瘍染色液で ある、Chlirin e6(C6), Protoporphyrin ix(PPIX), Acridine orange(AO), Hyperisin(HYP) の四つ選 定し、それらをチューブ内に封入し、波長 532nm マイクロチップレーザーによる光音響 イメージング画像を取得した。また、波長可 変レーザーを用いて 750~1000nm の波長でサ ンプルおよび染色液で光音響信号を取得し、 吸収スペクトルとの比較を行った。 3. 結果

532nmの光音響イメージングでは 100µg/mlの 濃度では、Cモード像(図 1)で PPIX, C6, HYPで 確認することができ、どれも水の二倍以上の信 号強度を得ることが出来た。

波長可変レーザーによる波長 750~1000nmの 信号測定では、比較対象としての黒色色素と C6 のみ測定できた。黒色色素ではその吸収スペク トルと同等の傾向がみられたが、C6では吸光ス ペクトルとの相関は見られなかった。



#### 4. 結論

本研究では、532nm 波長で染色液三種から の信号および 750~1000nm の波長で一種類の 染色液からの信号取得に成功した。今後は信 号の取得できた染色液を用いた細胞実験を行 い新たな腫瘍体積測定の実現を目指す。

#### 5. 参考文献

Multifunctional Photosensitizer-Based Contrast Agents for Photoacoustic Imaging, Scientific Reportsm, Vol4, No5342, 2014

# 生体食道の応力緩和に関する基礎検討発

〇平 恭紀<sup>\*</sup> 白石 泰之<sup>\*\*</sup> 三浦 英和<sup>\*\*</sup> 井上 雄介<sup>\*\*</sup> 山田 昭博<sup>\*\*</sup> 坪子 侑佑<sup>\*</sup>
 鈴木 拓志<sup>\*</sup> 武良 盛太郎<sup>\*</sup> 萩尾 勇樹<sup>\*</sup> 渡辺 祥太<sup>\*</sup> 池田 純平<sup>\*</sup> 本間 大<sup>\*\*\*</sup>

山家 智之<sup>\*,\*\*</sup>

#### <sup>\*</sup>東北大学 医工学研究科

「東北大学 加齡医学研究所 心臓病電子医学

\*\*\* トキコーポレーション

#### 1. はじめに

超高齢社会である我が国では、食道癌をは じめとする食道疾患患者の数が増加している。 末期食道癌患者に対する外科的な治療方法と して胃管吻合術や食道ステントの挿入などが 行われ、経口による食物摂取が可能となって いるものの、食物の逆流による食道炎や再狭 窄が起こるなどの課題は残されたままである。

そこで本研究室では食物運搬機能を有する 人工食道ステントの研究開発を行っている。 本研究では健常成ヤギから摘出した新鮮食道 を用いて引っ張り試験を行い、応力緩和モデ ルを用いて食道の基礎特性解析を行った。食 道の基礎特性分布に基づき人工食道に必要と される食物運搬機構を構築し、それを実現す るデバイスの作成を行った。

#### 2. 実験方法

動物実験終了後から1時間以内に健常成ヤ ギから食道を摘出し、図1に示すようなリン グ状食道試料を作成し、引っ張り試験装置を 用いて位置ごとの食道試料の応力緩和曲線を 得た。

本実験は東北大学動物実験倫理委員会の承認に基づき行われた。



図1 リング状食道試料

#### 3. 結果

本研究では摘出した食道から 16 個のリング 状食道試料を得られた。得られた試料に対し て引っ張り試験を行い、図 2 に示す応答を得 た。得られた応力応答曲線に対して三要素モ デルを用いて解析を行い、各係数の値が位置 に対して周期的な変化を示した。



#### 4. 考察

係数の周期的な変化は、食道筋層のバイオ メカニクス的特性変化に基づくと考えられ、 この特性分布基づいて人工食道の食物運搬機 構を構築することで、生体の蠕動運動と類似 した倒立的な食物運搬機構を構築できると考 えられる。

## Fontan 循環の呼吸応答画像解析の試み

○池田 純平<sup>\*</sup> 白石 泰之<sup>\*\*</sup> 山田 昭博<sup>\*\*\*</sup> 坪子 雄介<sup>\*</sup> 平 恭紀<sup>\*</sup> 鈴木 拓志<sup>\*</sup> 井上 雄介<sup>\*\*\*</sup> 本間 大<sup>\*\*\*\*</sup> 山岸 正明<sup>\*\*\*\*\*</sup> 山家 智之<sup>\*\*\*</sup>

\*東北大学大学院医工学研究科医工学専攻 \*\*東北大学加齢医学研究所非臨床試験推進センター非臨床試験推進分野 \*\*\*\*東北大学加齢医学研究所非臨床試験推進センタ ー心臓病電子医学分野 \*\*\*\*トキコーポレーション \*\*\*\*\*京都府立医科大学小児心臓 血管外科

1. はじめに

小児先天性心疾患に対しては Fontan 型手術 が行われる。心外導管型 Fontan 手術では、本 邦でも手術成績は良好で、成人患者は増加し つつある。しかしながら、長期の Fontan 循環 では静脈逆流と静脈圧上昇による遠隔期の合 併症が報告されつつある。本研究では、新し い Fontan 循環サポートデバイスとして ePTFE 製心外導管に装着する呼吸同期型流体抵抗調 節デバイスを開発している。デバイス設計の 基礎設計指標として Fontan 循環の画像解析を 試み、呼吸に伴う下大静脈逆流の時相解析に より駆動条件の検討を行った。



図1 Fontan 循環とデバイスの装着イメージ

#### 2. 方法

Fontan 循環を有する患者の X 線血管造影画 像から、1) 下大静脈(IVC)における逆流、 2) 左肺動脈(LPA)における血流量分布、3) 横隔膜(DPH)の変位、4) 左心室壁の運動等 の経時情報を得るために画像解析を行なった。 各部位の解析は図 2 (b)に白枠で示した範囲を フレーム毎に切り抜いて行なった。また、濃 度情報の抽出には Mathematica 10 Wolfram, IL, (USA)を使用し領域の grayscale 値変化から血 流変化および形態変位を求めた。



(a) 上大静脈造影
 (b) 下大静脈造影
 図 2 Fontan 循環の血管造影画像

#### 3. 結果および考察

上大静脈では呼吸変動にともなう静脈逆流 は認められなかった。下大静脈造影について 血管造影画素からフレーム毎に得られた数値 を図3に示す。DPH 変化から想定される呼吸 位相について、肺の収縮を伴う呼気相では血 管の圧排がみられた。

また呼気への位相変化に対して、呼気の開 始ののち下大静脈逆流が生じることが示され た。また、下大静脈への逆流の発生ののち LPA の順流減少がみとめられ、少し遅れて順 流が増大することが示された。

これらの IVC 逆流タイミングの検討から、 呼気の位相ををセンシングし、これをトリガ ーとしてデバイス駆動による循環制御が行い うることが明らかとなった。



図3 血流量分布と各臓器運動の経時変化