

心電追従した下肢電気刺激による血流促進システムの開発と基礎評価

野澤, 一真 / NOZAWA, Kazuma

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編

(巻 / Volume)

61

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

6

(発行年 / Year)

2020-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00022859>

心電追従した下肢電気刺激による 血流促進システムの開発と基礎評価

DEVELOPMENT AND BASIC EVALUATION OF A SYSTEM FOR PROMOTING BLOOD FLOW BY ELECTRICAL STIMULATION TRACKING THE ELECTROCARDIOGRAPHIC

野澤一真

Kazuma NOZAWA

指導教員 中村壮亮

法政大学大学院理工学研究科電気電子工学専攻修士課程

In recent years, people have been forced to sit for a long time in various life scenes. Sitting posture for a long time causes stagnation of the blood flow of the leg, and causes the thrombus. And, this thrombus circulates in the body, causing pulmonary thromboembolism. To overcome these problems, a method has been proposed in which electrical stimulation is applied to the muscles of the lower extremities, repeatedly contracting and relaxing, and blood pumping action is used to promote blood flow. In conventional study, the stimulation was given at a fixed cycle. On the other hand, in this study, the hypothesis that the circulation of the blood can be promoted by the stimulation in the timing in which the blood is sent to the stimulation position after the heart beats is made, and the technique for the stimulation in the timing which is linked with the heartbeat of the heart is proposed.

Key Words : electrical stimulation, blood flow, popliteal vein, DVT

1. はじめに

現代社会では、移動や職場、自宅における様々な生活場面において長時間の座位行動が常態化している [1]. また、世界 20 カ国における座位時間の調査によると日本はサウジアラビアと並び座位時間が最上位である (Fig1). 岡らの調査によると、成人の一日の覚醒時間において座位姿勢の時間が身体活動の時間の内に占める割合は約 6 割であり (Fig2), その上世界 20ヶ国における座位行動の調査では、全体の一日の総座位時間が 300 分であるのに対し、日本は 420 分と 20ヶ国の中で最も座位姿勢での時間が長いことが報告されている. このような長時間の座位姿勢に際してあげられる弊害として、癌や糖尿病、冠動脈疾患発症リスクの増加などを指摘している.

さらに、近年、移動時間増加に伴い、いわゆるエコノミークラス症候群と呼ばれている肺血栓塞栓症 (Pulmonary Thromboembolism; PTE) が増加傾向にある (Fig3). PTE は主に肺動脈に血栓が閉塞することが原因と言われ、その閉塞源の 9 割は下肢または骨盤内の静脈で形成された血栓である [2]. 特に下肢で生じる血栓は深部静脈血栓症 (Deep Vein Thrombosis; DVT) と呼ばれ、移動時や震災時に生じやすいとして社会問題に

もなっている.

現在この DVT への予防策として取られている代表例としては、圧迫ストッキングや抗凝固薬での薬物療法、間欠的空気圧迫 (Intermittent Pneumatic Compression: IPC) などが存在する. しかしながら、圧迫ストッキングはすべての患者の脚の形状に適合することが不可能である上、不適切な着用は、滲出性皮膚病変や DVT の発症リスクの増加につながる [3]. さらに、IPC は下肢を反復的に圧迫することによって静脈の血流停滞を防止するものであって現在最も有効な DVT 予防策の一つであるが、その一方で、患者の不快感、過度の熱感と腓骨神経麻痺によってその効果が減少すると報告されている [4].

近年、電気刺激療法が注目されている. 振動・熱・圧迫などの手法と比べ、大きさ・コスト・不快感の点 (Table1) で欠点が少なく、期待されている [3,5,6,7,8,9]. ここで、電気刺激を用いた研究を紹介する.

岡部ら [10] の調査では、周波数の異なる電気刺激が筋血流量へと及ぼす影響を検討しており、5Hz, 50Hz, 100Hz, の異なる低周波電気刺激を採用し、調査を行った. 結果、周波数が増加するにつれて筋疲労が生じやすく、筋肉は刺激に順応し、ポンプ作用は低下し

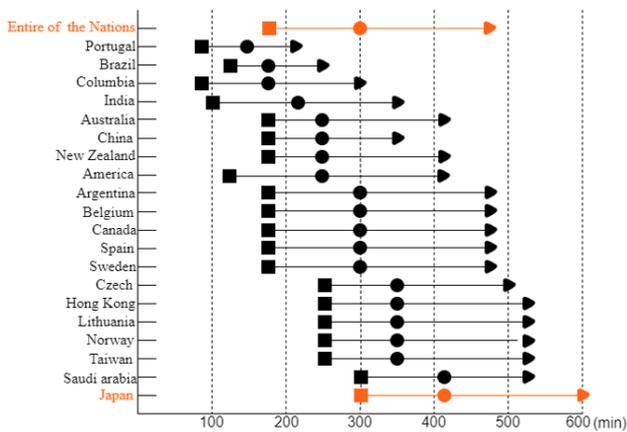


Fig.1 世界 20カ国における平日の座位行動時間 [1]

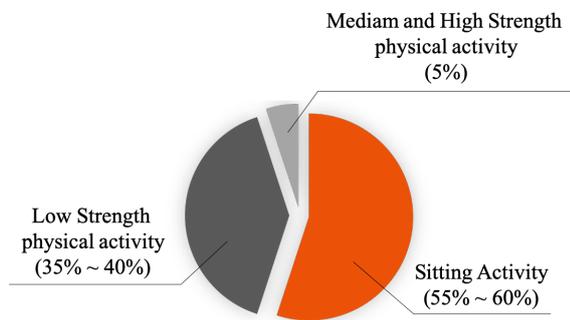


Fig.2 成人の一日の覚醒時間における各強度の身体活動および座位行動の占める割合 [1]

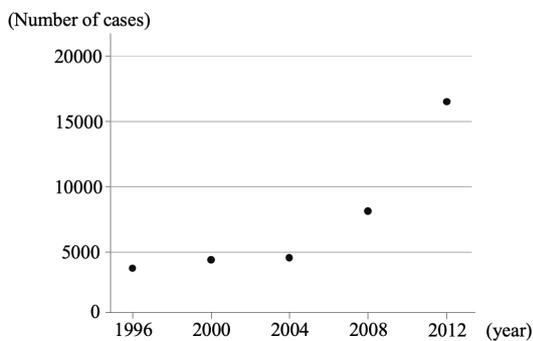


Fig.3 日本の PTE 発症数の推移 [2]

ていくため、血流の促進作用も低下した。また、電気刺激による血流促進の際には、電気刺激に対して筋疲労や順応特性を考慮した刺激パラメータを設定する必要があることを示唆している。

Griffin ら [11] は深部静脈血栓症 (Deep Vein Thrombosis: DVT) の予防策として腓腹筋への電気刺激の際の刺激間隔の最適化を検討している。結果として、毎分 2 回の最小回数の電気刺激で血流の最高速度が観察された。しかし、収縮間の 30 秒間の血液の停滞も観測された。一方で、毎分 120 回の電気刺激による最大速度では、収

縮期最大血流速度 (PSV: peaksystolic velocity) は非常に低かったが、ふくらはぎから放出された全血流通過速度 (TVF: transit time of vessel) は高かった。Griffin らは DVT 予防のための最適な刺激は異なる刺激間隔の合成であると示唆している。

YANG ら [3] の研究では電流値、パルス幅の異なる 12 種の刺激パターンにおける血流速度の変化を調査した。結果は、電流値およびパルス幅の変化による血流速度の影響が確認された。さらに、電流値とパルス幅共に大きいほど血流速度は増加するが、被験者に痛みが生じやすく、筋肉の疲労を誘発し血流速度は低下すると報告されている。

前述の通り、現代社会では長時間の座位行動が原因となった DVT や PTE の発症が問題となっている。その問題に対して現在様々な対策が講じられている。その中でも、近年、電気刺激療法による DVT 予防が注目されており、振動・熱・圧迫等の手法に比べ、欠点が少ない (Table 1)。そして、前述の関連研究では様々なパラメータを用いた電気刺激により血流を促進できるか調査が行われている。しかし、既存の研究では、電気刺激の周波数・電流値に着目しているが、電気刺激を開始させるタイミングについては議論されていなかった [3, 10, 11]。

これを受け、本研究では血流の循環メカニズムを考慮する必要があると考え、血流の始点である心臓を心電計で計測し、心電図から得られる情報を元に心電のピークと電気刺激のタイミングを同期させ、血流促進効果をさらに高める手法を提案する。本研究では、心電のピークと追従して電気刺激が可能なシステムを構築すること、そのシステムを用いて、その効果を調査することを研究目的とした。本論文では初期段階として、心電に追従可能な電気刺激装置の開発をし、基礎評価を行う。

2. 提案手法及びシステム構成

(1) システム概要

提案手法のコンセプトを Fig 4 に示す。本実験において扱うシステムの構成は 3 つに大きく分けられる。血流速度を計測し、測定データを AD 変換しデータベースへと保存する血流計測部・測定した心電を元に与える電気刺激を決める心電追従部・PC からの指令を受けてパルス波による電気刺激を行う電気刺激部である。計測・タイミング決定・電気刺激は並列処理をし、待ち時間による遅れをできる限りなくした。

(2) 血流測定部

本研究での血流計測では超音波ドップラー法を用いる。超音波ドップラー法とは、血管に対し超音波を照射し、血管内を移動している血球に反射した超音波の周波

Table 1 血流促進手法の比較 [3,5,6,7,8,9]

	Vibration	Heat	Pressure	Electrical
Size	× Big	○ Small	× Big	○ Small
Cost	× Expensive	○ Reasonable	× Expensive	○ Reasonable
Obstruction to work	× Yes	○ No	× Yes	○ No
Discomfort	○ No	× Yes	× Yes	△ Depends on the person

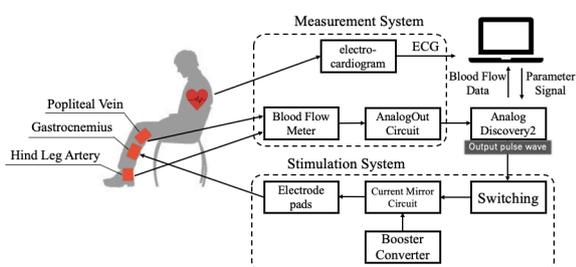


Fig.4 提案システム概要

数が血球の速度に比例するという現象を利用して血流速度を導出する速度測定方法である。この方法を用い、電気刺激を与えた際の血流速度の変化を計測した。血流の計測機器には超音波双方向血流計 SmartDop45(Hadeco製)を用いた。今回、超音波の送信周波数は膝窩動脈等の深部動・静脈の計測がしやすい5MHzとした。

本来、SmartDop45は、本体に搭載された液晶パネルで波形を観察する。しかし、本研究では長時間測定・保存し、実験後に解析する必要があるため、アナログ回路を用いて、アナログ信号をSmartDop45本体外に誘導する。アナログ回路には正電圧と負電圧が入力され、正電圧と負電圧の信号はアナログ回路によってフィルタ処理及び加算処理を行い、血流速度信号として、出力コネクタから出力される。アナログ回路から、出力された後、血流速度信号をPCで扱えるようにするために、中川ら[12]の血流速度測定システムを参考に、アナログ回路を血流計外部に接続し電圧値を取得する。この電圧値をAnalogDiscover 2(Digilent社製)を用いて血流速度へとサンプリング周波数512HzでAD変換する。AnalogDiscovery2にはSDKがあり、本研究ではPythonでAnalogDiscovery2に指令を送るプログラムを開発し、血流速度電圧を取得して、血流速度を算出する。本研究で扱う計測システムから得られる血流速度電圧 V_{flow} [V] から血流速度 v [mm/s] を求める変換式を(1)示す。

$$v = 540V_{flow} \quad (1)$$

(3) 心電追従部

心電追従部の概要をFig5に示す。心電の測定にはマルチセンサー生理計測システム NeXus-10 MARK2(Mind Media社製)を用いた。NeXusから出力された心電図と、

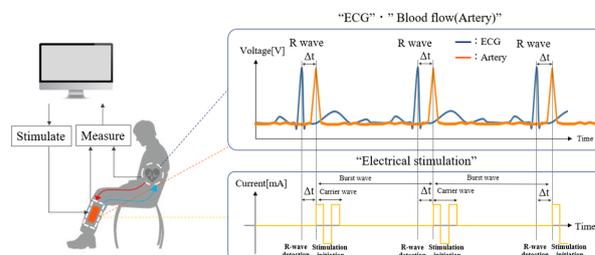


Fig.5 心電追従部

Smart-Dop45から出力された血流波形に自作のピーク検出プログラムを用いて、心電と血流のピークの到達時間をそれぞれ求め、心臓から膝窩動脈に血流が流れていくまでの時間遅れを調査する。心電のピーク(R波)を検知してから、この時間遅れを考慮した刺激が可能なシステムを構築した。

(4) 電気刺激部

本研究では、筋収縮を起こすための電気刺激を発生させるために、自作の電気刺激装置を用いた。本研究で用いた電気刺激生成回路をFig6に示す。この回路は梶本ら[13]の研究で用いている回路を本研究で用いる波形を出力できるように改良をした。

電気刺激生成回路(Fig6)、昇圧回路、DAコンバータ(AnalogDiscovery2)を用いることにより、PCで入力したパラメータの電気刺激を発生させ、電極(iStim社製)を添付した部位を刺激する。電気刺激の電流値と周波数をPCから操作できるように、Fig6の電気刺激生成回路の入力には血流計と同様、AnalogDiscovery2を使用し、Pythonで電流値と周波数を変更が可能な設計をした。PCから出力するパルス波のバースト周波数、キャリア周波数、電圧値を入力し、AnalogDiscover2からは指定の電圧値でバースト波とキャリア波の二つのパルス波が出力され、Fig6の単極双投スイッチ(SPDT)へと入力される。SPDTではキャリア波の出力のON/OFFがバースト波の周期で切り替わり、これにより指定の刺激波形の生成が可能である。

電気刺激生成回路は定電流回路・カレントミラー回路に大きく分けられる。生体に電流を流すために、定電流回路で定電圧源から定電流源に変換し、 R_2 に流れる電流をコピーし、カレントミラーで昇圧し、 I_0 に同

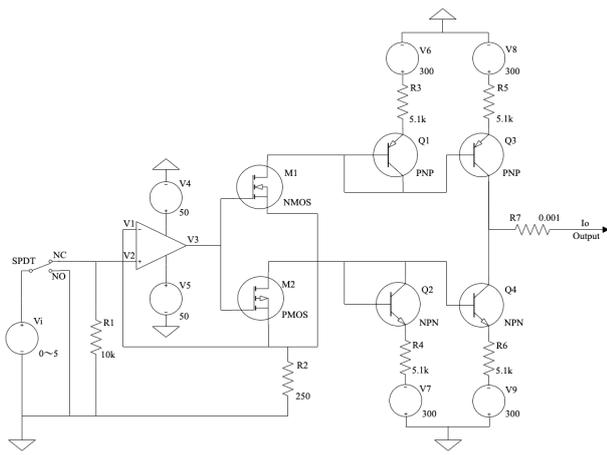


Fig.6 電気刺激生成回路

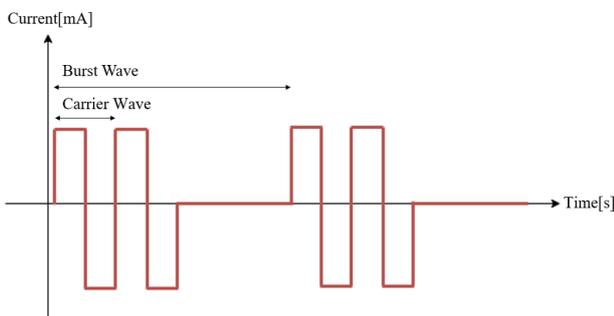


Fig.7 刺激波形

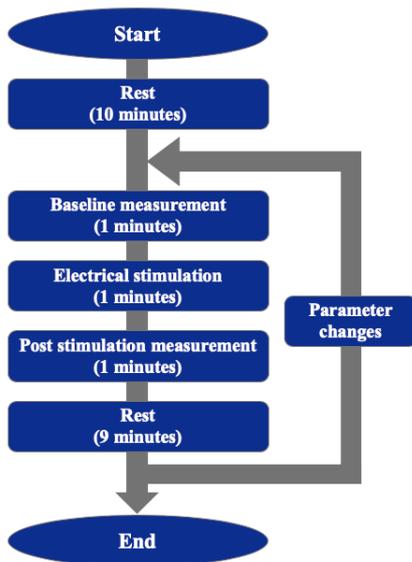


Fig.8 実験順序

じ値の電流を流し、電極から筋肉に対し指定のパルス波を与える。

単極双投スイッチ (SPDT) が NC に信号が入力される
とき、 $V_2 = V_i$ より、出力 I_o は

$$I_o = \frac{V_i}{R_2} \quad (2)$$

となる。

本実験で扱うパルス波の概形を Fig7 に示す。本実験にて被験者に対して与える電気刺激波形は、正電圧と負電圧から成る、二相性のパルス波である。先行研究における電気刺激波形は負電圧を含まない単相性の波形のものが多いが、単相性パルス波による刺激の問題点として、刺激箇所の炎症の恐れがあげられる [14]。一方向のみの電流を流すと、皮膚と電極の分極現象によって荷電イオンの偏りが生じ、皮膚に炎症を生じやすく、組織損傷を引き起こしやすい。一方、二相性パルス波での刺激では負電流も含むことで荷電イオンの運動がなく、皮膚刺激・損傷を最小にし、炎症のリスクを抑えることが可能である [15]。本研究の目標は最適かつ快適な電気刺激の実現であるため、炎症の起きにくい二相性パルス波による刺激を採用した。

生体への刺激は電極パッド (iStim 社製 EV-804 電極パッド) を用いた。Fig6 の電気刺激生成回路の Output と GND に電極をそれぞれ繋ぎ、腓腹筋を挟むように付けた。

3. 心電追従実験

(1) 実験環境及び条件

本研究では気温の差による影響を除くために室温は $24.0 \pm 1.0^\circ\text{C}$ に設定した。また、被験者の服装は下肢を締め付けないように軽装 (ハーフパンツ) とした。被験者の条件として、神経筋系障害の病歴・血行障害・下肢損傷がある者、実験前 8 週間以内の献血を行った者、喫煙者を除外し、被験者は 2 名で実験を行った。実験前 12 時間はカフェインの摂取を避け、心電追従実験時は伏臥位の状態を保ち、膝窩静脈、後脛骨動脈の血流を測定した。室温は統一し、被験者には足を動かさないこと、深呼吸しないことを注意してもらった。本実験は法政大学大学院スポーツ健康学部倫理委員会の承認を得た上で、被験者には書面による同意を得た。

(2) 刺激条件及び実験手順

本実験で使用した電気刺激パラメータについて述べる。電流値は 1~10mA のうち、被験者が痛みを感じない範囲での最大電流値、キャリア周波数は 1500Hz 一定とした。R 波を 1 回検知後の刺激時間 (ontime) は 0.3s に固定した。健康な成人であれば、RRI は 600ms を下回ることはない。関連研究 [15] より、ontime(刺激時間) は offtime(刺激をしない時間) より、短い方が血流の促進がしやすいことから、RRI の半分よりも短い時間を ontime とした。今後、キャリア周波数と ontime もさらに最適なパラメータを検討する余地はあるが今後の課題とする。また、バースト波の刺激タイミングは R 波検知時間のタイミングに遅れ ($\Delta t + \alpha$) をもたせた。バースト波の遅れパラメータには以下の 3 種類を用いた。

Table 2 実験結果 (ベースラインと比較した刺激後の平均血流速度の増加率)

Subjects	nth time	Measurement points	Constant	$\Delta t - 1.5\sigma$	Δt	$\Delta t + 1.5\sigma$
A	1	Artery	1.08	0.87	0.88	0.92
		Vein	0.96	1.30	1.08	1.03
	2	Artery	1.10	0.45	1.39	0.89
		Vein	0.92	1.02	0.95	1.01
	3	Artery	0.88	1.09	0.90	1.61
		Vein	0.97	1.02	0.96	0.98
	4	Artery	0.99	0.73	1.23	1.03
		Vein	0.96	1.30	1.08	1.03
B	1	Artery	0.86	0.94	1.01	1.10
		Vein	1.02	1.31	0.92	1.10
	2	Artery	0.96	6.68	0.87	0.92
		Vein	1.44	1.51	1.12	0.92
	3	Artery	0.96	1.01	1.00	1.01
		Vein	0.62	1.05	0.87	1.83
	4	Artery	1.09	1.08	0.95	1.01
		Vein	1.29	1.74	0.68	0.85

Table 3 実験環境

Temperature	23.7 ± 0.9 °C
Atmospheric pressure	1022 ± 6.0 hPa
Humidity	29.5 ± 7.2 %

パラメータ 1: $\Delta t - 1.5\sigma$ ($\alpha = -1.5\sigma$)

パラメータ 2: Δt ($\alpha = 0$)

パラメータ 3: $\Delta t + 1.5\sigma$ ($\alpha = 1.5\sigma$)

パラメータの Δt は心電と膝窩動脈のピーク時間の差、 α は心電と膝窩動脈のピーク時間の差の標準偏差 σ を用いて導出した値である。予備実験より、日によって Δt が違う場合があったため、刺激実験前に心電と膝窩動脈を3分間とり、 Δt と σ を毎回、算出した。また、上記の遅れパラメータの有効性を確認するため、比較対象として以下のパラメータ 4 でも実験を行った。

パラメータ 4: 一定周期のバースト周波数 (3分間測定時の平均 RRI の逆数)

以上、4つのパラメータの電気刺激を1日で行った。なお、パラメータの順番による影響が出ないように各実験日ごとに刺激を与える順番の変更を行った。

次に、実験の手順について述べる。1日の実験フローを Fig8 に示す。 Δt と σ を求めるために、心電と膝窩動脈の同時測定後、被験者にはそのままベッドの上で安静状態を10分間保ってもらった。血流が安定後、被験者の後脛骨動脈、膝窩静脈上にプローブを設置し、後脛骨動脈の血流と膝窩静脈の血流を測定できる状態に機器をセットした。また、同時に心電を計測するため、

NeXus の電極を腕につけた。準備完了後、1分間刺激を与えずに血流のベースラインを測定、その後、1分間電気刺激を行いながら血流を測定、刺激終了後、安静状態を保ちながら1分間血流を測定し、遅れパラメータ1種につき合計3分間血流測定を行った。1つのパラメータの計測が終了後、パラメータの変更を行い、3分間の血流測定を1つ目のパラメータ計測と同様の手順で行った。これを4つのパラメータの計測が完了するまで繰り返し、実験を完了とした。この実験を被験者2名につき1日1回、4日間、計4回行った。

(3) 評価方法

本実験における血流の評価には、各実験ごとに安静時 (ベースライン) から刺激後の平均血流速度の増加率を算出した。

(4) 実験結果及び考察

今回の心電追従実験では被験者 A と B 共に許容できる電流値が 7mA であった。実験結果 (ベースラインと比較した刺激後の平均血流速度の増加率) を Table2 に示す。また、実験時の環境を Table3 に示す。

刺激前と刺激後の血流速度を比較する。血流速度が速くなった回数が最も多いのは遅れパラメータ 1 ($\Delta t - 1.5\sigma$) であった。また、2番目に多かったのはパラメータ 3 ($\Delta t + 1.5\sigma$) であり、パラメータ 4 (一定周期のバースト周波数) は血流速度の減少が多くみられた。この結果は電気刺激を与えるタイミングは膝窩動脈のピークが到達するより、早くすることにより、血流促進効果が高まる可能性があることが示唆される。

4. 結論

本研究では、血流の始点である心臓の周期や鼓動のタイミングを考慮した刺激をすることで血流促進効果が高めることができる、という仮説を立て、心電に追従した電気刺激を用いた新しい血流促進手法を提案した。そして、その仮説を検証するために心電を追従することが可能な電気刺激による血流促進システムの開発をし、その基礎評価を行った。

心電追従実験では動脈のピークが到達するより早いタイミングで刺激することが血流促進効果が最も高い結果となった。一方で、心電に追従しない一定周期の血流促進効果は他のパラメータと比べると血流速度が増加する結果が少なく、心電に追従して刺激する方が血流促進効果が高い可能性が示唆された。

今後はパラメータ数や被験者を増やし、個人間でのデータのばらつき(個人間変動)を調査する必要がある。さらに、刺激する時間(ontime)や電極の貼付位置等も最適なもの調査し、本研究のシステムに加えることでさらなる血流促進が期待される。

謝辞: 本研究を遂行するにあたり、中村壮亮准教授には研究へ取り組む姿勢のご指導や研究の正しい方向性を示して頂きました。大学ならではの自由な発想のもとでの研究の喜びや厳しさを教えて頂いたことは、私の人生において大きな糧となりました。また、実験の際に被験者を快く引き受けてくださりました方々に感謝申し上げます。最後に、私の学費を捻出してくれた両親に深い感謝の意を送りたいと思います。

参考文献

- [1] 岡 浩一郎, 杉山岳巴, 井上茂, 柴田愛, 石井香織, Neville OWEN, "座位行動の科学—行動疫学の枠組みの応用—", 日本健康教育学会, Vol21, No2, pp.142-153, 2013.
- [2] 伊藤正明, 池田正孝, 石橋宏之, 他, "肺血栓塞栓症および深部静脈血栓症の診断, 治療, 予防に関するガイドライン(2017年改訂版)", 2018.
- [3] YANG Shun-gang, Gong Xia, WEI Sheng-kai, GU Xin-feng, SHI Jeremy, JIANG Chuan, WAN Da-qian, WANG Jin-wu, DAI Ke-rong, YAN Mengning, "A Hemodynamic Study of the Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation on Enhancing Popliteal Venous Flow", J. Shanghai Jiaotong Univ., Vol.19, No.6, pp. 706-711, 2014.
- [4] MarkMark I.FroimsonMD, MBATrevor G.Murray MDAlice, F.FazekasPA-C, "VenousThromboembolicDisease Reduction With a Portable Pneumatic Compression Device", The Journal of Arthroplasty, Vol.24, No.2, pp.310-316, 2009.
- [5] James Czyrny, Jack Hirsh, "Electrical Foot Stimulation and Implications for the Prevention of Venous Thromboembolic Disease", Thrombosis and Haemostasis, Vol,88, pp.200-204, 2002.
- [6] Julian M. Stewart, Carol Karman, Leslie D. Montgomery, Kenneth J. McLeod, "Plantar vibration improves leg fluid flow in perimenopausal women", アメリカ生理学会, vol.288 Issue3, p.623-629, 2005.
- [7] 佐藤克成, 水口さやか, "足首への局所的な温度刺激による血流促進と運動支援", 計測自動制御学会論文誌, Vol.53, No.3, pp. 244-250, 2017.
- [8] 磐田博英, 平井正文, 深崎直規, 錦見尚道, 古森公浩, "深部静脈血栓症予防に対する間欠的空気圧迫法の効果", 脈管学, vol.45, p607-612, 2005.
- [9] 漆原美香, 福田岳彦, 寺阪澄孝, 三井和幸, "EHD現象を応用したエコノミークラス症候群予防のための脚部圧迫装置の開発", 精密工学会秋季大会, pp.978-979, 2011.
- [10] 岡部孝生, 宅間豊, 宮本祥子, 井上佳和, 宮本謙三, 竹林秀晃, "低周波電気刺激が筋血液量および酸素化動態に及ぼす影響", 土佐リハビリテーションジャーナル, No.1, pp.19-25, 2011.
- [11] M.Griffin, A.N.Nicolaidis, D.Bond, G.Geroulakos, E.Kalodiki, "The Efficacy of a New Stimulation Technology to Increase Venous Flow and Prevent Venous Stasis", European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol.40, No6, pp766-771, 2010.
- [12] 中川 雄樹, "循環制御に向けた血行動態波形計測", 大阪大学大学院基礎工学研究科博士論文, 2018.
- [13] 梶本 裕之, "触原色原理に基づく電気触覚ディスプレイ", 東京大学大学院情報理工学系研究科博士論文, 2004.
- [14] 篠原 英記, 鶴見 隆正(2000), "物理療法", 三和書店.
- [15] 渡部 幸司, 長岡 正範, "リハビリテーションにおける電気刺激療法の展望", 順天堂医学, Vol.56, No.1, pp29-36, 2010.