

早稲田大学審査学位論文
博士（人間科学）

リハビリテーション場面における利用拡大に向けた
モバイル端末を用いた
低コスト簡易筋電計の開発
Development of
Simple Low-Cost Electromyography System
Using Mobile Device for Practical Utilization
in Rehabilitation Field

2019年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科
鈴木 里砂
SUZUKI, Risa

研究指導教員： 村岡 慶裕 教授

目次

1. 研究背景	1
1.1 表面筋電図のリハビリテーションでの必要性	5
1.1.1 計測器としての表面筋電計	5
1.1.2 治療機器としての表面筋電計	6
1.2 筋電計の普及に対する阻害因子	9
1.3 問題解決手段	14
2. 本研究の目的	16
3. 本論文の構成	17
4. 低コスト教育用筋電計製作キットの開発	18
4.1 各種スマートフォンを使用した低コスト簡易筋電計	18
4.2 筋電アンプ回路	19
4.3 各種モバイル端末における動作確認試験	21
4.3.1 各種モバイル端末における動作確認試験結果	23
4.3.2 各種モバイル端末における動作確認試験結果の考察	25
4.4 各種モバイル端末に対応した低コスト簡易筋電計の性能試験	28
4.4.1 性能試験結果	30
4.4.2 性能試験結果の考察	31
4.5 教育用簡易製作キットの作成	33
5. 医療応用の可能性	37
5.1 低コスト簡易筋電計の臨床場面への応用	37
5.2 運動器疾患患者のホームプログラム装置としての応用	38
5.2.1 ホームプログラム装置としての応用実験方法	39
5.2.2 ホームプログラム装置としての応用結果	42
5.2.3 ホームプログラム装置としての応用結果の考察	44
5.3 低コスト簡易筋電計の脳卒中片麻痺患者への応用	45
5.3.1 脳卒中片麻痺患者の歩行訓練前後の装置利用の評価	46
5.3.2 EMG-BF 前後の装置利用の評価結果	48
5.3.3 EMG-BF 前後の装置利用の評価結果考察	52
5.4 臨床現場での移動動作時の装置利用の操作性向上	53
5.5 スマートフォン利用低コスト簡易筋電計 wireless 化	54
5.5.1 wireless 化したスマートフォン利用低コスト簡易筋電計性能試験	58
5.5.2 wireless 化したスマートフォン利用低コスト簡易筋電計性能試験結果	62
5.5.3 wireless 化したスマートフォン利用低コスト簡易筋電計性能試験の考察	64
5.6 PC 利用の低コスト簡易筋電計の wireless 化	66
5.6.1 wireless 化した PC 利用低コスト簡易筋電計性能試験	58
5.6.2 wireless 化した PC 利用低コスト簡易筋電計性能試験結果	69
5.7 Wireless 化 PC 利用低コスト簡易筋電計の患者移動時の計測への応用	71
5.7.1 Wireless 化 PC 利用低コスト簡易筋電計の患者移動時 EMG 計測実験	71
5.7.2 Wireless 化 PC 利用低コスト簡易筋電計の患者移動時 EMG 計測実験結果	72
5.8 PC 利用低コスト簡易筋電計の wireless 化の考察	73
6. 教育応用の可能性	77
6.1 療法士養成校での製作実験とその効果	77
6.1.1 療法士養成校での製作実験方法	78
6.1.2 療法士養成校での製作実験結果	81
6.1.3 療法士養成校での製作実験考察	83

7. 低コスト簡易筋電計の利用拡大による影響	86
7.1 教育場面の低コスト簡易筋電計導入による影響	86
7.2 臨床場面の低コスト簡易筋電計導入による影響	88
8. 本研究の総括と今後の展望	92
引用・参考文献	96
博士課程在籍中の発表論文・論文集	107
謝辞	108
参考資料	109

1. 研究背景

リハビリテーションの定義は，国連・障害者世界行動計画（1982年）[1]によれば，“身体的，精神的，また社会的に最も適した機能水準の達成を可能とすることによって，各個人が自らの人生を変革していくための手段を提供していくことを目指し，かつ時間を限定したプロセスである．”¹とされている．リハビリテーションには，身体的リハビリテーション，職業的リハビリテーションなど，人間的復権に関わるあらゆるリハビリテーションがあるが，本研究では，主に，身体的リハビリテーション（以下，リハビリテーション）に関連する事柄に言及する．

脳血管障害などの神経系疾患，骨折や変形性関節症などの運動器疾患，末梢神経障害などの運動機能障害や感覚障害を呈する疾病による病態は，基本動作能力低下や日常生活動作能力低下を生じ，Quality of life（QOL）を大きく低下させる．これらの疾病により各種の障害を呈した後は，理学療法や作業療法といったリハビリテーションを受けながら動作能力を向上させるトレーニングを実施し，社会復帰を目指していくことが多い．理学療法とは，「理学療法士及び作業療法士法」第2条[2]において，“身体に障害のある者に対し，主としてその基本的動作能力の回復を図るため，治療体操その他の運動を行なわせ，及び電気刺激，マッサージ，温熱その他の物理的手段を加えることをいう”とされ，また，“作業療法とは，身体又は精神に障害のある者に対し，主としてその応用的動作能力又は社会的適応能力の回復を

¹障害者に関する世界行動計画：（障害保健福祉研究情報システム <http://www.dinf.ne.jp/doc/japanese/intl/un/unpwd/po56po91.html>）を参考にしたものである．（参照日 2018.07.03）．

図るため、手芸、工作その他の作業を行なわせることをいう”²と定義されている。本研究においては、主に動作に対する身体的リハビリテーションを促進するための筋電計の利用を論点としているため、主に立ち上がりや歩行を含む基本的動作能力の回復に対する理学療法のアプローチの観点から論述する。

基本的動作能力が障害される運動機能障害に対する理学療法のアプローチには、筋力増強訓練や関節可動域訓練、基本動作練習、神経筋促通法など多くの手法があり、対象者の運動機能障害の程度や、その種類により、適用となる理学療法の手段を医師が処方し、担当療法士が実行する。また、担当療法士が対象者の身体機能を経時的に評価し、療法士以外の多様な医療福祉専門職が属するリハビリテーションチームに情報提供することが必要である。

脳卒中等の中枢神経系の疾患後の運動機能障害に対する理学療法の大半は、筋力低下や運動麻痺を呈した筋を協調的に働かせるための、神経筋再教育を目的としたものである。また、運動器疾患後の理学療法では、筋力向上を目的とした筋力増強訓練を行うことが多い。また、一度、なんらかの原因で身体運動を実施することが出来なくなり、投薬や治療の結果、一つ一つの器官が修復したとしても、身体運動全体としての運動学習が成されなければ、協調性を持った円滑な運動を実施することが出来ない。人間の運動は、大脳皮質運動野からのインパルスが最終的に末梢の筋の収縮という形で発揮される。リハビリテー

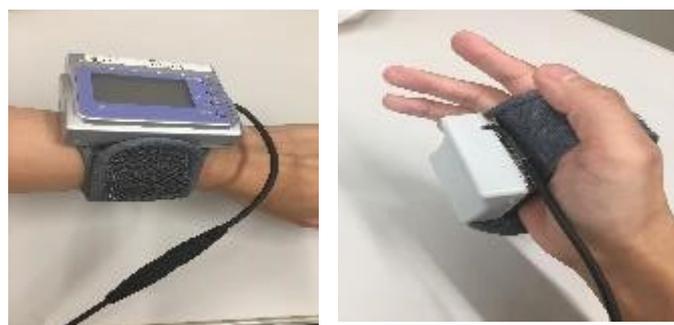
²理学療法士及び作業療法士法(昭和四十年六月二十九日法律第百三十七号)：(厚生労働省 <https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000168998.pdf>) を引用したものである。(参照日 2018.07.03)。

ションでは，中枢神経系の脳に直接アプローチするにせよ，末梢の筋や末梢神経にアプローチするにせよ，目的とする筋がどのタイミングで，どの程度の筋出力を発揮できているかを医師や療法士が測定する必要があり，理学療法前後の筋出力を測定することによって，その効果判定や，治療方針の決定を円滑に行うことが可能となる．

筋出力を測定する手段としては，1) パフォーマンスを測定するもの，2) 筋電位を測定するものの2種類に分類できる．1) については，トルクマシーン(図1)や Hand Held Dynamometer (以下，HHD) (図2)といった機器を利用し，関節運動時のモーメント(トルク)を測定する方法や，Manual Muscle Testing (以下，MMT) という対象者に関節運動をさせる際に検査者が徒手による抵抗を加え，その抵抗に抗して運動を行う際に検査者が主観的に受けた抵抗感によって7段階(1，2，2+，3，3+，4，5)の順序尺度を用いて段階付けするものがある．



図 1. トルクマシーン BIODEX
(酒井医療株式会社 HP[3]より引用)



データ表示部

フォースプレート部

図 2. ハンドヘルドダイナモメータ
 μ TAS F-1 (アニマ株式会社)

トルクマシンは、大型で携帯が困難であるため、研究目的で使用されることが多く、日常的な臨床場面で測定データを計測したり共有したりすることは困難である。HHD は、携帯可能であり簡便に測定できるが、徒手にて装置を身体に当てるため、その再現性は妥当性に欠けるとされている。そこで、平澤ら[4]は HHD と固定ベルトを併用することで膝伸展筋の等尺性筋力値をトルクマシン機器と比較検討し測定妥当性を示している。また、神谷らの報告[5]では、自家製の装置を HHD と併用することで測定妥当性を高めている。しかしながら、パフォーマンスにより筋出力を測定する HHD による測定方法は、複数の筋群が関節運動に関わっているため、神経筋再教育や筋力増強を行いたい目的の筋のみを抽出して、その筋出力を測定することは困難であり、実際にパフォーマンスの際に目的筋が活動しているかは不明である。

また、徒手による筋力測定を行う MMT は、検査者の主観で判断するため、客観的な評価とはならないといった問題がある。北川らの報告[6]によれば、MMT3+以上の測定では、検査者の主観の影響が大きい。そのため、客観的な機器を用いた測定法を併用すべきであると述べている。

2) の筋電位を測定するものについては、筋電計測によるものが主である。この方法では、目的筋を直接測定するため、神経筋再教育、筋力増強を行いたい際の目的とする筋そのものの活動を確認し、筋の出力を計測したい場合は筋電計による測定が適切と考えられる。

1.1 表面筋電図のリハビリテーションでの必要性

1.1.1 計測器としての表面筋電計

表面筋電図は，体表上に貼り付けた金属電極やパッド状ゲル電極により，対象筋の活動を感知するものである．利点としては身体への侵襲がほとんどなく，利用に際しての免許等も必要ないため，誰でも使用可能ということである．表面筋電図の簡便さにより，臨床において実用的であると考えられ，リハビリテーション分野において運動や動作の解析にも，表面筋電図が利用されることが多い[7][8]．一つの脊髄運動ニューロンと幾つかの筋線維で運動単位（Motor Unit）が構成されているが，筋電位は，脊髄の運動ニューロンに支配されている幾つかの筋線維から神経筋接合部に神経インパルスが到達すると，神経伝達物質のアセチルコリンが遊離され，これが引き金となり神経と筋の接合する膜に興奮を生じさせる．これは，脱分極と呼ばれ，安静時の $-60-90\text{mV}$ から急速に筋細胞内部は $30-50\text{mV}$ となる．この際の電位変化を筋活動電位といい，この電位を記録したものが筋電図である．導出された筋電位は $0.01-10\text{mV}$ と微小であり，増幅器を利用して増幅し可視化する[9]．

筋電位を計測する筋電計は，これまで医療者側の診断に関わる計測機器の要素が強いものであった．診断（評価）的利用としては，患者の神経損傷の程度を検査し，診断目的や，筋活動の指標として筋電位の大きさを把握するための検査手段として筋電図検査が用いられることが多い．この筋電図検査によって，リハビリテーション実施前後の効果判定も行うことが可能となる．

1.1.2 治療機器としての表面筋電計

表面筋電計は，診断的利用としてだけでなく，治療機器としても利用される．運動学習の観点からは，対象者自身が，自らの筋出力がどの程度かを知ることは，誤差学習を行う上で非常に重要である．また，療法士が運動療法実施時に，対象者の筋出力を客観的な数値で把握することで，回復の程度や運動学習過程を知り，リハビリテーションチーム内の連携に役立てることが可能となる．さらに，対象者と療法士の間での共通言語として，筋電計を利用することも必要である．1960年代に Basmajian[10]は，筋に直接挿入した針電極から記録された筋電位活動をオシロスコープ上に表示し，被験者がその筋活動を注視することによって，単一の運動単位を個別に活動させることが可能であることを報告した．Basmajian の報告以降，この手法は筋電図バイオフィードバック（以下，EMG-BF）療法として広まり，さらに針電極よりも日常的に簡易に利用できる表面電極に入れ替わり，利用されるようになった[11]．EMG-BF 療法は，動作時の筋電位を視覚的・聴覚的に確認し，それに基づき自ら運動を調整・制御することで運動学習を促進，運動機能を回復させようとするものであり，運動学習を促進するツールとして，筋電図を視覚的，聴覚的バイオフィードバックに用いる EMG-BF も理学療法アプローチの 1 手法となっている．才藤は，EMG-BF を運動学習のフィードバックを強調した重要な一戦術である[12]と述べており，神経筋疾患での重要な治療法の一つとされている．

脳卒中片麻痺患者に対する EMG-BF 療法の効果についての研究報告は散見される．Doğan-Aslan ら[13]は，20名の脳卒中片麻痺患者に対して3週間の手関節屈筋群の痙縮を緩和させる EMG-BF を週5回，1日

20分実施し、コントロール群と比較して筋緊張と運動麻痺のスコアが有意に改善したことを示している。また、脳卒中患者の下肢に対するEMG-BFでは、Intisoら[14]が、コントロール群と比較し、8名の患者においてEMG-BFは歩行中の下垂足が遊脚期で有意に減少したことを報告している。また、EMG-BF装置を用いることにより、歩行中の筋再教育や運動学習への効果[15][16][17]や、トレッドミル歩行訓練との併用で、歩行速度、ストライド長の有意な改善[18]があったとの報告もある。脳卒中後の下肢機能に対するEMG-BFの効果に関するメタアナリシスを実施したMorelandら[19]は、従来の治療に加えてEMG-BFを実施することが、脳卒中患者の足関節背屈筋力の増強には有効であることを示している。また、足関節可動域や歩行中のストライド改善には不十分な結果であったものの、統計学的には有意でないが、EMG-BFは歩行中の足関節可動域の改善や歩行スピード、歩容の質を上げる可能性があり、より大規模なさらなる研究報告が必要と述べている。本邦においては海外より研究報告は少ないが、甲田ら[20]は、脳卒中片麻痺患者の歩行前後で麻痺側前脛骨筋、長腓骨筋、中殿筋に対し、EMG-BFを用いて、歩行時の麻痺側の振り出しと股関節、膝関節の関節可動範囲が改善され、歩幅の対称性が向上し、また、介入前後の心理状態も改善され、抑うつ傾向が軽減したと報告している。また、日本脳卒中学会脳卒中ガイドライン2015[21]において、歩行障害におけるリハビリテーションに対しては、EMG-BFは歩行の改善、足関節背屈の改善に効果があり（レベル1）、また反張膝にも効果があるとの記載があり、リハビリテーションでの推奨レベルはグレードBとなっている。このグレードBは、脳卒中のrecommendation

grade に関する脳卒中ガイドライン委員会の分類（2015）[18]によると、5段階のグレードのうち“行うよう勧められる”ものであり、推奨グレードの上位2番目である。脳卒中患者においては、10m最大歩行速度が高いほど、ADL能力が向上する傾向があると報告されており[22]、EMG-BF療法を脳卒中片麻痺患者の歩行訓練に組み込むことで、患者の歩行能力の改善、ADL能力の向上が期待できることが予測される。また、脳卒中片麻痺患者に限らず、歩行能力の向上は移動の自立と密接であるため、下肢の運動障害を有する患者の日常生活動作（以下、ADL）の改善に大きな影響を与える要因である。

運動器疾患患者に対しては、海外では多くの研究報告がなされているが、Holtermannら[23]が、選択的に収縮させることが困難な肩甲帯周囲筋を対象として、EMG-BFを利用し、患者がこれらの筋の選択的収縮を学習し、筋のインバランスの改善に成功したと報告している。また、女性の尿漏れ改善目的にて骨盤底筋群に対する選択的な筋収縮をコントロールするトレーニングとしてEMG-BFの効果を検討したメタアナリシスの報告もある[24]。筋収縮を生じさせるだけでなく、制御するという点では、頸部痛や肩関節痛の改善に脊髄損傷患者に対してEMG-BFによって筋緊張緩和が可能であり疼痛が改善したとの報告[25]もある。本邦においては、人工膝関節置換後の患者に対して、EMG-BF療法が非常に有用であると示されており[26]、運動器疾患患者に対しても、単なる筋力増強というよりは、筋出力の制御能力の学習にEMG-BFが使用可能であることが報告されている。

歯科分野においては、1990年代より、咬合時の咀嚼筋、咬筋の咬合力の測定に筋電図測定を利用しようとする動きがある[27][28]。

そして、咬合力が筋電図により測定できることを利用し、噛み締め症候群といった日常的に咬合力のコントロールがうまく出来ない症例に対し、咀嚼筋に対して EMG-BF を実施し、短期的、長期的な効果についての報告が認められる [29] [30] [31].

その他にも、精神的な要因が大きく、決定的な治療法がないとされていた書痙と呼ばれる書字の際に筋緊張が亢進し、振戦や硬直によって文字を書くことが出来ない疾患に対して、EMG-BF の効果があったとの報告 [32] や、同様に、心身症に近いとされていた斜頸や嚙下障害に対しての効果も示されている [33] [34]. このように遠位末梢の筋出力の制御をすることで、筋活動の促通と制御を行う EMG-BF の効果については、疾患や病期を問わず適応が示されているが、本邦においては、シングルケースの症例報告や、小規模の研究報告が散見されているに過ぎず、また一般的にも、EMG-BF に使用される機器が流通しているとは言えないのが現状である.

1.2 筋電計の普及に対する阻害因子

現在、本邦のリハビリテーション場面で利用されている筋電計は、病院、診療所に設置されている市販の筋電計が大半である。それらの機器の価格帯は、数十万から数百万円であり、各施設は 1 台保有できるか否かの状況である。代表的な筋電計には、ニューロパック MEB シリーズ（日本光電社製） [35]（図 3）、ホルター筋電図 ME3000（ThoughtTechnology 社製） [36]（図 4）、MyoTRACE400（Noraxon U.S.A 社製） [37]（図 5）などがある。ニューロパック MEB シリーズは、6 チャンネルから 12 チャンネルの筋電計を備えており、本邦で

は医師の筋電図を用いた神経筋の機能診断に、よく使用されている。価格帯は 800-1000 万円であり、かなり高価格である。ホルター筋電図 ME3000 は 2 チャンネルの筋電計であるが、筋電計の中では低価格に分類され、その価格は約 100 万円である。さらに、MyoTRACE400 は、多機能筋電図バイオフィードバック訓練装置であり、価格は約 60 万円である（2018 年 6 月 11 日現在）。これらの価格帯を鑑みると、医療機器としては MyoTRACE400 のように比較的低価格のものもあるが、日常的に一般の利用者が利用する機器と考えると高額であることは否めない。また、これらの機器の消耗品であるコード類についても、1 本 10 万円といった高額な価格が設定されており、故障した際に療法士が対応できない現状にある。

また、日本リハビリテーション医学会の研修施設 453 施設を対象とし、研修施設に備えるべき運動療法機器を提案するためにアンケート



図 3. 筋電図・誘発電位検査装置 MEB-2300 ニューロパック X1（日本光電）[35]より引用。



図 4. ホルター筋電図 ME3000 (ThoughtTechnology 社製) [36]より引用。



図 5 . MyoTRACE400. (Noraxon
U.S.A 社製) [37]より引用.

調査を実施した越智ら（2008）の「運動療法機器・作業療法機器の使用頻度およびその効果」に関する報告[38]によれば，計測評価機器の中で，研修施設の保有の筋電計は約 45%と所有率が低く，使用頻度も低かった．血中酸素濃度を測定するパルスオキシメータの 90%と比較すると臨床現場での所有，使用の制限が認められた．また，運動療法機器では，バイオフィードバックシステムの施設所有率は 33%であった．しかしながら，機器購入希望率は調査対象の運動療法機器 26 機器の中でもっとも高く，臨床での購入要望は高いが，高額であるため，導入が遅れている機器であると予想された．これは，日常的な理学療法・作業療法の場面における患者，利用者の筋出力の評価ツール機器としても，筋電図バイオフィードバック療法の機器としても，現状では日常的に臨床上で筋電計を用いられることは非常に少なく

[39][40], 残念ながら患者・利用者, 療法士の両者において, 利用機会が限定されたものとなっていることを示している. 日本におけるバイオフィードバック療法用筋電計は, 1990年代に, 慶應義塾大学月が瀬リハビリテーションセンターにて開発された筋電位を聴覚によりフィードバックする装置 (KR-1MYOMETER) が始まりであった (図 6). 当時の価格は約 10 万円であり, 完売したが, その後バイオフィードバック療法が日本において広まることはなかった.

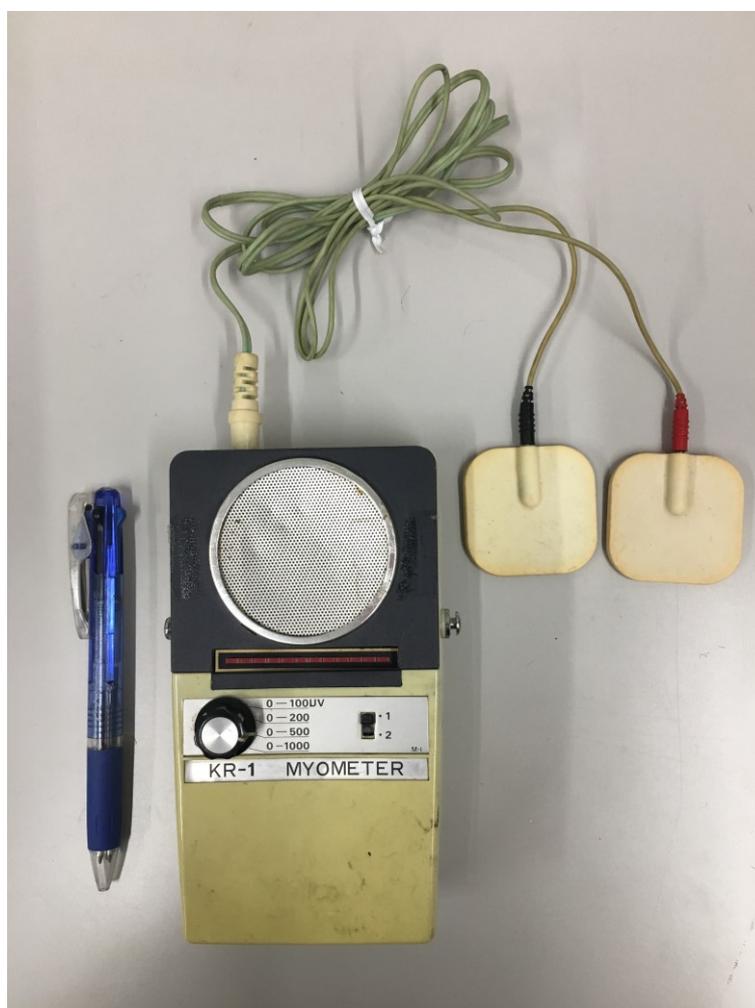


図 6. KR-1MYOMETER.

(発売元:株式会社江松, 製造元:三栄メデイス株式会社)

稲森らは，“わが国におけるバイオフィードバック研究”の報告 [41]の中で，専門家に対するアンケート結果をまとめている．バイオフィードバック機器の家庭利用については，97名中の専門家のうち21名が条件に関わらず“結構である”（とくに条件はなくとも家庭利用は構わない）しており，専門家の指導の下であれば，どの条件つきでは56名が賛成している．また，臨床応用における種々あるフィードバック手法の中で，最も多く使用されているのも，支持されているのも筋電図を利用したものであった．

また，リハビリテーションに携わる療法士養成校の教育現場においても，筋電図バイオフィードバック療法は国家試験出題範囲であるにもかかわらず，機器が高価で筋電計の保有数が少ないため，講義・実習中は複数名で共有使用するなどしており，学生が筋電計に直接触れる機会が限られている．さらに，筋電計は一般的に入手しにくい機器であり，インターネット通信販売サイト Amazon.co.jp [42]において“筋電図”，“筋電計”で検索したものの，商品は一つもヒットしなかった．（2018年6月11日現在．）これは，日本国内で医療関係者以外の者が一般的に筋電計を購入することが難しいことを示している．

以上をまとめると，筋電計の社会における普及の阻害因子として，第1に“装置の高コスト”が挙げられ，第2に，“機器の操作性”が悪く，操作に熟練した者でなければ扱うことや表示内容の解釈が困難である事が挙げられる．これは，リハビリテーションを実施する療法士と利用者の双方に該当する問題である．第3に，“親近性がない”ことである．体重，関節角度や体温，心拍や血圧の測定と比較すると，筋電位を測定することは療法士にも，養成校学生，一般社会において

も一般的でない。従って、一般的な店舗にも、通信販売サイトにおいても現状では販売されてはいない。また、リハビリテーション専門家を目指す理学療法士の学生が病院・施設に臨床実習に赴く際は、関節角度計や、反射の測定をする打腱器、血圧計の扱いは習得し、購入して赴くことが多いが、筋電計を一人一台持参して測定するような環境は現在のところ全く整備されていない。しかしながら、対象者の日常生活動作を困難にしている原因には筋活動が必ず関わっており、筋電位を測定することは関節角度と同等にリハビリテーショントレーニングの評価にとって重要である。

1.3 問題解決手段

研究背景を踏まえ、問題解決の方法を以下の3つと考えた。第1に、筋電計の低コスト化である。低コスト化を図るためには、市販されている材料（電子部品）を部品として利用し、それを組み立てて製作する方法が挙げられる。村岡ら[43]は、2014年に市販の電子部品を組



図 7. 低コスト EMG-BF 装置（村岡，2014）[43]より引用。

み合わせたステレオマイク入力端子を用いた低コスト 2ch 筋電図バイオフィードバック装置（図 7）を発表している。これは、2 チャンネルの筋電計であるが、価格が 5,000 円以内と抑えられており、価格面での問題解決方法としては適切である。

第 2 に、機器の操作性の改良である。既存の市販されている筋電計は、接続方法やセットアップが複雑であったり、機器に付属したソフトやモニターが新たに必要であったりすることが多く、その使用方法から学ぶ必要がある。また、運搬にキャスター付ワゴンを利用しないとならないような手間がかかる機器も多い。利用の簡易化を図るためには、日常的に操作に慣れている一般的な機器を利用することにより、操作性を簡素化し、軽量化することが必要と考えられる。

第 3 として、親近性を高めるためには、低コスト化と操作性の改善も前提条件となるが、筋電計に対する親近性を高めることも必要である。そのためには、療法士や利用者自身で製作し、その使用方法も作成しながら学ぶことができる筋電計製作セット（製作キット）を開発することで、知識や活用機会の向上を図りながら、筋電計への親近性を高めると同時に、所持される筋電計の台数を増加させることで、普及に役立てることができると予想される。

2. 本研究の目的

現在，本邦で診断や研究目的で使用されることが多い筋電計を，患者や利用者の手の届きやすいツールとして一般的に広めることが出来れば，筋電計が身近な筋電位の計測ツールとして日常的な運動時や，予防医療，また地域リハビリテーションの場面で活用できると予想される．また，研究機関などの限られた療法士だけでなく，一般病院に勤務する療法士も，随時，患者の筋出力を把握することができれば，患者との共通言語としての筋電位を活用でき，日々の臨床で筋電計をEMG-BF装置として使用しながら，EMG-BF療法を実施できるようになるのみならず，患者の回復過程に合わせた評価とプログラム立案に役立てることができる．この2点を踏まえ，筋電計を使用できる療法士を育成するための教育用製作キットの開発とその実用度の検討を本研究の目的とした．

3. 本論文の構成

本論文は，“第 1 章 研究背景”以下，全 8 章で構成されている。
本章では各章の概要について述べる。

第 1 章 本研究の背景と，先行研究に対する本研究の位置付けを述べた。

第 2 章 本研究の目的を示した。

第 3 章 本研究の構成と各章の概要を示した。

第 4 章 スマートフォン等を代表とする現行のモバイル端末機器を利用した低コストで容易に製作できる教育用筋電計製作キットを開発し，その完成品について性能試験を実施した。

第 5 章 第 4 章で紹介した低コスト教育用筋電計製作キットが医療現場で活用しうる性能を有するかを検討するため，患者自宅でのホームプログラム実施時における利用状況，患者への使用感のアンケート調査，Wireless 化によるリハビリテーション場面での移動を伴う訓練場面での応用を実践し，その有用性を検証した。

第 6 章 低コスト教育用筋電計製作キットの実際の教育場面における利用可能性を検討するために，療法士養成校にて製作実習の授業を行い，学生の授業時間内での製作の可否と授業前後の筋電図に対する興味・関心の調査を実施した。

第 7 章 低コスト教育用筋電計製作キットが本邦に普及した場合における社会的インパクトについて脳卒中患者を例として試算した。

第 8 章 本研究の総括と今後の展望について述べた。

4. 低コスト教育用筋電計製作キットの開発

4.1 各種スマートフォンを使用した低コスト簡易筋電計

筋電計を一般的に使用できるようにするためには，モニターとして使用する機器を Personal Computer（以下，PC）だけでなく，近年，所持率が高くなってきているスマートフォン等のモバイル端末機器も利用することがコスト面でも，調達の容易性においても有利である．モバイル端末を利用した筋電計としては，2014年に報告された低コスト EMG-BF 装置（村岡，2014）[44]が，低コストでスマートフォンを筋電計のモニターとして利用している．しかしながら，この装置は2012年製以前の Android スマートフォンで動作確認をしたのみであり，本邦で広く普及している Apple 社製 iPad，iPhone といったスマートフォン，タブレット型端末，さらに，2013年製以降 Android 端末では非対応であった．その原因は，イヤホンマイク端子より信号が入力された場合，マイク接続とイヤホン接続を自動認識し切り替える機能が，近年，付加されたためであり，低コスト EMG-BF 装置[44]の出力インピーダンスがマイクと異なる出力インピーダンスを有するため，スマートフォン，タブレット型端末側で接続を認識できず，外部マイク入力に切り替わらないことが原因であった．本研究では，村岡によるスマートフォンで作動する低コスト EMG-BF 装置[44]をもとに，信号検出の周波数帯域を維持しつつ，健常者のみならず，患者の微小筋電に対応するために増幅率を変更した．さらに，臨床現場や教育現場で場所を選ばず，簡便な活用の機会を得るため，最新の主要なスマートフォン，タブレット端末といった使用できる端末の種類の拡大を図るために，筋電計の出力インピーダンスをマイクと同等の出力インピ

ーダンスに改変した．そして，主に iPhone を例に挙げ，筋電図を表示するだけでなく，筋電図波形の記録・編集も安価にできる無料アプリを探し，見つけたアプリを用いてシステムを構築した[45] [46]．

4.2 筋電アンプ回路

筋電アンプは，計装アンプと，増幅率調整抵抗として， $100\ \Omega$ を配置し，患者の微小筋電に対応できるように，増幅率を約 495 倍とした．また，接触インピーダンスの不均衡による直流バイアス電圧の増幅による飽和を避けるため，調整抵抗と直列に，コンデンサ $10\ \mu\text{F}$ を 2 個並列に配置し，ハイパスフィルタ特性（低域遮断周波数： 79.6Hz ）を持たせた．通常，コンデンサマイクの出カインピーダンスは， $200\ \Omega$ 以下となっている[47]．そこで，出カインピーダンスを $200\ \Omega$ になるようグランド端子—出力端子間に $200\ \Omega$ の抵抗を配置した．それに伴い，遮断周波数を維持するために，受動ハイパスフィルタのコンデンサの容量値を $10\ \mu\text{F}$ とした．さらに，アンプの出力部に，受動 CR ローパスフィルタ（遮断周波数： 1940.9Hz ）と受動 CR ハイパスフィルタ（遮断周波数： 79.6Hz ）を直列に配置し，高周波ノイズとオフセット電圧を低減した．計装アンプへの電源供給は，一般的に入手しやすい単 4 型ニッケル水素電池 4 本を用いた．新たに要したコストは，百円未満であった．本研究における改変回路（図 8），また，ブレッドボード配線パターン型ユニバーサル基板上に製作した実配線図（図 9）を示す．

今回、提案した装置は、特許等に抵触しないため、回路図や配線図をもとに、使用者が自由に作成することが可能である。また、部品一覧として使用した部品と価格について表 1 に示す。

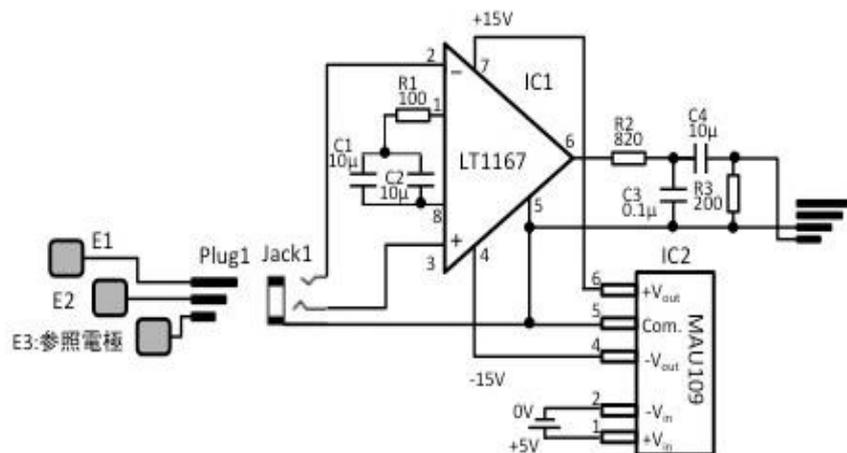


図 8. 提案改変回路. [45]より引用.

グラウンド端子-出力端子間に 200Ω の抵抗を配置.

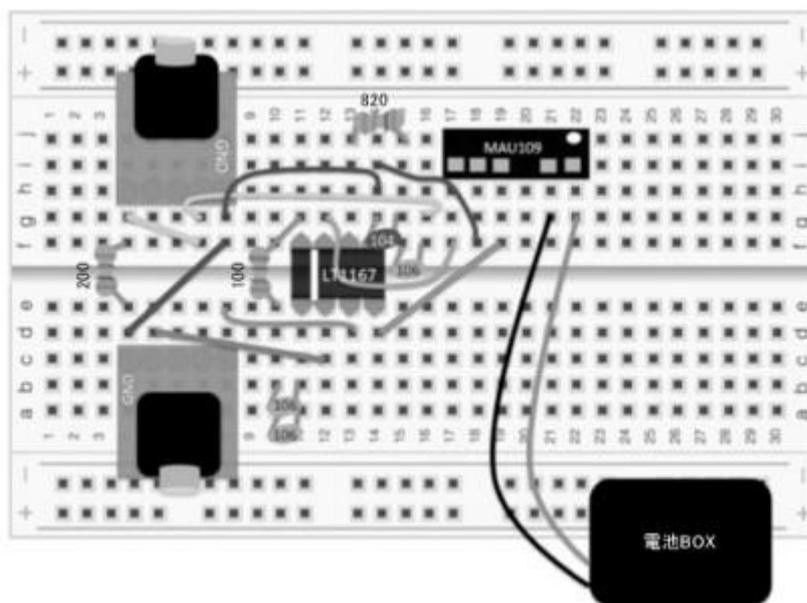


図 9. ブレッドボード配線パターン型ユニバーサル基板上に製作した実配線図. [45]より引用.

表 1. 提案改変回路部品一覧. [45]より引用.

回路記号	部品名	型番・規格(定数)	価格	備考
R1, R2, R3	炭素被膜抵抗	100, 820, 200	2円/1本	本体
C1, C2, C3, C4	積層セラミックコンデンサ	10 μ , 10 μ , 0.1 μ , 10 μ	15円/1本	本体
IC1	計装アンプ	LT1167	400円	本体
IC2	DCDCコンバータ	MAU109	370円	本体
Plug2	3.5 ϕ 3極プラグ		126円	本体
Jack1,2	オーディオジャック+ピッチ変換基板のセット		276円/1個	本体
	電池ボックス 単4 \times 4本 リード線・フタ・SW付		150円	本体
	ブレッドボード配線パターン型ユニバーサル基板		60円/1枚	本体
E1, E2, E3	電極2セット入り1箱	HV-3DPAD	1320円/1セット	電極部
	50cmワニ口クリップコード2本		30円/1本	電極部
	3.5mmステレオ1m延長コード(プラグープラグ)		100円	電極部
	3.5mmステレオ1m延長コード(プラグージャック)		100円	電極部
Plug1	3.5mmステレオミニプラグ \leftrightarrow スクリュー端子台		150円	電極部

総費用 3,178円(本体1,448円, 電極部1,730円)

4.3 各種モバイル端末における動作確認試験

改変回路を使用し製作した低コスト簡易筋電計 (図 10) を用いて各種モバイル端末での動作確認を行った。動作確認は、著者自身が被験者となり、右前腕部の尺側手根伸筋の筋腹に筋電検出用電極、手関節背側部に参照電極を貼付し、手関節背屈運動を約 1 秒毎に繰り返した。電極は、粘着性のオムロン社製低周波治療器用電極 HV-3DPAD を用い、約 30mm \times 20mm になるよう切り抜いた上で用いた。背屈反復運動時に、製作した装置を経由して、スマートフォン画面に表示された筋電波形を写真撮影し、画像として記録した。端末は、1) iPhone (Apple 社製 iPhone6s, MKQR2J/A), 2) iPad (iPad mini, MD544J/A), 3) 2013 以降 Android 端末 (ソニーモバイルコーポレー

ションズ製 Xperia Z5 SOV32) にて確認した. 1) については, 録音機能により記録も行った.



図 10. 低コスト簡易筋電計の構成. [45]より引用.

スマートフォン, 本体 (電池 + 計装アンプ), 電極から構成されている. スマートフォン上に筋電波形を表示できる.

4.3.1 各種モバイル端末における動作確認試験結果

確認試験を実施した機種及びアプリケーションの結果は以下の通りである。

1) iPhone (iPhone6s, MKQR2J/A)

iPhone 標準搭載のフリー簡易録音編集機能アプリケーションであるボイスメモアプリケーション(以下, ボイスメモ)を使用した。ボイスメモでは, サンプリングレート 44100Hz/sec, 80kbps の AAC Low Complexity 形式で録音(以下, 保存)した。図 11 は iPhone6s 上に示された随意筋収縮, 弛緩に伴う筋電波形である。ボイスメモとして録音されるため, 日時の記録も可能である。

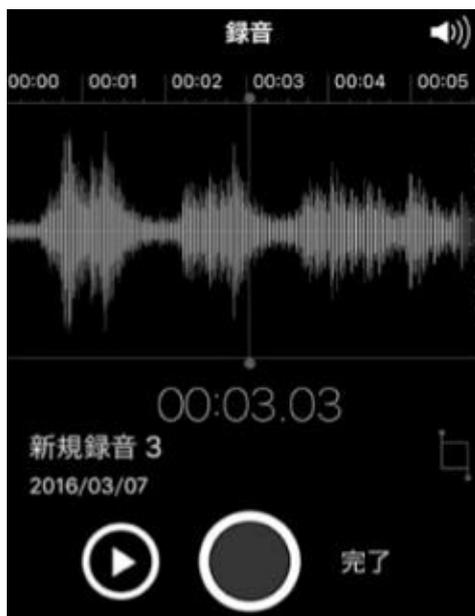


図 11. iPhone6s 上ボイスメモ表示。

iPhone6s に標準搭載されたボイスメモアプリケーションを利用し, スマートフォン画面上に表示された筋電波形である。随意筋収縮と筋弛緩時の振幅を示すことができた。

2) iPad (iPad mini, MD544J/A)

E-SKETT CORPORATION 製オシロスコープ機能アプリケーション e-scope 3-in-1[48] (販売価格 240 円 : 2018 年 8 月 16 日現在)にて動作確認を行った。

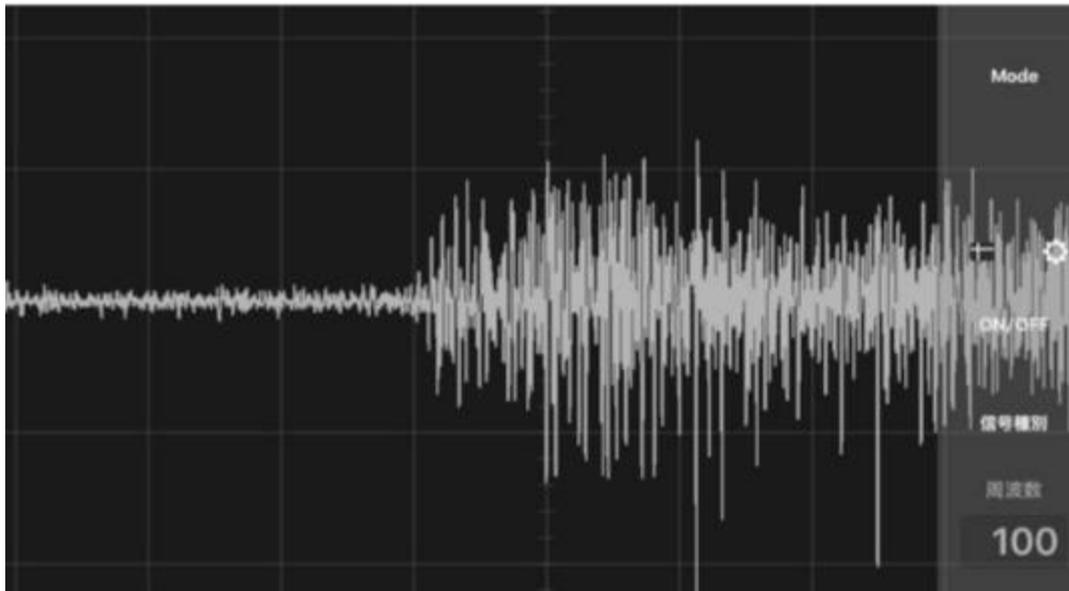


図 12. iPad mini での筋電波形表示。

iPad mini にインストールしたアプリケーション e-scope 3-in-1 を利用し iPad mini 画面上に表示された筋電波形である。随意筋収縮時と弛緩時の振幅を表示している。

3) 2013 以降 Android 端末 (Xperia Z5 SOV32)

フリーの Android 簡易音圧計オシロスコープ機能付きアプリケーション Sound Tools (SPL Sound Meter) [49]を用いて動作確認を行った。音圧計のため保存はできないが，波形の実時間表示が可能であった。



図 13. XperiaZ5 SOV32 での筋電波形表示。

Sound Tools (SPL Sound Meter)を利用し，スマートフォン画面上に表示された筋電波形である。随意筋収縮時と弛緩時の振幅を表示している。

4.3.2 各種モバイル端末における動作確認試験結果の考察

動作確認を実施した各種モバイル端末（スマートフォン，タブレット端末），いずれも，機器内のアプリケーションを使用し，モニター上で筋収縮量を十分に視認することが可能であった。今回，低コスト

簡易筋電計の出力インピーダンスをコンデンサマイクと同等に 200 Ω 以下に設定した。その結果、現在主流となっている外部マイク自動検出機能付のスマートフォンやタブレット端末においても、筋収縮量のモニターが可能となった。これにより、今後、臨床や教育現場の様々な場面で、活用が促進されると考える。

総務省平成 27 年度版情報通信白書[50]では、20 代以下ではスマートフォン利用者が約 8 割を占め、50 代でも約 5 割がスマートフォン利用者であったと報告されている。総務省平成 30 年度版情報通信白書[51]においては、2017 年におけるモバイル端末全体の保有率は 84.0% であったと示されており、端末別のインターネット利用率は、スマートフォンが最も高く 59.7%、PC は 52.5%と報告されておりスマートフォンと PC で保有を二分していることが予測される。今後、さらにこれらのモバイル端末の所有率が上昇していくことも予測されている。スマートフォン普及率が高い 20 代前後の世代が多い療法士養成校での講義、実習授業において、今回提案した装置を活用することにより、工学的知識や技術の乏しい療法士学生が自ら組立てた装置で、EMG 測定を行う課題も設定できる。

また最近では、個人の保有だけでなく、タブレット端末をはじめとしたモバイル端末を情報共有伝達の記録用に既に導入している医療・保健福祉施設も増加している[52][53]。既にモバイル端末を利用している施設では、各種モバイル端末で利用できる低コスト簡易筋電計を使用することにより、新たに高価な機器を購入しなくても、筋電図測定や EMG-BF を積極的に利用することが可能となる。さらに、軽量で可搬性が高い低コスト簡易筋電計は、空間的制約で筋電計の導入が困

難であった病棟ベッドサイドでの早期リハビリテーションの場面から、在宅での訪問リハビリテーションの場面まで、より広範にわたって、EMG-BF の実施拡大につながると考える。また、低コスト簡易筋電計は、低コストで作成できるだけでなく、広く普及しているスマートフォン、タブレット端末を波形表示器および波形記録装置として利用可能であるため、汎用性にも優れている。

本邦では、地域包括ケアシステムが導入され、従来の入院や通院といった場面ではなく、患者や利用者が在宅でリハビリテーションを実践することや、予防的に自分自身でトレーニングを行うような機会が多くなると予測される。これに伴って、EMG-BF のような、受け身でなく積極的に使用者が機器を用いて自主的に実施する運動学習トレーニングの必要性がさらに増すと考えられる。低コスト簡易筋電計の利用により、既存の EMG-BF 装置では利便性や機器準備などに制限があったベッドサイドなどの空間や在宅での場面でも、低コスト簡易筋電計の積極的な活用が期待できる。

4.4 各種モバイル端末に対応した低コスト簡易筋電計の性能試験

低コスト簡易筋電計は各種モバイル端末で利用可能となったが，その実践的な活用を促進するには，装置の筋電図測定精度がどの程度有るか確認する必要がある．本研究では，既存の検査用筋電計と低コスト簡易筋電計を比較し，その表示筋電波形の妥当性を検討した．性能試験の設定を図 14 に示す．

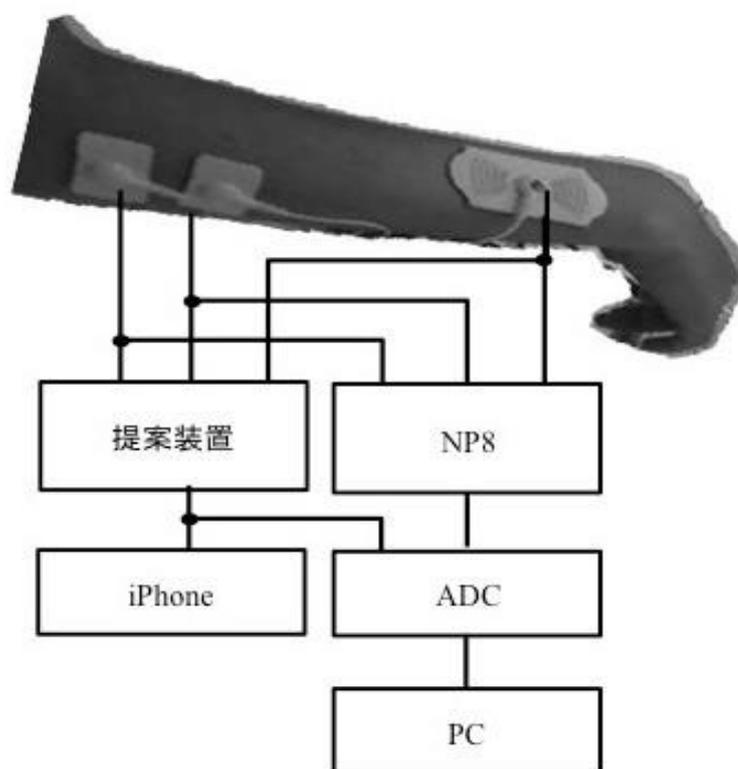


図 14. 性能試験の実験設定．[46]より引用．

低コスト簡易筋電計と検査用筋電計（NP8）の実験設定を示す．筋電信号は低コスト簡易筋電計と NP8 の双方から同時に得られ ADコンバータ（ADC）を介して PC に記録した．また筋電信号は低コスト簡易筋電計を介し，iPhone6s モニター上に表示した．

正電極，負電極，および参照電極からのコードは，それぞれ低コスト簡易筋電計と検査用筋電計である Neuropack 8 (MEM4208, 日本光電社製) に接続した．Neuropack 8 (以下, NP8) のアナログ出力信号と，低コスト簡易筋電計の出力信号は，AD コンバータ (NI-6811, National Instruments 社製) を介して，同時に PC に送信され，自作信号収録ソフト (LabVIEW 2012, National Instruments 社製) により記録した．尚，Neuropack 8 においては，周波数帯域を 20Hz-500Hz, 感度を $500 \mu\text{V}/\text{div}$ に設定した．

試験手順は，著者自身の右前腕部の尺側手根伸筋の筋腹に筋電検出用の正および負電極，手関節背側部に参照電極を貼付し，手関節背屈，掌屈運動を約 1 秒毎に 1 周期 2 秒で繰り返した．電極は，粘着性のオムロン社製低周波治療器用電極 HV-3DPAD を 3 分割して用い，検出用電極のサイズは，約 $30\text{mm} \times 20\text{mm}$ になるよう切り抜いた．

掌背屈を行った時の両装置により測定された筋電信号について，サンプリング周波数 1kHz にて 10 秒間同時計測し，PC に記録した．両信号とも運動初期の 2 秒間を除去し，残りの 8 秒間の信号を解析に用いた．

分析方法は，得られた筋電信号から，区間 100ms の二乗平均平方根 Root Mean Square (以下, RMS) を 1ms 毎に移動して算出し，単位時間の筋活動量の指標とした．比較する 2 つの装置を介して得られた両波形の類似性と同期性を検討するために，相互相関関数を求めた．統計解析ソフトは R3.3.1 を使用した．

4.4.1 性能試験結果

結果は，低コスト簡易筋電計の筋電波形，NP8の筋電波形とも，ほぼ同様のタイミングの筋活動が認められた．安静時に表示された筋波形の基線は直線であり，ケーブルの揺れによるノイズ（アーチファクト）や目的筋以外の電位（アーチファクト）も，ほとんど認められなかった．

記録波形を図 15 に示す．上段が低コスト簡易筋電計の筋電波形（低コスト EMG），下段が NP8 の筋電波形である．両装置による計測波形の最初の 2.0 秒間を除いた 8.0 秒間における手関節掌背屈時の筋活動量（区間 100ms の RMS 値）を図 16 に示す．こちらも，両装置に

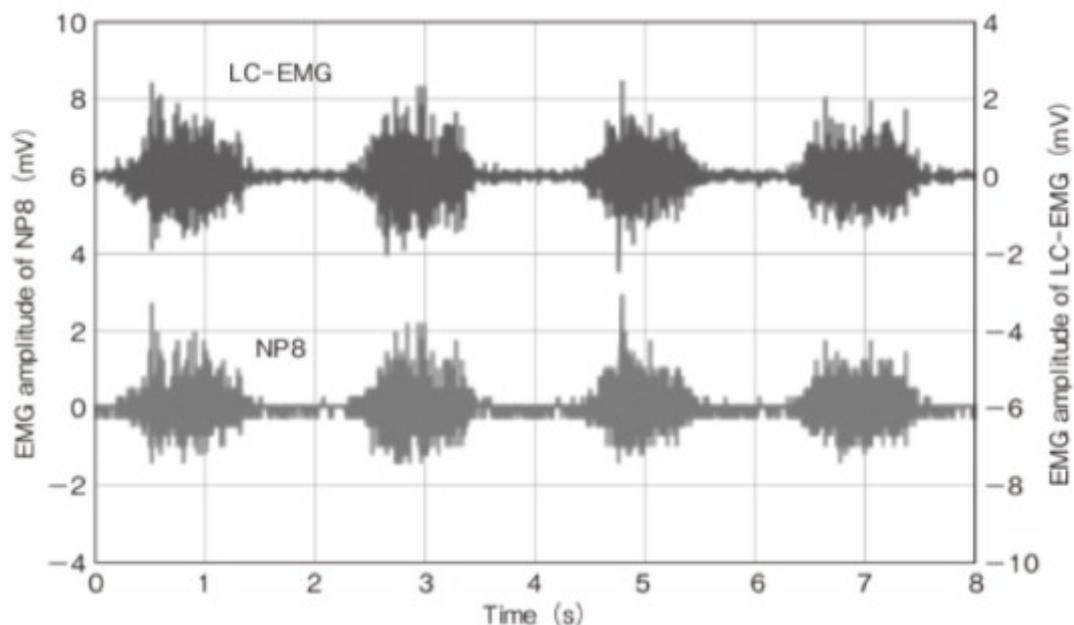


図 15. 低コスト簡易型筋電計と NP8 の筋電波形．[46]より引用．

上段が低コスト簡易型筋電計の筋電波形，下段が NP8 の筋電波形である．縦軸は各装置による計測された EMG 振幅である．

て、ほぼ同様の波形が示されていることが確認できた。また、図 17 に両波形の相互相関関数を示す。相互相関関数は、 -1ms から 2ms の範囲でピーク値を示し、その値は 0.996 であった。このことから両波形は極めて高い類似性と同期性があることが明らかとなった。

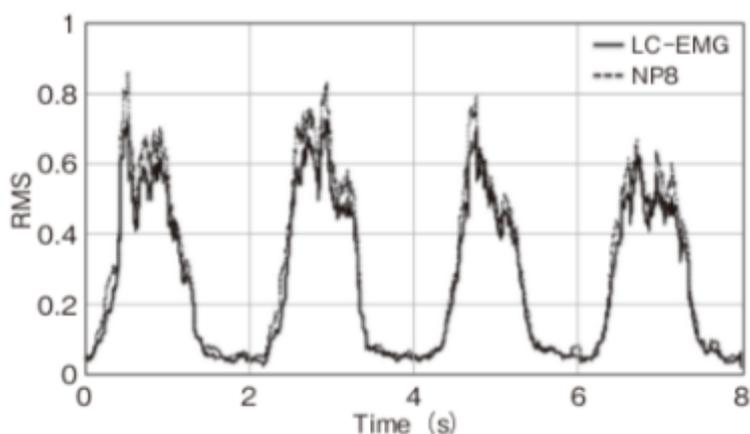


図 16. 低コスト簡易型筋電計と NP8 の筋活動量波形。

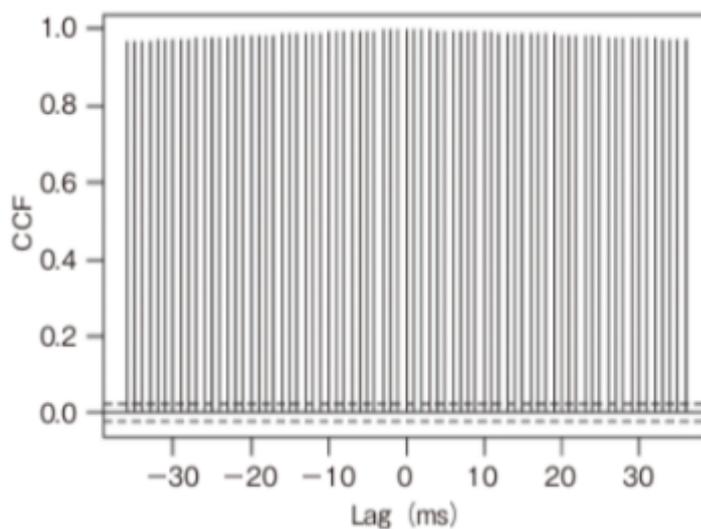


図 17. 低コスト簡易型筋電計と NP8 の筋電波形の相互相関関数。

[46]より引用。

4.4.2 性能試験結果の考察

本研究では、低コスト簡易筋電計の実践的な活用の可能性を検討す

るため、低コスト簡易筋電計と既存の検査用筋電計を比較し、その表示筋電波形の妥当性を検討した。その結果、低コスト簡易筋電計により計測された筋電波形は、検査用筋電計により計測された波形と同期しており、振幅もほぼ同等であった。RMS 値は、低コスト簡易筋電計の方が若干低値となったが、これは、測定した周波数帯域が、低コスト簡易筋電計では検査用筋電計と比べ、ハイパスフィルタの遮断周波数が 79.6Hz と高く設定されていることが主原因と考えられる。しかしその差は僅かであり、実用上問題ないと思われる。これらの結果から、低コスト簡易筋電計は、筋電計として、適切な筋電波形を表示できることが確認できた。

EMG-BF に利用する装置に求められる条件は、服部ら [27] によると、1) 視覚的に表示される筋収縮の大きさが適切であること、2) 時間的な遅れが少なく、リアルタイムの視覚フィードバックが可能であること、3) 患者が見やすいことの 3 つあると述べられている。

今回、低コスト簡易筋電計において取得した記録波形は、手関節の背屈に伴い筋電図の振幅は増加し、掌屈時の弛緩時には、それらが消失していた。筋収縮のモニタリングの性能は、1) の条件を満たすものと考えられる。2) の条件については、相互相関解析により、既存の筋電計との単位時間筋活動に関して、時間的差異がないことが確認できた。このことから、低コスト簡易筋電計は、運動を行いながらリアルタイムに筋収縮量を視覚的にフィードバックすることが可能であることが示され、計測筋活動量についても既存の検査用筋電計と同等であることも確認できた。また、3) の条件に関しても、前節にて、各種モバイル端末上で筋収縮を容易に確認することができたため、患

者にとって容易にモニタリングできることが明らかとなった。

これら 3 条件を満たすことが確認できたことから，低コスト簡易筋電計は既存の検査用筋電計と同等に，筋活動量を確認することが可能であり，時間的観点からも妥当性のある計測装置として，EMG-BF に活用しうることが示された。検査用筋電計と同等の性能を有していることから，回復初期の微細な筋収縮をフィードバックする必要のある患者や，筋収縮量の変化の少ない発病から時間が経過した維持期における在宅患者などの筋電図測定にも適用する事が可能である。

4.5 教育用簡易製作キットの作成

前節までに，低コスト簡易筋電計が各種モバイル端末に対応可能なこと，性能についても市販の筋電計と同等レベルであることが明らかとなった。しかしながら，筋電計への親近性を高めるためには，低コスト化や性能の確認だけでなく，筋電計が身近で扱いやすいものであることを学ぶ機会や，筋電計を製作しやすい環境を設定する必要がある。工学的知識が乏しくとも容易に製作できる筋電図製作セットが存在すれば，より身近に筋電計を製作することが可能になると予測される。

本研究では，前節までに開発し，性能試験を実施した低コスト簡易筋電計を基に，療法士や利用者自身が簡易に製作でき，その使用方法も作成しながら学ぶことができる教育用筋電計製作セット（以下，製作キット）を開発し，製作しながら，筋電図への知識や活用機会の向上を図り，筋電計への親近性を高めると同時に，所持される筋電計の台数を増加させることを目的とした。ブレッドボード上に製作した実

配線図を図 18 に示す.

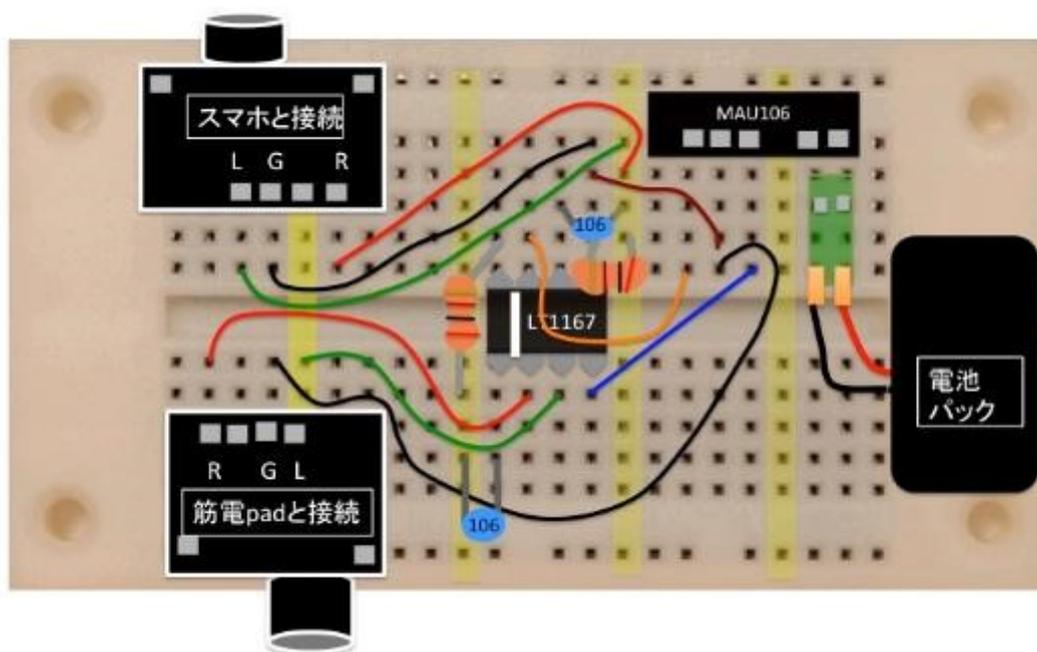


図 18. ブレッドボード上に製作した実配線図.

今回、製作キットを簡易化するため、前節提案した増幅率調整抵抗と直列に配置していたコンデンサを除去した。それに伴い、直流成分を含む 79.6Hz 以下の低周波成分が残存するため、筋電信号が飽和することが予想された。そのため、増幅率調整抵抗として $200\ \Omega$ を配置し、前節の低コスト簡易筋電計より増幅率を約 298 倍に下げた。増幅率は低下したが、今回の目的は、簡易に作成出来ることであること、増幅率が約 298 倍であっても重度の運動麻痺筋が対象でなく、主に教育目的であれば対応できると考えた。その他、計装アンプや、DCDC コンバータなどの主装備は前節の低コスト簡易筋電計と同様で変更はなかった。ローパスフィルタ特性（高域遮断周波数：1940.9Hz）は保

持した。

前節の低コスト簡易筋電計では，最終的に，ユニバーサル基板を使用し，ハンダ付けを行って部品を固定していたが，キット化するにあたっては，ハンダ付けはハンダごての扱いに不慣れな者にとっては難しい作業であるため，ハンダ付けが不要なブレッドボードを用いた。ブレッドボードは，部品を穴に刺すだけで電子回路を試作，完成させることが出来る基板であり，電子機器製作に慣れていない者でも比較的簡単に製作出来るツールである。



図 19. 製作キット.

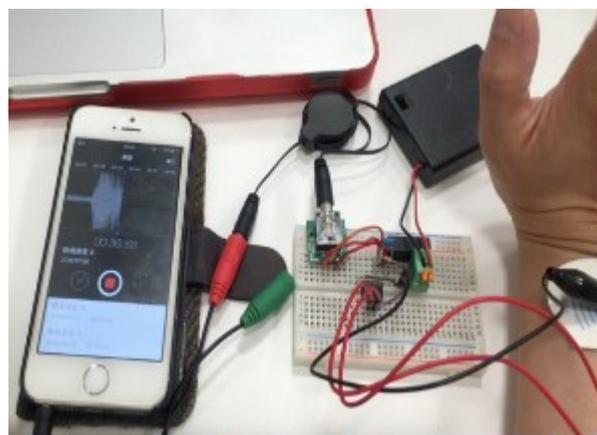


図 20. 製作キットを用いた低コスト簡易筋電図計.

製作キット（図 19）は，ブレッドボード，バッテリーボックス，電極（3 個），2pin のターミナルボックス，ワイヤ，4 極ミニプラグ，ワニ口プラグ，200Ω 抵抗，計装アンプ（LT1167），DC-DC コンバータ（MAU106），オーディオジャック（2 個），10μF（2 本）から主に成り立ち，作成手順が記載された説明書も含め 1 セットとし，説明書に沿って製作できるものとした。製作費用は 1,500 円程度/セットであった。筆者自身が作成し，30 分以内で製作することが出来た。動

作確認を行い，接続した iPhone6s 上に随意収縮に伴った筋電波形を表示することが可能であった（図 20）．

5. 医療応用の可能性

前章にて，モバイル端末を利用した低コスト簡易筋電計を開発し，その性能についても検証した．また，親近性を高めるための教育用キットも作成した．本装置は，低価格（数千円）で材料を揃えることができ，一般に流通しているスマートフォンや PC を使用して筋電図の表示が可能であることから，コストの面も抑えることが出来，有用な装置と考えられる．本低コスト簡易装置の使用範囲をさらに拡大するためには，実際のリハビリテーション場面での使用の可否の確認や対象となる患者への親近性と医療現場での操作性の向上が必要である．本章では，患者への親近性と，操作性の向上を図るための医療応用の可能性について述べた．

5.1 低コスト簡易筋電計の臨床場面への応用

臨床場面での応用では，1) 本筋電計による患者および療法士への操作性・親近性の検討，2) 本筋電計の wireless 化による身体移動などを伴う場合の測定阻害因子の除去，の大きく 2 つに対してアプローチを行ったので報告する．

1) については，運動器疾患患者のホームプログラムにおける EMG-BF の実施状況を確認した．また，脳卒中片麻痺患者に対して歩行訓練前後に EMG-BF を実施し，利用時の操作性や，実施感について調査を行った．2) については，身体移動時に邪魔となっているコードの wireless 化を試みた．

5.2 運動器疾患患者のホームプログラムへの応用

運動器疾患においては、筋力低下や関節可動域、疼痛が問題となっていることが多い。運動療法が処方され、筋力増強訓練が実施されることが大半であるが、訓練時の筋力は、療法士の徒手による筋力測定や、錘を何キログラム挙上することが可能かといった測定方法が用いられることが多い。また、運動器疾患の場合、日常生活動作は自立していることが多く、外来通院にて治療が実施されるが、自宅でのホームプログラムの継続が予後を左右することが多い。しかしながら、自宅での筋力増強訓練の場合、患者自身がどの程度、筋力を発揮できているのか、どのような力を入れれば良いのかといったことが理解しづらく、曖昧な実施指標となっていることが多い。これらの問題を解決するために、運動器疾患において、筋力評価およびホームプログラムツールとして簡易筋電計が使用可能かどうかを検討した。本研究への参加は、口頭と文書にて説明を実施し、同意を得た。本研究は、常葉大学倫理委員会の審査（承認番号：研静 16-15）を経て承認を得た。また、当該整形外科医院の倫理審査の承認（承認番号：280095）も同時に得た。本研究では、スマートフォンを利用した低コスト簡易筋電計によるEMGバイオフィードバック訓練を患者自身が実施し、その家庭での実践状況と効果を検討した。対象は、整形外科医院通院中の変形性膝関節疾患患者3名（男性1名、女性2名）平均年齢は64.3歳（60歳,64歳,69歳）であった。発症からの日数は平均108日（31日,121日,172日）、各患者とも、整形外科への通院は、週に1回もしくは2回であった。運動器疾患以外の既往はなく、知的にも問題はなかった。本研究への参加は、口頭と文書にて説明を実施し、同意を得た。

5.2.1 ホームプログラム装置としての応用実験方法

1) EMG-BF 装置

前節で報告した製作キットを使用し，研究者が製作した低コスト簡易筋電計とスマートフォン（iPhone6s および iPhone7, Apple 社製）を EMG-BF 装置として利用した．装置は著者らが製作したものを貸与した．スマートフォンについては，対象者の了承を得た上で，対象者が所持していたもの 2 台を使用し，1 台は著者が貸与した．モニターは，iPhone に搭載されているフリーソフト“ボイスメモ”を利用した．

2) 評価方法

ホームプログラムとして内側広筋への筋電図バイオフィードバック訓練を AABAB 方式（A：ベースライン期，B：ホームプログラム期）で実施した．評価は，各期開始時と研究終了時の 6 回実施した．

研究開始時に，初回最大随意収縮として，体重の 10%の重錘バンドを足関節に設置し，端座位膝完全伸展位で 5 秒間保持した際の内側広筋の筋電図を計測した．対象者に痛みが出現した場合は重錘バンドの重さを 0.5kg ごとに減少させた．筋電計測装置は，村岡らの開発した簡易筋電計[43]を利用した（図 21）．陰電極は膝蓋骨内側の上縁から筋腹にそって 4 横指の位置，陽電極は 2 横指間隔をあけて貼付し，アースは膝蓋骨中央に設置した．

さらに，各期開始時にも筋電計測を実施した．測定肢位は両上肢支持ありの長座位，股関節屈曲 110° ，外転 20° 最大外旋位とし，膝下にタオルを敷き，膝関節屈曲 10° ，足関節背屈位で最大努力での



図 21. 低コスト EMG-BF 装置（村岡，2014）[43]を使用した筋電計測。

膝関節伸展によりタオルを押しつぶすように指示を統一し，5 秒間の最大等尺性収縮を実施させた．計測した筋電位については，500ms 毎の Root Mean Square（以下，RMS）を算出し，前後 1 秒間を除いた 3 秒間の平均値を求めた．%RMS は初回最大随意収縮時の RMS を基準値とし，各期における最大等尺性収縮の値を算出した．%RMS は，最大随意収縮時の RMS を 100 として，各運動での RMS を表したもので最大との相対的な活動量であると推定した．また，各期開始時には，膝関節疼痛検査として Numerical Rating Scale（以下，NRS），膝屈曲および伸展関節可動域角度，片側立位時間を計測した．

3) ホームプログラムトレーニング

製作キットを使用し研究者が製作した EMG-BF 装置を利用したホームプログラムトレーニング（図 22）を 1 日 2 回，週 5 日の実施を指示した．1 回のトレーニングにつき，5 秒間の最大等尺性収縮，5 秒間の休憩を 1 セット 30 回として繰り返すように指示した．実施肢位と方法は，評価時筋電図測定時と同様とした．研究開始前に，著者が装

置操作方法と電極設置部位について説明し，練習を一緒に行った．説明と練習時間は全員 15 分以内で完了した．iPhone6 を所持していた 2 名については，通話やメールでの日常的なスマートフォン利用は慣れていた．スマートフォン貸し出しを行った 1 名はスマートフォンの使用経験はなかった．3 名とも，フリーソフト“ボイスメモ”の使用経験はなかった．



図 22. EMG-BF トレーニング実施中の様子．

左右の被験者ともスマートフォンモニター上で自身の随意収縮を確認していた．

5.2.2 ホームプログラム装置としての応用結果

1) ホームプログラム実施率 (図 23)

1日2回、週5日の完全実施を100%とし、実際に実施した回数を割合で算出した。1セットの実施回数は考慮しなかったが、全員1セット30回の回数を守り実施していた。実施記録はスマートフォン上に記録されており、研究者と施設担当者により確認した。自宅でのホームプログラム平均実施率は69%であった。症例A、B、Cのホームプログラム実施率は70%、38%、100%であった。症例Bは、介入期間途中(Baseline3期)で膝関節痛が出現していた。

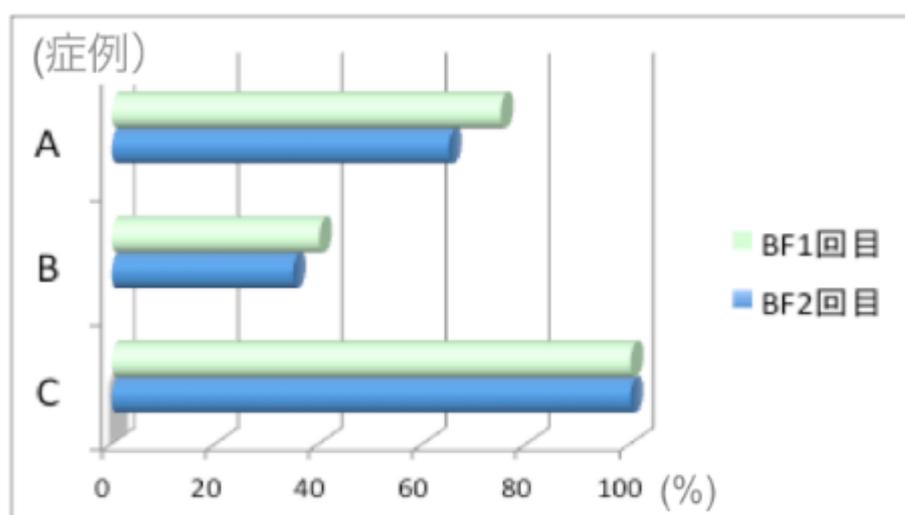


図 23. EMG-BF のホームプログラム実施率.

1日2回、週5日の完全実施を100%とし、実際に実施した回数で算出した。

2) 筋活動変化 (図 24)

Baseline1, Baseline2 終了時, 1回目 BF-EMG 介入後, Baseline3, 2回目 EMG-BF 後での %RMS は, 症例 A では, 45.1%, 43.4%, 107.1%, 112.9%, 99.9% であった。症例 B では, %RMS は 94.0%, 88.1%, 131.0%,

76.3%, 85.5%であった。症例 C では, 54.7%, 58.9%, 92.0%, 85.7%, 145.1%であった。症例 B を除き, %RMS は最終的に初回 Baseline1 時より増加していた。

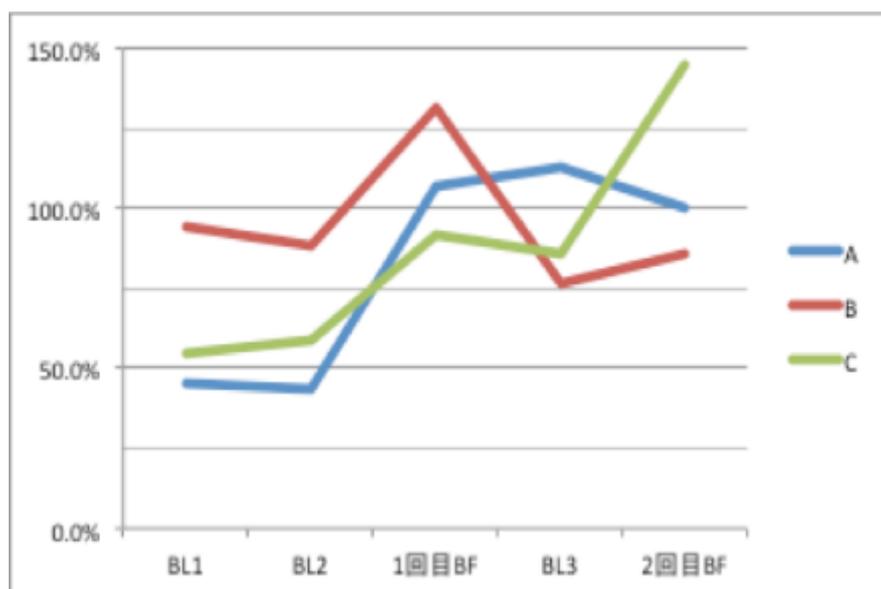


図 24. ホームプログラム実施前後の %RMS.

Baseline1 (BL1), Baseline2 (BL2) 終了時, 1 回目 EMG-BF 介入後, Baseline3 (BL3), 2 回目 EMG-BF 後での %RMS を示す。症例 B を除き, %RMS は最終的に初回 BL1 時より増加していた。

3) 臨床評価

NRS については, 症例 A, C は変化が認められなかった。症例 B では, 2 (BL1,2) → 0 (1 回目 EMG-BF 介入後), その後 2 (BL3) → 1 (2 回目 EMG-BF 介入後) へと変化した。NRS では, 0 が全く痛くない状態、10 がこれまで経験した中で最も痛い状態を示しており、EMG-BF 後に疼痛が緩和していた。膝関節 ROM は全期間を通じて著明な変化は認められなかった。

5.2.3 ホームプログラム装置としての応用結果の考察

ホームプログラムの平均実施率は 69%であり，先行研究 [54][55]と比較しても高い実施率を示していた．これは，EMG-BF 装置を利用したホームプログラムを患者自身が実施することが可能であったことを示していた．ホームプログラム実施記録がスマートフォンに記録されることや，機器を使用することで自宅でのトレーニングが促進されたことが示唆された．

また，70 歳以下で認知症等の既往がなければ，スマートフォンを利用してホームプログラムを実施できる可能性が高いことが示唆された．スマートフォンや装置は高齢者の使用は困難であると考えられることも多いが，リハビリテーションの必要な 60 歳以上の対象者でも，十分使用方法の説明を実施すれば使用可能なことが明らかとなった．

今回の筋電図測定は，電極貼り付け位置をランドマークで規定はしているが，期間を空けて電極を貼り付けているため，各回での筋活動量の比較は難しく，低コスト筋電計が EMG-BF ホームプログラム実施が可能であったことは示せたが，実施による効果までは明らかにできているとは言い難い．また，体重の 10%で痛みのない範囲の重錘で膝伸展 5 秒間保持し，初回の最大筋収縮を計測していたが，痛みも最大筋収縮時に影響したと考えられる．症例 B では，途中 %RMS が 100%を超えているが，期間中，痛みの寛解があったため，初回の最大筋収縮が小さく測定されていた可能性がある．症例 C にも同様のことが考えられる．筋電図測定の際には，電極貼り付け位置の同定や，測定時の疼痛他の影響を考慮して行う必要がある．

5.3 低コスト簡易筋電計の脳卒中片麻痺患者への応用

脳卒中後の運動麻痺後の患者にとって、主動作筋の筋弛緩と拮抗筋の筋緊張異常を伴い、協調運動が困難となっている状況は、感覚障害も伴うことが多いため、自身の筋出力がフィードバックされにくく運動学習が阻害されやすい。また、療法士側も、患者の運動麻痺評価は、視診によるパフォーマンス評価および、触診による筋収縮感や抵抗感から主観的に運動機能評価が実施され、客観性に乏しい。そのような現状を踏まえ、客観的に筋出力を視覚でフィードバックできる脳卒中患者への EMG-BF 訓練効果については、第 1 章で述べたように、先行文献での報告が多い。

今回、脳卒中片麻痺患者に対して低コスト簡易筋電計により視覚フィードバックを実施し、歩行訓練前後に、本装置を利用した EMG-BF 訓練を実施することで、低コストの装置でも患者自身が運動前後に自身の運動をモニターで視認して活用できるかを検討した。詳細としては、脳卒中患者の麻痺側前脛骨筋に、スマートフォンを利用した簡易筋電図バイオフィードバック (EMG-BF) 装置による訓練を適用し、以下の 2 点について研究を実施した。

- 1) 脳卒中患者の筋緊張が影響する場合、筋出力が小さい場合のモニターが可能か否か、さらに、歩行時に測定可能か否かを確認した。
- 2) EMG-BF 訓練の装置使用感についてアンケートを実施し、操作性や親近性について調査した。

本研究への参加は、口頭と文書にて説明を実施し同意を得た。また、常葉大学の倫理審査における承認（承認番号：研静 17-3）を得て実施した。

5.3.1 脳卒中片麻痺患者の歩行訓練前後の装置利用の評価

対象は、病院併設デイサービス利用者で、脳卒中の既往のある患者 11 名（女性 8 名，男性 3 名）。平均年齢 73.7 ± 9.9 歳であった。

運動麻痺については、脳卒中片麻痺患者機能障害評価法運動項目（Stroke Impairment Assessment Sets-Motor[56]，（以下，SIAS-M））の足関節機能は 4 が 3 名，2 が 3 名，1 が 5 名。p-AFO 装具使用は 3 名であった。全員が T 字杖もしくは歩行器等の歩行補助具を利用していた。Stroke Impairment Assessment Sets-Motor は、リハビリテーション分野でよく使用されている脳卒中患者の機能障害（運動機能）を検査者の視診と触診により 6 段階尺度（0-5 点）で評価する評価法であり，5 点が健側と同等の満点である。

麻痺側腓腹筋の痙縮の程度を評価する修正アシュワーススケール（Modified Ashworth Scale）[56]は段階 1 が 2 名，段階 2 が 4 名であった。修正アシュワーススケール（Modified Ashworth Scale）では，段階 1 は軽度の痙縮があるが可動域の最終域で抵抗がある状態，段階 2 は筋緊張が亢進し全可動域で抵抗があるが，他動運動は保たれている状態である。発症からの病日は平均 3225.8 ± 2015.9 日であり病期については維持期にあたる対象者がほとんどであった。

1) EMG-BF の実施

麻痺側前脛骨筋への EMG-BF を実施した。実施時間は 10 分間であった。実施回数は，足関節背屈運動時間と弛緩時間を 5sec 毎実施することで 1 セットとし，総計 30 セットを 1 回として実施した。1 分間実施し，1 分間休憩を取った。その際，患者に対し，スマートフォンに表示された表面筋電図を視認させながら，その振幅が大きくなるよう

に練習させた。装具装着者は装具装着したまま実施した。

実施肢位・方法は，椅坐位にて 10 分間実施し，被験筋は麻痺側前脛骨筋とした。計測装置は第 4 章で述べた教育用キットで作成した低コスト簡易筋電計を利用した。電極位置は，陰電極は麻痺側前脛骨筋筋腹，陽電極は 2 横指間隔をあけて貼付した。アースは膝蓋骨中央に設置した。測定肢位は椅子座位（足底接地）とした（図 25）。EMG-BF 訓練実施前後には 10m 歩行を実施した。その他，感覚障害の有無も調査した。



図 25. 低コスト簡易筋電計電極貼付部位。

電極位置は，陰電極は麻痺側前脛骨筋筋腹，陽電極は 2 横指間隔をあけて貼付した。

2) アンケート調査

低コスト簡易筋電計の EMG-BF 装置としての操作性や親近性を調査するために、アンケート調査を被験者に実施した。アンケート調査は EMG-BF 実施後の歩行後に実施した。調査項目は、①使用したときに筋電図の波形がわかりやすかった、②力の入れ具合に合わせて筋電図波形を確認できた、③運動後に自分の筋肉の動きを確認することができた、④装置を装着しても普段と変わらないように動くことができた、⑤装置を装着すると動きにくくなった、⑥また装置を利用したいと思う、の 6 項目を 5 段階のリッカード尺度（5：まったくそう思う、4：そう思う、3：どちらともいえない、2：そう思わない、1：まったく思わない）で聴取した。⑤の質問はネガティブクエスチョンとし、対象者が設問内容を考慮して答えているかの確認設問とした。

自由記載欄の質問項目は、「Q1. 装置を使用したときに使用しない時より良かった点」、「Q2. 装置を使用したときに分かりにくかった点、改善したほうが良い点、難しかった点」を自由に記載するように依頼した。自身で記載できない被験者に対しては、施設担当理学療法士が聴取し代理で記載した。

5.3.2 EMG-BF 前後の装置利用の評価結果

①の質問を“波形の見やすさ”，②を“筋出力との連動”，③を“運動後のフィードバック”，④を“動きやすさ”⑤を“動きにくさ”⑥を“また使いたい”を問うものとし各尺度の割合をパーセンテージ化しグラフ化した（図 26）。また、アンケート調査の結果は、各 6 項目の尺度の 5 を+2 点，4 を+1 点，3 を±0 点，2 を-1 点，1 を-2 点

とし、各被験者の回答した尺度を点数に読み替えて全被験者 11 名について加算した。最高点は 22 点（11×2 点）、最低点は -22 点（11×-2 点）となる。プラス点であればポジティブな回答、マイナス点であればネガティブな回答であることを示す。

その結果、①“波形の見やすさ”は 10 点、②“筋出力との連動”10 点、③“運動後のフィードバック”6 点、④“動きやすさ”14 点、⑤“動きにくさ”-9 点、⑥“また使いたいか”15 点であり、⑤のネガティブクエスチョンはマイナス点となっており、対象者が質問内容を考慮して答えていることが示された。⑤の設問以外は全てプラス点であり、“また使いたいか”の項目が最高得点であった。

自由記載項目については、Q1 では、「目でみるとわかるのでよい」、「力をいれるタイミングがわかる。」、「感覚がわかる。」、といった、筋電図を視認することで筋収縮のフィードバックが出来たとの感想が述べられていた。また、「装置を付けた方がよく動く。自分でがんばらないといけないと思う。」、「真剣に頑張ろうと思いました。」とのモチベーションが向上したとの意見や、「PT の先生の目標が出来そう。」との担当療法士が自身の動きを確認することが運動機能評価に繋がり、リハビリテーションの目標立案の指針となることを期待する意見もあった。Q2 に対しての意見は、「他の部位にも使ってみたい。」という意見や、「慣れれば大丈夫だと思う」「やってみたら出来た。」といった意見、また、「自分で出来ない」といった自身で操作することを想定した際のネガティブな意見もあった

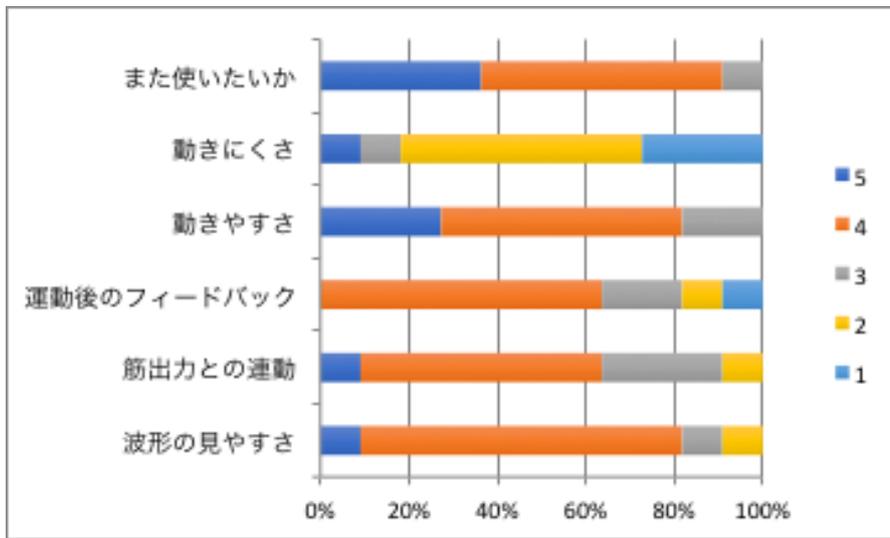


図 26. 装置利用後のアンケート結果.

アンケート項目の各尺度の割合をパーセンテージ化しグラフ化した.

表 2. アンケート調査 (Q1) の自由記載回答.

とくになし. 大腿部 (膝) に使ってみたい.
歩きがぎこちなくなった. 初めてつけたため. 慣れれば大丈夫だと思う.
特になし.
分かりにくいところはなし. 太ももの筋肉に使ってみたい.
肩甲骨の筋肉に力が入りすぎるので見てみたい. 硬くなるので.
歩いていると腰が痛くなることもあるので. そこにつけて見てみたい.
PT の先生の声掛けと連動するか. 筋肉が硬くなるタイミングを知りたい. こうしなければ筋肉がゆるむということがわかればよい.
きちんとやっているので考え方はよいと思う.
なんとなくやったらできたのでこれでよい.
特になし.
自分でできない.

表 3. アンケート調査 (Q2) の自由記載回答.

目でみるとわかるのでよい
自宅で自分でつかってみたい. 右上肢も使ってみたい. 感覚がわかるので. 肩の垂脱臼, 肘, 手関節.
装置を付けた方がよく動く. 自分でがんばらないといけないと思う.
自分の筋肉がどの程度動いているか分かったような気がする. PT の先生の目標が出来そう.
今まで歩いていた時は意識せず. 左足がいつもより重い感じだったが. 画面をみるとこういう風に動かすんだとわかりました. みるとよく動かせると思う.
力をいれるタイミングがわかる.
動いていないものだと思っていた. 動かないことが自然だったので筋肉が動いていることが確認できたので良かった. 自分で理解できていてよかった.
真剣に頑張ろうと思いました.
力の入れ具合が少しはわかちょうな気がする.
特になし
特になし

5.3.3 EMG-BF 前後の装置利用の評価結果考察

アンケート結果より，低コスト簡易筋電計を利用した対象者は筋収縮のフィードバックを筋電図としてスマートフォンからモニターすることで自身の動きを確認できた，と述べており，簡易な装置であっても筋電波形を視認することに対しての阻害要因はなかったことが示された．しかしながら，今回対象となった脳卒中患者の SIAS-M (foot-pad test) のスコアは全員 1 以上であり，スコアが 0 の対象者はいなかった．スコアが 1 であるということは，筋収縮が触診で確認できる者である．したがって増幅率が約 298 倍であっても教育用キットの低コスト簡易筋電計で確認できたが，今後，筋収縮が触診で確認できないスコアが 0 の患者の微小筋電位に対して，増幅率が約 298 倍で対応できるか，495 倍の必要性の有無の検討も必要と考えられた．

操作性に関しては，装置を装着したことによる運動の困難性はなく，自身の筋出力との連動性も問題なかったことが示された．このことは，医療現場で EMG-BF を実施する際に，前章で述べた，服部ら [27] による EMG-BF に利用する装置に求められる 1) 視覚的に表示される筋収縮の大きさが適切であること，2) 時間的な遅れが少なく，リアルタイムの視覚フィードバックが可能であること，3) 患者が見やすいことの 3 つの条件が患者自身の主観によっても解決できたことが明らかとなった．

また，再度使用したいとの意見が多く認められ，今回の研究で使用した部位だけでなく，他部位や，筋収縮だけでなく，筋緊張緩和の目的でも使用したいとの要望もあり，患者自身の使用頻度の向上や多目的の使用へのニーズも高いことが確認された．

5.4 臨床現場での移動動作時の装置利用の操作性向上

第 1 章で述べたように，歩行能力の向上は移動の自立と密接であるため，ADL 改善に大きな影響を与える要因である．また，歩行が自立していない患者（車椅子生活者）においても，退院後の ADL 自立に密接な関わりがある動作は，トイレ動作であり，立ち上がり動作や車椅子からの乗り移り動作（移乗動作）といった立位レベルの ADL 自立を獲得するためには，立ち上がり，歩行のような移動を伴う動作訓練が重要である．また，屋内外歩行移動には，階段昇降といった段差を乗り越える動作も，活動範囲を拡げるには必要である．

理学療法・作業療法の臨床現場では，立ち上がり，歩行，階段昇降などの移動を伴う動作訓練を実施することが多い．第 4 章で提案した装置は，筋電計とモニターとなるモバイル端末の間は，コードがあり，移動を伴う動作訓練の場合，臨床現場においては療法士が持って移動を行う必要があった．しかしながら，この装置はスマートフォンと有線接続であり，歩行介助を行いながら下肢への EMG-BF 療法を適用する際に筋電計とモニター間のコードによる動作制限の問題や，介助の困難さなどの不具合が生じることが予想された．

装置を起居動作や介助歩行訓練などの移動動作を伴う際のフィードバックに用いるリハビリテーションのツールとして用いるためには，無線化し，より空間的な自由度が増した状況で使用できるように改良することが必須である．特に，歩行訓練などの移動が伴うリハビリテーション場面においては，対象者の安全を鑑みると，移動時の患者の動きや，介助者の介助動作への障害を減らし，装置を無線化することで，より広い空間を利用して用いることができるように改良すること

が必要である。これまでに、歩行中の動作解析において Wearable sensors の使用 [57] の報告に代表されるように、移動を伴う筋電図モニター使用時におけるコードレス化の必要性が示されてきている。

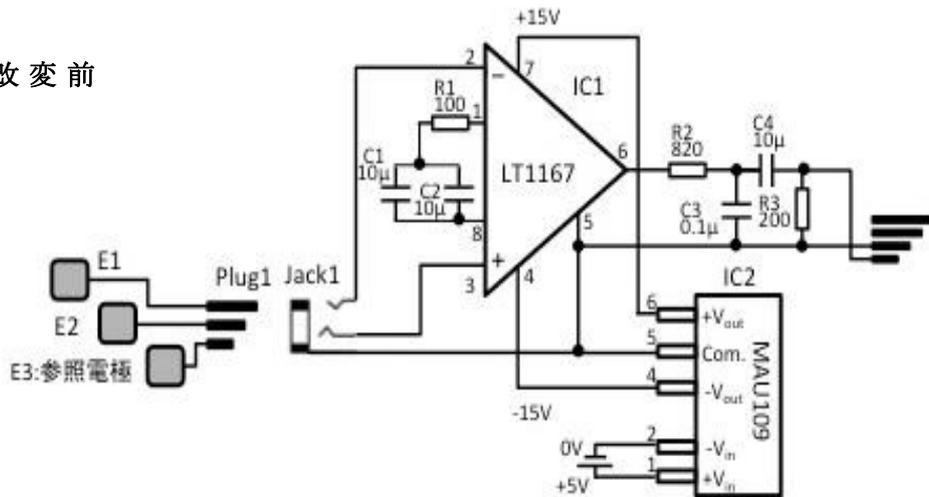
以上の問題を解決するため、本研究では、移動を伴う動作時の筋電計測や EMG-BF の際の操作性を向上させる目的で、オーディオ用 Bluetooth（以下、BT）送受信機を用いて簡易筋電計とモバイル端末間を Wireless 化し、これを市販の検査用筋電計と比較することでその基本性能を確認したので報告する。

5.5 スマートフォン利用低コスト簡易筋電計 wireless 化

EMG-BF として用いるには、臨床現場で運搬しやすい小型のスマートフォンを利用することが便利である。本研究では、モバイル端末の中でも、スマートフォンを Wireless 化することとした。Wireless 化に要した装置は、BT 送信機側は、電極、電極用コード、筋電アンプ、BT 送信機（BTT005N, Zhongshan K-mate General Electronics 社）、BT 受信機側は、Bluetooth 受信機（BYL-918, zeibo 社）、iPhone（Apple 社製 iPhone6s, MKQR2J/A）であった。今回採用した送信機は、約 10m 離れた場所まで情報を伝達することが可能であり、電極で検出した筋電は、筋電アンプで増幅され BT 送信機に送られた。受信機のサイズは、60mm×25mm×9mm、送信機のサイズは、45mm×32mm×8mm であった。筋電信号は無線通信で BT 受信機に送られ、3 極-4 極変換ケーブルをスマートフォンに取り込まれた。波形表示には、iPhone6 標準搭載の簡易録音編集機能アプリケーションであるボイスメモアプリケーション（以下、ボイスメモ）を利用した。筋電アンプの回路の出

力部に AC カップリング用コンデンサを付加した。アンプの出力部には、受動 CR ローパスフィルタ（遮断周波数：1940.9Hz）と受動 CR ハイパスフィルタ（遮断周波数：79.6Hz）を直列に配置した。各アンプに増幅率調整抵抗 $100\ \Omega$ を配置することにより、増幅倍率は 495 倍とした。移動時の筋出力は微小である可能性があるため、495 倍の増幅倍率が妥当であると考えられた。製作総費用は、筋電アンプ部（約 4,000 円）と無線通信部（約 4,000 円）の約 8 千円であった。低コスト簡易筋電計回路図を図 27 に示す。また、図 28、図 29 に受信機、送信機の装置概要を示す。

改変前



改変後

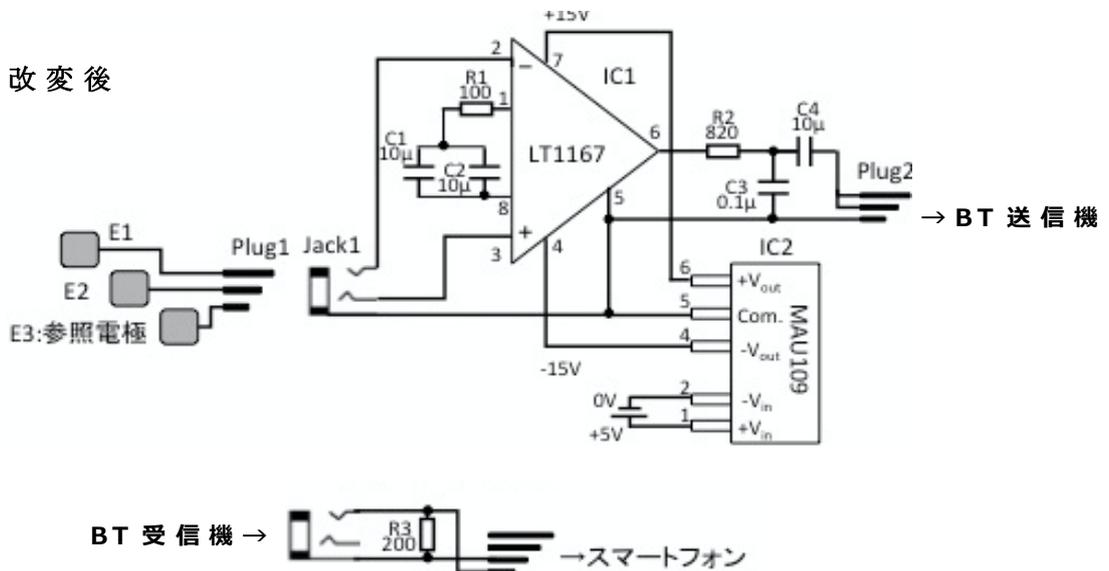


図 27. Wireless 化した低コスト簡易筋電計回路図.

[58]より一部改変引用.

図上が改変前，図下が改変後の回路図である．低コスト簡易筋電計の Wireless 化に伴う変更点は，BT 送受信機を入出力部に設置した点である．さらに，BT 受信機側に，スマートフォンのマイク入力を認識させるために，信号線と参照電位線の間には 200Ω の抵抗を配置移動し，ピン配置を 3 極から 4 極に変換した．



図 28. 送信機側の装置構成．[58]より引用．

筋電アンプ，BT送信機，電極．電極コードから構成され，BT受信機に筋電位信号が送信される．



図 29. 受信機側の装置構成．[58]より引用．

スマートフォンと，3極-4極変換ケーブル，BT受信機から構成され，BT発信機から受信した筋電信号をスマートフォン画面上に表示する．

5.6.1 wireless 化した PC 利用低コスト簡易筋電計性能試験

低コスト簡易筋電計と，ニューロパック Σ （日本光電社製，以下 NP Σ ）を用いて同時計測し，波形の比較を行った．

対象は，成人健常女性 1 名とし，1 チャンネル側を左内側広筋，2 チャンネル側を右内側広筋として，それぞれの膝蓋骨上縁から筋腹に沿って 4 横指の部位に低コスト簡易筋電計の正負電極を配置し，被験者の筋活動を同時に計測した（図 30）．

参照電極は右足関節に配置し，電極は，粘着性のオムロン社製低周波治療器用電極 HV-3DPAD を 3 分割して用いた．被験者へは，PC から 3m 程離れた位置で，端座位より周期的（55 beats per minute）に立ち上がり動作を 10 秒間行うように口頭で指示し，開始の合図より動作終了までの筋電波形の計測を実施した．両装置により測定された筋

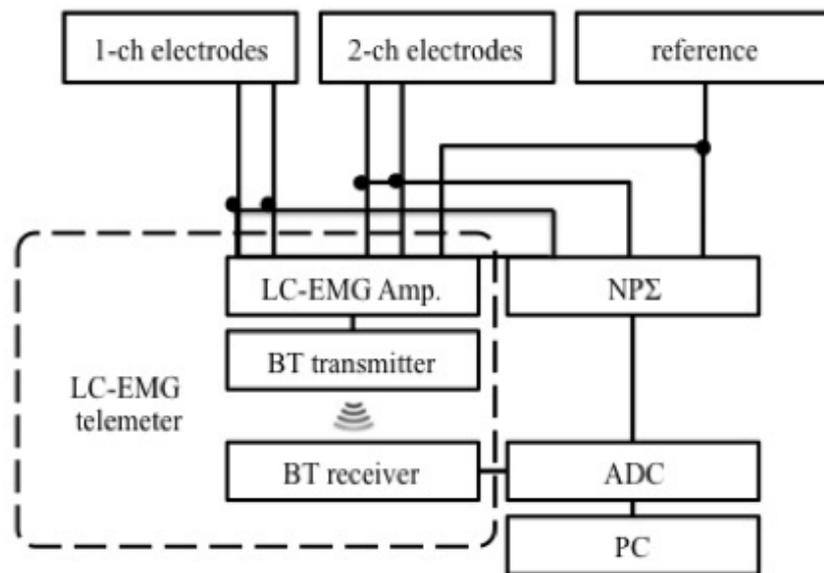


図 30. 性能試験実施時の配線図． [59]より引用．

正負電極，及び参照電極からの各コードを分岐し，低コスト簡易筋電計（LC-EMG telemeter）と NP Σ に接続した．

電信号について，サンプリング周波数 1kHz にて 10 秒間同時計測し，PC に記録し，両信号とも運動初期の 2 秒間を除去し，残りの 8 秒間の信号を解析に用いた．得られた筋電信号から，区間 100ms の二乗平均平方根 Root Mean Square（以下，RMS）を 1ms 毎に算出し，単位時間の筋活動量の指標とした．比較する 2 つの装置を介して得られた両波形の類似性と同期性を検討するために，相互相関関数を求めた．使用統計解析ソフトは R3.3.1 を使用した．

5.5.1 wireless 化したスマートフォン利用低コスト簡易筋電計性能

試験

市販の検査用筋電計との同時計測を実施するため，正電極，負電極，および参照電極からのコードをそれぞれ低コスト簡易筋電計と検査用筋電計である Neuropack Σ （日本光電社製，以下，NP Σ ）に接続した．性能試験時の配線図を図 31 に示す．

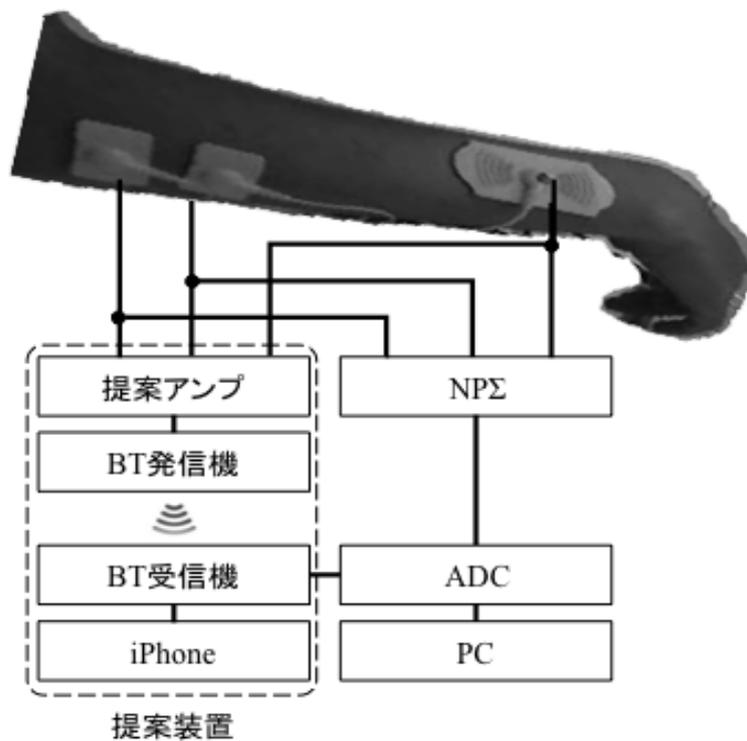


図 31. 性能試験時の配線図． [58]より引用．

正電極，負電極，および参照電極からの各コードを分岐し，低コスト簡易筋電計と検査用筋電計（NP Σ ）に接続した．低コスト簡易筋電計の BT 受信機 の出力と，NP Σ の出力を，ADC を介して，PC に取り込み，記録した．

尚，NPΣは，周波数帯域を 20Hz-500Hz，感度を $500\mu\text{V}/\text{div}$ に設定した．著者である，成人健常女性 1 名を対象として，右尺側手根伸筋の筋腹に正負電極を配置し，低コスト簡易筋電計と，ニューロパックΣを用いて被験者の筋活動を同時に計測した．電極は，粘着性のディスプレイ電極 F ビトロード (F-150S) を用いた．まず，予備実験として，筋電信号の代わりにメトロノームの音声信号を同時入力した．

試験手順は，右前腕部の尺側手根伸筋の筋腹に筋電検出用正および負電極，手関節背側部に参照電極を貼付し，被験者は座位にて，手関節を 60Hz のメトロノームの音に合わせて掌背屈を繰り返すように口頭で指示された．掌背屈を行った際の両装置により測定された筋電信号について，サンプリング周波数 1kHz にて 10 秒間同時計測し，PC に記録した．両信号とも運動初期の 2 秒間を除去し，残りの 8 秒間解析を行った．解析には Excel2013 (Microsoft 社製) を使用した．また，記録波形は，アンプの増幅率を考慮し換算した．

同筋電信号は，iPhone (Apple 社製 iPhone6s, MKQR2J/A) を用いて，iPhone 標準搭載の簡易録音編集機能アプリケーションであるボイスメモアプリケーション (以下，ボイスメモ) にてサンプリングレート 44100Hz/sec, 80kbps の AAC Low Complexity 形式で録音 (以下，保存) した．本研究は早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理規定に則り実施した．

5.5.2 wireless 化したスマートフォン利用低コスト簡易筋電計性能

試験結果

予備実験で入力したメトロノームの音声信号を同時入力した信号は、NPΣと比較し、低コスト簡易筋電計は 219ms の遅延が生じることが確認された（図 32）。

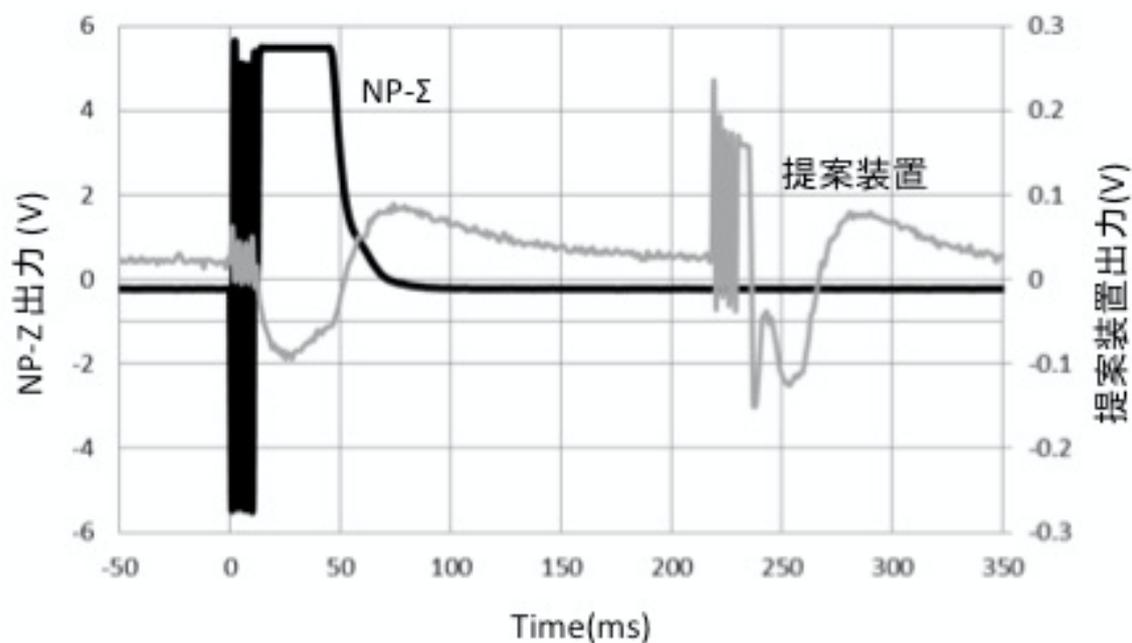


図 32. 通信遅延時間． [58]より引用．

予備実験として、筋電信号の代わりにパルス信号を両装置に入力した。NPΣ の出力波形（黒）と低コスト簡易筋電計の出力波形（灰）を示す。NP-Σに対する低コスト簡易筋電計の遅延時間は 219ms であった。

性能試験の結果，アーチファクトはほとんど認められず，手関節屈筋収縮と弛緩に合わせて筋活動が NPΣ と低コスト簡易筋電計にてほぼ同時に出現していた（図 33）．

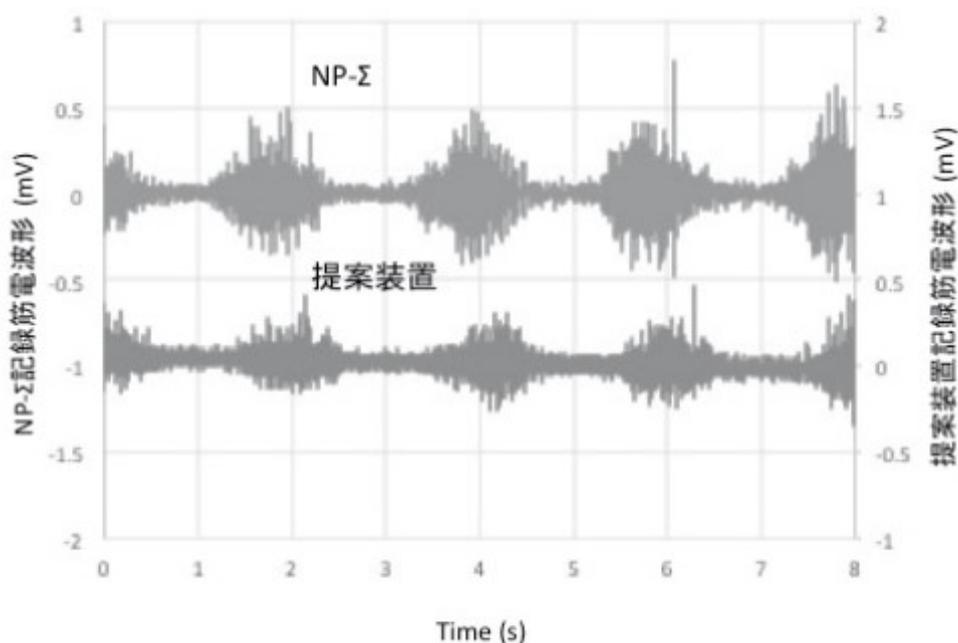


図 33. 記録筋電波形の装置間比較． [58]より引用．

上段は NPΣ，下段は低コスト簡易筋電計により記録された筋電波形を示す．NPΣ と低コスト簡易筋電計の波形は，遅延時間を考慮すると，ほぼ同時に周期的な出現を繰り返していた．

スマートフォン標準搭載のフリーソフトによる波形集録については，iPhone6s 搭載ボイスメモにて低コスト簡易筋電計の筋電図を記録した波形についても筋収縮レベルを視覚的に十分確認可能であった（図 34）．



図 34. スマートフォンによる集録波形. [58]より引用.

iPhone6s 標準搭載のフリーソフト, ボイスメモによる記録波形を示す.

Wireless 化しても, 随意筋収縮と弛緩を交互に繰り返した時の筋電波形が出現し, 筋活動を十分視認できた.

5.5.3 wireless 化したスマートフォン利用低コスト簡易筋電計性能試験の考察

本研究では, 第 4 章で提案したスマートフォン用低コスト簡易筋電計について, BT オーディオ送受信機を用いて無線化した. さらに, この提案装置を既存の検査用筋電計と同時計測し, 比較することで, その表示筋電波形の妥当性を検討した. 予備実験で入力したメトロノ

ームの音声信号を同時入力した信号は，NPΣと比較し，低コスト簡易筋電計は219msの遅延が生じることが確認されており，その結果から遅延時間を考慮すると，NPΣと提案装置の波形がほぼ同時に周期的な筋活動が生じていると認められた．

性能評価試験の結果からは，市販の検査用筋電計との同時計測では，低コスト簡易筋電計においても対象となる筋活動が的確に検出できていることが確認できた．計測された筋電波形は，検査用筋電計により計測された波形とほぼ同期していた．取得した記録波形は，手関節の背屈に伴い筋電図の振幅は増加し，掌屈時の弛緩時には，それらが消失しており，既存の検査用筋電計と同等の性能で，筋収縮をモニタリングすることが可能であることが確認された．さらに，スマートフォン上においても，筋収縮を容易に確認することができ，運動を行いながらリアルタイムに，筋収縮量を視覚的にフィードバックすることが可能であった．

これらの結果から，低コスト簡易筋電計は，EMG-BF装置として適切な筋電波形を表示できることが確認された．今回の低コスト簡易筋電計において追加して利用したBTオーディオ送受信機も市場で容易に入手できることから，以前の装置と同様に，誰でも容易に作製できると予測される．さらに，コストの面では，本装置は1chであるが，8千円以下の部品代により，簡易無線筋電計を製作でき，既存のスマートフォンを筋電図モニターとして利用できることは低コストで抑えられ，また，日常的に使用しているスマートフォンが使用できるため，操作性も高い．

Bluetooth通信において，219msの遅延が生じていたが，歩行終了

直後にフィードバックを実施する場合や、走行ではなく、脳卒中患者等における低速歩行において、また、介助歩行の際に、療法士が後側方より介助しながらスマートフォン画面で確認するような場面では、この程度の遅延は療法士、患者の主観的には問題とならないと予測されるが、今後、臨床場面で活用した上で遅延の影響についての検討を要する。

5.6 PC利用の低コスト簡易筋電計の wireless 化

移動を伴う理学療法の際に筋電計を利用して計測を行う場合があるが、前節で紹介した Wireless 化したスマートフォン使用の低コスト簡易筋電計では 1チャンネル（以下、ch）しか対応ができない。村岡らの 2ch の簡易 EMG-BF 装置 [43] は PC と有線接続であったため、使用できる空間がコード長により制限されていた。さらに、村岡らの装置は、周囲環境や PC の機種により、PC の AC 電源駆動時に、AC 電源のスイッチングノイズが筋電計の USB 電源を介して筋電波形に混入するという問題が生じていた。PC による AC 電源駆動時でも、表示および記録される筋電波形にノイズが混入しないことが望ましい。PC を利用することで 2 つの対象筋に対して筋電計測を実施できること、また、特に EMG-BF の運動療法機器としてではなく、筋電図の記録を行う際は、PC を利用する必要がある。そのため、前節に報告した簡易筋電計の wireless 化だけでなく、PC 利用の筋電計についても wireless 化し、PC 使用時の 2ch 筋電計計測の性能試験を実施した。

今回の低コスト簡易筋電計は、電極、電極用コード、独自に設計および開発をした筋電アンプ、BT 送信機（BTT005N, Zhongshan K-mate

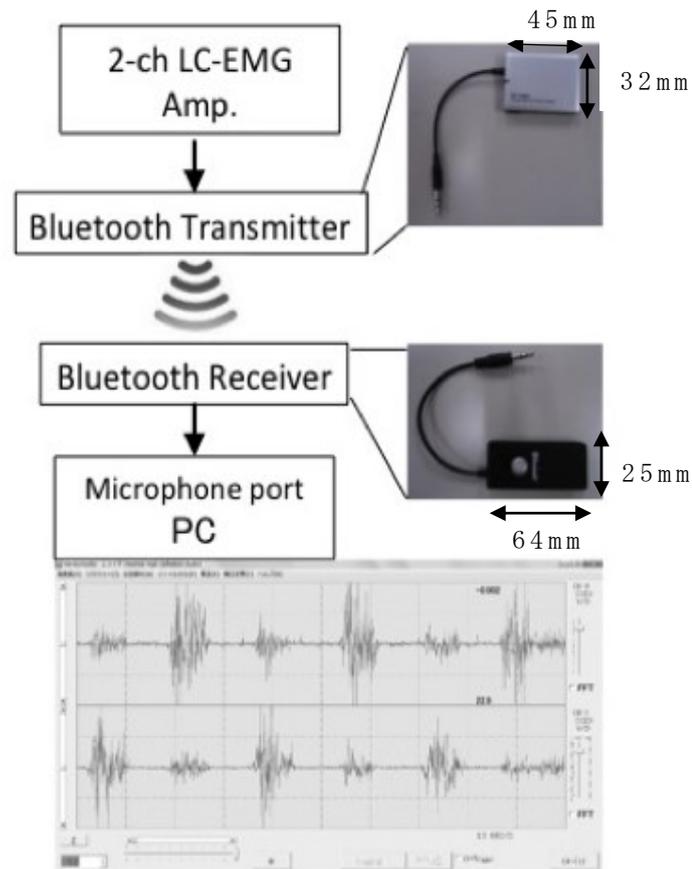


図 35. PC 利用の低コスト簡易筋電計概要. [59]より引用.

筋電アンプ (2-ch LC-EMG AMP.) , BT 送信機 (Bluetooth Transmitter) , BT 受信機 (Bluetooth Receiver) , PC により構成された.

General Electronics 社) , BT 受信機 (BYL-918, zeibo 社) , PC により構成した (図 35) . 製作総費用は, EMG-BF 装置 (約 5,000 円) と無線通信部 (約 4,000 円) の合計約 9,000 円であった. 今回採用した送信機は, 約 10m 離れた場所まで, 情報を伝達することが可能であり, 電極で検出した筋電位は, 筋電アンプで増幅され BT 送信機に送られた. 受信機のサイズは, 60mm×25mm×9mm, 送信機のサイズは, 45mm×32mm×8mm であった. 電圧値は無線通信で BT 受信機に送られ,

ステレオマイク入力端子などを介して汎用 PC に取り込まれた。波形表示には、汎用オーディオ用波形表示ソフト（ハンディ・オシロスコープ）を用いた。

筋電アンプの回路図を図 36 に示す。筋電アンプは村岡らの装置 [43] の回路の出力部に AC カップリング用コンデンサを付加し、増幅率を 495 倍とした。アンプの出力部には、受動 CR ローパスフィルタ（遮断周波数：1940.9Hz）と受動 CR ハイパスフィルタ（遮断周波数：79.6Hz）を直列に配置した。

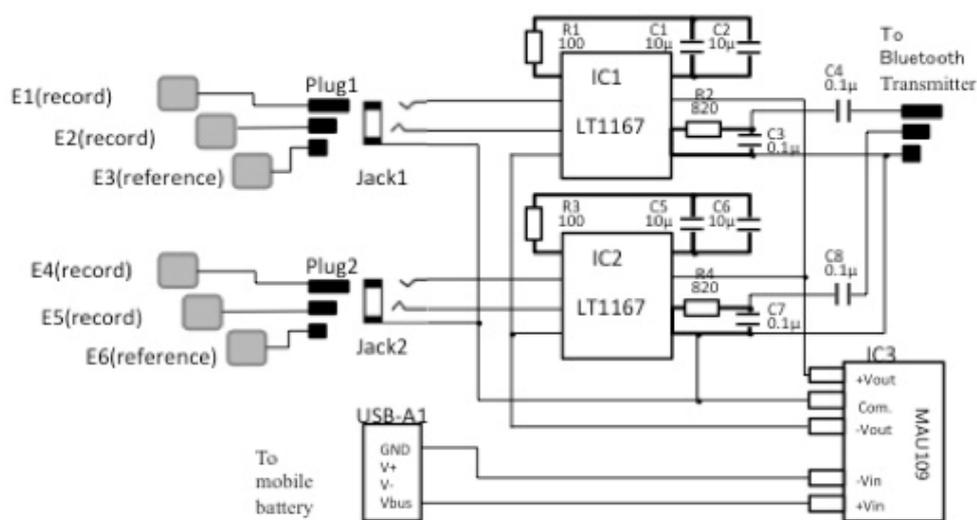


図 36. 低コスト簡易筋電計の回路図。 [59]より引用。

提案筋電アンプは、村岡らの回路 [43] の出力部に AC カップリングコンデンサを付加した。各アンプに増幅調整抵抗 100Ω を配置し、増幅倍率は約 495 倍とした。

5.6.2 wireless 化した PC 利用低コスト簡易筋電計性能試験結果

図 37(a)は 1ch 側の左内側広筋，(b)は 2ch 側の右内側広筋の筋電波形を示す．さらに，各図内において，上段の波形（左軸参照）が NPΣ，下段の波形（右軸参照）が低コスト簡易筋電計により記録された筋電波形を示す．

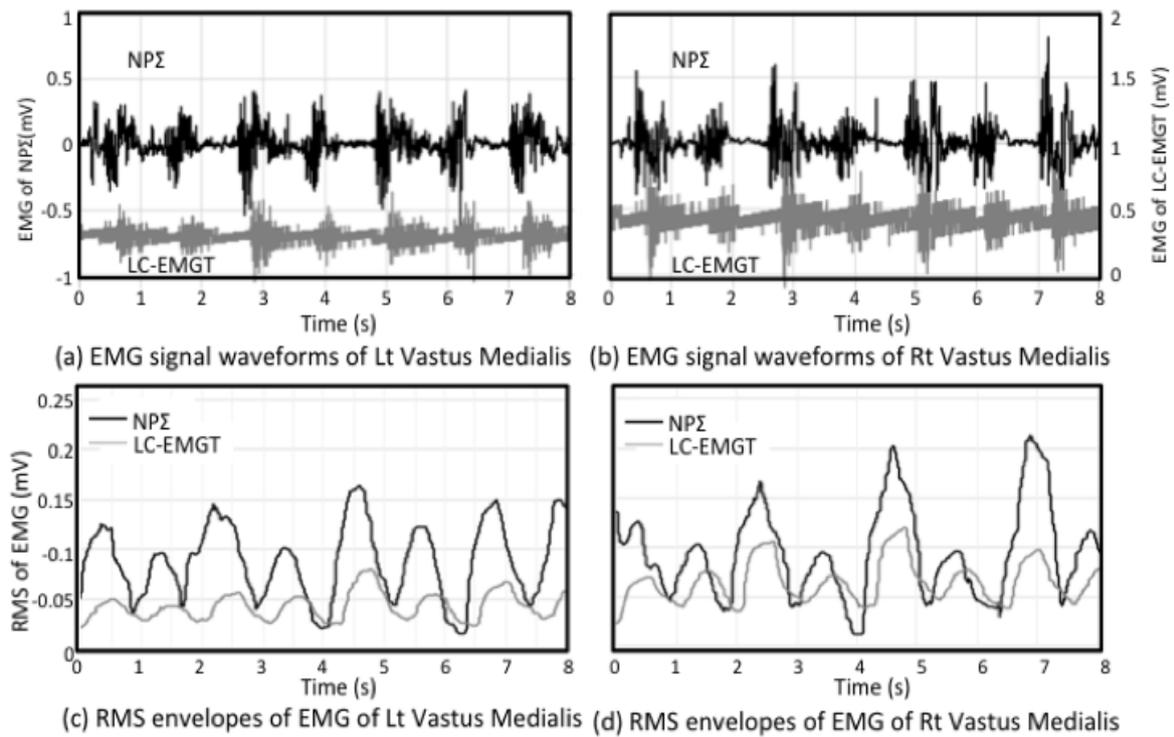


図 37. 性能試験実施時の筋電波形と RMS 波形．

[59]より引用．

(a)が左内側広筋，(b)が右内側広筋の筋電波形．(c)が左内側広筋，(d)が右内側広筋の RMS 波形．

両装置による計測波形の立ち上がり動作の RMS 波形（区間 100ms の RMS 値）を図 37 (c) に左内側広筋，図 37 (d) に右内側広筋のものを示す．上段が NPΣ，下段が低コスト簡易筋電計のものである．

また，図 38 (a) に左内側広筋， (b) に右内側広筋の両装置から得られた筋電図波形の相互相関関数 plot を示す．1 チャンネル側の相互相関関数は，-184ms から-163ms の範囲でピーク値を示し，その値は 0.976 であった．2 チャンネル側の相互相関関数は，-169ms から-151ms の範囲でピーク値を示し，値は 0.955 であった．

左右内側広筋ともに，低コスト簡易筋電計の波形において 170ms 前

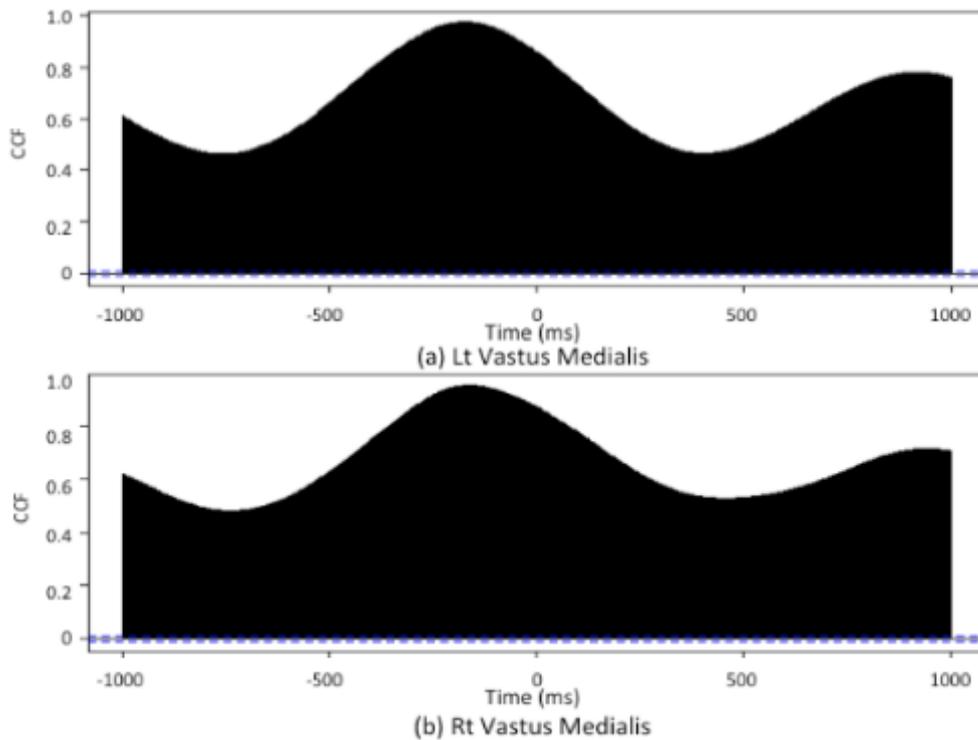


図 38. 両装置から得られた筋電図波形の相互相関関数

plot. [59]より引用.

(a) に左内側広筋， (b) に右内側広筋の両装置から得られた筋電図波形の相互相関関数 plot を示す.

後の遅延が認められた．この遅延を考慮すると，両波形において周期的な出現と減衰を繰り返しており，両チャンネルとも両装置間でほぼ同期した筋活動が認められた．ノイズはほとんど認められなかった．

このことから両波形は，170ms 前後の遅延はあるものの，極めて高い類似性と同期性があることが明らかとなった．

5.7 Wireless 化 PC 利用低コスト簡易筋電計の患者移動時の計測への応用

前節において装置改良，性能試験を実施したが，実際の臨床場面での低コスト簡易筋電計の安全面への配慮，ノイズ混入について確認をするために，運動器疾患患者の臨床での立ち上がり及び階段昇り動作時の装置による計測の可否についての実証実験を行った．

5.7.1 Wireless 化 PC 利用低コスト簡易筋電計の患者移動時 EMG 計測実験

対象者は説明と同意を得て，自主的に本実験に参加した両変形性膝関節症患者外来通院中の 71 歳女性であった．今回の受診は左膝関節の動作時疼痛によるものであったが，受診から 6 ヶ月経過し，左膝関節の改善が認められていた．WOMAC score（簡易版）5 点．関節可動域は左右とも 145 度．伸展 0 度であり，担当理学療法士による MMT は左 5，右 5．立ち上がり動作，階段昇降とも自立レベルであった．

対象者の左内側広筋に低コスト EMG 筋電計の 1 チャンネル，右内側広筋に 2 チャンネルの正負電極を，参照電極は両側膝蓋骨に配置した．対象者には，立ち上がり動作は 55Hz のメトロノーム音を指標に立ち座りを実施するように，階段昇り動作は対象者が通常実施しているスピードで開始の合図と共に実施するように指示した．両動作とも筋電波形は動作開始と同時に 25 秒間集録し，低コスト簡易筋電計によっ

て検出した筋電波形を，マイク端子を經由し AC 電源駆動している PC (Let's note CF-SX1, Panasonic 社製, Windows 7) に取り込み記録した。

集録・波形表示には，Windows 用フリーソフト，ハンディオシロスコープ (Windows8/7/me/XP 対応) を用いた。PC のマイク設定は，マイクのプロパティの拡張タグに存在する「音響エコーキャンセル」のチェックを外す必要があった。解析には Excel2013 (Microsoft 社製) を使用し，集録開始直後・集録直前の 2 秒間は解析からそれぞれ除外した。また，記録波形は，アンプの増幅率を考慮し，換算した。尚，本研究は当該施設倫理委員会の承認 (承認番号：280095) を受け実施した。

5.7.2 Wireless 化 PC 利用低コスト簡易筋電計の患者移動時 EMG 計測実験結果

図 39(a) に変形性膝関節症患者における立ち上がり動作，(b) に階段昇り動作の記録波形を示した。また，図 39(c) に立ち上がり動作時の RMS 波形，(d) に階段昇り動作時の RMS 波形を示す。1 チャンネルが左内側広筋，2 チャンネルが右内側広筋である。

また，課題実施時，移動時のコードによる動作の阻害はなかった。また，立ち上がり及び階段昇り動作において，著名なノイズ混入はなく，動作に伴った筋電信号を確認することができた。対象者は左膝関節の疼痛により受診していたが，現在改善しており，立ち上がり時の筋電図波形からは，左右の内側広筋の差異は大きく認められておらず，筋電図上からも両側の筋活動がほぼ変わらないことが明らかとなった。

しかしながら階段動作では、治療側の左内側広筋の筋活動の低下が若干認められた。以上の筋活動の左右差の確認については、臨床上での使用を鑑み、目測で実施した。

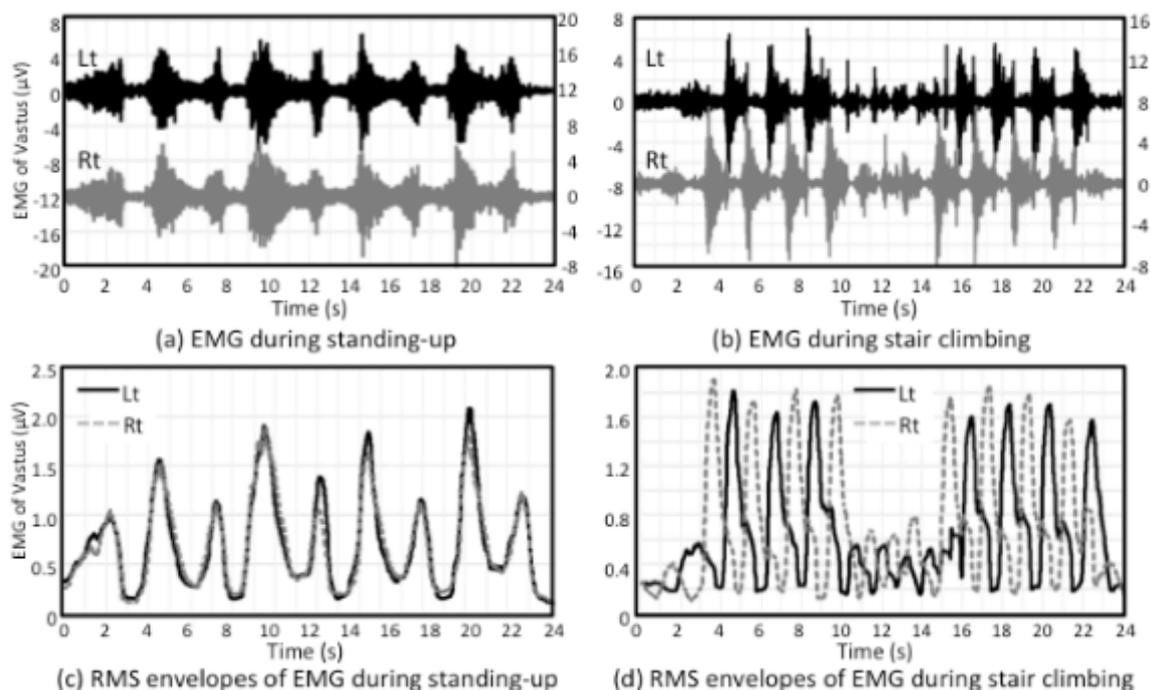


図 39. 低コスト簡易筋電計から得られた両側内側広筋の筋電図波形と RMS 波形。[59]より引用。

(a) に立ち上がり動作，(b) に階段昇降時の筋電波形を示す。また，(c) に立ち上がり動作，(d) に階段昇降時の RMS 波形を示す。

5.8 PC 利用低コスト簡易筋電計の wireless 化の考察

本研究では、村岡らが提案したステレオ入力端子を用いた簡易 EMG-BF 装置[43]を改良し、オーディオ用 Bluetooth 送受信機を用いて

EMG モニター部分を無線化した。従来装置も計装アンプや DCDC コンバータ，抵抗やコンデンサといった，容易に入手可能な 20 点程度の部品数で低コストにて製作可能であり，工学的知識の少ない医療従事者が作製しやすいように配慮されていたが，今回の低コスト簡易筋電計において追加して利用したオーディオ用 Bluetooth 送受信機も容易に入手できることから，同様に，低コスト簡易筋電計においても容易に作製できると予測される。また，市販されている無線式筋電計は，多チャンネルであるものの数百万円と高価なことから，本装置は 2 チャンネルではあるが，主働筋と拮抗筋など 2 筋間の筋活動のタイミングや活動量を把握することが可能であり，1 万円以下の部品代により，複数チャンネルの簡易無線筋電装置を製作できることは，臨床現場やスポーツ場面でのニーズに充分応えうるものであると考える。

今回，性能評価試験の結果より，既存の高性能無線筋電計との同時計測では，2 チャンネルの低コスト簡易筋電計においても対象となる筋の活動が的確に検出できていることが確認できた。

スマートフォンの wireless 化低コスト簡易筋電計では，Bluetooth 通信において，170ms 前後の遅延が生じていたが，運動終了後にフィードバックや解析を実施する場合や，走行ではなく患者等における低速移動においては，この程度の遅延は大きな問題にならないと考えた。今回の，PC 対応の wireless 化低コスト簡易筋電計では 144ms の遅延が生じていたが，こちらでも，歩行終了直後にフィードバックを実施する場合や，走行ではなく，運動器疾患患者における立ち上がり，階段昇り動作において，動作後に筋電図フィードバックやセラピストが左右筋活動を比較する際には，この程度の遅延は大きな問題にならな

った。また、本研究では AC 電源で駆動した PC に筋電波形を記録したが、電源ノイズは全く混入していなかった。したがって、周囲環境や PC 機種に依存しない安定した低ノイズの筋電計測が実施できることが確認された。

臨床での低コスト簡易筋電計での記録波形より、立ち上がり動作時の対象者の左右内側広筋での筋活動はほぼ同等であることが確認できた。しかしながら、階段動作では、治療を行っていた右内側広筋の活動が若干低下していた。立ち上がりのような両足での動作と比較して、片脚支持の必要な移動の多い階段動作では左右の筋出力の傾向に差があり、いまだアプローチが必要なことが明らかとなった。筋電波形の大小比較について、本来は絶対値等にて算出比較するべきではあるが、今回は、臨床応用する目的であり、簡易に療法士が判断するために目視で左右差があることを確認できることに意義があると考えた。このように、各動作時に EMG でモニターし、アセスメントすることで、患者の身体運動へのリハビリテーションプログラム立案における指針決定の際の一つの定量的な情報となりうる可能性が示唆された。

今回、臨床場面において低コスト簡易筋電計を使用したのが、安全に動作を計測することが可能であり、階段昇り時の見守り介助の阻害にもならなかった。このように、EMG モニター部分を PC から無線化することにより、コードに躓いて転倒するリスクや動作への阻害を減らし、コードから患者を非拘束化することにより空間的な計測範囲を拡大できた。今回用いた Bluetooth 送信機 (BTT005) は、送受信可能距離が約 10m であり、10m 歩行評価など、歩行訓練に利用可能と考えられる。本装置を利用することにより、歩行、階段などの応用歩行とい

った移動を伴う動作解析や，EMG-BF 療法の実践が簡易的に低コストで可能となり，多岐にわたる疾患におけるリハビリテーション場面やスポーツでの運動トレーニング場面での筋電計を利用した測定やEMG-BF 療法実施の機会の増加が見込まれると予測される．

6. 教育応用の可能性

6.1 療法士養成校での製作実験とその効果

第4章において述べたように，筋電計のコスト面や親近性の低さから，リハビリテーション研修施設においても保有台数が少ないのが現状であったが，療法士養成校においても1台もしくは数台保有している程度である．また，授業内でもグループで実習することが多く，触れるのは卒業研究などの機会のみであることが多い．養成校学生にとっても，打腱器，聴診器，関節角度計などより縁遠い機器である．さらに，理学療法士・作業療法士国家試験の出題基準[60]には，筋電図バイオフィードバック訓練が含まれており，現状では，ほとんど触れたことのない治療法について教科書上の知識だけで学生が対応しなければならない．国家試験を念頭に入れた教育上観点からも，筋電計への親近性を高める目的においても，教育場面から筋電計また，筋電図バイオフィードバック装置に触れる機会を増やすことは急務である．

また，効果的な教育手法といった面からは，療法士養成校教育では，知識伝達，技術習得を焦点に置いた授業を主に実施しており，昨今，教育分野において推奨されてきている“ものづくり”実習のような，より，コンストラクショニズムに基づく実践的なアクティブラーニングにつながる実習授業実施[61]はほとんど実施されていない．近年では医療機器は多種多様であり，ロボットを利用したリハビリテーションが推進されている現在，療法士も患者，利用者に適切な機器を選択し，その操作を行わなければならない状況が多くなっている．機器・装置に対する嫌悪感の払拭，理解の促進を養成校から実施し，学生時代より筋電計操作に対する興味・関心向上を促進する必要がある．

今回、筋電計への親近性を向上させるため、教育場面での応用を検討する目的で、工学的な知識が少なく、ハンダ付けの経験のない療法士養成校の学生でも容易に作成できる第4章で紹介した教育用キットを用いて学生自身が製作し、その製作時間と実施前後のアンケート調査を実施したので報告する。

6.1.1 療法士養成校での製作実験方法

筋電計製作は、第4章で作成した製作キットを用いた。製作費用は1台当たり約1,500円であった。

対象は、自由意志に基づき志願した療法士養成校3年制養成校の学生16名と4年制大学の学生18名であった。また、当該校の倫理委員会に申請し、承認を得た（承認番号：FUJI2016001，研静16-8）。本研究実施前に、予備実験を学生14名に対し実施したが、製作時間が平均 81.3 ± 34.1 分であった。そのため、製作過程を説明した説明書を作成し、ブレッドボード上に補助線を引くなど製作過程を見直し、本実験を実施した。

授業実施手順は、1) 事前アンケート実施、2) 講義：15分間のEMG-BF療法と装置についての基本的講義を事前に作成した原稿の通りに説明を行った。3) 製作実習：装置製作実習を実施し、ソルダレス回路を組み立てた。差し込み順序や場所はプリントとパワーポイントで提示した。回路が完成した後、スマートフォンと接続し、動作確認を行い、動作確認後、ユニバーサル基板にハンダ付けし、再度動作確認を行った。その後、リハビリテーションへの応用について装置を利用した学生に思考展開させた。4) 事後アンケート実施、であった。

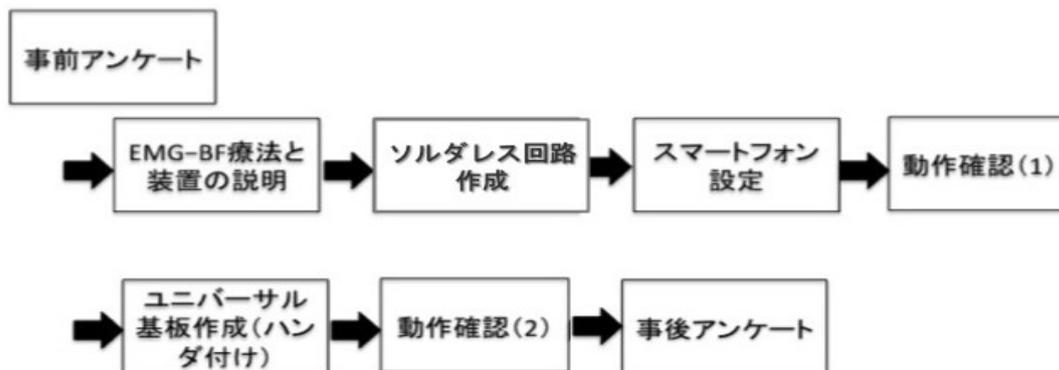


図 40. 製作実験の流れ.

製作キットを使用したブレッドボード上での製作をソルダレス回路作成とした。ソルダレス回路作成後，作成した回路をユニバーサル基板上にハンダ付けを行い回路作成する実験も実施した。

	質問事項	評価				
		まったく そう思わ ない	そう思わ ない	どちらとも いえない	そう思 う	まったく そう思 う
1	筋電図バイオフィードバック療法に関心がある	<input type="checkbox"/>				
2	筋電図バイオフィードバック療法に関わりたい	<input type="checkbox"/>				
3	筋電図バイオフィードバック療法に対応できる	<input type="checkbox"/>				
4	筋電図バイオフィードバック療法の知識を持っている	<input type="checkbox"/>				
5	授業において筋電図バイオフィードバック療法に関する知識が増えた	<input type="checkbox"/>				
6	授業において筋電図バイオフィードバック装置に関するスキルを得ることができた	<input type="checkbox"/>				
7	教材を使った筋電図バイオフィードバック療法授業に興味を持てた	<input type="checkbox"/>				
8	教材は筋電図バイオフィードバック療法のスキルを修得する上で役立った	<input type="checkbox"/>				

図 41. 知識・技術に関する質問票 (1) .

[66]より一部改変引用.

文部科学省のカリキュラムガイドラインに沿った質問項目. 1-4 は製作実験実施前に実施. 制作実験後は, 1-8 の全てを実施した.

	質問事項	評価					質問事項
		とても	やや	どちらでもない	やや	とても	
1	つまらなかった	<input type="checkbox"/>	おもしろかった				
2	眠くなった	<input type="checkbox"/>	眠くならなかった				
3	好奇心をそそられなかった	<input type="checkbox"/>	好奇心をそそられた				
4	マンネリだった	<input type="checkbox"/>	変化に富んでいた				
5	やりがいなかった	<input type="checkbox"/>	やりがいがあった				
6	自分には無関係だった	<input type="checkbox"/>	自分に関係があった				
7	どうでもいい内容だった	<input type="checkbox"/>	身につけたい内容だった				
8	途中の過程が楽しくなかった	<input type="checkbox"/>	途中の過程が楽しかった				
9	自信がつかなかった	<input type="checkbox"/>	自信がついた				
10	目標が曖昧だった	<input type="checkbox"/>	目標がはっきりしていた				
11	学習を着実に進められなかった	<input type="checkbox"/>	学習を着実に進められた				
12	自分なりに工夫しながら進められなかった	<input type="checkbox"/>	自分なりに工夫しながら進められた				
13	不満が残った	<input type="checkbox"/>	やってよかった				
14	すぐには使えそうもない	<input type="checkbox"/>	すぐに使えそうだ				
15	できても認めてもらえなかった	<input type="checkbox"/>	できたら認めてもらえた				

図 42. ARCS モデルに沿った動機付けに関する質問票 (2) .

[66]より一部改変引用.

谷口らによる質問票[63]に沿った15問のアンケート調査を製作実験後に実施した. 成績評価に関する質問を削除し一部改変した.

アンケートは, 製作キットによる製作授業が学生の知識・技術の取得と, 動機付けにどのような影響を与えたかを調査する目的で, 文部科学省の児童生徒の学習評価の在り方についての報告[62]で紹介されているカリキュラムガイドラインに沿った知識・技術の評価項目を改変したもの(図41)と, ARCSモデルを基盤とした谷口らの学習動機質問表(2012)[63]を今回必要のない授業評価に対する質問項目を削除し一部改変したもの(図42)の2点を用いて調査した. ARCSモデル[64]とは, J.M.Keller による学習意欲に影響を及ぼす, 注意

(Attention) , 関連性 (Relevance) , 自信 (Confidence) , 満足感 (Satisfaction) の 4 要素で構成された動機づけに関わる包括的モデルである。このモデルは、学習者のモチベーションに対して、この 4 要素のどの部分に着目するのか、計画や評価を行うことで、授業設計を効率的に実施することができるものである。

6.1.2 療法士養成校での製作実験結果

製作にかかった時間は、 50.8 ± 34.1 分 (3 年制) , 27.4 ± 8.8 分 (4 年制) であった。アンケート調査の結果を、表 4, 表 5, 表 6 に示す。

「知識が増えた」と回答した 3 年制の学生の割合は 87.5% , 「技術が増えた」は 68.8% , 「興味を持った」は 93.8% , 「有益である」は 93.8% であった。「知識が増えた」と回した 4 年制大学生の割合は、88.9% , 「技術が増えた」は 55.6% , 「興味を持った」は 94.4% , 「有益である」は 77.8% であった。3 年制学生の平均 ARCS スコアは、「注意」が 4.1 ± 0.9 , 「関連性」が 4.2 ± 0.7 , 「自信」が 3.7 ± 0.9 , 「満足感」が 4.0 ± 1.0 , 4 年制学生は、「注意」が 4.2 ± 0.9 , 「関連性」が 4.4 ± 0.6 , 「自信」が 3.7 ± 0.6 , 「満足感」が 3.7 ± 0.8 であった。

表 4. 知識・技術に関するアンケート調査結果の実施前後比較

[66]より一部改変引用.

	3年制学生(N=16)		4年制大学生(N=18)	
	実施前	実施後	実施前	実施後
興味を持った	3.1±1.0	3.8±0.9*	3.4±0.7	4.1±0.4*
関わりたい	2.8±0.6	3.3±0.7*	3.3±0.6**	3.8±0.6*
対応できる	2.3±1.1	2.6±0.9	1.7±1.0	2.6±1.0*
知識を持っている	1.4±0.6	2.4±1.0*	1.3±0.7	2.8±0.9*

Values are mean±SD. Significantly different(*:p<0.05) 実施前後での有意差

Significantly different(**:p<0.05) 3年制と4年制学生での有意差

表 5. 学校別知識・技術に関するアンケート調査結果.

[66]より一部改変引用.

		3年制学生(N=16)	4年制大学生(N=18)
知識が増えた(%)	はい	87.5	88.9
	いいえ	6.3	0
	どちらでもない	6.3	11.1
技術が増えた(%)	はい	68.8	55.6
	いいえ	6.3	0
	どちらでもない	25	44.4
興味を持った(%)	はい	93.8	94.4
	いいえ	0	0
	どちらでもない	6.3	5.6
有益である(%)	はい	93.8	77.8
	いいえ	6.3	0
	どちらでもない	0	22.2

表 6. 学校別動機付けに関するアンケート調査結果.

[66]より一部改変引用.

	3年制学生(N=16)	4年制大学生(N=18)
注意 (point)	4.1±0.9	4.2±0.9
関連性 (point)	4.2±0.7	4.4±0.6
自信 (point)	3.7±0.9	3.7±0.6
満足感 (point)	4.0±1.0	3.7±0.8

6.1.3 療法士養成校での製作実験考察

最終的に，全学生が平均 60 分以内に製作キットを完成することができた．早いグループでは 20 分以内で完成することが出来ていた．これは，大学や専門学校の 1 コマ 90 分の時間内に製作可能であるこ

とを意味し、教員が EMG-BF を教示する際に授業内で十分使用できることを示している。授業内で学生自身が製作できるということは、筋電計製作を養成校課程での授業計画へ組み込むことが期待できることを示している。

また、アンケート調査の結果から、3年制専門学生も4年制大学生も、EMG-BF に“興味をもっている”、“関わりたい”、“知識をもっている”の項目の割合が制作実施後に有意に増加した。

これは、制作実施後は、EMG-BF に良いイメージを持ったことを示唆し、教育ツールとしても使用するに値すると考えられる。

学習動機付け評価の ARCS モデルの観点については、注意、関連性は両方の PT 学生でスコア 4 以上であり、この制作キットが興味や好奇心を向上していたと考えられる。製作キットは多くの学生の関心や、興味、注意を向上させることができ、授業へのモチベーションを促進することのできる教育ツールをしても提案できるものとする。

満足度が注意、関連性の2つの項目より低かったのは、質問項目の“技術を得た”が“知識が増えた”より低かったことと同様で、キットを制作するだけでは、知識は増えたが、どのように患者に適応したらよいかの臨床適用への応用力が得られなかったため満足項目が低く現れたと考えられる。この満足度や技術取得感を向上させるためには、製作した筋電計を臨床実習に持参し、実際の臨床場面で使用することも必要と考えられる。

専門学生と大学生の違いについては、EMG-BF に“関わりたい”の項目は、制作前のアンケート結果からも3年専門学生より大学生の方が有意に高いスコアであった。このことは、大学生の方がより EMG-

BF 療法に臨床的に関わりたいと考えており，より臨床に即した知識を欲している可能性がある．また，ARCS の満足度も，有意差はないものの大学生のほうが低く算出されている．

川上[66]は，統計学の授業において，4年大学生の満足度が3年専門学生よりも低く，4年大学生のモチベーションを上げるには，特別な方法論が必要であったとしている．大学生に教示するには，理学療法の方法論としての教示をするなどの工夫が必要である．

工学的な知識が少なく，ハンダ付けの経験のない療法士養成校の学生が装置に触れる機会を増やすことは，今後，療法士がロボット機器や IT, ICT, IOT 機器を扱う事例が増えていくことが予測され，本提案機器の基本構造や，扱いを学ぶ上でも有効な教育ツールとなり得ると考えられる．療法士教育への意義としては，教育現場で学生自ら完成させた安価で簡便な装置を用いて EMG-BF 療法を学ぶことができれば，筋電計といった機器のみならず，神経科学への興味や装置の活用意欲が高まると同時に，将来的に EMG-BF 療法を実施できる療法士が増加することが予測される．

7. 低コスト簡易筋電計の利用拡大による影響

本研究では，低コスト化，操作性の向上，親近性の向上を目的に低コスト簡易筋電計を改良し，臨床現場や教育現場での応用の可能性と教育効果や臨床的適用の可能性を示してきた．本章では，1) 教育場面で低コスト簡易筋電計を導入した場合と，2) 医療福祉の臨床場面で導入された場合について脳血管障害患者を例にあげ，主に介護サービスに与える経済的な影響を考察し，前章までに考察した臨床的，教育的影響と合わせて考察する．

7.1 教育場面の低コスト簡易筋電計導入による影響

厚生労働省の報告[67]では，平成 28 年度の全国理学療法士養成校の数は 289 校，学生数は 14,012 名であった．また作業療法士養成校の数は 200 校，学生数は 7,393 名であった．この学生全員が，筋電計製作キット（1 台当たり 1,500 円）を利用し筋電計を保持したとすると，費用は理学療法士学生で，21,018,000 円，作業療法士学生で 11,089,500 円と試算される．これを養成校当たりの負担額とすると，

表 7. 低コスト簡易筋電図製作キットにかかる全国療法士養成校当たりの負担額試算．

養成校数，学生数に関しては厚生労働省報告[67]を引用．

	養成校数(校)	学生数(人)	製作キット総額(円)	1養成校あたりの負担額(円)
理学療法士養成校	289	14012	21,018,000	72,727
作業療法士養成校	200	7393	11,089,500	55,448

理学療法士養成校 1 校当たり 72,727 円，作業療法士養成校 1 校当たり 55,448 円となる．耐用年数を 1 年として，全学年が毎年作成せず，新入生のみ製作キットで作成するとすれば，さらに，この 1/3 から 1/4 の負担額となる．

ホルター筋電図 ME3000 (ThoughtTechnology 社製) [36]は，本体は約 100 万円であり，MyoTRACE400. (Noraxon U.S.A 社製) [37]についても本体は 60 万円であるが，電極パッドや電極コード，解析装置も含めると総額 100-250 万円のコストがかかる．電極コード類等の消耗品も数万円である．国税庁は，レントゲンその他の電子装置を使用する機器の耐用年数を 6 年としており [68]，1 校あたり 1 台の筋電計を保有したとして，1 台 100 万円であれば，6 年の耐用年数であれば年間 16.6 万円となる．教育用ツールとして考えるならば，製作キットによる簡易筋電計を学生が 1 台保有したとしても，養成校で 1 台の市販筋電計を保持するよりコストが 1/3-1/2 となり，コストは低く抑える事ができる．また，前章で述べたように，製作キットによる教育的効果も学生の意欲や興味を育成でき，さらに，各学生が臨床実習施設先に持参する事で，臨床現場で使用する事も可能である．さらに，学生時代から筋電計に触れることで臨床現場での筋電図普及に大きな影響を及ぼすと考えられる．

7.2 臨床場面の低コスト簡易筋電計導入による影響

越智ら（2008）[38]の報告によれば，リハビリテーション研修施設453施設での筋電計，バイオフィードバックシステムの新たな購入希望は筋電計が7%，バイオフィードバックシステムが9%であった．厚生労働省の平成28年（2016）医療施設（動態）調査・病院報告の概況[69]によれば，リハビリテーション科を標ぼうする施設は5500施設である．全国のリハビリテーション研修施設を除いたリハビリテーション科（5047施設）において，研修施設と同じ割合で新たな装置購入希望があるとすると，表8のように試算された．研修施設ではないリハビリテーション科では，装置を所有している割合が低いと予測されるため，より購入希望率が高いと考えられるが，この試算では，この点は考慮されていない．また，整形外科診療所や，介護老人福祉施設の理学療法室等は含まれておらず，比較的，過少な予測であると考えられる．

表8. リハビリテーション科での筋電計等購入希望台数試算．

施設所有率と購入希望に関しては[38]を引用し試算した．

	購入希望(%)	購入希望台数(台)
筋電計	7	353.25
バイオフィードバックシステム	9	454.18

さらに，この購入希望の筋電計及びバイオフィードバックシステムが，本研究で提案された簡易筋電計に置き換わり導入された場合の費用と，市販装置との差額を試算した（表9）．市販装置については本

体価格のみで算出した。筋電計については、ME3000と無線2ch低コスト簡易筋電計、バイオフィードバックシステムについては、MyoTRACE400と低コスト簡易筋電計の比較を行った。この試算においては、市販装置は、本体価格のみの算出であるため、電極パッドや電極コード、解析装置も含めた試算とすると、さらに40-150万円の差額加算がされることとなる。

表9. 市販装置と低コスト簡易筋電図計の価格比較。

	市販装置(円)	低コスト簡易EMG装置(円)	差額(円)
筋電計	1,000,000	9,000	991,000
バイオフィードバックシステム	600,000	1,500	598,500

荻野の報告[70]によると公立病院のリハビリテーション部門の研究研修費が、四病院合計で540,462円であったと示されている。研究研修費が1病院で約10万円程度とすると、簡易筋電計を研究費として導入するとすれば、この差額は、その1/5程度となり、筋電計購入がしやすくなることを意味するだけでなく、余剰した研究研修費や備品費用を他の研究や研修に利用する事が可能であり、リハビリテーション技術の向上に充てることができる。

次に、導入による臨床への影響について考察する。疾病のコストには直接費と間接費がある。直接費には、健康保険で給付される医療費、介護保険で給付される介護費、時間費用などが含まれる。また、間接費には、死亡による賃金ベースの損失や、就労ができないことなどによる損失が含まれる[71]。

山我ら[72]は、脳血管疾患の Cost of Illness を推計し、脳血管疾患の直接費用は、医療費用は 1 兆 7,730 億円、介護費用は 2 兆 4,708 億円の合計 4 兆 2,438 億円であり、間接費用は、死亡による生産性損失は 1 兆 1,659 億円、初回発症 1 年後の非復職による生産性損失が 1 兆 1,780 億円の合計 2 兆 3,439 億円であったと報告している。脳血管疾患罹患患者に費やされた Cost of Illness は、直接費用と間接費用の合計で 6 兆 5,919 億円であった。

今回、直接費用の中でも、介護費用に着目して考察した。山我[73]は、脳血管疾患の介護度別人数と年間介護費用総年間介護費用は、2 兆 4,708 億円であると報告しているが、要支援、要介護状態患者の modified Rankin Scale(以下、mRS) [74]が、再生医療を 1 回実施した後、全員が 1 段階改善すると仮定した時の総介護費用は、2 兆 3,683 億円と推計している。mRS は、脳卒中患者の機能的自立度を評価する国際的な指標であり、得点が高い方が重症である。この差額の 1,024 億円に対して、再生医療治療対象の該当する mRS が、2-5 の患者である 152.6 千人に対するその年の一人当たりの平均削減費用は 67.1 万円であるとしている。この報告では、再生医療診療費用での回収期間を試算しており、再生医療診療年間費用が 250 万円であれば 3.7 年、500 万円であれば 7.4 年と推計している。なお、この報告では、再生医療の費用のみで換算しており、それに伴うリハビリテーション費は考慮されていない。

千野[75]は、片麻痺 30 例を含む 54 症例に EMG-BF を適用したところ 2 例を除いた全症例に、程度の差こそあれ機能の改善を認めたと報告している。これは、96.2%の患者に改善が認められたということ

とであり，かなりの高率の改善度であった．千野の報告[75]を根拠に，EMG-BFを適用した場合に要支援，要介護状態患者のmRSが全員1段階改善すると仮定し，EMG-BF療法実施時に，本研究で提案した低コスト簡易筋電計が導入され，患者に適用された場合の費用の回収期間を山我[73]の報告に当てはめて試算した．試算の際には，EMG-BF療法実施時に合わせた適切なリハビリテーション指導が必要であると考え，脳梗塞患者の回復期リハビリテーション科費用（リハビリテーションを受ける費用）は平均408,832円（95%CI；上限465,005円，下限352,659円）であることが能登ら[76]の報告に示されているため，装置費用に加えてリハビリテーション科費用を加算した．EMG-BF療法に使用されるEMG-BF装置費としては，低コスト簡易計の1台1,500円と考えた．その結果，装置とリハビリテーション科費用の合計は，410,332円であり，回収期間は，223.2日であった．装置のみの購入費用のみであれば，0.8日で回収可能である（表10）．

表 10. 低コスト簡易筋電図計

	EMG-BF装置費	EMG-BF装置費+リハ費
金額(円)	1500	410332
回収期間(日)	0.8	223.2

EMG-BF療法は脳血管障害患者だけでなく，運動器疾患，脊髄損傷患者，歯科分野疾患など，多岐にわたる疾患に利用することが可能であるため，この介護費用に与えるコスト削減額はさらに大きくなると予測される．EMG-BF療法の臨床的効果については，すでに多くの報

告が成されており，導入されることによるコスト面での効果も大きいとなれば，高齢社会における医療費，介護費用の削減に繋がると考えられる．

8. 本研究の総括と今後の展望

本研究では，臨床的に妥当性のある計測器であり，治療にも応用できる筋電計が，本邦にて一般的な評価・運動療法機器として利用されていないことに対し，低コスト化，操作性の改良，親近性の向上を目的に，低コスト簡易筋電計を提案し，その妥当性や操作性について報告した．

低コスト化については，一般的に入手可能な部品を使用し，部品を組み合わせ，ユニバーサル基板上に製作する簡易筋電計製作を利用することで対応した．さらに，筋電図モニターに，スマートフォン等を代表とするモバイル端末機器を利用することにより低コスト化することができた．イヤホンマイク端子との接続を改良し，現在，本邦で発売されているスマートフォン，タブレット端末に対応することが可能となった．計測ソフトについてもフリー，もしくは数百円でのアプリケーションの使用が可能であった．

また，コストをさらに低下させるために，装置の機能は保ったまま，半田づけが不要なブレッドボード上に差し込むことで筋電計が作成できる製作キットを作成した．

操作性については，スマートフォン，タブレット端末，ノート PC をモニターとして利用することで複雑なセットアップ等は必要なく，操作性はかなり向上した．第 5 章において，患者自身が操作し，自宅

において EMG-BF を実施することを示すことができた。このことにより、医学的、工学的知識が乏しくとも、モバイル端末を使用して、高齢者自身が自宅で操作することが可能であることが明らかとなった。

また、移動を伴う筋電計測や動作時の EMG-BF 療法実施の際にコード類が動作や介助の障害となり、操作性を低下させると考え、各種モバイル端末（スマートフォン、ノート PC）を利用した筋電図モニターと筋電計間について Bluetooth を用いて Wireless 化を行った。この Wireless 化についても性能は担保され、遅延時間はあったものの、臨床現場において、動作の障害となるものではなかった。しかしながら、引き続き、この遅延時間に関しては、運動生理学的な影響への検証が必要と考えられる。

親近性の向上に対しては、筋電計に対する親和性を高める目的で、製作キットの利用を促進したいと考えた。利用促進のためには、療法士教育現場での使用を想定し、第 4 章で提案した教育用低コスト簡易筋電計製作キットが実際の教育場面で利用できるかを、療法士養成校にて製作授業を実施することで検討した。結果として、大学等の 1 コマ授業内で学生自身が製作することができ、製作することによる学習意欲や興味が促進されたことが示された。

また、第 5 章において、患者に臨床での EMG-BF の使用感に対するアンケートを実施したが、ほとんどの患者が EMG-BF を再度使用したいと述べており、筋収縮のフィードバックやモチベーション向上に役立つものであると予見された。このことは、EMG-BF を使用したことのない患者が多いが、使用すれば親近性は向上することが予測され、市場に出回る台数を増やすことが親近性を高めることとなると考えら

れる。

本研究で提案したモバイル端末で活用できる低コスト簡易筋電計の利用が拡大した場合，教育現場においては，低コストで学生個人が筋電計を保有することが可能となり，教育効果だけでなく，臨床現場での EMG-BF の導入が急速に促進されると予測される。

本研究の限界としては，低コスト化，操作性改善，親近性向上がなされたとしても，すぐに臨床や社会で汎用されるわけではないと予見される。一般社会に受け入れられるための情報発信や，その根拠となる大規模 RCT 研究については今後の重要な課題となる。2007年のコクランレビュー[77]によると，EMG-BFを併用した理学療法のRCT研究は非常に少なく，小規模で全般的なデザインが不良であるとの報告であった。さらに，アウトカム指標の多様性が原因で，ケースレポートなどの運動出力，機能的回復および歩行の質の改善を示唆しているエビデンスがあるにもかかわらず，介入の効果は強く見出せないと述べられている。また，脳卒中後のリハビリテーションにおけるシステマティックレビュー（Veerbeek JM, 2014）[78]では，電気刺激との EMG-BF 療法の併用は若干の根拠はあるとされているが，EMG-BF 療法は十分な RCT 研究がなされていないため，根拠に乏しいとされている。

野村（2014）[79]は，BF 療法が临床上汎用されていない原因として，BF という治療法のエビデンス，情報発信が少ない，かなりの治療時間を要する，全ての患者に有効というわけではない，効果のメカニズムが不明であるという4点を挙げ，フィードバック装置のユーザビリティを向上させること，エビデンスを蓄積することを課題としている。本研究では，フィードバック装置のユーザビリティについては

向上できたと考える．大規模 RCT 研究がこれまで成されていない原因として，価格の問題もあったと予測される．

本研究は，本邦においてニーズが高い筋電計の利用拡大を図るための問題解決について研究したものであり，医学，工学，教育学，経済学，情報学からの側面について問題解決方法のアプローチを行っている．人間環境科学の観点からは，筋電計を時代の流れと共に，我々の生活に身近なものとなったスマートフォンに代表されるモバイル端末を利用することや，部品を入手しやすいものとした上で低コスト化することを図った．また，健康福祉の観点からは，筋電計が医療場面で利用されることや，患者自身での使用が簡易となるように工夫し，実際の臨床場面で，その効果を確認した．人間情報科学の観点では，筋電計を簡易に製作できる教育ツールを開発し，学生が製作することにより学びに与える影響や，ユーザーの使用感を確認し，経済面からの社会に与える影響を考察した．このように，本研究は，学際的な内容が含まれ，多くの視点から人間社会の変革をもたらさしめる価値のあるものと考えられる．今後，本研究での低コスト簡易筋電計を利用し，研究促進や，臨床現場での利用が増加し，より多くの患者，利用者の日常生活動作，QOLが向上することを望む．

引用・参考文献

- [1] 障害保健福祉研究情報システム．障害者に関する世界行動計画．
<http://www.dinf.ne.jp/doc/japanese/intl/un/unpwd/po56po91.html>.
(参照日 2018.07.03)
- [2] 厚生労働省．理学療法士及び作業療法士法(昭和四十年六月二十九日法律第百三十七号)．<https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000168998.pdf>. (参照日 2018.07.03)
- [3] 酒井医療株式会社．製品情報，BIODEX 多用途筋機能評価運動装置バイオデックス システム 4 .
https://www.sakaimed.co.jp/measurement_analysis/physical-fitness-measurement/biodex-system-4/. (参照日：2018年6月18日.)
- [4] 平澤有里，長谷川輝美，笹益雄，& 山崎裕司．(2005)．ハンドヘルドダイナモメータを用いた等尺性膝伸展筋力測定の妥当性．総合リハビリテーション，33(4)，375-377.
- [5] 神谷晃央，名越央樹，& 竹井仁．(2010)．ハンドヘルドダイナモメータを使用した体幹固定筋力を反映する股関節周囲筋力測定の信頼性．理学療法科学，25(2)，193-197.
- [6] 北川了三，山崎祐司，& 平木幸治 (2004)，膝伸展筋力の徒手筋力検査値と等尺性膝伸展筋力値の関連．高知県理学療法，11，2-8.
- [7] 木村彰男．(1999)．表面筋電図とリハビリテーション医学．総合リハビリテーション，27(11)，1001-1003.
- [8] 才藤栄一，金田嘉清，岡田誠，& 高橋修．(1996)．表面筋電図に

- よる筋力推定．総合リハビリテーション，24(5)，423-430.
- [9] 三田勝己．(1991)．筋電図計測．BME，5(1)，33-40.
- [10] Basmajian, J. V. (1963). Control and training of individual motor units. *Science*, 141(3579), 440-441.
- [11] Okajima, Y., Chino, N., & KIMURA, A. (1997). Biofeedback Therapy in Rehabilitation Medicine. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 34(9), 614-623.
- [12] 才藤栄一，米田千賀子，藤野宏紀，長江恩，& 金田嘉清．(2004)．リハビリテーションにおける運動学習．総合リハビリテーション，32(12)，1157-1164.
- [13] Doğan-Aslan, M., Nakipoğlu-Yüzer, G. F., Doğan, A., Karabay, İ., & Özgirgin, N. (2012). The effect of electromyographic biofeedback treatment in improving upper extremity functioning of patients with hemiplegic stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 21(3), 187-192.
- [14] Intiso, D., Santilli, V., Grasso, M. G., Rossi, R., & Caruso, I. (1994). Rehabilitation of walking with electromyographic biofeedback in foot-drop after stroke. *Stroke*, 25(6), 1189-1192.
- [15] Yoo, W. G. (2012). Effect of a portable EMG-based combined biofeedback device (PECBD) for the rectus femoris, biceps femoris, and tibialis anterior muscles on stroke gait. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(12), 1229-1231.
- [16] Jonsdottir, J., Cattaneo, D., Recalcati, M., Regola, A.,

Rabuffetti, M., Ferrarin, M., & Casiraghi, A. (2010). Task-oriented biofeedback to improve gait in individuals with chronic stroke: motor learning approach. *Neurorehabilitation and neural repair*, 24(5), 478-485.

[17] Aiello, E., Gates, D. H., Patritti, B. L., Cairns, K. D., Meister, M., Clancy, E. A., & Bonato, P. (2005). Visual EMG biofeedback to improve ankle function in hemiparetic gait. In *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the (pp. 7703-7706). IEEE.

[18] Binder, S. A., Moll, C. B., & Wolf, S. L. (1981). Evaluation of electromyographic biofeedback as an adjunct to therapeutic exercise in treating the lower extremities of hemiplegic patients. *Physical therapy*, 61(6), 886-893.

[19] Moreland, J. D., Thomson, M. A., & Fuoco, A. R. (1998). Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(2), 134-140.

[20] 甲田宗嗣, 工藤弘行, 杉原勝宣, 加世田ゆみこ, & 村上恒二. (2011). 脳血管障害に対する装具療法と筋電図バイオフィードバック療法の効果. *関節外科*, 30(2), 79-84.

[21] 日本脳卒中学会脳卒中ガイドライン委員会 (編). (2015). 脳卒中治療ガイドライン 2015, 288-289, 協和企画.

[22] 佐直信彦, 中村隆一, & 細川徹. (1991). 在宅脳卒中患者の生

活活動と歩行機能の関連. リハビリテーション医学, 28(7), 541-548.

[23] Holtermann, A., Mork, P. J., Andersen, L. L., Olsen, H. B., & Sogaard, K. (2010). The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle: a novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 359-365.

[24] Weatherall, M. (1999). Biofeedback or pelvic floor muscle exercises for female genuine stress incontinence: a meta-analysis of trials identified in a systematic review.

[25] Middaugh, S., Thomas, K., Smith, A., McFall, T., & Klingmueller, J. (2013). EMG biofeedback and exercise for treatment of cervical and shoulder pain in individuals with a spinal cord injury: a pilot study. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 19(4), 311-323.

[26] 南角学, 神先秀人, & 石倉隆. (2004). THA 術後患者の中殿筋に対する筋電図バイオフィードバック療法 (第 11 回日本物理療学会学術大会). *日本物理療学会誌*, 11, 65-69.

[27] 服部佳功, 菊池雅彦, & 渡辺誠. (1990). 三次元咬合力のリアルタイム測定. *下顎運動機能と EMG 論文集*, 8, 45-50.

[28] 菊池雅彦, 服部佳功, & 渡辺誠. (1990). 三次元咬合力と咀嚼筋 EMG の動態. *下顎運動機能と EMG 論文集*, 8, 111-118.

郷土恵久, 藤澤政紀, & 石橋寛二. (2006). 携帯型筋電計を用いた日中のクレンチング検出方法の検討. *日本顎口腔機能学会雑誌*, 12(2),

148-149.

[29] 渡邊明, 藤澤政紀, 金村清孝, 田邊憲昌, 飯塚知明, 佐藤雅介, & 石橋寛二. (2010). 咀嚼筋筋電図バイオフィードバック訓練による日中のクレンチング抑制効果-1 ヶ月後における学習効果の検討. 日本顎口腔機能学会雑誌, 17(2), 144-145.

[30] 渡邊明. (2010). 咀嚼筋痛を伴う日中クレンチング習癖者に対する EMG バイオフィードバック訓練の効果. 岩手医科大学歯学雑誌, 35(2), 112-113.

[31] 渡邊明, 木村英敏, 佐藤雅介, 大塚英稔, 斉藤小夏, 菅原絹枝, & 藤澤政紀. (2016). 咀嚼筋筋電図バイオフィードバック訓練による日中クレンチング抑制効果の持続性に関する検討. 日本顎口腔機能学会雑誌, 22(2), 109-119.

[32] 南英五郎, 早原敏之, & 細川清. (1987). EMG バイオフィードバックにより軽快した硬直型書痙の 1 例. 心身医学, 27(4), 341-345.

[33] 岡本五十雄, & 塩川哲男. (2002). 痙性斜頸, 書痙, 嚥下障害に対する EMG 生体フィードバック治療 (< シンポジウム > 筋電図バイオフィードバックとリハビリテーション). バイオフィードバック研究, 28, 19-28.

[34] 山口幹夫, 山下利幸, 三木茂, & 松浦健次郎. (1988). 咽喉頭異常感症に対する筋電図バイオフィードバック療法. 耳鼻咽喉科臨床補冊, 1988(Supplement24), 128-135.

[35] 日本光電工業株式会社. 製品情報, 筋電図・誘発電位検査装置 MEB-2300 シリーズ ニューロパック X1.

https://www.nihonkohden.co.jp/iryo/products/physio/04_meb/meb2300.html. (参照日：2018年8月13日.)

[36] エムピーージャパン株式会社. 製品案内, ホルター筋電計 ME3000. <http://www.mpjapan.co.jp/me3000.html>. (参照日：2018年8月13日.)

[37] Noraxon U.S.A., Inc. MyoTRACE400, Portable Biofeedback and Telemetry System.

<http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2015/03/myoTRACE-400.pdf>. (参照日：2018年8月13日.)

[38] 越智文雄, 高塚博, 陳隆明, 高橋修. (2008). 「運動療法機器・作業療法機器の使用頻度およびその効果」に関するアンケート調査結果. *Jpn J Rehabil Med*, 45(9), 559-568.

[39] 加倉井周一, 青山孝. (1991). リハビリテーション機器の必要度に関する調査. *リハビリテーション医学*, 28(1), 60-62.

[40] 川瀬紘平, 山崎裕司, 中屋久長, 山本双一, 平賀康嗣, 片山訓博, 高地正音. (2009). 日本理学療法学会における筋力測定機器の使用状況. *高知リハビリテーション学院紀要*, 10, 57-60.

[41] 稲森義雄, 稲森里江子, 松永一郎. (1988). わが国におけるバイオフィードバックの研究および応用の現状: アンケート調査より. *バイオフィードバック研究*, 15, 9-14.

[42] アマゾンジャパン合同会社. [amazon.co.jp](https://www.amazon.co.jp). <https://www.amazon.co.jp>. (参照日：2018年6月11日.)

[43] 村岡慶裕, 石尾晶代, 武田湖太郎. (2014). ステレオマイク入力端子を用いた低コスト 2ch 筋電図バイオフィードバック装置. *Jpn*

J Compr Rehabil Sci, 5, 1-6.

[44] 村岡慶裕. (2014). スマートフォンを用いた低コスト筋電図バイオフィードバック装置の開発. 総合リハビリテーション, 42(2), 161-164.

[45] 鈴木里砂, 村岡慶裕. (2017). スマートフォンを用いた低コスト筋電図バイオフィードバック装置の開発 (第2報) — 現行機種への対応 —. 総合リハビリテーション, 45(11), 1159-1162.

[46] 鈴木里砂, 村岡慶裕, 岡崎俊太郎. (2017). スマートフォンを利用した低コスト筋電図バイオフィードバック装置の性能試験. バイオフィードバック研究, 44(1), 15-20.

[47] マイクロフォンのインピーダンス. Mic-Pre Technical Study & Information.

<http://www.geocities.jp/brabecaudio/amp/techinf3.htm> (参照日: 2018年8月11日.)

[48] e-scope 3-in-1(Ver. 2.2). 株式会社 e-skett. <http://e-skett.co.jp/soft/e-scope2>. (参照日: 2018年8月11日.)

[49] Sound Tools Free - Android.

<https://play.google.com/store/apps/details?id=stanoev.peco.android.soundtools.free&hl=ja> (参照日: 2016年4月25日.)

[50] 総務省編: 平成27年度版情報通信白書.

<http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/h27/html/nc122100.html>. (参照日: 2016年4月25日.)

[51] 総務省編: 平成30年度版情報通信白書.

<http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/h30/pdf/n>

5200000.pdf. (参照日：2018年8月16日.)

[52] 杉山 祝子, 中塔辰明, 浦上経子, 北村卓也, 川村望, 平櫛恵太, & 糸島達也. (2011). タブレット型携帯端末とオンラインストレージサービスを用いた糖尿病教育システムの構築. 糖尿病, 54(11), 851-855.

[53] 高尾洋之. (2011). 医療現場における携帯電子端末の活用の現状と今後の可能性. ナーシングビジネス, 5(9), 786-790.

[54] 中村一平, 奥田昌之, 鹿毛治子, 國次一郎, 杉山真一, 藤井昭宏, 芳原達也. (2004). 高齢者に対する筋力増強訓練が身体能力に及ぼす効果に関するクロスオーバー研究. 山口医学, 53(6), 279-289.

[55] 対馬栄輝, 尾田敦, 森永伊昭. (1998). 変形性股関節症患者における退院後ホームプログラムの継続に影響する要因. 理学療法学, 25(7), 443-449.

[56] 千野直一, 園田茂, 里宇明元, 道免和久. (1997). 脳卒中患者の機能評価. SIAS と FIM の実際, 43-96. シュプリンガーフェアラーク, 東京.

[56] 辻哲也, 大田哲生, 木村彰男, 千野直一, & 石神重信. (2002). 脳血管障害片麻痺患者における痙縮評価 Modified Ashworth Scale (MAS) の評価者間信頼性の検討. リハビリテーション医学, 39(7), 409-415.

[57] Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. Sensors, 12(2), 2255-2283.

[58] 鈴木里砂, 村岡慶裕. (2017). Bluetooth オーディオ送受信機によるスマートフォンを用いた低コスト筋電図バイオフィードバック

装置の無線化. リハビリテーション連携科学, 18(1), 41-43.

[59] R.Suzuki, Y.Muraoka, S.Okazaki. (2017). Low-Cost 2-Channel Electromyography Telemeter using a Personal Computer Microphone Port. International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 5(1), 386, 1-6.

[60] 厚生労働省.理学療法士作業療法士国家試験出題基準平成28年度版. <http://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-10800000-Iseikyoku/99.pdf>. (参照日 2018.08.20)

[61] 平野由貴, & 紅林秀治. (2014). コンストラクショニズムに基づく学習の過程の検討. 静岡大学教育実践総合センター紀要, 22, 29-37.

[62] 厚生労働省.児童生徒の学習評価の在り方について(報告). http://www.mext.go.jp/b_menu/shingi/chukyo/chukyo3/004/gaiyou/attach/1292216.htm. (参照日 2018.08.20)

[63] 谷口初美, 柳吉桂子, & 我部山キヨ子. (2012). 状況判断力の向上のためのシミュレーション学習の試みとその学習モチベーション評価. 京都大学大学院医学研究科人間健康科学系専攻紀要健康科学, 7, 43-47

[64] Keller, J. M. (1987). Development and use of the ARCS model of instructional design. Journal of instructional development, 10(3), 2-10.

[65] R.Suzuki, Y.Muraoka, S.Okazaki. (2017). Development of a low-cost EMG biofeedback device kit as an educational tool for physical therapy students. Journal of Physical Therapy Science

29(9), 1522-1526.

[66] 川上祐子. (2015). 教育課程の違いが看護学生の統計学に関する態度と動機づけに及ぼす影響. 日本看護研究学会雑誌, 38(4), 37-45.

[67] 厚生労働省. 第1回理学療法士・作業療法士学校養成施設カリキュラム等改善検討会資料 5. 理学療法士・作業療法士学校養成施設数. <https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000168990.pdf> (参照日: 2018年7月2日.)

[68] 国税庁. 主な減価償却資産の耐用年数(器具・備品). https://www.keisan.nta.go.jp/survey/publish/34255/faq/34311/faq_34359.php. (参照日: 2018年7月2日.)

[69] 厚生労働省. 平成28年(2016)医療施設(動態)調査・病院報告の概況. <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/iryosd/16/dl/gaikyo.pdf>. (参照日: 2018年7月2日.)

[70] 荻野匡俊. (2015). リハビリテーション部門における医療提供体制を考える-H 県立病院を中心に-. 商大ビジネスレビュー, 5(2), 33-53.

[71] 坂巻弘之, 石田博, 福田敬, 白岩健, & 下妻晃二郎. (2012). 医療経済評価における費用の取り扱いに関する論点. 薬剤疫学, 17(1), 14-20.

[72] 山我美佳, & 池田俊也. (2016). 脳血管疾患の Cost of Illness (医療・社会的資源). 国際医療福祉大学学会誌, 21(1), 82-92.

[73] 山我美佳. (2016). 日本における脳血管障害の Cost of Illness

と再生医療による費用削減に関する検討．国際医療福祉大学審査学位論文（博士）．

[74] 日本脳卒中学会脳卒中ガイドライン委員会（編）．（2015）．脳卒中治療ガイドライン 2015，328，協和企画．

[75] 千野直一．（1981）．脳卒中片麻痺患者に対する EMG フィードバック療法．バイオフィードバック研究，8，47-48．

[76] 能登真一， & 上村隆元．（2006）．回復期リハビリテーション病棟の費用効果分析．医療経済研究，18(1)，57-66．

[77] Woodford, H., Price, C. (2007). EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. Cochrane Database of Systematic Reviews, Issue 2.

[78] Veerbeek, J. M., van Wegen, E., van Peppen, R., van der Wees, P. J., Hendriks, E., Rietberg, M., & Kwakkel, G. (2014). What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. PloS one, 9(2), e87987.

[79] 野村忍．（2014）．ストレスとバイオフィードバック．バイオフィードバック研究，41(2)，63-67．

博士課程在籍中の発表論文

- 1) 鈴木里砂, 村岡慶裕. (2017). スマートフォンを用いた低コスト筋電図バイオフィードバック装置の開発 (第2報) — 現行機種への対応 —. 総合リハビリテーション, 45(11), 1159-1162.
- 2) 鈴木里砂, 村岡慶裕, 岡崎俊太郎. (2017). スマートフォンを利用した低コスト筋電図バイオフィードバック装置の性能試験. バイオフィードバック研究, 44(1), 15-20.
- 3) 鈴木里砂, 村岡慶裕. (2017). Bluetoothオーディオ送受信機によるスマートフォンを用いた低コスト筋電図バイオフィードバック装置の無線化. リハビリテーション連携科学, 18(1), 41-43.
- 4) R.Suzuki, Y.Muraoka, S.Okazaki. (2017). Low-Cost 2-Channel Electromyography Telemeter using a Personal Computer Microphone Port. International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 5(1), 386, 1-6.
- 5) R.Suzuki, Y.Muraoka, S.Okazaki. (2017). Development of a low-cost EMG biofeedback device kit as an educational tool for physical therapy students. Journal of Physical Therapy Science 29(9), 1522-1526.

謝辞

本研究は、遡れば慶應義塾大学月が瀬リハビリテーションセンターでの理学療法士として勤務した臨床現場での経験が元になったものです。当時から長きにわたり、様々な助言やご協力をいただき、また、本論文を執筆するにあたり、研究を指揮し、多大なご指導をいただきました早稲田大学人間科学学術院、村岡慶裕教授に深く感謝申し上げます。村岡教授の、低コストで、なおかつ良いものを利用者の元に届けたいという信念の下、本研究を通じて、装置開発が社会を変える可能性があることや、必ずしも高価な装置が利用者にとって良いものとは限らないことを実体験として学ぶことができました。

同じく、副査をお引き受けいただき、お忙しい中ご指導くださいました同学術院、扇原淳教授、大須理英子教授に深謝申し上げます。慶應義塾大学千野直一名誉教授には医学的観点から多大なるご助言をいただきました。深く感謝申し上げます。

また、博士課程入学以来、多くのご助言とご指導をいただきました岡崎俊太郎講師、研究に協力し関わって頂いた早稲田大学村岡研究室の大学院生、学部生の皆様にも感謝いたします。

併せて、研究・調査にご協力いただきました沼津整形外科病院の皆様、池田病院、博寿園のスタッフの皆様をはじめ、患者様、利用者様。また、装置製作実験にご協力いただきました参加者の皆様、常葉大学の学生参加者の皆様にも深くお礼申し上げます。皆様が楽しそうに装置の利用や、製作していただいた姿は今でも目に浮かびます。最後に、家族には長い間、多くのサポートと心配と我慢を強いてきました。本当に申し訳なかったと思います。深く感謝いたします。

参考資料

1. 第5章 5.3.1 で使用したアンケート調査票

筋電図バイオフィードバックについてのアンケート(患者様用)

以下の質問項目は、筋電図バイオフィードバック療法、装置についてのあなたの関心や興味をお聞きするものです。
それぞれの質問文をよく読み、選択肢の場合は、ご自分の考えがどの程度あてはまるのかを、○をつけて、お答えください。
また、自由記載の部分もありますので、なるべく具体的にお答えください。

平成 年 月 日

1: あなたご自身のことについてお伺い致します。

性別	男性 ・ 女性	年齢	
----	---------	----	--

2: 以下の質問事項について、あてはまる評価の口をチェックをいれてください。

	質問事項	評価				
		まったくそ う思わな い	そう思わな い	どちらとも いえな い	そう思う	まったくそ う思う
1	使用したときに筋電図の波形変化がわかりやすかった	<input type="checkbox"/>				
2	力の入れ具合に合わせて筋電図波形を確認できた	<input type="checkbox"/>				
3	運動後に自分の筋肉の動きを確認することができた	<input type="checkbox"/>				
4	装置を装着しても蓄積と変わらないように動くことができた	<input type="checkbox"/>				
5	装置を装着すると動くにくくなった	<input type="checkbox"/>				
6	また装置を利用したいと思う	<input type="checkbox"/>				

3: 質問事項に記述式でお答えください。

Q1. 装置を使用したときに使用しない時より、良かった点があれば記載してください。

Q2. 装置を使用して分かりにくかった点、改善した方がよい点、難しかった点があれば記載してください。

これでアンケートを終了します。ありがとうございました。

2. 第6章にて使用したアンケート調査票（製作授業前）

筋電図バイオフィードバック授業についてのアンケート

以下の質問項目は、筋電図バイオフィードバック療法、装置についてのあなたの関心や興味をお聞きするものです。
 それぞれの質問文をよく読み、選択肢の場合は、ご自分がどの程度あてはまるのかを、○をつけて、お答えください。
 また、自由記載の部分もありますので、なるべく具体的にお答えください。

平成28年 月 日

1: あなたご自身のことについてお伺い致します。

性別	男性 ・ 女性	半田付け経験	あり ・ なし
学籍番号			

2: 以下の質問事項について、あてはまる評価の口にチェックをいれてください。

	質問事項	評価				
		まったくそ う思わな い	そう思わな い	どちらとも いえない	そう思う	まったくそ う思う
1	筋電図バイオフィードバック療法に関心がある	<input type="checkbox"/>				
2	筋電図バイオフィードバック療法に関わりたい	<input type="checkbox"/>				
3	筋電図バイオフィードバック療法に対応できる	<input type="checkbox"/>				
4	筋電図バイオフィードバック療法の知識を持っている	<input type="checkbox"/>				

3: 質問事項に記述式でお答えください。

Q1. バイオフィードバック療法の適用疾患にはどのようなものがあるか記載してください。

Q2. バイオフィードバック療法の効果についてどのようなものがあるか記載してください。

Q3. バイオフィードバック療法の適用方法(使用方法)にはどのようなものがあるか記載してください。

これでアンケートを終了します。ありがとうございました。

3. 第6章にて使用したアンケート調査票（製作授業後）

筋電図バイオフィードバック授業についてのアンケート

以下の質問項目は、筋電図バイオフィードバック療法、装置についてのあなたの関心や興味をお聞きするものです。
 それぞれの質問文をよく読み、選択肢の場合は、ご自分がどの程度あてはまるのかを、○をつけて、お答えください。
 また、自由記載の部分もありますので、なるべく具体的にお答えください。

平成28年 月 日

1:あなたご自身のことについてお伺い致します。

性別	男性 ・ 女性	半田付け経験	あり ・ なし
----	---------	--------	---------

2:以下の質問事項について、あてはまる評価の口をチェックをいれてください。

	質問事項	評価				
		まったくそ う思わな い	そう思わ ない	どちらとも いえない	そう思 う	まったくそ う思 う
1	筋電図バイオフィードバック療法に関心がある	<input type="checkbox"/>				
2	筋電図バイオフィードバック療法に関わりたい	<input type="checkbox"/>				
3	筋電図バイオフィードバック療法に対応できる	<input type="checkbox"/>				
4	筋電図バイオフィードバック療法の知識を持っている	<input type="checkbox"/>				
5	授業において筋電図バイオフィードバック療法に関する知識が増えた	<input type="checkbox"/>				
6	授業において筋電図バイオフィードバック装置に関するスキルを得ることができた	<input type="checkbox"/>				
7	教材を使った筋電図バイオフィードバック療法授業に興味を持てた	<input type="checkbox"/>				
8	教材は筋電図バイオフィードバック療法のスキルを修得する上で役立った	<input type="checkbox"/>				

	質問事項	評価					質問事項
		とても	やや	どちらでも ない	やや	とても	
1	つまらなかった	<input type="checkbox"/>	おもしろかった				
2	眠くなかった	<input type="checkbox"/>	眠くならなかった				
3	好奇心をそそられなかった	<input type="checkbox"/>	好奇心をそそられた				
4	マンネリだった	<input type="checkbox"/>	変化に富んでいた				
5	やりがいなかった	<input type="checkbox"/>	やりがいがあった				
6	自分には無関係だった	<input type="checkbox"/>	自分に関係があった				
7	どうでもいい内容だった	<input type="checkbox"/>	身につけたい内容だった				
8	途中の過程が楽しくなかった	<input type="checkbox"/>	途中の過程が楽しかった				
9	自信がつかなかった	<input type="checkbox"/>	自信がついた				
10	目標が曖昧だった	<input type="checkbox"/>	目標がはっきりしていた				
11	学習を着実に進められなかった	<input type="checkbox"/>	学習を着実に進められた				
12	自分なりに工夫しながら進められなかった	<input type="checkbox"/>	自分なりに工夫しながら進められた				
13	不満が残った	<input type="checkbox"/>	やってよかった				
14	すぐには使えそうもない	<input type="checkbox"/>	すぐに使えそうだ				
15	できても認めてもらえなかった	<input type="checkbox"/>	できたら認めてもらえた				