

信州大学審査学位論文

発声が運動制御系に与える影響に関する研究

2015年9月

古川勉寛

# 目 次

## 第 1 章 序論

1.1 研究背景	1
1.2 発声効果の先行研究と課題	4
1.3 研究目的	7
1.4 論文構成	8
1.5 運動制御系	
1.5.1. 運動制御系	10
1.5.2. 脊髄興奮準位とは	11
1.5.3. 測定方法	13
1.5.4. H 波の解釈	26
1.5.5. H 波測定方法の課題	28
1.5.6. H 波測定方法における新案	29

## 第 2 章：動作と発声の実態調査

2.1 はじめに	31
2.2 対象および方法	33
2.2.1 対象	33
2.2.2 倫理的配慮	34
2.2.3 方法	34
2.2.4 調査手順	36
2.3 結果	37
2.3.1 膝関節伸展筋力体重比	37
2.3.2 椅子立ち上がりテストの成功率(%)	39
2.3.3 椅子立ち上がりテストの発声率と内容	40
2.3.4 歩きやすさと最大歩行速度	42
2.4 考察	
2.4.1 立ち上がり動作と発声について	44
2.4.2 10m 最大歩行速度と発声について	45

2.5	まとめ	47
<b>第3章：発声が最大等尺性収縮力に及ぼす影響</b>		
3.1	発声強度の変化が握力測定値に及ぼす影響	48
3.1.1	はじめに	48
3.1.2	対象および方法	48
3.1.2.1	対象	48
3.1.2.2	倫理的配慮	48
3.1.2.3	方法	48
3.1.2.4	統計処理	51
3.1.3	結果	52
3.1.3.1	主観的な発声強度の比較	52
3.1.3.2	定量的な発声強度の比較	52
3.1.3.3	主観的測定(VAS)と定量的測定(騒音計)の関連	53
3.1.3.4	握力測定値の比較	53
3.1.4	考察	54
3.2	聴覚マスキングが握力測定時の発声効果に及ぼす影響	
3.2.1	はじめに	56
3.2.2	対象および方法	56
3.2.2.1	対象	56
3.2.2.2	倫理的配慮	57
3.2.2.3	方法	57
3.2.2.4	統計処理	59
3.2.3	結果	59
3.2.3.1	発声強度の比較	59
3.2.3.2	握力測定値の比較	59
3.2.4	考察	60
3.3	聴覚マスキングが膝関節伸展筋力測定時の発声効果に及ぼす影響	
3.3.1	はじめに	63
3.3.2	対象および方法	63
3.3.2.1	対象	63

3.3.2.2	倫理的配慮	63
3.3.2.3	方法	63
3.3.2.4	統計処理	65
3.3.3	結果	65
3.3.3.1	発声強度の比較	65
3.2.3.2	膝関節伸展筋力体重比の比較	66
3.3.4	考察	66
3.4	まとめ	68
<b>第4章：発声と聴覚刺激が脊髄興奮準位に及ぼす影響</b>		
4.1	音声トリガによる誘発筋電図測定を試み	
4.1.1	はじめに	69
4.1.2	対象および方法	70
4.1.2.1	対象	70
4.1.2.2	倫理的配慮	70
4.1.2.3	H波測定方法と使用機器	70
4.1.2.4	対象者の課題	73
4.1.2.5	H波測定順	73
4.1.2.6	統計処理	73
4.1.3	結果	74
4.1.4	考察	75
4.2	最大発声が下腿三頭筋支配の脊髄興奮準位に及ぼす影響	
4.2.1	はじめに	77
4.2.2	対象および方法	77
4.2.2.1	対象	77
4.2.2.2	倫理的配慮	77
4.2.2.3	H波測定方法と使用機器	77
4.2.2.4	対象者の課題	78
4.2.2.5	H波測定順	79
4.2.2.6	統計処理	79

4.2.3 結果	79
4.2.4 考察	81
4.3 持続的な聴覚刺激が下腿三頭筋支配の脊髄興奮準位に及ぼす影響	
4.3.1 はじめに	82
4.3.2 対象および方法	82
4.3.2.1 対象	82
4.3.2.2 倫理的配慮	82
4.3.2.3 H波測定方法と使用機器	82
4.3.2.4 対象者の課題	83
4.3.2.5 H波測定順	83
4.3.2.6 聴覚刺激	84
4.3.2.7 統計処理	84
4.3.3 結果	85
4.3.4 考察	86
4.4 まとめ	87
<b>第5章：結語</b>	
結語	88
参考文献	92
発表論文	107
学会発表	108
謝辞	109

# 第 1 章

## 序 論

## 第 1 章 序論

### 1.1 研究背景

本邦における高齢化率<sup>\*1</sup>は，2013 年の 25.1%から 2060 年には 39.9%に上昇すると予想される<sup>1)</sup>。これは，ヨーロッパの 27.6%，北アメリカの 21.5%，アジアの 17.5%と比較しても高い数値である<sup>2)</sup>。高齢者の身体的特徴は，体力や予備能力が低い，有病率が高い，組織が脆弱である，機能的柔軟性が低い，個人差が大きい，などが挙げられる<sup>3)</sup>。本邦では，高齢者の尊厳の保持と自立生活の支援の目的のもと，高齢者が可能な限り住み慣れた地域で自分らしい暮らしを人生の最期まで続けることができるよう，地域の包括的な支援・サービス提供体制（地域包括ケアシステム）<sup>\*2</sup>の構築が，2025 年の実現を目途に進められている<sup>4)</sup>。健康増進，転倒予防，介護予防および疾病による運動機能の低下を改善することを専門とする理学療法士<sup>\*3</sup>は，国民の健康を支える専門職として期待されている<sup>5)</sup>。根拠に基づく理学療法（evidence-based physical therapy）を実践する基礎として，高齢者が日常生活で実施する様々な事象を観察し，身体機能に及ぼす影響を解明することも必要である。ここ数年，やる気にさせる神経回路の同定や<sup>6)</sup>，快・不快刺激が生体に与える影響の解析<sup>7)8)</sup>，またその応用研究<sup>9)-11)</sup>など，随意運動に及ぼす種々の影響要因が報告されている。神経生理学や生理人類学および感性工学の見地から随意運動に及ぼす種々の影響要因が報告されていることは，理学療法士にとっては非常に興味深く，治療への応用が期待される。

理学療法の臨床の現場では，患者や理学療法士が発声を巧みに使いながら運動や運動療法を実施していることから，発声が脳・脊髄・骨格筋等で構成される運動制御系に与える影響に興味をもったことが，本研究（論文テーマ：「発声が運動制御系に与える影響に関する研究」）の動機である。理学療法や作業療法あるいは高齢者の介護・福祉に携わる人のみならず，医療・介護・福祉への関わりが薄い人

も、高齢者が「よっこらしよ」と発声して椅子から起立する場面を見た経験があると思う。藤原孝之先生の著書<sup>12)</sup>に、「理学療法士が患者に運動させる場合、患者はその動作が困難であればあるほど、自然に声を出しながら手足を動かしていることに気づくであろう」と述べられているが、理学療法における発声の実態を調査した報告はない。

運動にともなう発声が及ぼす影響について文献調査を実施したところ、1961年に健常成人を対象に実施された、叫び声が筋出力に及ぼす影響についての調査報告があった<sup>13)</sup>。この報告<sup>13)</sup>では、2秒に1回肘屈曲筋の最大筋力を出す運動時に、通常筋力が徐々に低下する一方で、発声により肘関節屈曲筋力は向上することが示された。この研究以降、叫び声の発声強度に注目した研究がなされてきたが、最大筋力に発声が与える影響について一定の見解は未だに得られておらず、日常会話程度の発声強度が運動制御系に与える影響を調査した先行研究も極めて少ない。

より良い運動療法と快適な動作支援技術の開発・提供を目的とする理学療法および感性工学領域の研究から、発声が運動制御系に及ぼす利得が示されれば、より効果的な運動療法やより快適な動作支援技術の開発に発展する基礎研究になる。

そこで本論文は、先行研究のまとめと課題点を抽出したのち、Lyman(1969)が提唱した事象の記述レベルを参考に<sup>14)</sup>、多角的な観点から臨床における実態調査、発声強度と最大等尺性収縮力の調査および運動出力の最終共通路である脊髓興奮準位の探索、という構成をとることとした。

結語では、運動出力をともなう運動療法において、より効果的な運動療法技術の開発や動作支援技術の一助として発声を応用する可能性および動作にともなう発声の意義について、研究成果をもとにまとめた。



※1. 世界保健機構（WHO）の定義によると、65歳以上人口の割合が7%超で「高齢化社会」、65歳以上の人口の割合が14%超で「高齢社会」、65歳以上の人口の割合が21%超で「超高齢社会」と呼ばれる<sup>15)</sup>。

※2. 高齢化にともない要介護高齢者の増加、介護期間の長期化などの介護ニーズの拡大を受け、2000年に介護保険が施行された<sup>16)</sup>。介護保険を利用した理学療法提供は、医師の指示のもと、老人保健施設、介護療養型老人保健施設、訪問リハビリテーション、通所リハビリテーション、デイサービス、特別養護老人ホームなどで提供されている。最近では、介護保険の在り方が見直され、「地域包括ケアシステム」に基づく考え方に移行した。地域ケアシステムは、ニーズに応じた住宅が提供されることを基本とした上で、生活上の安全・安心健康を確保するために医療や介護予防のみならず福祉サービス、住まい、介護予防を含めた様々な生活支援サービスが日常生活の場（日常生活圏域：30分以内に駆けつけられる圏域）で適切に提供できるような地域での体制<sup>17)</sup>である。これらの介護保険制度改革では、高齢者の急速な増加にともない介護モデルから介護＋予防モデル、認知症高齢者の急速な増加に対する対応として、身体ケアモデルから身体ケア＋認知症ケアモデル<sup>18)</sup>とモデルが変化している。

※3. 本邦における理学療法は、疾病の帰結を取り上げる立場であるWHO 国際障害分類（International classification of Impairments, Disabilities, and Handicaps, ICDH）や個々の患者のケアに関わる要因を含み、障害過程の分析を意図した Institute of Medicine (IOM)モデル、健康状態を記述し、分類する立場である国際生活機能分類（International Classification of Functioning, Disability and Health, ICF）が用いられている<sup>19)</sup>。そのよう状況において、最新かつ最良の根拠（エビデンス）を持ち、明示的な態度で、思慮深く用いる EBM (evidence-based medicine) の概念や EBPT（Evidence-based Physical Therapy）の概念が日本理学療法士協会を中心に広報されている<sup>20)</sup>。

## 1.2 発声効果の先行研究と課題

### 1.2.1 運動にともなう発声

本来、哺乳類における発声は、仲間と群れを保つ、コミュニケーションを取る、物体までの距離を識別するなどの目的のために行われてきた。ヒトにおいては、その分化と進化の過程において発声をあらゆる場面で用いるようになった。その一つとして運動時における発声が挙げられる。

宮本武蔵の兵法書「五輪書」には、①戦いの初めにかける声（大声）、②戦闘中の声（調子を低く、腹の底から出す声）、③勝った後に大きく強くかける声、の「三つの声」が記録されている<sup>21)</sup>。我々の日常生活においては、椅子や床から起立する動作とともに、「よっこらしよ」または「よいしょ」などの無意識な発声が観察される。高齢者においては、座位から起立時に発声をともない<sup>22)</sup>、投擲競技、格闘技や武道<sup>23)24)</sup>、球技およびパワースポーツなどの選手の中には、最高のパフォーマンスを発揮するために発声する者もある。一方、理学療法において、患者にとって動作が困難であればあるほど、発声が自然にともなっていることに気づく<sup>12)</sup>。このように、身体活動水準が違う対象においても運動時の発声が観察されることから、運動にともなう発声は、何らかの利得をもたらしていることが示唆される。ヒトの発声は、礼記<sup>25)</sup>に「凡そ音の起こるは、人心に由りて生ずるなり。人心の動くは、物これをして然らしむるなり。物に感じて動く、故に声に形る。声相応ず、故に変を生ず。変じて方を成す、これを音と謂ふ。音を比してこれを楽し、干戚羽旄に及ぶ、これを楽と謂ふ」として紹介されている。現代科学においても、発声が情動の影響を受け<sup>26)27)</sup>ながら、自身の聴覚を通して感覚入力を統合し、発声筋の収縮や呼吸運動を調節しながら発声強度調節が行われている<sup>28)</sup>ことが解明されている。これらのことから、発声が運動制御系に利得を及ぼしている可能性が伺える。

次の節では、運動にともなう最大努力の発声（叫び声）が運動制御系に与える影響を調査した先行研究についてまとめる。

### 1.2.2 発声効果の先行研究

Ikai M と Steinhaus A(1961)<sup>13)</sup>は、肘屈曲筋力の反復測定時における漸減的筋出力において、対象者自身が叫び声を発することにより筋力が一時的に疲労前より増強することを報告した。これを受けて猪飼<sup>29)30)</sup>は、筋力に影響を及ぼす要因について研究を進め、筋力の生理的限界と心理的限界という概念を示し、それらがヒトの最大筋力に与える影響をまとめた。生理的限界とは、解剖・生理的条件によって規定される能力の上限を示し、心理的限界とは、大脳の興奮水準に規定される能力の上限を示すが、生理的限界を超えるものではない。1961年のIkai M と Steinhaus A の報告については、後に順序効果による影響が指摘された<sup>31)</sup>。

本邦では、運動に最大努力の発声をともなうことで得られる利得は「かけ声効果」または「シャウト効果」と呼ばれ、それについて複数の報告が既になされている<sup>32)33)</sup>。かけ声<sup>34)</sup>には、第三者が対象者を励ますこと（口頭指示）も含まれる。そのため、かけ声効果には、第三者の声による利得と本人自身の発声による利得が含まれる。一方シャウト<sup>35)</sup>とは、本人自身の最大限の努力付近で発声された声である。叫び声（大声）と定義される発声強度は80dB以上である<sup>36)37)</sup>が、多くの先行研究においては発声強度が測定されておらず、その発声強度が叫び声と定義される強度に達していたか言及できない。そのため本研究では、本人の自発的発声であれば、発声強度に関わらず、それによって得られる機能的利得を発声効果と定義した。

これまで最大発声によって得られた効果の先行研究を下記に整理する。最大発声が最大筋力に与える影響は、握力<sup>38)39)40)41)</sup>、肘関節屈曲筋力<sup>13)29)30)</sup>、肩関節内旋筋力<sup>33)</sup>、股関節屈曲筋力<sup>42)</sup>、膝関節伸展筋力<sup>43)44)</sup>、足関節底屈筋力<sup>45)</sup>、ベンチプレス<sup>46)</sup>、スクワット<sup>47)</sup>などの身体部位が研究され、最大筋力に与える影響

は一定の見解が得られていない。最大筋力以外について調査した報告は、肘関節屈曲筋力の立ち上がりが増加する<sup>48)49)</sup>。応答信号から応答運動開始までの潜時を示す筋電図反応時間 (electromyogram - Reaction time :EMG-RT) 反応時間を短縮させる<sup>50)</sup>ことが報告されている。生理学的側面から調査した研究は、唾液コルチゾール<sup>47)</sup>、血中ノルアドレナリン濃度<sup>49)</sup>が上昇したことで、交感神経の相対的優位性が上昇したとする報告や、誘発筋電図を用いて脊髄前角細胞の興奮準位を探索した報告<sup>45)</sup>、運動前に視られる脳電位の変化を陰性随伴性変動 (Contingent negative variation : CNV) を用いて探索した報告<sup>51)</sup>がある。さらに、心理的側面からは一時的自己催眠状態が報告されている<sup>52)</sup>。このように運動にともなう最大努力の発声は、多数報告されているが、測定ごとに同一化された音声または最大限の Shouting 環境を統一させ<sup>53)</sup>、発声強度を測定した報告が少ない。

### 1.2.3 まとめ

発声効果に関する研究についての問題点と課題は、下記の4項目にまとめられる。

- ①運動にともなう発声は、日常生活、スポーツ競技、理学療法の現場などで観察されているが、実態報告が無く、経験的に述べられている状況である。
- ②発声効果の研究は、対象者に最大限の努力での発声（叫び声）を行うよう口頭指示して実施されてきたが、対象者の発声強度を定量的に測定した報告が極めて少なく、骨格筋の最大等尺性収縮力に与える影響は諸説混在している。
- ③発声強度を変化させて運動制御系に及ぼす影響を調査した報告はない。
- ④日常会話で用いる程度の発声強度が最大等尺性収縮力や脊髄興奮準位に与える影響を調査した報告はない。

### 1.3 研究目的

本研究では、発声がヒトの運動を制御する中枢神経系や運動出力に与える影響について明らかにすることを目的として、臨床の実態調査、発声強度の変化が最大等尺性収縮力に及ぼす影響の研究、発声や聴覚刺激が脊髄興奮準位に及ぼす影響を明らかとするための7つの研究を計画し実施した。これらの研究成果を通して、動作にともなう発声の臨床応用の可能性を考察した。

研究1は、経験的に述べた先人の教え（動作が困難になるにつれて自然に発声していることに気づく）を参考に、実態を明らかにすることを目的として、要支援または要介護認定を受けた方を対象に、立ち上がり動作における発声の有無についての実態調査を実施した。研究2は、発声強度の変化が運動出力に与える影響を明らかにすることを目的として、発声強度の変化が握力測定値に及ぼす影響を検証した。研究3は、発声効果に聴覚系の要素が間接的に関与しているか明らかにすることを目的として、聴覚マスキングが握力測定時の発声効果に及ぼす影響を検証した。研究4は、動作にともなう発声によって得られる効果は、身体部位を変化した場合でも認められるか明らかにするために、聴覚マスキングが膝関節伸展筋力測定時の発声効果に及ぼす影響を検証した。研究5と6は、新たな電気生理学的手法の概念をアクティブトリガ（Active Trigger）として考案し、音声を用いたアクティブトリガを用いて発声が脊髄興奮準位に与える影響を明らかにすることを目的に実施した。主に研究5では、日常会話で用いる発声強度に着目し、研究6では最大努力での発声強度に着目して発声が脊髄興奮準位に及ぼす影響を検証した。最後に実施した研究7は、理学療法士や作業療法士および看護師などの動作支援に関わる専門家が、自身の発声を聴覚刺激として対象者に与えて動作支援を実施することがあり、今後の発声を用いた研究の発展可能性を示す目的で、ホワイトノイズが脊髄興奮準位に及ぼす影響について検証した。

## 1.4 論文の構成

本論文は、5章で構成し、それぞれの内容を下記に示す。

第1章「序論」では、発声効果の先行研究をまとめ、課題点を抽出した。その結果から、要支援または要介護認定を受けた方を対象として発声の実態調査を実施した（第2章）。その後、発声強度に着目して最大等尺性収縮力に与える影響（第3章）と、脊髄興奮準位に与える影響（第4章）を調査・研究する研究計画を立案した（図1-1）。なお、第4章では音声によるアクティブトリガを用いた脊髄興奮準位測定を試みとして、発声する意思の発動と発声強度が下腿三頭筋支配の脊髄興奮準位にどのように影響を及ぼすのか研究を実施した。

第2章「動作と発声の実態調査」では、要支援または要介護認定を受けた方を調査対象として2つの調査を実施した。ヒトの運動制御は、随意的な要素、情動の要素、自動的な要素から構成<sup>54)55)</sup>され、相互に作用しながら遂行される。そこで、動作支援技術に応用できる可能性を探索するために、実際に動作支援が必要な状態にある要支援または要介護認定を受けた方を調査対象とした。第1の調査では、抗重力動作の程度変化と発声率の推移を明らかにするため、椅子からの立ち上がり動作時に発声をともなうのか実態調査した。第2の調査では、10m最大歩行速度（以下、MWS）測定時の遊脚相における発声の有無がMWSと歩きやすさに与える影響を調査した。

第3章「発声が最大等尺性収縮力に及ぼす影響」では、発声効果の文献調査の結果から発声強度に着目した研究を見つけないことが出来なかったため、健常成人を対象に3つの研究を実施した。第1の研究では、日常会話で用いる程度の発声強度（60dB以上80dB未満）と叫び声（80dB以上）の発声強度を設定し、握力測定値に及ぼす影響を研究した。第2の研究では、対象者自身の発声を最大発声に近づける目的で聴覚マスキングを用い、握力測定値に及ぼす影響を研究した。第3の研究として、最大等尺性収縮を行う部位を膝関節伸

展筋力に変えて聴覚マスキングが膝関節伸展筋力測定値の発声効果に及ぼす影響を研究した。

第4章「発声と聴覚刺激が脊髄興奮準位に与える影響」では、発声強度が基準値に到達した時点で電気刺激装置を掃引する（音声によるアクティブトリガ）仕組みを用いて、日常会話で用いる程度の発声強度（60dB以上80dB未満）が脊髄興奮準位に与える影響を研究した。次に、最大発声（80dB以上）が脊髄興奮準位に与える影響について研究を実施した。そして最後に、第2章で用いたWNが脊髄興奮準位に与える影響について補足研究を実施した。

第5章「結語」では、「発声が運動制御系に与える影響」について、第2章から第4章で得られた実証観察研究・基礎研究のまとめを記した。

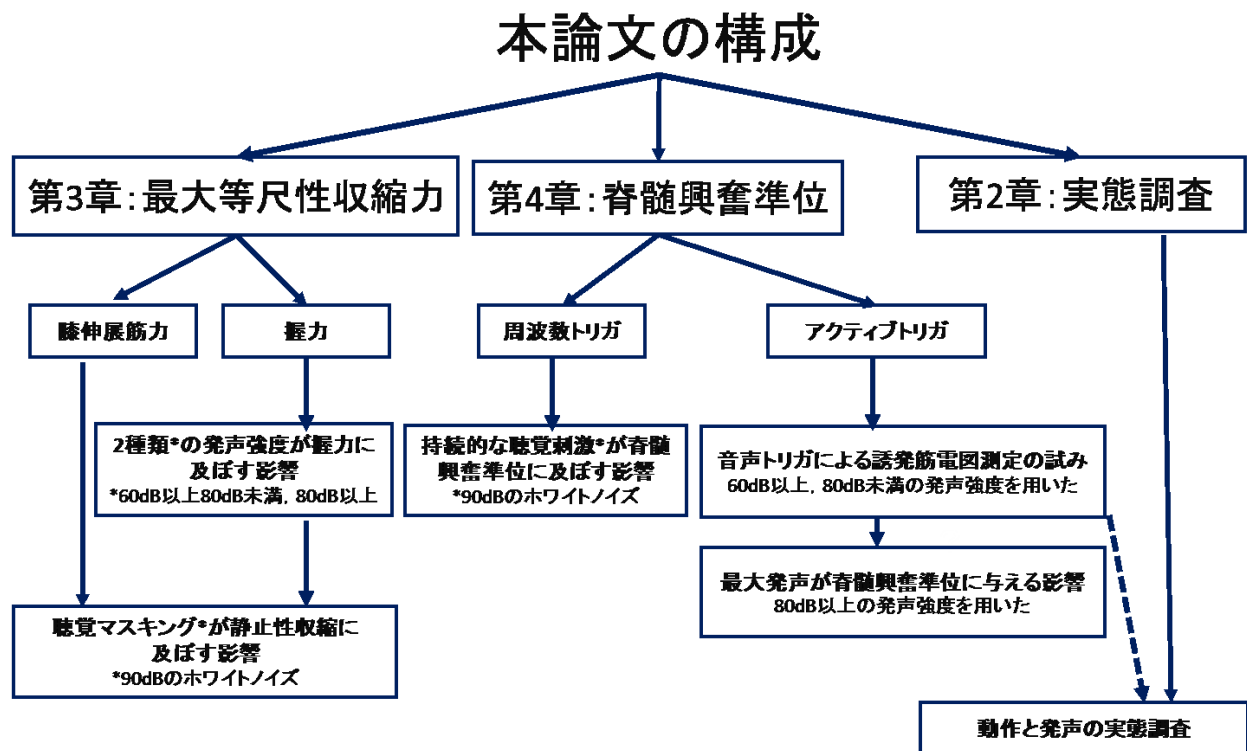


図 1-1. 本論文の構成

本論文は、発声が情動や聴覚フィードバックの影響を受けて制御されていることから、運動制御系を構成する脊髄と骨格筋に焦点をあて、大きく分けて実態調査、最大等尺性収縮力、脊髄興奮準位の3つを中心に調査・研究を実施した。

## 1.5 運動制御系

### 1.5.1 運動制御系

運動とは、国語辞典<sup>56)</sup>において、①めぐりうごくこと。②からだをうごかすこと。③物体の位置の変化。④ある目的のために力をつくすことである。運動学<sup>57)</sup>では、各体節の空間的位置の時間的变化として定義されている。制御とは、国語辞典<sup>58)</sup>において、おさえつけて自分の思うままにすること。支配することである。制御の意味を広く文明史の立場から説き起こしたベニガーは、「目的に向けた影響力の行使」と定義している<sup>59)</sup>。これらをまとめると、運動制御 (motor control) とは、高草木 (2011) がまとめた3つの仕組みにまとめられる。第1には、随意要素、第2として情動要素、第3として自動要素である<sup>54)55)</sup>。

運動の階層制御論<sup>60)</sup>によれば、高位機構に位置づけられる大脳は、運動準備 (運動最終指令を出す前の準備) や時間的・空間的に力の発生に必要な筋収縮を制御する。中位機構の脳幹は、覚醒レベルや呼吸・循環器系の調節を行いながら、上位中枢や下位中枢へ影響を与えている。下位機構の脊髄は、上位や中位および小脳による機構のモニタリングなどを受けた下降性衝撃を脊髄レベルにて統合し、運動出力の最終共通路である脊髄前角細胞の興奮準位に影響を与えていることが示されている。脊髄レベルでは、感覚入力による影響を受けることから、方向指示器の役割がある。

このような運動制御系の変化を定量化する電気生理学的手法<sup>61)</sup>には、C反応、TMS、VEP、SEP、ERP、CNV、MRCP、F波、H波、MCV、筋電図、SCVなどがあげられる。本研究立案時には、大脳レベルの解析を検討したが、発声に関与する筋群の筋電図除去に優れた独立成分分析<sup>62)</sup>を実施することができず、脳電位の変化を明らかにできないからである。そのため、発声が運動制御系に与える影響の解析は、脊髄レベルの脊髄前角細胞を中心に実施し、効果器である骨格筋の最大等尺性収縮力を測定することにした。



### 1.5.2 脊髄興奮準位とは

ヒトは意思の伝達，感情の表現，日常生活，生命を維持するためのあらゆる「いとなみ」において，必ず筋収縮という形態を通じてその内的，外的働きかけを行っている<sup>63)</sup>。随意運動と不随意運動で構成される身体運動<sup>64)</sup>のからくりは，脳や脊髄を含めた神経制御系がにぎっていると言っても過言ではない<sup>65)</sup>。我々が，意思の発動に基づく随意運動を行う場合，大脳から脊髄運動細胞に至る下降路や脳内の神経回路が修飾される。複雑な回路は，最終的に脊髄前角細胞を修飾し，骨格筋へと興奮を伝導する。そのため Sherrington(1906)は，脊髄前角細胞を運動の最終共通路（final common path）と命名した<sup>66)</sup>。この脊髄前角細胞がどのような状態か非侵襲的に観察するためには，Hoffman 波（以下，H 波）と呼ばれている単シナプス反射を誘発筋電図法によって導出する方法がある（図 1-2）。H 波は経皮的に末梢神経を電気刺激して Ia 線維を発火させ，発火した神経に支配される骨格筋の反応を記録することで観察できる<sup>67)68)</sup>（図 1-3）。

この H 波形を用いて基準化し，比較することで間接的に観察することを，脊髄興奮準位と呼ぶ。いわば，真の脊髄興奮準位を測定できないので，H 波振幅変化をもちいて間接的に推察する。単シナプス反射は，対象者が意図的に制御できない<sup>69)</sup>ことから，ヒトの運動が脊髄前角細胞の興奮準位におよぼす影響を知るために活用されている。

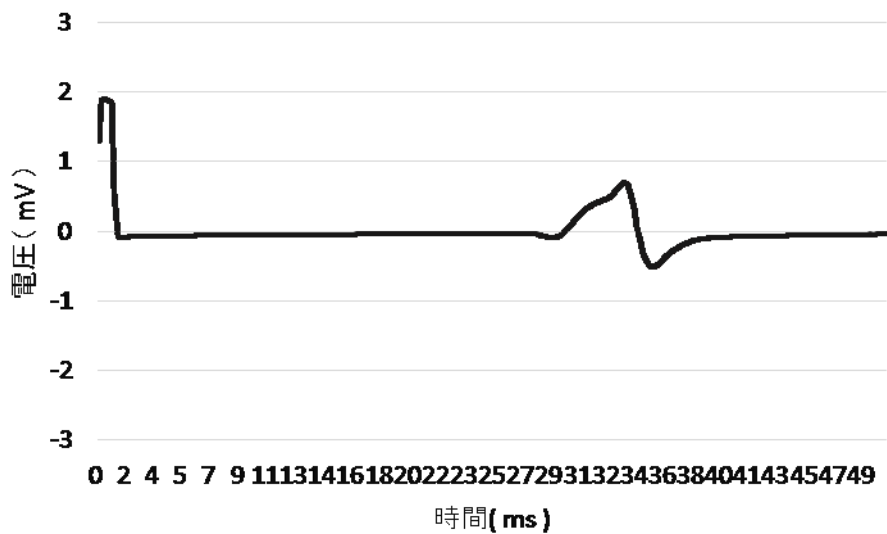


図 1-2. H 波

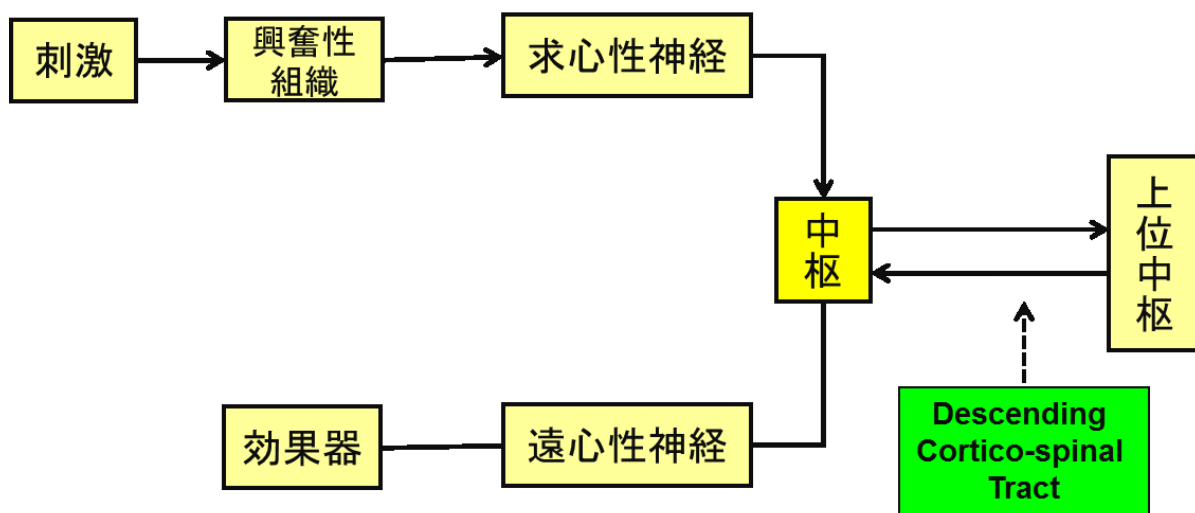


図 1-3. H 波の暗箱 <sup>68)</sup>

石川友衛. 神経生理学. 医歯薬出版, 第3版, 126, 1998. を一部改変

### 1.5.3 測定方法

#### 計測システム

一般的な計測システムは、経皮的電気刺激に係わる周波数発生装置と刺激波形作成装置が内蔵された電気刺激装置(図 1-4)、アイソレータ(図 1-5)、刺激電極と H 波の導出に係わる導出電極(Ag/Cl 電極)、筋電アンプ(図 1-6)、A/D 変換ボード(図 1-7)、コンピュータから構成される。これらの機器を接続し、計測システムとしての制度を保持するためには、利用者自身が計測機器の特性や生体の特性および測定項目の特性を理解していることが重要である。

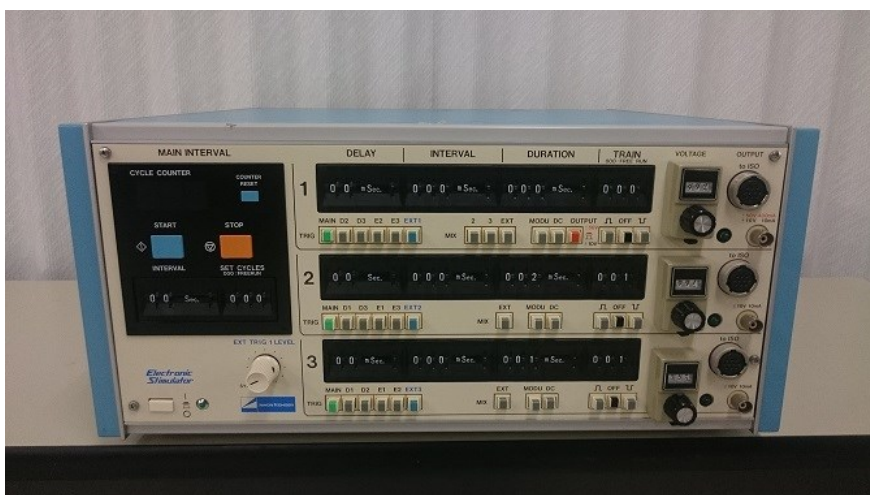


図 1-4. 電気刺激装置 (SEN-8203, 日本光電社製)



図 1-5. アイソレータ (SS-104J, 日本光電社製)



図 1-6. 筋電アンプ（特注，エム・イー社製）

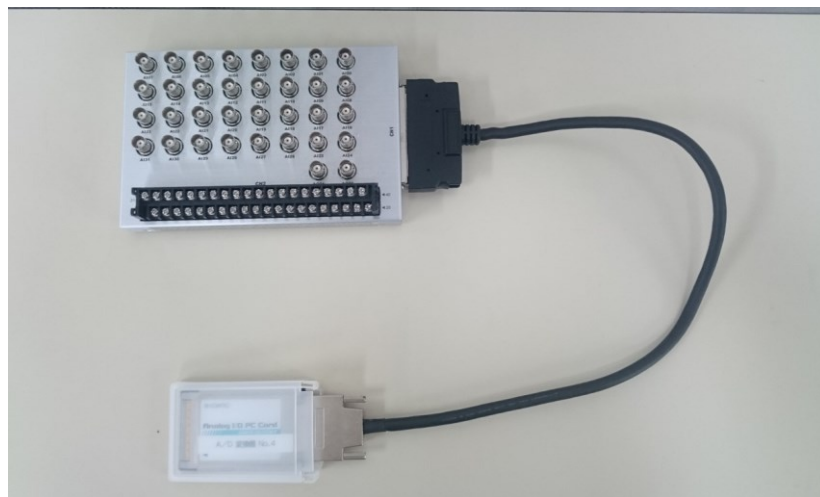


図 1-7. A/D 変換ボード（コンテック社製）

### 電気刺激強度

電気刺激強度設定は，H 波形に影響を及ぼすため，電気強度と H 波の特性について H 波と M 波の Recruitment curve を把握する必要がある<sup>70)71)72)</sup>。実際の M 波を，図 1-8 に示す。M 波とは，経皮的に電気刺激をした場合に，運動神経が興奮し，順行性に骨格筋へと興奮が伝導されたことで得られる。M 波の特徴は，脊髓前角細胞を介さないため，H 波に比べて潜時(ms)が短い（図 1-9）ことである。

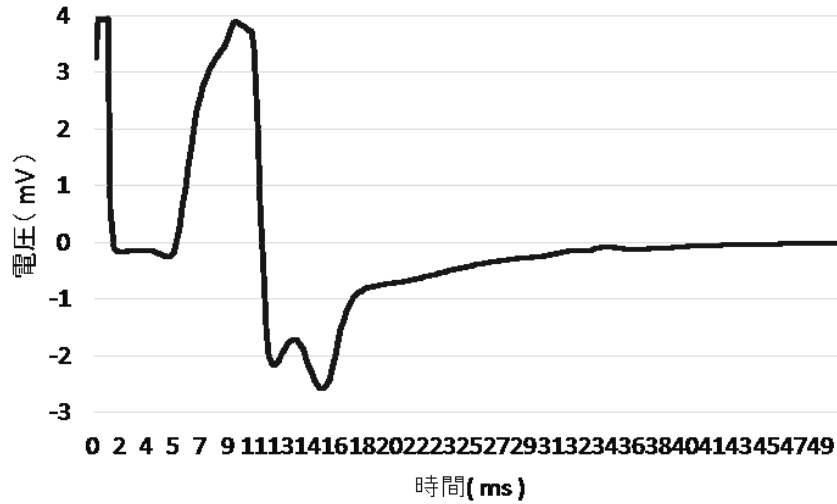


図1-8 M波

比較的強い電気刺激強度で電気刺激することで得られた最大 M 波である

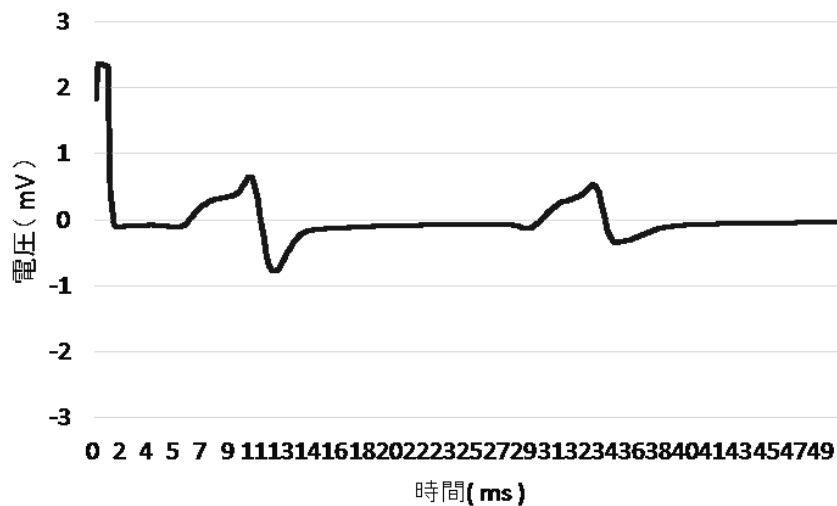


図1-9 M波とH波

潜時が短いのが M 波，潜時が長いのが H 波である

実際に，H 波と M 波の Recruitment curve を作成したので測定方法と結果について述べる。対象者は，平均年齢 20 歳（18～21 歳）の健常成人 5 名とした。電気刺激には電気刺激装置（SEN-8203，日本光電社製）と定電流式アイソレータ（SS-104J，日本光電社製）を用い，膝窩部において持続時間 1ms の方形波を 0.25Hz の頻度で反復することにより軸足の脛骨神経を刺激した。電気刺激の強度は，閾下 2 発刺激法によって求められた刺激閾値（以下，

Sub-stim) , H波がモニター上で確認できる強度 (以下, Hth) , H波の最大振幅が確認できる強度 (以下, Hmax) , M波が確認できる強度 (以下, Mth) , M波とH波の振幅が等しくなる強度 (以下, M≐H) , H波が消失する強度 (以下, Hneg) , M波が最大を示す強度 (以下, Mmax) を用いた。H波の導出部位は, 刺激部位と同側のヒラメ筋筋腹中央とし, 皮膚インピーダンス<sup>\*1</sup>を5KΩ以下に前処理した。電極間距離2.5cmとして直径12mmの銀/塩化銀表面電極 (ビトロード M-150, 日本光電社製) を貼付した。表面電極より導出したH波を, 筋電アンプ (特注, エム・イー社製) で増幅し, A/D変換カード (コンテック社製) からサンプリング周波数5KHzでノートパソコンに取り込んだ。誘発電位研究用プログラム (EPLYZER II, キッセイコムテック社製) を用いて, 各条件強度のM波・H波を16回加算平均し, 最大振幅値 (mV) を記録した。

用いた電気刺激強度 (mA) を表 1-1 に示し, 得られたH波振幅値 (mV) を図 1-10 に示す。先行研究と同様に, 電気刺激強度を徐々に強くしていくと, M波が増強しH波が減少・消失することが確認された。電気刺激強度とH波の変化は, 電気刺激強度が強くなるにつれて, 運動神経を逆行するインパルス (Antidromic motor volley) と, Ia線維を経由したインパルスが衝突 (collision) を起こす<sup>73)74)75)</sup>ことや運動神経を逆行するインパルスにより運動神経軸索起始部が不応期<sup>\*3</sup>となる (図 1-11B と C)<sup>76)</sup>ため, H波振幅が減少・消失する。Pierrot-Deseilligny E と Mazevet D(2000)<sup>77)</sup>が示した概念モデルを図 1-11 に示した。

表 1-1. 各電気刺激強度 ( mA )

	Sub-stim	Hth	Hmax	Mth	M≐H	Hneg	Mmax
平均(SD) mA	5.1(2.1)	5.5(2.3)	7.6(2.8)	8.4(2.9)	10.1(3.3)	13.9(3.5)	16.4(3.9)

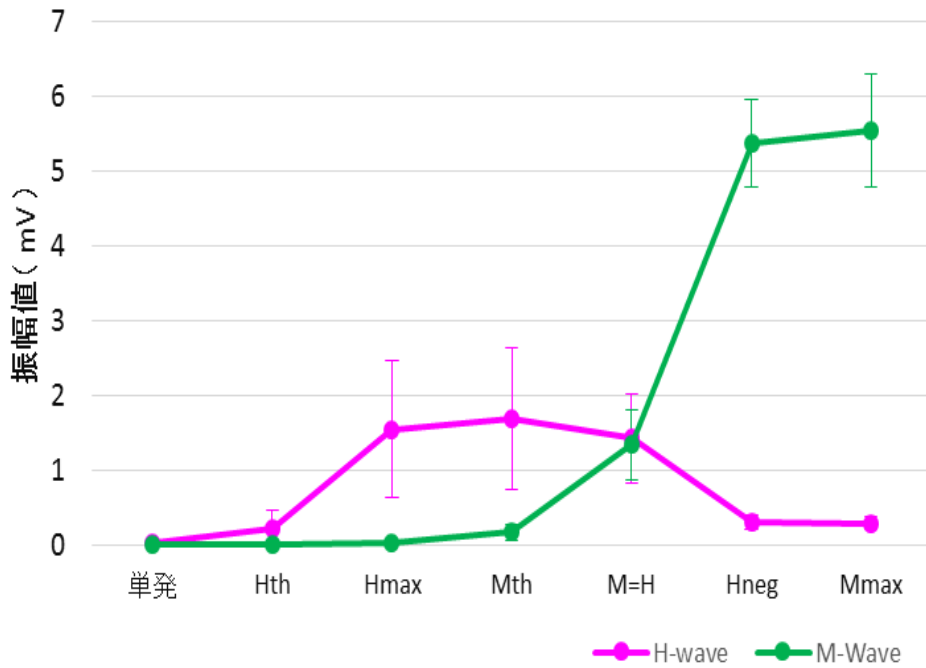


図1-10. 電気刺激強度とH波とM波

電気刺激強度とH波振幅値とM波振幅値との関係を示す。

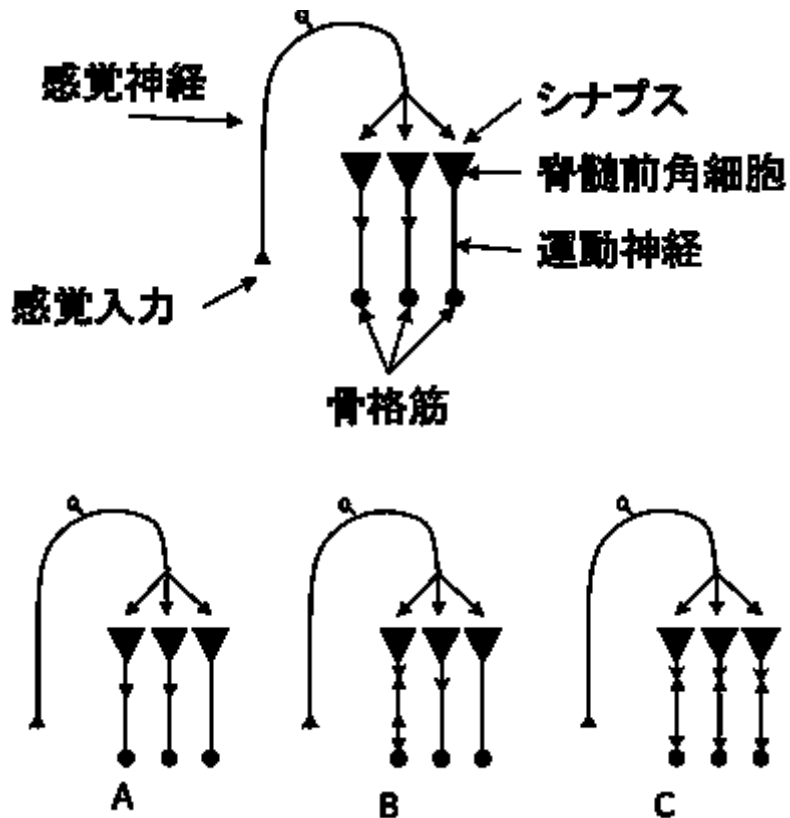


図1-11. 電気刺激強度とH波・M波の概念モデル<sup>77)</sup>

図1-11に示した三角 (▲, ▼) は、衝撃の進行方向を示す。(A)末梢神経

に与えられた電気刺激が感覚神経を上行し、脊髄前角細胞に興奮を伝達し、脊髄前角細胞の興奮が運動神経によって伝導される。(B)末梢神経に与えられた電気刺激は、①感覚神経を上行性に伝導、②運動神経を逆行性に伝導、③運動神経を下行性に伝導することの3つの興奮を引き起こす。そのため、軸索起始部付近で衝突(collision)を引き起こす。(C)Bよりもさらに強い電気刺激が与えられると衝突や運動神経を逆行するインパルスにより運動神経細胞軸索起始部が不応期となり、H波振幅が減少・消失する。

すなわち、H波の測定では、衝突(collision)を可及的に小さくする電気刺激強度(図 1-11A)を用いるか、M波が出現したままの電気強度(図 1-11B)を用いるか選択しなければならない。前者に対応する方法として、閾下2発刺激法がある<sup>78)</sup>。パルス幅0.6msの矩形波を用いて、刺激間隔6ms付近で2発目の電気刺激を行うと、閾下縁<sup>\*2</sup>の加重<sup>79)</sup>が最大<sup>80)81)</sup>(脊髄内における positive convergence)となることを用いて、閾下の電気強度を2発刺激することではじめてH波が出現する強度(図 1-12)を探索し、単発刺激すると6msの潜時が短縮してH波が若干観察されるか、観察されないことを確認する(図 1-13)。この強度を1.12倍した値を電気刺激強度として用いる(図 1-14)のが、閾下2発刺激法である<sup>78)82)83)</sup>。

実際に、上記5名の対象者で閾下2発刺激によりH波が観察される最小強度は、 $5.7 \pm 2.4 \text{mA}$ であった。その強度を1.12倍した電気刺激強度は、 $6.4 \text{mA} \pm 2.7 \text{mA}$ であった。表 1-1 に示した各電気刺激強度をもとに考えると、Hth以上、Hmax以下の強度であり、衝突(collision)を最小限にする工夫がなされていることがわかる。



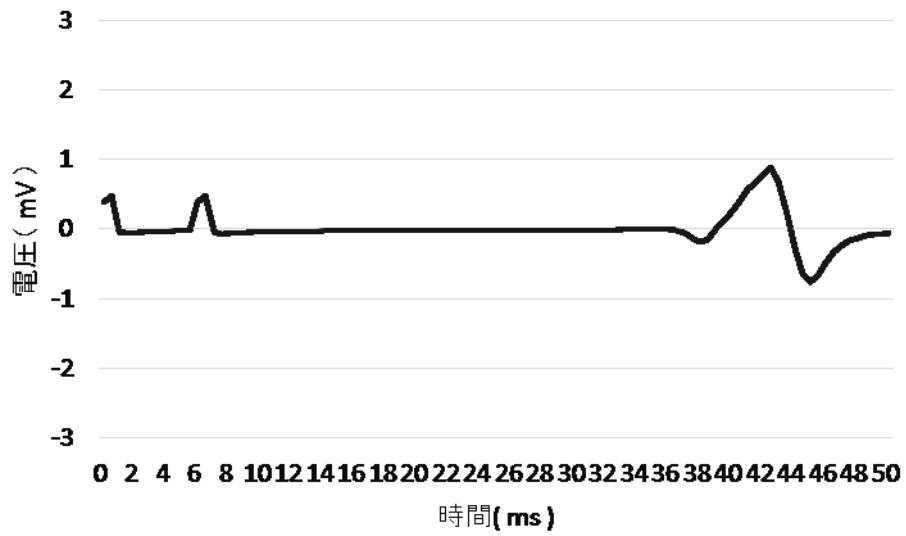


図 1-12. 閾下 2 発刺激によって得られた H 波

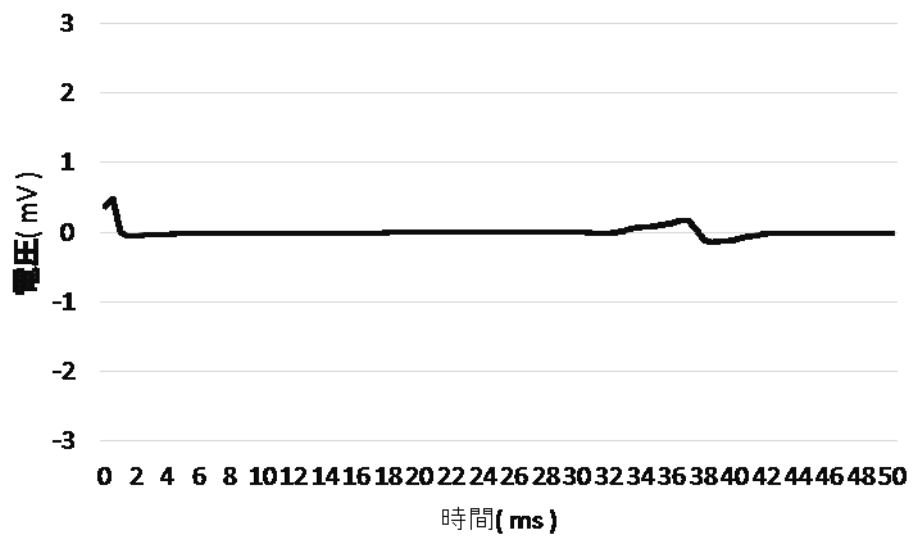


図 1-13. 単発刺激した場合の H 波

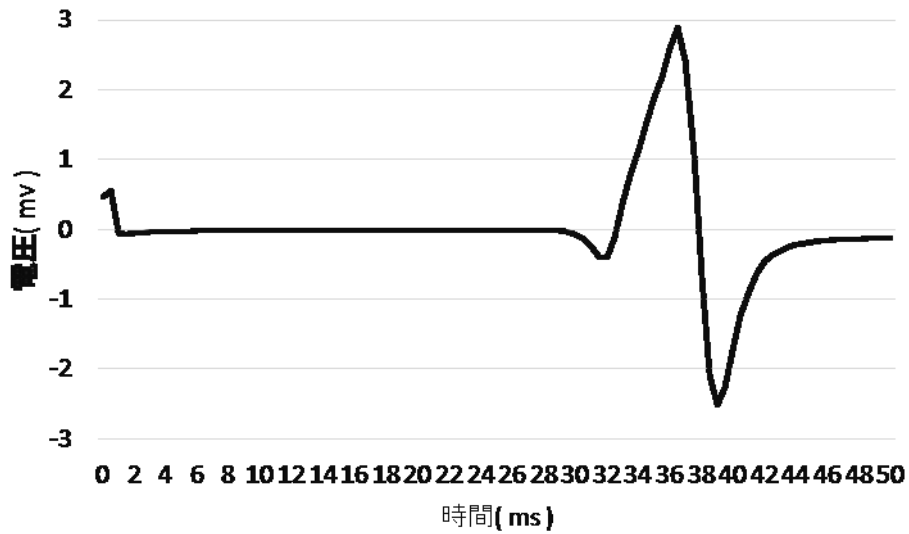


図 1-14. 1.12 倍した電気刺激強度で得られた H 波

続いて、パルス幅 0.6ms の矩形波を用いて、電気刺激間隔 6.0ms 付近で 2 発目の電気刺激を行うと、閾下縁の加重が最大となる報告<sup>80)81)</sup>を参考に、1.0ms の矩形波を用いて刺激間隔と閾下縁の加重との関係を再検証することにした。対象は、健常成人 4 名 (18 歳～21 歳) とした。刺激間隔 2ms から 15ms まで 1ms 間隔ずつ遅延させ、0.25Hz で電気刺激 (電気刺激強度:  $5.7 \pm 2.2$  mA) した。H 波の導出は、皮膚インピーダンスを  $5\text{k}\Omega$  以下 ( $1.6 \pm 1.1\text{k}\Omega$ ) に処理したヒラメ筋の筋腹中央部とした。その結果、先行研究<sup>80)81)</sup>と類似する 6-7ms で H 波振幅値が最大に成った (図 1-15)。

そのため、本論文では、衝突 (collision) を可及的に最小限にしながら促通の程度を明らかにする観点から、パルス幅 1.0ms の矩形波を刺激間隔 6.0ms で与える閾下 2 発刺激法を用いて電気刺激強度を基準化した。

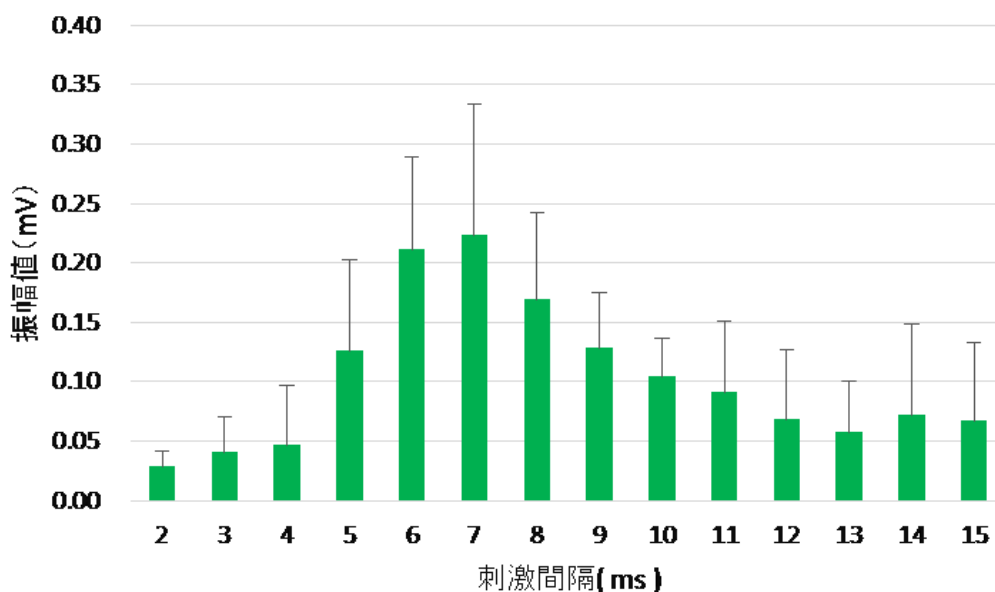


図1-15. 電気刺激間隔とH波

### サンプリング周波数

アナログ信号をデジタル信号に変換し，コンピュータに収録するシステムを用いる場合には，サンプリング周波数を設定し，抄録や論文に記載する配慮が求められる。これは，他者が研究を再現するために必要である。

今回は，サンプリング周波数の変化がH波の波形と振幅に及ぼす影響を明らかにするために，予備検討を実施した。

健常成人1名を対象として，膝窩部から経皮的に電気刺激し，同側ヒラメ筋の筋腹中央部から電極中心間距離 2.5cm として，導出されたH波をサンプリング周波数 5kHz でコンピュータに収録した。その後，生体信号処理ソフト (BIMTUS II, キッセイコムテック社製) を用いて，512Hz, 1kHz, 2kHz, 3kHz, 4kHz となるようリサンプリング処理を実施した。その結果得られたH波を図 1-16 から 1-21 に示す。H波振幅値 (mV) に与える影響を明らかにするために，

5kHz で得られた H 波振幅値が 100%となるようにして，変化率(%)を算出した（図 1-22）。その結果から，最低 1kHz のサンプリング周波数が必要である可能性が考えられた。後章では，サンプリング周波数 2kHz を用いた。

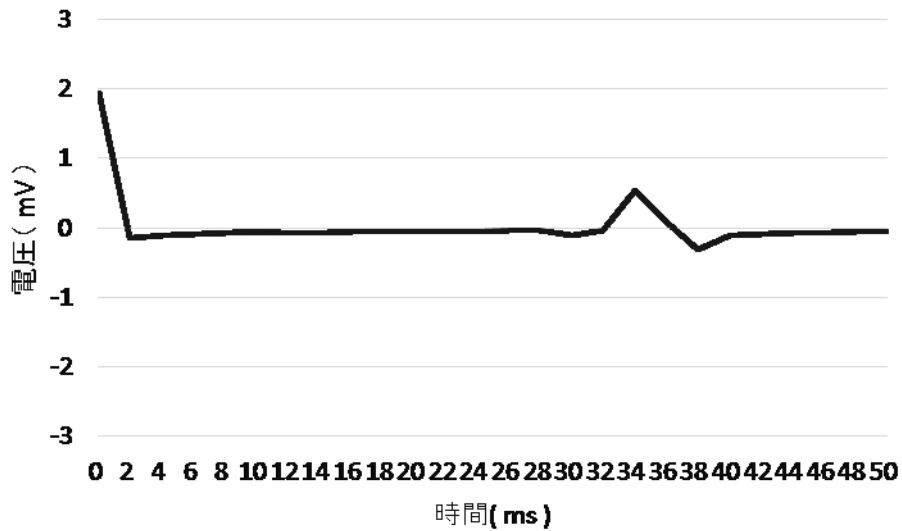


図 1-16. サンプリング周波数 512Hz

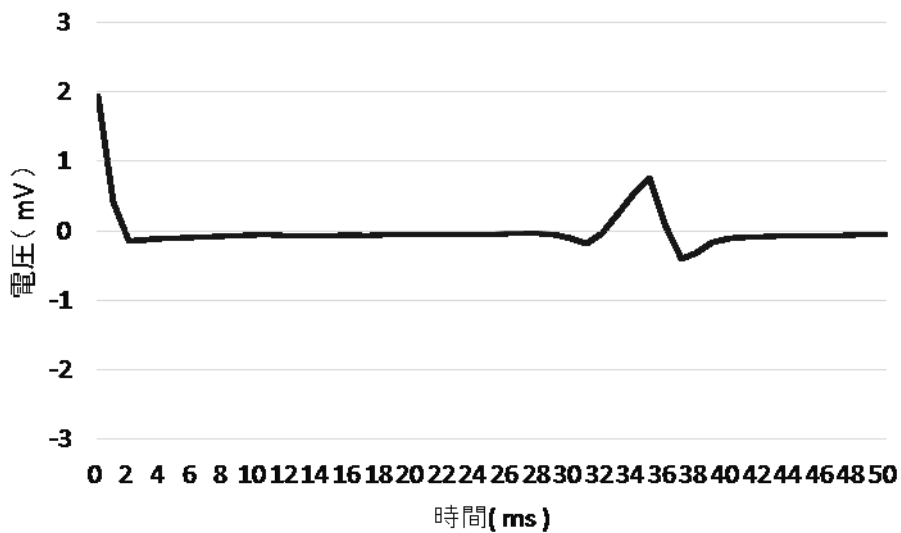


図 1-17. サンプリング周波数 1kHz

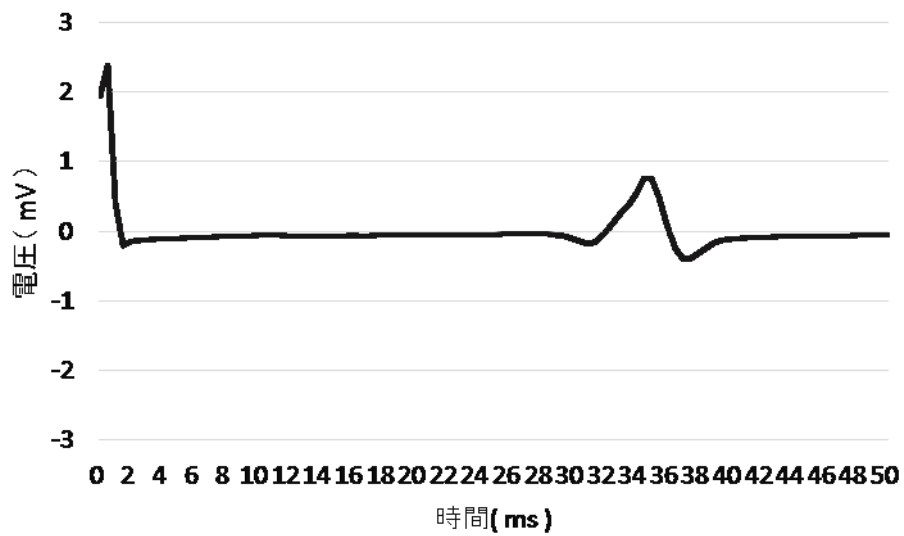


図 1-18. サンプリング周波数 2kHz

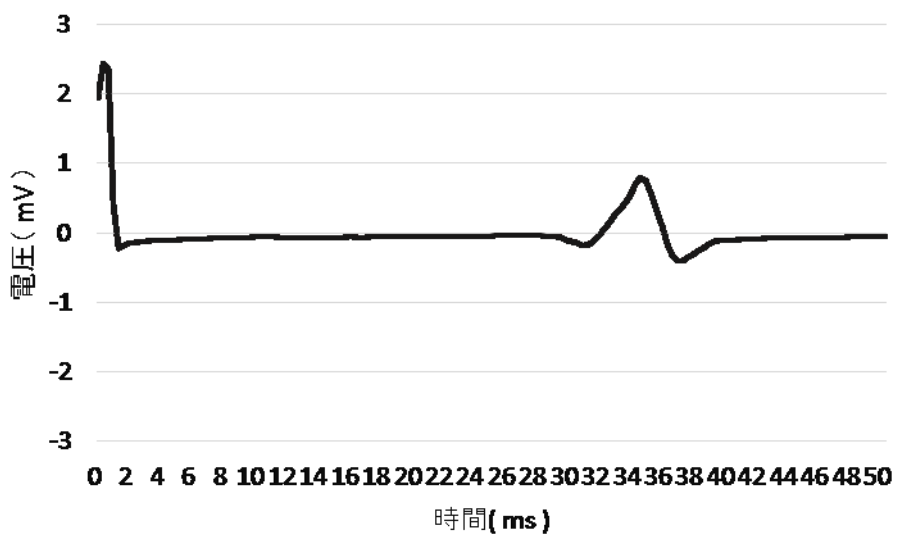


図 1-19. サンプリング周波数 3kHz

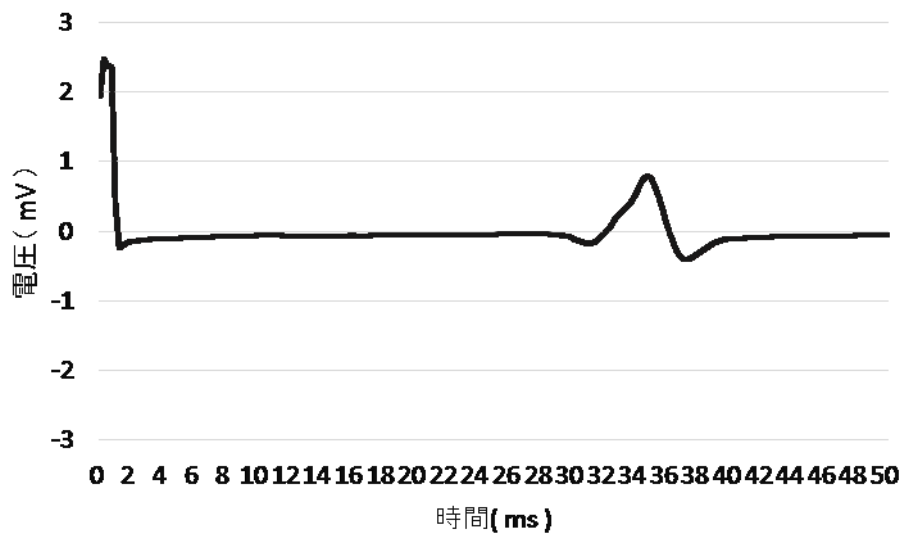


図 1-20. サンプリング周波数 4kHz

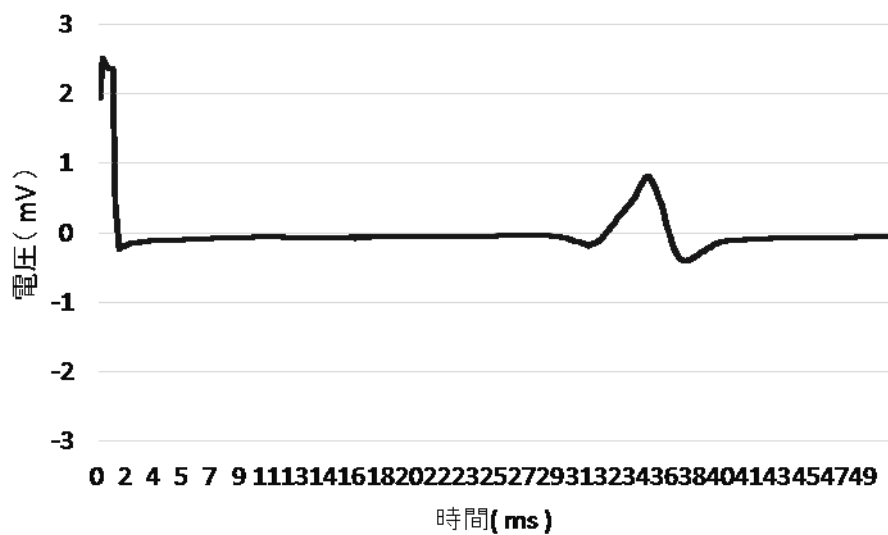


図 1-21. サンプリング周波数 5kHz

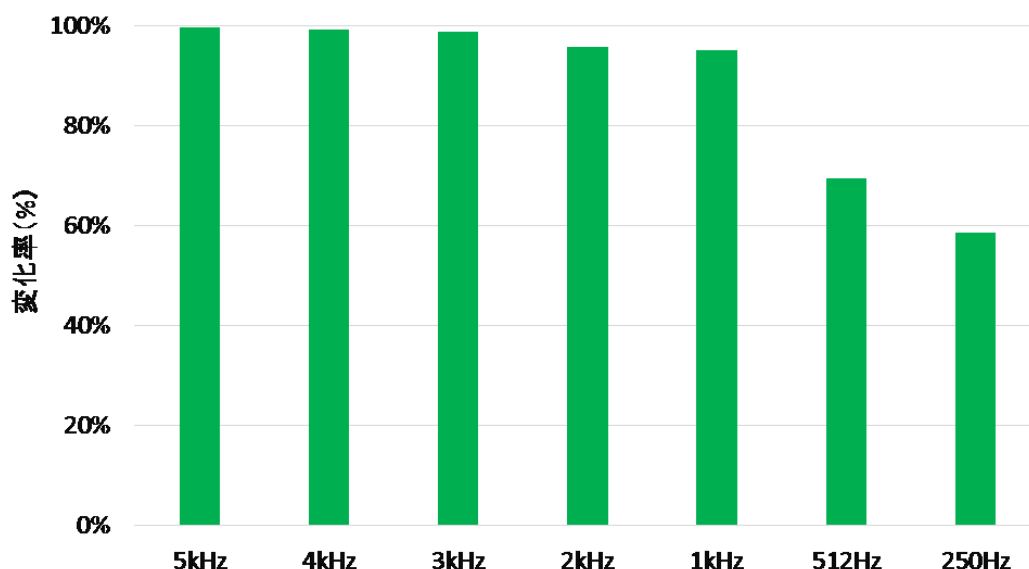


図1-22. サンプリング周波数の変化がH波変化率に与える影響

#### 加算回数

加算回数は、原則 32 回として、実験条件により適宜 8～32 回を選択することが推奨されている<sup>83)</sup>。健常成人男性（1名）の軸足ヒラメ筋の筋腹中央部から導出された H 波と加算回数の違いを示す（図 1-23）。加算回数を増すことの利点は、①信号雑音比(S/N比)が加算回数の平方根に比例して良くなる<sup>84)</sup>。②再現性を高め、データの信憑性を高めることである。測定では、対象者にどのような課題を負荷するのか考慮し、加算回数を調整することが必要である。本論文第 4 章では、最大発声（80dB 以上）を反復させて脊髄興奮準位を測定する。最大発声の反復回数が多くなるにつれて疲労の要素が混入することが考えられる。そのため、上記に示した S/N と対象者の疲労感を考慮して発声の反復回数上限を 16 回とした。対象者 1 名の H 波振幅値 (mV) を示す。1 回目 0.30mV, 2 回目 0.40mV, 3 回目 0.35mV, 4 回目 0.30mV, 5 回目 0.40mV, 6 回目 0.35mV, 7 回目 0.30mV, 8 回目 0.40mV, 9 回目 0.35mV, 10 回目 0.30mV, 11 回目 0.40mV, 12 回目 0.35mV, 13 回目 0.30mV, 14 回目 0.40mV, 15 回目 0.35mV, 16 回目 0.30mV であった。変動係数

は、2%であった。そのため、疲労の要因による変動が小さいと解釈した。

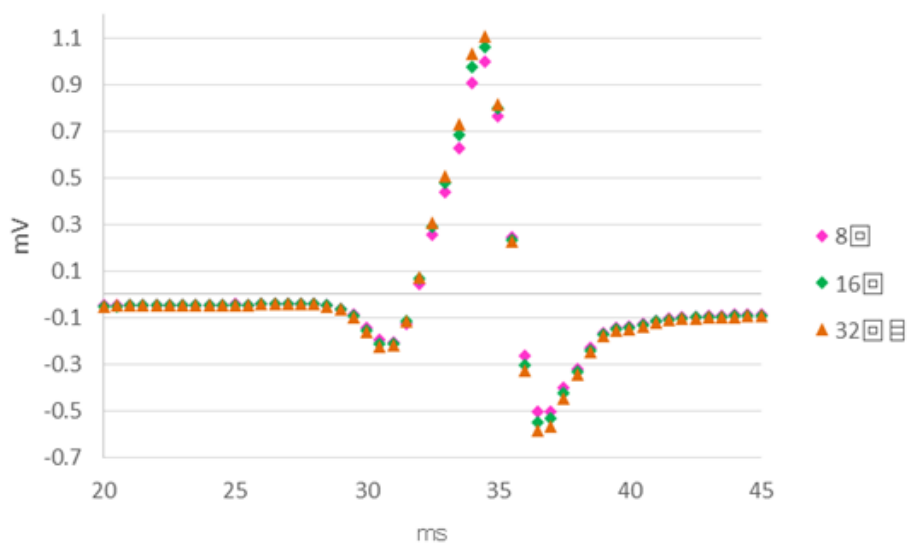


図 1-23. 加算回数の違いと H 波 (サンプリング周波数 2kHz)

#### H 波の評価指標 <sup>85) 86) 87) 88)</sup>

H 波は、神経根の障害を検出しようとする場合や脊髄前角細胞の興奮準位を調査する場合に用いられる。H 波の評価指標を下記に示す。H 波振幅値の変化は、脊髄興奮性の指標として用いられる。

- ① 刺激閾値の変化
  - ② H 波振幅値の変化
  - ③ H 波と M 波の最大振幅比 (Hmax/Mmax)
  - ④ H 波出現閾値と M 波出現閾値の比 (Hth/Mth)
  - ⑤ H 波振幅増加率と M 波振幅増加率の比 (Hslp/Mslp)
- その他：潜時



#### 1.5.4 H波の解釈について

ヒトの中樞神経系の応答性は、運動、外傷、廃用または疾患により変化する<sup>89)</sup>。中樞神経系の応答性を観察するためには、何らかの信号を入れて、どのような反応が現れるかを見て、それを類推する<sup>90)</sup>。生理学用語では、統合作用 (integration) という<sup>91)</sup>。

H波は、求心系の活動にともなって現れる促通および抑制現象と、現象を生ずる機構の本質が次第にあきらかにされて来ているため<sup>92)</sup>、促通系要素と抑制系要素の総和によって得られたH波振幅値 (mV)の増減から、脊髄前角細胞が興奮しやすい状態 (中枢興奮準位, central excitatory state)<sup>93)</sup>であるのか、興奮し難い状態 (中枢抑制準位, central inhibitory state)<sup>94)</sup>であるのか神経生理学的背景や先行研究をもとに類推する。より詳細な説明は、Zehr EP<sup>95)</sup>, Tucker KJら<sup>96)</sup>, Prochazka A<sup>97)</sup>, Schieppati M<sup>98)</sup>, 藤森聞一<sup>99)</sup>を参照されたい。

H波は、対象者に運動課題を与え課題実行中の脊髄前角細胞の興奮準位を探ることが可能である<sup>100)</sup>。そのため、H波を用いて運動・感覚系に関与する神経系の機能の一部を電気生理学的に推論することは、治療構築上の重要な情報を追加することになる<sup>101)</sup>。H波を用いた先行研究は、安静<sup>102)103)104)</sup>, 体位<sup>105)106)107)</sup>, 重心移動<sup>108)</sup>, 呼吸の相と流速<sup>109)110)111)</sup>, 運動準備<sup>112)113)114)115)</sup>, 急速運動<sup>116)</sup>, 上肢筋収縮時<sup>117)118)119)120)121)122)123)</sup>, 噛み締めとH波<sup>124)</sup>, 歩行<sup>125)</sup>, エルゴメータ運動<sup>126)127)</sup>, PNF手技の検討<sup>78)128)129)130)</sup>, 物理療法<sup>131)132)133)134)</sup>, 徒手療法<sup>135)</sup>, スキンブラッシング<sup>136)</sup>, ストレッチ<sup>137)</sup>, 捻挫<sup>138)</sup>, 片麻痺患者の上肢肢位<sup>139)</sup>, 筋緊張異常 (痙縮) の評価<sup>140)141)</sup>, 高齢者のバランストレーニングと筋力トレーニング<sup>142)</sup>, 脊髄損傷者の機能回復<sup>143)</sup>など運動制御系の解析やリハビリテーション医学および理学療法学の領域で頻繁に報告されている。

今後は、感性工学領域における計測手法として、音楽や警告音などが脊髄興奮準位に与える影響に関する研究や快適性が脊髄興奮準位に与える影響に関する研究などにおいて用いられる可能性が考え

られる。参考例として，音楽刺激としてロックを聴かせる前・中・後の H 波を示す（図 1-24）。

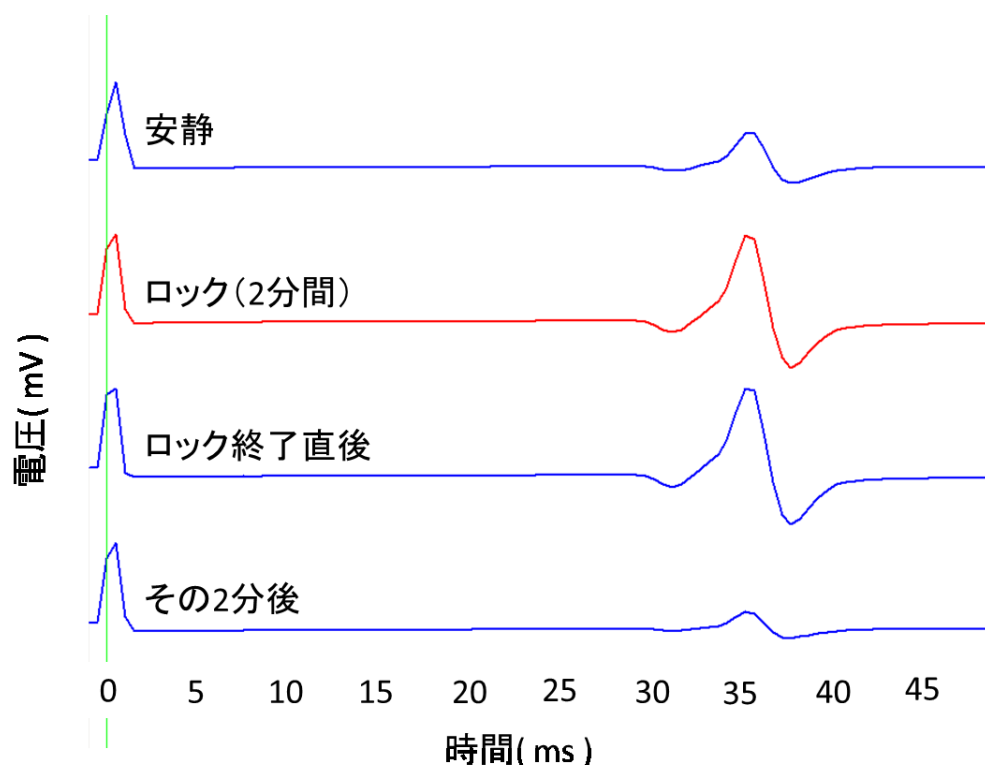


図 1-24. 音楽刺激前・中・後の H 波

### 1.5.5 H 波測定方法の課題

H 波を用いた先行研究は，主に電気刺激装置に内蔵された周波数発生装置で生成したタイミングを用いて電気刺激装置を掃引している。そのため，治療環境や運動前・後の状況およびセンサーを併用し，動作中の H 波測定が実施されて来た。しかしながら，対象者の意思の発動とは無関係に電気刺激装置が掃引されることが欠点である。例えば，発声開始 1～1.5s 前に大脳皮質運動野の興奮性が上昇する<sup>144)145)146)</sup>が，運動が実施される前の観念，プラン，プログラム，運動などの一連の過程要素<sup>147)</sup>（図 1-25）と H 波を誘発するために必要な電気刺激装置を掃引するタイミングが不一致である可能性が考えられる。

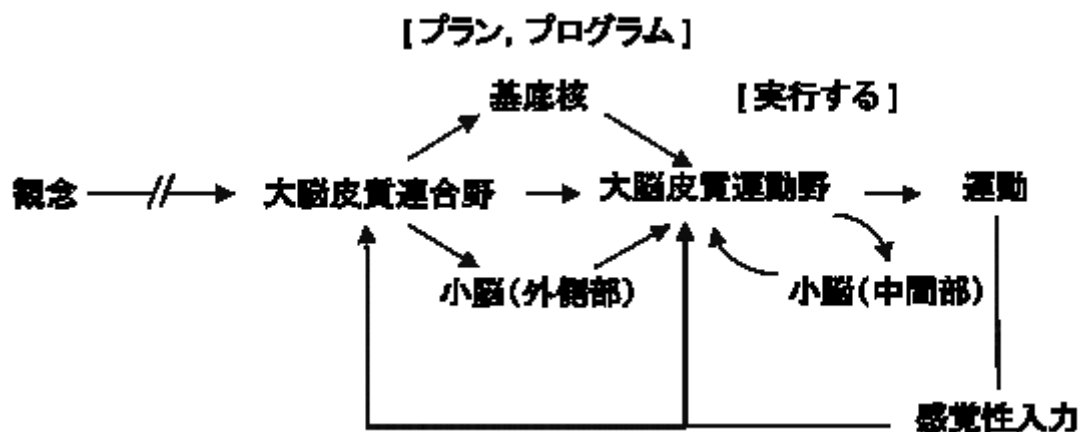


図 1-25. アレン-塚原のモデル <sup>147)</sup>

### 1.5.6 H波測定方法における新案（アクティブ トリガ）

対象者の意思の発動とは無関係に電気刺激装置が掃引されることを改善するために、電気刺激装置の内部にある周波数発生装置以外で、対象者自身の意欲的な活動が混入された信号を用い、電気刺激装置を掃引する概念をアクティブ トリガ (Active Trigger) として考案・定義した。対象者がボタンを押す、接触スイッチから離す、呼吸の吸気・呼気相、角度変化、加速度変化、筋電図の積分値、電気握力計の握力曲線、発声などがアクティブ トリガに含まれる (図 1-26)。ヒトのあらゆる生活場面で行われる動きは、自らの意思の発動を基に遂行されるため、ヒトの動作支援技術の側面がある感性工学的立場やリハビリテーション医学的立場において活用できる概念である。

## Active Trigger

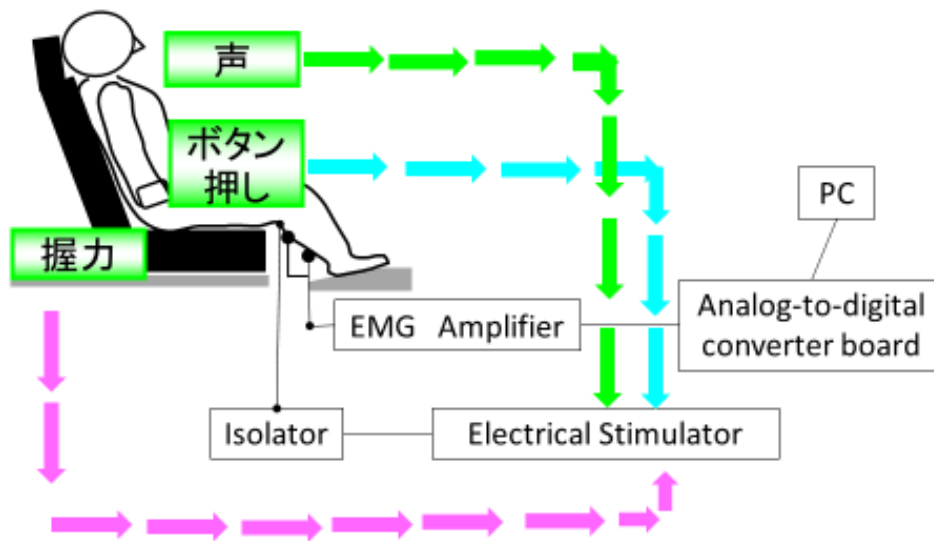


図 1-26. Active Trigger の例

※1. 皮膚インピーダンス：神経の閾値は，見かけの閾値として求められ，皮膚の変動で著しい影響を受ける。皮膚は，外より加えられた電圧に対して一定の逆起電力を示す<sup>148)</sup>。表面筋電図の振幅に対する皮膚インピーダンスによる影響は $30\text{k}\Omega$ 以下にしなければ筋電図が比較できない<sup>149)</sup>。そのため，本研究では $5\text{k}\Omega$ 以下に皮膚処理することにした。

※2. 閾下縁 (Subliminal fringe)：Ia線維の興奮が伝導し，運動ニューロンを発射し，発射帯をつくり，他方では運動ニューロンに閾下縁を作ると考えられている。H波の大きさは，試験刺激によって生じる発射帯と閾下縁の総和を与えてくれるものである<sup>150)</sup>。

※3. 不応期 (Refractory period)：刺激で興奮が1回発生した後，2回目の刺激には反応しない時期のこと<sup>151)</sup>。

## 第 2 章

### 動作と発声の実態調査

## 第 2 章 動作と発声の実態調査

### 2.1 はじめに

第 1 章で述べたように，理学療法の臨床では，動作が困難であればあるほど，対象者は自然と声を出しながら運動していることに気づく<sup>12)</sup>。また，日常生活においても，高齢者が「よっこらしよ」と発声しながら椅子から立ち上がる場面も見受ける。これらのことより，ヒトが無意識におこなっている発声に自らを動作しやすくしている要素が潜んでいることが考えられる。ただし，動作にともなう発声の実態については，報告されていない。

そこで本章では，動作支援技術の提供が必要な状態にある要支援または要介護認定<sup>152)153)</sup>を受け，通所サービスを利用する方を研究対象として 2 つの段階に分けて実態調査を行うことにした。第 1 段階の調査では，立ち上がり動作が困難であればあるほど自然に発声がともなうのではないかと考え，立ち上がり動作時の発声について調査した。異なる座面高からの起立が可能であるかのテスト（以下，椅子立ち上がりテスト）を用いて立ち上がり動作の困難度を設定した<sup>154)</sup>。椅子立ち上がりテストでは，座面高が低くなるにつれ，体重支持指数（以下，WBI）<sup>\*1</sup>として表わされる膝関節伸展筋力の体重比がより大きくなることが報告されている<sup>155)156)</sup>。そのため，各高さからの起立成功率（%）と発声出現率（%）が変化する可能性が考えられる。第 2 段階の調査では，発声の有無が 10m 最大歩行速度（以下，MWS）<sup>\*2</sup>として表される 10m を最大限の努力で速く歩行した時の所要時間から算出した速度(m/min)と調査参加者の主観的な歩きやすさに及ぼす影響を調査した。

※1 体重支持指数 (Weight-bearing Index, WBI) は、膝関節伸展筋力の最大等尺性収縮力を膝関節 70° 屈曲位で測定して得られた値を体重で割った値を示す<sup>157)</sup>。つまり、体重 50kg であれば 50kg の筋力があれば、筋力/体重比が 1 となり、WBI が 1 (100%) と表現される<sup>158)</sup>。WBI は、水準ごとに下肢運動機能と障害の関係が述べられている。WBI=0.4(40%) : 自力荷重歩行能力閾値, WBI=0.6(60%) : 日常生活動作の閾値, WBI=0.8(80%) : 社会的活動参加の閾値, WBI=1(100%) : 地球の重力を克服して生活する基本的体力閾値, WBI=1.2 以上 (120%以上) : 社会生活上の安全閾値とスポーツ障害回避閾値と定義されている<sup>156)</sup>。

※2 10m 最大歩行速度 (Maximum Walking Speed, MWS) は、半田健壽が 2007 年にまとめた博士論文<sup>159)</sup>の中に、詳細に記載されている。歩行路は、距離 10m を計測区間とした場合、その両端に 3m ずつの補助路を加えた計 16m の直線距離を用いる。計算式： $MWS(m/min)=10m/\text{所要時間}(s) \times 60sec$  を用いて歩行速度を算出する。得られた結果の活用は、①最大歩行速度を算出することで歩行能力の現状把握、②リハビリテーション医療や理学療法介入計画立案の資料とする、③歩行（移動）の機能障害、機能制限への介入効果検討の基礎資料、④機能予後予測のパラメータとして活用、⑤特殊な歩行訓練法の KR として活用、⑥歩容の観察、変形性関節症の痛み、脳卒中患者の筋力などの指標と関連づけて解釈することで、いっそう有用、⑦歩行補助具、下肢装具、技師の適合判定、効果判定の活用が示されている<sup>159)</sup>。

## 2.2 対象および方法

### 2.2.1 対象

我々の日常生活では、最大努力以下の筋出力を用いて日常生活動作を実施しているが、加齢や障害などにより虚弱になると立ち上がり動作や歩行動作などの抗重力動作が次第に困難になり日常生活における支援や介助が必要な状態となる。そのような状態を示す要支援または要介護認定<sup>152)153)</sup>を受けた、介護予防通所リハビリテーション事業または通所リハビリテーション事業の利用者のうち、日常生活において独歩または杖歩行が自立している31名（男性16名，女性15名）を第1段階の調査参加者の対象とした。なお、平均年齢は77±9歳（52歳～88歳），平均体重56±13kg，要支援状態区分（以下，要支援区分）1が3名，要支援区分2が3名，要介護状態区分（以下，要介護区分）1が9名，要介護区分2が9名，要介護区分3が5名および要介護区分4が2名であった。要支援区分と要介護区分の状態像を，表2-1に示す<sup>160)</sup>。

第2段階の調査参加者として，要支援または要介護認定<sup>152)153)</sup>を受けた，介護予防通所リハビリテーション事業または通所リハビリテーション事業の利用者のうち，理学療法・作業療法において歩行練習を実施している52名（男性22名，女性30名）を対象として，発声することを助言することで得られる利得を明らかにすることにした。なお，平均年齢は80±8歳（53歳～91歳），平均体重55±11kg，要支援区分1が2名，要支援区分2が9名，要介護区分1が10名，要介護区分2が8名，要介護区分3が13名および要介護区分4が8名，要介護区分5が2名であった。なお，認知機能の低下が顕著であり，本研究の主旨を理解できない者は除外した。対象者それぞれが有する疾患は，脳血管障害，変形性関節症，骨折などであった。



表 2-1 要支援区分・要介護区分 [参考文献 160 を一部改変]

区分	要介護状態像の概要
要支援1	日常生活上の基本的動作については、ほぼ自分で行うことが可能であるが、日常生活動作の介助や現在の状態の防止により要介護状態となることの予防に資するよう手段的日常生活動作について何らかの支援を要する状態
要支援2	要支援1よりも支援が必要な状態
要介護1	手段的日常生活動作を行う能力がさらに低下し、部分的な介護が必要となる状態
要介護2	要介護1の状態に加え、日常生活動作についても部分的な介護が必要となる状態
要介護3	要介護2の状態と比較して、日常生活動作および手段的日常生活動作の両方の観点からも著しく低下し、ほぼ全面的な介護が必要となる状態
要介護4	要介護3の状態に加え、さらに動作能力が低下し、介護なしには日常生活を営むことが困難となる状態
要介護5	要介護4の状態よりさらに動作能力が低下し、介護なしには日常生活を営むことがほぼ不可能な状態

### 2.2.2 倫理的配慮

対象者に本研究の概要説明を行った後、書面にて本人の同意を得た。なお、本研究は、学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の倫理審査を受け、承認を受けたものである（承認番号 R:1405）。立ち上がり動作における発声の調査では、調査参加者が意識的に発声することを可及的に避ける目的で、調査施設で定期評価している立ち上がりテストの評価日に合わせて調査を実施し、調査終了後に調査参加者へ内容の説明を実施し、同意を得た。

### 2.2.3 方法

第1段階の調査では、膝関節伸展筋力と椅子からの立ち上がり動作能力の測定を実施した。対象者の膝関節伸展筋力を測定し、機器に表示された WBI（式：膝関節伸展筋力 / 体重 = WBI）を記録した<sup>157)</sup>。WBI100%は、片側の膝関節伸展筋力が体重と同じ値を表す（膝関節伸展筋力が 50kg で体重が 50kg であった場合、50/50=1.0 とな

り WBI100%となる)<sup>156)</sup>。膝関節伸展筋力は、膝関節 70°屈曲位で内果と外果上端を結んだ下腿遠位端にアタッチメントを装着し、測定機能付自力運動訓練装置 (OG 技研社製, アイソフォース GT-360) を用いて約 2 秒間の膝関節最大筋力を左右 1 回ずつ測定した (図 2-1)。椅子からの立ち上がり動作能力の測定, すなわち立ち上がりテストでは, 床から 50 cm, 40 cm, 30 cm または 20 cm の台に腰を下ろした椅子座位からの起立に成功するかどうかを調査した (図 2-2)。上肢を胸の前に組み, 両側足部間の距離を肩幅と同幅にした位置を立ち上がりテストの開始姿勢とした。対象者には, なるべく反動をつけず立ち上がるよう口頭で指示した。立ち上がりテストの判定は, 各高さからの立ち上がりを 2 回実施し, 1 回以上起立できた場合を「成功」と判定し, 起立できなかった場合を「失敗」とした。発声の有無は, 1 名の理学療法士が対象者の側方に立ち, 立ち上がり動作中に発声が聞こえた場合を「発声有り」と判定し, 対象者の言語的表現を紙面に記録した。ただし, 「ふっー!」というような吐息のような内容と立ち上がり動作前・後の発声を除いた。



図 2-1 膝関節伸展筋力測定

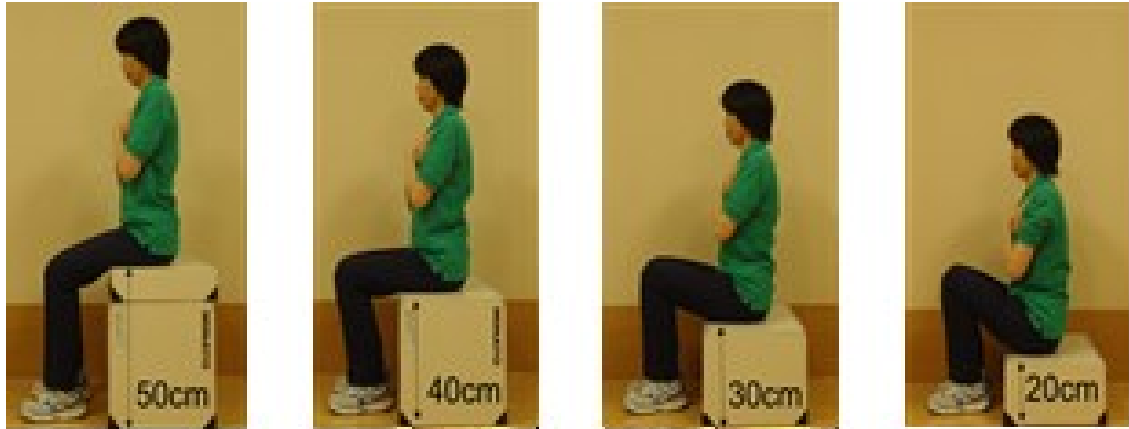


図 2-2 椅子立ち上がりテスト

第 2 段階の調査では，最大歩行速度 (Maximum Walking Speed ; 以下 MWS)<sup>161)</sup> と歩きやすさを調査した。対象者の最大努力で速く歩行する歩行時間をストップウォッチ (カシオ社製，HS-3C-8AJH) を用いて測定し，紙面に記録した。歩行時間は，距離 10m を計測区間として，その両端に 3m ずつの予備路を加えた計 16m の直線距離を最大努力の速さで歩行するよう口頭で指示し，発声の有無で各 1 回測定した。なお，発声の内容は，「1・2，1・2」とした。歩きやすさについては，2 回の MWS 測定が終了した後，調査参加者に発声なしと発声ありのどちらが歩きやすかったか口頭で質問し，歩きやすい方を選択してもらった。

#### 2.2.4 調査手順

第 1 段階の調査では，はじめに膝関節伸展筋力を測定し，次に立ち上がりテストを実施した。膝関節伸展筋力測定の準備として，180deg/s で 3 回膝関節の屈曲-伸展運動を行った。立ち上がりテスト実施前には，立ち上がりテストを実施する高さを決めるために，くじ引きを実施した。その後，左脚と右脚の WBI から平均値を算出して平均 WBI とした。得られた平均 WBI から対象者を，黄川らの基準<sup>156)</sup>に基づき平均 WBI が 40%未満の群 (A 群)，40%以上 60%未満の群 (B 群) および 60%以上の群 (C 群) の 3 群に分けた。各群におけ

る各高さからの立ち上がり成功者の割合（立ち上がり成功率=（各高さからの起立可能者数／各群総人数）×100）と、発声出現率（発声出現率=（各高さの発声者数／各群人数）×100）を算出した。

第2段階の調査では、はじめに10MWSを測定し、次に歩きやすさを聴取した。得られた10m歩行時間から、式[10MWS=10m/所要時間(s)×60s]を用いて算出した<sup>161)</sup>。その後、得られた歩行しやすさ別に、対象者を発声ありの方が歩行しやすかった群（D群）、発声なしの方が歩行しやすかった群（E群）の2つに分けた。各群の歩行速度(m/min)を用いて、発声の有無と歩きやすさを要因とした2元配置分散分析を行った。統計解析は統計解析ソフト（SPSS for Windows ver. 21.0）を用い、有意水準を5%として実施した。

## 2.3 結果

### 2.3.1 【第1段階の調査：膝関節伸展筋力体重比】

全対象者におけるWBIの平均値は、右脚46±18%、左脚46±20%であった。平均WBIで分類したA群、B群およびC群の人数は、それぞれ11名、14名および6名であった。各群のWBIを表2-2から表2-4に示す。なお、平均WBIは、それぞれ28±8%、50±5%および68±7%であった。

表 2-2 A群（n=11）のWBI測定値（%）

調査参加者	右WBI[%]	左WBI[%]	平均WBI[%]
1	8	20	14
2	17	21	19
3	22	17	20
4	21	26	24
5	23	30	27
6	53	0	27
7	40	25	33
8	36	33	35
9	48	28	38
10	30	46	38
11	43	34	39

表 2-3 B 群 (n=14) の WBI 測定値 (%)

調査参加者	右WBI[%]	左WBI[%]	平均WBI[%]
12	17	64	41
13	45	43	44
14	51	37	44
15	54	34	44
16	49	42	46
17	52	39	46
18	37	64	51
19	50	53	52
20	58	47	53
21	58	48	53
22	61	52	57
23	54	59	57
24	60	54	57
25	43	75	59

表 2-4 C 群 (n=6) の WBI 測定値 (%)

調査参加者	右WBI[%]	左WBI[%]	平均WBI[%]
26	62	60	61
27	62	64	63
28	52	80	66
29	64	69	67
30	72	68	70
31	86	79	83

### 2.3.2 【第1段階の調査：椅子立ち上がりテストの成功率(%)】

50 cm, 40 cm, 30 cm および 20 cm の座面高からの椅子立ち上がりテストの成功率 (%) は, A 群ではそれぞれ 91%, 82%, 18% および 9%, B 群ではそれぞれ 100%, 100%, 79% および 50%, C 群ではそれぞれ 100%, 100%, 100% および 83% であった (図 2-3)。

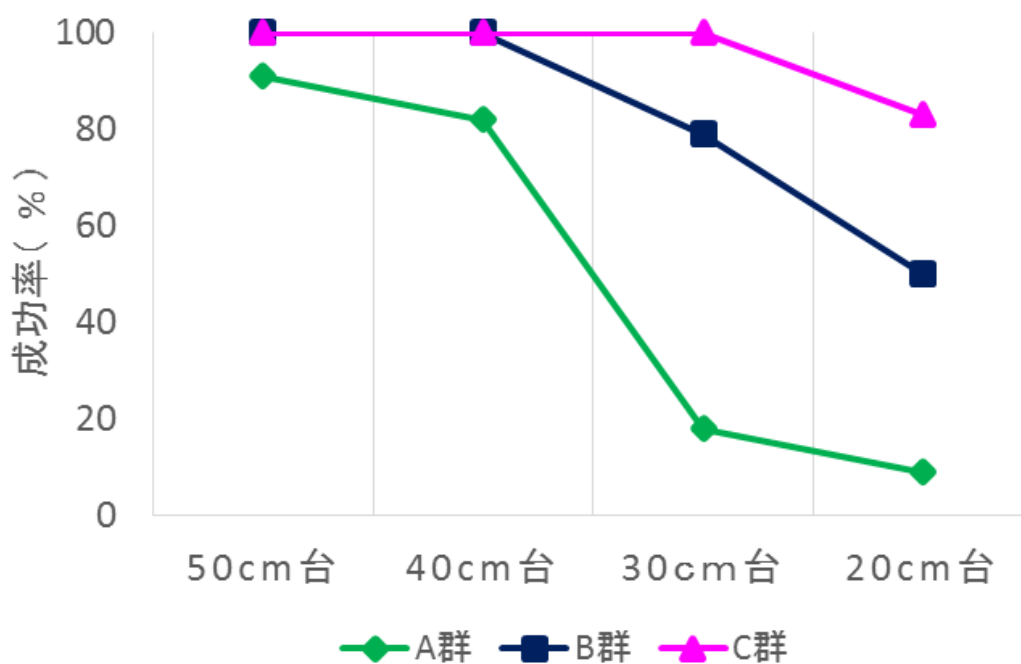


図 2-3 立ち上がりテストの成功率 (%)

### 2.3.3 【第1段階の調査：椅子立ち上がりテストの発声率と内容】

50 cm, 40 cm, 30 cm および 20 cm の座面高からの椅子立ち上がりテストの際の発声率 (%) は, A 群ではそれぞれ 0%, 45%, 55% および 9%, B 群では 7%, 21%, 50% および 71%, C 群では 0%, 0%, 17% および 67% となり, 立ち上がり動作が困難であればあるほど発声率が増加する傾向が認められた(図 2-4)。ただし, 筋力が低い A 群では, 20cm 台においての発声率が低下した。発声の内容は, 拗音や促音が付加された「よっこらしょ」「よっ」などの発声と, 立ち上がりテストが失敗に成ることを予測するような「ダメダメ」「ムリだ」などの発声が観察された(図 2-5)。拗音や促音が付加された発声や失敗を予測するような発声とともに, 立ち上がり動作時の離臀をする付近で発声が観察された。

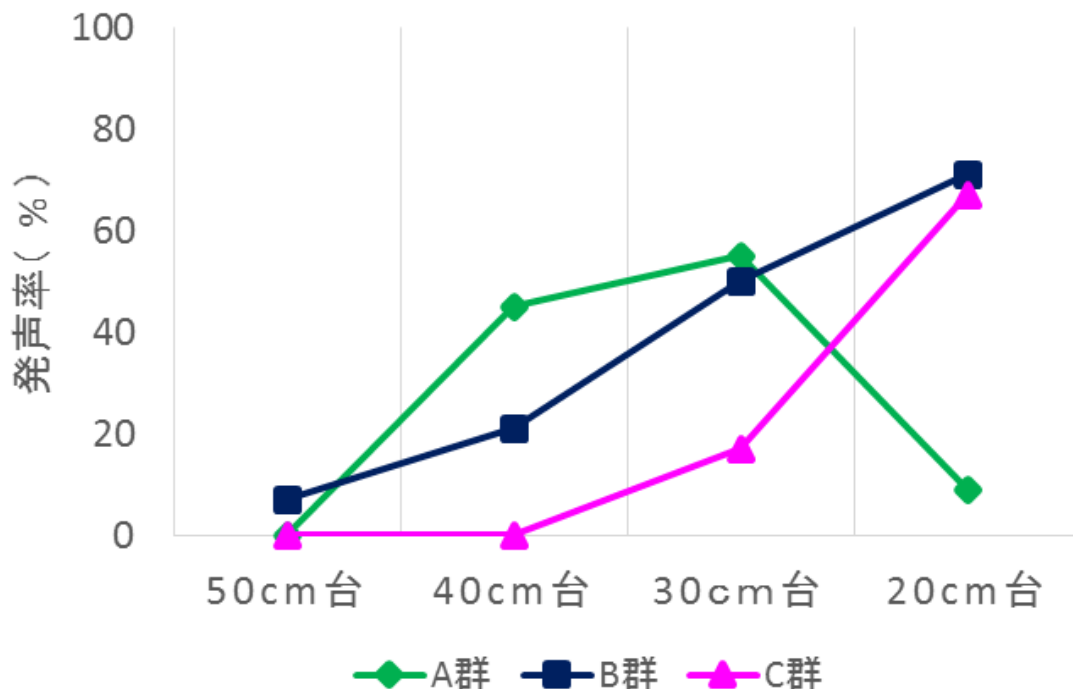


図 2-4 発声出現率 (%)

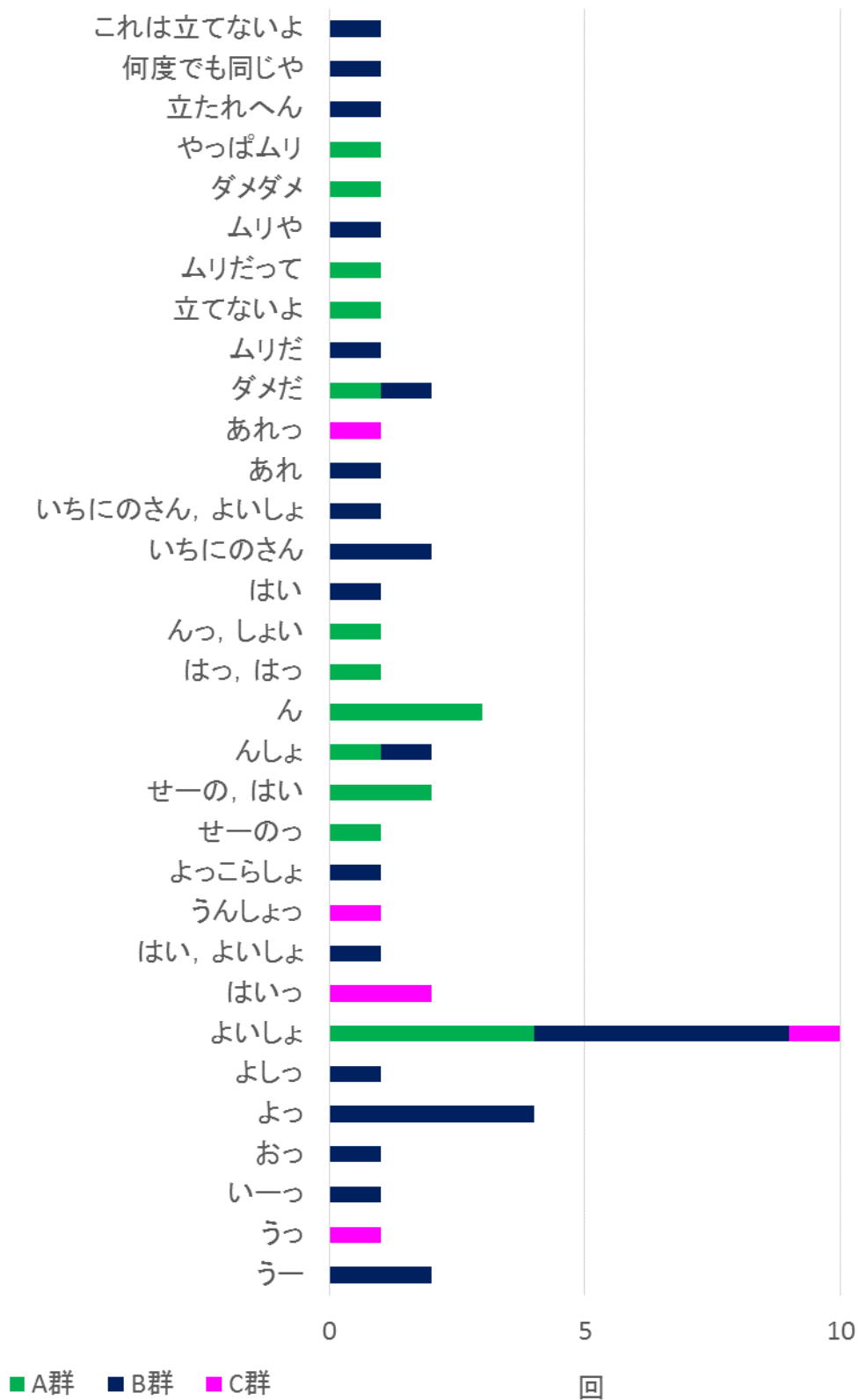


図 2-5 発声の内容 (回)



#### 2.3.4 【第2段階の調査：歩きやすさとMWS】

発声した方が歩きやすいと答えたD群が35名(67%)のMWSを表2-5に示す。発声なしの方が歩きやすいと答えたE群が17名(33%)のMWSを表2-6に示す。各群のMWS(m/min)平均値を表2-7に示した。分散分析の結果、歩きやすさとMWSに交互作用が認められなかった(表2-8)。発声の有無、歩きやすさの主効果は認められなかった。

表 2-5 D群(35名)のMWS

調査参加者	発声なしMWS( m/min )	発声ありMWS( m/min )
1	91	92
2	28	27
3	101	96
4	61	59
5	32	33
6	38	40
7	79	69
8	72	71
9	135	94
10	39	46
11	36	39
12	75	78
13	56	61
14	76	78
15	58	57
16	67	85
17	36	38
18	65	71
19	39	35
20	53	59
21	51	50
22	95	100
23	60	63
24	44	43
25	80	111
26	122	133
27	14	14
28	102	102
29	88	105
30	20	20
31	36	33
32	73	75
33	11	12
34	37	33
35	71	66

表 2-6 E 群 (17 名) の MWS

調査参加者	発声なしMWS( m/min )	発声ありMWS( m/min )
36	25	24
37	31	31
38	58	59
39	67	60
40	83	81
41	25	27
42	68	65
43	43	42
44	44	47
45	108	103
46	71	70
47	81	86
48	28	28
49	111	111
50	71	66
51	105	115
52	78	86

表 2-7 MWS (m/min)

(単位:m/min)

		発声	
		なし	あり
		平均値(標準偏差)	平均値(標準偏差)
歩きやすさ	発声あり	60( 30 )	63( 30 )
	発声なし	65( 29 )	65( 29 )

(n=52)

表 2-8 分散分析の結果

要因	タイプ III平方和	dF	平均平方	F値	P値
発声	11.32	1	11.32	0.277	0.601
発声×歩きやすさ	7.532	1	7.532	0.184	0.67
誤差(MWS)	2042.903	50	40.858		

## 2.4 考 察

### 2.4.1 立ち上がり動作と発声について（第1段階の調査）

普段の生活において、我々の神経系は、実施する運動行動に応じて筋出力のタイミングや協調性、および筋出力の量などを調節している。神経系の調節としては、動員する運動単位の種類と総数による調節（Recruitment）、 $\alpha$ 運動神経発火頻度による調節（Rate coding）および運動単位の活動時相による調節（Synchronization）がある<sup>162)163)</sup>。櫻井らは、立ち上がり動作にともなう発声を運動学的に分析しており、腰部3筋（脊柱起立筋、外側広筋および前脛骨筋）の調査結果から、発声は立ち上がり動作における同時期の筋活動を促し、一時的な筋力の発揮を助けることを示唆している<sup>164)</sup>。立ち上がり動作の筋電図学的検討では、脊柱起立筋、内側広筋、外側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋および腓腹筋などの筋が活動し<sup>165)166)</sup>、座面高が低くなるほど膝関節伸展筋群の筋活動量が増大する<sup>167)168)</sup>。これらのことより座面高が低くなるにつれてより効果的な筋力発揮が求められるようであり、本調査においても、座面高が低くなるにつれ、立ち上がりテスト成功率が低下した。その状況において、発声出現率の増加が観察された。ただし、膝関節伸展筋力が低いA群では、上記の発声出現率の増加は一様でなく、負荷が大きいと考えられる20cmでは発声出現率が低値となった。このことは、対象者自身が立ち上がり動作実施前に失敗する結果を予測してしまい、発声率が低下したと考える。A群での発声率の推移から、発声していた対象者が発声しなくなることは、生体にとって過剰な負荷が加えられている状態であることを判断できる可能性が考えられる。今回の結果から、より低い座面位からの立ち上がりはより大きな筋力を要し、立ち上がり動作にともなう発声は、脊髄の興奮準位を増強させ、運動単位の活動時相による調節（Synchronization）に影響していることが考えられる。

このような立ち上がり動作にともなった発声の生理学的効果により、動作がやりやすくなったと対象者自身が感じている可能性がある

る。ただし、本調査で観察された発声の内容は、「ムリだ」「ダメだ」など諦めとも受け取れる否定的な発声と「よっ」「よいしょ」など促音や拗音を含む発声の内容が離殿する付近で観察された。促音や拗音に含まれる発声には、動作に勢いを付加する可能性が考えられる<sup>169)</sup>。そのため、発声内容の違いが、対象者の主観的な立ち上がり動作の容易さ、困難さ、利得の違いなどの生理心理効果について影響を及ぼしている可能性が考えられる。

#### 2.4.2 10m 最大歩行速度と発声について（第2段階の調査）

歩行は人間が随意的に移動するための手段として最も基本的なものの<sup>170)</sup>であり、若年者と比較した高齢者の歩行特性が、運動学的分析によって示されている<sup>171)</sup>。神経変性疾患に含まれるパーキンソン病患者に発声しながら歩行すると、2m/minの歩行速度(m/min)が5倍～14倍速くなることが報告されている<sup>172)</sup>。これらのことより、要支援または要介護認定を受けた調査参加者において、発声をすることで歩きやすくなり、歩行速度が向上することを考えた。本調査では、52名の調査対象者のうち、35名が発声した方が歩きやすいと答えたが、残りの17名は発声しない方が歩きやすいと見解が分かれた。その一方で歩行速度に対しては、発声や歩きやすさに主効果が認められない結果が得られ、発声は調査対象者の歩行速度を即時的に速くしないことがわかった。

先行研究<sup>172)</sup>に類似した結果が得られなかった2つの理由が考えられる。第1の理由として、本調査参加者に神経変性疾患を有する方が含まれていなかったこと。第2の理由として、本調査で用いたMWSによる時間的分析では、空間的分析、運動力学的分析、筋活動から見た分析などで明らかにできる、骨盤の傾斜、回線、側方移動、立脚中期の膝の屈曲、膝と足の協調運動などの正常歩行の決定要因が調査出来なかったため、利得を測定出来なかった可能性が考えられる。しかしながら、歩きやすさと歩行速度の結果を考慮すると、発声した方が歩きやすいと感じている方は、歩行速度は変わらない

が，本人自身の内在する安心感などに影響を及ぼしている可能性が考えられる。

以上のことから，①高さが低くなるにつれて発声率が上昇するが，あまりにも困難な状況になると結果を予測し，発声率が低下する可能性が考えられた。②調査参加者の67%（52名中35名）が発声した方が歩きやすいと答えたが，歩行速度の変化には達しなかった。

## 2.5 まとめ

第2章で実施した研究から、要支援または要介護認定を受けた方は、立ち上がり動作が困難になるにしたがって、発声率が上昇することが明らかになった。しかしながら、WBIが低値を示す群（A群）では、立ち上がり動作を実施する前に、結果を予測してしまい、発声率が低値を示した。第2の調査では、発声することで調査参加者自身が歩きやすさに違いを感じていることが示された。ただし、歩行パフォーマンスであるMWSを即時的に向上させない結果であった。

このように、動作にともなう発声は、セルフファシリテーションテクニックとして活用されている可能性と心理学的利得を有する可能性が示唆された。ただし、生理学的利得については明らかにできなかった。そのため、第3章では、生理的側面を握力や膝関節伸展筋力で測定し、発声が最大等尺性収縮力に及ぼす影響を解明する。

## 第 3 章

発声が最大等尺性収縮力に及ぼす影響

## 第 3 章 発声が最大等尺性収縮力に及ぼす影響

### 3.1 発声強度の変化が握力測定値に及ぼす影響

#### 3.1.1 はじめに

第 1 章で述べたように発声効果の先行研究は，発声強度の測定を実施した報告が少なく，定量的に発声強度を設定して最大等尺性収縮力に及ぼす影響を検証した報告はない。そこで，日常会話で用いる程度の発声強度（60dB 以上 80dB 未満）<sup>36)</sup>と叫び声（80dB 以上）<sup>37)</sup>の 2 条件を設定し，発声強度の変化が握力測定値に及ぼす影響を，定量的・主観的な発声強度の測定を実施しながら検証することを目的とした。

#### 3.1.2 対象および方法

##### 3.1.2.1 対象

対象者は聴力障害のない健常成人 20 名（男性：10 名，女性：10 名），平均年齢 29 歳（20～57 歳）とした。対象者の利き手はすべて右利きであった。

##### 3.1.2.2 倫理的配慮

対象者には，本研究の概要説明を行った後に，書面にて同意を得た。なお，本研究は，学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の審査を受け承認を得た（承認番号 R:1101）。

##### 3.1.2.3 方法

握力測定は，スメドレー式デジタル握力計（T.k.k.5401，竹井機器工業社製）を使用し，文部科学省の新体力テストを一部変更して実施した。変更箇所は，1 回の握力測定で得られた値を用いたこと，基本姿勢を立位から椅子座位に設定したことである。椅子座位姿勢



は、両側足底面が床面に全面接地しかつ、膝関節が 90°屈曲位となる座面高とした（図 3-1）。なお、握力測定時の代償動作を少なくするために、可及的に基本姿勢を保持するよう口頭指示を実施した。

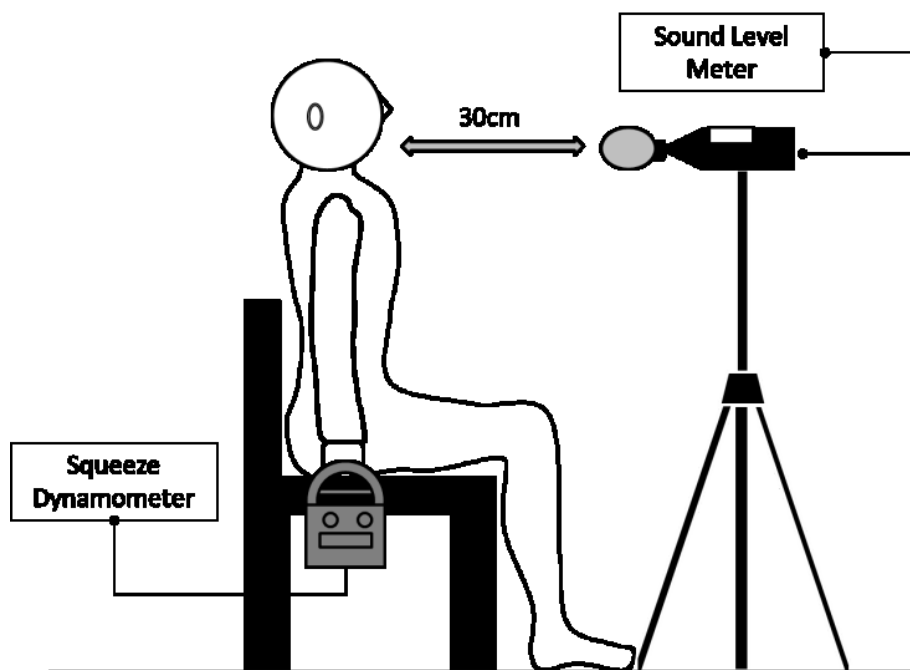


図 3-1. 測定模式図

以下の 3 条件で握力測定を実施し、握力計に表示された値を 0.1kg 単位で判読した。

(1) 発声せずに握力測定する条件（以下、発声なし条件）

検者からの口頭指示は「発声せず、歯をかみしめないようにしながら、握力計を精一杯握るように」として統一した。

(2) 日常会話で使用される程度の発声強度（60dB 以上 80dB 未満）をとめないながら握力測定する条件（以下、最大下発声条件）

発声内容は、「ヤッ（Ya）」とし、検者からの口頭指示は「1m 前方に立って会話する程度の声の大きさを出して、握力計を精一杯握るように」として統一した。

(3) 最大努力で発声しながら握力測定する条件（以下，最大発声条件）

発声内容は，最大下発声条件と同じ内容にした。検者からの口頭指示は「最大努力で発声して，握力計を精一杯握るように」として統一した。

握力測定の試行順は，循環法という配置法<sup>173)</sup>決定した。対象者に安静座位5分をとらせた後，第1試行の握力を1回計測した。その後，5分間隔で，第2，第3試行の握力を各1回計測した。定性的な発声の大きさは，発声をともなう条件が終了直後にそれぞれ計測した。

発声強度（出力）の測定は，定性的評価と定量的評価を用いた。定性的評価として疼痛評価に用いられている Visual Analogue Scale(以下，VAS)<sup>174)</sup>を一部改変して実施した。VASの長さが違うことで再現性が低下することが示唆<sup>175)</sup>されているため，100mmを用いて統一した。VASの100mmには「自分自身の想像できる最大限の発声」0mmには「発声なし」と記載して用いた（図3-2）。VASの記入は，発声をともなう各条件（最大下発声条件と最大発声条件）が終了した直後に実施した。その後の処理として，発声なし（0mm）から記入された印までの距離（mm）を1mm単位で測定した。

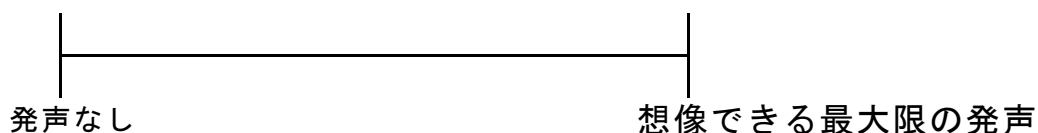


図 3-2. 視覚的アナログ目盛り法（VAS）

定量的評価として、騒音計（NA-20，リオン社製）を人間の音の大きさの感覚に対応させることができることを考慮されたA特性に設定して実施した。騒音計の設置は、対象者の口唇の高さで前方 30 cmとして統一した。計測された dB の判読は、同一検者が最大値を読み取った。dB は、音圧が 10 倍増大すると、20dB 増大することが知られている。本研究では、主観的な発声強度(mm)と騒音計で測定された発声強度の関連を調べる目的で、騒音計に表示された dB を、図 3-3 式を用いて dB を音圧であるミリパスカル（mPa）に変換した。

$$\text{音圧 (mPa)} = 20 \times 10^{-6} \times 10^{\frac{\text{dB}}{20}} \times 1000$$

図 3-3. dB から音圧 (mPa) の換算式

#### 3.1.2.4 統計処理

握力測定値(kg)の条件間差について反復測定 ANOVA を実施した後、多重比較検定 (Tukey) を実施した。発声をともなう 2 条件間 (最大下発声条件と最大発声条件) の定量的、主観的な発声強度の差を検討するため、対応のある T 検定を実施した。定量的、主観的な発声強度の変化量の関連を検討するため、Pearson の相関係数の検定を実施した。すべての検定において、統計解析ソフト (SPSS for windows ver. 21.0) を用い、有意水準は 5% で実施した。

握力測定値や発声強度の変化率を知るために、握力変化率については、発声なし条件の握力測定値を 100% として、変化率を算出した。発声強度の変化率は、最大下発声条件を 100% として、変化率を算出した。

### 3.1.3 結果

#### 3.1.3.1 主観的な発声強度の比較

最大下発声条件と最大発声条件の主観的な発声量 (VAS) の平均値を性別で分け、表 3-1 に示した。男性と女性の両方に、最大下発声条件と最大発声条件に有意差があった ( $p < 0.05$ )。男性の VAS 変化率は、 $335.0 \pm 170\%$  で約 3.4 倍であった。女性の VAS 変化率は、 $235.5 \pm 90.6\%$  で約 2.5 倍であった。

表 3-1. 主観的な発声強度の程度

測定条件	主観的な発声出力の程度	
	男性	女性
	平均値(標準偏差)	平均値(標準偏差)
最大下発声条件	31.3 (14.3) ]*	34.3 (10.8) ]*
最大発声条件	86.6 (11.5) ]*	78.5 (13.6) ]*

(男性n=10,女性n=10,\*:p<0.05)

単位:mm

#### 3.1.3.2 定量的な発声強度の比較

最大下発声条件と最大発声条件の定量的な発声量 (mPa) の平均値を性別で分け、表 3-2 に示した。男性と女性の両方に、最大下発声条件と最大発声条件に有意差が認められた ( $p < 0.05$ )。男性の mPa 変化率は、約 32.2 倍であった。女性の dB 変化率は、約 12.1 倍であった。

表 3-2. 定量的な発声強度の程度

測定条件	音 声 量	
	男性	女性
	平均値(標準偏差)	平均値(標準偏差)
最大下発声条件	91 (52.4) ]*	76.3 (87.3) ]*
最大発声条件	2167 (2117.8) ]*	684 (731.3) ]*

(男性n=10,女性n=10,\*:p<0.05)

(単位:mPa)

### 3.1.3.3 主観的測定（VAS）と定量的測定（騒音計）の関連

最大発声条件と最大下発声条件の主観的・定量的発声強度測定で得られた変化量の関連は、男性で  $r=0.53$  ( $p>0.05$ ), 女性で  $r=0.72$  ( $p<0.05$ ), 男女混合で  $r=0.58$  ( $p<0.05$ ) であった。

### 3.1.3.4 握力測定値の比較

条件ごとの握力測定値 (kgf) を性別で分け、図 3-4 と図 3-5 に示した。多重比較検定の結果から、男性と女性の両者において、発声なし条件と最大発声条件間、最大下発声条件と最大発声条件間に統計学的有意差が認められた ( $p<0.05$ )。男性の握力変化率は、最大下発声  $94.6\pm 10.7\%$ , 最大発声  $108.1\pm 7.3\%$  であった。女性の握力変化率は、最大下発声  $100.9\pm 13.7\%$ , 最大発声  $112.1\pm 11.5\%$  であった。

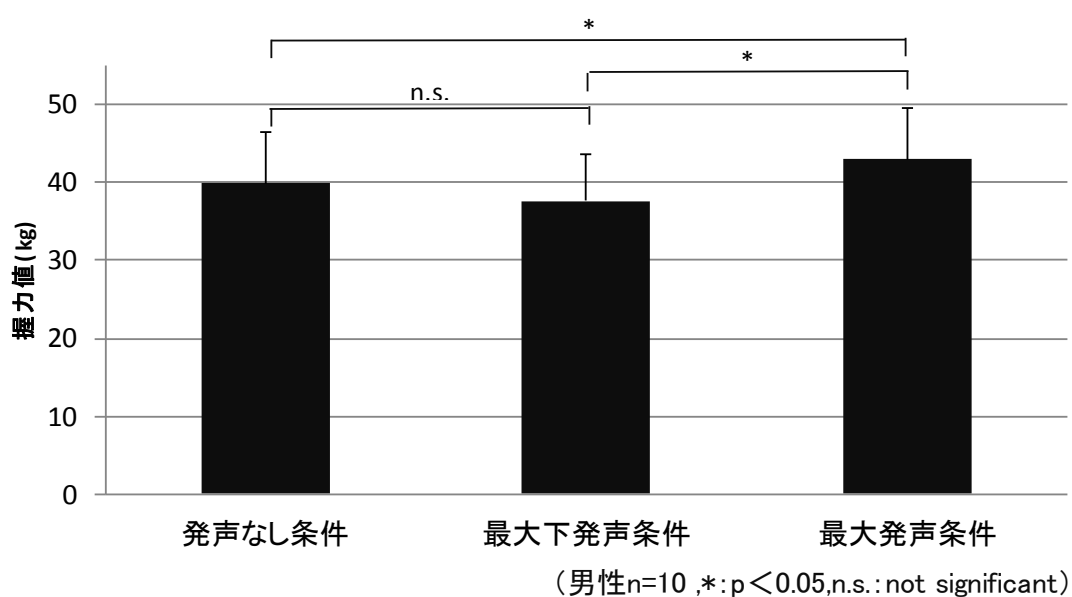


図 3-4. 男性の握力測定値

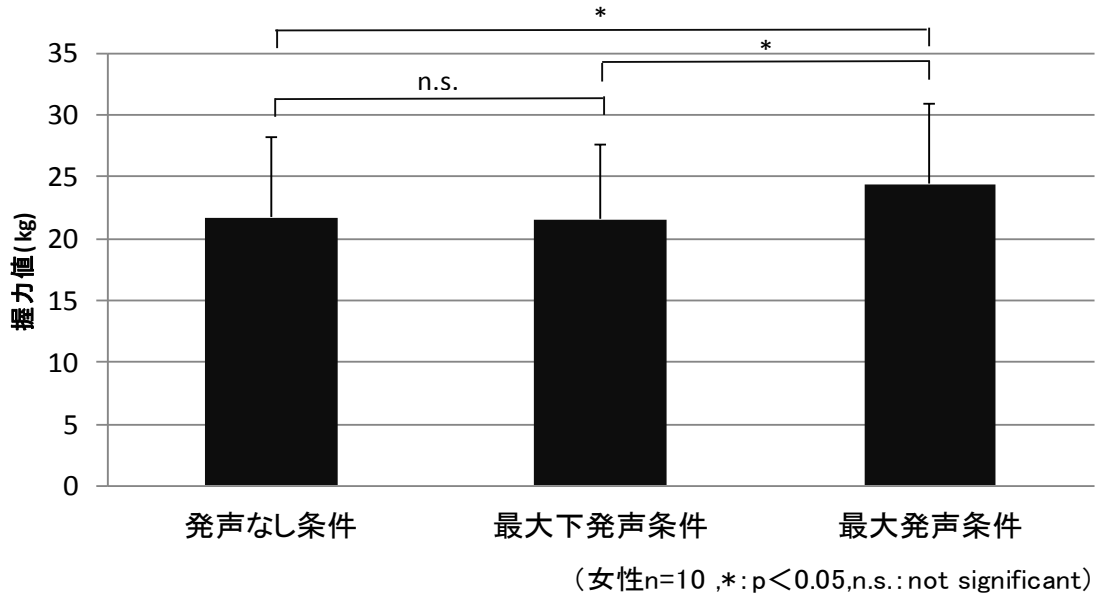


図 3-5. 女性の握力測定値

### 3.1.4 考 察

本節では、主観的および定量的に声量の測定を実施しながら、日常会話で用いる程度の発声強度（60dB 以上 80dB 未満）<sup>36)</sup>と叫び声（80dB 以上）<sup>37)</sup>の発声強度が握力測定値に及ぼす影響を調査した。本研究で得られた定量的な声量は、最大下発声条件で男性 71.8dB(91.0mPa)、女性 66.7dB(76.3mPa)であり、日本語における会話音声と同等の大きさであった<sup>36)</sup>。最大発声条件は男性 97.8dB(2167.3mPa)、女性 85.4dB(683.5mPa)で大声とされる 80dB 以上<sup>37)</sup>であった。このような発声強度の状況において握力測定値は、最大下発声条件では有意な増強が認められず ( $p > 0.05$ )、最大発声条件で有意な増強が認められた ( $p < 0.05$ )。その増加率は、男性で 8.1%、女性で 12.1%の増強効果であった。

今回の研究結果に限局すれば、発声に運動をとまなうことで握力が増強するためには、発声量がある一定以上要することを示唆するものである。神経生理学<sup>21)</sup>を参考に、運動の最終共通路として知られる運動細胞レベルで考察する。握力測定値の増強は、握力発揮に帰結される下降性衝撃がもたらす閾下の興奮帯（以下、閾下縁<sup>148)</sup>）

と発声出力に帰結される下降性衝撃の閾下縁が加重 (Summation) を起こし、発射帯 (Discharge zone) に入り、促通<sup>176)</sup> した場合には握力が増強する可能性が考えられる。そのため、発声強度が小さい場合は促通せず、発声強度が増強すると促通し、握力測定値が増強したことが考えられる。

発声量を騒音計と VAS を用いて測定した本研究結果によれば、騒音計と VAS との間に女性では有意な相関が認められた。しかし、男性では有意な相関が認められなかった。本研究では、主観的な発声強度と定量的な発声強度の違いが発生する機序を明らかにできない。しかしながら、発声を用いて身体機能に及ぼす影響を調査する研究においては、定量的な発声強度の測定を行い、発声強度 (dB) を記載することが好ましいと考える。

本節の研究より、①日常会話程度の発声 (60dB 以上 80dB 未満) では、握力を増強させない。②最大発声条件において、握力測定値が増強する。③最大努力の発声を対象者に口頭指示しただけでは、VAS の値が 78.5 から 86.6mm 程度で最大の 100.0mm に達していないことから、発声に予備力がある可能性考えられる。そのため次の節では、対象者自身の発声をなるべく最大努力の発声に近づける目的でホワイトノイズを用いて、握力に与える影響を研究することにした。

## 3.2 聴覚マスキングが握力測定時の発声効果に及ぼす影響

### 3.2.1 はじめに

前節の最大発声条件では，対象者の有する最大限の発声強度に達していなかった可能性を述べた。発声に関連する調節について簡潔に整理すると，発声強度の調節は，発声筋には筋紡錘が無く自己フィードバック機構が無いいため聴覚系に影響を受けている<sup>28)</sup>。声のピッチ調節は，聴覚フィードバックと声の運動系との統合が必要である<sup>177)</sup>。基本周波数の調節は，自らの声を聴取することで発声の基本周波数（F0）を制御する Pitch shift reflex によって調節される<sup>178)</sup>。このように，発声は聴覚系の要素や反射によって調節されている。

これらのことより，最大限の発声強度に到達しなかった理由を，発声者自身の声を聴いていることが最大発声（shout）を抑制しているのではないかと推察した。仮に，発声が対象者に聴こえづらくなれば，発声強度が増大することで，握力に対し増強効果をもたらす可能性があると考えた。そのため，声が聴こえ辛い環境（以下、マスキング<sup>179)</sup>）を設定するため，可聴範囲のほぼ全域の周波数成分が混在しているホワイトノイズ<sup>180)</sup>（以下、WN）を用いることにした。

### 3.2.2 対象および方法

#### 3.2.2.1 対象

対象者は聴力障害のない健常成人 33 名（男性：16 名，女性：17 名）31 歳（20～62 歳）とした。対象者の利き手は，右利きが 31 名，左利きが 2 名であった。



### 3.2.2.2 倫理的配慮

対象者には，本研究の概要説明を行った後に，書面にて同意を得た。なお，本研究は，学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の倫理審査を受け承認を得た（承認番号 R:1101）。

### 3.2.2.3 方法

握力測定は，前節（3.1）と同様にスメドレー式デジタル握力計（T.k.k.5401，竹井機器工業社製）を使用し，文部科学省の新体力テストを一部変更して実施した。変更箇所は，1回の握力測定で得られた値を用いたこと，基本姿勢を立位から椅子座位に設定したことである。椅子座位姿勢は，両側足底面が全面接地した状態で膝関節が $90^\circ$ 屈曲位となる座面高に調節した（図3-6）。握力測定時の代償動作を少なくするために，可及的に基本姿勢を保持するよう口頭で指示した。

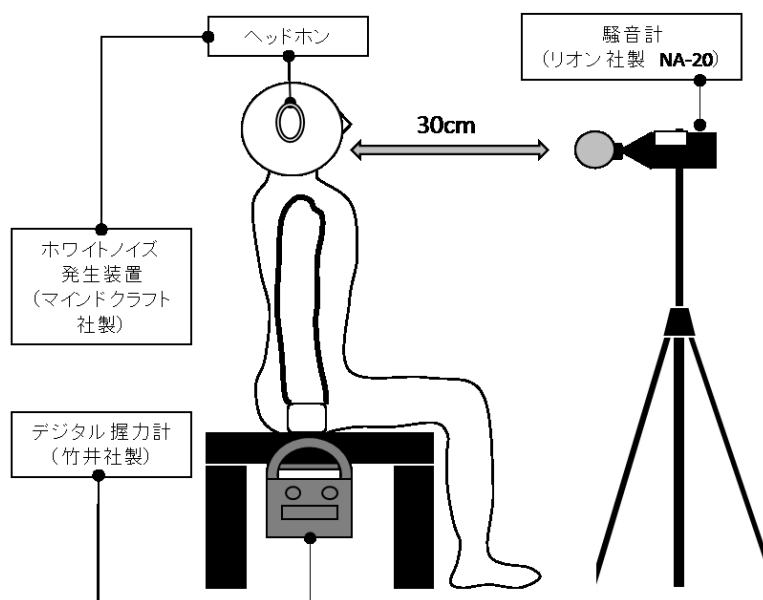


図 3-6. 測定模式図

以下の4条件で握力測定を実施し、握力計に表示された値を0.1kg単位で判読した。

(1) 発声せずに握力測定する条件（以下、発声なし条件）

検者からの口頭指示は「発声せず、歯を噛みしめないようにしながら、握力計を精一杯握るように」として統一した。

(2) 最大努力で発声しながら握力測定する条件（以下、発声条件）発声内容は、「ヤッ(Ya)」とし、検者からの口頭指示は「最大発声して、握力計を精一杯握るように」とした。

(3) 90dBのWNをヘッドホンからきかせながら握力測定する条件（以下、WN条件）

検者からの口頭指示は、発声なし条件と同じ内容とした。

(4) 90dBのWNをヘッドホンから聞かせた状況において、最大努力で発声しながら握力測定する条件（以下、WN+発声条件）

検者からの口頭指示は、発声条件と同じ内容とした。

握力測定の試行順は、循環法という配置法を用いて決定した。被験者に安静座位5分をとらせた後、第1試行の握力を1回計測した。その後、5分間隔で、第2・第3試行の握力を各1回計測した。

発声強度の計測（以下、dB計測）は、騒音計（NA-20、リオン社製）を人間の音の大きさの感覚に対応させることができることを考慮されたA特性に設定して実施した。騒音計の設置は、対象者の口唇の高さで前方30cmに設置した。計測された値の判読は、同一検者が実施し、最大値をdBで読み取った。

### 3.2.2.4 統計処理

得られた握力測定値 (kg) と発声の大きさ (dB) を用いて Shapiro-Wilk の正規性検定を実施した。次に、握力測定値の各条件間差について、反復測定 ANOVA を実施した後、多重比較検定 (Tukey) を実施した。発声条件と WN+発声条件の発声強度の差を検討するため、対応のある t 検定を実施した。すべての検定において、統計解析ソフト (SPSS for Windows ver.21.0) を用い、有意水準は 5% で実施した。

握力測定値や発声強度の変化率を知るために、握力変化率については、発声なし条件の握力測定値を 100% として、変化率を算出した。発声強度の変化率は、発声条件を 100% として、変化率を算出した。

### 3.2.3 結果

#### 3.2.3.1 発声強度の比較

発声条件と WN+発声条件の発声量 (dB) の平均値を性別で分け、表 3-3 に示した。男性と女性の両方に、発声条件と WN+発声条件間に有意差が認められた ( $p < 0.05$ )。発声強度の変化率は、男性で  $111.6 \pm 7.7\%$ 、女性で  $116.2 \pm 8.9\%$  であった。

表 3-3. 発声条件と WN+発声条件の発声強度

(単位: dB)

測定条件	音 声 量			
	男性		女性	
	平均値(標準偏差)		平均値(標準偏差)	
発声条件	94.2	(9.1)	84.6	(9.4)
WN+発声条件	104.8	(9.2)	97.6	(5.6)

(男性n=16,女性n=17,\*:p<0.05)

### 3.2.3.2 条件による握力測定値の比較

条件ごとの握力測定値 (kgf) を性別で分け、表 3-4 に示した。多重比較の結果から、男性と女性の両方において、発声なし条件と WN+発声条件間、WN 条件と WN+発声条件間に有意差が認められた ( $p < 0.05$ )。男性の握力変化率は、発声条件  $101.5 \pm 6.4\%$ 、WN+発声条件  $107.5 \pm 6.2\%$  であった。女性の握力変化率は、発声条件  $108.0 \pm 13.3\%$ 、WN+発声条件で  $115.6 \pm 14.2\%$  であった。

表 3-4. 条件ごとの握力測定値

(単位: kgf)

測定条件	握力測定値			
	男性		女性	
	平均値(標準偏差)		平均値(標準偏差)	
発声なし条件	41.2	(5.8)	24.6	(4.4)
WN条件	41.5	(6.5)	25.1	(3.6)
発声条件	41.8	(6.2)	26.4	(4.3)
WN+発声条件	44.2	(5.6)	28.1	(3.6)

(男性n=16,女性n=17,\*:p<0.05)

### 3.2.4 考 察

対象者の外耳へホワイトノイズを加えた状況で叫び声を発すると、外耳を介した聴覚フィードバックに対して、発声音の入力量が減少することで音声がマスキングされる。そのため、対象者自身は見かけ上発声が小さく聴こえるようになる。そのため今回は、主に可聴範囲のほぼ全域のノイズが混在するホワイトノイズを用いた特殊な環境の下で、対象者自身の声を聴こえ辛くさせ、対象者が発声出力を無意識に増大させた場合の握力測定値の変動に着目した。ただし、今回用いた口頭指示が対象者の動機づけ（欲求，欲望，願望，行為）<sup>181)</sup>を均一化できたかについては検討できなかった。

今回の研究結果に言及すれば、握力測定値の増強効果がみられた条件は、WN+発声条件と発声なし条件、WN+発声条件と WN 条件で、男女ともに統計学的有意差を認めた ( $p < 0.05$ )。発声量は男女ともに WN+発声条件が有意に増大した ( $p < 0.05$ )。

発声とWNの単独条件では、握力測定値が増強しなかったにも関わらず、WN+発声条件では、握力測定値も増大した。この結果については、WNの聴覚刺激による影響と最大発声による影響の相乗効果によって、発声出力が増強し、握力が増強したと考えられる。

一般に随意的筋出力を発揮するためには、大脳皮質運動野からの運動路を用いた下降性指令によって、筋を支配する脊髄前角細胞の興奮性が、発射帯と閾下縁を生じる。発射帯に入った前角細胞は、興奮し末梢神経へ興奮を伝導させる過程がある。脊髄前角細胞の興奮性が筋収縮力増大にともない興奮性が増大するとされている<sup>182)183)184)</sup>。効果が、脊髄で起こっているならば、発声出力の下降性指令と握力測定のための運動路を用いた指令の閾下縁が重複し、空間的加重により促通を起こし、結果的に握力が増大した可能性があると考えている<sup>185)</sup>。しかしながら、90dBのWNが聴覚刺激として入っていることによる可能性も否定はできない。

本節の研究より、①WNを与えた状況での最大発声は、発声強度が増強した。②発声なし-WN+発声条件間、WN-WN+発声条件間で握力が増強した。③発声効果には、聴覚系の要素が間接的に影響することが示された。ただし、WNによる聴覚刺激と発声の相乗効果によって筋力が増強した可能性も考えられた。そのため、次節では、発声の有無とWNの有無が筋力に与える影響について、身体部位と統計処理方法を変えて研究することにした。

### 3.3 聴覚マスキングが膝関節伸展筋力測定時の発声効果に及ぼす影響

#### 3.3.1 はじめに

前節(3.2)では,対象者の有する最大努力の発声に近づける目的で,対象者の外耳へ可聴範囲すべての周波数成分が混在した 90dB のホワイトノイズ(以下,WN)を加え,聴覚マスキングを用いた。握力測定時に検証した結果,聴覚マスキングを用いた際に発声強度が増強し,筋力増強効果が認められた。そのため本研究では,聴覚マスキングした状況での最大発声が等尺性収縮における筋力増強効果に与える影響について,身体部位特異性を明らかにするために,測定部位を膝関節伸展筋力の体重比最大筋力(Weight-bearing Index, 以下 WBI)<sup>157)</sup>に変えて,実施した。

#### 3.3.2 対象および方法

##### 3.3.2.1 対象

対象者は 21 歳～39 歳の定期的な運動習慣がなく,聴覚に障害のない健常成人 12 名(男性:5 名,女性 7 名)であった。対象者の身長は  $164.2 \pm 7.0$ cm, 体重は  $65.9 \pm 14.8$ kg であった。

##### 3.3.2.2 倫理的配慮

対象者には,本研究の概要説明を行った後に,書面にて同意を得た。なお,本研究は,学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の倫理審査を受け承認を得た(承認番号 R:1101)。

##### 3.3.2.3 方法

WBI は,測定機能付自力運動訓練装置(GT-360, OG 技研社製)を使用し,黄川<sup>156)158)</sup>が用いた膝関節屈曲 70° 位で,右膝関節伸展筋群の静止性最大筋力の体重比を 2 秒測定し,計測機器に表示された WBI (%) を 1%単位で読み取った(図 3-7)。

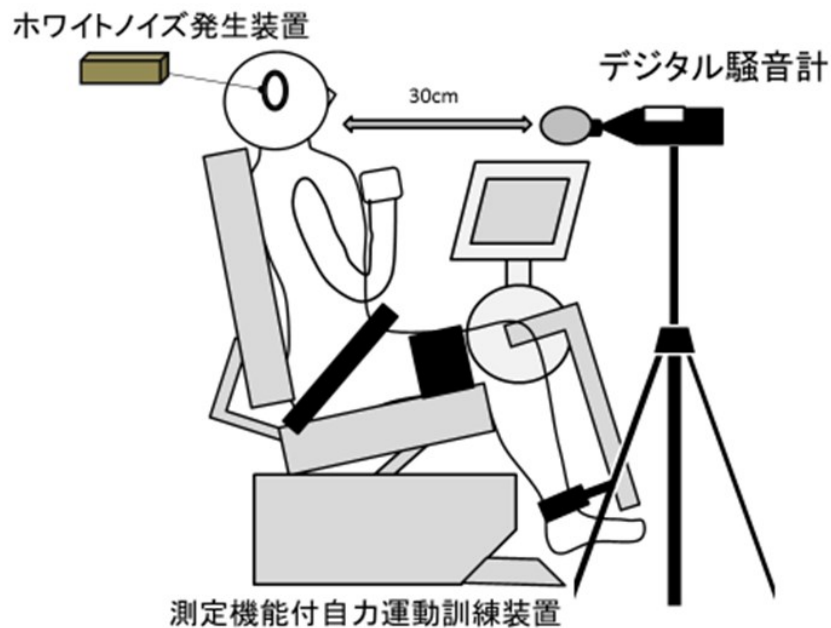


図 3-7. 測定模式図

対象者には膝関節を精一杯伸ばすことを口頭で伝え、以下の 4 条件で WBI を測定した。

(1) 発声なし条件 (WN なし, 発声なし)

測定姿勢で、検者からの口頭指示は「発声せず、歯を噛みしめないように」とした。

(2) 発声条件 (WN なし, 発声あり)

対象者の発声内容は「ヤッ (Ya)」とし、検者からの口頭指示は「なるべく大きい声を出して」とした。

(3) WN 条件 (WN あり, 発声なし)

検者からの口頭指示は発声なし条件と同じ内容とし、90dB の WN をヘッドホンから短時間だけ聞かせながら実施した。

#### (4) WN+発声条件 (WNあり, 発声あり)

対象者の発声内容および検者からの口頭指示は発声条件と同じ内容とし, 90dBのWNをヘッドホンから聞かせながら実施した。

各条件の試行順は, 循環法という配置法を用いて決定した。対象者に5分間安静座位をとらせた後, 第1試行のWBIを1回計測した。その後, 5分間隔で, 第2・第3・第4のWBIを各1回測定した。

発声強度の計測(以下, dB計測)はデジタル騒音計(SL-1370、カスタム社製)を用い, 人間の音の大きさの感覚に対応することを考慮したA特性に設定した。騒音計は被験者の口唇の高さで前方30cmに設置した。計測機器に表示されたdB値を0.1dB単位で読み取った。

#### 3.3.2.4 統計処理

得られたWBI(%)を用いて, 発声の有無とWNの有無を要因とした2要因の反復測定分散分析を行った。発声条件とWN+発声条件で得られた発声の大きさ(dB)を比較するため, 対応のあるt検定を行った。統計解析は統計解析ソフト(SPSS for Windows ver.21.0)を用い, 有意水準を5%として実施した。

#### 3.3.3 結果

##### 3.3.3.1 発声強度の比較

発声条件とWN+発声条件の発声量(dB)の平均値を表3-5に示した。発声条件では72.6dB, WN+発声条件では90.2dBであった。発声条件とWN+発声条件間に統計学的有意差を認めた( $p<0.05$ )。



表 3-5. 発声条件と WN+発声条件の発声強度

(単位: dB)		
平均值(標準偏差)		
発声条件	72.6	(9.4)
WN+発声条件	90.2	(9.7)

(n=12,\*: p<0.05)

### 3.3.3.2 条件による WBI の比較

条件ごとの WBI (%) の平均值を表 3-6 に示した。分散分析の結果、発声と WN に交互作用が認められなかった。主効果は発声に認められ (p<0.05) 発声ありが大きな値を示した。WN の主効果は認められなかった。

表 3-6. 各条件の体重支持指数 (%)

(単位: %)			
		発声の有無	
		なし	あり
		平均值(標準偏差)	平均值(標準偏差)
WNの有無	なし	59.1( 9.3 )	65.3( 8.9 )
	あり	61.1( 10.4 )	66.6( 12.0 )

(n=12)

### 3.3.4 考 察

本研究で得られた発声強度は、前節 (3.2) と同様に発声条件と WN+発声条件間で増強が認められた (p<0.05)。ただし、本研究における発声条件の発声強度 (dB) は、前節の 94dB より小さい 72.6dB であった。本研究の発声条件で得られた発声出力は前節より小さく、叫び声と呼ばれる 80dB 以上<sup>36)37)</sup>に及ばなかった。

本研究で得られた WBI は、発声なし条件 59.1%、発声条件 65.3%、WN 条件 61.1%、WN+発声条件 66.6% であった。発声の有無には主効果が認められ、発声が WBI を増強した。運動にともなう発声により筋力が増強する機序について猪飼と石井 (1961) は最大発声に

よる大脳皮質の覚醒レベルの向上や下行性神経衝撃の増大を報告している<sup>29)</sup>。Katoら(2010)は、協同筋の筋活動増加、運動ニューロンの発火率増加、運動単位の動員増加<sup>43)</sup>などを報告している。Welchら(2012)は、心理的要因を含んだ気合の効果<sup>39)</sup>と報告している。これらの生理学的要因と心理学的要因は、大脳皮質や脳幹からの抑制性刺激の減弱または促通性刺激の増強が起こり脊髄前角細胞の興奮準位を増強させ、筋力が増強する可能性が考えられる。前節(3.2)ではWNと発声による相乗効果により、発声条件よりも更に筋力が増強する可能性が示唆されていたが、本研究結果ではWNと発声の交互作用が認められなかった。このことについて、発声領野に隣接する領野の筋出力であれば、筋力増強効果が大きい可能性を考えた。運動野の機能局在を調べたコビット<sup>186)187)</sup>では、発声に関する領野に隣接して握力発揮に必要な手指・上肢の領野がある。一方で、膝関節伸展筋力発揮に必要な下肢の領野は発声の領野から離れている。本研究からスポーツ医学やリハビリテーション医学および健康科学などにおいて活用されているWBIは、発声の影響を受けることが明らかになった。

本節の研究より、①発声の有無とWNの有無に交互作用が認められなかった。②主効果は発声に認められ( $p < 0.05$ )発声ありの方が、大きなWBI値を示した。

### 3.4 まとめ

第3章で実施した3つの研究のまとめを表3-7に示した。日常会話程度の発声では、最大静止性収縮力を増強しないことがわかった。ただし、最大努力の発声をともなう条件では、対象者自身の最大発声に達していない場合があり、その基準として叫び声と言われる80dB以上の発声強度に達していたか定量的に観察する必要があることを示唆した。このことは、VASを用いた主観的な発声強度の測定において、男性で86.6mm、女性で78.5mmの結果が得られ100mmに達していなかった結果で示すことができる。そのため、WNを用いて聴覚マスクングを行うことで最大発声すると、発声強度が増強する現象を用いて、最大等尺性収縮力に与える影響について検討を実施した。その結果から、最大発声が最大等尺性収縮力を増強することを示した。

ただし、発声が中枢神経系に与える影響を明らかにしていない。そのため後の章では、中枢神経系の脊髄前角細胞に焦点をあて、解析することにする。

表 3-7. 発声強度の変化が最大等尺性収縮力に与える影響

	最大下発声 60dB以上80dB未満	最大発声	WN+最大発声
握力	変化なし	増加・変化なし	増加
膝関節伸展筋力		変化なし	増加

## 第 4 章

発声と聴覚刺激が脊髄興奮準位に及ぼす影響

## 第 4 章 発声と聴覚刺激が脊髄興奮準位に及ぼす影響

### 4.1 音声トリガによる誘発筋電図測定を試み

#### 4.1.1 はじめに

第 2 章では、立ち上がる高さが低くなるにつれて、発声率が上昇すること、発声をしながら歩行することは、歩きやすさに影響を与えることを示した。第 3 章では、通常発声（60dB 以上 80dB 未満）が握力測定値を増強しないことを示した。しかしながら、我々が日常の作業活動にともない発声する発声強度は、最大努力以下のものである。そのため、通常発声が運動制御系に何らかの利得を及ぼしている可能性が考えられる。そこで運動の最終共通路である脊髄前角細胞の興奮準位について H 波を用いて観察し、通常発声が脊髄興奮準位に及ぼす影響を明らかにすることを本節の研究目的とした。

これまで、これまでの H 波を用いた発声の解析結果には諸説が混在している<sup>45)188)</sup>。中原ら（1978）は発声により下肢骨格筋支配の脊髄興奮準位が増強すると報告したが<sup>188)</sup>、一方で村田（1994）は、発声単独により脊髄興奮準位は増強せず、運動出力をともなった場合に増強したと報告している<sup>45)</sup>。これらの相反する結果には、次の 3 点が影響していると考えられる。第 1 に、発声のどの時点で電気刺激が出力されたか不明確であり、電気刺激のタイミングが一定の条件でない可能性がある。第 2 に、脊髄興奮準位の増強が観察されなかった報告については、電気刺激強度が強く、促通の解析する方法に適していなかった可能性が否定できない。第 3 に、運動に最大発声（Shout）がともなう場合、発声に関与する筋の収縮以外にも呼吸運動や体幹筋および上肢の骨格筋収縮が誘起されるため、多くの影響要因が関与することが考えられる。

そこで、上記 3 点に留意した H 波計測条件において、発声が脊髄興奮準位を増強するかどうかを検討した。まず、電気刺激のタイミングを一定にするため、発声の大きさが装置で定めた音圧を超えた

場合に、トリガ信号が電気刺激装置を掃引する装置を使用した。次に、脛骨神経への電気刺激強度を基準化して一定にするため、促通現象の計測に適切と考えられる閾下2重刺激法<sup>82)83)</sup>を用いて刺激強度を設定した。さらに、体幹筋や上肢の骨格筋収縮による影響を出来るだけ排除した条件で発声出力による影響を観察するため、発声の大きさは、通常会話時の60dBを下限值として80dB(叫び声)<sup>36)37)</sup>未満内で設定し、その際のH波の測定を試みた。

#### 4.1.2 対象および方法

##### 4.1.2.1 対象

対象者は21歳～43歳の聴覚障害のない健常成人9名(男性:7名, 女性2名)であった。

##### 4.1.2.2 倫理的配慮

対象者には、本研究の概要説明を行った後に、書面にて同意を得た。なお、本研究は、学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の倫理審査を受け承認を得た(承認番号R:1101)。

##### 4.1.2.3 H波測定方法と使用機器

電気刺激には電気刺激装置(SEN-8203, 日本光電社製)と定電流式アイソレータ(SS-104J, 日本光電社製)を用い、膝窩部において持続時間1msの方形波を0.25Hzの頻度で反復することにより軸足の脛骨神経を刺激した。電気刺激の強度は、閾下2重刺激法を用いて刺激閾値を求め、その1.12倍の値とした<sup>82)83)</sup>。発声条件での電気刺激には、電気刺激装置の外部トリガに音声パルス化装置(特注, エム・イー社製)を接続したものをを用いた。接続した音声パルス化装置は、マイクロフォンから入力された音の原波形が設定した音圧(60dBから110dBまで5dBステップ調節式)を超えた時点から、トリガ信号出力までのタイムラグを $0.2\mu\text{s}$ 以下に成るよう回路を調

整した装置である。加えて，入力された音の原波形の最大値（dB）を表示する装置である。音声パルス化装置からトリガ信号が出力されると，電気刺激装置を掃引し，それによって定電流式アイソレータから電気刺激が出力される。本研究では，発声の大きさが 60dB を超えた場合にトリガ信号が出力される様に設定した（図 4-1, 4-2, 4-3, 4-4）。



図 4-1. 音声誘発型トリガによる H 波計測の概要

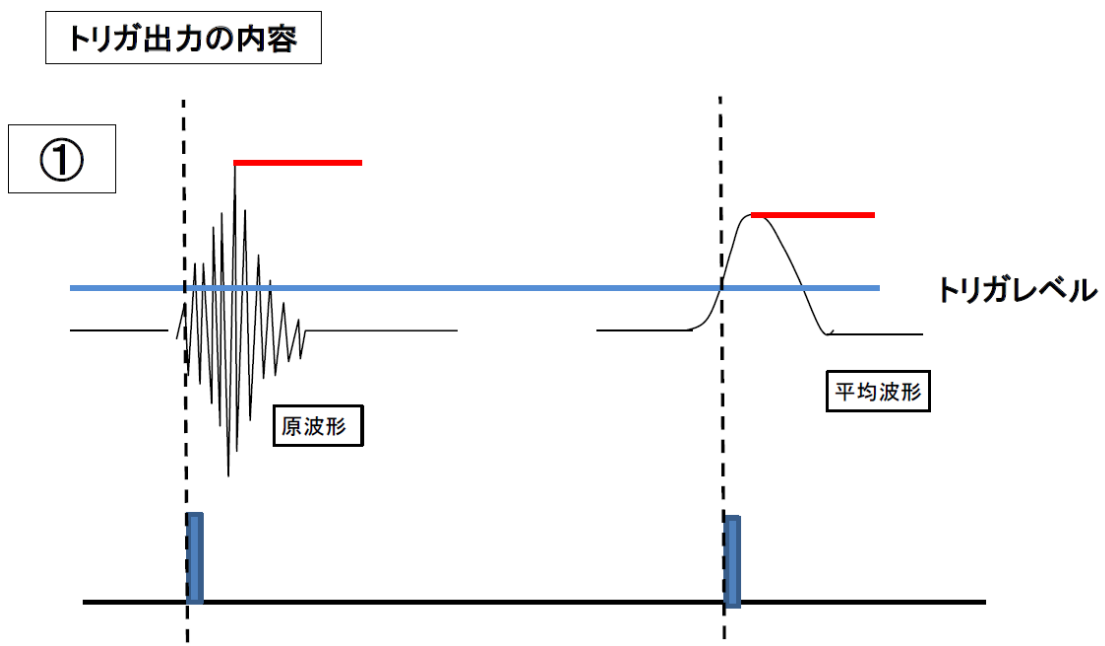


図 4-2. 音声誘発型トリガパルス発生装置の特徴

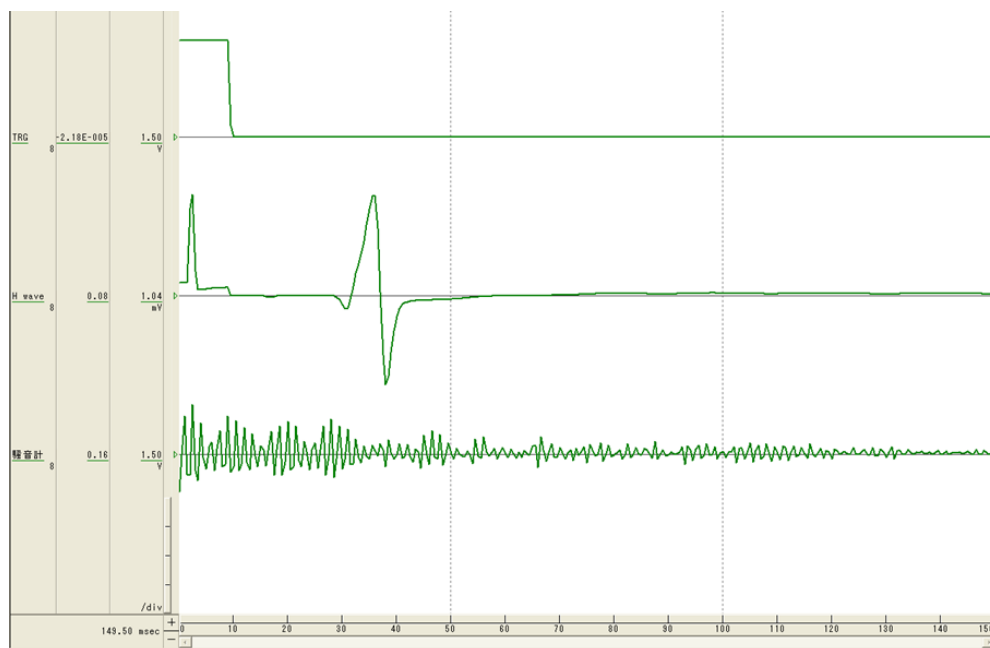


図 4-3. 音声誘発型トリガによる H 波計測の概要

誘発電位研究用プログラム（EPLYZER II、キッセイコムテック製）を用い、音声誘発トリガパルス発生装置によって誘発された H 波と音圧の関係を示した。上段がトリガ，中段がトリガと H 波，下段が騒音計による音圧である。

H 波の導出部位は，刺激部位と同側のヒラメ筋筋腹中央とし，皮膚インピーダンスを  $5\text{K}\Omega$  以下に前処理した。電極間距離  $2.5\text{cm}$  として直径  $12\text{mm}$  の銀/塩化銀表面電極（ビトロード M-150，日本光電社製）を貼付した。表面電極より導出した H 波を，筋電アンプ（特注，エム・イー社製）で増幅し，A/D 変換カード（コンテック社製）からサンプリング周波数  $2\text{kHz}$  でノートパソコンに取り込んだ。誘発電位研究用プログラム（EPLYZER II，キッセイコムテック社製）を用いて，各条件の H 波を 8 回加算平均し，最大振幅値（mV）を記録した。



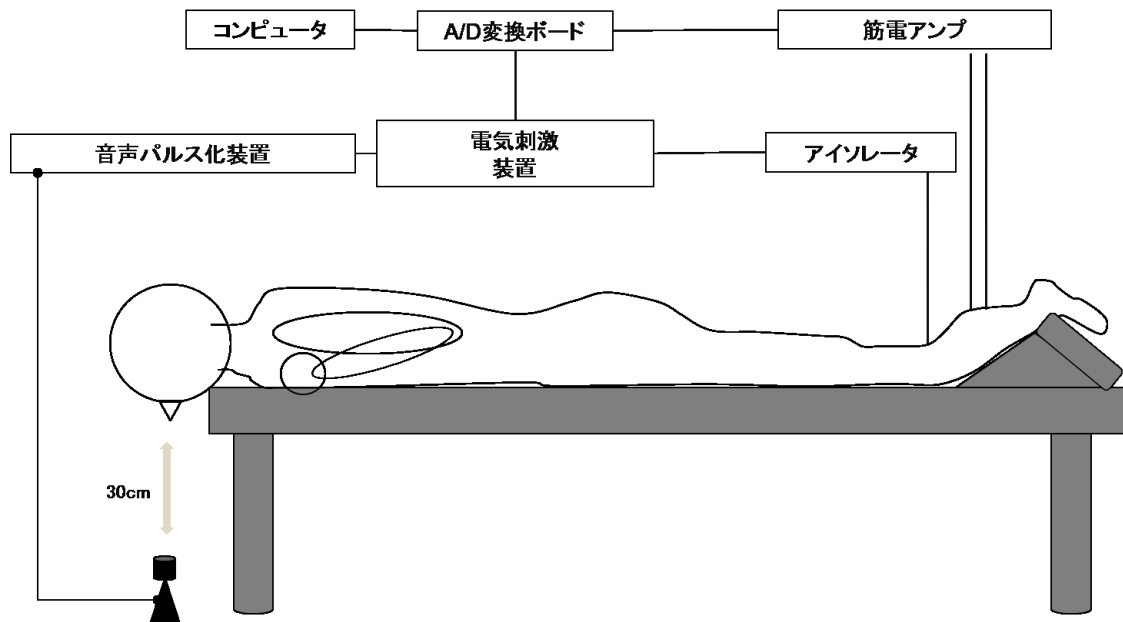


図4-4. H波測定概略図

#### 4.1.2.4 対象者の課題

発声条件において、対象者はヤッ [Ya] と発声するように教示され、4秒間隔で8回実施させた。なお、本研究に先がけ、対象者には事前練習を行わせ、その際、発声時の実測値をフィードバックして60dB以上～80dB未満の発声を確認させた。

#### 4.1.2.5 H波測定順

発声前条件，発声条件，発声後条件の順に5分間隔で実施した。

#### 4.1.2.6 統計処理

加算平均により得られた最大振幅値を用いて Shapiro-Wilk の正規性検定を実施した。次に、条件間差について、反復測定分散分析を実施した後、多重比較検定 (Tukey) を有意水準 5% で実施した。統計解析には、統計解析ソフト (SPSS for Windows ver. 21.0) を用いた。また、変化率を知るために、発声前条件の H 波振幅値を 100% として正規化し、各条件の H 波変化率を算出した。

### 4.1.3 結果

発声条件で発声された大きさ (dB) を表 4-1 に示す。平均すると 70dB~75dB 程度の大きさであった。

本研究結果で得られた対象者 9 名の H 波振幅値 (mV) を表 4-2 に示す。条件ごとの H 波振幅値 (mean±SD) は, 発声前条件 0.93±0.54mV, 発声条件 1.74±0.79mV, 発声後条件 1.04±0.54mV であった。各被験者の発声前条件を 100% とした H 波変化率は, 発声条件 214%, 発声後条件 118% であった。多重比較検定の結果, 発声前条件-発声条件 p=0.001, 発声後条件-発声条件 p=0.001, 発声前条件-発声後条件 p=0.087 であった (表 4-2)。

表 4-1. 発声の大きさ

(単位: dB)

発声の大きさ	
対象者	平均値(標準偏差)
A	70.09(0.57)
B	70.63(3.80)
C	72.13(2.56)
D	72.44(3.07)
E	73.43(4.38)
F	70.63(2.34)
G	72.91(1.80)
H	71.06(2.18)
I	74.50(2.97)

(男性n=7,女性n=2)

表 4-2. 各被験者の H 波振幅値 (mV)

(単位:mV)

対象者	H 波 振 幅 値		
	発声前条件	発声条件	発声後条件
A	0.34	1.42	0.49
B	0.54	0.97	0.64
C	0.43	0.53	0.52
D	1.55	1.94	1.46
E	0.91	1.52	0.76
F	0.84	2.11	1.27
G	0.50	1.64	0.64
H	1.67	2.26	1.82
I	1.63	3.29	1.77

(男性n=7,女性n=2)

#### 4.1.4 考察

随意運動に分類されるヒトの発声は、「声帯振動によって作られた有性および無性の音が特定の物理的特徴を備えた気圧や気流の組み合わせに変換されること」と定義される<sup>189)</sup>。発声では、大脳皮質運動野の活動による下降性斉射 (Descending volley) が、発声に関与する筋や、口唇、下顎、咽頭および舌咽などの筋に対し興奮を伝えるほか、力源としての呼気が必要とされる<sup>190)</sup>。これらのことから、発声出力の変化は、神経経路の下降性斉射の変化であり、それにより発声に関与する筋群の参加、呼吸筋や体幹筋の参加を修飾している。そのため、発声出力の変化により、拡散や収束の程度が変化し、脊髓前角細胞 (運動細胞) の発射帯 (Discharge zone) と閾下の興奮帯 (以下、閾下縁) が変化することが推察される。

今回の研究結果から、60dB 程度の発声で下肢骨格筋支配の脊髓興奮準位を増強させることが明らかになった。発声による脊髓興奮準位の増強は、錐体路 (主に随意運動) や錐体外路 (主に協調運動) などの下降性斉射、または、小脳と前庭などの上位中枢からの影響、および固有感覚系からの感覚入力と考えられる<sup>191)</sup>。しかし、本研究のように出来るだけ測定姿位を保持させた発声前・後条件の H 波

振幅が統計学的有意差を認めず，発声後条件の変化率が 118%であったことより，固有感覚系や前庭系の影響により発声条件での脊髓興奮準位が増強した可能性は低いと考えられる。

このことから，発声に関与する下降性斉射が一過性に増加したことで，下肢骨格筋を支配する髄節レベルの脊髓前角細胞の抑制が弱まり，発射帯が広がったことで脊髓興奮準位が増強された可能性が考えられる。また，下降性斉射で高まった閾下縁と，電気刺激で高まった閾下縁が重複して加重（Summation）を起こし，促通<sup>185)</sup>された可能性が考えられる。

本節の研究より，①日常会話程度の発声（60dB 以上 80dB 未満）では，下腿三頭筋支配の脊髓興奮準位を増強させることがわかった。②発声条件が終了してから 5 分経過すると，発声前の脊髓興奮準位に回復していることがわかった。そのため次節では，最大発声（80dB 以上）が脊髓興奮準位に与える影響について研究することにした。

## 4.2 最大発声が脊髄興奮準位に与える影響

### 4.2.1 はじめに

前節（4.2）では，通常発声（60dB 以上 80dB 未満）が H 波振幅値（mV）を増強することを解明した。そこで，本節では，80dB 以上の発声強度が下腿三頭筋支配の脊髄興奮準位に与える影響について解明することを目的とした。

### 4.2.2 対象および方法

#### 4.2.2.1 対象

対象者は，健常成人 7 名（男性 7 名，年齢 20 歳）とした。

#### 4.2.2.2 倫理的配慮

対象者には，本研究の概要説明を行った後に，書面にて同意を得た。なお，本研究は，学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の倫理審査を受け承認を得た（承認番号 R:1101）。

#### 4.2.2.3 H 波測定方法と使用機器

電気刺激には電気刺激装置（SEN-8203，日本光電社製）と定電流式アイソレータ（SS-104J，日本光電社製）を用い，膝窩部において持続時間 1ms の方形波を 0.20Hz の頻度で反復することにより軸足の脛骨神経を刺激した。電気刺激の強度は，閾下 2 発刺激法を用いて刺激閾値を求め，その 1.12 倍の値とした<sup>82)83)</sup>。発声条件での電気刺激には，前節（4.1）で用いた音声パルス化装置（特注，エム・イー社製）を電気刺激装置の外部トリガに接続した。音声パルス化装置からトリガ信号が出力されると，電気刺激装置を掃引し，それによって定電流式アイソレータから電気刺激が出力される。本研究では，発声の大きさが 85dB を超えた場合にトリガ信号が出力される様に設定した（図 4-5）。

H 波の導出部位は，刺激部位と同側のヒラメ筋筋腹中央とし，皮膚インピーダンスを 5K $\Omega$  以下に前処理した。電極間距離 2.5cm とし

て直径 12mm の銀/塩化銀表面電極（ビトロード M-150，日本光電社製）を貼付した。表面電極より導出した H 波を，筋電アンプ（特注，エム・イー社製）で増幅し，A/D 変換カード（コンテック社製）からサンプリング周波数 2KHz でノートパソコンに取り込んだ。生体情報収録用プログラム（Vital Recorder，キッセイコムテック社製）を用いて，H 波 (mV) を取り込んだ。その後，発声条件後の安静における H 波振幅値の経時的变化を観察するために 0.2Hz の電気刺激により誘発された H 波を，1 分感覚ごとに Post1 から Post15 までの 15 区間に分けた。その後，12 個/区間の H 波をランダムに 8 個選択し，加算平均した。

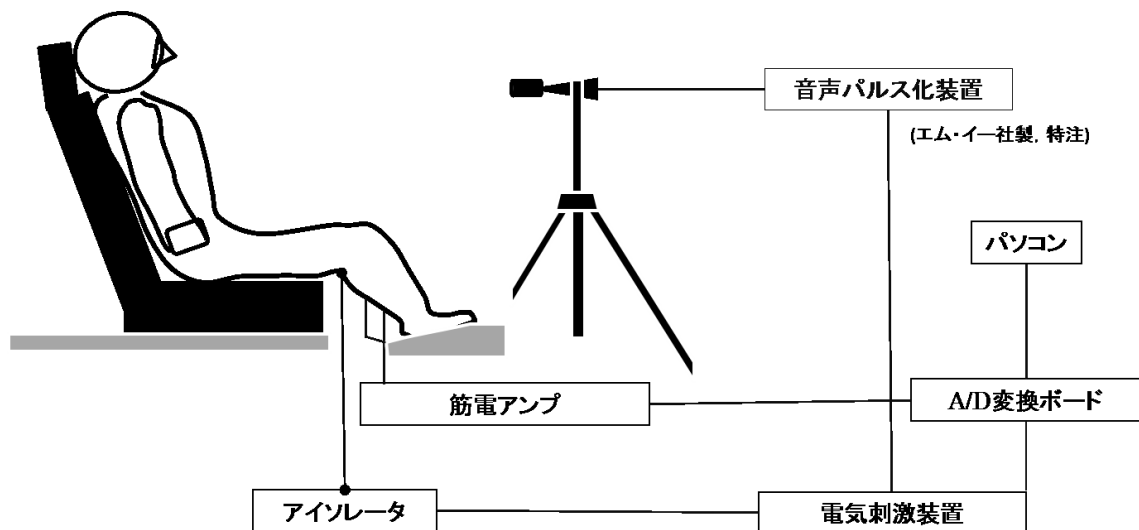


図4-5. H波測定概略図

#### 4.2.2.4 対象者の課題

発声条件において，被験者はヤッ [Ya] と発声するように教示され，5 秒間隔で 8 回実施させた。なお，本研究に先がけ，被験者には事前練習を行わせ，その際，発声時の実測値をフィードバックして 85dB 以上の発声を確認させた。

#### 4.2.2.5 H波測定順

はじめに，発声前の2つの安静条件（以下，P1とP2）を測定した後，発声条件のH波を条件間隔2分で測定した。さらに発声条件終了2分後から，17分経過する迄H波を連続で導出した。

#### 4.2.2.6 統計処理

加算平均により得られた最大振幅値を用いて Shapiro-Wilk 検定を実施した。その後，各条件間の差を明らかにする目的で多重比較検定（Bonferroni）を有意水準5%で実施した。統計解析には，統計解析ソフト（SPSS for Windows ver.22.0）を用いた。また，変化率を知るために，各対象者のP1とP2の平均（以下，Pre）を100%として正規化し，最大発声条件，発声後の条件（Post1からPost15）の変化率を算出した。

#### 4.2.3 結果

本研究結果で得られたH波振幅値（mV）と95%信頼区間（以下，95%CI）を表4-3に示す。各対象者の発声前のH波を100%としたH波変化率は，発声条件94%，発声条件後条件（Post1-15）は112%から121%であった（図4-6）。多重比較検定の結果，全ての条件間に統計学的有意差が認められなかった。なお，本研究で用いた電気刺激強度は $4.3 \pm 1.5$  mAであり，皮膚抵抗は $3.2 \pm 0.7$  k $\Omega$ であった。

表 4-3. H 波振幅値 (mV)

条件	平均値 (mV)	95%CI
4分前	1.77	$0.78 \leq 95\%CI \leq 2.75$
2分前	1.80	$0.87 \leq 95\%CI \leq 2.73$
90dB発声	1.41	$0.69 \leq 95\%CI \leq 2.13$
2分後	1.86	$0.61 \leq 95\%CI \leq 3.10$
3分後	1.92	$0.55 \leq 95\%CI \leq 3.29$
4分後	1.97	$0.58 \leq 95\%CI \leq 3.37$
5分後	1.89	$0.51 \leq 95\%CI \leq 3.26$
6分後	1.92	$0.63 \leq 95\%CI \leq 3.29$
7分後	2.00	$0.60 \leq 95\%CI \leq 3.40$
8分後	1.97	$0.55 \leq 95\%CI \leq 3.39$
9分後	1.95	$0.47 \leq 95\%CI \leq 3.42$
10分後	1.97	$0.53 \leq 95\%CI \leq 3.42$
11分後	2.00	$0.55 \leq 95\%CI \leq 3.45$
12分後	2.01	$0.54 \leq 95\%CI \leq 3.48$
13分後	2.00	$0.59 \leq 95\%CI \leq 3.45$
14分後	1.94	$0.44 \leq 95\%CI \leq 3.43$
15分後	2.02	$0.56 \leq 95\%CI \leq 3.49$
16分後	2.06	$0.58 \leq 95\%CI \leq 3.53$

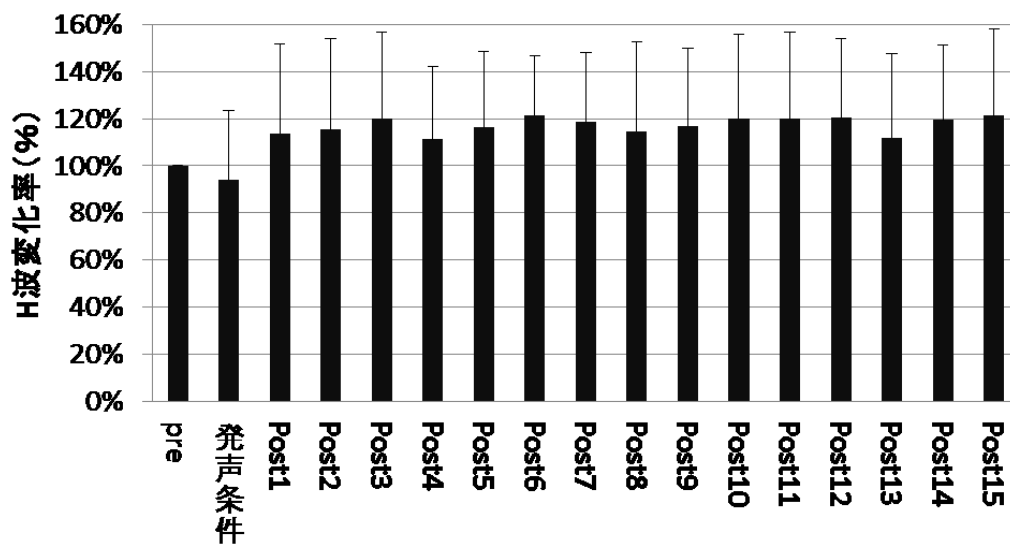


図 4-6. H波変化率の推移



#### 4.2.4 考察

安静条件後の最大発声時の H 波を測定し、統計学的に有意な H 波振幅値の増強が得られないことを確認した。ただし、機序は、促通系要素の減弱であるか、抑制系の増強であるのか明らかにすることができない。対象者自身の最大発声が運動出力に及ぼす影響を調査した IKAI ら<sup>13)</sup>によれば、筋出力の心理的限界を上昇させ生理的限界に近づける報告において、下降性神経衝撃が増強したことを示唆している。仮に、IKAI らの下降性神経衝撃の増強を支持するのであれば、抑制系要素の増強が考えられる。ただし、促通系要素の減弱の可能性も考えられる。

次に、発声条件後の H 波振幅値は統計学的有意差が認められないものの、H 波変化率の結果から 12～21%程度の増強効果を有する可能性が示唆された。仮に、最大発声終了後に 11～21%程度の増強効果があるとすれば、発声することで覚醒レベルが向上したことで得られた可能性が推察された。固有受容性神経筋促通手技 (PNF) の理論的根拠に迫る研究を実施した中村<sup>192)</sup>は、Yerkes-Dodson の法則を用いて、適切な覚醒レベルがパフォーマンスを向上させることを、脳波覚醒や行動覚醒などを用いて検証している。そのため、発声することで覚醒レベルが向上し、そのまま測定肢位を保持したことにより、上位中枢の促通領域・抑制領域<sup>193)</sup>からの影響が残存した可能性が考えられる。しかしながら、最大発声終了後の H 波振幅値が発声前の状態にどの程度で回復するか、明らかにしていないため、最大発声後の脊髓興奮準位の変化を用いて、臨床応用の可能性を述べることはできない。

本研究結果より、①85dB 以上の発声は、H 波振幅値を増強させない②発声後は、統計学的有意差が認められないものの、H 波変化率では 12%から 21%程度の増強効果を有する可能性が示唆された。そのため、次の節では、測定姿勢をリクライニング座位に統一し、2種類の発声強度が H 波に与える影響を明らかにする目的で、発声条件をランダム化して実施することにした。

## 4.3 持続的な聴覚刺激が脊髄興奮準位に及ぼす影響

### 4.3.1 はじめに

本節では、第3章(3.2, 3.3)で用いたホワイトノイズ(以下, WN)が脊髄興奮準位に与える影響を明らかにすることを目的とした。

### 4.3.2 対象および方法

#### 4.3.2.1 対象

対象者は、聴力障害のない健常成人8名(男性2名・女性6名, 年齢22~34歳)とした。

#### 4.3.2.2 倫理的配慮

対象者には、本研究の概要説明を行った後に、書面にて同意を得た。なお、本研究は、学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の倫理審査を受け承認を得た(承認番号 R:1101)。

#### 4.3.2.3 使用機器と測定方法

電気刺激には、電気刺激装置(SEN-8203, 日本光電社製)と定電流式アイソレータ(SS-104J, 日本光電社製)を用い膝窩部において持続1msの方形波を0.25Hzの頻度で反復することにより軸足の脛骨神経を刺激した。電気刺激の強度は、閾下2発刺激法を用いて刺激閾値を求め、その1.12倍の値とした<sup>82)83)</sup>。

H波の導出部位は、刺激部位と同側のヒラメ筋筋腹中央とし、皮膚インピーダンスを5k $\Omega$ 以下に前処理した。電極距離を2.5cmとして直径12mmの銀/塩化銀表面電極(ビトロード M150, 日本光電社製)を貼付した。表面電極より導出したH波を、筋電アンプ(特注, エム・イー社製)で増幅し、A/D変換カード(コンテック社製)からサンプリング周波数2KHzでノートパソコンに取り込んだ。誘発電位研究用プログラム(EPLYZER II, キッセイコムテック社製)を用いて、各条件のH波を16回加算平均し、最大振幅値(mV)を記録した。測定

姿勢は、頭頸部を中間位，膝関節屈曲  $60^{\circ}$  ，足関節底屈  $30^{\circ}$  とした安楽なリクライニング座位とした（図 4-8）。なお，測定を行う部屋の環境は，概ね室温  $24^{\circ}\text{C}$  ，湿度  $60\% \text{RH}$  が保てるようにエア・コンディショニングを設定した。

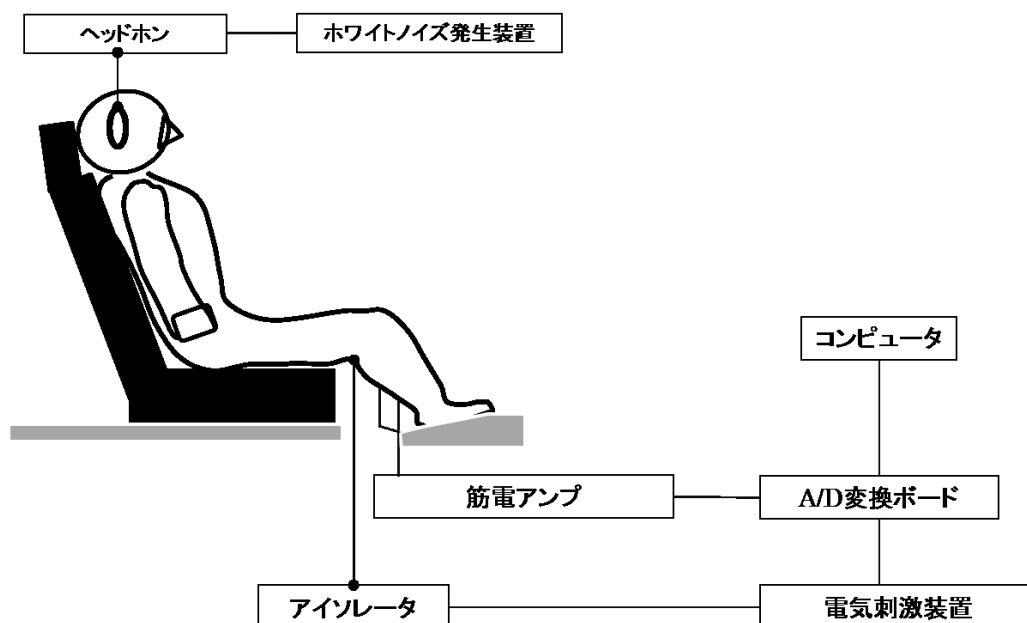


図 4-8. 測定模式図

#### 4.3.2.4 対象者への課題

すべての条件において，可及的に測定姿勢を保持し，頭頸部中間位で前方の定めた点を見るように教示され，WNが与えている間も保持し測定を実施した。

#### 4.3.2.5 H波測定順

安楽な座位で電気刺激部位を固定してから5分経過後，闕下二発刺激法を用いてH波刺激強度を設定した後にWNを与える前のはじめの条件（以下，T1）とそれに続くWNを与える前の2回目の条件（以下，T2）を測定した。その後，WNを与え始めた直後から測定を開始した条件（以下，WN1）とそれに続くWNが与えられ続けている間測定した2回目条件（以下，WN2）と3回目の条件（以下，WN3）を測定した。更にその後，持続的なWNを与えることを終了した直後から測定を開始した条件（以下，P1）とそれに続く2回目の条件（以下，

P2) と 3 回目の条件 (以下, P3) の順に H 波を測定した。なお, 1 分間の条件間隔をあけて測定した (図 4-9)。

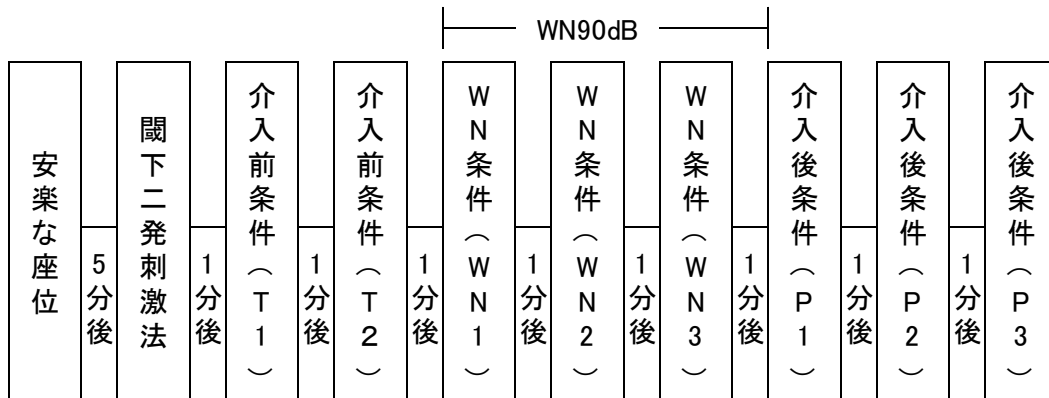


図 4-9. 測定順

#### 4.3.2.6 聴覚刺激

聴覚刺激は, ホワイトノイズ発生装置 (マインド・クラフト社製) を用いて, ヘッドホン (MDR-ZX110, SONY 社製) を介して被験者へ WN1 の開始から P1 を測定する直前までの約 6 分間与えた。聴覚刺激の強度は, 第 3 章 (3.2, 3.3) で用いた 90dB に設定した。

#### 4.3.2.7 統計処理

加算平均により得られた最大振幅値 (mV) を用いて, Shapiro-Wilk の正規性検定を実施した。次に, 条件間差について, 反復測定 ANOVA を実施した後, 多重比較検定 (Tukey) を実施した。有意水準は 5% とした。統計解析には, 統計解析ソフト (SPSS for Windows ver. 21.0) を用いた。また, H 波の変化率を知るために, WN を与える前の条件で得られた測定値が基準 (control) となるようにして, 変化率を算出した [式:  $(T1+T2) / 2 \times 100$ ]。

### 4.3.3 結果

H波振幅値 (mV) は, T1 :  $1.29 \pm 0.46$ , T2 :  $1.32 \pm 0.49$ , WN1 :  $1.59 \pm 0.59$ , WN2 :  $1.50 \pm 0.56$ , WN3 :  $1.50 \pm 0.53$ , P1 :  $1.45 \pm 0.44$ , P2 :  $1.46 \pm 0.48$ , P3 :  $1.41 \pm 0.37$  であった。多重比較検定の結果, T1-WN1 間, T2-WN1 間に有意差を認めた (図 4-10)。なお, H波の変化率は, WN1 で 121%を示し, P3 で 112%であった (図 4-11)。なお, 本研究で用いた刺激強度は  $7.7 \pm 2.8$  mA であり, 皮膚インピーダンスは  $3.1 \pm 0.9$  k $\Omega$  であった。

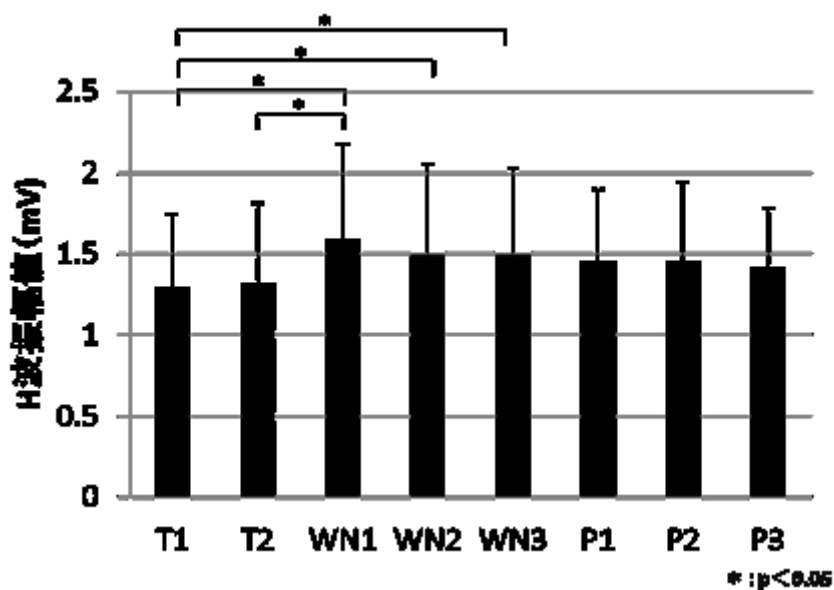


図 4-10. H波振幅値

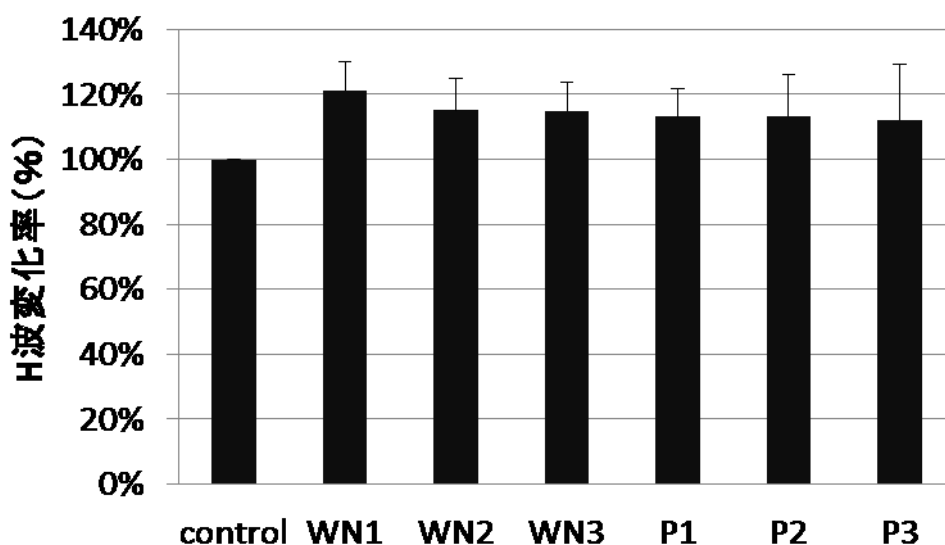


図 4-11. H波変化率

#### 4.3.4 考察

本研究は、持続的な聴覚刺激として WN を被験者に与え、それが下肢骨格筋支配の脊髄興奮準位に及ぼす影響について H 波を用いて検討した。本研究の結果に言及すれば、聴覚刺激を与えた直後は脊髄興奮準位の増強効果が大きく、聴覚刺激が継続して与えられると徐々に増強効果が小さくなるという結果であった。

WN を与えた直後の条件 (WN1) の増強効果は、周波数 0.5KHz, 振幅 110dB の聴覚刺激を持続時間 101ms, 5~10ms 間隔で与えた先行研究と類似した結果であった<sup>194)</sup>。先行研究<sup>194)</sup>では H 波振幅値の増強を, Auditory startle reflex (びっくり反射) や脊髄—延髄—脊髄反射 (SBS 反射) による影響を受けた可能性を示唆している。本研究は H 波を用いた脊髄興奮準位の研究であるため、より上位の中樞の影響を明らかにすることができないが、聴覚刺激の入力が大脳皮質まで伝達される間に修飾されるか、または脳幹の広範性投射系<sup>195)</sup>の影響を受けたものである可能性が考えられる。WN を与えている時間がさらに延長すると次第に、120%, 112%, 110% と増強効果が減衰していった。この増強効果の減少は、聴覚は音刺激に順応することで、更に強い音刺激に反応することを可能にする<sup>196)</sup>ことから聴覚刺激を持続的に与えたことにより、聴覚が順応 (Accomodation)<sup>197)</sup>したことで、脊髄興奮準位の増強効果が減少したことが考えられる。

本節の研究より、① WN を用いた聴覚刺激は、即時的に脊髄興奮準位を増強させる。② 聴覚刺激が持続するにつれて脊髄興奮準位の増強効果が小さくなくことがわかった。

#### 4.4 まとめ

第4章で実施した3つの研究のまとめを表4-5に示した。発声と聴覚刺激が脊髄興奮準位に与える影響の研究は、主として音声トリガを用い、電気刺激装置を掃引するタイミングを60dB、85dBとして測定を実施した。その結果、60dBで電気刺激装置を掃引し、60dB以上80dB未満の日常会話程度の発声強度において、H波振幅値の増強効果が大きいことがわかった。80dB以上の発声強度では、H波振幅値を増強させないことがわかった。これらの結果より、日常会話程度の発声強度が脊髄興奮準位を増強することを解明した。

表 4-5. 発声と聴覚刺激が脊髄興奮準位に与える影響

	音声トリガ 60dB	音声トリガ 85dB	WN 90dB
脊髄興奮準位	増強	変化なし	増強

## 第 5 章

### 結 語



## 第 5 章 結語

本研究では，日常生活場面やスポーツ競技および理学療法の臨床現場において観察される，運動にともなう発声の利得について検討した。第 1 章では，先行研究の所見をまとめ，課題点を抽出した。第 2 章では，第 1 と第 2 の研究として，実際の臨床現場での実態調査を行い，得られた結果から可能性を探索した。第 3 章と第 4 章では，第 3 から第 7 の研究として，発声強度に焦点をあてた研究を行った。これら 7 つの研究を通じて，発声がヒトの運動制御系に及ぼす影響について検証した。

第 1 の研究では，2 段階の調査を実施した。第 1 段階の調査として，要支援または要介護認定を受けた方を対象に，高さの違う台からの立ち上がり動作において，自然に発声がともなうかどうかの実態調査を実施した。その結果，立ち上がる台の高さが低くなるにつれて発声率が増加することが示された。第 2 段階の調査として，発声の有無が 10m 最大歩行速度と歩きやすさに与える影響について実態調査を実施した。その結果，発声は 10m 最大歩行速度を向上させないが，対象者の内在する認識である歩きやすさに影響を与えることが示された。これら 2 つの調査結果から，運動にともなう発声は，対象者自身が行うセルフファシリテーションテクニックとして活用されていることや，心理学的利得を有する可能性が考えられた。ただし，①発声には，肯定的な内容の発声と否定的な内容の発声が含まれていたが，それらが身体機能に及ぼす影響について明らかにすることはできなかった。②10m 最大歩行速度を用いた分析だけでは，歩行の決定要因に及ぼす影響等を明らかにすることはできなかった。

第 2 の研究では，日常会話程度の発声強度（60dB 以上 80dB 未満：通常発声）と叫び声の発声強度（80dB 以上：最大発声）の 2 条件を設け，発声強度の違いが握力に及ぼす影響について調査した。その結果，通常発声では握力は増強せず，最大発声をともなうことで

握力が増強することが示された。ただし、最大発声における VAS の結果から、対象者の最大の発声に達していなかったことが示唆された。そのため第 3 の研究では、聴覚マスキング環境下において最大努力で発声するよう指示すると、対象者の発声強度が増強することを利用して、握力に及ぼす影響を調査した。その結果、発声強度が増強し、握力が増強することが示された。ただし、ホワイトノイズ（以下、WN）を用いた聴覚マスキングが発声効果に与える影響について、他の身体部位についても類似した結果が得られるかどうかを明らかにすることはできなかった。そのため第 4 の研究では、測定部位を膝関節伸展筋力に変更して、発声の有無と WN の有無に交互作用、主効果が認められるか調査した。その結果、発声ありに主効果が認められ、膝関節伸展筋力の体重比最大筋力（Weight-bearing Index, WBI）が増加することが示された。以上、第 2 から第 4 の研究において、発声強度の変化が最大等尺性収縮力に及ぼす影響を明らかにした。

第 5 から第 7 の研究では、運動の最終共通路として知られる脊髓興奮準位の調査を実施した。第 5 の研究では、通常発声が運動調節系に与える影響を明らかにするために、音声を使用したアクティブトリガを用いて電気刺激のタイミングを統一し、H 波を測定した。その結果、通常発声が H 波振幅値を大きく増強させることが証明された。第 6 の研究では、85dB 以上の発声が発声 H 波に及ぼす影響を調査した。その結果、最大発声による H 波振幅値の統計学的に有意な増強は認められなかった。第 7 の研究では、第 2 の研究で用いた WN が脊髓興奮準位に与える影響を明らかにすること、発声を与えること（掛け声）の応用性を考えるための調査を実施した。その結果、WN が即時的に脊髓興奮準位を増強することが示された。

本研究の結果から、発声が運動制御系を構成する脊髓運動細胞に対して、促通系要素の増強または抑制系要素の減弱を起し、日常会話における発声強度（60dB 以上 80dB 未満）で脊髓興奮準位を増強させることが明らかとなった。

本研究で得られた研究成果から、今後の臨床応用の可能性について次の3つが考えられる。第1に、発声を用いたより効果的なセルフエクササイズの開発への応用が考えられる。第2に、神経系に障害がない方であって、立ち上がり動作がやや困難と感じている方が動作にともない発声することで、より快適に起立できる可能性が考えられる。第3に、リハビリテーション医療の現場で実践されている神経筋促通手技に発声を用いることで、より効果的な治療効果が得られる可能性が考えられる。

ただし、本研究では、運動制御系を構成する要素のうち、脊髄より上位の脳幹や大脳レベルにおける解析を実施していない。そのため、今後は、ノイズ除去に優れた解析方法を用いて脳電位の変化に与える影響などの基礎的研究に取り組みたい。また、臨床で活用するためには、調査対象者の身体特性や心理特性、調査環境等を考慮しながら臨床研究を実施し、利得を明らかにする必要がある。さらに、臨床応用の可能性を追求するのであれば、対象者の動作を誘導する理学療法士、作業療法士、看護師、医師、介護福祉士などのサービス提供者側の発声（掛け声）様式の違いによる対象者の反応の変化を検証することが必要となる。

理学療法の臨床では、促通手技や抑制手技などの神経生理学的アプローチが治療手技の一つとして用いられている。促通手技は促通因子を組み合わせ、抑制因子を可及的に小さくして治療を実施する。理学療法士がより効果的な治療を実践するためには、何が促通・抑制因子であるのか、またその程度がどのくらいであるのかを把握していなければならない。さらに、我々理学療法士が用いている特殊テクニックを発展・応用し、より効果的なセルフエクササイズを開発することで、国民の健康維持・増進に貢献したい。これらを達成するためには、対象者にとってより快適であること、そしてその方法が普遍的でかつ再現できること、さらに対象者に受け入れられること（繰返し性）等を研究対象としなければならない（藤原孝之、2015 講義資料より許可を得て抜粋）。私が考える感性工学とは、ヒ

トが潜在的に活用してきた事象を計測し、可視化することで、ヒトの快適な生活、動作、運動を支援するための技術を開発する学問である。本邦で臨床活動する理学療法士は、「理学療法士及び作業療法士法」に基づき業務を遂行している<sup>198)</sup>。この法律では、「理学療法とは、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」と定められている<sup>189)</sup>。運動を用いて回復を図る場合、理学療法士は、運動以外の要素（理学療法士の表情、立ち振る舞い、言動や対象者の動機付け、快適性、満足度、恐怖感、環境等）が、運動に影響を及ぼしていることを日々、実感している。これらのことは、理学療法士の臨床活動が感性の宝庫であることを示し、効果的な治療の計画、実践に基づき、より良い治療成果を得るためにも、感性工学的な立場から思考を巡らせ、多角的な視点で研究することの重要性を示していると考えられる。

最後に、感性の宝庫で活動する理学療法士の強みを生かし、感性工学的手法によりその弱みを補った、良質なサービスの開発に資する基礎研究や臨床研究が多く報告されることを期待して、結語とする。

## 参 考 文 献

1. 内閣府．平成 26 年版高齢社会白書． pp2-3, 2014
2. 総務省統計局．統計トピックス No.23 世界の人口と日本の人口-「世界人口デー」にちなんで．<http://www.stat.go.jp/data/kokusei/topics/topics23.htm> (2015/04/27 アクセス)
3. 池上晴夫．運動処方の実際．大修館書店， pp210-215, 2002
4. 厚生労働省．地域包括ケアシステム． URL: [http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi\\_kaigo/kaigo\\_koureisha/chiiki-houkatsu/](http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/chiiki-houkatsu/) (2015/04/27 アクセス)
5. 菅原巳代治(著)，牧田光代(編)，金谷さとみ(編)．地域理学療法学．医学書院，第 3 版， pp10, 2012
6. Yoshihisa Tachibana, Okihide Hikosaka, The primate ventral pallidum encodes expected reward value and regulates motor action. *Neuron*. 76(4), pp826-837, 2012
7. 崔多美，綿貫茂喜．社会的要素を含む快情動画像がストレス後の生理的回復反応に及ぼす影響．日本生理人類学会誌， 17(4)， pp167-173, 2012
8. キムヨンキュ，西村貴孝，李相逸，綿貫茂喜．香り刺激による快・不快情動誘発時の唾液中分泌型免疫グロブリン A の反応特性．日本生理人類学会誌， 14(2)， pp67-74, 2009
9. 橋口暢子．入浴の危険性と快適性：看護師による療養生活指導の観点から．日本生理人類学会誌， 10(1)， pp26-27, 2005
10. 高井逸史，宮野道雄，中井伸夫，山口武彦，吉村知倫，白濱晴美，村上将典，井上健太郎，柄崎隆治，周藤浩．リハビリテーションと環境適応(高齢者居住研究部会特集)．日本生理人類学会誌， 7(2)， pp73-78, 2002
11. 酒井吉仁，梅野克身，荻島久裕，辻政彦，上條正義．静的ストレッチングにおけるリラクゼーションをもたらす伸張感性と筋スティフネスの関係．理学療法科学， 29(3)， pp399-403, 2014
12. 藤原孝之．第 1 部理学療法の基礎 第 2 章運動とは，理学療法ハンドブック，協同医書出版， pp43, 2000

13. Ikai M, Steinhaus A. Some factors modifying the expression of human strength. *J Appl Physiol*, 16, pp157-163, 1961
14. 中村隆一（監），中村隆一，長崎浩（著）．入門リハビリテーション医学．医歯薬出版，第3版，pp140-141，2012
15. 熊谷公明．高齢社会を迎えて．*高分子*，49(9)，pp639，2000
16. 厚生労働省老健局．知的介護保険制度の現状と今後の役割．2013
17. 厚生労働省ホームページ．介護サービス基盤強化のための介護保険法等の一部を改正する法律．  
URL <http://www.mhlw.go.jp/english/policy/care-welfare/care-welfare-elderly/dl/tp01.pdf>（2015/04/25 アクセス）
18. 厚生労働省．介護保険制度改革の概要-介護保険法改正と介護報酬改定-
19. 中村隆一（監）．長岡正範（著）．入門リハビリテーション医学．医歯薬出版，第3版，pp26-32，2007
20. 公益財団法人日本理学療法士協会ホームページ．EBPT チュートリアル，  
URL [https://www.japanpt.or.jp/ebpt/ebpt\\_basic/ebpt03.html](https://www.japanpt.or.jp/ebpt/ebpt_basic/ebpt03.html)，2005  
（2015/04/27 アクセス）
21. 宮本武蔵（著），大倉隆二（訳，校訂）．決定版 五輪書 現代語訳．草思社文庫，pp66-89，2012
22. 荒木章裕．高齢者の「自発的かけ声」の日常的な活用と影響に関する実態．*高齢者ケアリング学研究会誌*，4(2)，pp22-31，2014
23. 岡嶋恒，館林啓二．剣道における打突時の発声に関する一考察．*北海道大学釧路校研究紀要*．35，pp79-86，2003
24. 矢部京之助，脇田裕久，池上康男ら他．筋力発揮における掛け声の効果-剣道の打撃動作．*スポーツ医・科学*，vol,6，No1，1992
25. 江連隆．*論語と孔子の辞典*．大修館書店，pp240-241，1999
26. Holstege G. The emotional motor system and micturition control. *Neurorol Urodyn*, 29(1), pp42-48, 2010
27. 安井幸彦．皮質下辺縁系による運動制御回路．*島根医学*，第34巻，第1号，pp1-9，2014
28. 真島英信．*生理学*．文光堂，改訂18版，pp281-288，1986

29. 猪飼道夫, 石井喜八. 筋力の生理的限界と心理的限界の筋電図学的研究. 体育學研究, 第5巻4号, pp154-165, 1961
30. 猪飼道夫. 疲労による最大筋力の低下とこれに関する二、三の因子, 産業医学, 第5巻第9号, pp603-610, 1963
31. 伊藤政展. 筋力におよぼす催眠と動機づけ暗示の分化的効果について. 体育學研究, 24(2), pp93-100, 1979
32. 高間則昭, 山中映英, 秋山純和, 西田祐介. PNF促通要素とかけ声(shout)効果, PNFリサーチ. 3(1). 2003
33. 久留里菜菜, 青木元哉. かけ声が筋力発揮に与える影響～シャウト効果再考～. 理学療法群馬, 18, pp39-43, 2007
34. 久松潜一 (編), 佐藤謙三 (編). 角川国語辞典. 角川書店, 新版, 175, 1978
35. 小西友七(編), 南出康世(編). ジーニアス英和大辞典. 大修館書店, pp1995, 2001
36. 白石君男, 神田幸彦. 日本語における会話音声の音圧レベル測定. *Audiology Japan*, 53 (3), pp199-207, 2010
37. 桑木共之, 黒沢美枝子, 高橋研一, 細谷安彦(共訳). トータラ人体の構造と機能. 丸善; 第3版, pp640, 2010
38. 佐藤吉隆, 木村祐輝, 安田泰斗, 道関京子. 声をだすことによって運動能力の大きさは変化するか. 新潟リハビリテーション大学紀要. 2(1), pp79-82, 2013
39. Welch AS, Tschampl M. Something to shout about: A simple, quick performance enhancement technique improved strength in both experts and novices. *Journal of Applied Sport Psychology*, 24(4), pp418-428, 2012
40. Tschampl M. The use of Ki to "psych-up" and increase strength. Iowa State University [master's thesis]2009
41. 円田善英, 高橋史子, 長田一臣. 児童・生徒の筋力発揮における心理的効果の発達に関する研究. 日本体育大学紀要, 7, pp89-99, 1978
42. 高間則昭, 上杉睦, 秋山純和. 掛け声が体幹の固定に及ぼす影響について.

- PNF リサーチ. 3(1), pp39-42, 2003
43. Kato M, Wakita H, Yagi N, Ikegami Y, Yabe K. The effect of shout on maximal voluntary knee extension strength in concentric, isometric and eccentric contractions. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, 169(6), pp275-80, 2010
44. 高間則昭, 山中映英, 秋山純和, 西田祐介: PNF 促通要素とかけ声 (shout) 効果: PNF リサーチ. 3 巻 1 号. 2003
45. 村田暢彦. 自発的「掛け声」が神経系に及ぼす影響—H 反射及びカタコラミンについて—, 三重大学修士論文, 1994
46. Tod DA, Iredale KF, McGuigan MR, Strange DE, Gill N. "Psyching-up" enhances force production during the bench press exercise. *J Strength Cond Res*, 19(3), pp599-603, 2005
47. McGuigan MR, Ghiagiarelli J, Tod D. Maximal strength and cortisol responses to psyching-up during the squat exercise. *J Sports Sci*, 23(7), pp687-92, 2005
48. 河合辰夫. 筋力発揮における自発的掛け声の効果, 三重大学修士論文, 1990
49. 横山正吾. 連続的筋力発揮における自発的「掛け声」の効果, 三重大学修士論文, 1991
50. 田淵知好, 安東三次. 反応時間の研究(その二) 剣道の発声運動について. 津山工業高等専門学校紀要, 2(1), pp139-143, 1969
51. 林和哉. 自発的「掛け声」が反応動作時の中枢神経系に及ぼす影響. 三重大学修士論文, 1996
52. 富田善太郎. 競技の場における能力発揮の問題と暗示効果に関する実験及び考察. 九州工業大学研究報告, 人文・社会科学 12, pp61-67, 1964
53. Tae Yeol Son, Sung Yeon Kim. The Effect of Shouting Environment on Results During Wingate Anaerobic Power Test. *한국체육측정평가학회지*, 13(1), pp79-89, 2011[in Korean language]
54. 高草木薫. 脊髄神経回路網による筋緊張と運動の統合的制御. 脊髄機能診断学, 第 32 巻, 1 号, pp1-9, 2011
55. 高草木薫. ヒトの脳と運動制御 脳の理解とリハビリテーションのために.



- 長崎理学療法, 第7巻, pp1-10, 2007
56. 久松 潜一, 佐藤 謙三. 角川国語辞典. 角川書店, 194版, pp106, 1978
57. 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩. 基礎運動学, 第6版補訂, 医歯薬出版, pp136, 2012
58. 久松 潜一, 佐藤 謙三. 角川国語辞典. 角川書店, 194版, pp551, 1978
59. 木村英紀. 制御工学の考え方. 講談社, pp56, 2010
60. 森茂美. 第1部運動制御 第2章運動の階層性制御, 運動制御と運動学習. 協同医書出版社. pp23-47, 1997
61. 柳澤信夫, 柴崎浩. 臨床神経生理学. 医学書院, 第1版, pp269, 2008
62. Aapo Hyvärinen, Juha Karhunen, Erkki Oja 著, 根本幾, 川勝真喜 訳. 詳解 独立成分分析, 第1版, pp444-445, 2011
63. 藤原孝之. 電気生理学的手法を用いた研究法. 運動生理, 3(3), pp169-174, 1988
64. 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩. 身体運動学. 医歯薬出版, 第6版補訂, pp88, 2014
65. 島村宗夫. 運動の反射生理学-その基礎と臨床応用-, 真興交易医書出版部, pp12, 1975
66. Burke RE. Sir Charles Sherrington's the integrative action of the nervous system: a centenary appreciation. Brain, 130(4), pp887-94, 2007
67. Zehr EP. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. Eur J Appl Physiol, 86(6), pp455-68, 2002
68. 石川友衛. 神経生理学. 医歯薬出版, 第3版, pp126, 1998
69. マーク L. ラタッシュ(著) 笠井達哉, 道免和久(監訳). 運動神経生理学講義. 大修館書店, pp83, 2002
70. Ishikawa T, Miyazawa T, Fujiwara T. Characteristics of the spino-bulbo-spinal reflex with evoked EMGs in human subjects, Int J Sports Med, 5(4), pp187-92, 1984
71. 村越康一, 渡辺誠介, 川口新一郎, 志村昭光, 永井順, 川村孝子, 松下嘉一, 七七辺一三, 河野 顕, 松田孝史. H波と臨床神経診断. 千葉医学会誌,

- 44(3), pp362-370, 1968
72. 中原凱文. 誘発筋電図に関する実験的研究. 体力科学, 26, pp22-29, 1977
73. Brown WF. The Physiological and Technical Basis of Electromyography. Butterworth publishers, pp145-147, 1984
74. Pierrot-Deseilligny E and Mazevet D. The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. Neurophysiol Clin, 30(2), pp67-80, 2000
75. Knikou M. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. J Neurosci Methods, 171(1), 2008
76. 木村淳, 幸原伸夫. 神経伝導検査と筋電図を学ぶ人のために. 医学書院, 第2版, pp100, 2010
77. Pierrot-Deseilligny E and Mazevet D. The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. Neurophysiol Clin, 30(2), pp67-80, 2000
78. 藤原孝之, 石川友衛, 宮澤多恵子. PNF 手技の効果を定量化する試み. 臨床理学療法, 7(2), pp74-75, 1980
79. 本間三郎. 筋紡錘発射伝達に対する促進と抑制. 千葉医学会雑誌 40(3), pp303-311, 1964
80. 藤原孝之. 生理学と理学療法との接点. 理・作・療法, 22, 1, pp15-18, 1988
81. 藤原孝之. 電気生理学的手法を用いた研究法. 運動生理, 3(3), pp169-174, 1988
82. Ishikawa T, Miyazawa T, Fujiwara T. Characteristics of the spino-bulbo-spinal reflex with evoked EMGS in human subjects. International Journal of Sports Medicine 5(4), pp187-192, 1984
83. 藤原孝之, 明尾恵, 遠藤敏裕, 山本圭介. ヒト脊髄興奮準位測定時の至適刺激条件. 理学療法学, pp164, 1989
84. 橋本修治. 臨床電気神経生理学の基本. 診断と治療社, pp56, 2013
85. 藤澤宏幸. 星文彦, 新小田幸一, 白田滋編. 病態運動学一筋緊張・反射・反応一, 医学書院, pp127, 2014

86. 種田行男. H波. JOURNAL OF CLINICAL REHABILITATION, 8(8), pp730-738, 1999
87. 鈴木俊明, 才藤栄一. 誘発筋電図検査 (F波, H波) の検査方法に関するガイドライン. 理学療法科学, 15(4), pp187-192, 2000
88. 船瀬広三. ヒトの運動ニューロン興奮性の評価とその応用. 体育研究, 46, pp597-605, 2001
89. McNeil CJ, Butler JE, Taylor JL, Gandevia SC. Testing the excitability of human motoneurons. Front Hum Neurosci, 7, pp152, 2013
90. 島村宗夫, 中村隆一. 運動の神経機構とその障害. 医歯薬出版, pp29, 1975
91. 石川友衛. 神経生理学. 医歯薬出版, 第3版, pp126, 1998
92. Masayuki Kamimura. Studies on H-reflex of Spinal Motoneuron of The Human Subject. Part I. A Study on Facilitation and Recovery Process of H-reflex. Journal of Okayama Medical Association, 76(1-3), pp47-62, 1964
93. 本間三郎. 脊髄反射活動の抑制性調節について. 千葉医学会誌, 44, pp92-100, 1968
94. 本間三郎. 脊髄反射活動の抑制性調節について. 千葉医学会誌, 44, pp92-100, 1968
95. Zehr EP. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. Eur J Appl Physiol, 86(6), pp455-68, 2002
96. Tucker KJ, Tuncer M, Türker KS. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. Hum Mov Sci, 24(5-6), pp667-88, 2005
97. Prochazka A. Sensorimotor gain control: a basic strategy of motor systems?. Prog Neurobiol, 33(4), pp281-307, 1989
98. Schieppati M. The Hoffmann reflex: a means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. Prog Neurobiol, 28(4), pp345-376, 1987
99. 藤森聞一. H波及び Monosynaptic reflex とその中枢機序に及ぼす諸要因. 脳と神経, 10(12), pp823-837, 1958
100. 田中勳作. H反射-ヒトにおける神経生理学研究の一技法. 日本生理誌, 48, pp719-734, 1986

101. 藤原孝之. 誘発電位 2. 理学療法における応用. 理学療法, 5, 2, pp141-147, 1988
102. Yanagisawa T, Kimura J, Azuma Y, Ogushi M, Taniguchi S. Excitability of the anterior horn cell after volitional inactivity of Soleus muscles:H-reflex study. Jpn J Clin Neurophysiol, 34, pp89-96, 2006
103. Taniguchi S, Kimura J, Yanagisawa T. Rest-induced suppression of anterior horn cell excitability as measured by F waves:comparison between volitionally inactivated and control muscles. Muscle Nerve, 37, pp343-349, 2007
104. 柳澤俊之, 木村淳, 東良和, 小串むつみ, 谷口祥一. ヒラメ筋の持続的安静に伴う前角細胞興奮性の変動:H反射による検討. 臨床神経生理学, 34(2), pp89-96, 2006
105. 藤原孝之. 誘発電位 2 理学療法における応用. 理学療法, 5(2), pp141-147, 1988
106. Bove M, Trompetto C, Abbruzzese G, Schieppati M. The posture-related interaction between Ia-afferent and descending input on the spinal reflex excitability in humans. Neurosci Lett, 397(3), pp301-306, 2006
107. Baudry S, Collignon S, Duchateau J. Influence of age and posture on spinal and corticospinal excitability. Exp Gerontol, 69, pp62-69, 2015
108. Johannsson J, Duchateau J, Baudry S. Presynaptic inhibition of soleus Ia afferents does not vary with center of pressure displacements during upright standing. Neuroscience, 298, pp63-73, 2015
109. 森昭雄. 呼吸相と H 波の関係. 日本体育学会大会号, 27, pp230, 1976
110. 森昭雄, 石川友衛. 肺容量と H 波の関係. 体力科学, 25(2), pp108, 1976
111. 森昭雄, 円田豊, 石川友衛, 石引昭, 宮沢多恵子. 支配神経不完全ブロック時の呼吸による H 波の変化. 体力科学, 26, pp55-56, 1976
112. Gerilovsky L, Struppler A, Altmann H, Velho F. Spindle activity

- and monosynaptic reflex excitability during foreperiod .  
Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 56(5), pp487-93, 1983
113. 河合一武, 小宮山伴与志, 古林俊晃. 運動条件の違いが主動筋 H 反射の促通に与える影響. 体力科学, 43(5), pp352-360, 1994
114. 笠井達哉, 中原凱文. 随意動作開始前の H 波の変化. 体力科学, 28, pp299-306, 1979
115. 麓正樹, 西平賀昭, 八田有洋, 和坂俊昭. 運動開始前の持続的筋収縮が SEP と H 反射及び CNV に及ぼす影響. 臨脳波, 43, pp37-42, 2001
116. Demairé Cl, Honoré J, Le Bizec J, Coquery JM. Specific modulation of the Hoffmann reflex cutaneous facilitation during a reaction-time task. Exp Brain Res, 74(3), pp592-602. 1989
117. 伊藤直子, 林明人. 各種随意運動に伴う遠隔筋脊髄運動ニューロンの変化について. 総合リハビリテーション, 28 巻, 7 号, pp671-674, 2000
118. 藤原孝之, 伊橋光二, 丸田和夫, 岩崎富子, 西村尚志. 上肢筋収縮による下腿三頭筋支配運動細胞の興奮準位の変動. 理学療法学, pp153, 1986
119. 森昭雄, 石川友衛, 石引昭, 和田すみ. 筋力調整からみた誘発筋電図 H 波の変化. 体力科学, 23(4), pp147-148, 1974
120. Fujiwara T, Yanagisawa K, Hanaoka M. Modification of lower extremity motoneuron activities by volitional contraction of elbow flexor muscle in man. New Horizons of Human Movements, pp33-38, 1988
121. 河野頭. H 波の臨床応用上の基本的問題に関する研究. 千葉医学会雑誌, 41(4), pp377-383, 1965
122. 居村茂幸. H 反射法を用いた, 上肢・下肢間の神経性連関について. 第 18 回日本私立医科大学理学療法学会誌, pp12-13, 2001
123. 榊原淳, 東登志夫, 船瀬広三, 田平隆行, 坂井憲太郎. 遠隔筋収縮による運動細胞興奮性の促通効果 -収縮強度および収縮側による違い-. 作業療法, 20, pp45-51, 2001
124. 高橋 一衛, 圓 吉夫, 佐藤 孝雄, 久光 正. 噛みしめがヒラメ筋 H 反射の促通に及ぼす影響. 昭和医学会雑誌, 59 (5), pp535-542, 1999
125. Yukiko Makihara. Functional Implications of H-Reflex Modulation

- and Modification in Human Soleus, Medial Gastrocnemius, and Lateral Gastrocnemius Muscles. Umi Dissertation Publishing Proquest, 2011.
126. 田中直次郎, 東海林淳一, 小林賢, 牛場潤一, 長谷公隆, 正門由久, 里宇明元, 千野直一. エルゴメータ運動と歩行における H 反射の変化(第 2 報). 臨床脳波, 45(7), pp433-440, 2003
127. Chang YJ, Chou CC, Huang WT, Lu CS, Wong AM, Hsu MJ. Cycling regimen induces spinal circuitry plasticity and improves leg muscle coordination in individuals with spinocerebellar ataxia. Arch Phys Med Rehabil, 96 (6), pp1006-1013, 2015
128. 柳澤健, 中村隆一, 藤原孝之. 上肢 PNF 肢位のヒラメ筋 H 波に及ぼす影響. 理学療法学, 16, 1, pp19-22, 1989
129. 柳澤健, 遠藤敏裕, 山本圭介, 藤原孝之. 片麻痺患者における上肢 PNF 肢位のヒラメ筋 H 波に及ぼす影響. 理学療法学, pp193, 1988
130. 柳沢健, 高木昭輝, 藤原孝之, 磯崎弘司. JOINT APPROXIMATION による H 波の変動. 理学療法学, pp151, 1985
131. 佐藤健, 井川正治, 宮崎正己. 局所筋冷却域の違いによる皮膚温が H 反射に及ぼす影響. 日本生理人類学会誌, 3(1), pp1-6, 1998
132. Nakhostin Ansari N, Naghdi S, Hasson S, Rastgoo M. Efficacy of therapeutic ultrasound and infrared in the management of muscle spasticity. Brain Inj, 23(7), pp632-638, 2009
133. Ansari NN, Naghdi S, Bagheri H, Ghassabi H. Therapeutic ultrasound in the treatment of ankle plantarflexor spasticity in a unilateral stroke population: a randomized, single-blind, placebo-controlled trial. Electromyogr Clin Neurophysiol, 47(3), pp137-143, 2007
134. Norte GE, Saliba SA, Hart JM. Immediate Effects of Therapeutic Ultrasound on Quadriceps Spinal Reflex Excitability in Patients With Knee Injury. Arch Phys Med Rehabil, 2015 [Article in press].
135. Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Sauer LD, Kerrigan DC, Patrie JT, Hertel J, Ingersoll CD. Manual therapy directed at the knee or lumbopelvic region does not influence quadriceps spinal reflex

- excitability. *Man Ther*, 19(4), pp299-305, 2014
136. Wood LJ, Nicol DJ, Thulin CE. The effects of skin brushing on H reflex amplitude in normal human subjects. *Exp Physiol*, 83(2), pp175-183, 1998
137. 吉崎邦夫, 遠藤敏裕, 宇都宮雅博, 黒岩千晴, 藤原孝之, 藤本哲也, 山本巖. 下腿三頭筋の他動的ストレッチによる脊髄興奮準位への影響について, *日本生理人類学会誌*, Vol.11, No.3, pp27-30, 2006
138. Daikuya S, Ono A, Yabe K. H-reflex from soleus muscle after ankle sprain of a college basketball player, *British journal of sports medicine*, 48(7), pp583, 2014
139. 柳澤健, 谷浩明, 福井勉, 沼田憲治, 齊藤宏, 遠藤敏裕, 藤原孝之. 片麻痺患者の上肢位が下肢運動ニューロンに及ぼす影響. *理学療法学*, pp163, 1989
140. 藤澤宏幸 (著), 星文彦, 新小田幸一, 臼田滋 (編). 病態運動学-筋緊張・反射・反応-, *医学書院*, pp127, 2014
141. Kohan AH, Abootalebi S, Khoshnevisan A, Rahgozar M. Comparison of modified Ashworth scale and Hoffmann reflex in study of spasticity. *Acta Med Iran*, 48(3), pp154-157, 2010
142. Penzer F, Duchateau J, Baudry S. Effects of short-term training combining strength and balance exercises on maximal strength and upright standing steadiness in elderly adults. *Exp Gerontol*, 61, pp38-46, 2015
143. Tazoe T, Perez MA. Effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on recovery of function after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 96, pp145-155, 2015
144. Grozinger B, Kornhuber HH, Kriebel J. Methodological problems in the investigation of cerebral potentials preceding speech: determining the onset and suppressing artefacts caused by speech. *vol13*, pp263-270, 1975
145. Ertl, J, Schafer EW. Cortical activity preceding speech. *Life*

- sciences, vol6, pp473-479, 1967
146. 奈良雅之, 田辺英夫, 松下三郎. 空手道における「突き」と「気合」の動作分析的研究. 武道学研究, 19, pp189-190, 1986
  147. 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩. 基礎運動学. 医歯薬出版, 第6版補訂, pp149, 2014
  148. 本間三郎, 井上正士. 人体神経電気刺激閾値の研究. 千葉医学会, 28(3), pp97-101, 1952
  149. 吉田正樹, 市橋則明, 篠原英記, 本間康浩. 表面筋電図の振幅に対する皮膚インピーダンスによる影響の検討. 神大医短紀要, 第7巻, pp41-44, 1991
  150. 本間三郎, 三浦光彦, 近藤正治. 人体運動ネウロンプールの閾下縁に関する研究. 千葉医会誌, 40(3), pp259-265, 1964
  151. 大地陸男. 生理学テキスト. 文光堂, 第7版, pp23, 2013
  152. 牧田光代, 金谷さとみ(編), 奥野英子(著), 地域理学療法学 第2章 地域理学療法を支えるシステム, 医学書院, pp31-34, 2000
  153. 川床靖子. 「要介護認定」: その可視, 不可視の構図. 大東文化大学紀要, 社会科学 42, pp19-31, 2004
  154. 村永信吾. 立ち上がり動作を用いた下肢筋力評価とその臨床応用. 昭和医会誌, 61(3), pp362-367, 2001
  155. 仲島佑紀, 上倉將太, 脇元幸一: 立ち上がりテストと体重支持指数(WBI)の関係, 専門リハビリテーション, 2, pp34-37, 2003
  156. 黄川昭雄. 下肢慢性運動器疾患に対する筋力訓練による治療 私のすすめる運動器疾患保存療法実践マニュアル. 全日本病院出版会, pp159-166, 2007
  157. 黄川昭雄, 山本利春. 体重支持力と下肢のスポーツ障害. Jpn. J. SpoltSSci, 5, pp837-841, 1986
  158. 黄川昭雄. 臨スポオピニオン 高齢者への運動のすすめ?--高齢者・体力弱者への筋力トレーニングのすすめ! その問題点と指導の実際について. 20(5), pp598-602, 2003
  159. 半田健壽. 工学的手法を用いた臨床歩行機能評価法の信頼性. 妥当性



- に関する研究． 2007
160. 厚生労働省高齢者介護研究会． 2015 年の高齢者介護， 高齢者の尊厳を支えるケアの確立に向けて． 2003
161. 諸橋勇， 半田健壽． 臨床評価指標入門—適用と解釈のポイント． 1st ed. 内山靖， 小林武， 潮見泰藏， editors. 協同医書出版社， 2003
162. 市橋則明． 筋力トレーニングの基礎知識-筋力に影響する要因と筋力増強のメカニズム-． 京都大学医療技術短期大学部紀要， 9， pp33-39， 1997
163. 木村貞治． 筋力と筋電図． 運動生理， 7， 3， pp175-187， 1992
164. 櫻井佳宏， 鈴木裕子， 関場大樹， 廣瀬悠基， 南澤忠儀， 神先秀人． かけ声が立ち上がり動作に及ぼす影響． 第 47 回日本理学療法学会大会， 2012.
165. 横井和美， 伊丹君和， 藤田きみゑ， 寄本明， 前川直美， 竹村節子， 下野俊哉， 古川公宣． 安全なベッドからの立ち上がりに関する研究(その 2)， 人間看護学研究， 3， pp29-37， 2004
166. 藤井克仁， 仲沢仁， 内昌之， 坂本美喜， 水野久絵， 原田孝， 阿部裕， 阿部信行， 高橋功， 鶴岡広． 椅子からの立ち上がり動作の観察-筋収縮の周波数解析と測定圧中心位置-． 理学療法進歩と展望， 9， pp11-14， 1994
167. 染矢富士子， 三秋， 泰一． 椅子の高さの違いが立ち上がり動作の下肢・体幹筋の筋活動に与える影響． 金沢大学つるま保健学会誌， 29(2)， pp101-104， 2006
168. 武政政一， 嶋田智明， 武部恭一， 宮本真美， 千石孝姫， 平山敦子， 小野武也． 大腿四頭筋活動量から見た椅子からの起立および着席動作の分析． 神戸医療技術短期大学部紀要， 5， pp57-62， 1989
169. 黒川伊保子． 怪獣の名はなぜガギグゴなのか． 新潮新書， 2004
170. 竹島伸生． 歩行と加齢． 理学療法， 18(4)， pp377-381， 2001
171. 植松光俊， 塩中雅博， 江西一成． 高齢者の歩行特性， 理学療法， 18(4)， pp382-392， 2001
172. 木村貞治， 田中尚喜， 金景美， 櫻井達子， 上内哲男， 藤原孝之． Self command を用いたパーキンソン病患者の歩行特性について． 臨床脳波， 35(5)， pp356-360， 1993
173. 対馬栄輝， 石田水里． 医療系データのとり方・まとめ方． 東京図書，

- pp98-102, 2013
174. 内山靖, 小林武, 潮見泰藏 (編). 臨床評価指標入門: 適応と解釈のポイント. 協同医書出版, pp75-80, 2008
  175. 島村宗夫, 柴崎浩 (編), 十字忠秀 (著). 臨床神経生理学. 真興交易医書出版部, pp306-315, 1991
  176. 石川友衛. 神経生理学, 医歯薬出版, 第3版, pp77, 1998
  177. Jean Mary Zarate. Cortical mechanisms of integrating auditory feedback with vocal pitch. The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 19, 2013
  178. 岡崎俊太郎, 森浩一, 蔡暢. 聴覚フィードバックによる発声基本周波数制御に聴覚的注意が及ぼす効果. 電子情報通信学会, vol. 109, no. 451, pp75-80, 2010
  179. 服部浩. 聴力検査を行う人のための図解実用的マスキングの手引き第4版. 中山書店, pp6-17, 2009
  180. 社団法人日本騒音制御工学会編. 騒音用語事典. 技報出版, pp 88, 2010
  181. N・シンガー, 松田岩男 (監訳). 運動学習の心理学. 大修館書店, pp192-210, 1970
  182. 小宮山 伴与志, 笠井達哉. 筋収縮の違いが主動筋促通及び拮抗筋抑制に与える影響. 体育学研究, pp135-144, 1988
  183. 田中励作. H反射—ヒトにおける神経生理学研究の一技法. 日本生理誌, 48, pp713-734, 1986
  184. Fujiwara Takayuki, Yanagisawa Ken, Hanaoka Masaaki. Modification of Lower Extremity Motoneuron Activities by Volitional Contraction of Elbow Flexor Muscle in Man, New horizons of human movement. September, pp9-15, 1988, Dankook University Cheonan Campus.
  185. 石川友衛. 神経生理学. 医歯薬出版, 第3版, pp78, 1998
  186. M J Turlough FitzGerald, Gregory Gruener, Estomih Mtui. Clinical Neuroanatomy and Neuroscience. Elsevier, 6th Edition, pp304, 2012
  187. 大地陸男. 生理学テキスト. 文光堂, 第7版, pp119, 2013
  188. 中原凱文, 笠井達哉. 誘発筋電図に関する実験的研究(2)発声動作前後

- の H 波の変化について．体力科学，27(1)，pp19-24，1978
189. Joel Kahane. 発声メカニズムの解剖と生理．インテルナ出版，63，1998
190. 真島英信．生理学．文光堂，pp282-288，1990
191. 森田洋．脊髄抑制機能の評価と生理的意義．臨床脳波，45(3)，  
pp148-155，2003
192. 中村隆一．運動療法の技術と科学性．理学療法学，14(2)，  
pp139-149，1987
193. 大地陸男．生理学テキスト．文光堂，第6版，pp104-105，2012
194. 古林俊晃，小宮山伴与志．聴覚刺激がヒラメ筋 H 反射に与える影響．  
体力科学，44，pp163-172，1994
195. 小澤瀨司，福田康一郎．標準生理学．第7版，pp483，2011
196. 小澤瀨司，福田康一郎．標準生理学．第7版，pp287，2011
197. 石川友衛．神経生理学，医歯薬出版，第3版，pp102，1998
198. 奈良勲．理学療法概論．医歯薬出版，第6版，pp183-188，2013

## 発表論文

1. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 花岡正明, 阿部康次, 上條正義. 発声出力の変化が握力測定時の発声効果に与える影響. 東北理学療法学, 第 26 号, pp124-128, 2014.
2. 古川勉寛, 藤原孝之, 齊藤真太郎, 阿部康次, 上條正義. 聴覚マスキングが握力測定時の発声効果にあたえる影響. 生体応用計測, 第 4 号, pp61-66, 2013.
3. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 阿部康次, 上條正義. 持続的な聴覚刺激が下肢骨格筋支配の脊髓興奮準位に与える影響. 東北理学療法学, 第 26 号, pp129-133, 2014.
4. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 阿部康次, 上條正義. 音声トリガによる誘発筋電図を用いた脊髓興奮準位測定を試み. 日本生理人類学会誌, Vol.19, No.3, pp123-127, 2014
5. 古川勉寛, 藤原孝之, 阿部康次, 上條正義, 半田健壽. 聴覚マスキングが膝関節伸展筋力測定時の発声効果に与える影響. 日本生理人類学会誌, Vol.20, No.2, pp111-114, 2015.
6. 古川勉寛, 藤原孝之, 上條正義, 村上裕亮. 高齢者は、立ち上がり動作で発声するのか?. 日本感性工学会論文誌, 第 14 巻, 3 号, pp401-407, 2015.
7. 古川勉寛, 藤原孝之, 上條正義. 下腿三頭筋支配の脊髓興奮準位に対する最大発声の効果. 東北理学療法学, 第 27 号, pp5-9, 2015.

## 学会発表

1. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 齊藤真太郎, 阿部康次. 発声効果は発声の大きさに影響を受ける - 最大下発声と最大発声での比較. 第 31 回関東甲信越理学療法学会, 2012,09
2. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 阿部康次. 意図的に小さく発声することが下肢脊髄興奮準位に及ぼす影響～マスキング下での検討～. 第 7 回日本生体応用計測研究会, 2012,11
3. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 齊藤真太郎, 阿部康次. 腹臥位での発声運動が下肢脊髄興奮準位に及ぼす影響. 第 21 回埼玉県理学療法学会, 2012, 12
4. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 上條正義, 阿部康次, 齊藤真太郎. 持続的な聴覚刺激が下肢脊髄興奮準位に与える影響. 第 31 回東北理学療法学会, 2013, 11
5. 齊藤真太郎, 古川勉寛, 半田健壽, 藤原孝之, 上條正義. 最大発声が膝関節伸展筋力へ及ぼす影響. 第 32 回関東甲信越理学療法士学会, 2013, 11
6. 古川勉寛, 藤原孝之, 上條正義, 阿部康次. 発声出力の変化が下肢骨格筋支配の脊髄興奮準位に与える影響. 第 49 回日本理学療法学会, 2014, 5
7. 古川勉寛, 藤原孝之, 半田健壽, 安藤由香里, 佐々木和人, 阿部康次, 上條正義. 健康成人における下腿三頭筋支配の脊髄興奮準位に対する最大発声の効果. 第 32 回東北理学療法学会, 2014, 11
8. 泉葉子, 村上裕亮, 齊藤真太郎, 寺山浩平, 古川勉寛. 立ち上がり動作を用いた下肢筋力測定時に発声出現率は変化するのだろうか?. 23 回埼玉県理学療法学会, 2014, 12
9. Katsuhiko Furukawa, Takayuki Fujiwara, Koji Abe, Masayoshi Kamijyo, Katsuyuki Morishita, Yuka Yokoi, Effects of various conditional stimuli on the motor output in human subjects: vocalization, button push, and hand grasp. WCPT Congress, 2015, 05
10. 村上裕亮, 岩本睦美, 佐藤禅, 吉田裕亮, 泉葉子, 古川勉寛. 発声の有無が最大歩行速度と歩きやすさに与える影響: 第 34 回関東甲信越ブロック 理学療法学会, pp95,2015

## 謝 辞

本論文を纏めるにあたり，信州大学大学院総合工学系研究科 上條 正義教授，小駒 喜郎准教授，山本 巖特任教授，故 阿部 康次教授にひとかたならぬ御教示，御鞭撻を賜り深く感謝申し上げます。

私が研究に興味を持ち始めたのは，当時 藤リハビリテーション学院で教員をされていた両角昌実先生，小沼亮先生に連れられ運動機能研究セミナーに参加したこと，体重支持指数を用いた筋力評価・運動処方を実践する黄川昭雄先生の Dr.K クリニックでアルバイトをしたことが動機でした。黄川先生との出会いをコーディネートしてくださいました山岡 郁子先生に感謝いたします。

卒業後は，運良く 2 人の師に出会い，ご指導頂くことができました。我が師 故 半田 健壽先生と過ごした臨床・研究の時間は，私の財産です。私が研究を実践しようと決意したのも半田先生から「古川君は，臨床で治療成果を出せるようになるためには，研究を通じて思考回路のトレーニングをしなければならないよ」と言われたことがきっかけです。その当時，臨床で成果を出す半田先生に「負けたくない」の一点で決意したことを昨日のことのよう思い出します。我が師 藤原 孝之先生には，言葉では表現できないほど多種多様かつ重要なことをご指導頂きました。社会的常識に欠けた私を飽きもせず，熱心に指導頂きました。深く感謝いたします。

埼玉県立大学名誉教授 坂田 悍教先生には，老健開設からの 2 年間，怒涛の臨床活動を実践する先生の後ろ姿を見て「実践無くして成長なし」と言うことを教えて頂きました。深く感謝いたします。学校法人昌平齋 緑川 浩司理事長には，有料老人ホームにおける理学療法について実践する機会を頂きましたこと深く感謝致します。

本論文の骨子である研究を進めるにあたり多大なご支援とご指導を頂きました，諸角一記博士，吉崎邦夫博士，楊箸隆哉博士，花岡正明博士，泉葉子氏，村上裕亮氏，工藤和男氏，藤波良嗣氏，ロバート ホルト氏，岡田由紀人氏，郡山健康科学専門学校理学療法学科

の皆様にご心より御礼申し上げます。国際学会の発表では、郡山健康科学専門学校 荻原久佳先生，京都大学大学院 森下勝行博士，郡山健康科学専門学校 横井悠加博士に大変お世話になりました。シンガポールで水分補給しながら，先輩理学療法士の考え方に触れることができ、幸せでした。これまでの研究にてご協力を賜りました特定医療法人好文会の職員一同ならびに郡山健康科学専門学校学生一同に感謝申し上げます。最後に，研究活動を理解し，支えてくれた妻 郁恵，娘の桜來，家族・親戚一同にご心より感謝申し上げますとともに厚く御礼申し上げます。

2015年9月

古川 勉寛