

Group-1P

生体計測 I
バイオメカニクス
低侵襲治療・手術支援

Verification of Green PPG as a substitute for HRV monitoring

Yuka Maeda¹, Masaki Sekine², Toshiyo Tamura², Koichi Mizutani¹

¹Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba,

²Osaka Electro-Communication University, Faculty of Biomedical Engineering

1. Introduction

In this paper, we evaluated the validity of green light photoplethysmography (PPG) in the autonomic nervous system (ANS) estimation. ANS estimation provides us with information about stress, exercise and heart diseases and is mostly evaluated by heart rate variability (HRV). HRV obtained from ECG is usually used for understanding the status of the ANS¹⁾. In clinical practice, pulse rate variability (PRV) obtained from PPG is also used as an acceptable alternative for HRV monitoring because of its conveniences²⁾. Recently the visible light has been widely used in PPG measurement because of less influence of motion artifact³⁾. Moreover, recent investigations have demonstrated that green PPG is more suitable for daily monitoring than the conventional infrared PPG. If we can apply the green PPG to ANS estimation, it might allow the monitoring of ANS in daily life easily. However, the difference of wavelength has possibilities to affect the PRV parameters. Because the penetration of light affects the detected volume in the tissue. The aim of this study is to evaluate the validity of PRV parameters obtained from green PPG.

2. Method

In this study, we used two different wavelengths of reflected light for PPG: 525 and 880 nm. The PPG sensor was attached on the fingertip. Our test population consisted of six men without any indication of peripheral circulatory problems. We began measurements after the subject had been seated in a resting position for 5 min. Then, the green PPG, infrared PPG and ECG (BIOVIEW200, NEC) were recorded simultaneously for 2 min with the subjects seating.

This study was approved by the ethics committee of the University. The experimental procedure was explained, and written informed consent was obtained from all subjects.

3. Evaluation

HRV obtained from ECG was used as the gold standard, and the PRV was compared to the HRV. PRV was calculated by pulse interval (PI). The PI was calculated by peak detection using predetermined thresholds. In this study, we used the standard deviate of data collection to determine threshold. Then, LF and HF power spectral were calculated by HRV and PRV, respectively. Relative power was the ratio between PRV-power spectral (ppgLF, ppgHF) and HRV-power spectral (LF, HF).

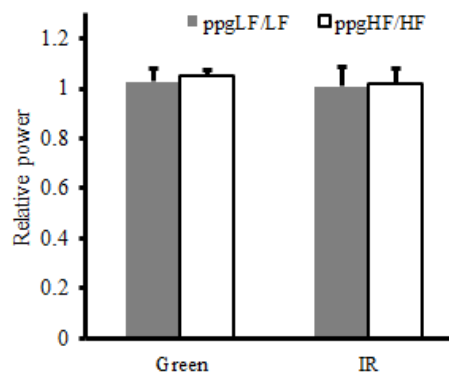


Fig. 1 Relative power of LF and HF

4. Result

The correlation coefficients between green and infrared PRVs, and HRV were 0.996 ± 0.004 and 0.988 ± 0.014 , respectively. Fig. 1 shows the relative power of LF and HF in the two different wavelengths. Relative green LF and HF were 1.02 ± 0.05 and 1.05 ± 0.08 .

5. Discussion and Conclusion

This study examined the validity of green PPG, compared with infrared one. The results suggested PRV obtained from green PPG was closely correlated with HRV as with infrared PPG in a rest position. Therefore, green PPG would also be an alternative for HRV monitoring.

Acknowledgement

This work was supported by Grant-in-Aid for Young Scientists B Grant Number 26870088.

References

- 1) Rajendra Acharya U, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim CM, Suri JS.: "Heart rate variability: a review," *Med Biol Eng Comput.*, 44(12), pp.1031-51, 2006
- 2) Constant I, Laude D, Murat I, Elghozi JL: "Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability," *Clin Sci*, 97(4), pp.391-7, 1999
- 3) Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M: "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present," *Electronics* 2014, 3(2), pp.282-302, 2014

Pilot study on evaluation of baroreflex function using green light photoplethysmogram

Makoto Abe¹, Makoto Yoshizawa², Kazuma Obara¹, Norihiro Sugita¹, Noriyasu Homma³, Tomoyuki Yambe⁴

¹ Graduate School of Engineering, Tohoku University, ²Cyberscience Center, Tohoku University, ³Graduate School of Medicine, Tohoku University, ⁴Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University

1. Introduction

The maximum cross-correlation coefficient ρ_{\max} between blood pressure (BP) variability and heart rate (HR) variability is a useful index to evaluate the baroreflex function [1]. However, measurement of continuous blood pressure with an expensive and bulky measuring device is required to calculate ρ_{\max} . Therefore, we propose a more convenient method for obtaining ρ_{\max} with measurement of green light photoplethysmogram (PPG). A green PPG sensor has an advantage of the smaller effect caused by motion artifacts than an infrared PPG sensor [2]. In this study, we ascertained whether the green PPG signal can be used in order to estimate the baroreflex function and the green PPG sensor can be a device as a replacement for the measurement device of continuous BP.

2. Methods

In this study, a PPG which consists of green LED was used in order to obtain pulse transit time (PTT) which is well known as a method for calculating BP-related index from an ECG signal and a PPG signal. Then, we calculated the index ρ_{\max} with HR from an ECG signal and PTT obtained from the ECG signal and the green PPG signal.

Nine healthy subjects (8 males and 1 female, 23.3 ± 1.6 years) participated in an experiment. The subjects kept the sitting posture on the chair for 5 minutes under the resting condition. The subject's ECG, continuous BP, and near-infrared and green PPG were measured during the experiment. ECG was measured by a limb lead and continuous BP was measured at the left middle finger with Portapres (Finapres Medical Systems). The reference signal of the near-infrared PPG was obtained from the left index finger. The near-infrared PPG sensors and green PPG sensors consist of a combination of an LED and a phototransistor. Four pairs of the near-infrared PPG sensor and the green PPG sensor were applied to the subject's left ring finger (PPG1), medial side of the wrist (PPG2), lateral side of the forearm (PPG3), and lateral side of the upper arm (PPG4), respectively.

3. Result and Discussion

Figure 1 (a) and (b) show that ρ_{\max} which was calculated by PTT obtained from near-infrared PPG and ρ_{\max} which was calculated by PTT obtained from green PPG, respectively. This figure shows that the ρ_{\max} value obtained from green PPG is more similar to the ρ_{\max} value obtained from continuous BP than that from near-infrared PPG on multiple sites on the body. Furthermore, the ρ_{\max} values obtained from the near-infrared PPG except for on the finger have few reliability due to the low value. Therefore, ρ_{\max} obtained from the green PPG is superior to ρ_{\max} obtained from the near-infrared PPG.

4. Conclusion

We proposed a method of evaluating the baroreflex function using a green light photoplethysmogram. The experimental result showed that the green light PPG sensor can be a device as a replacement for the measurement device of continuous blood pressure.

Acknowledgement

This work was supported by JSPS KAKENHI Grant Number 25870040.

References

- 1) N. Sugita et al.: "Evaluation of adaptation to visually induced motion sickness based on the maximum cross-correlation between pulse transmission time and heart rate," J. Neuroeng. Rehabil., Vol.4, p.35, 2007
- 2) U. Maeda et al.: "Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography," J. Med. Syst. Vol.35, pp.969-976, 2011

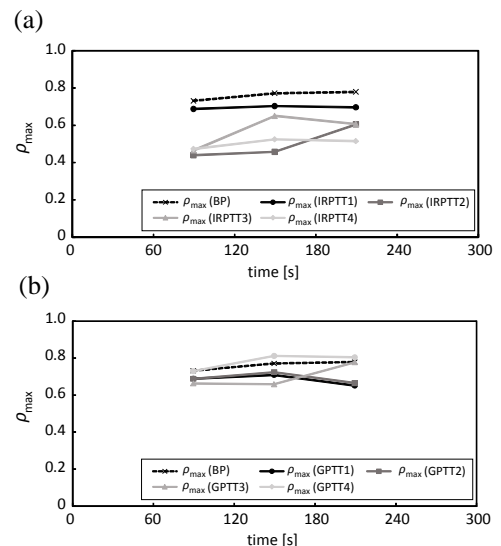


Fig. 1 Result of ρ_{\max} values obtained from (a) near-infrared PPG and (b) green PPG

近赤外分光計測における外乱補正技術に向けた多チャンネル信号処理方法の検討

五島溪介, 高尾滉, 福田恵子

東京都立産業技術高等専門学校 ものづくり工学科

1. はじめに

近赤外分光法を用いた脳機能計測法の計測において、脳活動の機能的な結びつきを解明するためには計測領域を拡大することが有効である。また、組織血流変化の測定に含まれる皮膚血流変化などの外乱を低減するためには、補正信号を検出して補正を行い、計測精度を向上することが重要である。提案する補正手段の生体への適用へ向けて多チャンネル信号処理手法を検討した。

2. 多チャンネルの信号分離方法

提案する補正手段とそのプローブの配置をFig.1に示す¹⁾。正三角形の頂点ABCで光の照射・受光を行い、各点の中心にある組織血流変化を検出する(以下、測定信号)。測定信号に含まれる外乱を補正する手段として、光の照射と同一の開口部(A, B, C)からの受光を補正信号として用いる同一開口補正、計測信号の照射・受光点から等距離の位置(D)での受光を補正に用いる方法を併用する。

提案手法により、補正信号と測定信号を測定する上で、主として2つの課題がある。

第1は、強度の異なる同一開口補正の信号と、異開口部で取得する信号の分離である。同一開口部での受光は伝搬距離が短く減衰が少ないため、信号強度が強いのにに対し、異開口部では信号伝搬距離が長く減衰が大きいため、信号の強度が弱くなる。そのため異開口部での信号が同一開口部の信号に埋もれてしまう。この信号を検出するために照射光を多重パルスによって時間的にずらして与えることによって信号の分離を行う。

第2に、多波長化に伴う多重信号の分離である。信号の分離を行うだけであれば、多重パルス方式を適用することで可能である。しかし、波長数の増加に伴い、信号間の時間差が増大してしまう。また、外乱光やオフセット雑音の影響による誤差を防ぐ必要がある。そのため、パルスをさらに変調することで雑音の低減を行う。

多重信号の分離法をFig2に示す。

多重パルス方式により、各頂点A, B, C毎にオンのタイミングを定め、光を順次照射する。この際、照射パターンを符号化して照射する。符号化することで、酸化・脱酸素化の分離計測に必要な2波長の光を各頂点から同時に照射することが可能となる。さらに符号化により、与えられたパターン以外のパターン信号は相殺されるため、オフセット雑音を防ぐことができる。

さらに、デジタル的な符号を照射パターンに用いた結果、アナログの復調回路が不要になり、回路規模の増大を防ぐこともできる。

符号化には、直行行列となるアダマール符号を用いる。Fig1のシステム実現のため、3ヶ所×2波長の計6波長の分離を行う必要があるため、8次アダマール行列

Hを用いて照射光Iを符号化する。得られた受光信号をDとすると、生体情報Sはアダマール符号の特性を用いることで $S=H \times D$ で復調をすることができる。

3. シミュレーション

計算機シミュレーションにより、復調方法の確認と精度確認を行った。Fig 1に示す3点(A, B, C)からそれぞれ2波長のレーザー光($I_{A\lambda 1}, I_{A\lambda 2}, I_{B\lambda 1}, \dots$)を照射し、4点(A, B, C, D)で受光する仮定の基で解析を行った。シミュレーションの結果、同一開口補正信号6種、測定信号12種、等距離点補正信号6種の計24種類の信号の分離を確認した。また、1符号あたり複数のサンプリングを行い、アナログ的に扱うことで白色雑音を低減してできることを確認した。発表ではファントム実験による2波長の分離結果を含めて報告する。

謝辞

本研究は科研費(基盤研究(C)No.23560515)を受けて実施した。

参考文献

- 1) K. Fukuda, K. Koishi, T. Murayama, JJAP 52, 077001-1/7 (2013).

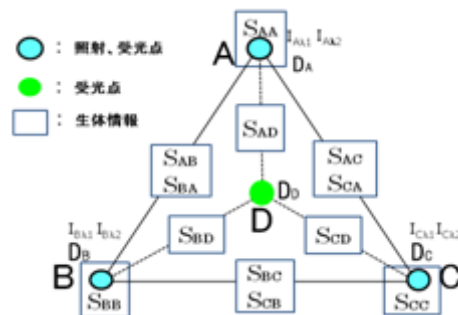


Fig.1 Probe arrangement of noise cancellation

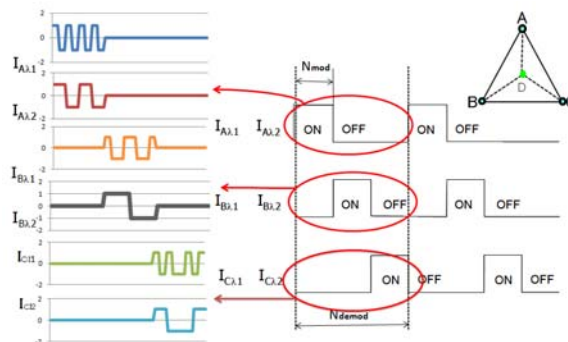


Fig. 2 Multiple signals separation by Hadamard code.

生体コラーゲン顕微鏡を用いた創傷治癒過程の *in vivo* 時系列モニタリング

厚田耕佑¹, 田中佑治², 長谷栄治¹, 福島修一郎², 荒木勉², 安井武史³

¹徳島大学大学院先端技術科学教育部, ²大阪大学大学院基礎工学研究科, ³徳島大学大学院 STS 研究部

1. はじめに

創傷治癒とは、何らかの外的要因により損傷を受けた組織を、本来の状態に修復する機能のことであり、その過程は、炎症期・増殖期・組織再生期という一部重複する3段階に分類される[1]。これらの過程においては、細胞外マトリックスであるコラーゲン動態がきわめて重要な役割を担っているが、それを可視化することはこれまで容易でなかった。その結果、創傷治癒過程におけるコラーゲン動態は未だ完全には解明できていない。また、創傷の治癒段階や異常治癒などを判断する上でも、コラーゲン動態を観察することは重要である。

我々は、コラーゲン分子固有の非線形光学特性によって発生する第二高調波発生光 (SHG光) を検出することにより、生体組織におけるコラーゲンを『生きたありのままの状態』で可視化できる生体コラーゲン顕微鏡をこれまでに開発し[2]、ヒト皮膚の老化診断[3]や動物皮膚の光学的熱傷診断[4]に応用してきた。本研究では、生体コラーゲン顕微鏡を動物切創モデルに適用し、治癒過程におけるコラーゲン動態を *in vivo* 時系列で可視化したので報告する。

2. 実験装置と動物モデル

装置図をFig.1に示す。装置構成はレーザー走査型顕微鏡と同様であるが、光源に生体透過性の優れたフェムト秒Cr:Forsteriteレーザー(中心波長1250nm, パルス幅100fs, 繰り返し周波数73MHz)を用い、そのSHG光(波長625nm)を検出している点が異なる。レーザー光は、ガルバノミラーとリレーレンズペアを用いたレーザー走査光学系を経て、生体サンプルに照射される。後方散乱されたSHG光は、ハーモニックセパレーターで反射され、バンドパスフィルター(BPF:625nm透過)により、SHG光のみが光電子増倍管(PMT)によって検出される。レーザー走査光学系を用いてサンプル上の集光スポットを2次元面内走査することにより、SHGイメージを取得した。

本研究で用いた実験プロトコルは、大阪大学大学院基礎工学研究科動物実験委員会の承認を得ている(承認番号: 動基工25-1-0)。被実験動物には、Wistar系雄性ラット(8~10週齢, 体重100g)を用いた。ラットに対して全身麻酔を行い、外科用メスにより長さ5mm, 深さ2mm(皮下組織までを完全に切った状態)の切創を形成した。切創は縫合せず、計測時以外は感染症防止のための創傷被覆材で覆いながら(湿潤療法)、経過観察を行った。

3. 計測結果

切創治癒過程のSHGイメージをFig.2に示す。イメージサイズは1.6 mm*1.6 mmである。創傷形成から間もない5日目には、切創の溝部分がSHGが観測されない場所として確認でき、増殖期後期にあたる10日目には溝の縮小が見られることから、創部の修復が進行していることがわかる。組織再生期の20日目には、創部の一部が塞がれ、30日目には完全に塞がっているのが確認できた。このように、日数経過に伴う創傷治癒の様子をSHGイメージより観察することができた。

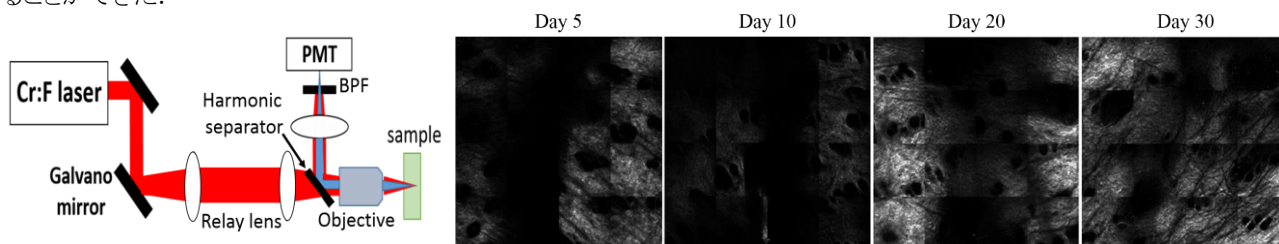


Fig. 1 Setup

Fig. 2 SHG images of dermal collagen fiber at 40µm depth in wounded area

参考文献

- 1) G. Deka, W.-W. Wu, and F.-J. Kao, "In vivo wound healing diagnosis with second harmonic and fluorescence lifetime imaging", *J. Biomed. Opt.* **18**, 061222 (2013).
- 2) T. Yasui, Y. Takahashi, M. Ito, S. Fukushima, and T. Araki, "Ex vivo and in vivo second-harmonic-generation imaging of dermal collagen fiber in skin: comparison of imaging characteristics between mode-locked Cr:Forsterite and Ti:Sapphire lasers," *Appl. Opt.* **48**, D88-D95 (2009).
- 3) T. Yasui, M. Yonetsu, R. Tanaka, S. Fukushima, T. Yamashita, Y. Ogura, T. Hirao, H. Murota, and T. Araki, "In vivo observation of age-related structural changes of dermal collagen in human facial skin using collagen-sensitive second harmonic generation microscope equipped with 1250-nm mode-locked Cr:Forsterite laser", *J. Biomed. Opt.* **18**, 31108 (2013).
- 4) R. Tanaka, S. Fukushima, K. Sasaki, Y. Tanaka, H. Murota, T. Matsumoto, and T. Araki, "In vivo visualization of dermal collagen fiber in skin burn by collagen-sensitive second-harmonic-generation microscopy", *J. Biomed. Opt.*, **18**, 61231 (2013).

青色コントラスト感度を利用した視機能評価システムの構築

櫻井理紗¹, 竹村匡正¹, 田村寛², 黒田知宏², 堀尾裕幸¹

¹兵庫県立大学大学院応用情報科学研究科, ²京都大学医学部附属病院

1. はじめに

我が国では、健康施策として健診を導入しており、早期発見早期予防だけでなく、自己の健康状態を把握できる機会となっている。ところが、白内障をはじめ視機能に関する健診は、視機能の低下が個人の生活の質 (Quality of Life (QOL)) を著しく低下させるにも関わらず、2008年に特定健康診査が開始された際に眼底検査が必須項目から外されるなど、測定される機会が減少している。加齢に伴う水晶体の混濁は誰にでも起こる現象である。水晶体の混濁は短波長である青系色の光を吸収すると言われており¹⁾、その結果、青系色の視認性が低下すると考えられる¹⁾²⁾。

本研究では、被験者の青色弁別閾値、すなわち「青色コントラスト感度」を計測するシステムを構築し、年齢の変化に伴う視認性の低下を評価することを試みる。また、青色コントラスト感度の計測と客観的なQOLの評価を行うことで、視認性の低下とQOLの関係を分析する。具体的には、各年齢層の被験者にディスプレイ上に黒色の文字と青色の背景色の明度・彩度を変化させて提示し、青色弁別閾値を計測する。この計測を行うためのアプリケーションをタブレット端末上に実装し、同時に視覚におけるQOLの評価ツールであるVFQ25³⁾を用いてアンケートを行う。

2. 方法

本システムでは、タブレット端末 (iPad2) の液晶画面上において、背景色を変更させ、黒色の文字を弁別できなくなった時点の背景色のHSV表色系の各値 (色相、彩度、明度) を青色コントラスト感度として計測する。色表示には色相 240°の青色に対して、彩度0-100%、明度0-100%で背景色の設定を行う。具体的な操作としては、決められた彩度に対して被験者が文字を認識できると○ボタンを選択して明度を下げ、不可能なら×ボタンを選択して明度を上げ、最後に弁別閾値を計測し、この色相 (240°)、彩度、明度をもって青色コントラスト感度とする。明度の弁別閾値の取得自体は二分探索で行い、終了条件としては前回の探索に利用した値との差が1%未満 (探索値が明度1%の区間に存在) になった場合とし、探索値は前回の探索に利用した値との中間値とする。また、ひとつの彩度での明度の計測が終了すると、彩度を10%上げて同様の計測を行う。これを一回の計測あたり彩度0-100%まで11回行う。本システムの計測画面をFig.1に示す。また、QOLのアンケートは視覚における健康関連QOL尺度として一般的に利用されているVFQ25を使用する。質問は、生活場面における視機能と見え方による生活側面の制限の程度を測定する12の領域 (下位尺度)、25項目で構成される。

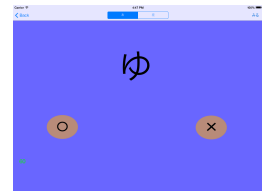


Fig. 1 interface

3. 実験

構築したアプリケーションをタブレット端末上に実装し、青色コントラスト感度の計測およびVFQ25によるQOLの調査を行った。被験者は20代の若年者10名 (24.4±1.78歳) および大学の市民公開講座に参加した59歳以上の高齢者17名 (62.8±8.17歳) であった。実験は、大学内の窓のある教室内で直射日光が入らず、かつ蛍光灯が直接タブレット端末に反射しない状態で、被験者自らがシステムを直接操作させて行った。

4. 結果

若年者群と高齢者群の間で青色コントラスト感度に対してWelchのt検定を行ったところ、棄却率5%で有意差が認められた。また、青色コントラスト感度とVFQ25の下位尺度の各領域の間には、見え方による役割機能の項目は相関係数によって弱い相関がみられたものの、その他の項目はほぼ相関がみられなかった。

5. 考察

青色コントラスト感度に関しては、若年者と高齢者に有意に差があることから、年齢によって視認性の低下が認められた。また、青色コントラスト感度とQOLの間には、明らかな相関関係は認められなかった。そのため、一般的な加齢による視認性の低下は、QOLに影響を及ぼさない可能性が示唆された。本研究によって、青色コントラスト感度を利用した視機能評価システムの構築が可能になった。

参考文献

- 1) 藤田徹也, 白内障視環境下における HSV 色光に対する色覚特性, 富山大学芸術文化学部紀要第3巻, 2009
- 2) 櫻井理紗, 白内障の視認性に基づいたスクリーニング効果の評価, 日本生体医工学会大会, 2011
- 3) Suzukamo Y, Oshika T, et al., Psychometric Properties of the 25-item National Eye Institute Visual Function Questionnaire (NEI VFQ-25), Japanese Version. Health and Quality of Life Outcome 2005. 26;3:65

ケーキ画像を例に用いた好みの比較評価時の視線停留計測

田中元志¹, 大須賀智洋¹, 新山喜嗣²

¹秋田大学大学院工学資源学研究所, ²秋田大学大学院医学系研究所

1. はじめに

視線情報を利用した新しい評価方法の開発を目的とし、食品画像2枚を提示して、どちらか1枚を「好き」または「嫌い」と評価(選択)させたときの視線停留について検討してきた^{1,2)}。その結果、どちらの評価語の場合においても、選択された画像への視線停留時間(画像提示時間で正規化)が選択されなかった画像に比べて長くなった。「画像を選択する」という課題による影響が考えられる。

本研究では、画像を選択する行為が含まれない課題での一検討として、食品(ケーキ)画像を2枚同時に提示して、評価用画像(右側)の食品に対する好みの程度を、「好き、同じ、嫌い」の評価語で基準画像(左側)と比較評価させたときの視線を計測した。

2. 課題と視線計測方法

食品の例として、Fig. 1に示すケーキの写真10枚を用いた。LCD上に写真2枚を並べて提示し、左側を基準画像、右側を評価用画像とした。被験者には、基準画像と比較して、評価用画像の食品(ケーキ)が「好き」のときはボタン1を、「同じ(くらい好き、あるいは嫌い)」のときはボタン2を、「嫌い」のときはボタン3を押す課題を与えた。なお、評価用画像の提示時間は、画像提示から評価のボタンを押すまでの時間とした。

視線の計測には、筆者らが試作した視線計測システム¹⁾を用いた。実験系の構成をFig. 2に示す。視角2°以内の視線座標が150 ms以上継続して観測された場合を停留として、その継続時間を抽出した。被験者は正常な視力(矯正視力含む)を持つ健康な男性10名(21~24歳)とした。なお、本実験は、秋田大学の倫理審査委員会の承認を受け、全ての被験者から同意書を得たうえで行った。

3. 結果と検討

評価語毎の各画像領域内に視線が停留した時間(正規化停留時間)の平均値と標準偏差をFig. 3に示す。なお、各被験者の正規化視線停留時間は、画像提示時間が試行毎に異なるため、試行毎にその視線停留時間を画像提示時間で正規化して求めた。図中の**は2元配置分散分析後の下位検定(Tukey-Kramer法)の有意確率 $p < 0.01$ を示す。「好き」と評価した画像(ケーキ)の視線停留時間は、基準画像への停留時間よりも長くなった。「同じ」および「嫌い」と評価した場合は、基準画像との違いは小さかった。「好き」と「嫌い」な場合の視線停留時間を比較すると、「好き」な場合の方が長くなった。好みの違いによって視線停留時間が異なったことから、比較評価課題を用いた視線停留時間による好み評価の可能性が示唆される。

4. おわりに

食品(ケーキ)画像を2枚同時に提示して、好みを基準画像と比較評価させたときの視線停留計測の結果について述べた。最後に、被験者として協力頂いた方々に感謝する。また、本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(C)課題番号24500250)の援助で行われた。

参考文献

- 1) 大須賀他:「食品画像を用いた好み評価時の視線停留時間に関する実験的検討」, 計測自動制御学会論文集, Vol.49, No.9, pp.880-886, 2013
- 2) M. Tanaka, et. al.: “Diffusive and Specific Searches on Eye Fixation in Subjective Selection with Paired Food Pictures”, J. ITE, Vol.67, No.12, pp.J472-J474, 2013.



Fig. 1 Pictures of “Cake”

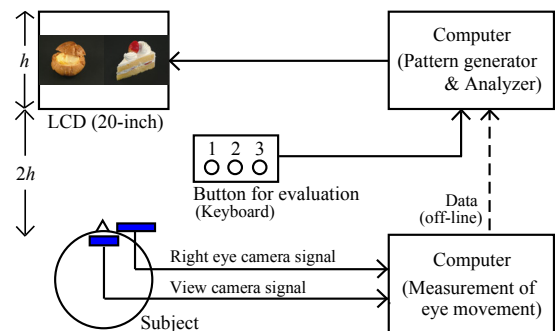


Fig. 2 Setup for eye fixation measurement

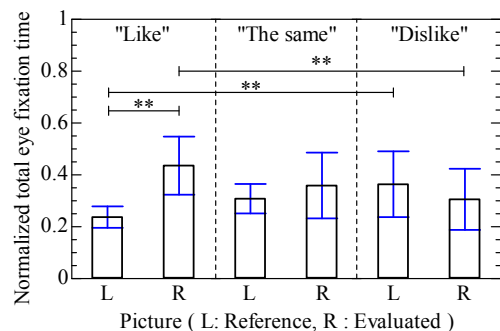


Fig. 3 Normalized total eye fixation time

胸部体表面電位分布の感性計測への応用

原野 将大, 小林 雅幸, 宇戸 禎仁

大阪工業大学大学院 工学研究科 生体医工学専攻

1. はじめに

生体信号の一つである心電図は、心疾患の診断方法として臨床の現場で活躍している。その導出方法の一つとして、体表面電位計測¹⁾がある。これは多数の電極を体表面に取り付け、各時刻の電位分布を計測し、等高線で表した心電マップで評価を行う方法である。この方法は、一般的な心電図より心臓の状態を詳しく診断することができる。しかし、多電極故に大型で電極の着脱に時間を要するため、被験者への負担となることが問題である。

一方、多くの分野の商品開発において使い心地のよさなどの感性指標が重要視されている。感情の計測は心疾患の診断と比べると変化が微弱であると推測され、より高い診断精度が求められる。

本研究では空気の吸引によって体表面に装着できる多電極アレイシートを用いて感情の計測を試みた。

2. 実験方法

図1は、自作した電極アレイシートの概略図である。一边が115mmの正方形、高さ8mmのシリコンシートに電極間隔10mmで45個の電極を配置した。各電極の周囲には吸引用の空気穴を設けており、市販のエアポンプ(AS ONE : EAP-01)で吸引し、体表面に吸着する。

心電計測は、商用周波数の影響を除去するために簡易電磁シールドルーム内で行った。心電マッピング用の自作プリアンプとデータレコーダ(横河: WE7000)を使用して、各電極の電圧をA/D変換し、PCに取り込み心電マッピング処理を行った。

体表面への装着時間は、胸部1ヶ所あたり15秒程である。

感情の計測を行う前に身体の状態を変化させたとき心電マップにどのような変化が現れるかを確認するために、息を吸って止めた状態(以下Aとする)と息を吐いて止めた状態(以下Bとする)の比較を行った。

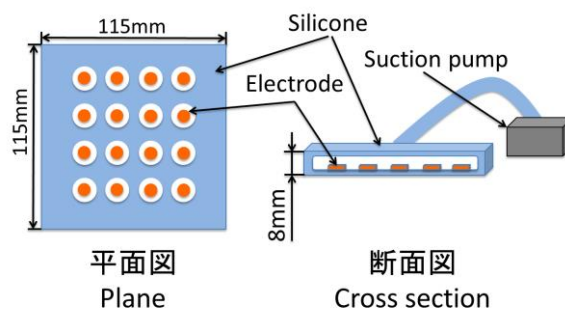


図1. 電極アレイシート

Fig.1 Electrode array sheet

3. 結果

図2は、R波がピーク値を示した瞬間の左胸部の電位分布である。

(a)と(b)の心電マップは、左胸部の同じ計測位置での結果であり、状態AとBを比較すると分布が異なっていることがわかる。この2つの分布の評価方法として、電位差のRMS値(二乗平均平方根)を取り、(c)に示した。この評価方法から二者の違いを定量的に測ることができた。感性計測への実験は当日詳細に報告する。

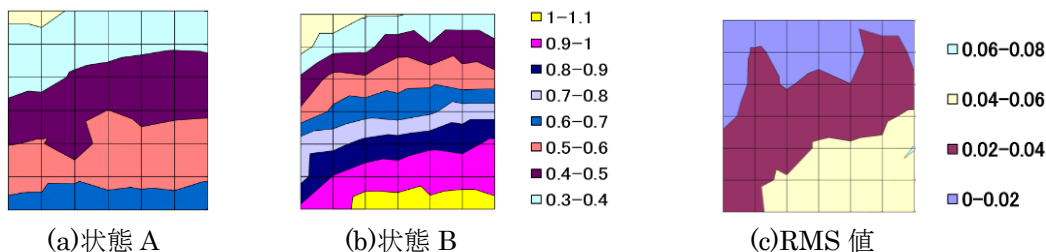


図2. 電位分布

Fig. 2 Potential map

参考文献

- 1) 五島雄一郎:心電図のABC, 日本医師会, 協和企画, pp218-219, 1992

小型電極アレイシートによる胸部 EIT 実験

小林 雅幸, 原野 将大, 宇戸 禎仁

大阪工業大学大学院 工学研究科 生体医工学専攻

1. Introduction

体表面心電マッピングは心疾患のスクリーン検査として有効であるが、胸部は肺などの臓器や骨などにより、複雑な構造となっており、インピーダンス分布が一様でない。そのため測定精度向上には胸部のインピーダンス分布の計測が不可欠である。インピーダンス分布の計測方法として、小型かつ安価で安全であり、肺などの損傷を計測する方法として開発されているElectrical Impedance Tomography (EIT)¹⁾が知られているが、多数の電極を胸部から背中にかけて貼り付けるため測定者や被験者への負担が大きい。そこで体表面心電計測時の負担を軽減し、体表面を広く測定可能とするために作製した、Electrocardiogram(ECG)計測用電極アレイを使い、EITの計測を行うことで、EITの負担の軽減する技術の開発を目的とする。

2. Experimental

実験には、(横 450[mm]、縦 310[mm]、高さ 200[mm]) の水槽に電解液を入れた疑似人体モデルを使用した。水槽の底に45個のグラッシーカーボン棒(φ3.0[mm])をFig.1のようにECG計測用電極アレイの電極と同じ配置となるようにした。水槽の底に配置したグラッシーカーボン棒の任意の1対を印加電極として使用し、残りを測定電極とした。ファンクションジェネレータから印加電極に電圧を印加し、測定電極の電圧を多チャンネル同時計測装置WE7000(Yokogawa)でA/D変換しPCに取り込んだ。測定結果はPCを用いてマッピング処理を行った。水槽の中には、インピーダンスの異なるゲルを配置し、電圧印加用の1対の電極、すなわち接地極と対極をFig.2に示す通りに枠の範囲内で回転するように換えて、それぞれの分布を測定した。測定は合計で16点行った。EITによる水槽内に入れたゲルの形状と位置の再構成を試みた。

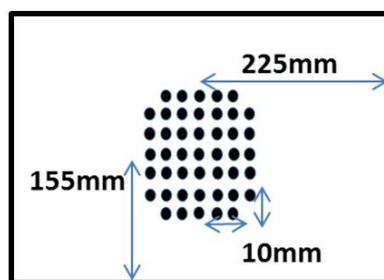


Fig1.water and electrodes

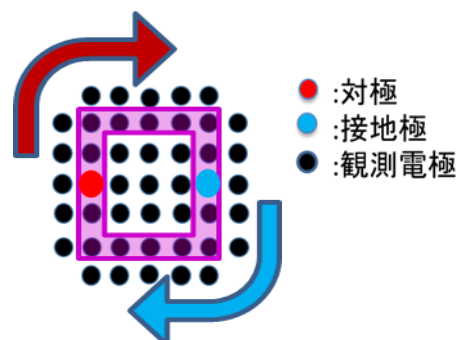


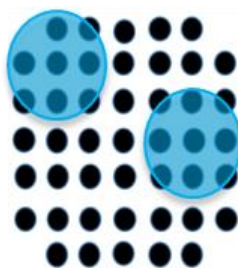
Fig2.Rotation of the electrodes

3. Result and discussion

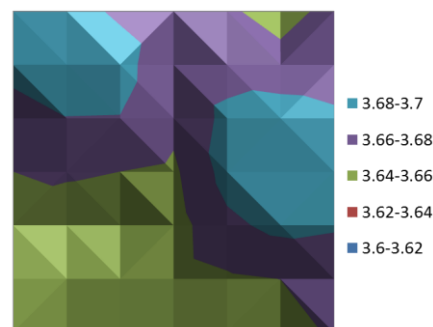
Fig3の(a)は実際に使用した円形のゲル、(b)は実際に水槽内に置いたゲルの位置、(c)は計測結果から得られたインピーダンス分布の再構成結果である。Fig3から実際に水槽にゲルを置いた位置と再構成によるゲルの位置が一致した。この結果から電極面の水平方向の解析が可能であることがわかった。現在垂直方向への解析を行っている。詳細については後日報告する。



(a):Gel



(b):Gel on the electrodes



(c):Result

Fig3. Experimental result

参考文献

- 1) B.Lachmann et.al., "Electrical Impedance Tomography : the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?", Intensive Care Med (2012) 38, pp.1917-1929.

気圧センサの荷重計測システムへの応用

長井 聡, 福田博也

神戸大学大学院人間発達環境学研究所

1. はじめに

近年、デジタルヘルスケア機器やウェアラブル機器の急速な普及とともにセンサデバイスも著しく進歩している。本報告ではこれらのセンサの中でも精度・分解能が高い気圧センサを使用し、荷重計測システムを試作した結果について述べている。

2. システムの概要

厚さ 0.08mm, 1 辺 20cm のポリエチレンフィルム 2 枚を熱で融着して密封し袋状にする (以降セルとする)。これに気圧センサを接着して空気を注入する。なお、セルが 1 つの場合は荷重した時に安定しないので 4 個使用する。気圧センサは MPXV2053GP (測定範囲 0-50kPa, ゲージ圧)¹⁾ を使用している。センサ出力はシングルエンド信号にした後 A/D 変換してパソコンに取り込む。試作した計測システムの構成を Fig. 1 に示す。また、試作システムの外観を Fig. 2 に示す。測定は上面に木板を載せて行った。パソコン側ソフトウェアは Visual Basic 2013 で作成した。本システムは 4 点の荷重を測定しているため、荷重中心点の測定も可能である。

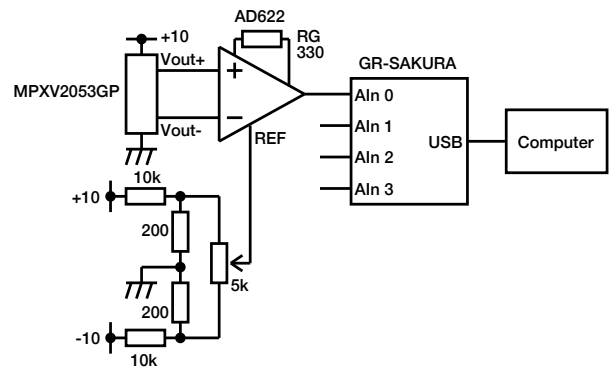


Fig. 1 Block diagram of trial system.

3. 測定結果

Fig. 3 に各セルの荷重に対する出力電圧の特性を示す。この電圧値はインストルメンテーションアンプ AD622 の出力である。測定は接触面積より大きい木板を載せて行った。マーカが実測値で、実線は近似曲線を表す。各セルの出力はべき関数で精度良く近似でき、例えばセル 0 は

$$V_o = 0.0298F^{0.754} - 0.0142$$

で表される²⁾。AD622 のゲイン設定抵抗 RG は偏差 0.1% 以下で選別しているため、出力のばらつきはセンサ自身の特性によるものと考えられる。4 つのセルの出力を加算して約 700N の荷重の測定が可能であることを確認した。3 か月経過後に wii バランスボードと荷重測定データの比較を行ったところ、誤差が 3.4% ~ 6.8% 程度となり、キャリブレーションが必要となることが分かった。荷重中心点の測定については機能していることが確認できた。

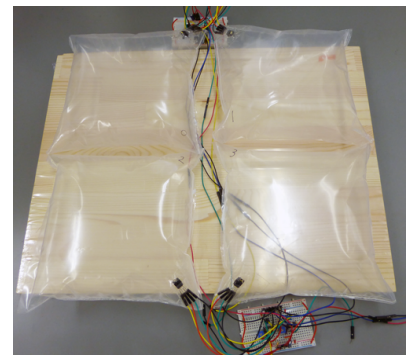


Fig. 2 Photograph of trial system.

4. まとめ

実験結果より、提案計測システムは特性の経時変化があるものの荷重測定システムとして使用可能であることが示された。さらに荷重中心点測定の機能も併せ持っている。本システムは非常に軽量、不定形・柔軟性を持つ対象物の力を漏らさず測定可能、安価であるなど様々な特徴を持つため、荷重以外の多様な力計測に応用できるものと考えられる。

参考文献

- 1) MPXV2053GP Data sheet, Freescale semiconductor
- 2) Curve Fitting, IGOR6 online help, Wavemetrics

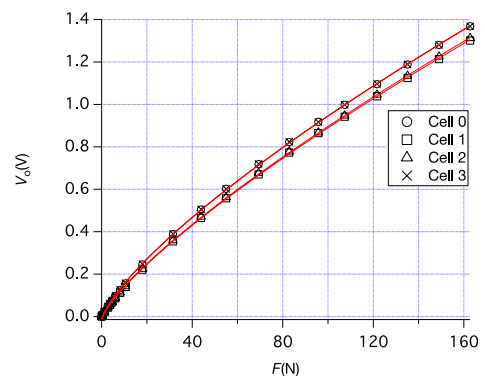


Fig. 3 Output characteristics of sensors.

PetCO₂ 制御による呼吸性アルカローシスが高強度運動開始時の 酸素摂取量応答に及ぼす影響

矢内 潤, 新関 久一, 齊藤 直

山形大学大学院理工学研究科

1. はじめに

換気量が増大すると呼気終末二酸化炭素分圧(PetCO₂)が低下する, いわゆる呼吸性アルカローシスが生じる。Chin らは, PetCO₂ 低下時には中強度ステップ負荷運動開始時の酸素摂取量(VO₂)応答が遅くなると報告している¹⁾。しかしながら, 我々の先行研究では, 呼吸数制御により誘導された呼吸性アルカローシス時において, 高強度ステップ負荷運動開始時の VO₂ 応答が速くなるという結果が得られており²⁾, 呼吸性アルカローシスと運動時の VO₂ 応答との関連についての詳細は未だ明らかになっていない。そこで本研究では, PetCO₂ 制御により誘導された呼吸性アルカローシスと高強度ステップ負荷運動開始時の VO₂ 応答との関係を明らかにすると共に, 呼吸性アルカローシスの誘導法の違いによる影響を調査, 検討することを目的とした。

2. 実験方法

被験者は健常な成人男性 8 人(年齢: 23.1 ± 0.8 歳)であった。被験者は自転車エルゴメータに座り, 安静 1 分の後, 呼吸代謝測定結果をリアルタイムに表示したモニターを見ながら PetCO₂ を 20 mmHg に調整した(RA)。10 分経過後, 彼らは PetCO₂ を 20 mmHg に維持したまま 10 W でのベースライン運動 4 分, 高強度ステップ負荷運動(131.3 ± 21.7 W)6 分の自転車運動を行った。対照実験では自由呼吸の下, 同様の運動負荷試験を行なった(CT)。運動負荷試験中, 連続的に呼吸代謝及び心拍数が測定された。測定された VO₂ に対して kinetics 解析を行い, 運動負荷開始時の VO₂ 応答速度を求めた。

3. 結果

ベースライン運動直前の PetCO₂ は CT と比較して RA で有意に低かった(CT: 32.4 ± 6.1, RA: 19.6 ± 2.0 mmHg; $p < 0.05$)。同様に, 高強度運動開始直前の PetCO₂ は CT と比較して RA で有意に低かった(CT: 34.8 ± 6.6, RA: 19.0 ± 2.1 mmHg; $p < 0.05$)。高強度運動終了直前の PetCO₂ もまた, CT と比較して RA で有意に低かった(CT: 39.1 ± 3.5, RA: 22.9 ± 3.4 mmHg; $p < 0.05$)。VO₂ に対する kinetics 解析の結果, 高強度運動開始時の VO₂ 時定数は CT と比較して RA で有意に大きくなった(CT: 28.3 ± 7.6, RA: 41.1 ± 17.0 s; $p < 0.05$)。

4. 考察

高強度ステップ負荷運動開始時において, PetCO₂ 低下時には Chin らと同様 CT 時と比較して VO₂ 時定数が大きくなるのがわかった。先行研究では, 呼吸数が小さいほど PetCO₂ が低下して高強度運動開始時の VO₂ 時定数が小さくなったが, この時の PetCO₂ は呼吸数 60 回/分においてベースライン運動直前が 21.3 ± 2.1 mmHg であるのに対して, 高強度運動開始直前では 26.7 ± 2.0 mmHg, 高強度運動終了直前では 37.5 ± 6.4 mmHg であった。一方, 本研究における PetCO₂ は運動負荷試験を通してほぼ 20 mmHg に保たれている。この一貫した PetCO₂ 低下が運動負荷試験を通じたピルビン酸脱水素酵素活性の低下を引き起こし, 運動開始時の VO₂ 時定数増加に繋がった可能性が考えられる。

5. 結論

PetCO₂ 制御により誘導された呼吸性アルカローシスは高強度ステップ負荷運動開始時の VO₂ 時定数を増加することが示された。運動負荷試験中, 絶え間ない PetCO₂ の低下がピルビン酸脱水素酵素活性の低下を誘発し, VO₂ 時定数に影響を及ぼした可能性が示唆された。

参考文献

- 1) L. M. K. Chin, R. J. Leigh, G. J. F. Heigenhauser, H. B. Rossiter, D. H. Paterson, J. M. Kowalchuk: "Hyperventilation-induced hypocapnic alkalosis slows the adaptation of pulmonary O₂ uptake during the transition to moderate-intensity exercise," *Journal of Physiology*, Vol.583, pp.351–364, 2007.
- 2) L. M. K. Chin, G. J. F. Heigenhauser, D. H. Paterson, J. M. Kowalchuk: "Effect of hyperventilation and prior heavy exercise on O₂ uptake and muscle deoxygenation kinetics during transitions to moderate exercise," *European Journal of Applied Physiology*, Vol.108, pp.913–925, 2010.
- 3) H. Kobayashi, J. Yanai, K. Niizeki, T. Saitoh: "Effects of a respiratory rate on phase II pulmonary oxygen uptake kinetics during exercise," *Proceedings of Life Engineering Symposium 2013*, pp.197–198, 2013.

体感振動刺激呈示による生理的変化とパフォーマンス変化の特徴抽出

小西 建斗¹, 萩原 啓²

¹立命館大学大学院 情報理工学研究科, ²立命館大学 情報理工学部

1. はじめに

外部から体感刺激を呈示することで、覚醒度の維持、眠気を防止することでヒューマンエラーを減らすことができるのではないかと考える。そこで、本研究では運転中に必要な認知判断力や操作中の覚醒度、副交感神経系活動度、脳内血行動態の変化を計測し、体感刺激による生理的変化を明らかにすることを目的とした。

2. 実験方法

本実験では健常な21～23歳の成人11名(男性6名, 女性5名)とした。生理指標として脳内酸素化ヘモグロビン濃度変化(oxyHb), 副交感神経活動度(HF), 覚醒度(AAC)の計測を行った。パフォーマンス評価には、単調課題として標的追従課題UniMove, 認知判断課題としてスループテストの2つを行った。UniMoveはディスプレイ上を一定の速度で動く標的をマウスで追従する課題である。また、スループテストはディスプレイ上にターゲットが表示されたときにできるだけ早くボタンを押し回答する課題となっている。

また、本実験において呈示した体感刺激は振動刺激を採用した。振動刺激は順応¹を考慮し、振動間隔を4秒、呈示時間を3秒とした。振動周波数は体表面感覚を刺激するためにマイスナー小体の最低閾値である30Hzを用い、着座している座面より呈示を行った。また、振動刺激は振幅0.55mm, 加速度0.05m/sec²とした。

実験プロトコルは2つのタスクで比較が行えるよう安静座位を含めた3パターンにそれぞれ振動刺激の有無を加えた6パターンとなっている。

3. 結果

本実験では、スループテストにおいて正答率, 反応時間に統計的な有意差はなく、振動刺激の有無で特に変化が見られなかった。

一方、標的追従課題UniMoveでは振動刺激の有無によって生理変化 δ -oxyHb, HFとパフォーマンス結果に有意差が見られた。 δ -oxyHbとはNIRS波形を定量的に評価するために生波形に対してローパスフィルタをかけた後に微分フィルタを適用し、波形の増加成分, 減少成分を求めたものである。その際の増加成分から減少成分を引いたものを δ -oxyHbと定義する²⁾。

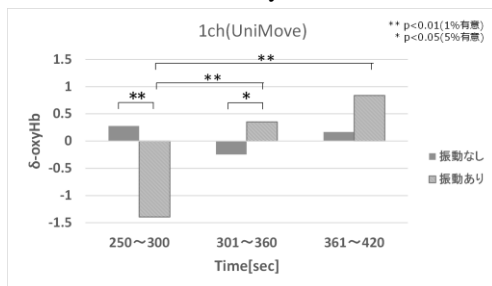


図1 δ -oxyHb (UniMove 前頭連合野 1ch)

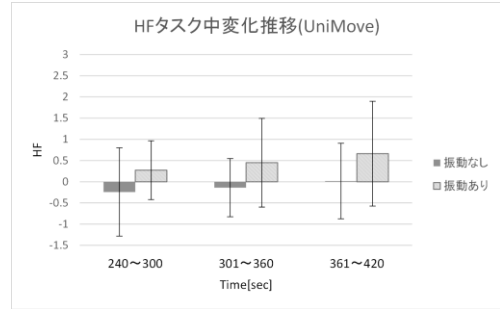


図2 HF変化推移 (UniMove)

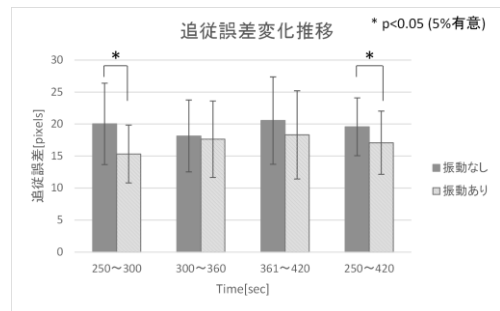


図3 UniMove (追従誤差変化推移)

4. 考察

これらの結果から、本研究では単調課題における短時間の振動刺激の呈示が有用であることが示唆された。振動刺激を提示し続けた結果、3分間のタスク中に振動刺激に順応した可能性が高く、振動刺激によってHFは上昇し副交感神経系優位となり、平均追従誤差も開始1分を除き、徐々に増加している傾向が確認された。一方で δ -oxyHbも上昇しており、振動刺激によって前頭連合野で活性化されたことも確認された。oxyHbは神経血管反応があるため、生体反応として変化するタイムラグがある。そのため、 δ -oxyHbも刺激呈示時間を延ばすことにより、順応による影響で値の変化が小さくなる可能性がある。今後、順応を考慮した振動刺激の呈示を検討する必要がある。

参考文献

- 1) 宮岡徹, 間野忠明: “手指および手掌における振動感覚順応”, The Japanese Journal of Psychonomic Science, Vol.5, No.2, pp.63-69, 1986.
- 2) H.Iwasaki, H.Hagiwara: “Availability and future prospects of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) in usability evaluation”, Human Factors and Ergonomics, chapter 27, pp.6368-6377, 2012.
- 3) シンポジウム モバイル 14 小西建斗, 萩原啓: “体感振動刺激呈示によるfNIRSを用いた脳内血行動態の特徴抽出”, モバイル 14, 112, pp.29-34, 2014.

就寝中のラベンダー呈示が起床後の唾液中コルチゾール分泌に及ぼす影響

大平雅子¹, 高原円², 佐藤誠也³, 藤川豊成³, 伊藤兼敏⁴, 野村収作³

¹滋賀大学, ²福島大学, ³長岡技術科学大学, ⁴高砂香料工業株式会社

1. はじめに

ラベンダーは睡眠の質の改善効果や睡眠促進効果, さらに起床時の目覚めの良さを誘導することが知られている¹⁾. ただし, これまでの研究は脳・中枢神経系や自律神経系に対する効果を評価したものが大半であり, 本研究で扱う内分泌系に対する効果はほとんど明らかにされてこなかった. これに対し, 本研究では内分泌系の主要なホルモンであるコルチゾールに着目し, 就寝中の香り呈示に対する唾液中コルチゾールの分泌を評価した.

2. 方法

被験者(男子大学生 16 名)は環境制御された実験室において午前 0 時から午前 6 時まで就寝し, この間, 香り刺激(ラベンダー又はジャスミン)又はコントロール(無臭空気)を呈示された. 香り刺激は, 各香料の精油をそれぞれ無臭溶媒のクエン酸トリエチルを用いて 10 wt%に希釈したものをを用いた. 香り刺激(及びコントロール)の呈示は, 電磁弁を有するオルファクトメーターにより就寝時間中 5 分毎に 1 回・1 分間(計 72 回(同分)/6 時間), 鼻孔直下に配置したカニューレを介して施された. この間, 独自の装置により断続的に採取した就寝中の唾液, および起床後に採取した唾液よりコルチゾールの分泌を評価した. 本実験は被験者内計画により実施され, 各被験者は第一夜を含め計 4 日間実験に参加した. 各香り刺激, 及びコントロールの実施日はカウンターバランスをとった. 心理評価として就寝前と起床直後に日本語版 POMS 短縮版に回答させた.

3. 結果

POMS により評価した睡眠前後の主観的な疲労感(要因「F(疲労)」)において, ラベンダー呈示時はジャスミンよりも有意に疲労感が回復し($p < 0.05$, Bonferroni 補正 t 検定), またコントロールに対してもその傾向が認められた($p < 0.10$, 同 t 検定)(Fig.1). 起床直後~15 分間の唾液中のコルチゾール濃度において, ラベンダー呈示時はジャスミン($p < 0.05$, Bonferroni 補正 t 検定)およびコントロール($p < 0.01$, 同 t 検定)より有意に濃度が高かった(Fig.2).

4. 考察

コルチゾールには, 起床後 30~60 分に 1 日の最高値に達する特徴的な分泌特性—起床時コルチゾール反応(CAR)—があり, 更にこの CAR は慢性的なストレスに応じて増大することが知られている²⁾. これに対し, 本研究で認められたラベンダーによるコルチゾールの増加は, 1) 起床直後~15 分間の分泌変化(増大)であること, また, 2) 疲労回復感と関連があることから, CAR とは別の生理機序を背景とするラベンダーの効能であると考えられる.

コルチゾールは視床下部—下垂体—副腎皮質系(HPA 系)の活性を反映し, したがって通常コルチゾールの増加は精神的なストレスに対する生理応答として理解される. しかしながら, 就寝中のラベンダーの呈示により「起床直後」からこの HPA 系が惹起された場合, それはむしろ起床時の生理的な覚醒を促し, 心理的には疲労回復効果として認知されることが示唆された.

5. 参考文献

- 1) Hirokawa K, et al., "Effects of lavender aroma on sleep quality in healthy Japanese students." *Percept Mot Skills*, **114**, 2012.
- 2) Izawa S, et al., "Episodic stress associated with writing a graduation thesis and free cortisol secretion after awakening." *Int J Psychophysiol.*, **64**, 2007.

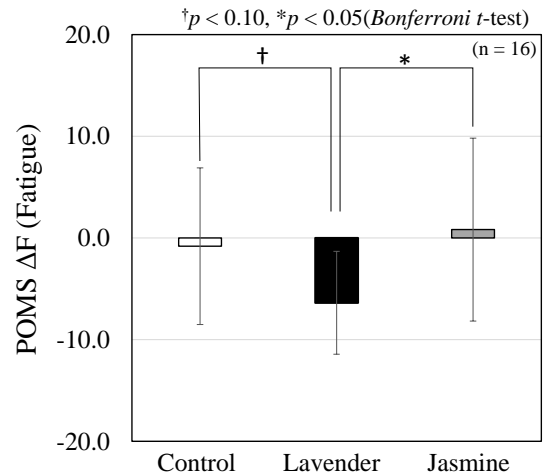


Fig. 1 Change in the factor 'F' (Fatigue) in POMS from night before sleep and after awakening (average \pm S.D.).

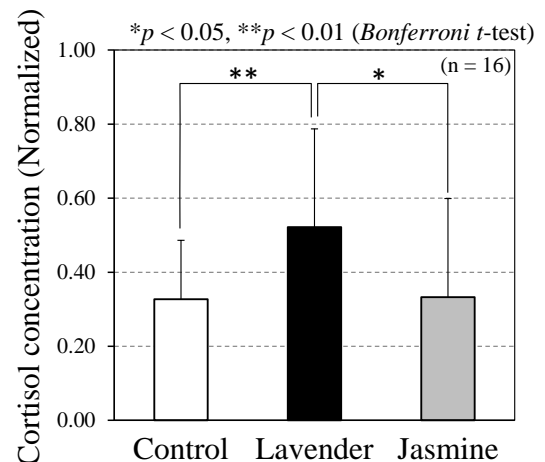


Fig. 2 Mean cortisol concentration during 15 min after awakening (average \pm S.D.).

覚醒時ブラキシズムに対する携帯型筋電計バイオフィードバック訓練が 睡眠時ブラキシズムにおよぼす影響について

内田陸人¹, 佐藤雅介^{2,3}, 大塚英稔³, 藤澤政紀³, 寺田信幸²

¹東洋大学大学院理工学研究科, ²東洋大学生体医工学研究センター, ³明海大学歯学部

1. はじめに

ブラキシズムは、日中のくいしばりなどに代表される覚醒時ブラキシズム (Awake Bruxism: AB) と、夜間睡眠時の歯ぎしりなどに代表される睡眠時ブラキシズム (Sleep Bruxism: SB) の事であり、顎口腔領域の咀嚼筋活動による非機能的運動とされている¹⁾。また、ブラキシズムは、歯の異常な咬耗やインプラントなどの補綴装置の破壊、脱落などの為害作用を与える事や、顎関節症を引き起こす要因の一つであることが知られている²⁾。近年、携帯型筋電計バイオフィードバック (EMG-BF) 装置が開発され、日中と夜間睡眠時の生活環境下における測定が可能になった。これまで、EMG-BF装置を使用し、ABに対してEMG-BF訓練を行って、ABを減少させたという報告³⁾や、EMG-BF装置を用いた測定で、ABとSBのイベント数に相関を認めたという報告⁴⁾がある。そこで今回我々は、ABに対するEMG-BF訓練を行うことで、SBを減少させるのではないかと仮説のもと本実験を行った。

2. EMG-BF 訓練の概要

EMG-BF 訓練は、ABによって生じる筋活動をEMG-BF装置がその場で識別し、本体から発生する電子音により、被験者にその行動を認識させ、やめさせることを目的としている。本体は小型かつ軽量で耳にかけて使用するので、本人にのみ認識できる程度の電子音が鳴る。また、食事や会話などの機能運動時には電子音が鳴らないように、Watanabeら³⁾の方法に基づき被験者ごとに閾値を設定した。測定開始時に、3秒間の最大自発的噛みしめを3回行わせ、その平均筋活動量を100%MVCとし、キャリブレーションを行った。

3. 実験方法

被験者はABの自覚があり、かつSBを他者から指摘されたことのある成人男性2名 (平均年齢22.5歳) を対象とした。実験は、連続する3週間の日中と夜間睡眠時の各5時間とした。1週目に、日中および夜間睡眠時のベースラインデータを1日測定した (Day1)。日中のベースラインデータからEMG-BF訓練の閾値を被験者ごとに設定した。2週目の日中にEMG-BF訓練を2日間連続 (Day2,3) で行った。夜間睡眠時は測定のみを行った。3週目に、日中・夜間睡眠時ともに再度測定のみ (Day4) を行った。その後、各被験者から得られたEMG波形から、Watanabeら³⁾の方法に基づき日中および夜間睡眠時のABとSBのイベント数を算出した。

4. 結果

EMG-BF 訓練を行った結果、両被験者においてDay1と比較し、他の実験日でのAB, SBのイベント数が

減少していた。ABおよびSBのイベント数の推移をFig. 1 と Fig. 2 に示す。

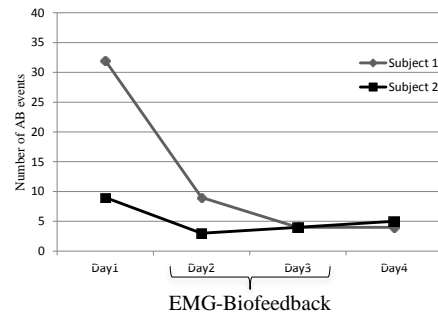


Fig. 1 Change in the number of events with BF training of awake bruxism.

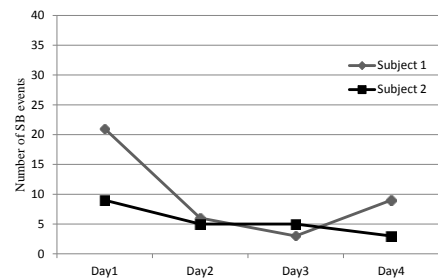


Fig. 2 Change in the number of events with BF training of sleep bruxism.

5. 考察

Day2, Day3において、日中のEMG-BF訓練がABに抑制効果を与え、さらに、ABのイベント数が減少したことで、それに伴いSBイベント数も減少したと考えられる。また、Day4においてDay1に比較してAB, SBの両イベント数が減少傾向を示したことから、訓練1週間後においても、学習効果が得られたと考えられる。

参考文献

- Carra MC, Huynh N, Lavigne G: "Sleep bruxism: a comprehensive overview for the dental clinician interested in sleep medicine," Dent Clin North Am, Vol.56, No.2, pp387-413, 2012
- Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros AG, et al.: "Bruxism defined and graded: an international consensus," J Oral Rehabil, Vol.40, No.1, pp2-4, 2013
- Watanabe A, Kanemura K, Tanabe N, Fujisawa M: "Effect of electromyogram biofeedback on daytime clenching behavior in subjects with masticatory muscle pain," J Prosthodont Res, Vol.55, No.2, pp75-81, 2011
- 飯塚知明, 佐藤雅介, 渡邊明, 藤澤政紀ほか: 「日中のクレンチングと夜間睡眠時ブラキシズムの関係」、明海歯科学, Vol.41, No.2, pp119-127, 2012

Development of a method for gaze estimation based on planar approximations of the voltage ratio calculated from multiple electro-oculogram signals

Fumihiko Ishida, Hiroyasu Hirano, Yoshiki Fujimura

National Institute of Technology, Toyama College

1. Introduction

Gaze information has been used in numerous fields, such as cognitive psychology research, input interfaces, and intelligent transport systems, leading to the development of a variety of gaze estimation methods including the corneal reflex method, sclera reflex method, video-oculography, and electro-oculography (EOG). In this study, we focus on EOG and used DC-coupled amplification for estimating the direction of direct gaze. We developed a simple method for estimating the gaze in the yaw and pitch directions by performing planar approximations of the voltage ratio (Vr) and validated this method by performing a numerical experiment using an eyeball battery model¹⁾ that simulates the mechanism that generates the electro-oculograms.

2. Methods

We use the planar approximation of Vr in the range in which the characteristics for estimating gaze are planar (Fig. 1). The relationship between the pitch (θ) and the yaw (ξ) directions of the gaze with Vr is expressed by $Vr = A\theta + B\xi + C$ (Eq. 1). The upper and lower limits for each Vr were determined, and the measurement data for this range were used for defining the parameters A , B , and C for the approximation equation using the least squares method. By substituting the measured Vr in Eq. 1, we obtained a linear equation with variables θ and ξ . Two linear equations were obtained using the two planar approximation equations; the intersection point of which was used to estimate the gaze directions of θ and ξ .

3. Results

The number of electrodes attached to the periphery of the eyeball was 5, 7, 9, and 11, which were arranged in an L shape (Fig. 2). Gaze estimation was performed in this study using an approximation plane for which the coefficients of determination were at least 0.9.

The acquisition rates of the estimated gaze values were 45, 95, 100, and 100% for 5, 7, 9, and 11 electrodes, respectively, indicating that as long as there were at least seven electrodes, it was possible to acquire the estimated gaze value in practically the entire targeted gaze range. The average estimation errors were 7.4°, 5.1°, 3.8°, and 3.2° for 5, 7, 9, and 11 electrodes, respectively, indicating that as long as there were at least nine electrodes, it was possible to achieve an estimation accuracy of approximately 3°–4° on an average.

For nine and eleven electrodes, practically identical characteristics were obtained, with the error becoming significant when θ was between -20° and 10° , and ξ was in the vicinity of 0° . However, the estimated value was acquired with good accuracy in the vicinity of the center (Fig. 3). The regions of low accuracy towards the front of the user in the upper and lower areas were evident.

Acknowledgement

This study was partly supported by Toyama Prefecture Citizens' Personal Development Foundation (TPCPDF). The authors would like to thank Enago (www.enago.jp) for the English language review.

Reference

- 1) N.Itsuki, M.Kubo, et al.: "A Battery model of the eyeball to calculate standing potential of the eye," Journal of Japanese Ophthalmological Society, Vol. 99, No. 9, pp. 1012-1016, 1995.

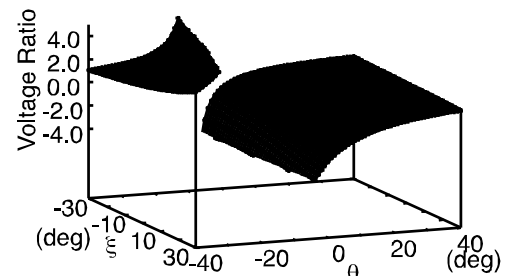


Fig. 1 Voltage-ratio characteristic.

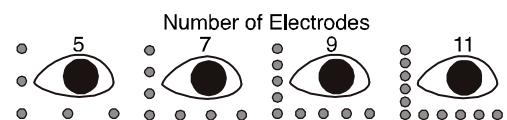


Fig. 2 Arrangements of attached electrodes.

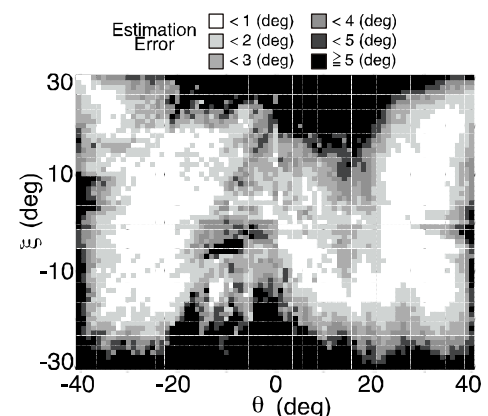


Fig. 3 Estimation error in the entire targeted gaze range. The number of electrodes is 11.

安価な重心動揺計による高齢者ストレッチ体操の効果測定

奥谷 知克¹, 伊藤 安海², 佐藤 真一³, 吉澤 顕¹

¹株式会社デンソーアイティラボラトリ, ²山梨大学大学院, ³健康科学大学

1. はじめに

昨今、高齢者が転倒骨折することから始まる体力低下と再転倒骨折が繰り返される「負の連鎖」と、転倒骨折に起因する寝たきり状態や衰弱死が社会問題として取りざたされている。多くの整形外科ではロコモティブシンドロームと呼称して運動器障害における要介護リスクの対策が思案され、自治体やNPO団体では転倒予防の面から社会的に健康長寿の対策が思案されている。しかしながら、このいずれに関してもリハビリ効果測定に使用される下肢荷重検査、重心動揺検査は高額な診療報酬点数(250点, 2014年時)を患者に課すため、在宅医療(家庭用健康器具やポータブル診断器)でも使用できる「安価な重心動揺計とその検査法」の確立が期待されている。

今回、我々は安価な重心動揺計とその検査法を実現するために、市販の4点荷重計とステレオカメラを併用して、直立歩行(足踏み運動)による重心運動バランス、骨格モデルでの四肢運動加速度が計測できるシステムを試作開発し、富士河口湖町の高齢者の方々にご協力頂いてこの可用性(ストレッチ体操の効果測定)を確認した。

2. 安価な重心動揺計のシステム構成

システム構成をFig. 1に示す。センサデバイスとして4点荷重計には任天堂社のWiiボードを使用し、ステレオカメラにはMicrosoft社のKinectを使用する。足踏み運動における重心動揺(歩調・荷重移動バランス)計測の可視化には、時系列カオス解析のアトラクタ再構築(ターケンスの定理1)技術を使用し、4点荷重(右前, 右後, 左前, 左後)のN次元時間位相を重心運動の軌道として描画し、この軌道の安定度(リアプノフ指数, 10段階指標)を計量する。四肢運動加速度はMicrosoft社が無償提供するソフトウェア開発キットが提供する骨格モデル機能を利用して計量する。

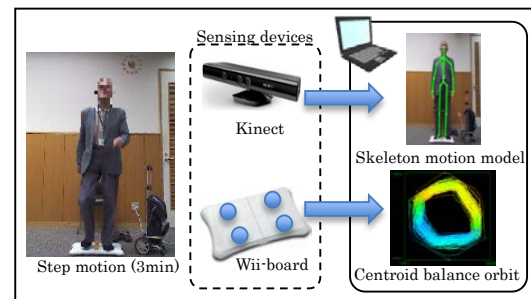


Fig. 1 A stabilometer system

なお、本システムは、文部科学省の地域イノベーション戦略支援プログラム(岐阜県南部エリア)の「モノづくり技術とITを活用した高度医療機器の開発」の可能性試験事業で提案したシステム構成を使用し、情報処理学会インタラクション2012で発表2)したアルゴリズムを基礎とした効果測定システムである。

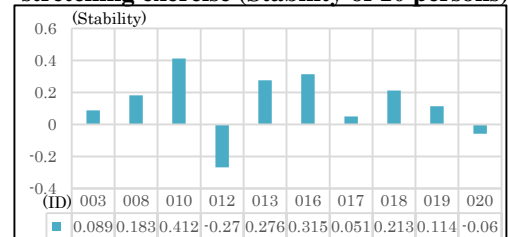
3. ストレッチ体操の効果測定(システム可用性の確認)

今回の実証実験では、高齢者のストレッチ体操の前後を観測し、ストレッチによる柔軟効果が観測できることを確認する。実験対象は富士河口湖町の高齢者ドライバー支援セミナー3)に参加した高齢者10名であり、ストレッチ体操は共著者の佐藤が実施する「高齢者ドライバー向け体操講座」を用いる。

通常、ストレッチ体操をした場合、身体が柔軟となり重心動揺も安定傾向を示すため、この傾向をストレッチ体操の前後で重心動揺の軌道安定傾向が観測できればシステム可用性があるものとする。

計測結果(リアプノフ指数の増減, プラス側が安定傾向)をTbl. 1に示す。10名中の8名(8割)が重心動揺が安定傾向を示した。2名については体操による不安定傾向を示した。これは疲労の可能性が高いと推測される。

Tbl. 1 Evaluation of effectiveness of stretching exercise (Stability of 10 persons)



4. まとめ

Tbl. 1に示すように、安価な重心動揺計であっても高齢者のストレッチ体操の効果を順当に観測できると判断する。しかしながら、①効果指標が不定、②リハビリ過程における継続要否の判定境界が不定、③歩行転倒予備軍の危険境界が不定であり課題が多い。今後も測定数を増やしてエビデンスを拡充することが必要不可欠と考える。

謝辞

今回実験に協力いただいた富士河口湖町高齢者支援事業参加者および役場の皆様に深謝する。

参考文献

- 1) F.Takens: "Detecting strange attractor in turbulence", Lecture Notes in Mathematics, 1981, vol.898, pp.366-381.
- 2) 大野尚則ほか:「高齢者の歩行機能診断を目的とした運動特徴量計測」, 情報処理学会インタラクション 2012, pp.735-740.
- 3) 伊藤安海ほか:「富士河口湖町 高齢者ドライバー支援セミナー」, 富士河口湖町役場 福祉推進課, <http://www.town.fujikawaguchiko.lg.jp/ka/info.php?if_id=2194>, 2014-06-24 アクセス.

健常者における前腕回内回外運動の回転の違いによる前腕の動きの比較

金子 美樹¹, 伊良皆 啓治^{1,2}

¹九州大学大学院システム生命科学府, ²九州大学大学院システム情報科学府

1. はじめに

前腕回内回外運動とは、前腕を内側と外側に交互に回転させる運動である。この運動は、発達障害や小脳生運動失調などの評価検査の1つとして用いられている。回内回外運動を評価する際、検査者は、回転の速度、模倣性、余分な動きがないか等、いくつかの観察項目に基づき、患者の動きを評価する。しかし、これらの検査の際、検査者は、患者の動きの拙劣さを目視より評価する。そのため評価結果が主観的になるという問題点がある。そこで我々は、より定量的な評価方法を確立するために、小型の3軸加速度・角速度センサを用いた評価システムの開発を行った¹⁾。今回、回内回外運動の回転速度の違いに着目し、健常者455名(7~12歳, 20~89歳)の回内回外運動中の前腕の動きの状態について検討した。

2. 評価システムの構成・測定方法

Fig.1は開発したシステムである。図に示すように、測定の際、被験者は小型の3軸加速度・角速度センサを両肘、両手甲に取り付けた状態で、回内回外運動を行う。被験者は、7~12歳, 20~89歳の455名である。本実験を行う前に、実験の目的・手法、及び実験に参加することで何らかの不利益を被ることがないことを被験者に説明し、インフォームドコンセントを得た。実験には、回転速度の違い3種類のタスクを用いた。1つ目は、1分間に回内回外運動を80回行う速さのタスク(テンポ80)、2つ目は、1分間に回内回外運動を120回行う速さのタスク(テンポ120)、3つ目は、被験者にできるだけ速く回内回外運動を行ってもらった最大パフォーマンスである。テンポ80とテンポ120の実験では、被験者に、それぞれの速さで運動しているガイダンスを模倣してもらった。各タスクで用いる測定時間は約10秒間である。更に解析には、前腕のぶれを定量的に評価するために、前腕の上下の動きを計測する手甲のX軸加速度の最大値を用いた。

3. 結果

Fig.2に結果を示す。縦軸が手甲X軸加速度の最大値の平均、横軸が各年齢となっている。手甲X軸加速度の最大値が大きいと、運動時の前腕のぶれが大きいことを表している。黒線はテンポ80、灰線はテンポ120、点線は最大パフォーマンス時における各年齢の平均値である。結果から、7~12歳では、年齢とともに値が減少しており、成長とともに前腕のぶれが小さくなっていることがわかる。また、20~89歳では、年齢とともに再び前腕のぶれが大きくなる傾向にあることがわかった。これらの結果は、年齢とともに変化する回内回外運動機能の発達と低下を表していると考えられる。このことから、本システムで回内回外運動を測定することで、年齢とともに変化する運動状態を数値的に評価できることが示唆される。

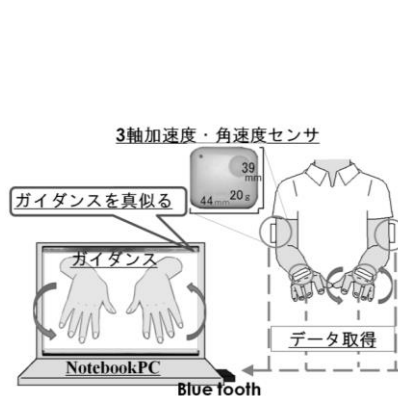


Fig.1 回内回外運動評価システム

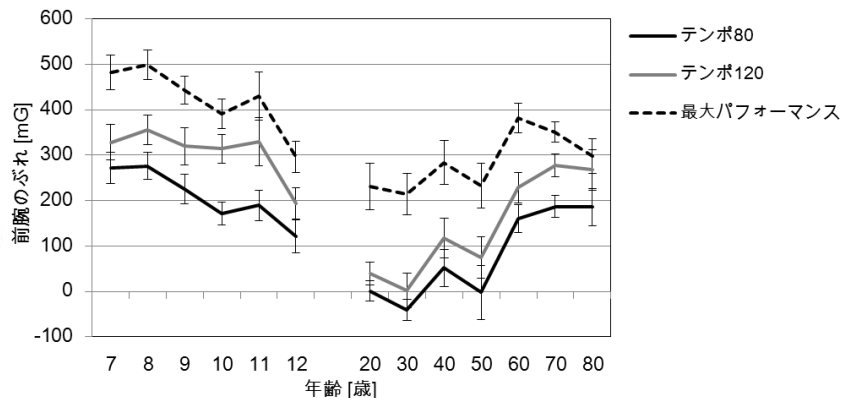


Fig.2 回転速度の違いによる前腕のぶれ

謝辞

本研究は、JSPS科研費.254897, 25560287の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) K. Iramina, Y. Kamei, Y. Katayama, "Evaluation System for Minor Nervous Dysfunction by Pronation and Supination of Forearm using Wireless Acceleration and Angular Velocity Sensors" Proceedings of IEEE EMBC, pp.7364-7367, 2011.

Kinect を用いた関節可動域簡易測定システム開発のための基礎検討

今泉 一哉, 市川 典央

東京医療保健大学 医療保健学部 医療情報学科

1. はじめに

脳血管疾患や外傷等何等かの原因によって身体運動が制限された場合, 制限部位や可動範囲の特定のために関節可動域測定が行われる. 関節可動域の測定方法は, 専門学会によって定められており, 整形外科や脳神経外科・内科等の臨床的な場面においては, 専用の角度計を用いた手動測定が行われる. この場合, 測定や記録に時間や手間がかかることや, 測定者の技術の習熟度で測定結果に影響が出ることが考えられる. 関節可動域測定は, Kinect等のモーションキャプチャ機器によって関節位置座標測定を自動的に行うことができれば自動化が可能となる. 従って, 本研究では, Kinectを用いた関節可動域簡易計測システムの開発を目的とした.

2. 方法

本研究では開発に Microsoft 社の Kinect for Windows (以降 Kinect) 用いた (開発環境 Microsoft Visual C# 2010 Express, KinectSDKv1. 6). システム概要として, 1)測定する関節および運動の選択, 2)関節角度のモニタと測定, 3)結果表示の3種類の画面にて構成した. 測定結果は被験者情報と関連付けてデータベースに保存可能である. 測定条件として, 被験者は, Kinect の前に正対し, 全身の位置座標が取得できる位置で立位姿勢を取ることにした. Kinectの測定環境の検討として, 視野角を考慮した上で予備実験を行った. カメラの床からの高さ1. 2m, カメラから被験者の距離2. 5mで正対し, 立位姿勢の条件において, 成人男性の全身のランドマークが安定して測定できることを確認し, この条件で以降の実験を実施した.

関節可動域の測定においては, 基本軸と移動軸, 軸心の設定が必要である. 本システムでは, Kinect から関節座標を取得し, 測定する関節可動域について, 基本軸と移動軸および軸心を構成する3点の座標を取得した後, ベクトルを定義し, 内積および逆余弦より関節角度を算出した.

3. 基礎実験

開発システムの測定特性を検討するために基礎実験を行った. 対象は本研究に同意が得られた肩関節に疼痛や障害の訴えのない男子大学生5名 (年齢 21.2 ± 1.3 歳, 身長 170.2 ± 3.4 cm, 体重 59.2 ± 7.2 kg, BMI 20.4 ± 2.4)であった. 測定項目は右肩関節の側方挙上における外転角, 前方挙上における屈曲角とした. それぞれの測定項目において, 30° , 60° , 90° , 120° , 150° , 180° の角度条件を設定し, そのときの Kinectによる関節角度の取得を行った.

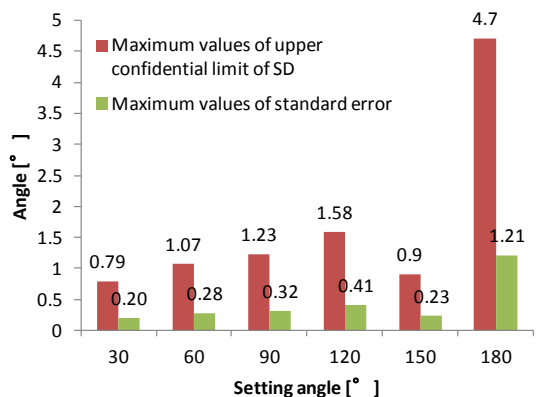
角度条件設定には, 加速度センサ(ATR-Promotions, 小型無線ハイブリッドセンサ II WAA-010)を用いて重力加速度方向に対する傾斜角の値を用いた. 本センサ

の値は既存のアナログ傾斜計によって 0.1° 単位の精度で測定できることを事前に確かめた.

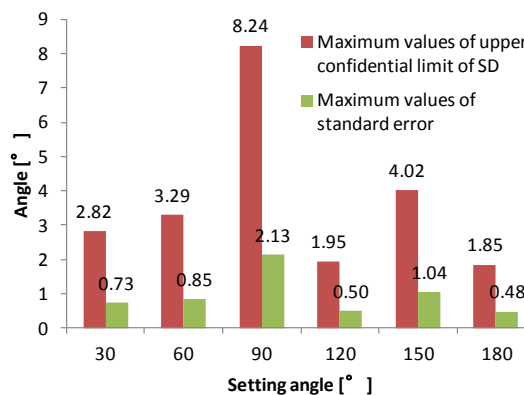
信頼性の評価項目として, 連続15時点の測定における標準偏差の99%信頼区間の推定を行って, その上限値を用いた. 妥当性の評価項目として, 設定角度と Kinectによる計測角度の相関係数および, 設定した角度と Kinect計測角度の絶対誤差を求めた.

実験の結果, 信頼性については, 側方挙上の最大値は 180° のときで 4.7° , 前方挙上の最大値は 90° のときで 8.24° であった. これらをサンプル数の平方根で除したものが標準誤差である. 本システムでは15時点の平均値を測定値とするので, システムとしての測定のばらつきが側方で 1.21° , 前方で 2.13° となった (Fig.1).

妥当性については, 設定角度と Kinect による測定角度の相関係数は, 側方挙上, 前方挙上ともに 0.99 であった.



a) Lateral elevation



b) Forward elevation

Fig.1 Maximum values of upper confidence limit of the standard deviation

複数柔軟ポリマー曲率センサによる足部第1リスフラン関節の動きの動的計測

松原 忠志¹, 坂上 友介¹, 牧川 方昭²

¹立命館大学大学院 理工学研究科, ²立命館大学 理工学部

1. はじめに

足部構造変化の動的な計測は現在モーションキャプチャ¹⁾やX線動画撮影²⁾によるものがあり, 多くが内側縦アーチの様子を対象にしている. 内側縦アーチは4つの関節を含むが, しばしば2つの剛体と1つの蝶番から成る構造体として扱われる. これは, モーションキャプチャの分解能の限界や, X線動画の撮像の不明瞭さなどから, 対象を大きく設定する必要があることが要因の一つであると考えられる. そのため, これらの計測手法においては微小で局所的な骨格構造の変化をダイナミックに捉えることは困難である. そこで本研究では, 歩行, 跳躍動作を対象に, 曲げ変形量を高感度に計測できる柔軟ポリマー曲率センサを使用することで, 内側縦アーチを構成する第1リスフラン関節の動きの計測を試みた.

2. 実験概要

柔軟ポリマー曲率センサを図1のように第1リスフラン関節の3箇所貼り付け, 立体的な動きを捉えられるようにした. センサは足の背側から内側にかけてそれぞれ1~3の番号を与えた. センサ1は矢状面上, センサ3は横断面上の動きを捉えることを期待した. それぞれのセンサの出力電圧は生体に対して山折りになるとき正となるようにした. 歩行動作にはトレッドミルを使用し, 一定の速度にした. 跳躍動作については静止立位状態から両足で全力で跳躍し, つま先から着地するものとした. なお, 足底には踵と足趾にフットスイッチを配置し, 踵接地, 踵離地, 足趾接地, 足趾離地のタイミングを計測した. 踵と足趾のフットスイッチは接地状態でオンとなり, それぞれ約8 V, 約4 Vを示す.

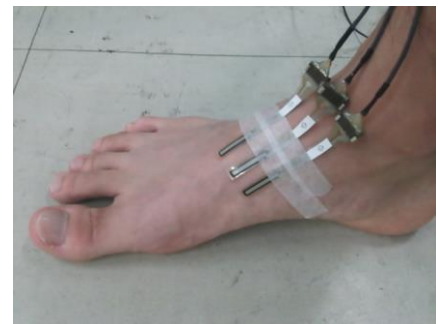


Fig. 1 Placement of curvature sensors

3. 結果

歩行動作について, 定常歩行中の計測データのうちの1歩分を図2に示す. 横軸はフットスイッチの計測結果を基に, 右足の踵接地から再度の右足の踵接地までを100%とする歩行周期で示す.

跳躍動作について, 跳躍動作を含む5秒間を図3に示す.

4. 考察

歩行, 跳躍動作の両方での計測結果から, 第1リスフラン関節では矢状面に加え, 横断面でも大きな変化を示すことを確認し, 足部構造変化における横断面の動きの重要性が示されたと考えられる.

謝辞

柔軟ポリマー曲率センサは株式会社クラレから提供を受けた. 株式会社クラレの松島基実氏, 松浦幹也氏, 高橋活栄氏, 浅原和彦氏に深謝します.

参考文献

- 1) Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Natio R, Giannini S: "Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait," *Gait Posture*, Vol.25, pp.453-462, 2007
- 2) Fukano M, Fukubayashi T: "Gender-based differences in the functional deformation of the foot longitudinal arch. *Foot*," Vol.22, pp.6-9, 2012

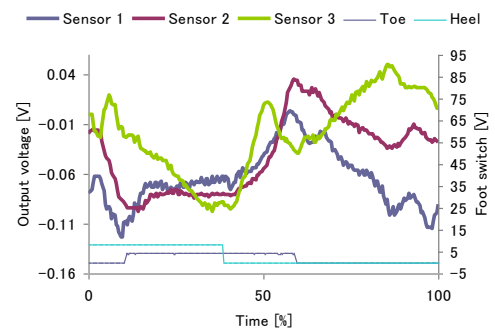


Fig. 2 Experimental result of walking

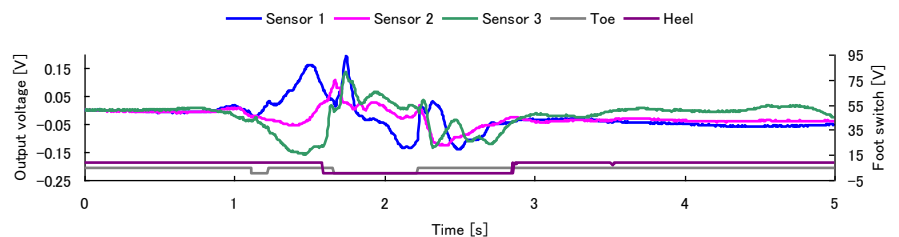


Fig. 3 Experimental result of jumping

抵抗の分圧則を用いた筋電図計測による 下腿部のインピーダンス計測方法の検討

村井彬人¹, 坂上友介¹, 牧川方昭²

¹立命館大学大学院理工学研究科 〒525-8577 滋賀県草津市野路東 1-1-1

²立命館大学理工学部 〒525-8577 滋賀県草津市野路東 1-1-1

1. はじめに

下腿部のむくみは筋肉のポンプ機能の低下や重力の影響で、下腿部に細胞外液が貯留することであり、心不全や下肢静脈瘤を引き起こす原因とされている。そのため、むくみを計測する試みが多数行われている^{1,2)}。従来の下肢のむくみの計測方法として、生体電気インピーダンス法が多くの研究で用いられている。この手法は、下腿部の細胞外水分量が増加することに伴う電氣的なインピーダンスの低下を計測する手法であり、生体内に高周波の交流電流を入力し出力された電圧値から2点間の生体内部のインピーダンスを算出する方法である。そのため、感電やペースメーカーの誤作動を引き起こすリスクを伴う手法とされている。

そこで、本研究では生体内に高周波電流を流すのではなく筋電図を起電力として計測することにより、これらのリスクを伴うことなく生体内部のインピーダンスを計測する。そのために、筋電図を双極誘導で計測する際に計測電極間に任意の外部抵抗を接続し、下腿部の内部インピーダンスと外部抵抗との分圧効果を利用することで筋電位を減衰させ、その減衰比から下腿部のインピーダンスの算出する手法を提案する。本研究の目的は、12時間で3回の筋電図計測を行い、下腿部の細胞外液の増加に伴うインピーダンス変化に対する本手法の有効性を検証することである。

2. 実験方法

被験者は足部に故障歴のない健常成人12名とし、10時、16時、22時の合計3回のインピーダンス計測を実施する。実験の前日は対象者にアルコールの摂取を禁止し、7時間以上の睡眠を課す。また、実験の当日は下腿部の細胞外液の増加に伴うインピーダンス変化を誘発させるため、計測までの空き時間はデスクワークを課す。合計3回の筋電図計測における被験筋は実験対象者の右足の外側腓腹筋とし、ディスポーザブル電極を介して計測する。計測は対象者が座位にて両膝関節を90°かつ、治具を用いて右足関節を30°に保持した状態で60秒間行う。また、計測中に実験者が10秒毎に5つの外部抵抗(1 k Ω , 3 k Ω , 5 k Ω , 9 k Ω , 15 k Ω)を手動で切り替え電位を減衰させ、その減衰比から下腿部のインピーダンスの算出する。計測中に体動などによる外界からのノイズの混入を防ぐため、低域遮断周波数15 Hz, 高域遮断周波数500 Hzで計測を行い、増幅率は84 dB, サンプル周波数は1000 Hzで計測を行う。

3. 結果, 考察

Fig.1に実験結果の代表例として、計測したsub.1のインピーダンス変化を示す。10時の計測では9.2 k Ω であった下腿部のインピーダンスが16時、22時にかけて4.8 k Ω , 1.3 k Ω と低下した。この結果は長時間のデスクワークによって細胞外液が増加し、筋電図の周波数帯域におけるインピーダンスが低下したことが考えられる。その他の被験者からも同様の結果が示され、これらの結果は本手法が下腿部の細胞外液の増加に伴うインピーダンス変化において有効であることを示唆した。

謝辞

本研究の一部はJSPS科研費25282137の助成を受けている。本研究を進めるにあたって、ご協力頂いた宗川知加氏(岡本株式会社)に深謝します。

参考文献

- 1) T. Kawano, S. Nishida, M. Hashimoto : "Development of measuring device for lower leg swelling using strain gauge," *JSME Int. J. Ser. C*, vol. 48, pp. 592-597, 2005.
- 2) M. R. Chester, M. J. Rys, S. A. Konz, : "Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing, and sit/standing," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 29, no. 5, pp. 289-296, May. 2002.

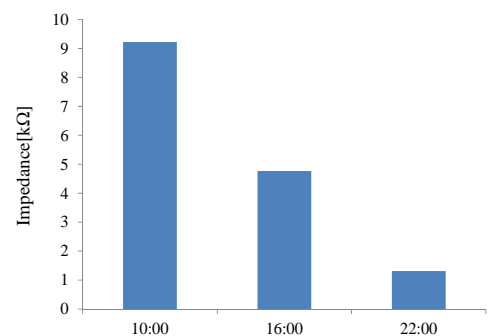


Fig. 1 Examples of calculation result of internal impedance

ウェアラブルモーションセンサを用いた変形性膝関節症患者の動作解析

三好寿顕^{1,2}, 関根正樹³, 市橋研一⁴, 畠中理英¹, 原圭太², 田村俊世³, 尾上孝雄¹

¹大阪大学大学院情報科学研究科, ²シャープ株式会社, ³大阪電気通信大学医療福祉工学部

⁴医療法人社団大智会

1. はじめに

我が国においては、平成26年版高齢者白書によると総人口1億2,730万人に対して、65歳以上の高齢者人口は過去最高の3,190万人となり、総人口に占める割合(高齢化率)は25.1%と過去最高となった[1]ことが知られている。加齢にともなう運動器疾患も増加傾向にあるため、近年はロコモティブシンドローム[2]として啓蒙されている。これらの運動器疾患は外出意欲を阻害し、QOL(Quality Of Life)を低下させる要因となるばかりか、生活自立度が低下する要因となるため早期の対応が重要である。本研究では、罹患者数が2,530万人と推計[3]されており、ロコモティブシンドロームの一種である変形性膝関節症に着目し、動作解析を行った。

2. 計測方法

本研究では変形性膝関節症の動作評価を行うため、被験者にウェアラブルモーションセンサを装着し、足踏動作中のデータを取得し解析を行った。装着部位は腰背部・左右大腿部・左右下腿部とした。計測に用いたウェアラブルモーションセンサの仕様はTable1の通りであり、動作を取得するための加速度センサと角速度センサを搭載している。また、開発した本センサは無線により複数のセンサを同期する機能を有する。

Table 1 Sensor specification

Item	Value
Acceleration sensor	±4G (resolution 1.95mG/LSB)
Gyro sensor	±500dps (resolution 0.244dps/LSB)
Size	37×63×16 mm
Weight	40g
Sampling rate	100Hz
Wireless system	Bluetooth SPP class1
Other function	Wireless synchronization

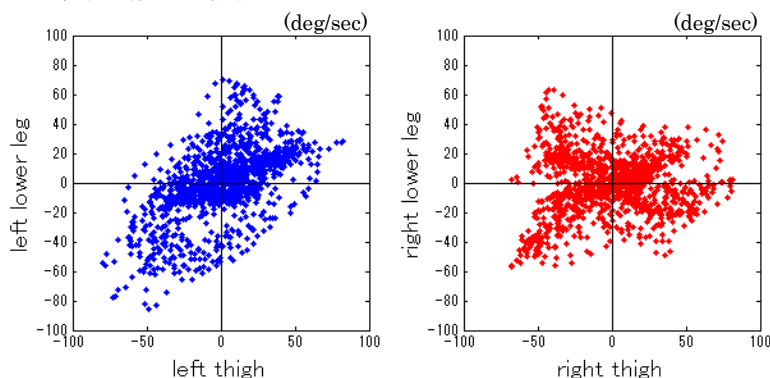


Fig.1 A typical example of phase-plane plot of the yaw angular velocity at thigh versus that at lower leg.

3. 解析方法

解析対象区間は足踏運動において安定した10回目以降の左右計20回分とし、通過帯域0.1～5Hzのバンドパスフィルタを用いて直流成分および高周波成分を除去した。大腿部と下腿部に装着したセンサの角速度成分(ヨー方向)が直交する位相図を作成した。

4. 結果と考察

変形性膝関節症(右側:Kellgren-Lawrence分類1)を有する被験者(男性54歳, 164cm, 76kg)の足踏運動における典型的な大腿部と下腿部に装着したヨー方向位相図はFig.1の通りである。大腿部と下腿部に装着したセンサの角速度成分(ヨー方向)が第1象限と第3象限に生じる場合は、大腿部と下腿部が同一方向に旋回しており、第2象限と第4象限に生じる場合は、逆方向に旋回していると推定される。本研究により変形性膝関節症である膝関節は、膝関節の軟骨を捻じる方向の力が生じているため、膝関節に負荷をかけていることが示唆された。

参考文献

- 1) 平成26年版高齢社会白書 内閣府 Homepage (<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/index-w.html>) [accessed June 20, 2014]
- 2) 中村耕三:「ロコモティブシンドローム(運動器症候群)」日本老年医学会, Vol. 49 No. 4, pp. 393-401, 2012
- 3) N.Yoshimura, S.Muraki, et al.: “Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study,” Journal of Bone and Mineral Metabolism, Volume 27, Issue 5, pp. 620-628, September 2009

Measurement and Estimation of 3D Orientation using Magnetic and Inertial Sensors

Zunyi Tang¹, Masaki Sekine¹, Toshiyo Tamura¹, Masaki Yoshida¹, Wenxi Chen²

¹ Faculty of Biomedical Engineering, Osaka Electro-Communication University

² School of Computer Science and Engineering, University of Aizu

1. Introduction

The measurement of three-dimensional (3D) orientation of human body or body segment is an important requirement in clinical diagnosis, especially in orthopaedics and rehabilitation fields. Although several systems and devices, such as optoelectronic systems (optical tracking system) and electronic goniometers, can take such measurement, there is a great need of an ambulatory system that can be used outside the laboratory setting and in clinical environments¹⁾. In this work, we present a novel 3D orientation measurement system based on a magnetic and inertial measurement unit (MIMU) mainly consisting of a triaxial accelerometer, a triaxial gyroscope, and a triaxial magnetometer. By using a sensor fusion algorithm, Euler angle calculation for estimating the orientation of a tested object is implemented. We assess the accuracy of 3D orientation of this system with several groups of static and dynamic experiments. Experimental results show that the system developed by us has high performances comparing to the optical reference system.

2. System

The 3D orientation measurement system is made up of hardware and software parts. Hardware mainly includes a triaxial accelerometer, a triaxial gyroscopes, and a triaxial magnetometer. The signals of the sensors are sampled at 200 Hz and are sent with a Bluetooth wireless communication module to software client where the collected data can be automatically calibrated and functionally displayed for further data analysis. By fusing signals from the sensors with a complementary filter, we calculate the Euler angles of the MIMU to obtain its 3D orientation. The 3D optical tracking system consisting of six cameras is employed as the reference measurement system for assessing the accuracy of 3D orientation of the MIMU.

3. Experiments

In this section, the artificial static and dynamic experiments are conducted to assess the accuracy of 3D orientation of the MIMU with the reference measurement system. Furthermore, the MIMU is fixed on the body of test objects to measure their gait for comparison with the optical reference system. The RMS and correlation coefficient (CC) are used to evaluate the similarity of results. Experimental results are summarized in Table 1.

4. Discussions

Through Table 1, we can see that the mean values of RMS errors were small for three angles (roll: 0.7 deg, pitch: 0.8 deg, and yaw: 1.6 deg). By comparison with the same level product MTx of Xsens Technologies, which is claimed with dynamic accuracy of less than 2 deg, our MIMU can be considered better in performance. Additionally, the mean values of CC were extremely high (≥ 0.99) for all Euler angles. This reveals that the Euler outputs obtained by two systems are very similar. An intuitive example is showed in Fig. 1. In conclusion, the present study clearly shows that the 3D orientation estimation and measurement based on MIMUs is feasible. By utilizing more MIMU sensors, a motion tracking system based on inertial sensors can be easily constructed. Furthermore, differently with traditional optical tracking system, it is applicable to a non-laboratory setting, i.e., outside laboratory or in clinical environments, therefore it can be viewed as a good supplement to traditional optical tracking system.

References

- 1) D. Roetenberg, P. Slycke, and P. Veltink, "Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, no. 5, pp. 883–890, 2007.

Table 1. Results of Accuracy Analysis.

Trial	Roll		Pitch		Yaw	
	RMS	CC	RMS	CC	RMS	CC
1	0.9	0.99	1.1	0.99	1.8	0.99
2	1.0	1.00	1.2	0.99	1.5	0.99
3	0.7	0.99	1.0	0.96	1.7	0.99
4	0.7	1.00	0.5	1.00	1.2	0.99
5	0.7	1.00	0.8	1.00	1.7	0.97
6	0.3	0.99	0.6	1.00	2.1	0.99
7	0.3	1.00	0.4	1.00	1.4	0.99
Mean	0.7±0.2	1.00±0.00	0.8±0.3	0.99±0.01	1.6±0.3	0.99±0.01

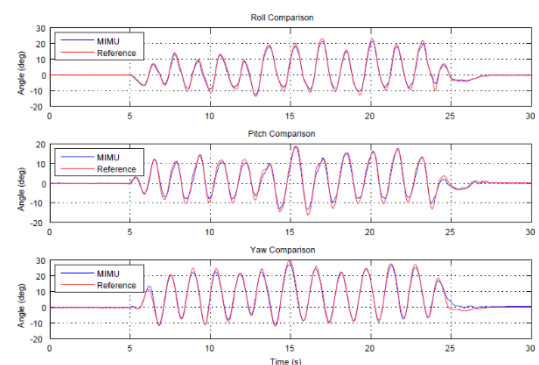


Fig. 1. The figures shows a comparison between Euler angle outputs of the MIMU and the optical reference system.

Development of Walking Analyzing System Based on Continuous Plantar Images with CaTTaP

Yuka IJIMA¹, Takayuki SHIINA¹, Takumi ISHIKAWA¹, Hiroshi TAKEMURA¹, Hiroshi IZOGUCHI¹

¹Tokyo University of Science

1. Introduction

The grasp of the walk state of the patient in the rehabilitation center depends on the subjective judgments such as knowledge and experience, the visual observation experience of a doctor and the therapist. Therefore, new estimating method is needed that anyone can do easily without specific preparation and time ⁽¹⁾. To respond to the demand, we are developing new system for easily measurement of walking parameter without burden on both patient and doctor..

2. Proposed system

A new device called “CAterpillar Type trAnsParent treadmill (CaTTaP)” (Figure.1) is used to measure walk in this system. CaTTaP has the caterpillar type walking surface made of acrylic reign plates. Using a camera inside CaTTaP, continuous sole images are captured. By image processing on the captured image, the positional information of the sole of the persons who walk on a CaTTaP is obtained. Based on the positional information, we calculate the walking parameters.

3. Calculating the step length and step width

We calculate the step length and width by using the positional information and estimate the proposed method by motion capture system. As the result, the measurement accuracy depends on the subjects and the high velocity group tended to have higher accuracy. We compared the walking characteristic of the higher and lower accuracy group. In the higher accuracy group, the entire sole from heel to toe is clearly grounded. But in the lower accuracy group, the toe is sometimes not grounded. This result shows that not grounding the toe makes errors. The group that did not ground their toes showed an increase of 6% error of step length and 16% error of step width. Based on the result, it is suggested that consideration of grounding or no grounding the toe makes the accuracy of positional information higher.

4. Conclusion

By the proposed system, subjects only need to walk on CaTTaP in order to make the necessary measurements. In addition, step time, grounding position, step length and step width, the parameter that cannot be measured with other devices like plantar contact area, plantar skin deformation, shape of the sole, foot pressure, arch deformation can all be measured with CaTTaP.

Reference

- (1) Masahito ABE, Kazumi MASUDA, Susumu FURUKAWA, Shinji MUKAI ,”A Gait Analysis System Using Foot Path Images”, Journal of the Japan Society for Precision Engineering, ISSN:0912-0289, VOL.74, NO.12(2008), pp.1318-1324.

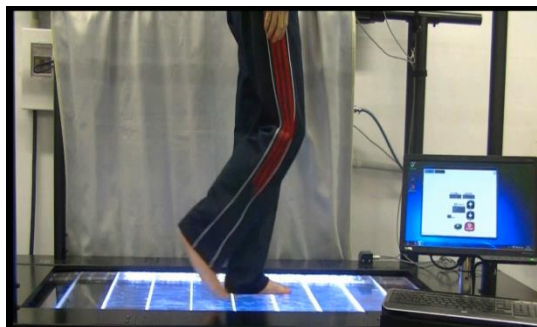


Fig.1 CAterpillar Type trAnsParent treadmill (CaTTaP)

Measurement of relationships between plantar skin deformation during walking

Takayuki SHIINA¹, Yuka IJIMA¹, Shogo SHIBASAKI¹, Hiroshi TAKEMURA¹, Hiroshi MIZOGUCHI¹

1. Department of Mechanical Engineering, Tokyo University of Science, Chiba, Japan

Walking is fundamental motion for human life. But, Study of walking is a lot of undiscovered point. This study concentrate that plantar skin is changed while walking and try to calculate how relationships are between plantar skin deformation. Measurement relationships between plantar skin deformation are skin friction and arch deformation. Calculated plantar skin deformations are changes of plantar skin contact area, change of slipped contact area and non-slipped contact area during the stance phase (Fig.1). We made measurement devices of corrected plantar skin deformation images and calculated plantar skin friction. We had human subjects 8 normal elders (73 ± 5) years in this experiment. Plantar skin deformation is measured by using Harris corner image processing method [1] and KLT image processing method [2]. Feature point moving area was posited as plantar skin slipped area. Arch deformation was calculated by using change of slipped contact area. The proposed arch estimation method was evaluated by comparing result of motion capture system. In this study, we estimate relationships between plantar skin deformation by conducting those experiments.

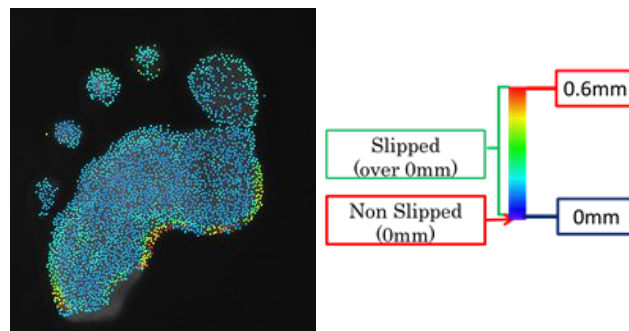


Fig.1 Slipped or non-slipped plantar skin contact area

References

- [1] Harris and M.Stephens, "A Combined Corner and Edge Detector," Proc. of Fourth Alvey Vision Conference, pp.147-151, 1998.
- [2] C. Tomasi, T.Kanade, "Detection and tracking of point features," Carnegie Mellon University Technical Report, pp.91-132, 1991.

Analysis of Passengers' Posture Control against Ship Motion using Human Energy Expenditure

Renon Doine¹, Takanori Sakamaki², Hiroaki Seta², Masamitsu Ito², Akihiko Homma¹, Yasuhiro Fukui¹

¹Tokyo Denki University, ²Toba National College of Maritime Technology

1. Introduction

Passengers control their posture against ship motion unconsciously and experience physical fatigue. In previous research, it was found that variabilities in their vital signs were generated. The relationship between their posture control movement, physical fatigue and variabilities in vital signs has not been clarified.

The purpose of this study is to determine the exercise load of passengers' posture control movement against ship motion using human energy expenditure.

2. Method

The system diagram is shown in Fig.1. The system consists of 3 orientation sensors, a calorimeter and a patient monitor. Orientation sensors are placed on the head and waist of a subject, as well as on the floor of a small craft. These sensors measure acceleration and angular acceleration. The intensity of acceleration and angular acceleration was calculated by the root mean square (RMS). The calorimeter is based on a mixing chamber method. Human energy expenditure is measured by the calorimeter. Heart rate is measured by the patient monitor. The sampling interval of the orientation sensors are 10ms and the calorimeter is 10s.

The experiments were performed in the small craft and in the laboratory on land. In the small craft, subjects were sitting and standing. In the laboratory, subjects were sitting, standing and performing step tests. The index of exercise load is defined by dividing the energy expenditure of each condition by the sitting value.

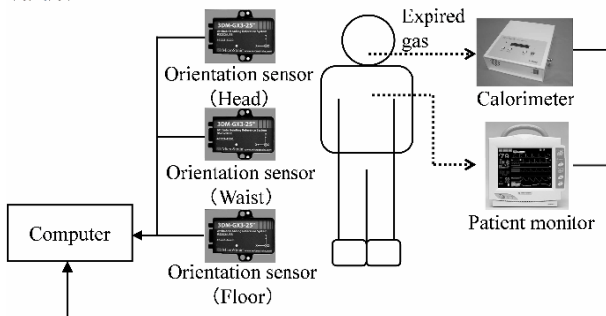


Fig. 1 System diagram

3. Results

Examples of energy expenditure of a 18 years old female in the small craft and in the laboratory are shown

in Fig.2 and Fig.3. The mean exercise load of 6 samples is shown in Fig.4. The standing passengers' movement in RMS value of vertical acceleration between 1.0m/s^2 and 1.4m/s^2 was almost same exercise load as the step test of 30 steps/minute on land.

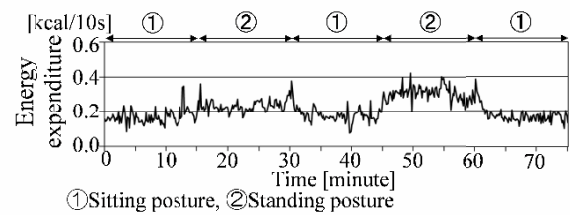


Fig.2 Example of energy expenditure in the small craft

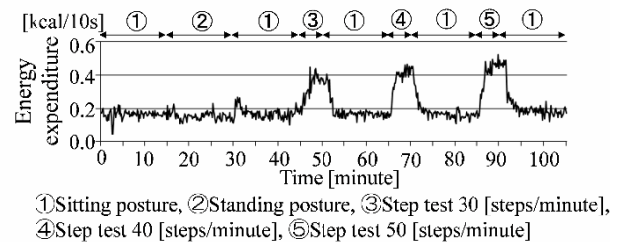


Fig.3 Example of energy expenditure in the laboratory

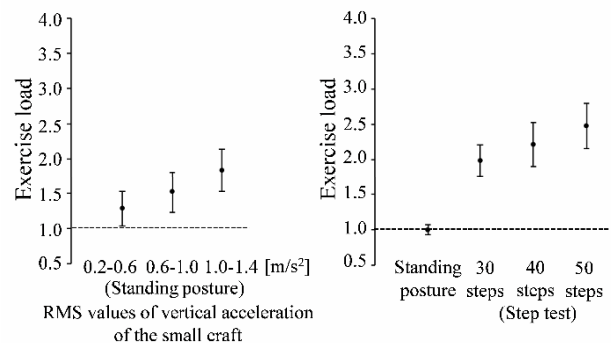


Fig.4 The mean exercise load of 6 samples

4. Discussion and conclusion

In general, passengers control their posture unconsciously in a marine craft. However, passengers' posture control movements are almost same exercise load as the step test on land. This result suggests that the causes of passengers' physical fatigue and variabilities in their heart rates in the marine craft are their unconscious posture control movements.

筋シナジー解析に基づく歩行運動時の平衡点軌道及び足先剛性の推定

北村 貴志, 古場 啓太郎, 富永 健太, 宇野 かな, 植村 充典, 平井 宏明, 宮崎 文夫

大阪大学

1. はじめに

冗長な自由度を有するヒトの運動戦略の解明には、これまでに多くの研究者が取り組んでおり、筋シナジー仮説¹⁾や平衡点仮説²⁾といった有力な仮説が提唱されている。しかし、これらの運動仮説を統一的に扱った知見は未だ知られていない。

こうした中、我々は筋電情報から筋シナジーを抽出し、手先の平衡点や剛性を推定する手法を提案した。筋シナジーは関節インピーダンスのバランスによって表現され、手先運動を極座標系で表現した際の運動基底(動径・偏角)となっている。関節インピーダンスは手先の剛性楕円に反映され、また運動基底への重みは平衡点軌道として表れる。宇野らは水平面内の手先の運動に寄与する筋シナジーを抽出し、平衡点軌道・剛性の推定を行っている³⁾。さらに古場らは、渦巻運動においては手先剛性に関して手先の平衡点軌道が実軌道の逆回転となることを実証している⁴⁾。

本稿では、歩行運動時の筋電情報から足先の平衡点軌道・剛性の推定を試みる。そして、平衡点軌道と実軌道を比較し、上肢運動同様、実軌道とは逆回転の平衡点軌道となることを示す。

2. 運動計測

健康成人男性9名(22.2±0.8歳, 172±6[cm], 61±9[kg])が実験にボランティアで参加した。

被験者はトレッドミル上で、速さ5[km/h]で15秒間の歩行運動を行い、腰、膝、足関節の運動学、筋電情報、床反力を計測した。筋電情報を計測した筋は、大臀筋、腸腰筋、大腿二頭筋を除くハムストリング、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋短頭の左脚主要6筋である。

計測した筋電情報は、フィルタリングによるノイズ除去、正規化、および一歩行周期毎の平均化を行った。

3. 足先平衡軌道・剛性楕円の推定

宇野らは、上肢筋骨格モデルの力学解析に基づき筋電情報から筋シナジーを抽出し、筋シナジーから推定した手先の平衡点軌道・剛性楕円が、手先に摂動を与えることによる従来の推定結果と同様の特徴を有すると報告している³⁾。そこで本稿では、宇野らの手法を参考にして足先の平衡点軌道・剛性楕円を推定する。

4. 結果

足先の実軌道と推定した平衡点軌道をFig. 1に示す。Fig. 1の右図における姿勢は、足先平衡点と腰関節の位置から運動学より決定した。Fig. 1の左図において実軌道は時計回りであるのに対して、Fig. 1の右図においては平衡点軌道は反時計回りである。つまり、歩行運動における平衡軌道は実軌道と回転方向が逆であり、これは古場らの上肢における結果と一致する。また、Fig. 2に推定した足先の剛性楕円を示す。これは、足

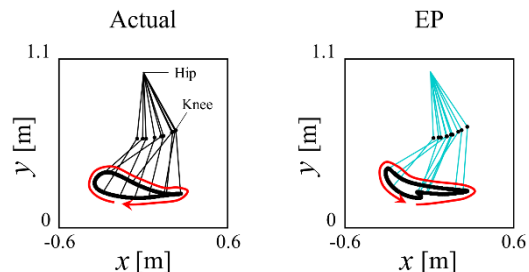


Fig. 1 Actual(left) and EP(right) trajectories during walking.

先剛性が脚を伸縮する方向に比べて脚を前後に振る方向に低いことを示している。これより、筋への運動指令に対して前後方向の運動に位相遅れが生じたことが逆回転現象の一因であると考えられる。

5. まとめ

本稿では、力学解析に基づき筋電情報から歩行運動の筋シナジーを抽出し、足先 Fig. 2 Endpoint stiffness during walking.の平衡点軌道・剛性楕円を推定した。そして、推定した平衡点軌道が実軌道とは逆回転になることを示し、足先剛性との関係を考察した。これにより、下肢においても上肢と同様の知見を得られ、平衡点軌道の逆回転現象が身体運動全般に起こり得る現象であることを示唆した。

今後は、歩行運動に特有の足関節の働きにも注目して、平衡点軌道がどのようにして生成されるのかを明らかにしていきたい。

参考文献

- 1) N. Bernstein: "The co-ordination and regulation of movements," Oxford, Pergamon Press, 1967.
- 2) A. G. Feldman, S. V. Adamovich, D. J. Ostry, and J. R. Flanagan: "The origin of electromyograms—explanations based on the equilibrium point hypothesis," Multiple Muscle System, pp. 195-213, 1990.
- 3) 宇野かな, 奥貴紀, 古場啓太郎, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫:「水平面内におけるヒト上肢運動時のEMG信号を利用した筋シナジー、平衡点軌道および手先剛性の新しい評価法の提案」, 日本ロボット学会誌, vol. 32, no. 7-8, 2014.(採択決定)
- 4) K. Koba, K. Murakami, T. Oku, K. Uno, P. Phatiwuttipat, Y. Yamashita, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki: "Tacit representation of muscle activities during coordination training: Muscle synergy analysis to visualize motor enhancement in virtual trajectory of multi-joint arm movement," Proc. 5th IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatron. (BioRob2014). (accepted)

筋線維の螺旋構造を考慮した左心室壁の変形シミュレーション

今村 拓哉¹, 伊井 仁志¹, 原口 亮², 中沢 一雄², 和田 成生¹

¹大阪大学大学院基礎工学研究科, ²国立循環器病研究センター

1. はじめに

心臓は血液循環系の中樞をなす生体器官であり, 中でも左室は全身へ血液を駆出する役割を担っている. 生命活動に必要な物質は主に血液により運搬されることから, 左室の働きは生命維持のために重要である. 左室壁の収縮および拡張は, 心筋線維の収縮および弛緩により生じる. 心筋線維は左室壁中を螺旋状に走向しており¹⁾, これにより, 左室は捻れを伴った複雑な収縮様式をもつことが知られている.

近年, 医用画像技術の発展に伴い, 左室の変形を非侵襲的に評価する試みが行われている. 例えば, 主に血流計測に用いられてきたPhase Contrast Magnetic Resonance Imagingを左室壁に適用することで, 壁内の局所的な変形速度場を調べる試みがなされている^{2),3)}. 左室の収縮期および拡張期のいずれにおいても, 壁内には局所的に正の変形速度をもつ部分と負の変形速度をもつ部分, すなわち同じ方向における引張部分と圧縮部分が混在していることが示されており, 変形速度を調べることで正常心と病的心との比較が可能であると示唆されている. しかし, それら引張部分と圧縮部分が壁内に混在するメカニズムは未だ不明瞭である.

本研究では, 力学原理に基づき, 左室壁の変形シミュレーションを行う. 左室の収縮を導いている心筋線維に着目し, その螺旋構造が左室壁の局所的な変形に与える影響について調べる.

2. 方法

本研究では, 左室壁の理想形状として, 半楕円体殻形状を用いる. 左室壁に生じるCauchy応力 σ を,

$$\sigma = Q^T \sigma_F Q + \sigma_a \quad (1)$$

と定義する. ここで, σ_F は壁組織の弾性特性により生じる受動的な張力⁴⁾, σ_a は心筋の収縮特性により生じる能動的な張力であり, 添字 F は心筋の局所座標系 $(\mathbf{f}^*, \mathbf{s}^*, \mathbf{n}^*)$ における量であることを表す. \mathbf{f}^* は心筋線維の方向を, \mathbf{s}^* は心筋のシート構造の方向を, \mathbf{n}^* はそれらに垂直な方向をそれぞれ表す単位ベクトルである. また, $Q = (\mathbf{f}^*, \mathbf{s}^*, \mathbf{n}^*)^T$ は方向余弦である. 筋線維の収縮により生じる力は線維の方向に生じると考えられる. そこで, 心筋の能動的な張力 σ_a を

$$\sigma_a = A_0 \mathbf{F}(\mathbf{f}^* \otimes \mathbf{f}^*) \mathbf{F}^T / J \quad (2)$$

とする. ここで, \mathbf{F} は変形勾配, J はヤコビアンであり, A_0 は筋線維の収縮時に発生する張力に関するパラメータである. 本研究では, 筋線維が至るところで左室短軸断面に対し平行であるような, 筋線維の螺旋構造を考慮しない場合(case 1)と, 筋線維が心内膜および心外膜で左室短軸断面に対し -60° および 60° それぞれ傾くような, 筋線維の螺旋構造を考慮する場合(case 2)の

それぞれについて変形シミュレーションを行い, それぞれの場合の変形速度を比較する.

3. 結果およびまとめ

左室壁が収縮する際の, ある時刻における短軸断面の周方向変形速度場をFig. 1に示す. 筋線維の螺旋構造を考慮しなかった場合には, 変形速度が周方向に均一に分布しており, また, それらは一様に負であった. 一方, 筋線維の螺旋構造を考慮した場合には, 変形速度が不均一に分布しており, また, 正の変形速度と負の変形速度が混在した. これらの結果より, 左室が収縮する際には, 筋線維の螺旋構造により, 短軸断面上に周方向の引張部分と圧縮部分が混在するような不均一な変形場が生じることが示された.

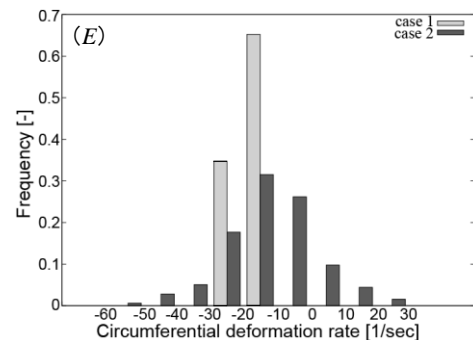
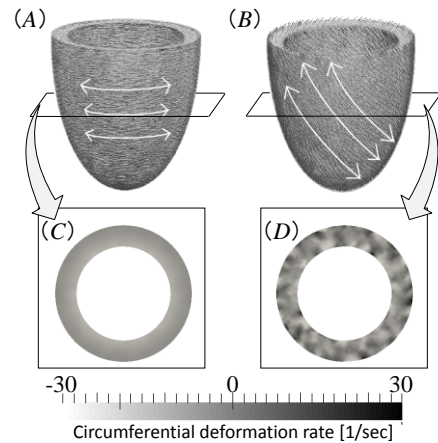


Fig. 1 Myocardial helical structure models in case 1(A) and in case 2(B), in which allows indicate the direction of the myocardial fiber. Instantaneous circumferential deformation rate in a middle short-axis plane in case 1 (C) and in case 2 (D), and those histogram (E).

参考文献

- 1) Streeter DD Jr. et al., *Circ Res.*, Vol. 15, No. 3, pp. 339-47, 1969.
- 2) 原口ら, 電子情報通信学会論文誌, Vol. J91-D, No. 7, pp. 1818-28, 2008.
- 3) 南ら, 生体医工学, Vol. 49, No. 1, pp. 148-55, 2011.
- 4) Costa K.D. et al., *Phil Trans R Soc Lond A.*, Vol. 359, No. 1783, pp. 1233-50, 2001.

体積保存性を考慮した舌変形モデルの構築

加藤 高浩¹, 井村 誠孝¹, 吉元 俊輔¹, 大城 理¹

¹大阪大学 大学院基礎工学研究科

1. はじめに

人は舌の形状を変化させることで発声, 食物の咀嚼, 嚥下といった多様な口腔機能を実現している. 舌の数理モデルを用いたシミュレーションを実現し, 舌の運動メカニズムを解明することができれば, 口腔機能の低下を最小限に抑える手術計画や, 舌の運動を代替できる装置の開発につながると思われる. 本研究では, 舌筋をバネ質点モデルにより直接的に表現し, また非圧縮性を実現するために体積保存力を質点に作用させることにより, 舌の変形をシミュレートする.

2. 舌モデル

本研究では, バネ質点モデルを用いて, 舌を非圧縮性の粘弾性体としてモデリングする. 各質点を並列なバネと緩衝器から構成されるKelvin-Voigtモデルによって接続し, 舌の粘弾性を表現する. 舌筋は, 図1に示すWinterの筋モデルにより表現する¹⁾. Winterの筋モデルは, 筋の走行方向に沿った収縮要素, 緩衝器, 収縮要素に並列なバネと直列なバネの四要素から構成されており, 収縮要素が発生する張力を与えることで, 接続された質点間に筋長と収縮速度に応じた張力が作用する.

舌の特徴はmuscular hydrostatと呼ばれる伸縮時に体積一定を保つ筋肉組織から構成されていることである. 組織の非圧縮性を表現するため, 組織の体積変化によって生じるエネルギーを定義し, エネルギーが最小となるような体積保存力を各質点に加える. 仮想仕事の原理より, 各質点に働く体積保存力は, エネルギー関数を $W(\mathbf{r})$, 質点 i の位置を \mathbf{r}_i とすると, $-\partial W / \partial \mathbf{r}_i$ により求めることができる.

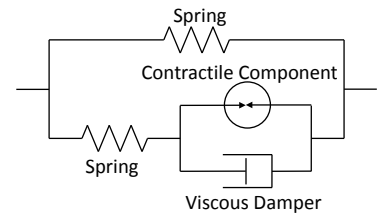


Fig. 1 Winter's muscle model

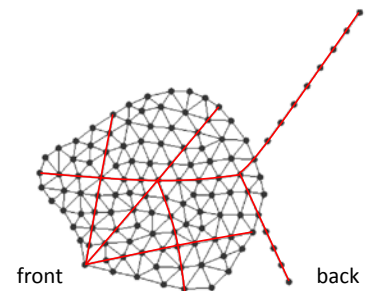


Fig. 2 Tongue model

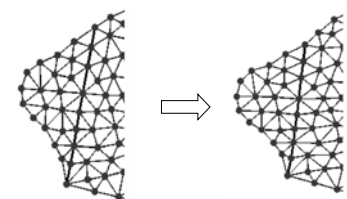


Fig. 3 Result of deformation

3. 実装と評価

Takanoらによって撮像されたMR画像²⁾をもとに, 舌の正中矢状断面の二次元モデルを実装した. モデルは123個の質点から構成され, 188個の三角形要素を持つ. 三次元舌モデルにおける体積保存は, 二次元モデルにおいては面積保存として扱った. 実装した舌モデルを図2に示す. 舌筋は赤太線で示されている. バネ質点モデルおよびWinterの筋モデルのパラメータは, バネ質点モデルと有限要素モデルの剛性要素マトリクスを比較する方法³⁾により, 舌組織の物性値より決定した.

母音調音時の舌筋の筋長測定データ²⁾に基づき, 実装したモデルを用いて母音調音運動時の舌の変形シミュレーションを行った. 母音/a/調音時の筋長測定データにおいて, 運動時に短縮している筋の長さが測定結果と一致するように張力を与え, 舌全体の変形シミュレーションを行った結果を図3に示す. 変形を定量的に評価するため, 測定データとシミュレーション結果の間で, 力を発生していない筋の長さを比較したところ, 誤差は0.6%から9.3%となった. 従って構築したモデルは舌の変形を定性的に再現できていると考えられる.

4. おわりに

本研究では, 舌モデルを構築し, 母音調音運動のシミュレーションを行った. 各筋の筋長を先行研究による計測データと比較したところ, 定性的に一致する結果が得られた.

参考文献

- 1) D. A. Winter: "Biomechanical model relating EMG to changing isometric tension," Dig. 11th Int. Conf. Med. Biol. Eng., pp. 362-363, 1976
- 2) S. Takano and K. Honda: "An MRI analysis of the extrinsic tongue muscles during vowel production," Speech Communication, Vol. 49, No. 1, pp. 49-58, 2007
- 3) B. A. Lloyd, G. Székely and M. Harders: "Identification of spring parameters for deformable object simulation," IEEE Trans. Vis. Comput. Graph., Vol. 13, No. 5, pp. 1081-1094, 2007

Hard-wired CPG hardware network for quadrupedal locomotion based on neuron and synapse models

Akihiro Maruyama¹, Tomoyasu Ichimura², Yoshinobu Maeda¹

¹Graduate School of Science and Technology, Niigata University, ²Oyama National College of Technology

1. Introduction

Abundant walking patterns (gaits) of quadrupedal locomotion, such as “walk”, “trot”, “bound” and “gallop” are generated by a coupled system of a central pattern generator (CPG), but the physiological mechanism has not been clear. Therefore, from an engineering viewpoint, many mathematical models have been proposed to explain the walking patterns. In this study, we have proposed a hard-wired CPG hardware network model based on Rybak’s model¹⁾ that can reproduce some walking patterns of quadrupedal locomotion, by using the beating model proposed by Hoshimiya et al.²⁾ and the bursting model proposed by Maeda and Makino³⁾. Main purpose of this study is to reproduce typical walking patterns, “walk” and “bound” at the hardware model, and to switch them using only one parameter.

2. CPG hardware Network model

A schematic diagram of the CPG network shown in Fig.1 is composed of four CPGs. Labels, LF, LH, RF and RH represent the limbs of Left Front, Left Hind, Right Front and Right Hind, respectively. In all CPGs, there are extensor (-E) and flexor (-F) sites that inhibit each other through the interneuron (INRG) model. Each RG is controlled by the external DC voltage (the unique control parameter in this study) across the input resistance of 51kΩ as an efferent stimulation from midbrain locomotor region. Hardware bursting model (Fig. 2(a)) and beating model (Fig. 2(b)) are used at RG and INRG, respectively.

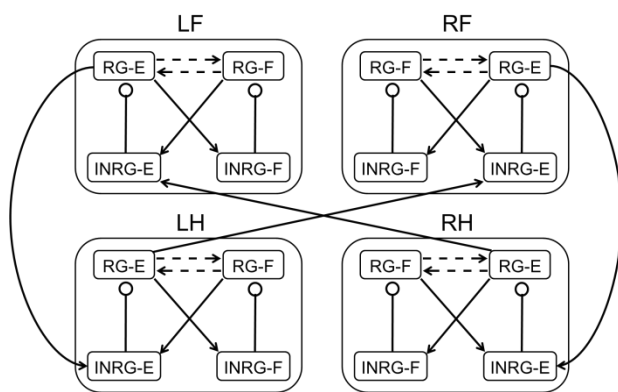


Fig. 1 Schematic diagram of the CPG network.

Arrows and circles represent excitatory and inhibitory synapses, respectively.

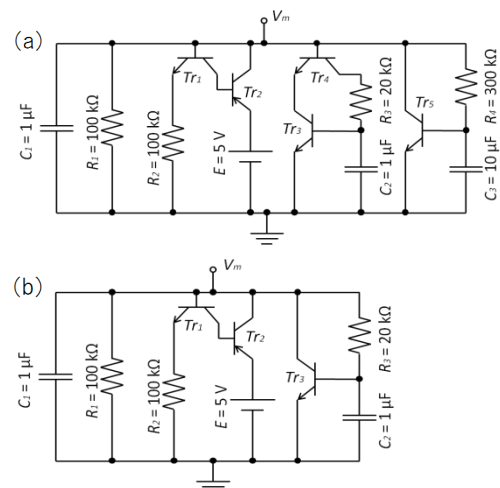


Fig. 2 (a) Hardware bursting model, and (b) hardware beating model.

3. Result

Walking patterns of “walk” and “bound” are reproduced in the temporal waveforms generated by the hard-wired CPG hardware network when the input DC voltage is 1.62V and 3.52V, respectively. These were switchable each other under the only one control parameter, the external DC voltage. One of future works is to reproduce “trot” between “walk” and “bound”.

References

- 1) I. A. Rybak, K. Stecia, N. A. Shevtsova and D. A. McCrea, “Modelling spinal circuitry involved in locomotor pattern generation : insights from deletions during fictive locomotion”, *J. Physiol.*, vol.577, no.2, pp.617-639, 2006.
- 2) N. Hoshimiya, S. Yoshida, K. Shogen and T. Matsuo, “Two-terminal electronic circuit neuron model with excitable membrane V - I - t characteristics”, *Biol. Cybern.*, vol.35, pp.125-130, 1979.
- 3) Y. Maeda and H. Makino, “A pulse-type hardware neuron model with beating, bursting excitation and plateau potential”, *BioSystems*, vol.58, pp.93-100, 2000.

Morphological dynamics of mitochondria in BAEC under cyclic stretch

Aya Shinmura¹, Akira Tsukamoto¹, Tsuyoshi Hamada¹, Koki Takemura¹, Takashi Ushida², Shigeru Tada¹
¹Department of Applied Physics, National Defense Academy of Japan,
²Center for Disease Biology and Integrative Medicine, The University of Tokyo

1. Introduction

Endothelial cells are exerted by cyclic stretch with various strains. With physiologic strain (6-10%), cyclic stretch inhibit apoptosis. While, with higher potentially pathologic strain (20%), cyclic stretch induce apoptosis¹. Although it is still obscure how this difference occurs with different level of strain in cyclic stretch, one hypothesis is that mitochondria involve in the difference because mitochondrial dynamics including fission and fusion involve in apoptosis³. In this study, morphological dynamics of mitochondria were examined in BAEC under cyclic stretch with two levels of strain.

2. Materials and methods

2.1 Stretch chamber

Base and curing agents of PDMS were mixed in a 25:2 ratio and poured into an acrylic mold, baked at 80°C for 1h. Cured PDMS was exposed to oxygen plasma and coated with fibronectin.

2.2 Cell culture

BAEC (Bovine Aortic Endothelial Cell, LONZA) were cultured with DMEM (Dulbecco's Modified Eagle's Medium, SIGMA) supplemented with 10% fetal bovine serum. For experiments, BAEC were resuspended on the stretch chamber so that surface of the chamber become 70-90% confluent after 1 day incubation. Before cyclic stretch experiments, BAEC were stained with MitoTracker Orange (1 μ M, Molecular Probes) at 37°C for 20 minutes.

2.3 Cyclic stretch

Stained BAEC were set in a microscope stage incubator. For stablilation, BAEC were preincubated for 30min without stretch. Applied cyclic stretch was 5% or 20% in strain and 1Hz in frequency. Cyclic stretch was applied for 10 min and paused for 2 min for fluorescence imaging. Fluorescence imaging was performed with a confocal microscope (FV-1000, OLYMPUS) with an objective lens (60 \times , N.A 1.1, Olympus). Cyclic stretch was applied with a stepping motor (SGSP-20-35, sigma-koki). For each stretch chamber, 6 regions were selected for imaging.

2.4 Image processing and analysis

Obtained fluorescence images were first preprocessed with ImageJ and Irfanview. To understand

morphological dynamics of mitochondria, average lengths of mitochondria were analysed with MicroP software (kindly donated by Dr. J.Y. Peng²).

3. Results

In BAEC under 5% cyclic stretch, lengths of mitochondria exhibited no difference to those under 0% cyclic stretch. However, those under 20% stretch exhibited reduced lengths.

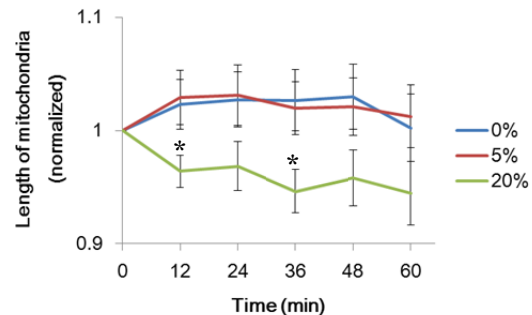


Fig.1 Lengths of mitochondria in BAEC under cyclic stretch. Data are shown by mean \pm sem (n=30-43). * indicate p<0.05 with student's t-test between data with 0% cyclic stretch and those with 20% cyclic stretch.

4 Discussion

Morphological dynamics of mitochondria have close relation with fission and fusion of mitochondria. Once cells lose balance of fission and fusion, cells plunge into apoptosis³. In our study, rather high pathological level of cyclic stretch strain, i.e. 20%, induced shortening of mitochondria. On the other hand, rather low physiological level, i.e. 5%, escaped from the shortening. Thus, observed shortening of mitochondria could involve in apoptotic stimulation by cyclic stretch with large strains.

References

- (1) Xiao-ming Liua, Diana Ensenata, et al.: "Physiologic cyclic stretch inhibits apoptosis in vascular endothelium," FEBS Lett, Vol. 541, No.1-3, pp.52-56, 2003
- (2) Jyh-Ying Peng, Chung-Chih Lin, et al.: "Automatic Morphological Subtyping Reveals New Roles of Caspases in Mitochondrial Dynamics," PLOS Computational Biology, Vol. 7, issue 10, e1002212, 2011
- (3) Lee YJ, Jeong SY, et al.: "Roles of the mammalian mitochondrial fission and fusion mediators Fis1, Drp1, and Opal in apoptosis," Mol Biol Cell, Vol.15, No.11, pp.5001-5011, 2004

新規気相式核酸分解・滅菌装置の開発

岡崎利彦¹, 鈴木康士²

¹九州大学病院 ARO 次世代医療センター, ²株式会社シーライブ

1. はじめに

再生医療や遺伝子治療などの先進医療の技術開発が次世代の新規治療戦略として世界的に大きな潮流となっている。それにより安全な作製技術工程、いわゆるGMP(Good Manufacturing Practice)レベル細胞製剤の需要が臨床領域に広く根付きつつあり、無菌的製造施設的环境整備の充実が急務となってきた。しかし従来法においては、有効性、残留性、抗菌スペクトルなど多くの点で人体および環境、精密機器への悪影響の問題が残り、決め手となる滅菌法が無いのが現状である。更に気相式で核酸を残留性なく、効果的に分解する方法はこれまでに報告なく早期の開発が期待されている。本研究はメタノールを原料とする触媒反応型混合ガス発生装置(Biovector®)を新規に開発したので滅菌効果ならびに核酸の分解能の効能を報告する。

2. システム概要

我々はメタノールを原料とする触媒反応型の混合ガスを発生させる技術を開発し、その制御部分の改良により小型化を実現させ、Fig.1 に示す評価装置システムを構築した。気化されたメタノールを原料とし触媒反応によって混合ガス(バイオガス)を生成させる発生装置と、小型チャンバー型試験庫および触媒無毒化を行うスクラブ排気装置のシステムから構成される。庫内温度・湿度ならびに水素・二酸化炭素を含む各種気体分子の連続濃度モニターが可能である。



Fig. 1 System overview

3. 対象と方法

対象とする指標菌は日本薬局方最終滅菌法及び滅菌指標体として記される *Geobacillus stearothermophilus* (ATCC#7953) (高圧蒸気法)ならびに *Bacillus atrophaeus* (ATCC#9372) (乾熱法、ガス法) に対する Biological Indicator (RAVEN 社) を使用し、判定は日本薬局方無菌試験に準拠して実施。DNA サンプルは HeLa 細胞株から精製し(QIAamp DNA Mini Kit_Qiagen)、PCR 法ならびに Bioanalyzer 法により核酸分解能の評価を行った。

4. 結果

2種のBIとも 10^6 の菌量に対し 50°C では5分間の暴露時間で完全な無菌化が認められ、無菌保証水準(SAL)の 10^{-6} を達成することが明らかとなった。核酸分解能評価においては湿性、乾性のいずれの条件下においても 37°C 、15分の暴露時間で10bp以下の完全分解効果が確認された。この核酸分解能は、温度依存性であることも明らかになった($50 > 45 > 37^\circ\text{C}$)。

Fig.2-2 Efficacy of DNA degradation

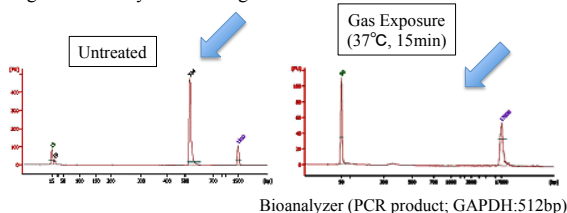


Fig.2-1 Efficacy of sterilization

Species (BI)	Number	Exposure time (min)	Results
<i>Geobacillus stearothermophilus</i>	10^6	5	Negative
		15	Negative
<i>Bacillus atrophaeus</i>	10^6	5	Negative
		15	Negative

Fig.2-3 Evaluation for temperature-dependency of DNA degradation effect

20 ul	Gas exposure time (min)				
	1	5	10	15	30
37°C	+++	+++	+	-	-
45°C	+++	-	-	-	-
50°C	+	-	-	-	-

Bioanalyzer (DNA sample)

5. 結語

新規に開発した気相式混合バイオガス発生装置は、従来では達成できなかった核酸分解能と滅菌機能を同時に有する画期的な効能を示すことが明らかとなり、今後革新的な臨床応用が可能と期待される。

超音波を用いた超細径カテーテル誘導における壁面接触の影響の検討

鶴井 信宏¹, 望月 剛¹, 江田 廉¹, 保坂 直斗¹, 榊田 晃司¹

¹東京農工大学 大学院生物システム応用科学府

1. はじめに

通常、カテーテル検査・治療では、体内の目的部位に誘導するためにガイドワイヤが用いられ、その太さは0.5～1mm程度である⁽¹⁾ため、適応可能な血管径は1～2 mm程度が限界である。もしガイドワイヤを用いずに0.5 mm以下の超細径カテーテルを誘導することができれば、現状よりも細い血管での検査・治療が可能になると考えられるが、挿入法を新たに開発する必要がある。そこで、本研究室で行われている超音波の音響放射力によるマイクロバブルの動態制御の研究⁽²⁾⁽³⁾を応用し、音響放射力による超細径カテーテルの非接触による制御が可能であると考えた。生体への応用を考えた場合、多段階誘導を行う必要がある。本研究では、その基礎として平板流路を用いて壁面接触の有無による超細径カテーテルが受ける力への影響の検討を行ったので報告する。

2. 実験方法

多段階誘導を考えた場合に分岐をした後に、カテーテルが流路に接触してしまうことが考えられるため、Fig.1に示すような流路(材質:ポリエチレングリコールモノメタクリレート)を用いて、分岐の有無による影響を調べた。模擬カテーテル(平河ヒューテック、材質: PFA、 ϕ 0.2 mm)の一端を固定し、もう一方の先端に超音波ビームの中心軸が当たるようにした。今回は0.2 mmのカテーテルを使用した。カテーテルの長さ L は、分岐のない場合にはカテーテルを把持している所からの長さとし、分岐がある場合にはカテーテルが流路に接触している点からの長さとした。今回は、 $L=44$ mmで固定し、音波は、2～10 MHzの中心周波数を有する複数のトランスデューサを使用し、音波の安定している遠距離音場を使用した。マイクロスコープ(OMRON社、VC77001)を用いてカテーテル先端の変位を測定した。

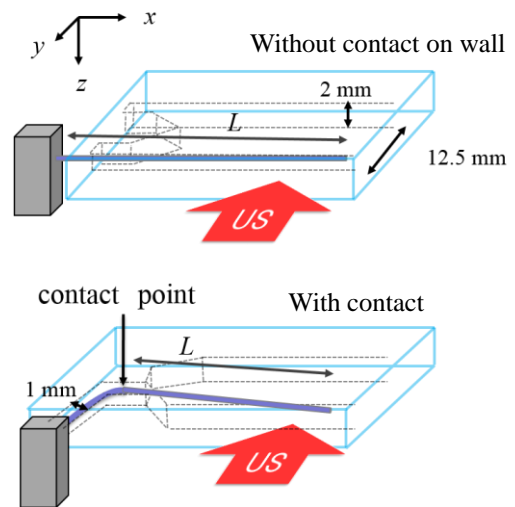


Fig. 1 Experimental setup for thin catheter bending

3. 実験結果

測定した結果をFig.2に示す。接触の有無で傾向は似ており、

10 MHz以外では流路に接触ありのときの方が接触なしのときよりも変位が大きくなっていた。また、接触ありのときにはどの周波数でも100 kPaでは変位が確認できなかった。これは、接触があるときにはカテーテルを動かすためにある程度の力が必要で、カテーテルが動き出すと接触部分の位置の変化などにより、変位が接触なしのときよりも大きくなっていると考えられる。

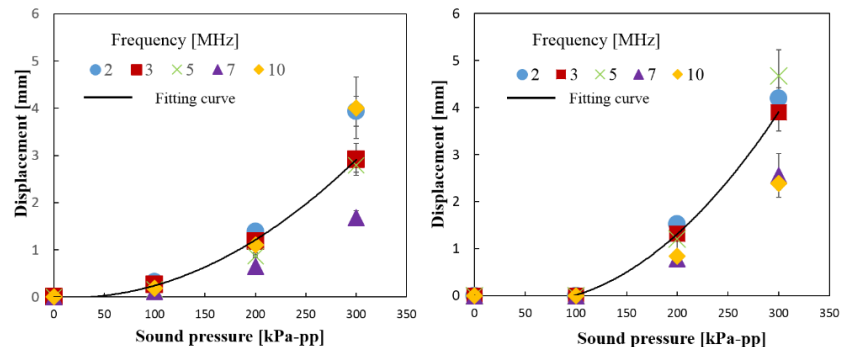


Fig. 2 Experimental result (left: without contact, right: with contact)

まとめ

今回は、生体に応用するために多段階流路を誘導する際に生じる分岐後の流路に接触する影響を調べた。その結果、流路への接触の有無に関係なく傾向は似ていたが、接触のあるときの方が変位が大きくなっていた。今後は、長さを変化させた場合の結果を測定し、実際に流路を使った場合との比較を行っていく予定である。

参考文献

- 1) 入澤, 「胆膵内視鏡における Guidewire Technique」, Boston Scientific 社 Technical Spotlight vol.10, 2008
- 2) R.Koda, J Koido, T Ito et al.: “Experimental Study to Produce Multiple Focal Points of Acoustic Field for Active Path Selection of Microbubbles through Multi-bifurcation,” JJAP, 52, 07HF13, 2013
- 3) N.Hosaka, R koda, S Onogi et al. “Production and Validation of Acoustic Field to Enhance Trapping Efficiency of Microbubbles by Using a Matrix Array Transducer” JJAP, 52, 07HF14, 2013

折りたたみ可能な立体構造物のスパーサー手術器具への応用

鈴木 啓介¹, 角江 崇¹, 中山 弘敬¹, 石井 琢郎¹, 五十嵐 辰男², 土井 俊祐³, 藤田 伸輔³,
下馬場朋禄¹, 伊藤智義¹

¹千葉大学大学院工学研究科, ²千葉大学フロンティア医工学センター, ³千葉大学医学部附属病院

1. はじめに

開腹すること無く内臓手術を行うことのできる腹腔鏡手術が近年注目されている。腹腔鏡手術では腹部に数cm程度の穴を数カ所開けるだけで良いため、術後の回復が早く、残る傷も小さいという利点がある。更に現在では、水中腹腔鏡手術と呼ばれる、腹腔内に炭酸ガスの代わりに生理食塩水で満たし、洗浄しながら治療を行なうという研究が進められている¹⁾。一方で、腹腔鏡手術では術野の確保が難しく、現在のリトラクターを用いた手法では時間がかかってしまう上にリトラクターを腹腔内に通すための穴が余計に必要になってしまうという課題がある。腹腔内で膨らませて術野を確保するバルーン型の器具もあるが、バルーン越しに施術箇所をメスを入れることができず、水中では浮力によって固定するのが難しいという問題もある。そこで、本研究ではペーパークラフト技術²⁾を応用することで現在のリトラクターに代わる新たな器具³⁾の開発を目指す。

2. 理論

ペーパークラフトにおける技術で、立体から平面への折りたたみ及び平面から立体の復元が容易な立体構造物の作製手法が提案されている。立体の形状には球体や卵型、回転楕円体といった密封された立体を選ぶことができる。作製された物体は上下底面の中心を引っ張ることで平面から立体となり、放すことでまた元の平面に戻ることができる。作製した構造物をFigure 1に示す。

この構造を利用し、腹腔鏡手術を行なう際のスパーサーへの応用を考える。作製した構造物を平面にし、これをさらに筒状に丸めることで腹部に開けた穴を通す。そして腹腔内で立体を復元することで、その立体内部に空間を作り、術野を確保することが可能である。この構造物の製造手法は紙だけでなく、薄く柔軟性のある素材であれば応用が可能である。体内での運用が可能で、かつ水に強い素材で作製することで、従来の腹腔鏡手術のみならず、水中腹腔鏡手術にも用いることが可能であると考えられる。

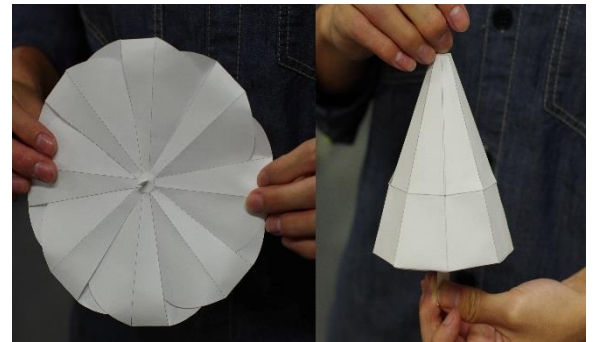


Fig. 1 An example of foldable paper craft (octagonal pyramid). (a) Folded state. (b) Expanded state.

3. 成果および展望

現在、Figure 2に示すような円筒型の立体を作製することに成功している。腹腔内でこの円筒を展開し、メスや内視鏡等の必要器具は円筒の内部を通して施術箇所へ到達する。この円筒型の立体にはFigure 1のような上下底面が存在しないが、平面にした時の一番外側のライン(図中赤線部)に均等に力を加えることで立体を復元することができる。このライン上に紐状の物体を巻きつけ、締めると立体になり、緩めると平面に戻るといった構造の作製を試みている。これにより、巻きつけた紐による遠隔操作によって平面と立体の変形が可能となるため、体外からの操作が可能となる。

作製した円筒型の立体は高さが4.5cm、穴の径が6.5cmとなっており、術野の確保に十分な大きさである。高さや径の大きさは自由に設計できるため、必要に応じてサイズを変えることが可能である。

また、これと同時に透明シリコンでの作製を試みている。現在既に医療機器に使用されている主な材質の中でも、シリコンは加工が容易で、かつ透明で柔軟性があるという特性をもつ。さらに、安価であるため量産しやすいという利点がある。

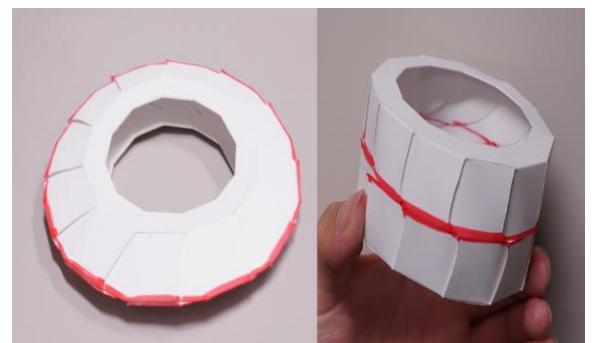


Fig. 2 Cylinder-like foldable paper craft designed for laparo-endoscopic surgery. (a) Folded state. (b) Expanded state.

参考文献

- 1) T.Igarashi, M.Teranuma, T.Ishii : "Water-filled laparo-endoscopic surgery (WAFLES): A new surgical system performed under irrigation of isotonic water" *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 3(1):101-106, 2013.
- 2) 伊藤智義, 中山弘敬, "折りたたみ可能な立体構造物及びその製造方法", 特願 2012-102510 (2012)
- 3) 伊藤智義, 他, "術野拡大器具及びその設置方法", 特願 2014-128686 (2014)

Targeted subcortical nerve recruitment by controlling waveform of electrical stimulation for MRI-guided surgical ablation

Ayako Ueno^{1,2}, Norihiro Katayama¹, Akihiro Karashima¹, Mitsuyuki Nakao¹

¹Biomodeling Lab, Graduate School of Information Sciences, Tohoku University, ²Japan Society for the Promotion of Science (DC2)

Abstract

To preserve patients' quality of life after the brain surgery for glioma resection, it is important to keep essential cortico-cortical pathways intact. Thus minimum invasive surgery is desirable instead of conventional craniotomy accompanied by large removal of healthy tissue. In recent years, MRI-guided surgical ablation has been conducted as a novel technique which achieves minimal invasive glioma resection¹⁾. Due to the lack of accuracy of fiber tracts visualization, it is important to perform subcortical mapping which delivers direct current to brain tissue and lets surgeons identify nerve fibers related to higher-order functions²⁾. However, since the conventional electrical stimulation method using biphasic rectangular pulses has poor selectivity in nerve recruitment, it has been difficult to obtain precise spatial distribution of nerve fibers in the subcortical region. In this study, we conducted computer simulation to explore the waveform of stimulation having better spatial selectivity. First, we constructed a multi-layer volume conductor model of the human skull and neocortex in which a mathematical model of a human myelinated axon was embedded³⁾. The axonal responses to extracellular stimulation provided by an electrode attached to the laser probe inserted into white matter region were numerically calculated. We evaluated the distance-selectivity of double exponential, triangular-shaped, and trapezoidal-shaped waveforms. Based on the simulation results, the feasibility of distance-selective nerve stimulation in brain surgery will also be discussed.

References

- 1) A. E. Sloan et al.: "Results of the NeuroBlate system first-in-humans phase I clinical trial for recurrent glioblastoma," *Journal of Neurosurgery*, Vol. 118, pp. 1202-1219, 2013.
- 2) H. Duffau: "Contribution of cortical and subcortical electrostimulation in brain glioma surgery: methodological and functional considerations," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 37, pp. 373-382, 2007.
- 3) A. Ueno et al.: "Development of distance-selective nerve recruitment for subcortical brain mapping by controlling stimulation waveforms," *Proc of IEEE EMBS*, pp. 1879-1882, 2013.

位置決め誤差に対するロバスト性が高い経頭蓋磁気刺激用コイルの基礎検討

山本啓太¹, 陶山桃子¹, 齋藤洋一², 関野正樹^{1,2}

¹東京大学大学院工学系研究科, ²大阪大学大学院医学系研究科

1. はじめに

近年, 経頭蓋磁気刺激が神経障害性疼痛等の神経疾患の治療に有効であることが報告され, 薬物治療が奏功しない患者に対する新たな治療法として臨床研究が行われている. ここで, 治療のために患者が毎日通院するのは困難を伴うため, 在宅治療を行うことを想定すると, 患者が自身で刺激コイルを位置決めする必要が生じる. 我々のグループでは, 非医療従事者でもコイルを5mm以下の誤差で位置決めできるナビゲーションシステムを既に提案した¹⁾. 既存の刺激用コイルとして広く用いられる8字コイルは5mm程度の範囲を刺激することが示されており, 位置決め誤差を吸収するためには, より広い範囲を均等に刺激できるコイルを新規に開発することが好ましい. 本稿では, 位置決め誤差に対するロバスト性の高いお椀型コイルを提案し, 同コイルが頭部に誘導する渦電流について有限要素法によるシミュレーションを行った.

2. 基礎モデルとそのシミュレーション結果

Fig1に, 今回設計したお椀型コイルの基本形状を示す. 各方向の長さを図の通りとし, 巻き数を20回, 上側導線の球面半径を56mm, 下側導線の球面半径を100mmとした. Fig2に, 同コイルによる誘導渦電流を解析した様子を, 従来型の8字コイルによるシミュレーションと共に図示する. シミュレーションには有限要素法による解析が可能な市販のソフトウェアを用いた. なお, コイルに流す電流を5.28kA, パルス幅を298 μ sとした. 渦電流を誘導する半球形の脳モデルの半径を100mm, 電気伝導率を0.1065S/mとし, これをコイル中心から1cm離れた位置に設定した.

性能の具体的な値についてはTable1のようになった. 提案コイルは最大誘導電流では従来のコイルに劣るものの, 誘導渦電流の半値幅については縦方向に

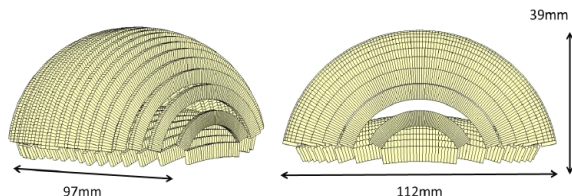


Fig. 1 Bowl-shaped model

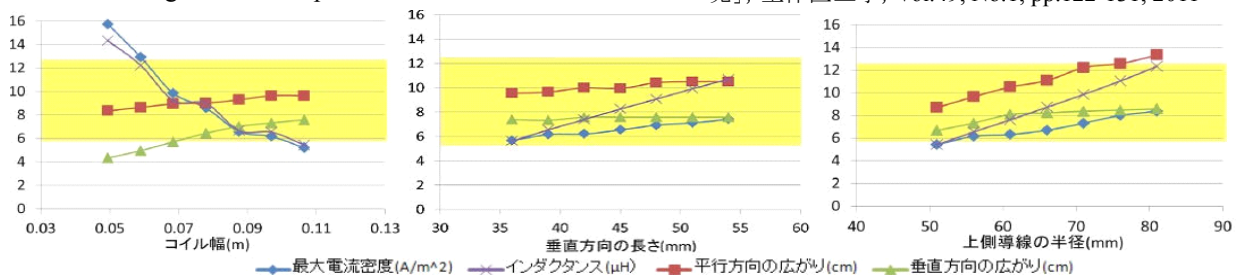


Fig. 3 Relationships between the design parameters and the coil characteristics

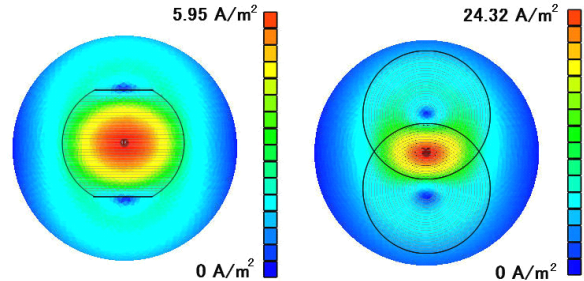


Fig. 2 Eddy current distribution on a spherical model
Table 1 Coil characteristics

	提案コイル	8字コイル
最大誘導電流[A/m ²]	5.95	24.32
誘導渦電流の半値幅[cm]	7.32×9.65	4.29×7.55
インダクタンス[μH]	6.50	9.71

3.03cm, 横方向に2.10cm長く, 提案コイルが脳の広範囲を刺激する用途に適することがわかる. インダクタンスについても, 駆動回路のキャパシタを180 μ Fとした際のこの値で誘導される磁界のパルス幅が治療の有効範囲に収まり, 実現性があると考えられる.

3. コイルの設計パラメータの検討

コイルの設計にあたり, 渦電流密度と広がりにはできるだけ大きく, インダクタンスは一定の範囲内に収める必要がある. 基礎モデルからさらに有効な設計値を模索するため, Aコイル幅, B垂直方向の高さ, C上側導線の半径の3つのパラメータを設定し, コイル特性の変化を解析した. 結果をFig3に示す. なお黄色く塗った範囲を治療上有効なパルス幅に対応するインダクタンス値とした. Aについては, コイル幅が大きいほど最大渦電流密度とインダクタンスが小さくなり, 渦電流の広がりが大きくなった. Bについては, 垂直方向が高くなるほど最大渦電流密度とインダクタンスは大きくなり, 渦電流の広がりはほぼ変化がなかった. Cについては, 最大渦電流密度, 渦電流の広がり, インダクタンスのいずれの値も大きくなる.

参考文献

- 1) 福島大志, 西川敦, 宮崎丈夫, 関野正樹, 安室喜弘, 松崎大河, 細見晃一, 齋藤洋一, 「在宅型反復経頭蓋磁気刺激治療のための磁場ナビゲーションシステムの開発」, 生体医工学, Vol.49, No.1, pp.122-131, 2011

模擬冠動脈狭窄部のバルーンカテーテル拡張による変形と流動特性

宮本 大樹¹, 小林 俊一²

¹信州大学 大学院理工学研究科 機械・ロボット学専攻, ²信州大学 学術研究院 繊維学系

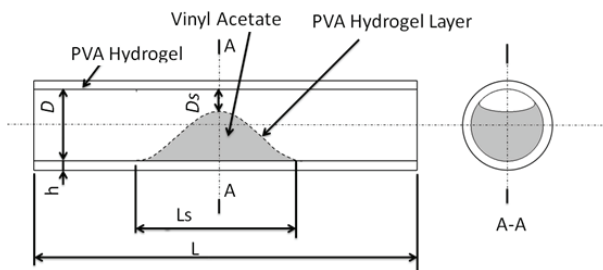
1. はじめに

冠動脈における狭窄された部位の治療法の一つとして、PTCA (Percutaneous Trans-luminal Coronary Angioplasty, 経皮的冠動脈形成術)があるが、バルーンの拡張中における狭窄部自体の変形を詳細に把握することは難しい。このため、形状や力学的特性を再現し、取り扱い容易な模擬血管を用いることが有効である。そこで著者らは、冠動脈に近い力学特性で、複雑形状の成形が可能な PTCA 用の模擬冠動脈狭窄部(以降、模擬血管)を開発、模擬血管内にバルーンカテーテルを挿入して、その拡張の挙動や病変部の変形、拡張後の流量増加等の評価を行ってきた。これまでに模擬血管の曲率を変化させる機構を開発し、曲率変化による影響を検討してきたが¹⁾、曲率の変化量が少ないものであったため、曲率変化を冠動脈と同程度に大きくして検討した。

2. 模擬血管および実験方法

Fig.1に模擬血管概略図を示す。模擬血管の寸法は全長 $L = 80$ mm, 狭窄部長さ $L_s = 8$ mm, 管内径 $D = 3.5$ mm, 厚さ $h = 1$ mmであり、健全部と狭窄部に分けられる。健全部はポリビニルアルコール(PVA)水溶液にDimethyl Sulfoxide (DMSO)を混合して凍結解凍で成形した透明なPVA Hydrogelで調製し(PVA : 20 wt%), ヒト冠動脈に近い力学特性を有している。狭窄部はPVA Hydrogel層の下に塑性変形が可能な酢酸ビニルを封入させた。なお、模擬血管の狭窄度 St は60~80%, 偏心率 Ec は100%とした。

実験では模擬血管に24°Cの水を1.0Hzで拍動させて流し、模擬血管は回転カム上に設置させ、曲率を変化させた。なお、拍動に合わせて回転カムも同期して動作させた。カム形状については、模擬血管内半径/平均曲率半径が0.08となるようにした²⁾。PTCAの手順通り、バルーンカテーテルを模擬血管の上流から挿入し、加圧デバイスによりバルーンを拡張し2分間保持した。その後、減圧してバルーンカテーテルを抜去した。なお、流量、圧力は常に計測し、バルーンの拡張と狭窄部の変形は模擬血管側面方向か



$$St = (1 - D_s / D) \times 100 [\%] \quad (1)$$

$$Ec = e / ((D - D_s) / 2) \times 100 [\%] \quad (2)$$

Fig.1 Schematic representation of blood vessel model.

ら高速度ビデオカメラで撮影した。

3. 実験結果

狭窄部はバルーンの拡張によって狭窄部が凹状に変形され、山状の狭窄部がなだらかに変形し、特に曲率変化を大きくしたことにより、凹部の形状がはっきりと表れた。

模擬血管内の圧力と流量の変動を Fig. 2 に示す。これより、バルーンの拡張による圧力の変化と流量の増加が確認出来た。次に、狭窄モデルをバルーンカテーテルで拡張した後での流量について、拡張前の流量に対する増加率(R_{Q1})、健全な状態($St=0\%$)の流量に対する流量還元率(R_{QR})で評価した。これより、狭窄度 St が大きいと R_{Q1} は大きく、 R_{QR} は小さくなる傾向がみられた。これは、 St が大きいと酢酸ビニルの量が多いので、変形による流量の増加率は高くなるが、狭窄部のど部の面積が小さく流量は少ないためと考えられる。なお、この結果は曲率変化が小さな場合¹⁾と傾向は同じであった。

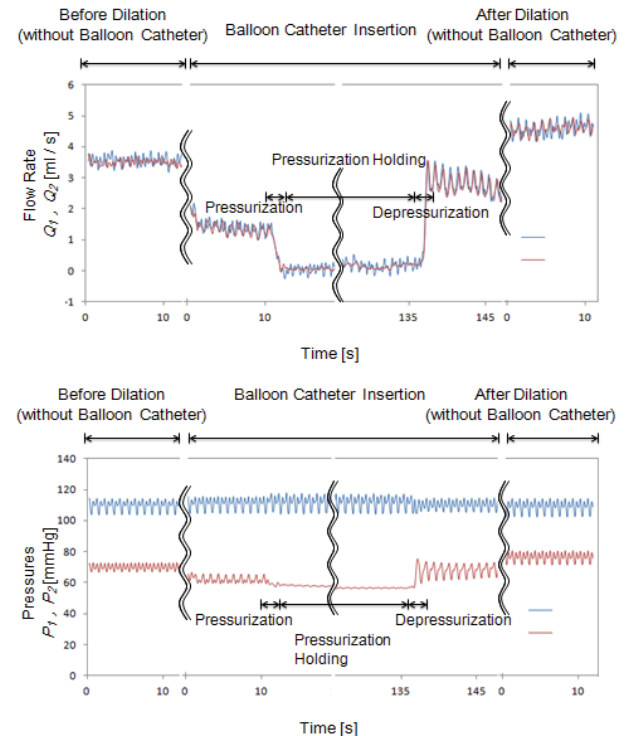


Fig. 2 Measured upstream and downstream pressures (P_1 , P_2) and flow rates (Q_1 , Q_2). $St = 70\%$.

参考文献

- 1) 山内, 三井田, 小林, 第 11 回日本医工学会甲信越支部長野地区シンポジウム講演論文集, 3-4, 2013.
- 2) E. S. Weydahl, J. E. Moore, *Journal of Biomechanics*, 34 (9), 1189-1196, 2001.

Semi Real-time Monitoring of Ultrasound Balloon Rupture for Fetal Surgery

Tomoo Sato¹, Shunsuke Osawa², Hiromasa Yamashita¹, Sobhan Ubaidus¹, Rie Ishii², Takashi Mochizuki³, Shin Yoshizawa⁴, Shin-ichiro Umemura⁴, Toshio Chiba¹

¹National Center for Child Health and Development, Japan, ²Showa University, Japan, ³Medical Ultrasound Laboratory, Japan, ⁴Tohoku University, Japan

1. Introduction

Congenital Diaphragmatic Hernia (CDH) is a fetal disease. Fetal Endoscopic Tracheal Occlusion (FETO) with a balloon is a standard treatment for CDH¹. The balloon must be removed before the birth because if the balloon is not removed, the baby dies from suffocation. Our motivation is to replace the operation for balloon removal by fetoscopic needling to the ultrasound (High Intensity Focused Ultrasound; HIFU) balloon rupture. We have demonstrated the feasibility of the ultrasound balloon rupture in the animal experiment². The objective of our study is to stop the ultrasound irradiation, using semi-real time monitoring, when the balloon is ruptured or when the skin damage occurs.

2. Methods

In order to prevent the skin damage, the intermitted irradiation of HIFU is performed. The basic pulse sequence was combination of 400-ms irradiation (shot) and 200-ms rest. The state of the balloon and the skin condition were monitored using this rest period.

The balloon (GoldBal2, BALT Extrusion, France) was placed in the trachea of the sacrificed rabbit (Fig.1). The balloon was filled up with the mixture fluid of nanodroplets (PCND-US-100LG, HITACHI, Japan) and Sonazoid®.

3. Results and Discussion

The video images and the ultrasound images at the same period are shown sequentially in Fig. 2. (1) We recognized the balloon rupture after the 2nd-shot. And the skin does not have the damage. (2) The skin damage occurred after the 5th-shot. (3) The brightness of the US image increased at the skin damaged area. In conclusion, it is possible to detect the balloon rupture by only US image and to evaluate of the skin damage by HIFU.

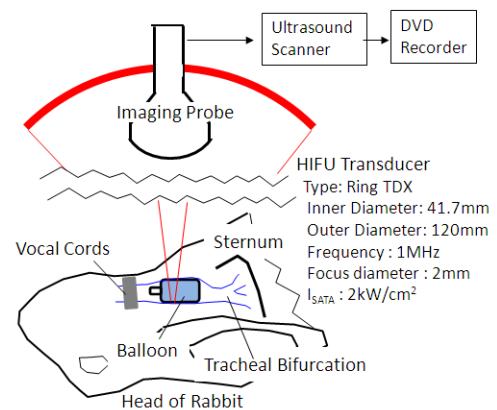


Fig.1 Set-up for HIFU

References

- 1) Doug N Miniati: <http://emedicine.medscape.com/article/2109500-overview> [accessed on June 30, 2014]
- 2) S. Oosawa, et al. : Balloon Disruption Using High-intensity Focused Ultrasound: Evolving modality to be combined with fetal endoscopic tracheal occlusion, 13th World Congress in Fetal Medicine (in press)

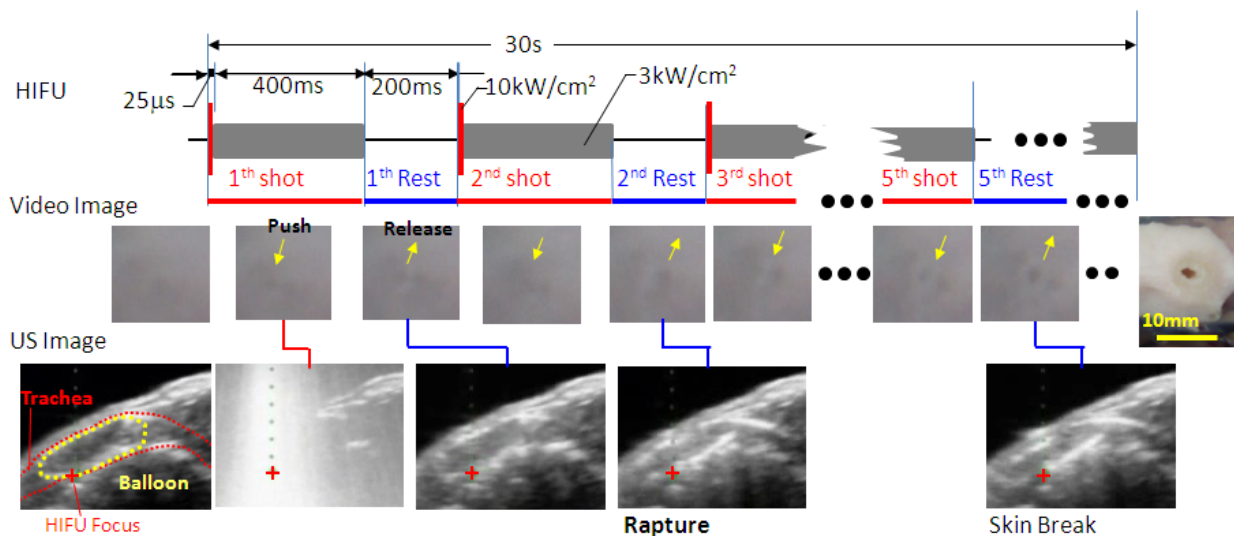


Fig.2 One Example of Results

フレネルゾーンプレート超音波 2D アレイを用いた焦点位置の制御

柳田裕隆¹, 大山達也¹, 田村安孝¹, 高橋龍尚²

¹山形大学大学院理工学研究科, ²旭川医科大学医学部

1. はじめに

超音波を用いた医療技術の一つとして、High-Intensity Focused Ultrasound(HIFU)デバイスと用いた前立腺癌治療がある1)。HIFU治療において、従来のプローブは焦点距離が固定されたトランスデューサを用いているため、機械的に位置を操作することで焦点の位置を制御している。焦点の位置を電子的に制御することが出来る超音波デバイスがあれば、患者はもちろん医師への負担も小さくなる。焦点の位置を電子的に制御するには、リニアアレイや2Dアレイのようなアレイトランスデューサを用いる方法が一般的である2)。これらのアレイを構成する超音波素子に個別の駆動信号を送ることによって、音場を制御することが可能となっている。本研究では、個別の電気信号を必要としないフレネルゾーンプレート方式による超音波音場の制御を行い焦点を作り出し、出来た焦点の位置をプレートのパターンを変えることによって制御する。

2. 方法

超音波の集束法として、フレネルゾーンプレートという空間的なパターンをアレイトランスデューサにパターンニングする3)。この方法では、駆動する素子と駆動しない素子の二つの種類しか存在せず、フレネルゾーンプレートさえパターンニングできしさえすれば、単一の電気信号だけで駆動音波を集束させることが可能である。そのため、駆動する素子の選択をするスイッチを素子ごとに準備しておけば、任意の点に焦点を作ることが可能になる。本研究では、サイズ16.8×35mm、素子数1200個、素子の幅0.7mmの長方形の2D超音波アレイを用いて、1.0MHzの超音波の集束点の制御ができるかどうかをシミュレーションによって検討する。図1は2D超音波アレイにフレネルゾーンプレートを

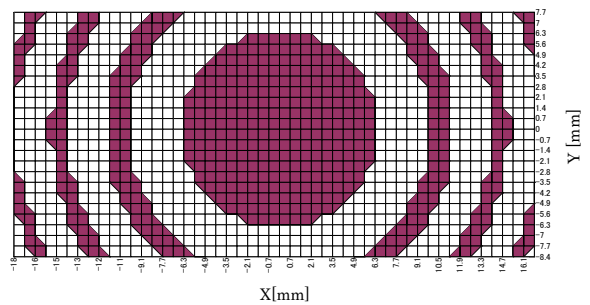


Fig. 1 Fresnel zone plate for 2D ultrasonic array (Focal point=30mm)

をパターンニングしたもので、焦点距離は30mmとなるよう設定した。白い部分が駆動する素子で、濃色部は非駆動素子となる、この場合658個の素子を駆動して焦点を形成する。

3. 結果

2D超音波アレイにフレネルゾーンプレートをパターンニングし、駆動した時の超音波ビームプロファイルを図2に示す。アレイはZ=0の場所にY=0にアレイの中心が来るように設置してあり、集束点はちょうどアレイから30mm離れたZ=30, Y=0の地点に現れていることが確認できる。この結果の他、焦点をyのプラス方向に移動させた場合、z方向の奥行きを変えた場合についてもシミュレーションを行い、良好な結果を得た。

4. 結論

超音波2Dアレイを用い、超音波素子を選択してフレネルゾーンプレートをパターンニングすることによって、単一の信号のみで超音波の焦点位置を制御できることを明らかにした。この結果は、HIFU治療用の超音波デバイスの分野に大きく貢献できると考えられる。

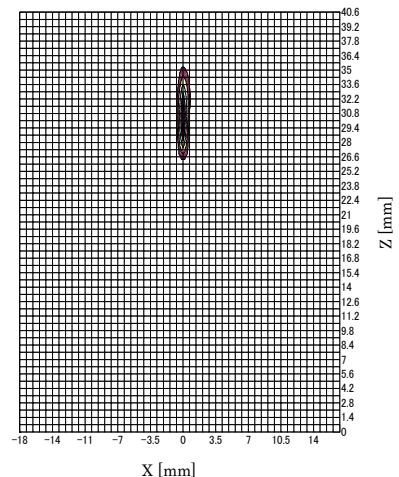


Fig. 2 Ultrasound Beam Profile

謝辞

本研究は科研費(24500537)の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) [1]G.T.Clement, Perspectives in clinical uses of high-intensity focused ultrasound, Ultrasonics 42 (2004) 1087-1093
- 2) Mingzhu Lu, Mingxi Wan, Feng Xu, Xiaodong Wang, Xiaozhen Chang: Design and experiment of 256-element ultrasound phased array for noninvasive focused ultrasound surgery, Ultrasonics 44 (2006) 325-330
- 3) S. Reichelt, R. Freimann, H.J. Tiziani: Absolute interferometric test of Fresnel zone plates, Optics Communications 200 (2001) 107-117

3次元超音波音場の時分割送信による

微小気泡の局所的捕捉効率向上のための実験的検討

澤口冬威, 保坂直斗, 江田廉, 小野木真哉, 望月剛, 梶田晃司

東京農工大学 大学院生物システム応用科学府

1. はじめに

現在,微小気泡の治療応用が盛んに研究され, そのうち HIFU の研究[1]では温度上昇速度の向上が示され, sonoporation の研究[2]では薬物導入効率の上昇が明らかとなった. これらは疾患部における微小気泡の濃度を局所的に高めることで, 治療効率の向上が期待できる. しかし, 体内における微小気泡の挙動は血流に依存し, 体内で拡散するため, 疾患部での微小気泡濃度が低いという問題があった. 我々は微小気泡の濃度を局所的に高め, 患部の治療効率を向上させるため微小気泡の捕捉[3,4]や凝集体形成[5]を行ってきた. しかし, 血管は分岐を繰り返す複雑な構造であり, 各経路で同時に微小気泡を捕捉することで治療の効率がさらに向上すると期待されるが, 標的部位全体に音波を照射すると血管以外にも音波が照射され, 無駄なエネルギーが存在する. そこで本研究は超音波音場を時分割送信することで, 照射音波のエネルギーを抑えた複数経路への微小気泡の捕捉法を検討した.

2. 方法

Fig.1 に微小気泡の挙動観測のための実験系を示す. 人工血管として断面が円形で, 内径 1 mm の PEGMA(音速 1610 m/s, 密度 1.1 g/ml)製の流路を用いた. この人工血管に対して方位角 $\phi = 0 \text{ deg}$, 仰角 $\theta = 60 \text{ deg}$, $d = 80 \text{ mm}$ の位置に中心周波数 1 MHz の超音波 2 次元アレイトランスデューサを設置した. 微小気泡としてマイクロカプセル (F-04E, 松本油脂製薬) を用いて, 体積濃度 1.41 $\mu\text{l/ml}$ の懸濁液を作成した. この懸濁液を 3 ml 用いて, 微小気泡の挙動を人工血管の底面より顕微鏡 (VC7700R, Omron) を用いて観測した. 音波は最大音圧値が 100, 200, 300 kPa-pp の連続波と最大音圧値 300kPa-pp で Duty 比が 25, 50, 75 % のバースト波を照射した.

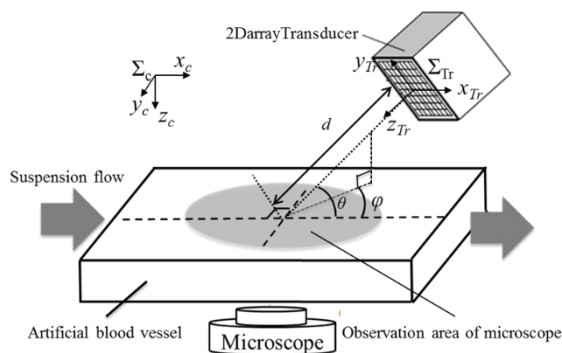


Fig.1 Schematic of experiment for optical observation

3. 結果

Fig.2 に照射音波のエネルギーに対する微小気泡の捕捉量を示す. 微小気泡の捕捉量は照射音波のエネルギーに比例して大きくなるのが伺える. また, 最大音圧値 300 kPa-pp のときに Duty 比 25 % で微小気泡を捕捉することができた. このことから, 複数の経路に対して最大音圧値 300 kPa-pp のバースト波を時分割送信することにより, それらに同時に微小気泡を捕捉することができると考えられる.

4. まとめ

微小気泡の捕捉量が照射音波のエネルギーに依存することを示した. また, Duty 比に対して微小気泡の捕捉面積が比例したことから, 複数経路の同時捕捉の可能性が示唆された.

参考文献

- 1) Liu GJ et al.: Ultrasound in Medicine & Biology. Vol.36(1): 78-85, 2010
- 2) Kudo N et al.: Biophysical Journal. Vol.96(12): 6103-6106, 2010
- 3) Masuda K et al.: Japanese Journal of Applied Physics, Vol.50:07HF11, 2011
- 4) Hosaka N et al.: Japanese Journal of Applied Physics, Vol.52(7):07HF14, 2013
- 5) 出町 他.: 生体医工学, Vol.51(6), 374-383, 2013

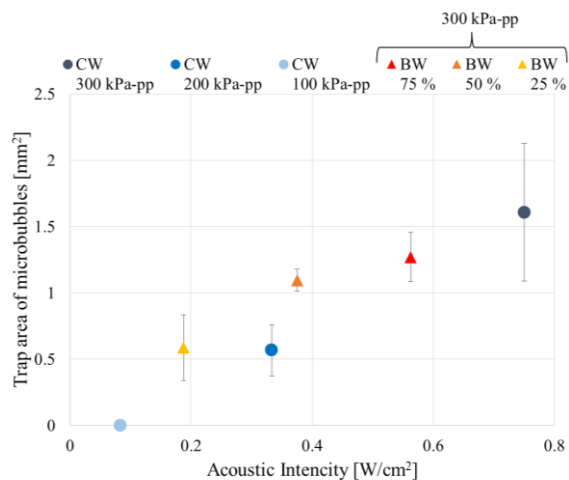


Fig.2 Trapped area of microbubbles vs Acoustic intensity

超音波音場に対するバブルリポソームの誘導制御能の血液中での検証

小井土惇¹, 保坂直人¹, 江田廉¹, 望月剛¹, 榊田晃司¹, 鈴木亮², 丸山一雄²

¹東京農工大学 大学院生物システム応用科学府, ²帝京大学 薬学部

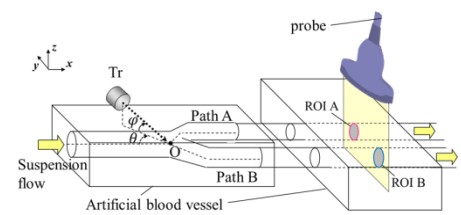
1. 背景

近年, 超音波造影剤として用いられる微小気泡の低侵襲超音波治療への応用として, 超音波の温熱治療法や非温熱治療法を利用した方法がそれぞれ開発検討されている. しかし, 微小気泡は体内に注入後血流に乗り体中に拡散してしまうため, 疾患部へ到達する微小気泡の投入効率には限界がある. そこで本研究室では, 超音波照射による赤血球溶液中での微小気泡の凝集や捕捉^{1), 2)}は確認してきたが, 任意血管への誘導は確認していない. これまでは, 模擬血管流水中の微小気泡を直接, 光学観測することにより確認, 評価を行ってきたが, この技術の生体応用のためには血液中における微小気泡の誘導の検討が必要であり, 赤血球の透過性の問題から光学観測を適用できない. 本研究では超音波画像を用いて血液中の微小気泡を観測する手法の開発と実験結果について報告する.

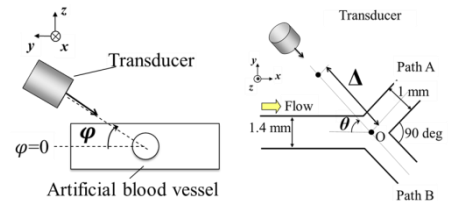
2. 方法

本研究では微小気泡として, 超音波造影ガスを内包するバブルリポソームを(以下 BLs)を用いた. Fig.1(a)に示す実験系を用いて超音波画像から流路中の BLs 量を導出するため, 超音波画像の輝度値と BLs の濃度との相関を調べた. 模擬血管は内径 1.4 mm から 1.0 mm に分岐する Y 字型流路であり, 下流の内径 2.0 mm の流路に直交する断面の超音波画像を超音波診断装置(GE ヘルスケア, Logiq7)のリニアプローブにより取得した. まず, 誘導用音波を用いず, 0.0001~0.1 mg lipid/ml の懸濁液を流水中に注入し, 輝度値の変化から BLs 濃度を推定した.

次に, 同じ実験系を利用して血液中における誘導実験を行った. Fig.1(b)には誘導用トランスデューサの設置方法を示す. BLsをPath Bに誘導するため, Y字型模擬血管の分岐部に中心周波数5 MHz, 集束型のトランスデューサを最大音圧300 kPa-pp, 焦点距離 $d=60$ mm, 仰角 $\varphi=30$ deg, 方位角 $\theta=45$ degとなるように設置し, Y字分岐部に照射した. また, 検討パラメータとして分岐点からの距離 Δ を変化させた. BLs濃度は0.0003 mg lipid/mlとし, 注入量は3 ml, 血液の流速は30 mm/secとした. BLsを注入後, 誘導用の音波を照射し, 超音波画像を取得した. 評価方法は前述の結果を用いて, BLs流入による輝度値をそれぞれのPathで測定し, 輝度値変化からBLsの濃度を算出し評価した.



(a) Whole view of experimental setup



(b) Position configuration between the transducer and the channel

Fig. 1 Schematic of the experiment.

3. 結果

Fig.2に超音波画像, Fig.3にブタ血液中における超音波照射によるBLs誘導率を示す. 音波を照射しない場合では分岐後両流路に同等にBLsが流れていることが超音波画像と誘導率により確認された. 照射位置を分岐部から離していくと, Fig.2に示すように誘導側の流路がより気泡が多く流れていることが確認された. また, $\Delta=6$ mmのときに誘導率は最大となり, それ以上の $\Delta=8, 10$ mmでは音波照射のないときの値に近づいていく傾向が見られた. この結果より, 分岐部に焦点を当てるような照射方法は誘導の最適条件ではなく, 分岐部から離れた地点に照射することで誘導したい方向への力をBLsに効率的に与えることができることが示された.

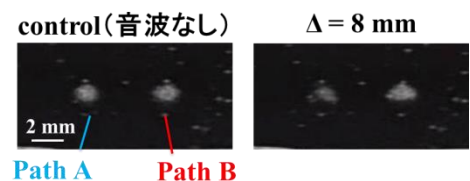


Fig.2 B-mode image of suspension flow

4. 結論

超音波画像を用いて血液中の微小気泡を観測する手法, 及び模擬血管中にブタ血液を流し, 超音波照射によるBLsの誘導を検討した. 血液中においても, 流水中と同様に微小気泡の誘導を行えることを明らかにし, 生体応用への可能性が示唆された.

参考文献

- 1) 江田ほか 生体医工学, 50(1), p138-148, 2012
- 2) K.Masuda et al.: JJAP,50, 07HF11, 2011
- 3) 丸山ほか, 薬学雑誌:Vol.127, No.5, 2007, 781-787

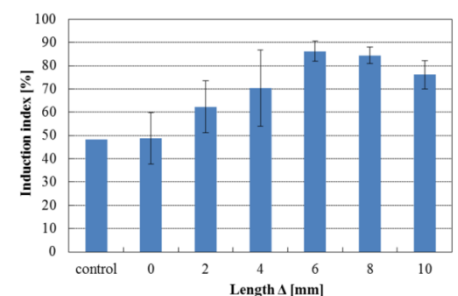


Fig. 3 Induction index versus length Δ