平成 27 年度　酒谷研究室 卒業研究リスト

① CIGS センサを用いた ICG 蛍光イメージングに関する基礎的研究
　　○長南 侑史，澤田 圭佑，七海 慧

② 圧電センサによるストレス定量評価法の検討-心拍・呼吸数計測精度の評価
　　○佐藤 豊，響尾 洸太

③ NIRS を用いた手話コーラスによる脳機能改善の評価
　　○松尾　朋卓，谷村　紀於，秋山　直樹

④ 3 次元カメラを用いたリハビリ支援装置に関する研究
　　○大金 真太郎，佐々木　渉

（注：丸印は発表者）

CIGS センサを用いた ICG 蛍光イメージングに関する基礎的研究

統合生体医療工学研究室　　○長南 侑史　澤田 圭佑　七海 慧

1. 背景・目的

現在、各医療分野の外科手術時における血管・血流の観察に ICG(インドシアニングリーン)を用いた蛍光観察法がある。我々はローム社が開発した CIGS センサを用いて、より高精度なデータ取得を行い、従来の判別方法より優位な解析手法の検討をするとともに、血管・血流イメージング法の確立を目指した。

2. 原理

2.1　ICG 蛍光の基本原理

ICG は照射光(波長 760nm 近傍)により励起され、血漿蛋白のαリポプロテインと結合すると蛍光(波長 845nm 近傍)を発生する。図 1 に ICG 吸光・蛍光スペクトルを示す[1,2]。

2.2　CIGS センサは銅、インジウム、ガリウム、セレンの化合物で、近赤外光領域で高感度かつ広帯域を受光できる特性を有する。図 2 に各波長における CIGS の感受性を示す。

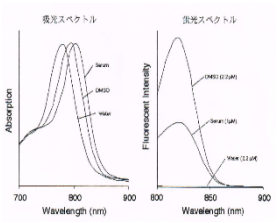

図 1　ICG 吸光・蛍光スペクトル

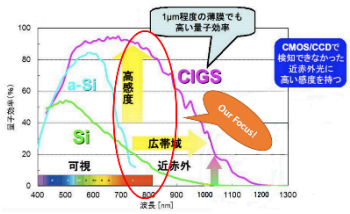

図 2　各波長における CIGS の感受性

3. 方法

3.1　ICG 蛍光計測法

撮影デバイスとして、励起光(760nm の LED)・センサにハイパスフィルタ(800nm)を装着した。

生体実験用ラットを開腹した状態で後大静脈から 5%濃度の ICG 溶液を 0.05ml 注入し、その時の腹部臓器を撮影・観察した。

3.2　データ解析方法

取得データ上に臓器別 ROI を設定した。(図 3) 従来のピクセル数評価を画素値評価にするため、

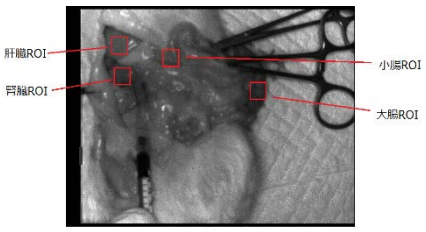

図 3　ROI 設定位置

ROI 内画素値を積分し、ピクセル数で平均した。その後、臓器別時系列データ処理をした。

4. 結果・考察

図 4 にピクセル数評価法及び画素値評価法の肝臓 ROI の時系列変化のグラフ（ICG クリアランス）を示す。また、画素値評価法は、ICG クリアランスがピクセル数評価法より詳細に確認できることから、今回の解析手法に採用した。

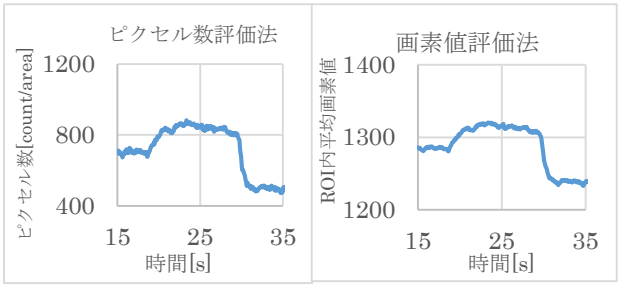

図 4　肝臓 ROI 時系列変化

図 5 に画素値評価法による臓器ごとクリアランスを示す。これより、各臓器（肝臓、腎臓、大腸、小腸）のクリアランスの違いが認められる。

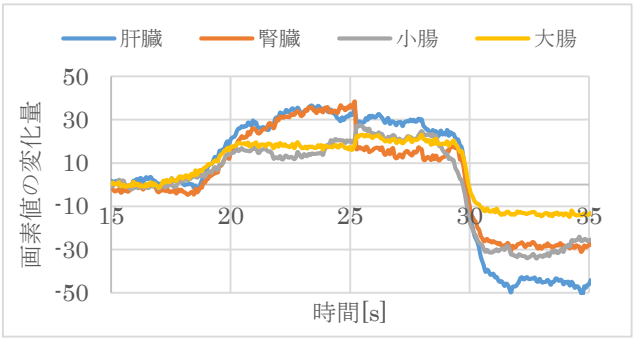

図 5　臓器ごとのクリアランスの差異

5. まとめ・今後の展望

本研究で、解析手法を画素値評価法としたことで ICG クリアランスを詳細に検討することができた。臓器ごとにクリアランス曲線を比較したが、クリアランスの立ち上がりの差異などより臓器血流の定量的評価の可能性が示唆された。今後はクリアランス曲線の上昇・下降時の変曲点などから定量的評価の可能性について検討する。

6. 参考文献

[1] 酒谷 薫　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] 草野満夫　ICG 蛍光 Navigation Surgery のすべて－光るリンパ節、脈管、臓器を追う－　2008

圧電センサによるストレス定量評価法の検討−心拍・呼吸数計測精度の評価−

統合生体医療工学研究室　　〇佐藤 豊　響尾 洸太

1. 背景と目的

現代社会において「からだの健康」だけでなく「こころの健康」への意識が高まっており、様々な手法でストレスの評価法が試みられている。しかし、被験者自ら記入する問診法は、被験者や担当医師の主観に頼る主観的評価法であり、信頼性に乏しい。

一方、ストレスの定量的評価法として血液検査や唾液検査などがあるが、測定者や被験者の負担が少なくなく、またリアルタイムにストレス度を評価できない欠点を有する。

そこで我々は、生体のバイタルサインがストレスなどの要因によって変化することから、圧電センサによるバイタルセンシングを用いたストレスの定量評価方法を検討した。

2. 対象と方法

統合生体医療研究室が開発した圧電センサによる睡眠時バイタルサイン計測システムを用いて、呼吸数と心拍数を測定した。同時に、モーションキャプチャ(Microsoft 社製 KinectV2)と心電計(日本光電工業社製 臨床用ポリグラフ RMC-3100)を用いて、それぞれ呼吸数及び心拍数を測定した。両者の測定値を比較し、睡眠時バイタルサイン計測システムの測定精度を評価した。

2.1 呼吸数精度検証実験

図 1 に測定方法を示す。被験者として学生及び職員 11 名(男性 9 名、女性 2 名、平均 24.2±5.06 歳)対象として測定を行った。

被験者はモーションキャプチャに対して正面を向くように座り、圧電センサを臀部下に設置し、同時測定を行った。

実験プロトコルは機器の較正 2 分→安静 3 分とした。

モーションキャプチャで測定した呼吸数を真値、圧電センサで測定した呼吸数を実測値として誤差率を求めた。

2.2 心拍数精度検証実験

図 2 に測定方法を示す。被験者として学生 10 名(男性 10 名、平均 21.6±0.51 歳)を対象として測定を行った。

心電計の電極を胸部に装着し、圧電センサを臀部下に設置して同時測定を行った。測定は呼吸数精度検証と同様に、機器の較正時間 2 分→安静 3 分である。

心電計で測定した心拍数を真値、圧電センサで測定した心拍数を実測値として呼吸数精度検証実験と同様に誤差率を求めた。ここで求めた誤差率を、座位での圧電センサの計測精度誤差とした。

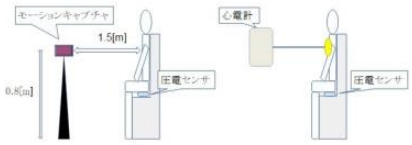

図 1　測定方法 2.1

図 2　測定方法 2.2

3. 結果

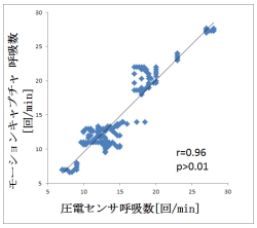

図 3　圧電センサとモーションキャプチャの呼吸数比較

圧電センサとモーションキャプチャによる呼吸数同時測定の結果を図 3 に示す。

圧電センサの精度誤差の平均値 M 及び標準誤差 SE を求めると、精度誤差の平均値 M=9.48[%]、標準誤差 SE=0.67[%]となった。

この結果より、圧電センサの呼吸数計測精度誤差は 9.48±0.67[%]であると言える。

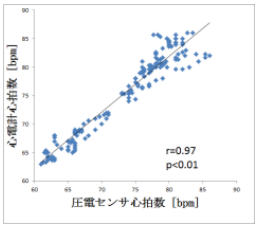

図 4　圧電センサと心電計の心拍数比較

圧電センサと心電計による心拍数同時測定の結果を図 4 に示す。圧電センサの精度誤差の平均値 M 及び標準誤差 SE を求めると、精度誤差の平均値 M=3.10[%]、標準誤差 SE=0.13[%]となった。

この結果より、圧電センサの心拍数計測精度誤差は 3.10±0.13[%]であると言える。

4. まとめと展望

圧電センサによるバイタルサイン計測システムの計測精度誤差はそれぞれ、呼吸数 9.48±0.67[%]、心拍数 3.10±0.13[%]であり、圧電センサはストレスの定量評価に利用できることが示唆された。今後はストレス課題を付加した際のバイタルサインの変化を捉えられるか否か実証実験を行っていく。

参考文献

[1] 酒谷薫:NIRS-基礎と臨床-、ストレスの評価 161-163、株式会社新興医学出版社、2012.

NIRS を用いた手話コーラスによる脳機能改善の評価

統合生体医療工学研究室　　〇松尾　朋卓　谷村　紀於　秋山　直樹

1. 背景・目的

近年、生体透過性の高い近赤外光を用いた近赤外分光法（Near Infrared Spectroscopy、以下 NIRS）が脳機能測定に応用されるようになった [1]。現在、市販されている NIRS は連続光（Continuous Wave、以下 CW）を用いて、神経活動時の血液中のヘモグロビン（以下 Hb）濃度変化を計測している。

本研究では NIRS の脳機能測定の応用として手話コーラスに着目した。手話コーラスは歌に合わせて手話をするものでレクリエーションの一環として行われおり、また歌を歌いながら手話をすることによって高いリラックス効果が得られると期待されている。そこで NIRS を用いて手話コーラスによる脳血液中の Hb 濃度変化を測定することによって、手話コーラスの効果を脳機能測定の観点から検討した。

2. 方法

学生(平均 21.1±1.05 歳の男性 19 名、女性 16 名)を対象に、図 1 の実験プロトコルに従い、手話コーラス(40min)の前後において STAI(5min)、NIRS 計測(5min)を行った。

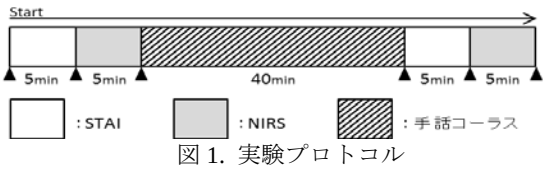

図 1. 実験プロトコル

STAI(State-Trait Anxiety Inventory)は、20 項目の質問で構成されており、アンケート形式により回答者の「いま」の不安(状態不安)と「普段」の不安(特性不安)を 20～80 点で点数化し、高い点数ほど不安度が高度であることを示す。

CW-NIRS は、生体表面にプローブを設置し、LED 光源から 3 つの異なる波長(735nm,810nm,850nm)の近赤外光を照射し、生体内部で散乱・吸収され、減衰した光を、フォトダイオード検出器で検出することにより、生体組織内の血流と血中酸素化状態の変化量を非侵襲的に計測する装置である。

本研究では、CW-NIRS は PocketNIRS Duo(ダイナセンス社製)を使用した。

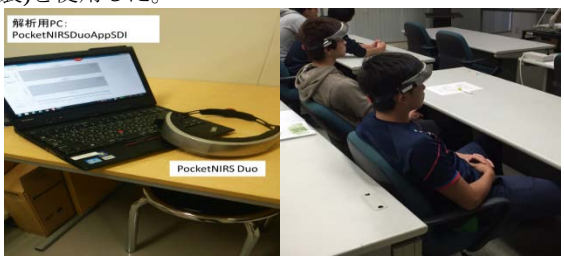

図 2. PocketNIRS Duo の計測システムと測定風景

NIRS から得たデータによって、安静時の脳内ヘモグロビン濃度変化の左右前頭前野の優位性である LIR(Laterality Index at Rest)を求めた。

$$安静時変動量 = 安静時平均値 - 安静時最小値$$

$$LIR = \frac{(安静時右変動量 - 安静時左変動量)}{(安静時右変動量 + 安静時左変動量)}$$

LIR<0 は左側優位、LIR>0 は右側優位を表す。
左側優位はリラックス状態、右側優位はストレス状態を示す [2]。

3. 結果

図 3,4 は STAI、図 5 は LIR の結果である。

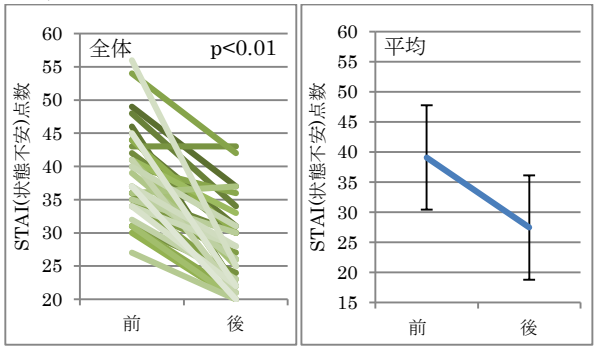

図 3. 手話コーラス前後の STAI(状態不安)の比較
手話コーラス前後の STAI(状態不安)は有意に減少した。(p<0.01)

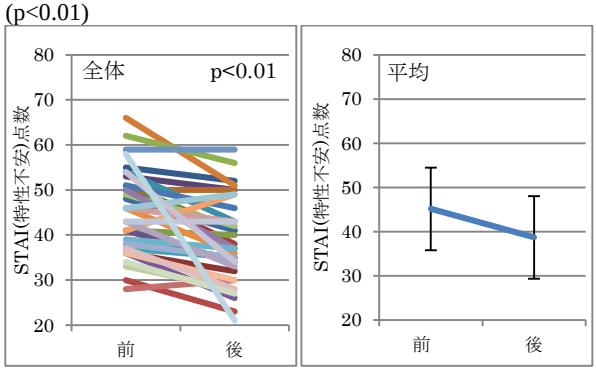

図 4. 手話コーラス前後の STAI(特性不安)の比較
手話コーラス前後の STAI(特性不安)もまた有意に減少した。(p<0.01)

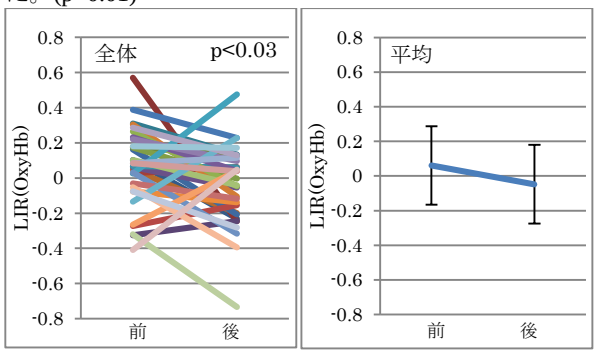

図 5. 手話コーラス前後の LIR の解析結果
手話コーラス前後の LIR もまた有意に減少した。(p<0.03)

4. まとめ

手話コーラス前後におけるストレス状態の測定を行った。図より、STAI(状態不安, 特性不安) 、LIR ともに有意な減少傾向が見られた。このことより、手話コーラスにはリラックス効果があることが示唆される。今後として手話コーラスの効果のコントロール実験を行う。

参考文献

[1] 酒谷 薫（監修）「NIRS-基礎と臨床-」、（株）新興医学出版社、2012.

[2] Sakatani K. Optical Diagnosis of Mental Stress. : review. Adv Exp Med Biol. 2012;737:89-95

3 次元カメラを用いたリハビリ支援装置に関する研究

統合生体医療工学研究室　　〇大金 真太郎　佐々木 渉

1. 背景・目的

現在、高齢社会となっている日本において身体の不自由な患者のリハビリテーション(以下、リハビリ)がさらに重要となってくることが考えられる。リハビリを効果的に実施するためには身体の運動機能を定量的に計測することが必要である。運動機能の定量化のためのモーションキャプチャ装置は幾つか開発されているが、きわめて高価なため無床診療所や在宅医療への応用はまだ難しい。

そこで、Microsoft 社製のゲーム用三次元カメラ「KINECT for Windows V2(以下、KinectV2)」を用い、リハビリによる運動機能の変化を非侵襲かつ簡便に定量評価できるリハビリ支援システムに関する研究を行った。

2. 方法

2.1　リハビリ補助システムの精度検証：

(株)デザイニウムと共同研究しているリハビリ補助システムの精度検証を行った。本システムにより計測された歩幅、遊脚時間、立脚時間の精度検証を行った。一定間隔の歩幅で歩けるように両足を 50[cm]のヒモで結び、カメラから 4.0[m]の地点から 1.0[m]地点まで歩行した。0.01[s]まで表示するタイマーと歩行の様子をスマートフォンのカメラで同時撮影し、アプリケーションにより得られたデータと同期をとり、測定精度の検証を行った。

2.2　リハビリにおける視覚的・聴覚的楽しさの付加：

KinectV2 に向かい歩行や手を上げる、ジャンプなどの動作が認識される時に音楽が流れるアプリケーションを開発している。アプリケーションは Microsoft Visual Studio を用いた C#言語によるプログラムによって構成される。

3. 結果と考察・今後の課題

3.1　アプリケーションにより得られたデータ例(図 1)と、誤差(図 1)を以下に示す。

臨床で用いる最も信頼性の高いモーションキャプチャである VICON の精度は静止時では 0.005[%]であることがわかっているが、それと比較しても誤差は大きい。VICON は進行方向にベクトルをとるのに対し、KinectV2 は KinectV2 を基準に xyz ベクトルが固定されている為、誤差が大きくなったと考えられる。よって KinectV2 のしきい値のチューニングを行っていく。

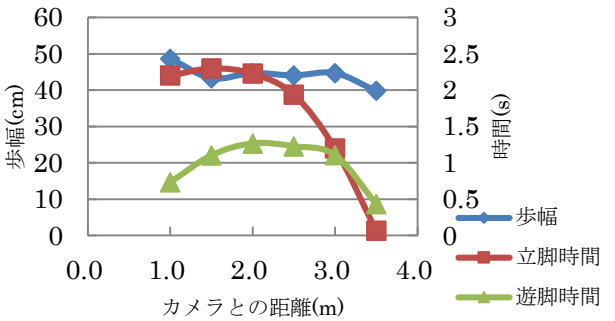

図 1　リハビリ補助システムによるデータ例

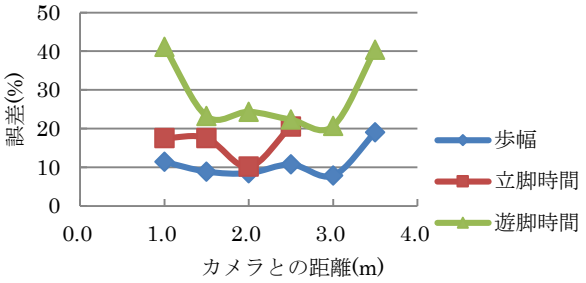

図 2　リハビリ補助システムの誤差

3.2　アプリケーションの画面を(図 2)に示す。現在のアプリケーションは歩行(左右の足を別々に認識)、左右の手をあげる、ジャンプの動作が判定できる。現在の段階ではジェスチャーの判定材料となるデータベースが少ないため、データベース量を増やすとともに動作が判定される時に音楽が再生されるプログラムを開発する予定である。

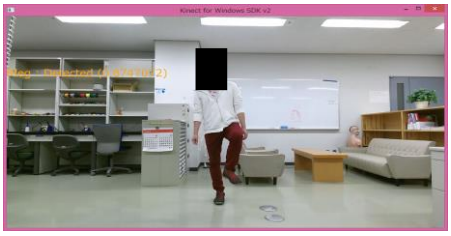

図 2　リハビリを楽しく行えるアプリケーションの画面

4. 参考文献

[1] 中村薫 他 3 名;Kinect for Windows SDK プログラミング，秀和システム，2015.