

平成 16 年 3 月終了
博士（工学）学位論文

他動的揺動刺激技術の運動療法
機器への応用に関する研究

A study about the continuous passive motion technology
applying to the therapeutic exercise machine

高知工科大学大学院 工学研究科 基盤工学専攻

学籍番号 1056001

四宮葉一

Youichi Shinomiya

平成 16 年 3 月終了
博士（工学）学位論文

他動的揺動刺激技術の運動療法
機器への応用に関する研究

A study about the continuous passive motion technology
applying to the therapeutic exercise machine

平成 15 年 12 月 26 日

高知工科大学大学院 工学研究科 基盤工学専攻

学籍番号 1056001

四宮葉一

Youichi Shinomiya

目次

第1章 序論	11
第1節 研究の背景	11
第2節 本研究の目的	14
第3節 論文の構成	15
参考文献	17
第2章 他動的自動運動誘発技術の構築 - 乗馬療法の応用	19
第1節 はじめに	19
第2節 乗馬療法	20
第3節 VR 乗馬療法システムの開発	22
第1項 駆動部の開発 6軸パラレルメカニズムでの実現	23
第2項 VR 機能	31
第4節 効果検証	37
第1項 筋電計測	37
第2項 筋力計測 20歳前後の若年者の場合	42
第3項 筋力計測 60歳代の場合	44
第4項 結果と考察	46
第5節 機構部のコンパクト化	47
第1項 アプローチ方法	47
第2項 効果計測用システムの構築	48

第3項	主観評価計測 - 常歩を感じさせる動作方法の抽出 -	49
第4項	筋電図による動作方法の比較	54
第5項	振幅による筋電効果への影響	61
第6項	動作速度による筋電効果への影響	64
第6節	馬の動きの再現	78
第7節	効果検証	81
第1項	簡易型乗馬療法機器の急性的効果	81
第2項	簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果の検証	85
第8節	まとめ	94
第9節	今後の展開	96
	参考文献	98
第3章	加齢特性の導出	101
第1節	はじめに	101
第2節	映像提示による計測方法の調査	102
第3節	評価計測方法	103
第1項	計測項目	103
第2項	システム構成と提示コンテンツ	103
第4節	高齢者特性の取得	107
第1項	身体的特性の取得 - 情報提示による頭部位置の変位量計測 -	107
第2項	生理的特性の取得 - 情報提示による筋電特性の計測 -	123
第5節	まとめ	135

第6節 今後の展開・方向性.....	137
参考文献.....	139
第4章 他動的揺動刺激技術の糖尿病への展開.....	141
第1節 はじめに.....	141
第2節 糖尿病と運動療法.....	142
第3節 簡易型乗馬療法機器による効果検証.....	145
第1項 インスリン抵抗性の計測方法.....	145
第2項 急性効果の定量化.....	146
第3項 訓練効果の定量化.....	148
第4項 ぶどう糖取り込み部位の特定.....	150
第5項 簡易型乗馬療法機器使用時の酸素消費量.....	153
第4節 新たな機器設計への考え方.....	155
第1項 機器構築へのコンセプト.....	155
第2項 筋肉の代謝亢進の評価方法 - 筋代謝計測.....	157
第3項 簡易型乗馬療法機器の大腿部への筋代謝量.....	159
第4項 自重負荷による脚部への筋代謝亢進可能性の予備計測実験.....	162
第5節 糖代謝亢進を目的とした他動訓練機の開発.....	165
第1項 自重を利用した他動訓練機.....	165
第2項 近赤外線分光法による筋代謝評価 その1.....	169
第3項 膝関節痛を有する者への適用結果 その1.....	174
第4項 近赤外線分光法による筋代謝評価 - その2.....	177

第5項 膝関節痛を有する者への適用結果 その2	180
第6項 考察	181
第6節 まとめ	183
第7節 今後の展開に向けて.....	185
参考文献	187
第5章 結論	191
謝辞.....	195
著者発表文献リスト.....	197
付録.....	203

論文の要旨

他動的揺動刺激とは、乗馬やスキーなどに代表されるように、強制的にバランスを崩させ姿勢制御反射を誘発し、能動的な運動を得る刺激方法である。他動的揺動刺激を反復して与えると筋収縮が自然と誘発されるので、長期間続けることで訓練効果が期待できる。さらに、他動的な刺激は、自ら苦しい訓練をしなくても良いというメリットがあるため、運動意欲が高くない高齢者に対して良いソリューションを提供することが可能になる。

本研究は、他動的な揺動刺激で自発的な運動を誘発させ高齢者の健康増進を図る方法を確立することを目的としている。他動的な揺動刺激システムを構築するには、目指すべき健康増進とは何であるか、健康増進につながるための生理効果を導出する揺動刺激方法はいかなるものなのか、構築すべきシステムをより効率的・効果的なものとするにはどのようなフィードバックルールを構築すれば良いのか、といった基本的な命題をクリアしていく必要がある。従って、中長期的な訓練結果として得られる健康増進効果を如何に上手く引き出すようにシステムを最適化できるかというのが目的であり換えられる。

さて、本論文では、まず他動的揺動刺激によって自発的な運動を誘発する具体的な方法として乗馬療法に着目した。乗馬療法は、生きた馬を利用して身体障害者や障害児へ治療を行う方法であり、民間療法ながらここ 10 年来で日本でも広く利用されてきている。しかし、生きた馬では、刺激の程度・馬の種類・馬場の状態など条件を統一することができないため身体への効果を定量化することは実質不可能である。そこで、乗馬療法が持つ身体への効果とは何であるかという命題を考察することから開始した。即ち、乗馬療法によってもたらされる健康増進効果の定量化を試みた。

まず、身体への効果を定量化するためには刺激方法を一定に保たなければならない。そこで、バーチャルリアリティ技術を応用した乗馬療法システムを開発した。具体的には、モーションキャプチャにより馬の鞍の動きを 3 次元的に取得し、6 軸パラレルメカニズムを用いることで、馬の各歩様^{ほよう}を再生する機器を開発した。さらに、映像と音響システムを付加し、かつ、6 軸パラレルメカニズムをインタラクティブに制御できるようにシステムをブラッシュアップし乗馬療法システムへと発展させた。

次に、健康増進効果の定量化を行うため、開発した VR 乗馬療法システムを利用し、長期間のトレーニングを行なった。馬の歩様のうち、常歩^{なみあし}は乗馬療法に最も適した歩き方であるとの理由から、常歩動作を用いて健常な若者 8 名、健常高齢者 10 名に対して、若年者群には 4 ヶ月間、高齢者群には 3 ヶ月間訓練を行い、前後での体幹部の筋力を計測した。この結果、高齢者では計測した筋力が有意に増加し、若年者でも等尺性の背筋力が有意に増加することが判明した。

ここで、筋力効果を目的とするならば、筋放電を得やすい制御方法であるほど、より効果的な筋力増加効果が得られる方法であると考えられる。しかし、位相差を考慮した

場合、6軸の組み合わせ方により得られる揺動方法は無限に存在するため、全ての動作方法に対して筋電による評価を行うことが不可能である。そこで、動作方法を数種類に絞るためのスクリーニングを行なった。「常歩動作を感じる方法は如何なる方法であるか」という命題に対し、乗馬部7名、乗馬未経験者11名への主観的評価を行い、動作方法を“x-Pitch-Roll”、“Pitch-Roll”の2種類に限定するに至った。ここで、xは前後へのスライド動作、Pitchは左右軸を回転中心とした回転動作、Rollは前後軸を回転中心とした回転動作であり、“x-Pitch-Roll”はxとPitchとRollの組み合わせである。さらに、若年者6名に対して、揺動方法を変化させた時の筋電図解析を行ない、鞍型の座位姿勢においてx軸方向、または、y軸(左右)方向といった水平方向に対して強制的に重心を崩す方法によって効果的に筋電効果を得ることが可能であるという結果を導いた。この方法は、上下への運動を含まないため、モータパワーの制限が可能となり、効率的な方法である。さらに、常歩のx、pitch、rollの各波形を1次のフーリエ級数で近似したところ、「“x、Pitch、Rollの各揺動周波数を2:2:1”に、“x、Pitchは同相”で、“Rollはx、Pitchと45°の位相差”となるような各軸の単振動の組み合わせ方」は、常歩の感じを簡易に再生し、かつ、筋電量を上手く引き出す他動刺激方法であると結論した。この原理を適用し、1つのモータを用い、ウォームギアとクランク機構を採用することによって機械的に揺動させる簡易型乗馬療法機器の開発に至った。さらに、高齢者に対する長期間の訓練を行ない、筋力増強効果を確認した。

ここまでの方法は、機器そのものの最適化と捕らえることができるが、より効果的な効果を得るため、システム全体の最適化を試みた。「いかなる指標でフィードバックシステムを行なうことが、効果的な健康増進効果を生み出すか」という命題に対して、簡易型乗馬療法機器を使用し、高齢者群23名と若年者群17名を比較することで高齢者特有の反応の抽出を試みた。生体的な反応として頭部位置の揺動変化に着目し、生理的なデータとしては筋電図による解析を行なった。頭部位置の揺動変化はバランスを上手く取れるようになれば頭部が空間上に定位するという一連の研究で得られた経験的な知見に基づくものである。この結果、高齢者群では、腰部に与えられる揺動に対して、揺動刺激の周波数成分の揺動が頭部に反映していた。つまり、1.2Hzで揺動を与えた場合、若年者群は、上半身で吸収し頭部は空間上に定位するのに対して、高齢者群は、揺動を吸収しきれず1.2Hzの揺動が頭部に残ってしまう。また、筋電図による比較では、被験者の頭部の揺動をリアルタイムに提示した場合とそうでない場合により、筋肉の放電部位が変化した。提示をした場合、若年者群では体幹部の筋電が多くなり、提示をしない場合には、膝関節の伸展屈曲筋の筋電量が有意に増加していた。これに対して、高齢者群では、提示によって全体的に放電が多くなっていた。このことから、頭部揺動の、与えられる揺動周波数成分量を小さくすることによって、年齢層に応じた最適なフィードバックの仕方が存在する可能性が示唆された。

さらに、他動的揺動刺激によって得られる健康増進効果として糖代謝への改善効果に

ついて考察した。糖代謝に着目したのは、運動による筋収縮がインスリン作用を亢進させると言われており、筋放電を容易に誘発させ、かつ、高齢者でも利用可能な簡易型乗馬療法機器でインスリン抵抗性の改善が可能であると考えたためである。ここで、インスリン抵抗性の改善とは、糖尿病の治療目的であり、言い換えれば、インスリンが効く体になることである。

まず、糖代謝の急性的効果を把握するために、20代の若者1名に対してグルコースクランプ計測を行い、ぶどう糖の取り込み能力が安静時より安静時の1.8倍程度亢進することを確認した。また、糖尿病患者20名に対し、3ヶ月間、毎日30分以上使用した結果、採血によるインスリン抵抗性指標であるHOMA-Rが、3.7から3.1に有意に改善した。

次に、糖代謝効果を目的とした他動的揺動刺激方法への考察を行った。座位姿勢であるために体重が免荷されることで、膝関節痛者が使用できるという簡易型乗馬療法機器がもつ大きな特徴を残したまま糖代謝効果をより高める方法を考察した。簡易型乗馬療法機器を使用した時のぶどう糖取込部位を特定するため、健常者6名に対してPET計測を行った所、内転筋を中心とした大腿部に糖代謝が集中していた。座位姿勢での揺動であるため体幹部への負荷の最適化を行なったものと言えられるが、それでも大腿部に対してぶどう糖の集中を起こさせることができたということは、下肢に対してさらに負荷をかけることでより代謝を亢進させることが可能であるという余地が残っていると考えられる。また、生理学的には、人体で最も大きな赤筋が分布している大腿部を筋収縮させることが効率よく糖代謝亢進に有利である。さらに、整形外科的な観点から、膝関節痛に対しては、膝関節の等尺性筋収縮でなければ利用できない。これら3つの理由から、他動的に各脚に自重をかけさせる4自由度の他動的揺動刺激システムを構築し、「膝関節を動かさないで、大腿部を収縮させる方法」を考察した。大腿部への代謝が得やすい方法であるほど、全身の効果として得られる糖代謝効果がより容易に得られる揺動方法であると仮定した。

そこで、同システムを利用し、大腿部への代謝効果が簡易に得られる方法を導出するために近赤外線分光法による筋代謝効果計測を行った。若年者3名に対して、体重の自重率、膝関節角度、動作速度の組み合わせを制御パラメータとした計測の結果、「40%の自重をかける」ことで簡易型乗馬療法機器の約1.3倍の効果が得られることを確認した。さらに、膝関節痛を訴える者10名に対しては、体重が免荷された状態で脚部に体重をかけているという点、膝関節が屈曲しない点の2つの理由から、機器を使用したときの膝関節への痛みは歩行時よりも楽であることが判明した。これらの計測から、膝関節を屈曲させずに自重をかけていく他動的揺動刺激の考え方は、膝関節痛でも使用可能であり、かつ、糖代謝に対してより効果的な他動訓練法である。

以上、本研究を通して、他動的揺動刺激をトリガーとすることで、自発的な運動を誘発させ、健康増進を行う事が可能であるという知見を得ることができた。他動的揺動刺激は能動的な運動方法に比較すると心理的な負担が少なく継続しやすいものである。また、

身体への効果は本研究で得られた結果以外にも様々なものがあると予想している。今後の高齢者のための運動、あるいは、運動療法に対する極めて有効な概念の一部を構築できたものと考えている。

第1章

序論

第1節 研究の背景

加齢による体力変化の曲線を見ると、概ね20歳代をピークとして低下し始める[1、2]。しかし、訓練を継続することによって体力低下を緩慢にすることは可能である[3、4]。体力の低下年齢を60歳から70歳過ぎに押しやろうという考えであるが、年をとると物事を「億劫」と感じやすくなり、積極性が衰えてくる。放置しておけば、機能低下を見過ごしてしまい、体力の改善を期待することはできなくなる。従って、如何なる手段で体力訓練へのモチベーションを高めさせるか、如何なる手段で楽しみながら結果的に訓練の土俵に乗せるかが大きな課題となる。そこで、他動的訓練（運動を与えられる当事者にとっては受動的訓練）によって自発的運動（当事者にとっては能動的訓練）を誘発させる機器やシステムの開発が望まれることになる。

一方、1998年度の厚生労働省の調査によると、日本人の全人口のほぼ1割が腰痛であると考えられている[5]（図1）。一般的にそのうちの約半数が姿勢性腰痛であるといわれているが、姿勢性腰痛とは腰部に蓄積された疲労に起因する筋肉性の痛みである。加齢に伴い腹筋や背筋など（以下、体幹筋と呼ぶ）の筋力が衰え、立ち姿勢や歩行時の姿勢が悪くなり、腰への負担が高まることから発症すると考えられている。従って、姿勢性腰痛を未然に予防するには、腰痛体操に見られるように、腹筋・背筋を中心とした筋力アップを図るトレーニングや股関節や腰周りのストレッチ運動を行う必要がある。

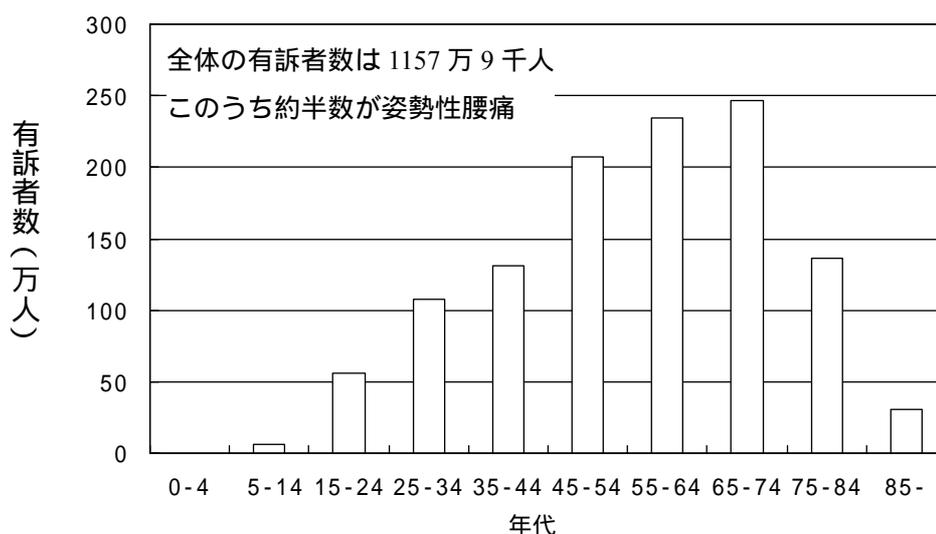
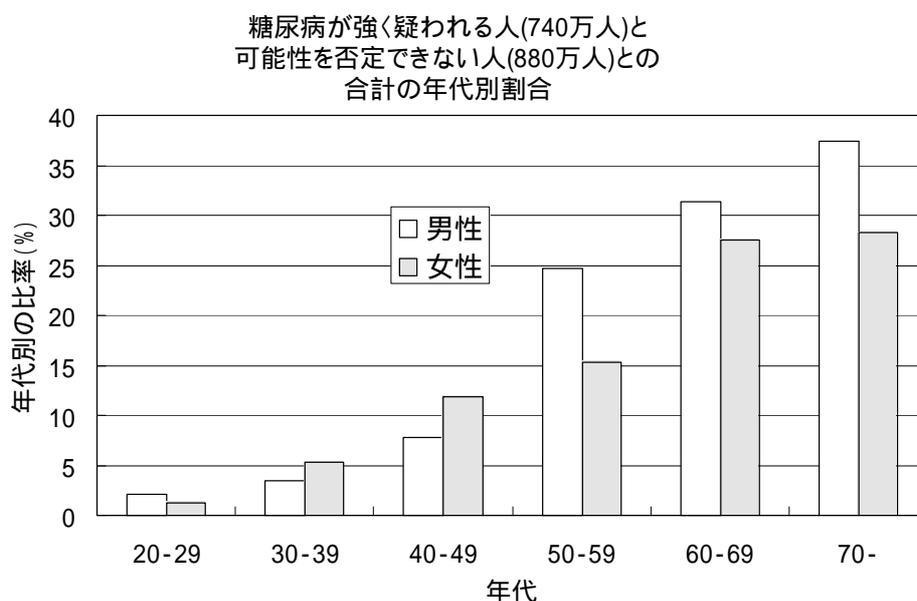


図1 腰痛を訴える人の年齢分布（平成10年国民生活基礎調査より）

また、1999年度の厚生省の調査によると、日本人の約212万人が糖尿病患者と考えられており、2003年度の厚生労働省の糖尿病実態調査によれば、糖尿病が強く疑われる人は全国で約740万人、糖尿病の可能性を否定できない人は約880万人である。つまり、合わせて、約1620万人が糖尿病予備軍であると考えられている[6]。5年前の1998年度に行なわれた同調査結果と比較すると、予備軍が250万人増加しており、糖尿病への対策を講じることは社会的なニーズを満たすと考えられる。図2から分かるように、男子の場合は50歳代を超えた年代から、女子の場合は60歳代を超えた年代から糖尿病予備軍の人数が増加している。



糖尿病患者数・・・ 212万人
 強く疑われる人・・・ 治療を受けている人、または、6.1% HbA1c
 可能性を否定できない人・・・治療を受けていない人、かつ、5.6% HbA1c<6.1%

図2 糖尿病患者の分布

さて、糖尿病の病態を運動によって改善するためには、大きな筋肉である大腿部を中心に筋収縮させることがより効果的な結果を得ると考えられている。しかし、60歳以上の約3割が、膝への整形外科的疾患を伴っているといわれており[7]、運動療法を行う必要があるにもかかわらず、実際には運動を手軽に行うことが不可能である。また、膝関節痛の約7割は変形性膝関節症であると言われており、大腿部の筋肉が弱くなり、膝関節に無理な負荷がかかるため痛みが発生すると考えられている。従って、痛みを伴わないようにして普段の生活ではあまり使用していない大腿部に適度な筋収縮をさせることは、より効果的な代謝効果が得られると考えられる。

以上から、糖尿病への対策としては、姿勢性腰痛の場合と同様、筋肉の自発的な収縮に着目するものである。腰痛の場合は、体幹部を中心とした刺激方法、糖尿病の場合は、

下肢への刺激方法であると整理できる。

他動的な揺動による刺激によって、自動的な運動を誘発させる過去の研究事例は、乗馬療法を応用する研究に見られ、[8、10]では、乗馬療法を基にした考えで、機器を再現する考えに言及している。[8]では、著者が不明ながら、1900年に乗馬の動きを模擬した器具を用いて治療を受けさせた例について紹介している。紹介されている著者は、身体的な努力をせずとも他動的な動作で能動的な運動を与えられると指摘している。

[9]では、加速度計を用いて前後、左右、上下方向への成分を計測し、馬の常歩^{なみあし}や速歩^{はやあし}による振動程度では、脊柱への影響は無視できるとしている。また、この論文の著者は、1735年に、ライプチヒのTheodor Quellmaltz教授が馬の脊の動きの特徴が3次元的な運動であることを指摘していると述べている。[10]では、さらに、前後・左右・上下方向への動作と、各軸への回転方向という6自由度の動作をシリアルメカニズムにより動作を再現しており、各軸の運動による筋電効果の計測と、このときの、頭位置の揺動をストロボ撮影により定性的に比較することで、急性的反応として筋への促通効果が得られることを指摘している。

これに対し、乗馬療法以外の刺激方法で、運動覚に対して刺激を行うという研究事例では、生体の関節を強制的に決められた速度で伸展・屈曲させることで、反射感受性の定量化を試みたもの[11]、PNF（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation、固有受容性神経筋促通法）の手法に関する解説[12]、徒手による脊髄反射と姿勢制御反射の理学療法への応用についての解説[13]、パルス磁気刺激装置と、従来の矩形波電気刺激との比較報告[14]、モータ軸に取り付けた偏心円盤の回転による振動刺激を筋紡錘に与え、重心動揺を観察したもの[15]、足関節・足部への電氣的な刺激による筋紡錘の反応を観察したもの[16]、咬筋神経の求心性および遠心性インパルスを記録し、下顎反射のメカニズムを調査したもの[17]、徒手によって下部腰椎の筋紡錘へ刺激を与え、人体への影響を調査したもの[18、19]などがある。

しかし、これらの研究報告は神経系の反応や反射作用の観察が主だったものであり、積極的に自動運動を誘発させることで健康増進や身体機能の向上を促進する機器やシステムの構築を目指したものは異なる。

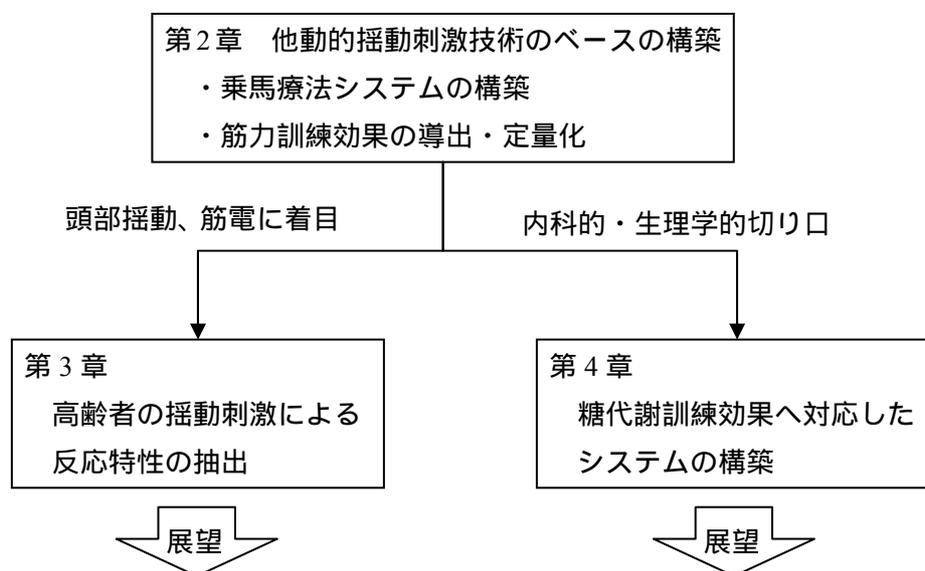
第2節 本研究の目的

本研究は、他動的な揺動刺激で自発的な運動を誘発させ高齢者の健康増進を図る方法を確立することを目的としている。この目的に向けた具体的なアプローチとして、上述の考察に基づき、狙うべき健康増進の対象として、筋力の増加と糖代謝の亢進を目指すものとした。それぞれの効果をより効率的・効果的に引き出すための制御因子として、体幹部の筋力増加効果に対しては筋電による筋活動の反応を、糖代謝効果に対しては下肢を中心とした筋活動により得られる代謝作用、即ち、筋代謝反応に着目することとした。健康増進効果を引き出すための、急性的な生体反応をコントロールする方法に関する検討を行うことになる。

また、他動的な揺動刺激によって得られる生体信号をフィードバックするシステムを構築することで、より効果的・効率的な方法を提供することが可能になると考えられる。システムを具体的に構築していくためには、筋力の向上や糖代謝の亢進など目的にあわせてフィードバックすべき生体信号は選択され、かつ、得られるデータから如何なる特徴をどういったレベルまで高めれば、無理のない範囲で中長期的に健康増進効果が得やすいのかを検討する必要がある。この考えに従い、システム構築に向けた高齢者特有の生体反応の抽出を試みたものである。

第3節 論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。アウトラインを図3に示す。



フィードバックシステムに展開へ ←---→ 生体効果原理を利用し、最適機器へ展開

図3 論文の構成

第2章では、まず、他動的な刺激により自動運動を誘発する訓練方法を確立するに当たり、乗馬療法に着目することからスタートした[10]。乗馬療法はヨーロッパを中心に広く世界的に行われている民間療法である[20]。システム化に際しては、まず、鞍の動きをモーションキャプチャし、3次元の時系列データとして定量化した。得られたデータを6軸パラレルメカニズム機構により動作を再現するとともに、VR(バーチャルリアリティ)効果による対話的な視聴覚刺激を加えることで乗馬療法を再現する乗馬療法機器を構築した。次に、長期の訓練結果として、体幹部の筋力向上効果の定量化を行った。筋力向上効果を導出するための制御因子を特定するため筋電計測を行った結果、重心を強制的にずらすことで自然と姿勢制御反射が誘発させられ筋放電が誘発されやすいことを導いた。つまり、前後または左右方向へスライドさせる動作が筋電効果を得られる動きであることを示す。さらに、この結果を応用し簡易型乗馬療法機器を開発し、同機器を用いた長期の筋力訓練効果を報告する。

第3章では、いかなる指標でフィードバックを行なうことが、効果的な健康増進効果を生み出すかという命題に対して、高齢者特有の反応の抽出を試みた。第2章で構築したVRシステムを用いてシステムを構築する前に、高齢者特有の反応を抽出するため、

簡易型乗馬療法機器を使用し、生体的・生理的なデータを高齢者群と若年者群を比較することによって解析を試みた。生体反応として頭部位置の揺動変化に着目し、生理的なデータとしては筋電図による解析を行なった。この結果、揺動刺激に対して自然な姿勢制御反射が起こされるが、高齢者群は、腰部に与えられる揺動に対して反応しきれず、揺動刺激の周波数成分の揺動が頭部に反映していたことが判明した。つまり、1.2Hzで揺動を与えた場合、若年者群は、体幹部分で揺動を吸収してしまい、頭部は空間上に定位するのに対して、高齢者群では、体幹部では揺動を吸収しきれず1.2Hzの揺動が頭部に作用してしまう。また、筋電図による比較では、被験者の頭部揺動量の計測結果をリアルタイムに提示した場合とそうでない場合により、筋肉の放電部位が変化することを報告する。

第4章では、簡易型乗馬療法機器を用いて糖尿病患者への適用を行い、まず、HOMA-R指標による評価でインスリン抵抗性が改善すること、グルコースクランプ法により、ぶどう糖の取り込み能力が急性的に向上することを示す。その後、他動的揺動刺激方法として乗馬療法から離れ、糖代謝をより効果的に誘発する他動方法の構築を試みる。同時に、概要で考察したように、膝関節痛であっても利用できるソリューションの構築を目指し、糖代謝効果と膝関節痛対策という内科的な考察と整形外科的な考察の両面からアプローチを行う。具体的には、座位姿勢で座部が膝方向に傾倒すると同時に、足置き台が上下に動作する機構を構築し、座部と足置き部の距離を変化させないように動作を制御することでソリューションの導出を試みた。これによって、膝関節の等尺性が保たれ、膝関節痛でも利用できるようになる。また、片脚毎に自重をかけることになるので、大腿部を中心に筋収縮が誘発される。この機器を用いることで、筋代謝が簡易型乗馬療法機器よりも亢進し、膝関節痛を伴う人が利用できるという検証結果について報告する。

以上、他動的揺動機器やシステムを構築し、他動的揺動刺激を運動のきっかけとすることで、身体の自発的な運動を誘発させ、健康増進を行う事が可能であるという知見を導くこと、あるいは、発見することが本研究の出発点である。乗馬療法システムの構築に端を発し、糖代謝に特化した新たな他動的揺動刺激方法を構築することによって、他動的揺動刺激技術の利点を生かす具体的な方法を提供することが可能であるという基本的な研究の枠組みの構築を行ったものである。

参考文献

1. 日丸哲也, 青山英康, 永田晟 編: 健康体力 評価・基準値事典, ぎょうせい, 1991
2. 琉子友男: 若年者と高齢者の体力の違い, Journal of Clinical Rehabilitation, Vol. 9, No. 4, pp. 323-328, 2000
3. 石田浩之: 健常な高齢者に適した運動・スポーツ, Journal of Clinical Rehabilitation, Vol. 9, No. 4, pp. 329-335, 2000
4. 藤原勝夫, 碓井外幸, 立野勝彦 編: 身体機能の老化と運動訓練 日本出版サービス, 1996
5. 平成十年 国民生活基礎調査 第2巻全国編 厚生省大臣官房統計情報部編
6. 平成14年 糖尿病実態調査(速報), 厚生労働省
7. 森下嗣威: 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, Vol. 40, No. 1, pp. 11-19, 1997
8. Adrian M. Bain, D.: Pony Riding for the Disabled, Physiotherapy, Vol. 51, pp. 263-265, 1965
9. D. Riede: Beschleunigungs- und Schwingungsmessungen auf dem Pferderücken und am Reiter (英訳タイトル: Measuring acceleration and vibration on the horse's back and on the rider), Z. Krankengymnastik (KG), Vol. 35, No. 1, pp. 10-13, 1983
10. 木村哲彦: 生馬シミュレータの開発, 医療, Vol. 40, No.8, pp. 749-755, 1986
11. 山本紳一郎: 伸張反射を生じさせる外力の強さ, 体育の科学, Vol.50, 6月号, 2000
12. 乾 公美: 固有感覚受容器刺激と運動療法 運動療法と物理療法, Vol.10, No.4, pp.364-367, 1999
13. 柳澤 健: 反射運動と理学療法, バイオメカニズム学会誌, Vol.23, No.3, pp.172-175, 1999
14. 中角祐治, 毛利光宏, 小野武也, 大島義彦: パルス磁気刺激による末梢神経興奮発生様式の特徴; 矩形波電気刺激との比較, 運動・物理療法, Vol.10, No.1, pp.60-63, 1999
15. 佐久間文子, 相原康孝: 体幹筋および下肢筋の振動刺激による重心動揺の変化; 頸部振動刺激との比較, 日本耳鼻咽喉科学会会報, Vol.102, pp.643-649, 1999
16. 宮崎誠司, 岩瀬 敏, 杉山由樹, 北澤大樹, 間野忠明: 下腿筋紡錘の反応; 単関節筋と多関節筋での相違, 環境医学研究所年報, Vol.48, pp.176-178, 1997
17. 塩沢光一, 三枝木泰丈, 柳沢慧二: カエル咬筋伸張で誘発される咬筋神経のニューロン活動と伸張反射, 歯科基礎医学会雑誌, Vol.29, pp.397-407, 1987
18. 大野晃義, 大場弘, 鈴木明弘, 本田直人, 粕谷隆平, 松浦晃子, 紅林 格, 川上三郎, 野田直子, 黒田孝春, 金綱正司: 下部腰椎の筋紡錘への刺激による人体への影響, 木更津工業高等専門学校紀要, Vol.33, pp. 197-206, 2000

19. 大野晃義, 大場弘, 紅林 格, 野田直子, 黒田孝春, 山本 博, 金網正司: 腰椎伸展または屈曲制限被験者の筋紡錘刺激による人体への影響, 木更津工業高等専門学校紀要, Vol.34, pp.195-203, 2001
20. 太田恵美子, :乗馬療法: 畜産の研究, 第51巻, 第1号, pp. 148-154, 1997

第2章

他動的自動運動誘発技術の構築 - 乗馬療法の応用

第1節 はじめに

民間療法ながら身体障害者や障害児に対して広く行われている乗馬療法に着目し、機械で馬の動作を再現することから研究を着手した。騎乗者が落馬しないようにする自然な行動は、他動的な揺動刺激により自動運動を無意識のうちに誘発させられる方法である。

機械によって馬の動作を再現することにより、騎乗による身体効果を定量化することが可能になると考えられる。一般に、乗馬はスポーツとしても行われており、運動効果は充分期待できるものであるが、機械で再現した時に得られる運動効果が如何なるものであるかは未知のものである。考察すべき運動効果が明らかにされない限り、如何なる方法や評価指標を用いることもできず、より効果的な機器やシステムを構築していくことは不可能である。

本章では、乗馬療法システムの構築方法と、同システムを用いた訓練効果に着目し、動作方法を変化させることで、腰背部への筋電が効果的・効率的に得られる動作方法を決定する方法、即ち、本研究の狙いである「効果が得られる動作の抽出」の実現方法について報告する（他動的自動運動誘発技術）。

騎乗時に得られる筋活動に着目し、筋電図による急性的な反応の評価と長期的な訓練効果としての筋力増加の程度を計測することから開始し、その結果、被験者によってバランスをとるときに使用する筋肉部位が異なること、及び、筋力が訓練前後で増加することの報告を行う。さらに、この狙いに基づき構築したシステムの簡易化方法、簡易化した機器による筋電効果の計測結果と長期的な筋力増加効果の計測結果について報告する。

第2節 乗馬療法

第1章でも紹介したように、乗馬をすることが心理的・身体的効用をもたらすことは従来から指摘されている。障害者乗馬や乗馬療法と呼ばれ、欧州を中心に発展しており、身体や精神に障害をもつ患者に施されて効果をあげている[1-11]。日本でもここ10数年来注目されてきており、屋外で乗馬をする、視線が高くなる、といったことで得られる「解放感」や、馬の世話をすることによる「生き物との対話」といった心理的効用と共に、バランスの維持や回復・姿勢変換運動・抗重力運動といった要素によって身体的効果を与え得るといわれている[12、13]。図4に実際の乗馬療法の様子を示す。



図4 乗馬療法の様子

生きた馬に騎乗させ、数人のインストラクターが指導を行う

一方、腰痛や筋力低下などへの自覚症状がない健常老人への機能回復という視点から見たときも以下のような身体的・心理的効用・効果が期待されると考えられる[14]。

反射・反応能力の改善

姿勢反射能力や立ち直り反射能力の向上・活性化が期待できる。

筋力の強化

四肢及び体幹の筋に対して能動的な運動訓練が行われ、中枢神経機能の劣化の抑制や、体幹を支える腰背筋の強化につながり、不意の転倒などの防止や姿勢性腰痛の予防になることが期待される。

心理的苦痛の軽減

乗馬体験は、落馬しないように姿勢の保持を無意識のうちに行うので、他動的な運動を与えられることによる結果として自動訓練が誘発されることになる。運動意欲が高くない老人にとっては心理的苦痛や抵抗感が少なくすむというメリットになる。

このことは、前述の通り欧米を中心に盛んにされている乗馬療法による身体障害児・障害者の症例改善報告からも期待できるが、次の2つの報告からも期待できる。[15]では、乗馬療法の効果に着目して開発した新たな評価器具を用い、19人の障害児に対して乗馬療法を行った結果、バランス能力、協調性が改善し、腕・脚の筋力が増加したことを報告している。また、[16]では、大人の障害者15名に対して、8週間、週に2回乗

馬療法を行った前後を計測し、有意差をもって四肢の協調性の改善があり、腕・脚の筋力も有意ではないが増加するという報告を行っている。

しかし、乗馬療法がもたらす健常者への平衡保持機能・姿勢保持機能の改善、促通訓練の可能性といった身体的効用の定量化に関する報告は少ない[17]。

また、以下の理由からこの治療法を高齢者の機能賦活に直接利用することは不可能である。

- ・ 生きた馬を飼育することが、現在の日本の施設・医療機関では不可能
- ・ 馬の鞍の動きは高齢者には大きすぎる
- ・ 客観的な再現性に欠ける
- ・ 必ずしも危険が伴わないとは言い切れない

そこで、高齢者への機能回復を行うことを目的として、乗馬療法を再現するための乗馬療法システムの開発に着手した。

第3節 VR乗馬療法システムの開発

健常者への機能回復を行うことを目的として、乗馬療法を再現するためVR技術を用いた乗馬療法システムの開発を行った。

乗馬療法を機械で再現することで、

- ・ 再帰的に同じ負荷を与える
- ・ 訓練の効果に応じた最適な負荷を与える
- ・ 訓練の効果を定量的に評価する
- ・ 生育・維持させる必要はなく手軽に訓練が行える

といったことが可能になる[18]。また、模擬された馬の鞍の動きにあわせてバランスをとることで得られる効果だけではなく、馬の動きと一体になって提示される周りの景色・音・馬との対話性といった周辺環境の体験を提供することも重要であると考えられる。視覚刺激・聴覚刺激・体性感覚刺激によって騎乗者の生理的・生体的な状態は変化するが、この状態に合わせて適切にフィードバックを行なう対話的システムに展開できれば、医学的・生理学的な方面から新たな知見を得ることが可能になると考えられ、高齢者の運動機能賦活や筋肉性腰痛患者の治療といった高齢社会への有益なソリューションを提供することが可能となる。

従来から乗馬のシミュレーションは数例報告されている。多足歩行によってシミュレータが歩行を行うもの[19、20]、定点において馬の鞍の動きを再現させるもの[21-23]、コンピュータグラフィックス上で馬の動きを再生させているもの[20]などがある。これらの開発目的は馬の動きを模擬することにある。また、馬の動作を解析することや、馬の身体能力を判断するため、馬の動作を計測し3次元化を試みた例[22]や、騎乗訓練のために、得られた結果を利用して鞍の動きを再現した例[23]がある。

しかしながら、他動的な揺動刺激によって誘発される身体的効果に着目し、他動的動作に含まれる原理原則を抽出することで更なる知見を得るといふ本研究の目的とは異なるものである。

さて、開発したシステムは大きく分けて2つの部分から構成されている。1つは馬の鞍の動きを再現する駆動部分(機械的な機構部と制御部から構成される)であり、もう一つは視聴覚的に臨場感や対話性を提供することができるVR部分である。

第1項 駆動部の開発 6軸パラレルメカニズムでの実現

i 鞍のデータの取得

乗馬療法システムの開発にあたっては、馬の鞍の運動を正確に解析する必要がある。そのために、まず馬の鞍の動きを採取した。データ採取には図5に示すように馬の鞍に取り付けたマーカを、6台の高速度カメラ(120フレーム/秒)により撮影し画像処理することで、それぞれのマーカの位置データを得た。図6に計測時のレイアウトを示す。

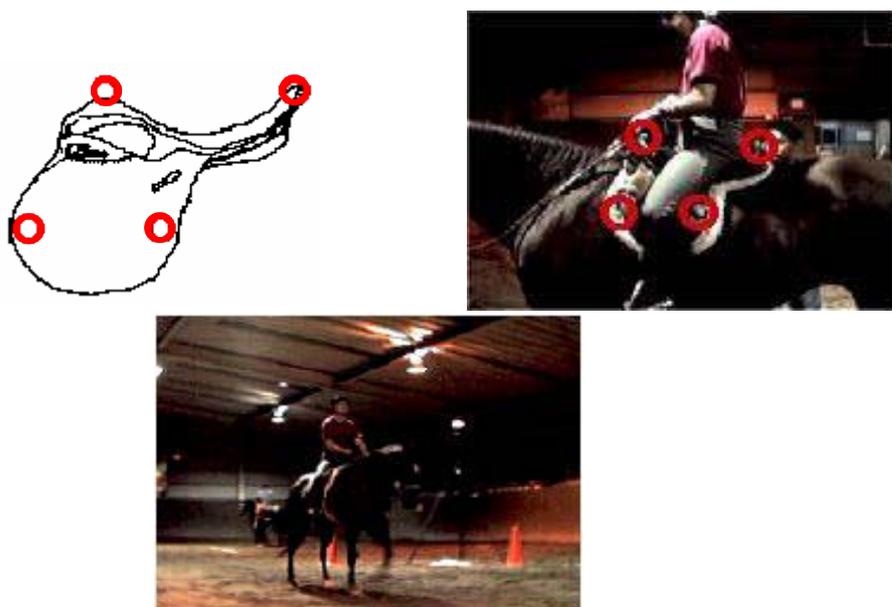


図5 馬の動きの計測

モーションキャプチャ技術により鞍の動きを三次元の時系列データとして取得。馬の鞍の丸印部分に取りつけた反射球を、ビデオカメラで撮影し3次元データ化する。

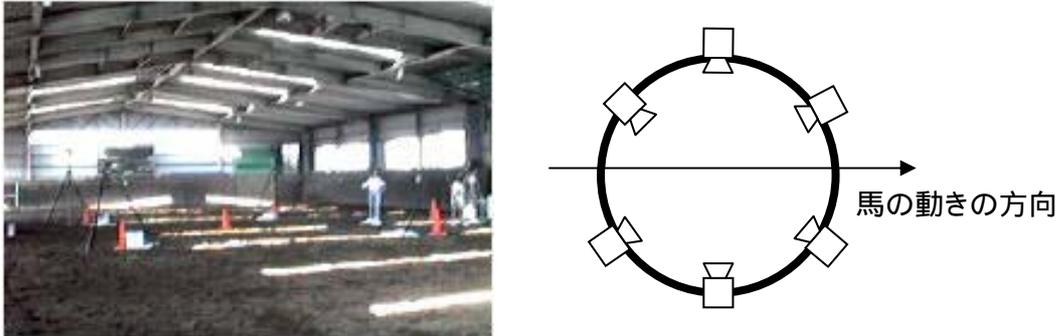


図 6 計測時のレイアウト

円周上に配置された6台のビデオカメラで撮影。
馬は写真の手前側から奥の方向に常歩、速歩、駆歩の歩様を数回繰り返す。

取得した鞍の動きは次の動作から構成される(図7)。

前後動(x軸)

左右動(y軸)

上下動(z軸)

前後への傾斜(ピッチング、以下 Pitch と記述)

左右への傾斜(ローリング、以下 Roll と記述)

左右への旋回(ツイスト、ヨー、以下 Yaw と記述)

Pitch、Roll、Yaw は、それぞれ左右方向軸周りの回転角、前後方向軸周りの回転角、上下方向軸周りの回転角のことである。

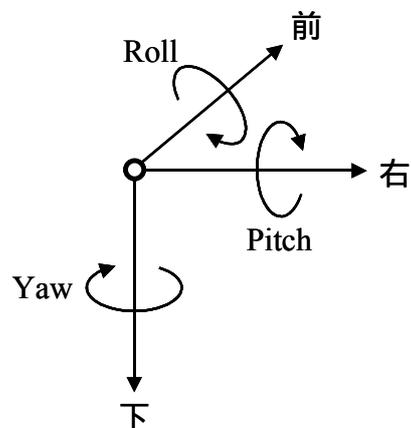


図 7 6自由度データの構成

それぞれのマーカ位置データから、鞍の動きを次のように計算する。

1. 鞍中央前のマーカを鞍の位置とする
2. 鞍中央前と後ろのマーカから鞍の姿勢 Yaw と Pitch を算出する
3. 鞍の左右膝前のマーカから鞍の姿勢 Roll を算出する

実際の位置データでは、前後方向に時間と共に移動しているが、定位置で動きを再現させるため、その等速移動分を引き算したデータを位置データとした。これらの馬の動

作解析結果として、常歩なみあしと駆歩かけあしのデータを解析した結果の1例を、表1と表2に示す。

表1 常歩データの解析結果

軸	振幅(mm)	速度(mm/s)	加速度(G)	姿勢	回転角(度)
X	35	250	0.4	Yaw	3.9
Y	30	250	0.8	Pitch	4.2
Z	30	150	0.3	Roll	3.2

表2 駆歩データの解析結果

軸	振幅(mm)	速度(mm/s)	加速度(G)	姿勢	回転角(度)
X	100	600	1.0	Yaw	4.5
Y	80	700	0.9	Pitch	5.0
Z	120	900	1.3	Roll	4.0

ii 機構部の開発

解析結果にもとづき、常歩なみあしの動きを再現することを目的として、機構部の設計を行った。常歩に着目したのは、本来の乗馬療法が常歩を中心に行なわれているからである。常歩を中心に乗馬療法が行われている理由は、常歩で騎乗した場合の騎乗者の腰の動きが歩行時の動きに酷似しているため歩行訓練の効果が得られるであろうという見解によるものである[24-26]。

機構部には、コンパクトでありながら可搬重量性に優れているという理由から、スチュワート・プラットホーム型の6軸平行メカニズム機構を採用した。6個のアクチュエータを独立に制御することで、3次元動作を実現させるものである。また平行

メカニズムのリンクの伸縮用アクチュエータとしては、位置決め精度、メンテナンス性、設置場所、制御機構のサイズから電動とし、ACサーボモータを採用した。モータの容量は、リンクの発生力、加速度、速度などの駆動機構の仕様と、減速比、リード部品の重量、負荷伝達機構などの設計値から決定し、伸縮はボールネジとナットを使用した。この機構部の仕様を表3に、また、外観を図8に示す。

表3 パラレルメカニズム機構の仕様

本体重量	100kg
寸法	900 × 1040 × 850mm
可搬重量	100kg
可動範囲	50 × 50 × 50mm
最大加速度	0.8G
位置決め精度	繰り返し精度 ± 0.01mm 水平方向の絶対位置決め精度 0.3mm
駆動音	52dB

取得した鞍の動きデータは歩様ごとの位置と回転角の時系列データである。このデータを逆キネマティクス計算により6軸パラレルメカニズムの6本の各リンク長に変換し、モータの制御を行うことで動作を再現した[27]。逆キネマティクスの計算式は、添付を参照(203ページ)。

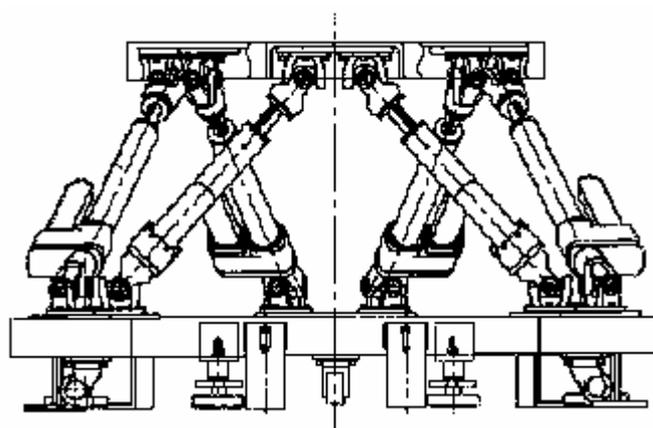


図8 パラレルメカニズム機構の外観

6本のシリンダーそれぞれにACサーボモータが取り付けられている。
 サーボモータの回転数を個別に制御することで任意の動きを得ることができる

iii 制御部の開発

採取した常歩の3次元データは、平行移動位置と回転角で構成される6自由度の時系列データである。しかし、単純に時系列データをトレースするだけの制御方法では、常歩の動作を再現することは可能であるが、次の問題点を含んでいる。

1. データサイズが極めて増大になる
2. VR機能では、臨場感を増すため動作スピードの変化や動作データの変化をリアルタイムで対話的に変更することが必要である
3. 新しい動作データを対話的に作成することが可能でなければ、身体への効果検証を行うことが不可能である
4. 生体データに合わせて駆動のフィードバックを行なうことが不可能である

そこで、鞍の動きの3次元空間内での6自由度のデータを周期化し、下式のように、5次までのフーリエ級数で近似を行なった。式内の各項の振幅(a_n)と位相(ϕ_n)を動作データのパラメータとして採用することでデータサイズは極めてコンパクトになる。周期化した常歩の時系列動作データを図9に示す。

$$f(x) = \sum_{n=1}^5 a_n \sin\left(\frac{2\pi nx}{T} + \phi_n\right) \quad , (T \text{ は周期})$$

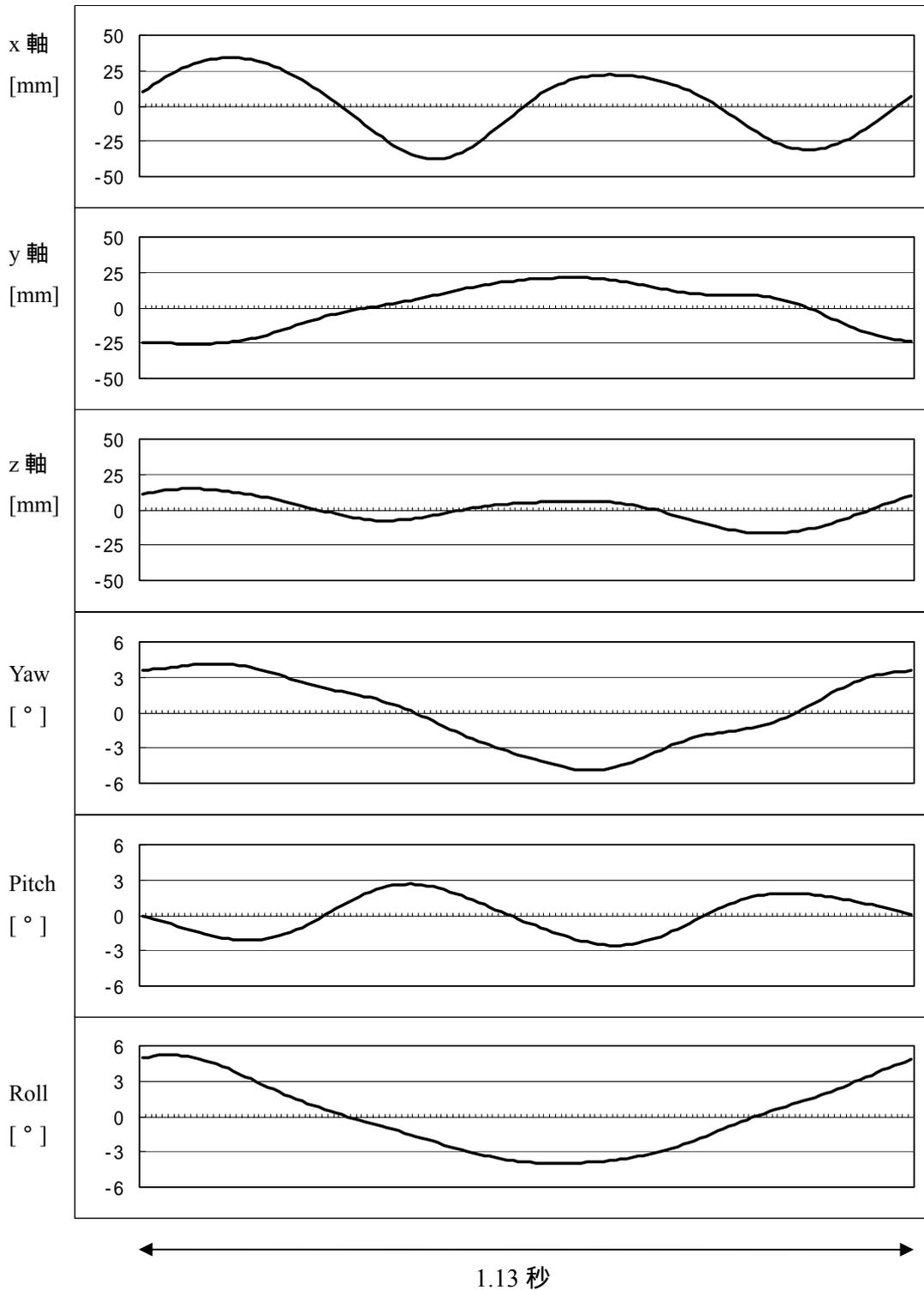


図 9 周期化した常歩のデータ

動作スピードの変化や、動作パターン（データ）の変化は以下のように行なう。

・動作スピードの変化： 振幅と位相で表現されるデータを用いて駆動するには、関数で表現される動作波形（目標軌道）をサンプリングし、逆キネマティクス計算により変換された6軸パラレルメカニズムの6本の各リンク長を制御目標値として、モータの制御を行うことになる。動作パターンは振幅（ a_n ）と位相（ ϕ_n ）の関数で表現されているので、サンプリング間隔を変化させることで、6軸パラレルメカニズムにより再現される歩様の動作スピードを変更することが簡単に行なえる（図10に概念図）。

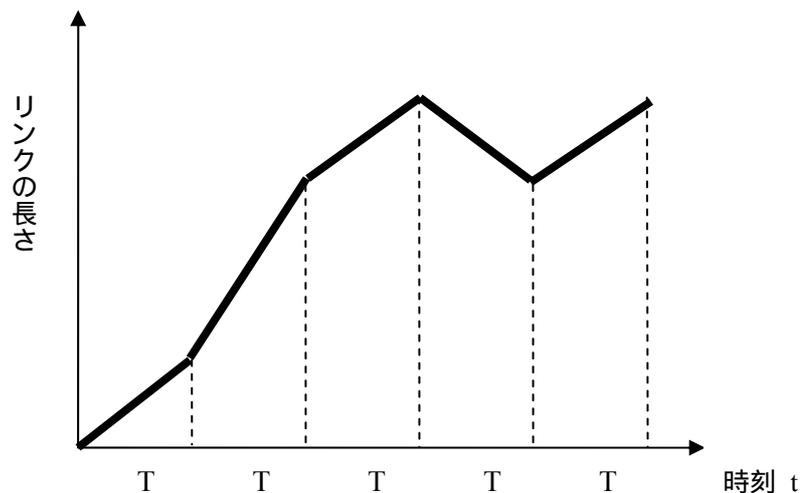


図10 動作スピードの変更の考え方

所望のリンク長が時刻 t の関数で与えられた時、
サンプリング時間 T を変化させることでリンクの伸縮スピードを変化させる

・動作パターンの変化： 図11に示すような関数を使うことで、新しい動作データを対話的に作成し簡単に動作データ（歩様）を切り替えることが可能になる。つまり、駆動中の動作パターン（データ）に、徐々に振幅が小さくなるように重み付けしながら、別のデータには、徐々に振幅が大きくなるように重み付けを行い、それらを加えることで二つのパターンを連続的に切り換える。この切り換えは任意の時点で行うことができるので対話性を構築すること、取得される生体データに合わせて駆動のフィードバックを行なうことが可能になる。

この機能によって、様々な動作の提示に時間をかけることがなくなった。即ち、新しい動作データを対話的に作成し、リアルタイムに動作を切り替えられるので、被験者が動作の感じを記憶したまま次の動作に移すことが可能になった。つまり、第5節第3項で示すように、いかなる動作方法が常歩動作に酷似しているかを主観的に評価することが可能になった。また、例えば、前後方向の勾配の波形（pitch データ）に一定値を加算、減算（オフセット）しておけば、坂道の上り下りを表現することができるので、1つのデータに変化を与えることが可能になった。

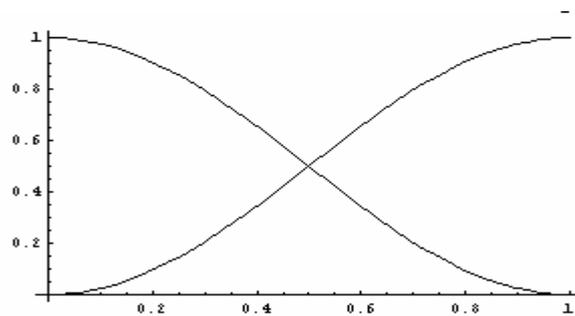


図 11 2つの動作を補間する重み付け関数

動作中のデータには振幅が単調減少する関数を乗じ、変化後のデータには単調増加する関数を乗じる。2つの関数間の和が常に1になるようにしておき、速度と加速度が機構のスペック以内に収まるように充分滑らかな関数を選択しておけば、機器の操作を制御する事ができる。

第2項 VR機能

開発したVR乗馬療法システムは、6軸平行メカニズムをその駆動部としており、馬体に乗った騎乗者が手綱やスイッチで、動作スピードや映像の再生速度を変えられる対話性を有している。図12にシステム構成を、図13に外観を示す。図12に示すように、本システムにおいては、まず、操作部における騎乗者の操作データがVR用パソコンに送られ、次に、あらかじめ作成された映像データの再生速度が指定され、再生が始まる。同時に、効果音等のデータがMIDI制御によりサンブラに送られ、映像と音声同期をとって出力される。さらに、VR用パソコンは駆動用パソコンにスピードや動作パターンの変更などの指令を送り、駆動用パソコンは馬の動きデータにもとづいて駆動部へ制御信号を送ることにより駆動部が実際に動作する。すなわち、本システムにおいては映像、音響、駆動が連動して再現される[28、29]。

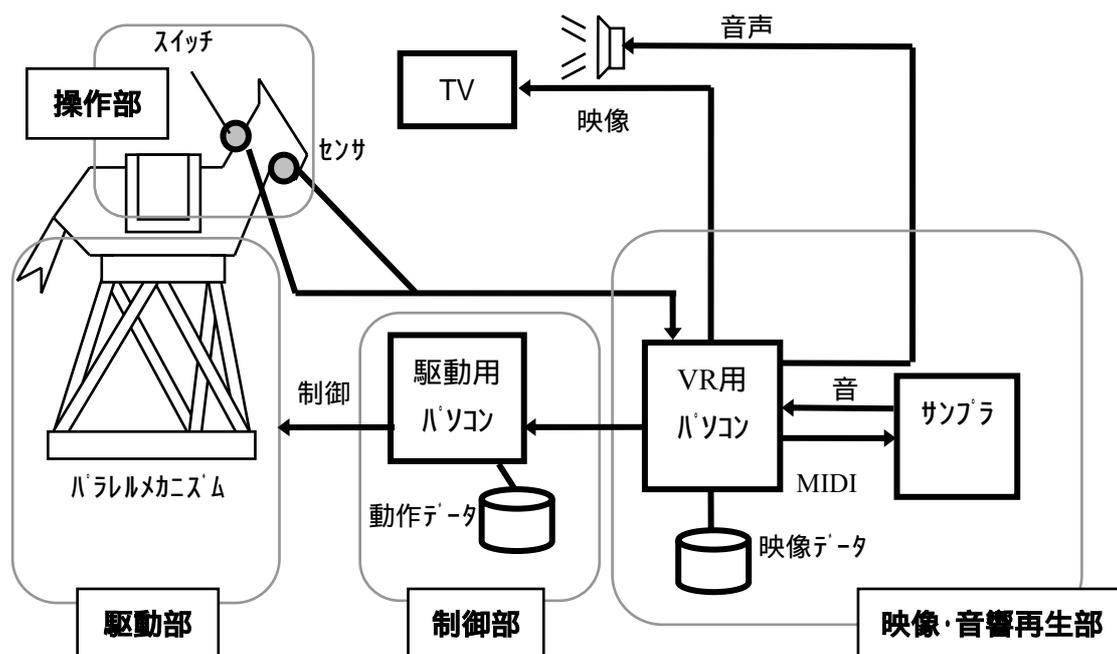


図12 VR乗馬療法システムのシステム構成図

駆動用とVR用でパソコンを2台使用。

2台のパソコンはRS232Cで接続され騎乗者からの指示を通信する。



図 13 VR乗馬療法システムの外観

実際の乗馬では、手綱操作やあぶみでの足さばき、腰の移動等によって、発進、加減速、旋回、停止、及び歩様の変更を行い馬を制御していく。これは馬術では扶助行為といわれるもので騎乗者の到達感や達成感が得られるものである[30-32]。当システムでは初心者や高齢者でも簡単に操作できるように、“スタート”、“中止”、“はやく”、“おそく”、“ひだり”、“みぎ”などのスイッチを有する手元操作パネルと、手綱に組み込まれたスイッチで操作を行うものとした(図14)。

操作の概要は次の通りである。

- (1) “選択”スイッチで映像の選択を行い、“スタート”、“中止”のスイッチで、それぞれ発進・停止(中止)の操作を行う
- (2) “はやい”、“おそい”のスイッチで、それぞれ加速・減速する
- (3) “左”、“右”のスイッチで、左右の旋回を行う

なお、手綱スイッチでの操作は手元操作パネルの“左”、“右”のスイッチと同等の機能を有するようにした。

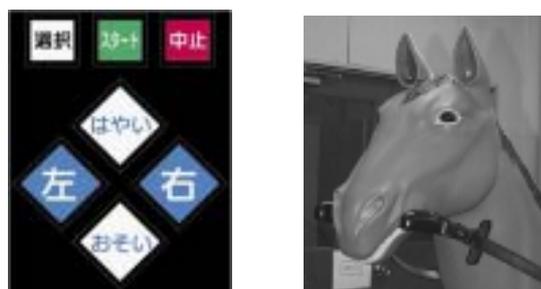


図14 VR乗馬療法システムのスイッチ部分

**誰でも操作が簡単にできるように馬体の首部分にスイッチを組み込んだ。
手綱にもスイッチを組み込んでいる。騎乗者が手綱を引くと変化する。**

スイッチ操作による馬の動きの対話的制御とそれに同期した映像の再生速度の制御方法について説明する。まず、映像は、主観移動によりあらかじめ撮影した実写映像をVRパソコンのハードディスク上にキャプチャしておき、体験時に再生する。次に、上り坂などの映像シーンに合わせて馬の傾きを変化させ、かつ、効果音を再生する。これには、坂道やカーブの映像が現れる映像のフレーム番号をオフライン処理でテーブル化しておくことで実現する。映像ごとに定義されているテーブルには、フレーム番号と効果音の on-off トリガー、効果音の数、種類、駆動部の傾け角度、再生する歩様の種類、左右スイッチに対応した映像番号(即ち、左右それぞれに分岐した場合の実写映像)の対応を定義しておく。

再生中のフレームがテーブルで定義されているフレーム番号を超えた時、テーブルで定義されている動作(指定動作)が行われる。特に、坂道・カーブ・分かれ道に差し掛かった時は、図15に示すように画面に手綱操作を促すシンボルを表示させる。このとき、騎乗者が手綱操作を行えば、歩様が変化する・適度に傾けるなどの制御を行う。シ

ンボルを提示させることは、飽きさせない工夫にもなっている。



図 15 手綱操作指示の画面例

画面中央部には左右どちらかに手綱を引くように指示する CG 画面例を示す。手綱指示の映像が出ている時間内に、手綱操作が完了すると歩様が変化する。例えば、手綱操作前が常歩であった場合は、速歩か駆歩に変化する。時間内で完了しない場合や、異なる方向の手綱を引いた場合は、そのままの歩様になる。

個々の実現方法は以下の通りである。

(1) 馬の動きの対話的制御

A) 動きのスピード制御

指定動作が動作速度を制御するものであった場合や、任意の時点で騎乗者が“はい”、“おそい”のスイッチを押した場合、RS232C を通し VR 用パソコンから駆動用パソコンに対してコマンドを発行する。コマンドを受けた駆動用パソコンでは、駆動データを読み出す時のサンプリング間隔を変えることにより各軸の移動量を計算し、その結果をモータドライバに送信することで実現した。駆動用パソコン上で、前項で述べたプロセスに基づき周期化された馬の動作データを関数として保持しているのでリアルタイムに計算が可能となる。

B) 騎乗者による歩様パターンの制御

指定動作が歩様を変化させるものであった場合や、あるいは、シンボルが表示されている間に騎乗者が手綱操作を行った場合、同様に、RS232C を通し VR 用パソコンから駆動用パソコンに対してコマンドを発行する。動作パターンを切替える時は、急激な加

速度変化を避けるため、前項で述べた方法による重み付けを行いデータを補間する。

C) 映像シーンに合わせた馬の傾きの制御

指定動作が、例えば、坂道を上る映像であった場合、あるいは、シンボルが表示されている間に騎乗者が手綱操作を行った場合、同様に、RS232C を通し VR 用パソコンから駆動用パソコンに対して、変化させる軸（この場合は pitch）とオフセット角度を送信する。前項で述べた方法により、駆動部の勾配成分に、一定のバイアスを加えることで、一定角度で駆動部を傾けながら歩様データを重畳させる。

(2) 映像再生速度の対話的制御

指定動作が動作速度を上昇させるものであった場合や、任意の時点で騎乗者が速度アップを指示した場合は、映像の再生フレームを一定間隔で読み飛ばして映像を再生し、逆に速度減少を指示した場合には、同じフレームを繰り返すことにより遅く再生する。これにより、動きに応じた速度の映像を再生する。図 16 に画面例を示す。

(3) 効果音の生成

指定動作が効果音を再生するものであった場合、VR 用パソコンからサンブラに対して MIDI 制御を行なう。サンブラには、ひづめの音や環境音（波の音、虫の声など）をあらかじめサンプリングしておく。例えば、定義テーブルが、動作速度を上昇させるものであった場合、対応する足音と効果音の再生速度をサンブラに送信する。



砂浜コース



牧場コース



密林コース



農道コース

図 16 VR乗馬療法システムの画面図

あらかじめパソコンに取り込んでおいた実写映像を再生する。コースは砂浜、牧場、農道、山道など多数用意している。左上の画面では、情報提供を行っている。

第4節 効果検証

前節では、馬の動きを再生する事が可能な VR 乗馬療法システムの開発を行った。これにより、再現性があり、かつ、リアルタイムにパターン変化する揺動刺激を身体に与えることが可能になった。ここでは、与えられる揺動による効果を検証するために、急性的な効果としての筋電効果の計測と長期間使用することによる訓練効果の計測を行った[33]。

第1項 筋電計測

騎乗した被験者に常歩動作なみあしを与えた時の筋電効果の計測を行った。

【アプローチ】

常歩動作を開始して1分後と14分後のそれぞれから30秒間筋電計測と、各部位の最大筋収縮時の筋電計測を行い、単位時間当たりの積分筋電値の比率で比較を行なった (the ratio of maximum voluntary contraction : 以下%MVC)。筋電計測は、サンプリング周波数を500HzとしてNEC製多他用途テレメータ：サイナアクトMT11を用い、共和電業製メモリレコーダ：EDX-1500Aで記録した。

【対象】

年齢：18歳から21歳まで。平均年齢20.4歳±1.1。

人数：健常者男子8名

【方法】

計測方法：両極表面筋電計測によった。電極間距離を3cmとし、対となる電極の電気抵抗が50k以下になるよう角質除去を行なった。角質除去は、出血しないように注意した。

運動時間：15分間

計測時間：乗馬開始1分後から30秒間と14分後から30秒間の2回計測。計測を行っている時間は被験者に知らせずに筋電図を記録した。

目線：自然と姿勢が伸びるように着座した状態で、目線が水平になるように約2.5m先の壁の部位を各人が決定し、それを目印とした。動作中はこの目印を凝視するよう指示をした。

【計測部位】

傍脊柱筋群（第7胸椎の高さで背骨から左右各横方向に3cm離れた位置に電極を配置）腰部筋群（第1腰椎、第4腰椎の高さで同様に左右に電極を配置）大腿直筋（左右各脚）内転筋（左右各脚）腹直筋（へそ高さで左右各横方向に3cm離れた位置に電極を配置）の合計12チャンネル（図17）。

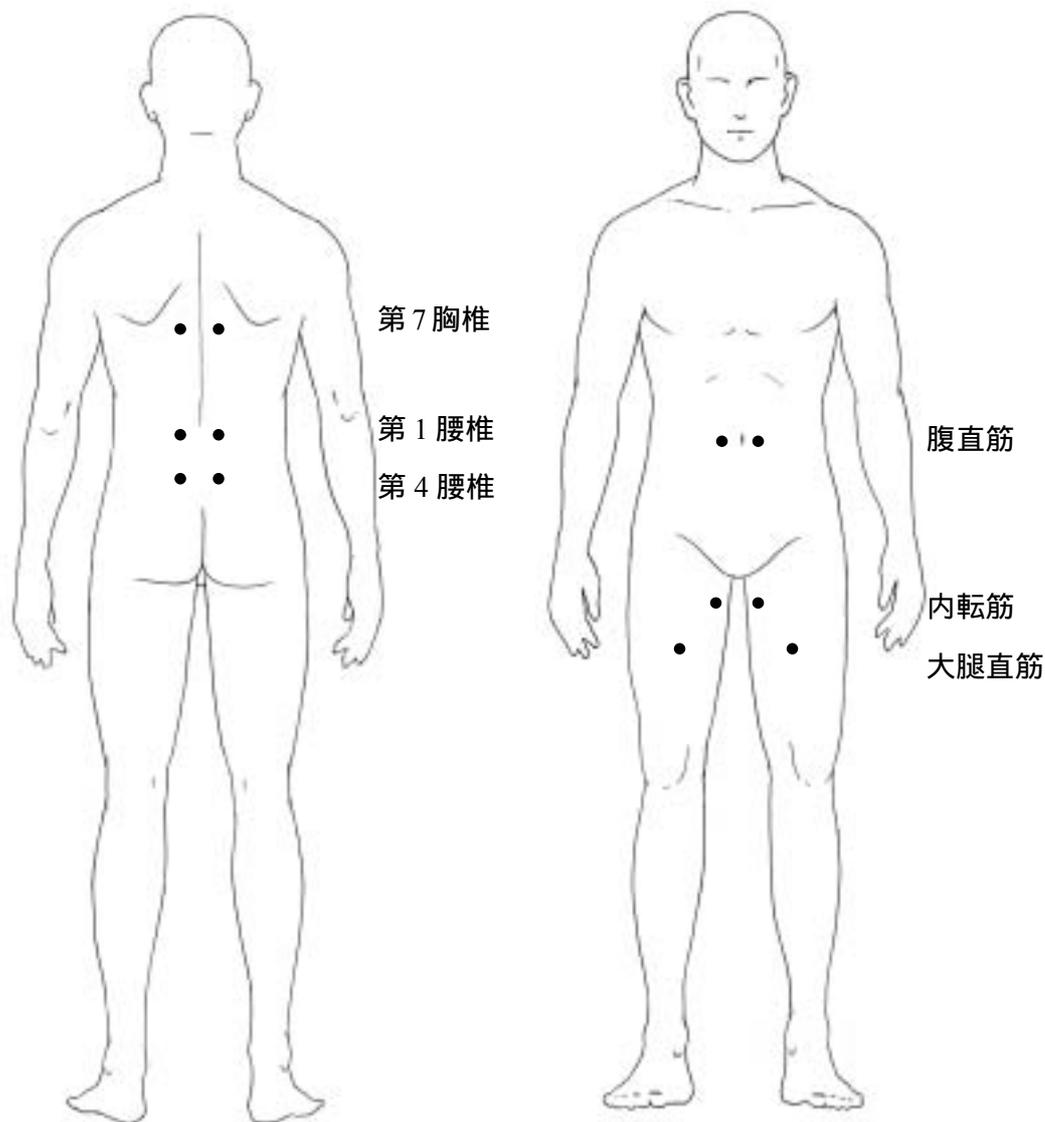


図 17 筋電計測部位

【結果・考察】

結果の一例を図 18 に示す。図内に示すように、左右の筋肉が交互に放電しているのが分かる。これは、与えられる常歩動作の動きに応じて筋電が誘発されていることを示している。

また、騎乗 1 分後と 14 分後における各筋肉群の %MVC を図 19 に示す。この図から、人によってバランスを取るために使用する筋肉が異なる事が伺える。ここでは、背中の筋肉を使う者 (A,D,E)、腰の筋肉を使う者 (C,D,E,H)、内転筋つまり足の筋肉を使う者 (C,F,G,H)、これらの筋肉を使わずバランスをとる者 (B) といったパターンが見受けられる。騎乗時の姿勢や力の入れ方、重心位置などの違いに起因するものと考えられる。

騎乗 1 分後

第 7 胸椎右側

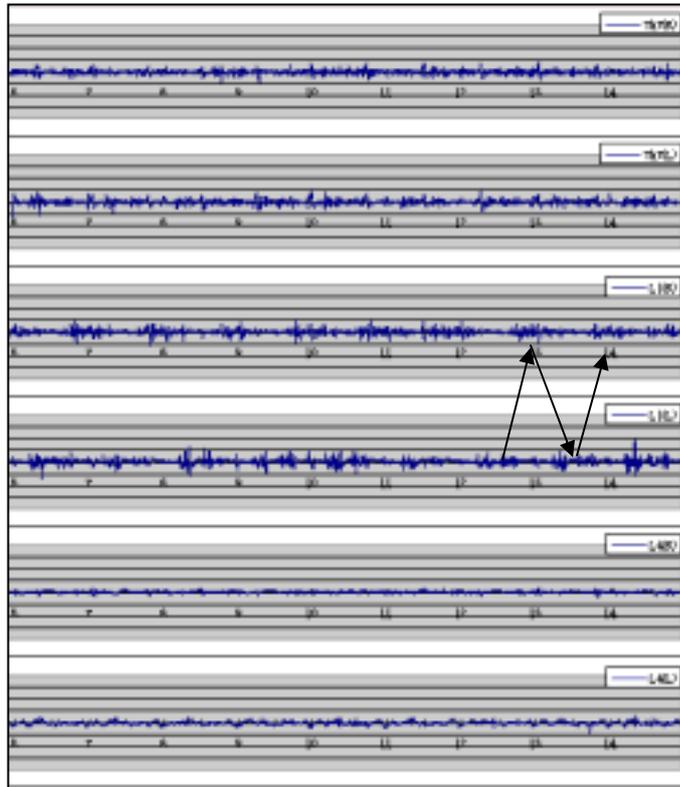
第 7 胸椎左側

第 1 腰椎右側

第 1 腰椎左側

第 4 腰椎右側

第 4 腰椎左側



左右が拮抗

騎乗 14 分後

第 7 胸椎右側

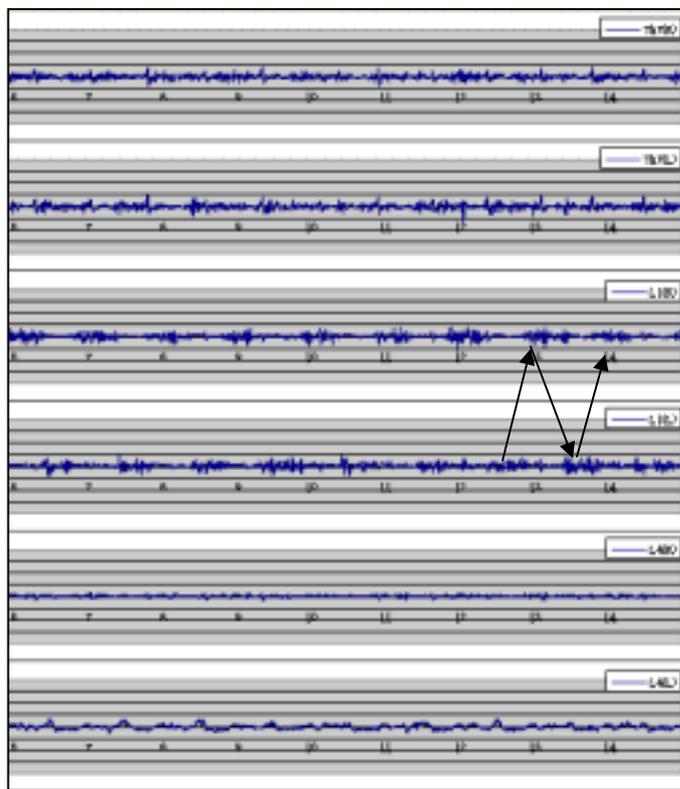
第 7 胸椎左側

第 1 腰椎右側

第 1 腰椎左側

第 4 腰椎右側

第 4 腰椎左側



左右が拮抗

図 18 筋電計測結果の一例

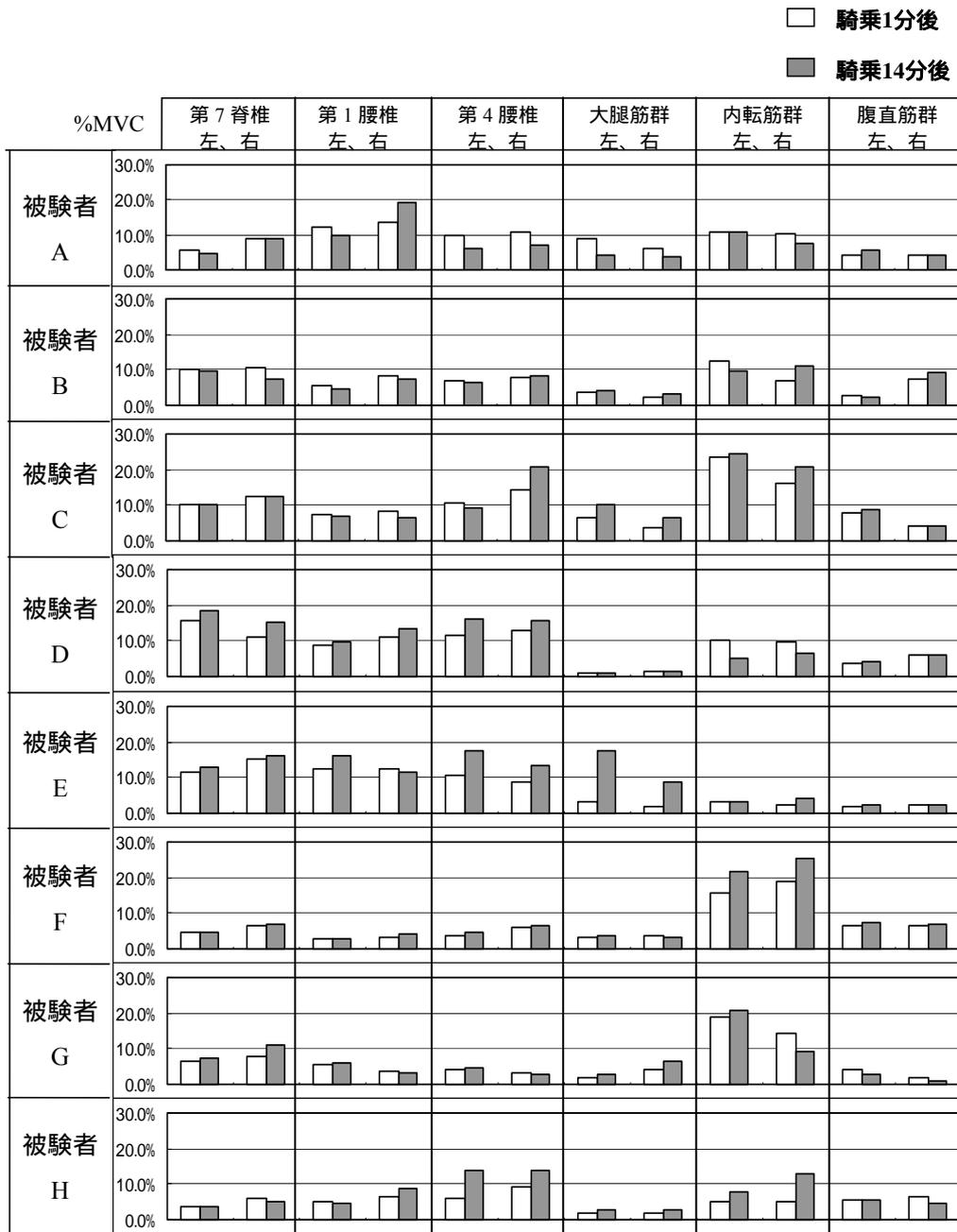


図 19 積分筋電値（最大放電量に対する比率）

背中の筋肉を使う者（A,D,E）、腰の筋肉を使う者（C,D,E,H）、内転筋つまり足の筋肉を使う者（C,F,G,H）、これらの筋肉を使わずバランスをとる者（B）といったパターンが見受けられる

また、健常者であれば、「与えられる揺れに対して体が順応し、必要以上の筋力を使わずにバランスを取り始める」と考えれば、騎乗 14 分後では 1 分後より %MVC が減少すると予想できる。しかし、計測結果によれば、%MVC は騎乗 14 分後の方が、騎乗 1 分後より、平均値として約 19% 有意に増加していた ($p < 0.01$) (図 20)。このことは、揺れに対してバランスを取ることに能動的な努力を要すること、つまり、筋肉を積極的に使用する必要があることを示唆しており、長期の訓練に対して効果が期待できると考えられる。

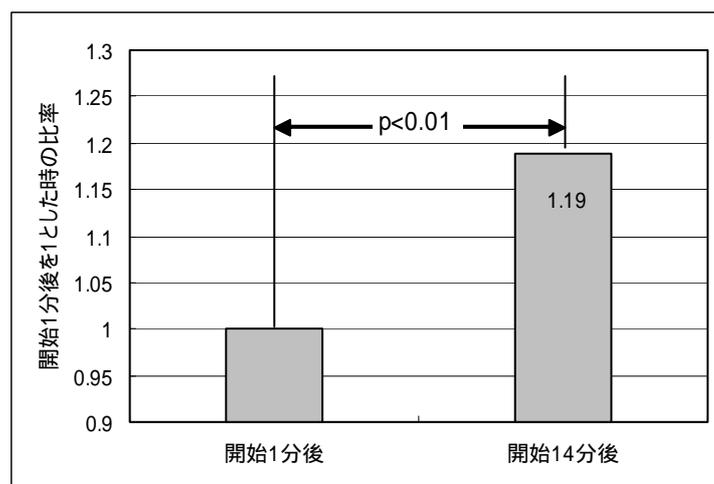


図 20 騎乗時間による積分筋電値の変化

開始 1 分後と開始 14 分後の各被験者のそれぞれの部位で得られる積分筋電値を対応させた。開始 1 分後を 100% として開始 14 分後をその比率で表し、その時の平均値の変化を示す。このことから、騎乗することで筋電は約 19% 有意 ($p < 0.01$) に増加する。検定は対応する値の両側 t 検定によるものである。

第2項 筋力計測 20歳前後の若年者の場合

常歩動作で長期間訓練した場合の筋力訓練効果の計測を行った。筋力計測には川崎重工社製 Myolet を使用した。

【対象】

年齢：18歳から21歳まで。平均年齢 20.4歳 ± 1.1。

人数：健常男子 8名

【期間】

1回 15分の騎乗を週2~3回、4ヶ月間実施

【計測方法】

体幹部の等尺性筋力と等速性筋力を訓練開始前と4ヵ月後の訓練終了後に計測した。いずれの場合も、筋力測定装置(川崎重工社製 Myolet)を用い、腹筋力測定時は測定器のアタッチメントを胸骨丙上部とし、背筋力測定時はアタッチメントを第一胸椎部とした。等尺性筋力の場合は、約3秒間最大筋力を発揮させ、等速性筋力の場合は、角速度を60°/秒として発揮させた。それぞれの場合に2回ずつ試行し、大きい方の値を最大発揮筋力とした。

【結果】

図21に示す。筋力の単位は、単位体重あたりに発生するトルクであるが、表記は 10^3 を乗じたものである($\text{kgm}/(\text{kg} \cdot 10^{-3})$)。

等尺性筋力：

- ・体幹部屈曲(腹筋) - 6例の筋力が増加。

筋力の平均値は、189から202に増加していたが有意差は無かった。

- ・体幹部伸展(背筋) - 6例の筋力が増加。

筋力の平均値は、445から482に有意($p < 0.05$)に増加していた。

等速性筋力(角速度60°/秒)：

- ・体幹部屈曲(腹筋) - 6例の筋力が増加。

筋力の平均値は、201から221に増加していたが、有意差は無かった。

- ・体幹部伸展(背筋) - 5例の筋力が増加。

筋力の平均値は、418から420となり、変化は無かった。

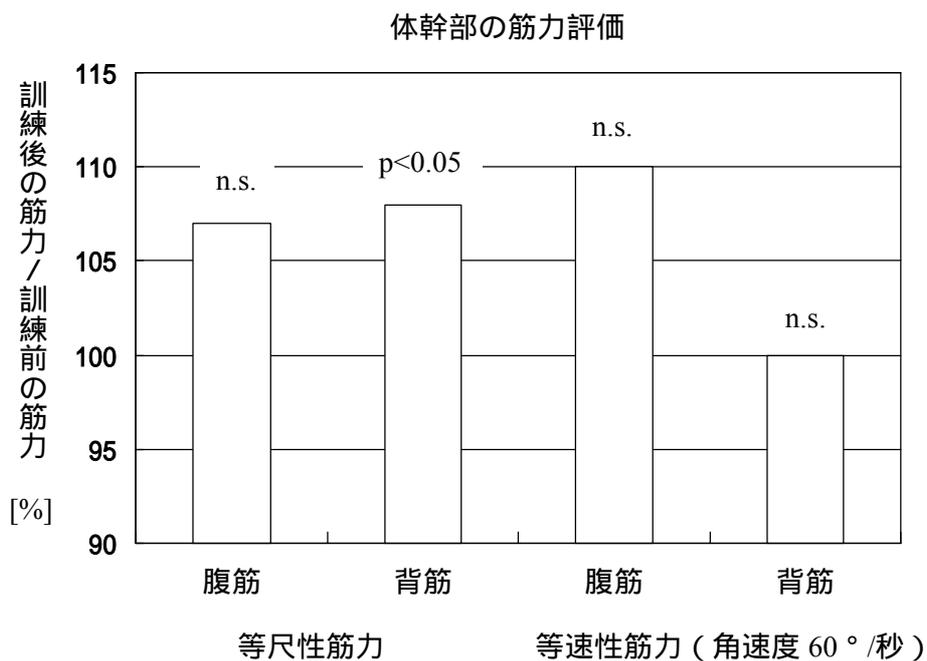


図 21 常歩の動きでの筋力増加効果 20 歳代

訓練前の各被験者の筋力を 100%として訓練後の筋力の比率を平均したもの
 1 回 15 分の訓練を週 2~3 回、4 ヶ月間実施した場合

第3項 筋力計測 60歳代の場合

60歳代の健常な高齢者を被験者として同様の計測を行った。筋力効果計測には、簡易筋力測定評価器(microFET)を用いた。

【対象】

年齢：64歳から68歳まで。平均年齢65.4歳 \pm 1.5。

人数：健常高齢者男子10名

【期間】

1回15分の騎乗を週3回、3ヶ月間実施(図22)

【計測方法】

体幹部の等尺性筋力(腹筋、背筋)、膝関節伸展筋と内転筋の等尺性筋力を訓練開始前と3ヵ月後の訓練終了後に計測した。計測に使用した機器は、ロードセルが内蔵された徒手で筋力測定を行なう簡易筋力測定評価器(microFET)である。



図22 常歩動作による訓練の様子

【結果】

図23に示す。筋力の単位はN。

等尺性筋力：

- ・ 体幹部屈曲(腹筋) - 10例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、104から159に有意($p < 0.004$)に増加。
- ・ 体幹部伸展(背筋) - 10例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、116から165に有意($p < 0.001$)に増加。

- ・ 膝関節伸展（大腿四頭筋群） - 10例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、333 から 472 に有意($p<0.001$)に増加。
- ・ 股関節内転（内転筋群） - 10例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、122 から 167 に有意($p<0.001$)に増加。

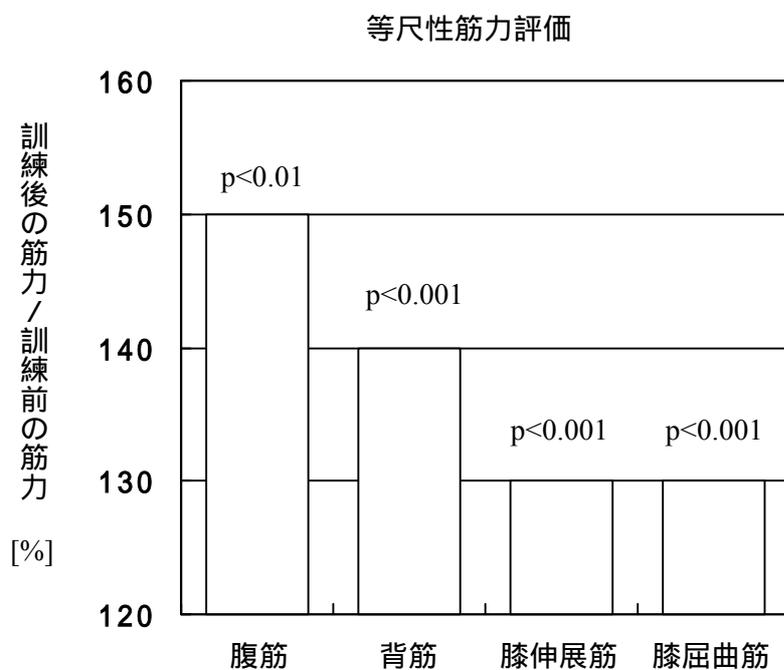


図 23 常歩の動きでの筋力増加効果 60 歳代

1 回 15 分の訓練を週 3 回、3 ヶ月間実施した場合。訓練前を 100%としたときの各被験者の訓練後の筋力の比率を平均したもの。

第4項 結果と考察

ここでは、常歩動作で騎乗した場合の筋電図による解析と、長期間訓練した場合の筋力訓練効果の計測を行った。

筋電図による解析では、左右の筋肉が互いに拮抗する形で放電を繰り返していることが観察でき、このことから揺動に合わせて筋電が誘発されていることを確認した。積分筋電値の%MVCによる定量化結果では、15分間騎乗した場合、14分後での放電が1分後の放電より有意に大きくなることが判明した。このことから、バランスを保持するために能動的に筋肉を使用していることが明らかになった。また、各被験者の放電パターンから、乗り方が概ね4通りに分類できる可能性が示唆された。

次に、1回15分、週に2回～3回の騎乗を3ヶ月～4ヶ月間継続することによって、20歳代、60歳代いずれの年代でも体幹部の筋力増強効果が認められた。単に騎乗するだけで特別な筋力訓練を行うこともなく体幹部の筋力訓練効果を確認した。また、騎乗による苦痛を訴える被験者はいなかった。

これらのことから、体幹部を中心とした筋力訓練効果が乗馬療法による訓練効果であると結論した。次節以降の課題は、長期的な訓練効果として得られる筋力増加が、より効率的・効果的に得られるような新たな機器を構築していくことである。体幹部の筋電が効果的・効率的に誘発される動作を決定していくことでこの課題の解決を図る。即ち、筋力訓練効果をコントロールする指標として積分筋電値を利用する[35]。

第5節 機構部のコンパクト化

6軸パラレルメカニズムによるVR乗馬療法システムは、大きさや設置への手間に加え、非常に高価なものであるなどの問題点を含んでいる。また、常歩の動作を忠実に行うことは、筋力強化訓練を行うという目的からするとオーバースペックであると考えられる。そこで、常歩の動きを感じさせながら、かつ、身体的な効果を得ることが可能となる簡易な機構部を構築するアプローチ方法について解説する。簡易に筋放電が得られる動作方法を決定することを目的として機構部の簡素化を試みた。

第1項 アプローチ方法

6自由度動作の組み合わせ方は、それぞれの自由度の位相も考慮しなければならないため、単純な組み合わせ方では無限個存在する。つまり、全ての組み合わせで筋電を計測することは不可能である。そこで、6軸パラレルメカニズムを使用して、乗馬療法の基本である常歩の動きを感じさせるのに必要な動作を絞り込み、絞り込んだ動作を簡易に動作させた後、身体に有効な動作方法を筋電計測実験にて決定した（図24）。

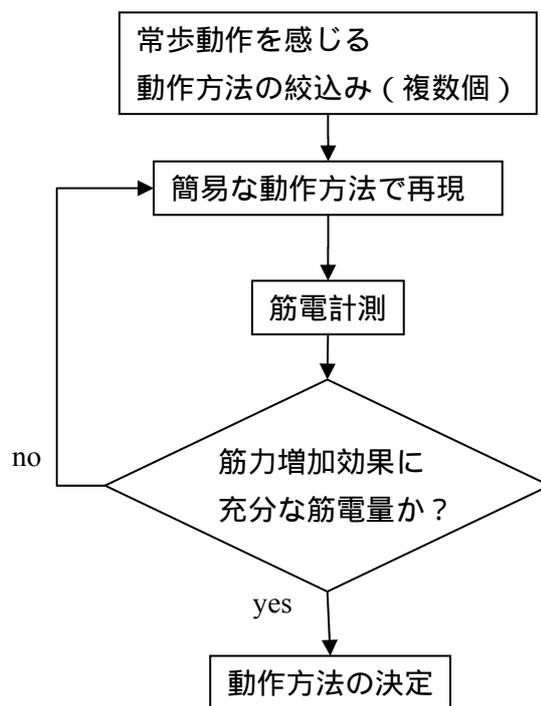


図24 6自由度動作からの動作の抽出方法

第2項 効果計測用システムの構築

常歩の動きを感じさせる動作方法を抽出することを目的とした評価実験を行った。どの動作方法が常歩として好ましいかどうかを主観的に判断するという方法としたため、動作を変化させたとき、直前に提示された動作と新しい動作の間に時間的な“間”がないことが必要になる。一方、VR 乗馬療法システムの開発過程において構築したシステムを使用することで、パラメータで表現した常歩動作パターンの変更や編集がリアルタイムに行うことが可能になった。そこで、図 25 に示す計測用システムの構築を行なった。このシステムでの VR 用パソコンの役割は動作を決定するためのインタフェースシステムとなる。つまり、図 26 に示すように、振幅・位相・周波数を簡単に自由に変更できる GUI (Graphical User's Interface) を VR 用パソコン上に構築した。

この編集ツールを用いて作った動作パターンは、RS232C 通信により駆動用パソコンに転送し、動作パターンをリアルタイムに動作させる。

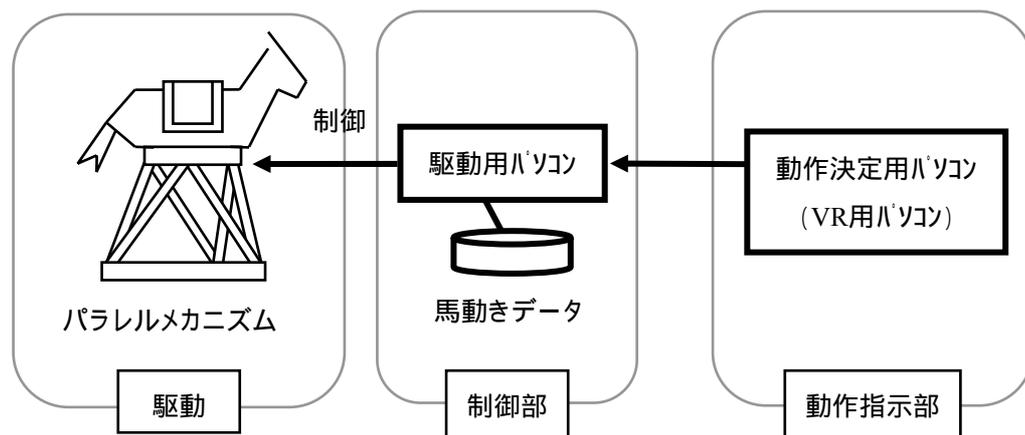


図 25 計測用システムの構成図

パソコンを 2 台使用。1 台は動作決定のための GUI であり、もう 1 台は平行メカニズムを制御するためのもの。

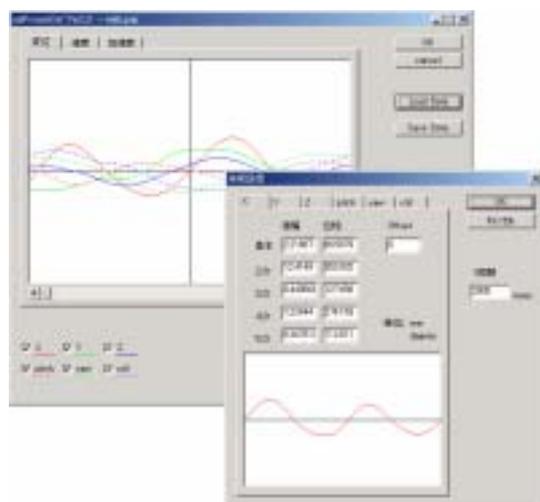


図 26 動作決定用インタフェース

6自由度それぞれに対して、振幅・位相・周波数を各5つずつパラメータとして入力する。

第3項 主観評価計測 - 常歩を感じさせる動作方法の抽出 -

前項の計測システムを用い主観評価計測を行った。

【対象】

乗馬部員7名と乗馬未経験者11名

【方法】

常歩動作の6自由度の動きを基準として、任意に自由度を組み合わせた63通りの動きに対して5点満点とした主観的な評価を行った。動作は、各軸(x,y,z,yaw,pitch,roll)を「動作させる」か「させない」かのいずれかの組み合わせである(2⁶通りからどの軸も動作させない場合を除いた63通り)。

【評価基準】

乗馬部員：普段乗っている馬の常歩の動きを基準(5点満点)とし、自由度の組み合わせを変えた動きが何点になるかで評価を行った。

乗馬未経験者：最初に、6軸パラレルメカニズムによって再現した常歩の動きを体験し、その感覚を5点満点とし、自由度の組み合わせを変えた動きが何点になるかで評価を行った。

【動作の提示方法】

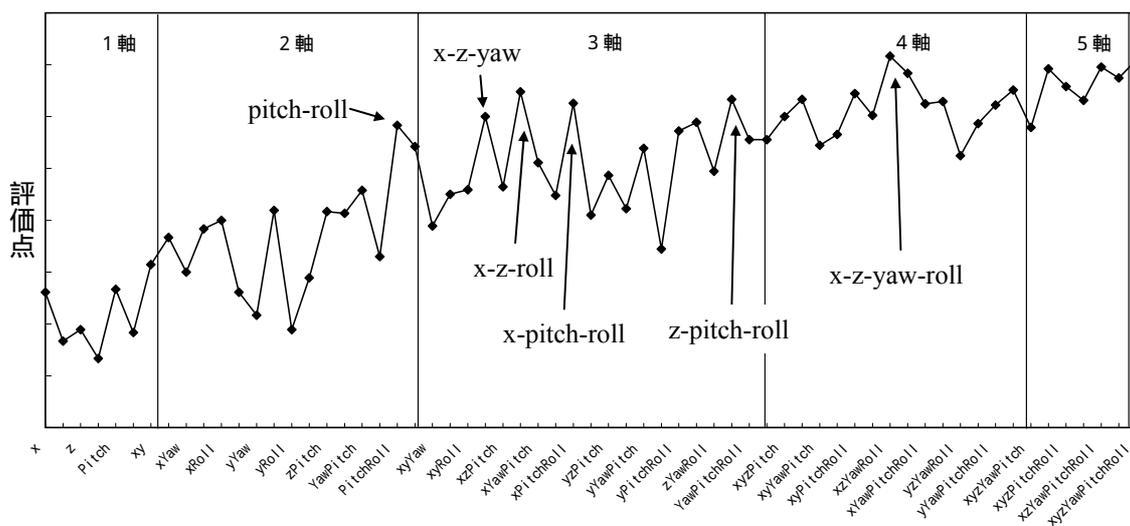
動作の順序は全くランダムに提示され、被験者はどの自由度の組み合わせで騎乗しているかを知らされていない状態で評価を行った。

【結果・結論】

図27と表4に示す。計測結果から、3自由度の組み合わせで評価点が高い動きは

“x-z-Yaw”、“x-z-Roll”、“x-Pitch-Roll”、および“z-Pitch-Roll”であった。2自由度の組み合わせでは、“Pitch-Roll”であった。つまり、動きの自由度を減らしても常歩の動きを感じさせる組み合わせは、これらの動きの組み合わせであると考えられる。

ここで、上下方向(z)の動きは、騎乗者の全体重を支え、上下方向に動かさなければならぬため、モータパワーを考えた場合どうしても機構的に大きくなり、かつ、高価になる。従って、馬の常歩の動きを感じさせる簡易な動きとして、“x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”の2種類に限定することとした。



各軸を動かした時と、止めた時の組み合わせで馬の動きに近いものを抽出
 (乗馬部7人、乗馬未経験者11人で評価)

図 27 常歩の動作への主観的評価結果

表4 主観評価結果(2軸,3軸だけの点数)

	Number of axis	Average score (18 persons)	Experienced Rider (7 persons)	Inexperienced Rider (11 persons)
x-y-z-Yaw-Pitch-Roll	6	4.61	4.00	5.00
x-z-Roll	3	3.24	2.50	3.71
z-Pitch-Roll	3	3.17	2.50	3.59
x-Pitch-Roll	3	3.13	2.50	3.53
x-z-Yaw	3	3.00	2.36	3.41
z-Yaw-Pitch	3	2.94	2.29	3.36
Pitch-Roll	2	2.92	2.29	3.32
y-Pitch-Roll	3	2.86	2.57	3.05
Yaw-Pitch-Roll	3	2.78	2.29	3.09
x-y-z	3	2.71	2.07	3.12
y-Yaw-Pitch	3	2.69	2.07	3.09
x-Yaw-Pitch	3	2.56	2.29	2.73
z-Yaw-Roll	3	2.47	1.93	2.82
y-z-Pitch	3	2.43	1.64	2.94
x-z-Pitch	3	2.32	1.57	2.80
x-y-Roll	3	2.29	1.86	2.57
Yaw-Pitch	2	2.29	1.71	2.65
x-y-Pitch	3	2.25	2.14	2.32
x-Yaw-Roll	3	2.24	1.64	2.62
y-z-Roll	3	2.11	1.50	2.50
y-Pitch	2	2.09	1.71	2.34
z-Pitch	2	2.08	1.14	2.68
z-Roll	2	2.07	1.71	2.29
y-z-Yaw	3	2.05	1.64	2.31
x-Roll	2	2.00	1.29	2.45
other combinations (score points being less than 2)				

モーションキャプチャで得られたデータは、簡易に機械で再現するには不可能と思われる高域の周波数成分を含んでいる。周波数が大きい程機械への負荷が大きくなり、機構を頑丈にする必要が生じるため、5次までのフーリエ級数展開で周期化した動作データから、係数が最も大きくなる項1つだけを抽出し近似データとした。即ち、各軸に対して単振動で表現した(図28)。これにより得られた結果は、x軸の振幅は31.0mm、Pitchは 2.2° 、Rollは 4.3° であった。

ここで、xは前後方向への平行運動、Pitchは左右軸を中心とした回転運動、Rollは前後軸を中心とした回転運動であった。回転中心は座部表面、即ち、人体と座面との接触部分である。

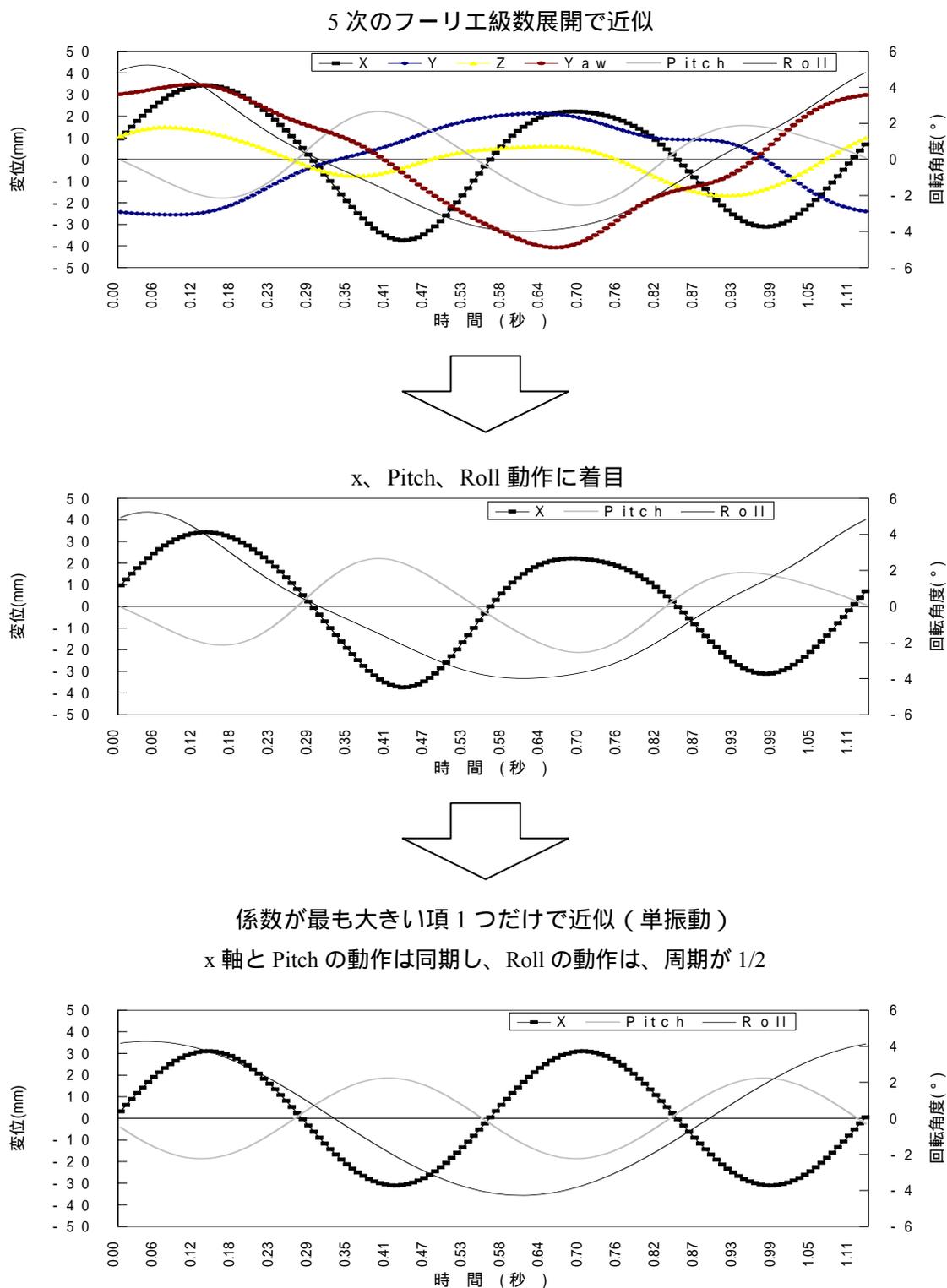


図 28 常歩動作を簡易に表現するための変換方法

第4項 筋電図による動作方法の比較

絞り込まれた“Pitch-Roll”と“x-Pitch-Roll”の2種類の動作から、身体的効果が得易い動作を決定するために、両極表面筋電計測を行った。

筋電計測に先立ち、高齢被験者へのヒアリングをおこなったところ、各動作軸の振幅を前項での結果で再現すると恐怖感があったため、動作を小さくした。

x軸の振幅を20.0mm、Pitchを2.5°、Rollを2.0°とし、動作速度は1.0Hzとした。

【アプローチ】

第2項の計測システムを用い、“常歩動作”、“x-Pitch-Roll”、“Pitch-Roll”の3種類の揺動パターンを再現した。筋電計測は、サンプリング周波数を500HzとしてNEC製多用途テレメータ：サイナアクトMT11を用い、共和電業製メモリレコーダ：EDX-1500Aで記録し、筋力増加効果が得られている常歩動作との積分筋電値を比較した。

【対象】

年齢：64歳から68歳まで。平均年齢65.0歳±1.7。

人数：健常高齢男子3名（前節にて、長期訓練により筋力増加効果を得ている被験者）

【方法】

計測方法：両極表面筋電計測。電極間距離を3cmとし、対となる電極の電気抵抗が50k以下になるよう角質除去を行なった。角質除去は、出血しないように注意した。

計測時間：各動作に対して、1分間騎乗し、最後の10秒間を計測。計測を行っている時間は被験者に知らせずに筋電図を記録した。

目線：自然と姿勢が伸びるように着座した状態で、目線が水平になるように約2.5m先の壁の部位を各人が決定し、それを目印とした。動作中はこの目印を凝視するよう指示をした。

【計測部位】

傍脊柱筋群（第7胸椎、第10胸椎の高さで背骨から左右各横方向に3cm離れた位置に電極を配置）、腰部筋群（第2腰椎、第4腰椎の高さで同様に左右に電極を配置）、腹直筋（へそ高さで左右各横方向に3cm離れた位置に電極を配置）、腹斜筋（へそ高さで左右各横方向に電極を配置）の合計12チャンネル（図29）。

【解析方法】

積分筋電図の解析は、以下の手順で行った。

各揺動パターン・各部位の単位時間（1秒間）における積分筋電値を計算。

常歩動作の揺動パターンで得られる各部位の値を100%とし、各揺動パターンで得られる各部位の値を比率で与えた。

対応する部位に対して両側t検定による有意差検定を行った。

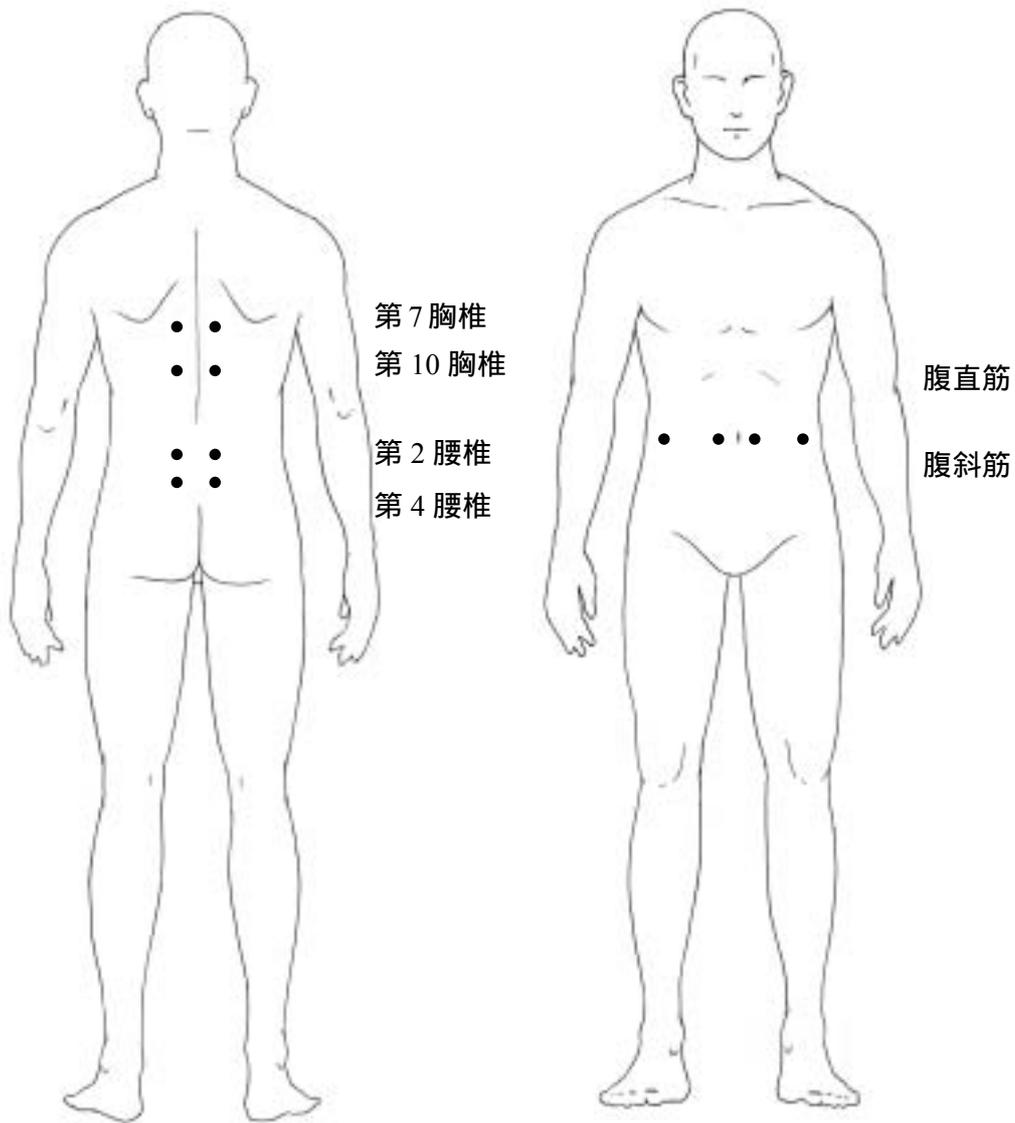


図 29 筋電計測部位

【結果】

図 30 に示すように、“x-Pitch-Roll”の揺動パターンを与えた場合、常歩動作の揺動パターンで得られる筋電の約 2.2 倍となった($p<0.01$)。

“Pitch-Roll”の揺動パターンを与えた場合では、常歩動作の揺動パターンで得られる筋電の約 0.7 倍となった($p<0.01$)。

“x-Pitch-Roll”の揺動パターンを与えた場合と“Pitch-Roll”の揺動パターンを与えた場合では、“x-Pitch-Roll”動作の時の方が、有意に放電が多かった($p<0.01$)。図 31 から図 33 に各被験者から得られた筋電図を示す。明らかに“x-Pitch-Roll”の揺動パターン時の放電が多いことが観察できる。

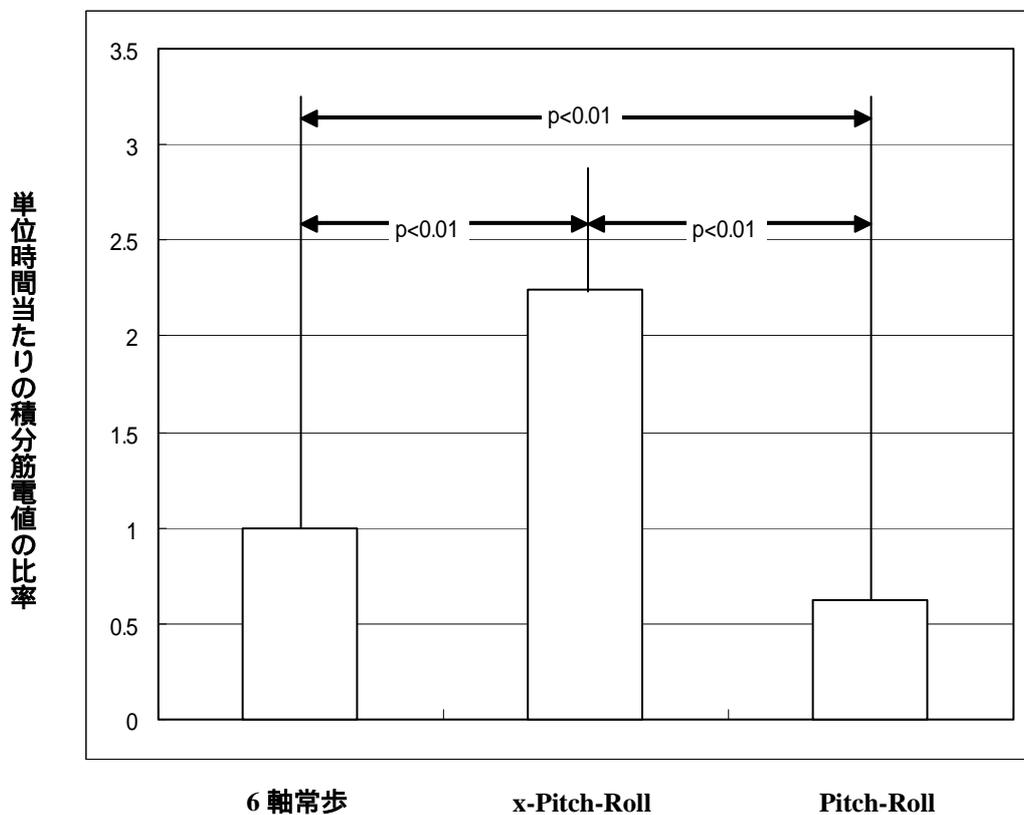
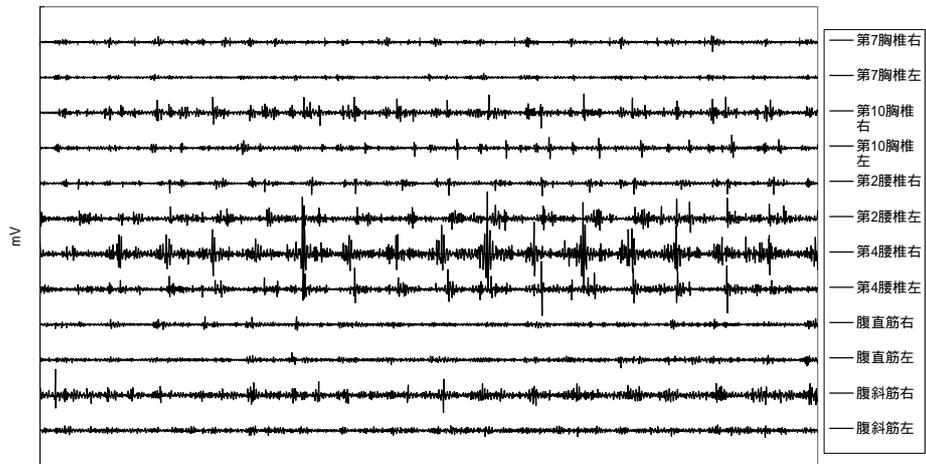


図 30 各動作での積分筋電値の比較

常歩動作時の、各部位の積分筋電値を 100%として他の動作で得られる積分筋電値を正規化し平均した値。動作毎に対応する部位に対し両側 t 検定を行なった

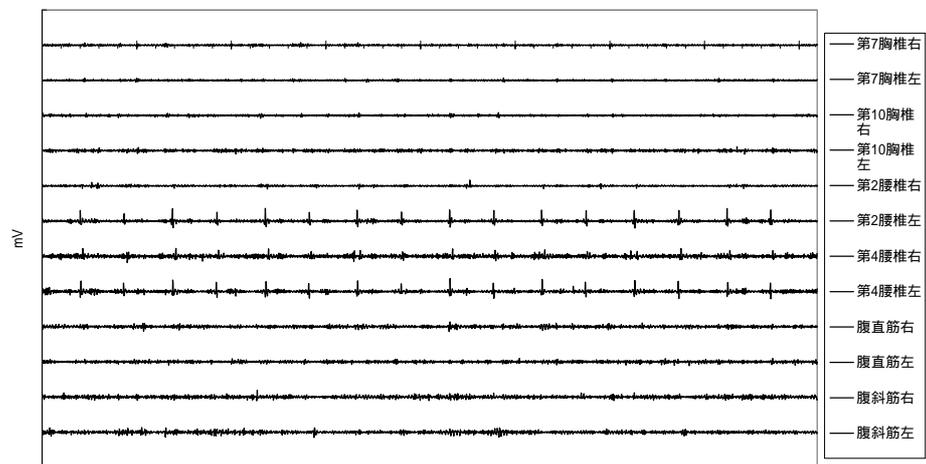
常歩

常歩動作時の筋電図(64歳男)



Pitch-Roll

Pitch-Roll動作時の筋電図(64歳男)



x-Pitch-Roll

x-Pitch-Roll動作時の筋電図(64歳男)

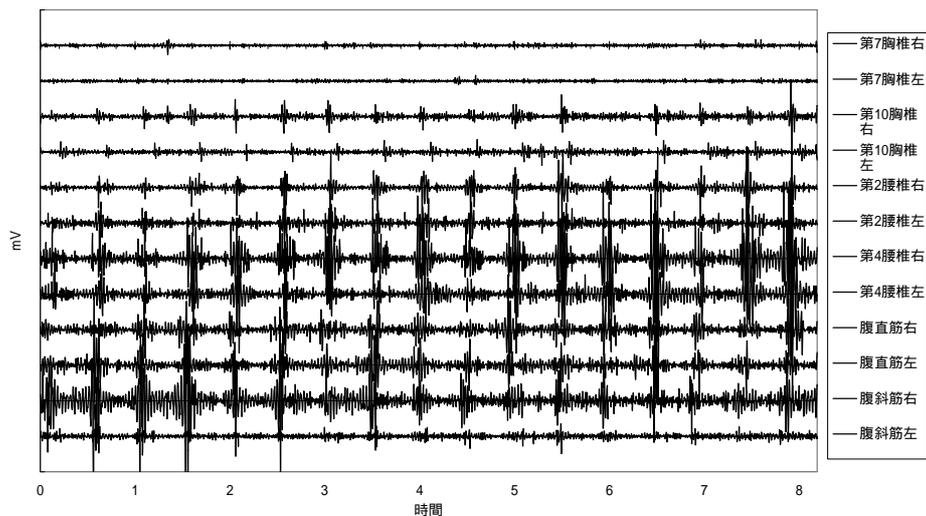
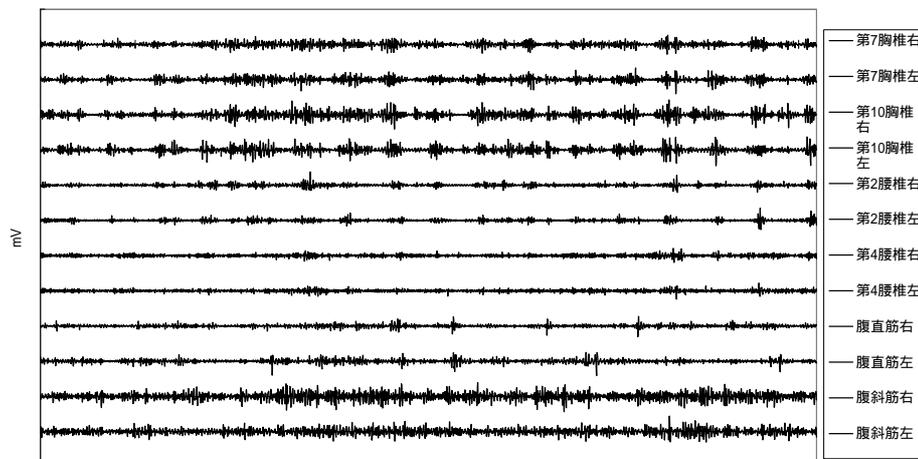


図 31 “x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”動作時の筋電図 - 64 歳男性

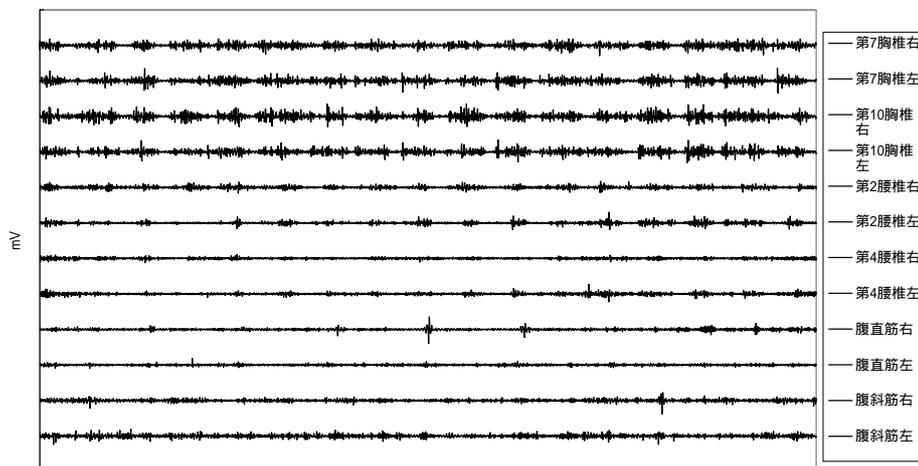
常歩

常歩動作時の筋電図(66歳男)



Pitch-Roll

Pitch-Roll動作時の筋電図(66歳男)



x-Pitch-Roll

x-Pitch-Roll動作時の筋電図(66歳男)

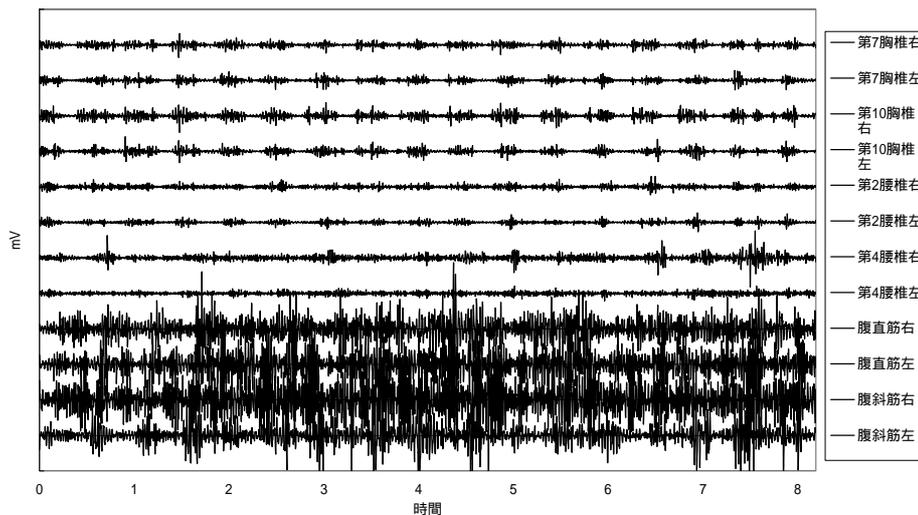
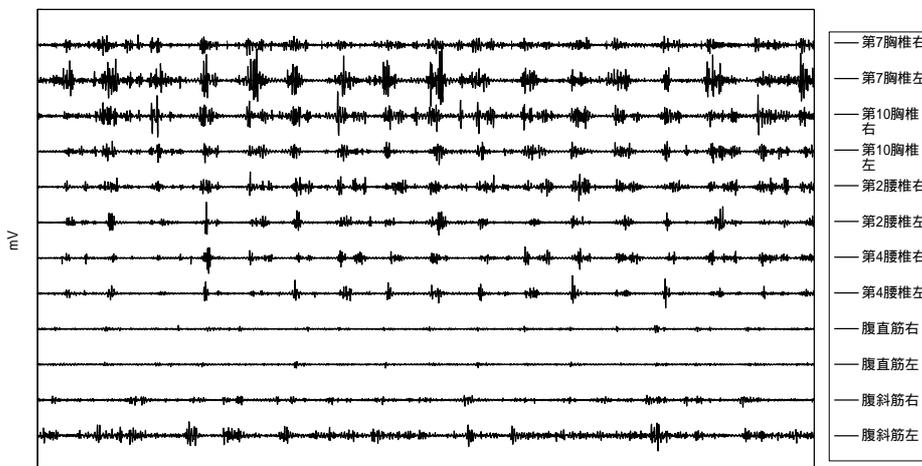


図 32 “x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”動作時の筋電図 - 66 歳男性

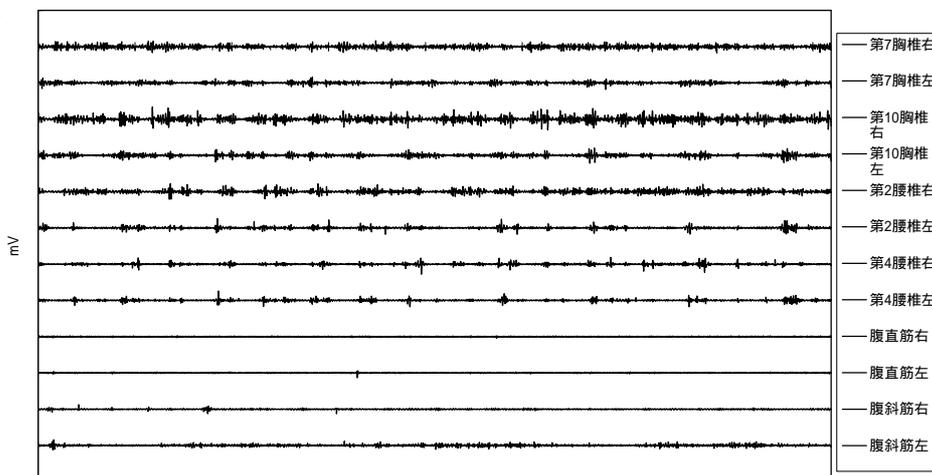
常歩

常歩動作時の筋電図(68歳男)



Pitch-Roll

Pitch-Roll動作時の筋電図(68歳男)



x-Pitch-Roll

x-Pitch-Roll動作時の筋電図(68歳男)

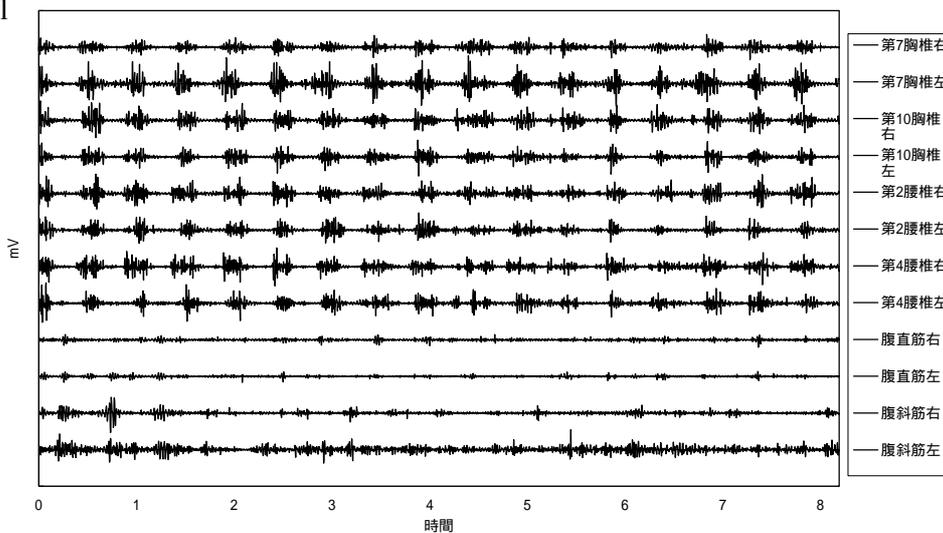


図 33 “x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”動作時の筋電図 - 68 歳男性

【考察】

計測結果から、“x-Pitch-Roll”の動作の方が放電を得やすいことが分かる。6自由度全てを駆動させた常歩動作を与えた場合より放電が多くなったのは、常歩動作が騎乗者にとってバランスを取るのに努力を要さない動きであることを示していると考えられる。これは、騎乗者を落馬させないように自然と馬が反応するという通説を支持したデータと考えられるが、解析には至っていない。

また、“Pitch-Roll”の動作に、単純にx軸への動作を付加しただけの“x-Pitch-Roll”の動作で有意に多くの放電が得られたことから、「x軸による動作」が重心を強制的に崩し、姿勢制御反射を簡易に誘発させる揺動方法であると考えられる。

【結論】

- ・ “x-Pitch-Roll”の動作が、“Pitch-Roll”の動作よりも約 3.6 倍の筋電効果を得ることが可能である ($p<0.01$)。
- ・ “x-Pitch-Roll”の動作は、常歩動作よりも約 2.2 倍の筋電効果を得ることが可能である ($p<0.01$)。従って、常歩動作によって筋力増加効果を得たと言う前節の結果から、“x-Pitch-Roll”でも筋力増加効果を期待することができる。

第5項 振幅による筋電効果への影響

前項では、動作速度を 1.0Hz にした場合の揺動パターンの違いにより誘発される筋電の違いを把握した。前項で得られた結論は、前後への動作が重心を強制的に崩し、姿勢制御反射を誘発するというものであった。そこで、前後への揺動に対して振幅を変化させた場合の筋電図の変化に関して計測を行った。

【アプローチ】

第2項の計測システムを用い、“x軸”のみの揺動パターンを再現した。筋電計測は、サンプリング周波数を 500Hz として NEC 製多用途テレメータ：サイナアクト MT11 を用い、共和電業製メモリレコーダ：EDX-1500A で記録した。

【対象】

年齢：25 歳から 30 歳まで。平均年齢 28.3 歳 ± 2.9。

人数：健常男子 3 名

【方法】

計測方法：両極表面筋電計測。電極間距離を 3cm とし、対となる電極の電気抵抗が 50k 以下になるよう角質除去を行なった。角質除去は、出血しないように注意した

振幅：14.5、18.5、22.5、26.5、30.5mm の合計 5 パターン

動作速度：1.0 秒周期 (1.0Hz) 1.5 秒周期 (0.67Hz) の 2 パターン¹

計測時間：各動作に対して、5 秒後から 10 秒間計測した。まず、1.5 秒周期の振幅が小さいものからはじめ、徐々に振幅が大きくなるように動作させ、次に、1.0 秒周期にて同様に行った。

目線：まず、自然と姿勢が伸びるように着座した状態で、目線が水平になるように約 2.5m 先の壁の部位を各人が決定し、それを目印とした。動作中はこの目印を凝視するよう指示をした。

【計測部位】

傍背柱筋群 (第 6 胸椎の高さで背骨から左右各横方向に 3cm 離れた位置に電極を配置) 腰部筋群 (第 1 腰椎、第 4 腰椎の高さで同様に左右に電極を配置) 腹直筋 (へそ高さで右横方向に 3cm 離れた位置に電極を配置) 腹斜筋 (へそ高さで右横方向に電極を配置) 大腿直筋 (左右各脚に電極を配置) 大腿二等筋 (左右各脚に電極を配置) の左右の合計 12 チャンネル (図 34)。

¹ “x-Pitch-Roll”の動作において、x 軸と Pitch の周波数は Roll の周波数の 2 倍である。この節での揺動周波数の記述は、周期が遅い Roll にあわせた。従って、x 軸の動作の場合、揺動周期 1.0 秒という記述は、実際の揺動周波数では、2Hz (0.5 秒周期) である。

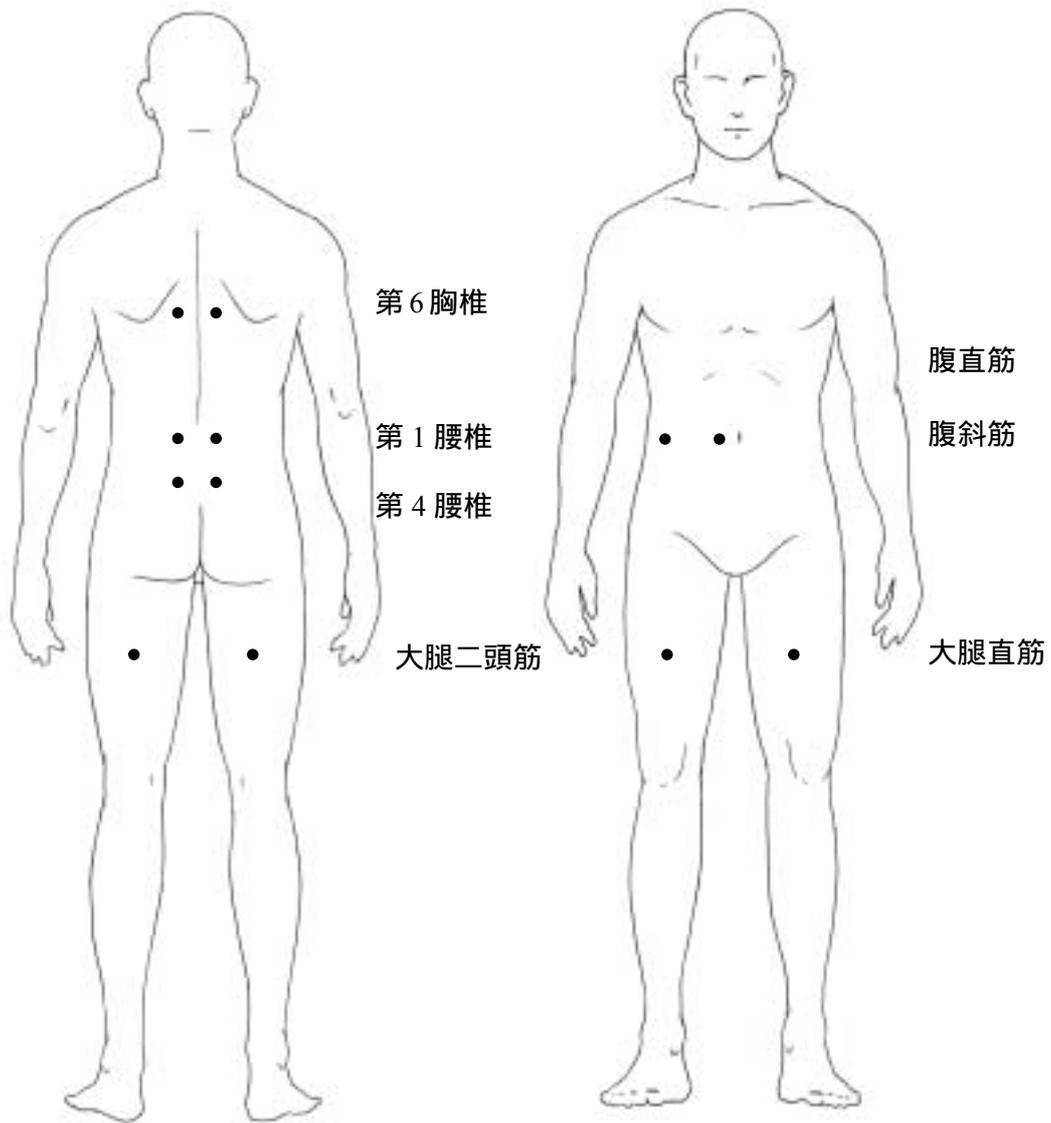


図 34 筋電計測部位

【結果】

図 35 に示す。

1.0 秒周期(1.0Hz)で振幅を 30.5mm とした時に得られる各部位の積分筋電値を 100% として得られる積分筋電値を平均した。1.0 秒周期、1.5 秒周期いずれの場合も与えられる振幅に対して、1 次式で相関した。相関係数は、1.0 秒周期 (1.0Hz) の場合が 0.99、1.5 秒周期 (0.67Hz) の場合が 0.96 であった。

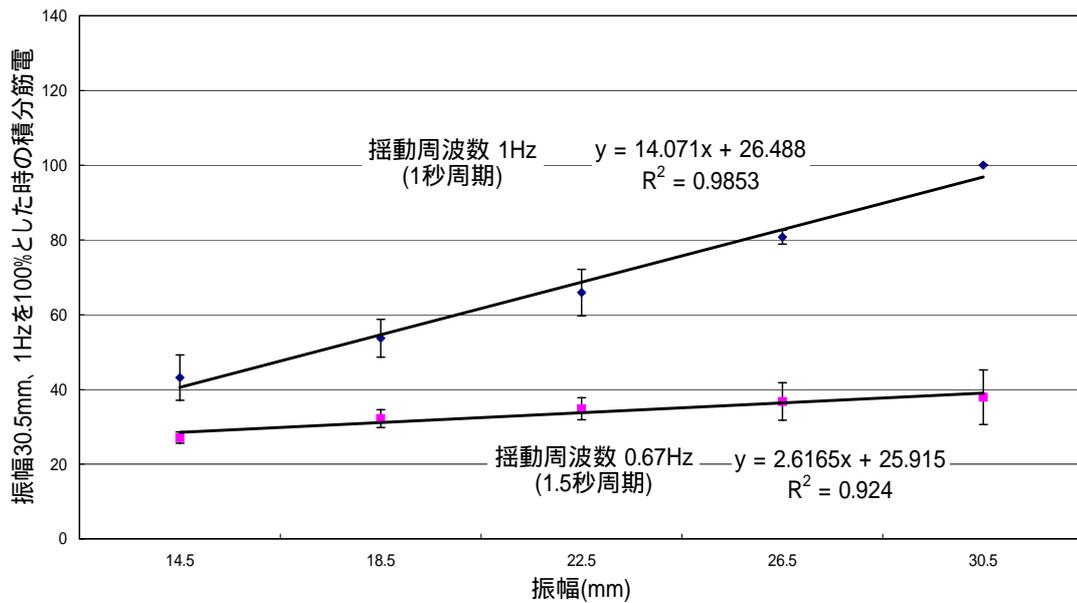


図 35 x 軸の振幅と筋電の関係

第6項 動作速度による筋電効果への影響

前々項では、揺動周波数を 1.0Hz に固定した場合の各揺動パターンで誘発される筋電効果の違いを把握した。前項では、前後方向への振幅を変化させた場合での筋電効果の違いを把握した。ここでは、動作速度を変化させた時に誘発される筋電変化を定量化することを目的とした計測を行った。前後への動作で重心を強制的に崩し、姿勢制御反射を誘発するという前項までの考察から、前後への揺動と同様の考え方で左右方向への揺動も被験者の重心を崩す動作になるので、y 軸動作でも筋電効果を得ることが可能であると考えられる。そこで、x 軸、y 軸の揺動周波数を変化させた場合の積分筋電による定量的な評価を行った。

【アプローチ】

第2項の計測システムを用い、“x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”の2種類の揺動パターンを含め、“y-Pitch-Roll”と“x 軸”と“y 軸”の合計5つの揺動パターンを再現した。筋電計測は、サンプリング周波数を 500Hz とし、NEC 製多他用途テレメータ：サイナアクト MT11 を用い、共和電業製メモリレコーダ：EDX-1500A で記録した。

【対象】

年齢：25 歳から 38 歳まで。平均年齢 30.3 歳 ± 4.7。

人数：健常男子 6 名

【方法】

動作方法：x 軸、y 軸の振幅を 22.5mm、Pitch を 2.5°、Roll を 2.0° とし、これらの組み合わせにて行った。それぞれの揺動パターンに対して、1.0 秒周期 (1.0Hz) から 2.2 秒周期 (0.45Hz) まで 0.1 秒周期単位の 13 種類をランダムに提示した。²

計測時間：各動作に対して、5 秒後から 10 秒間計測した。

計測方法と目線に関しては、前項と同様

【計測部位】

傍背柱筋群 (第 6 胸椎の高さで背骨から左右各横方向に 3cm 離れた位置に電極を配置) 腰部筋群 (第 1 腰椎、第 4 腰椎の高さで同様に左右に電極を配置) 腹直筋 (へそ高さで右横方向に 3cm 離れた位置に電極を配置) 腹斜筋 (へそ高さで右横方向に電極を配置) 大腿直筋 (左右各脚に電極を配置) 大腿二等筋 (左右各脚に電極を配置) の左右の合計 12 チャンネル (図 36)。

² “x-Pitch-Roll”の動作において、x 軸と Pitch の周波数は Roll の周波数の 2 倍である。この節での揺動周波数の記述は、周期が遅い Roll にあわせた。従って、x 軸、または、y 軸のみの動作の場合、揺動周期 1.0 秒という記述は、実際の揺動周波数では、2Hz (0.5 秒周期) である。

【解析方法】

積分筋電の解析は、以下の手順で行った。

各揺動パターン・各部位の単位時間（1秒間）における積分筋電値を計算。

“x-Pitch-Roll”の揺動パターンで動作速度を 1.0 秒周期とした場合の の値を 100%とし、各揺動パターンで得られる各部位の の値を比率で与えた。

対応する部位に対して、両側 t 検定による有意差検定を行った。

さらに、 で解析の後、

各部位で得られる のデータの平均値を各動作における被験者の筋電値とした。

得られた筋電値に対して、揺動周波数を変数とする多項式近似を行った。

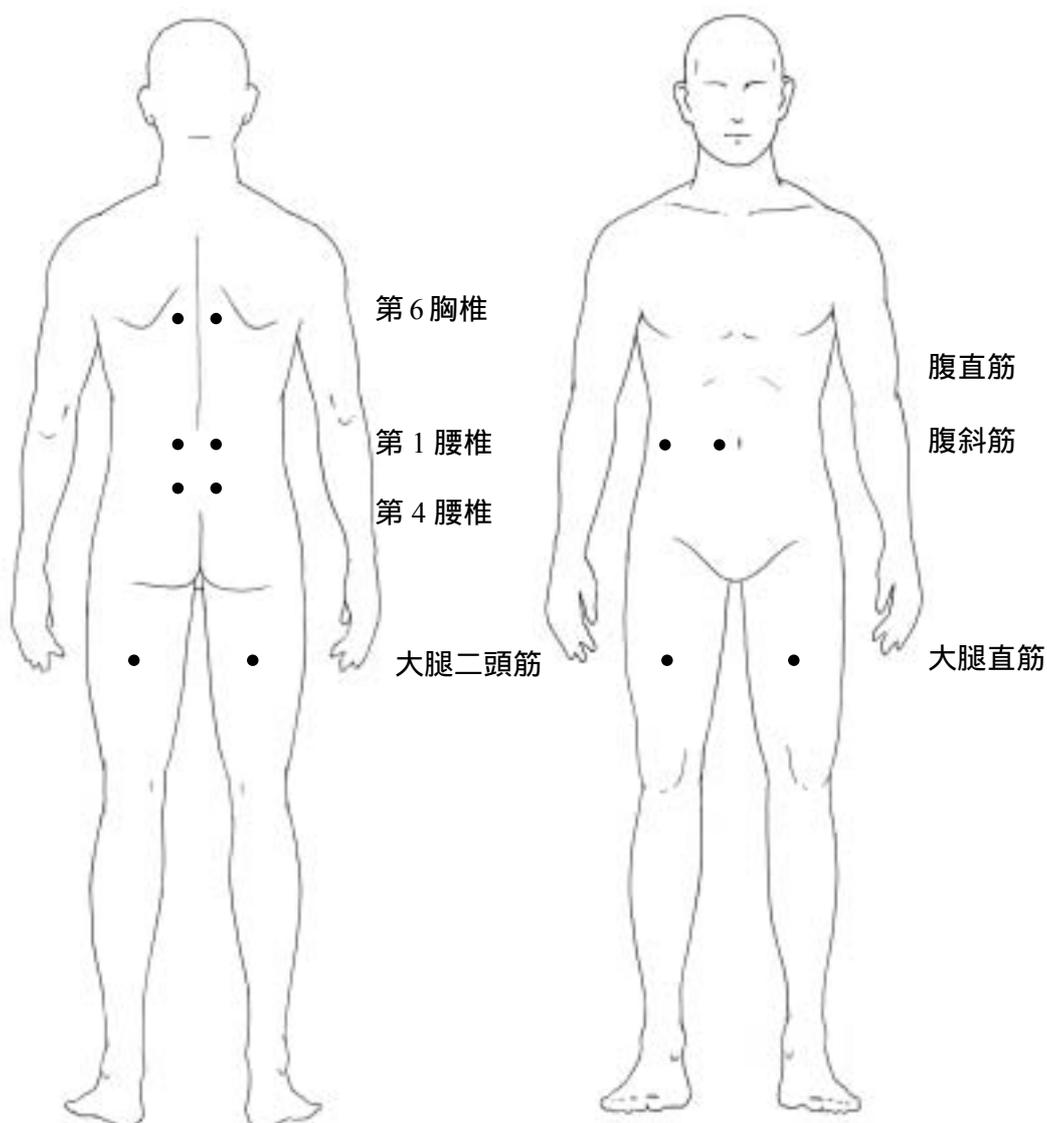
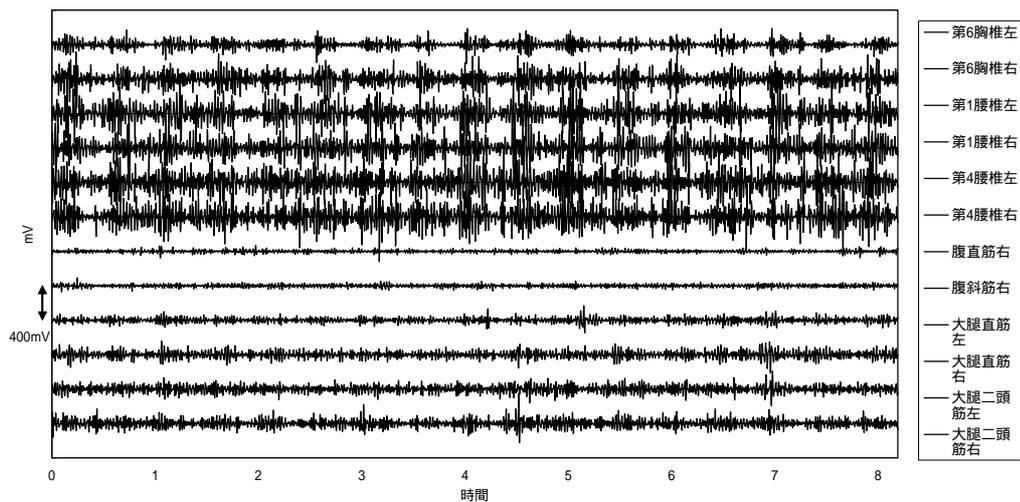


図 36 筋電計測部位

【結果】

図 37 と図 38 に計測された筋電図のサンプルを示す。“x-Pitch-Roll”動作で、速度を 1.0 秒周期 (1.0Hz) から 2.0 秒周期(0.5Hz)まで変化させた筋電図である。動作周期が遅くなるほど放電が少なくなっているのが見て取れる。

1.0秒周期



1.1秒周期

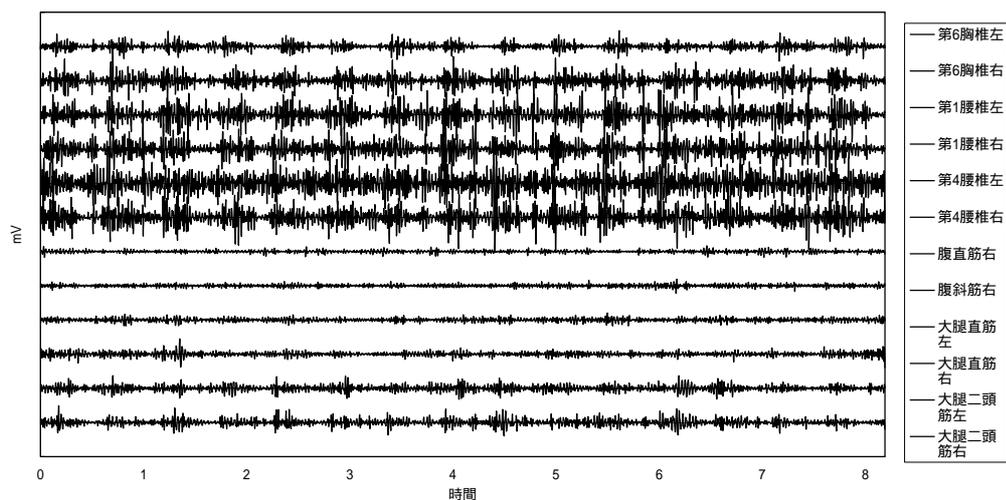


図 37 動作速度による筋電図の変化例 (33 歳男性)

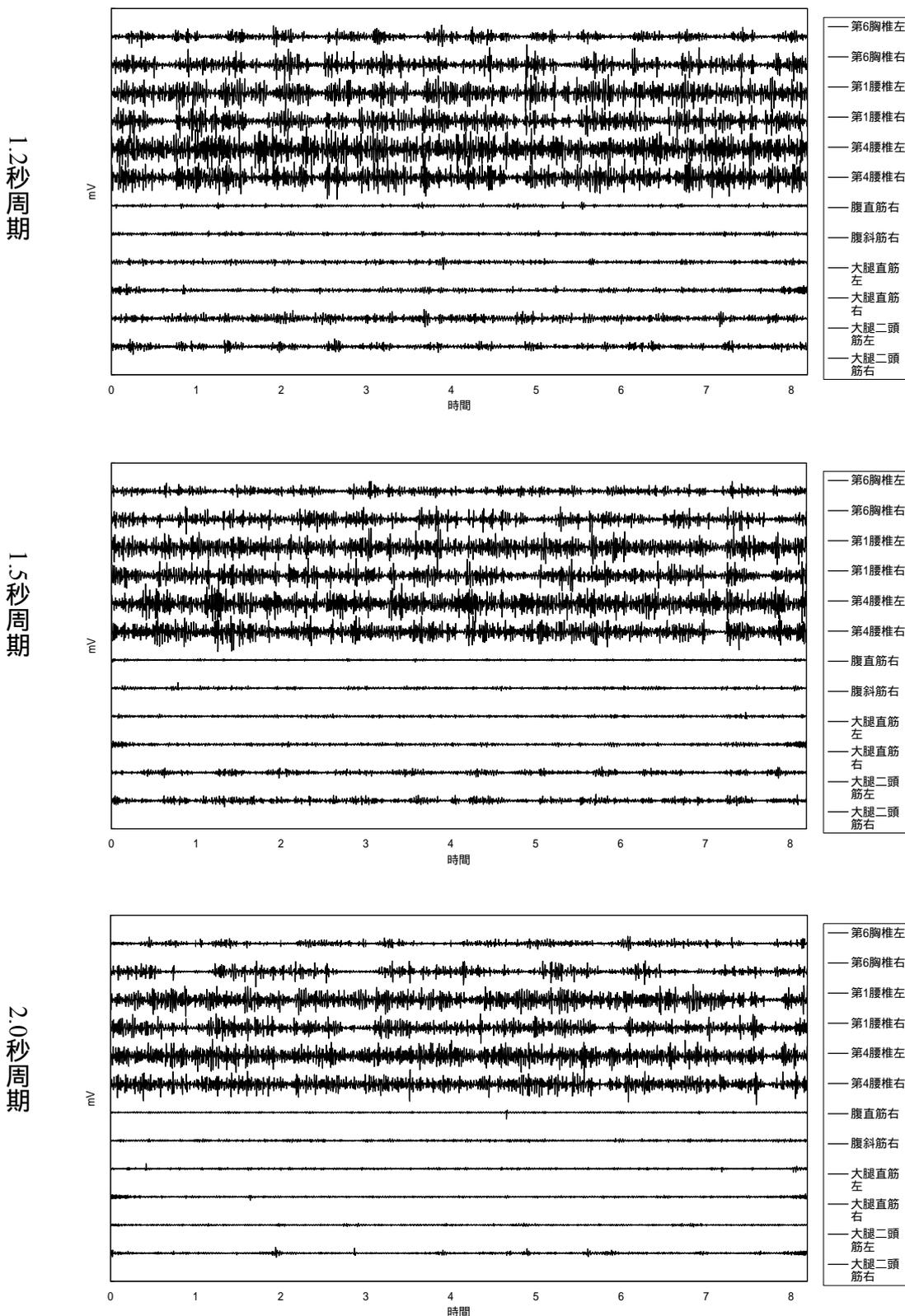


図 38 動作速度による筋電図の変化例 (33 歳男性)

揺動周波数による筋電効果の定量化

揺動周波数による筋電効果を定量化するため統計的な解析を行った結果、全ての運動パターンで、動作速度が速くなるほど筋電量は大きくなった。得られた積分筋電値を揺動周波数で近似したところ、下記に示す通り2次曲線にて近似可能であるとの知見を得た(図39から図43)。

“x-Pitch-Roll”の揺動パターン時の時(図39):

周波数の2次曲線との相関係数が0.99。

揺動周波数による積分筋電値の変化(x-Pitch-Roll)

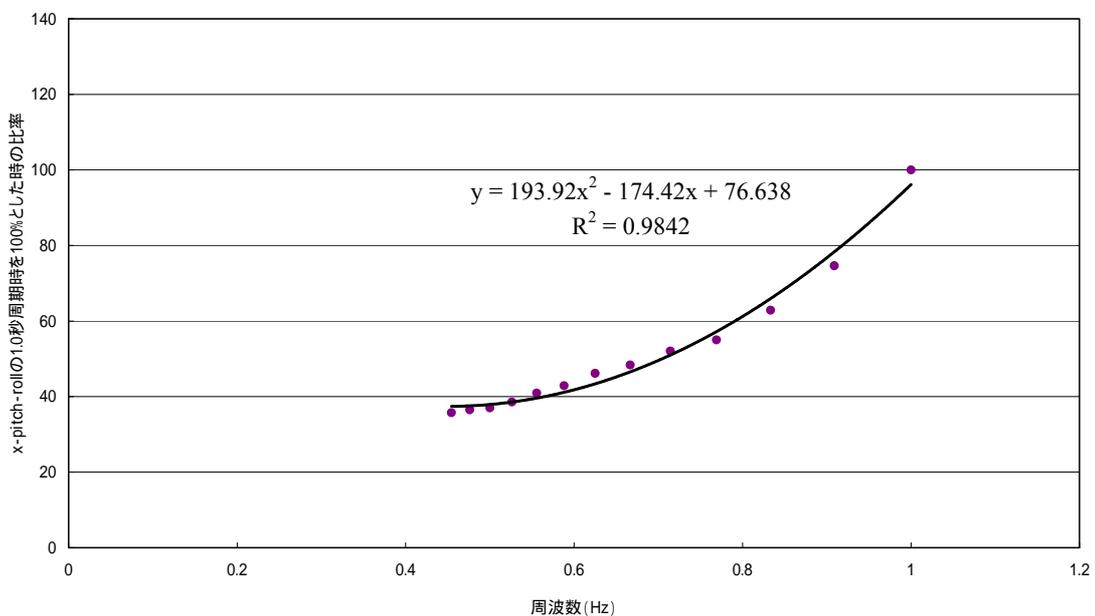


図39 “x-Pitch-Roll”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似

“Pitch-Roll”の揺動パターンの時 (図 40):

若干の筋放電量の増加は認められ、周波数の2次曲線と相関する (相関係数は0.99) が、前後動 (x軸動作) を複合させたときに比較すれば放電量は少ない。

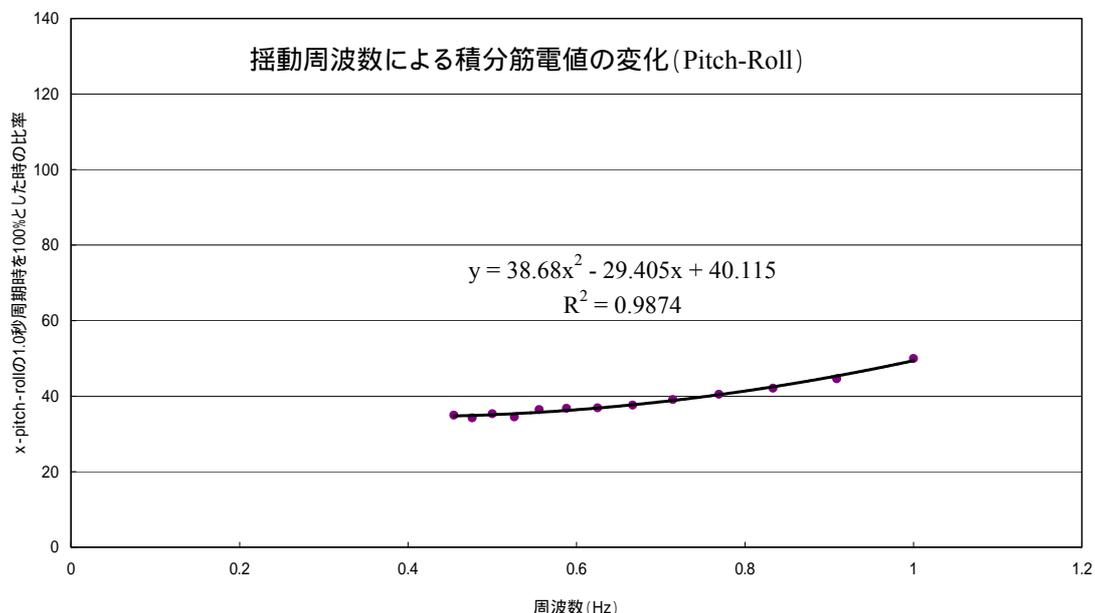


図 40 “Pitch-Roll”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似

“y-Pitch-Roll”の揺動パターンの時 (図 41):

“x-pitch-roll”動作時の放電量より少ない。周波数の2次曲線との相関係数は0.99。

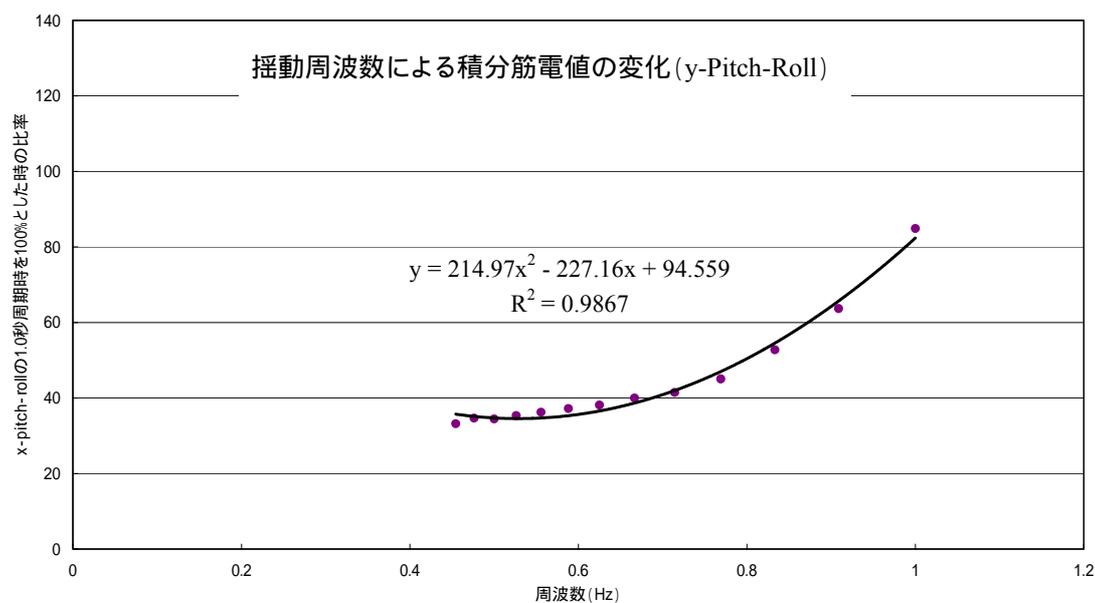


図 41 “y-Pitch-Roll”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似

“x 軸”のみの揺動パターンの時 (図 42):

“x-Pitch-Roll”に似るが、放電は x 軸のみの時の方が若干多くなる。周波数の 2 次曲線との相関係数は 0.99。

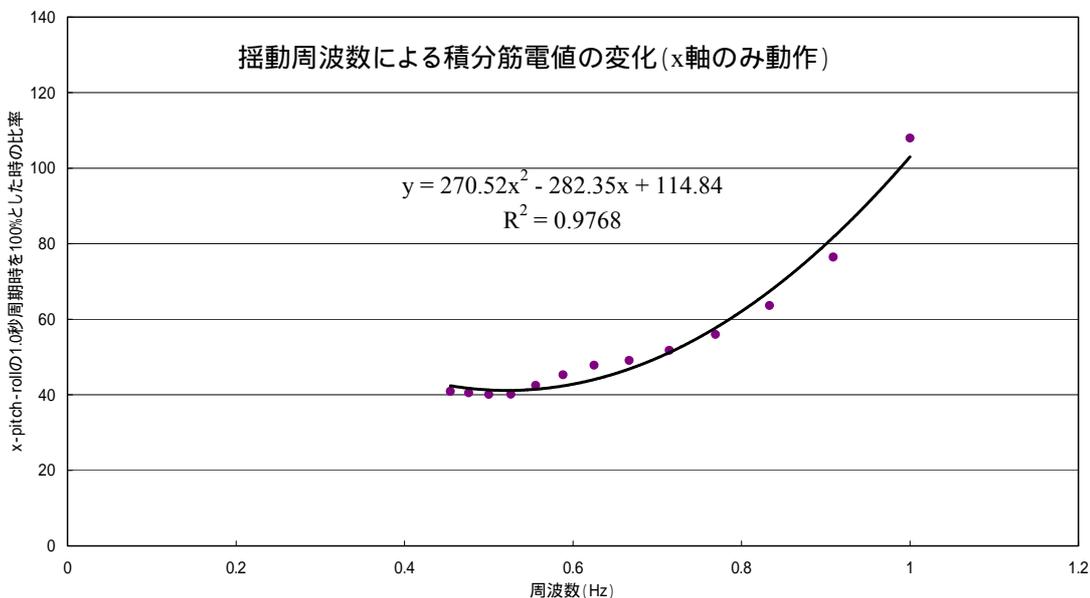


図 42 “x 軸”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似

“y 軸”のみの揺動パターンの時 (図 43):

“y-Pitch-Roll”と同じ程度の放電量を得る。周波数の 2 次曲線との相関係数は 0.98。

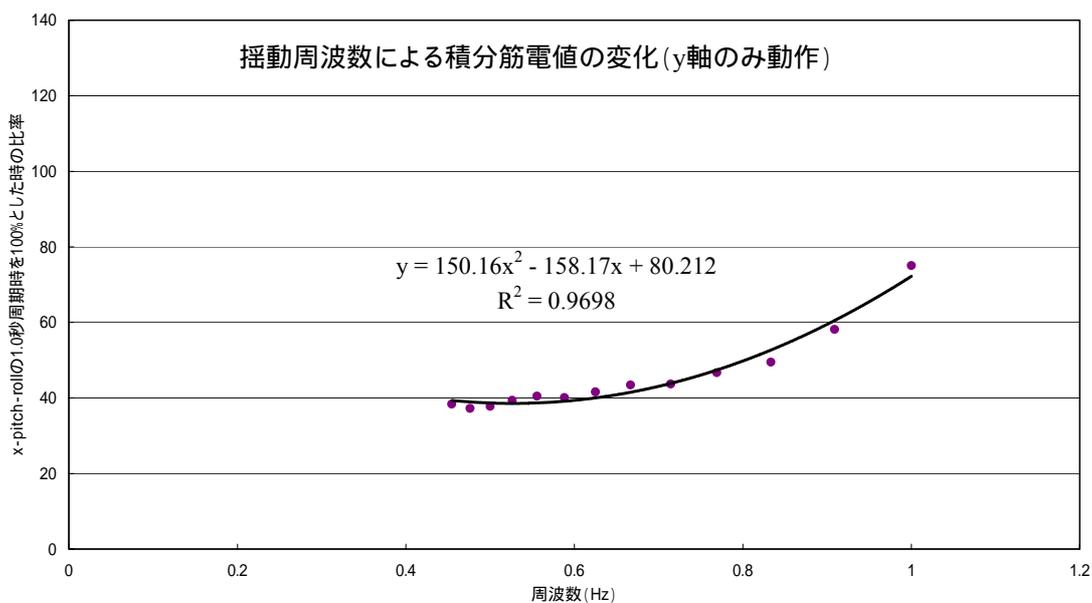


図 43 “y 軸”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似

“x-Pitch-Roll”動作と“Pitch-Roll”動作との速度の比較：

次に、対応する部位に対して両側 t 検定による統計的な解析を行なった。

1. 図 44 から、“Pitch-Roll”動作を、1.0 秒周期(1.0Hz)とした時の放電は、“x-Pitch-Roll”動作 1.0 秒周期 (1.0Hz) 時の 50%程度の放電量となる($p<0.01$)。第 4 項の計測結果 (図 30) から常歩程度の放電量であると推測できる。

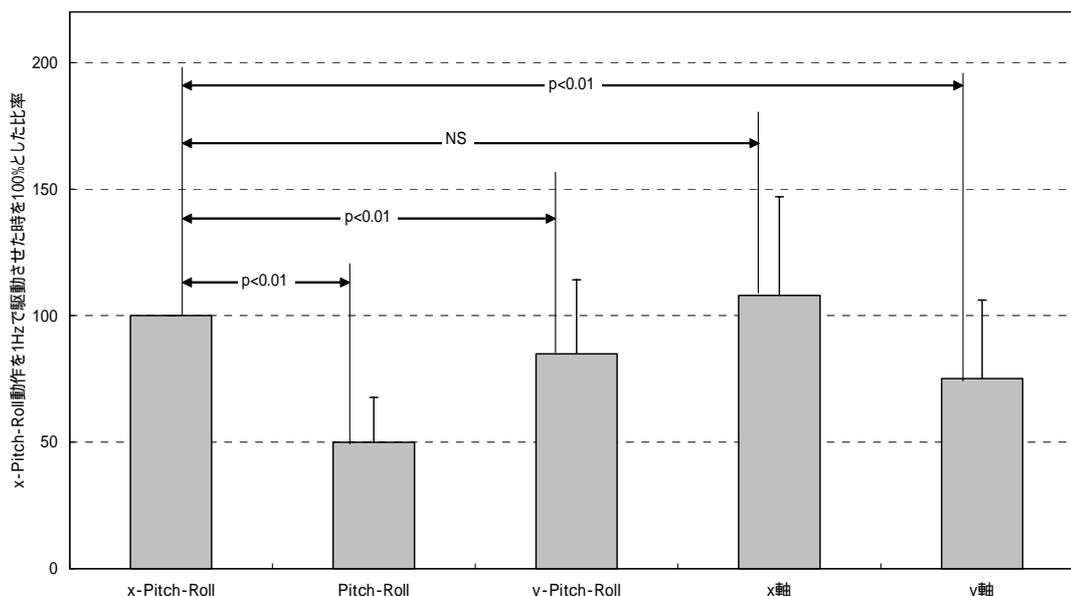


図 44 各動作を動作速度 1.0Hz した時の比較

- ・“x 軸”を 1.0 秒周期 (1.0Hz) とした時が最も放電が多く、“x-Pitch-Roll”動作 1.0Hz に比較して約 1.08 倍 (有意差なし)
- ・“y-Pitch-Roll”を 1.0 秒周期 (1.0Hz) とした時は、“x-Pitch-Roll”動作 1.0Hz の時の約 84.9% ($p<0.01$)
- ・“y 軸”を 1.0 秒周期 (1.0Hz) とした時は、“x-Pitch-Roll”動作 1.0Hz の時の約 75.1% ($p<0.01$)
- ・“Pitch-Roll”を 1.0 秒周期 (1.0Hz) とした時は、最も放電が少なく、“x-Pitch-Roll”動作 1.0Hz の時の約 50.0% ($p<0.01$)

2. 図 45 から、“x-Pitch-Roll”動作を 1.5 秒周期 (0.67Hz) とした時の放電は、1.0 秒周期 (1.0Hz) 時の 50%程度の放電量となる($p<0.01$)。

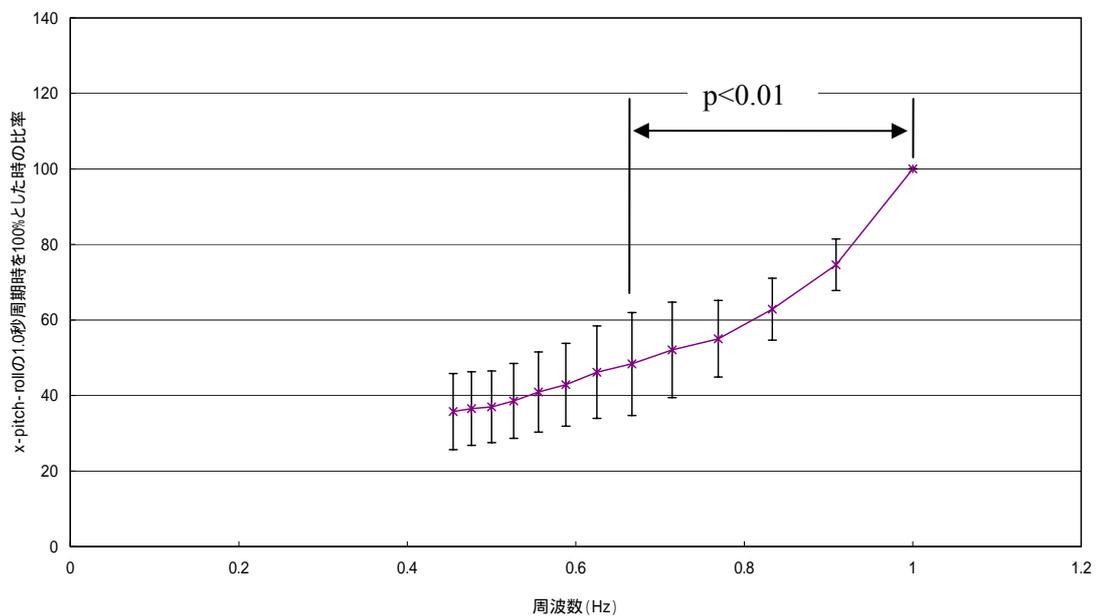


図 45 “x-Pitch-Roll”動作による筋力効果が得られる動作速度の推定

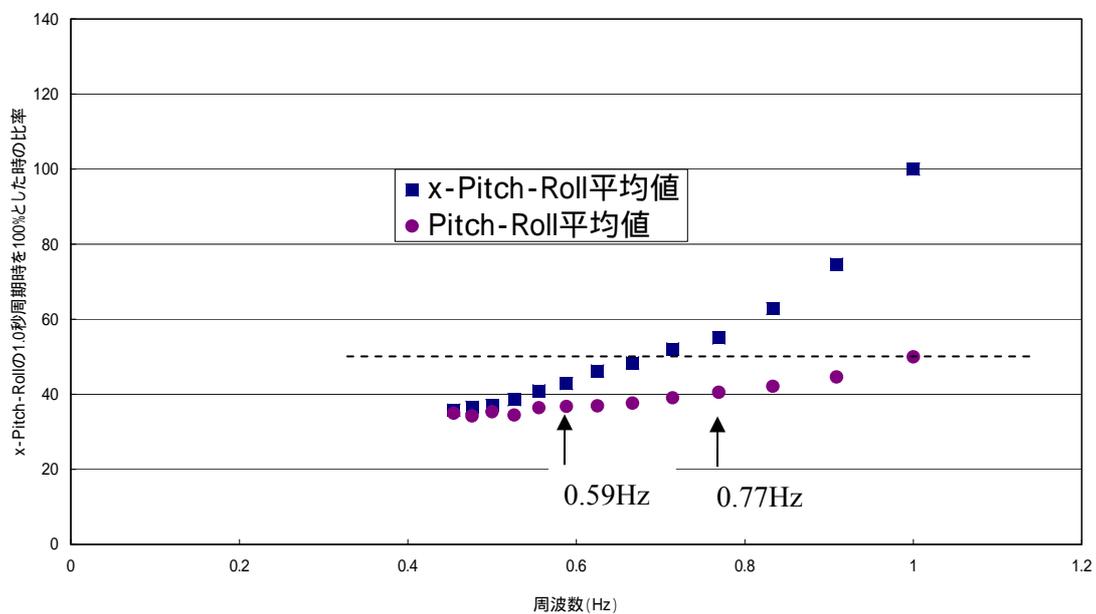
3. 図 46 から、“Pitch-Roll”動作を、1.0 秒周期(1.0Hz)で動作させた時の、“x-Pitch-Roll”動作の揺動速度による放電量の違いは、次のように分けられる。

(ア) 1.0 秒周期 (1.0Hz) から 1.3 秒周期 (0.77Hz) までは、“x-Pitch-Roll”動作の方が放電量は有意に大きい ($p<0.01$)

(イ) 1.4 秒周期 (0.67Hz) から 1.6 秒周期 (0.59Hz) までは、ほぼ同じである

(ウ) 1.7 秒周期 (0.59Hz) より遅い速度では、“Pitch-Roll”動作の方が放電が有意に大きい ($p<0.01$)

従って、筋力効果が期待できる効率的な揺動パターンは、“x-Pitch-Roll”動作を 1.5 秒周期 (0.67Hz) とした時であると考えられる。



“Pitch-Roll”を 1.0Hz で動作させた時と比較すると、“x-Pitch-Roll”が、

- ・ 0.77Hz 以上の時、有意に大きい ($p<0.01$)

- ・ 0.59Hz 以下の時、有意に小さい ($p<0.01$)

図 46 “Pitch-Roll”動作 1.0Hz と“x-Pitch-Roll”動作の比較

“x 軸”動作時に必要な条件：

図 44 の結果から、“x-Pitch-Roll”動作を 1.0 秒周期とした時の放電量は、振幅 22.5mm の“x 軸”動作を 1.0 秒周期(1.0Hz)とした時と同等である。一方、第 5 項の結果(図 35)から、1.5 秒周期(0.67Hz)時の放電は、1.0 秒周期(1.0Hz)時の約 50%の放電量であると推測できる。これらのことから、放電が容易に得られる揺動方法は、前後方向に約 20mm の振幅で約 0.67Hz の周波数を有していればよいと結論できる。

【考察】

頭部への物理的な揺れに着目し、揺動による体幹部への影響を目視により観察すれば、揺動周波数が小さい場合、頭部は駆動部の与える揺れと同調し、空間に停滞しない傾向が見られる。揺動周波数が大きくなると、頭部は空間に停滞し始める。

また、筋電計測結果によれば、概ね周波数の2乗に比例し、放電量が大きくなっていった。これらのことから、ある程度の速度を与えることによって重心が崩され筋電が誘発されていることが分かる。つまり、揺動周波数が小さい場合は、揺動に対して積極的にバランスを取る必要が無く、基本的に等速運動をしている状態になっていると考えられ、筋電は静的な座位姿勢を維持するレベルにとどまっている。揺動周波数が大きくなれば、揺動に対して落下しないようにバランスを取り、自然な姿勢制御反射が起きていると考えられる。

さて、ここでの計測における全ての揺動パターンにおいて、積分筋電値の平均値は、揺動周波数を変数とした2次曲線に相関し、前後動の振幅に比例していた。そこで、この理由を考察するため、与えられる加速度に着目し相関を試みた。揺動が単振動で与えられる場合、加速度は周波数の2次式で記述されるという理由と、等尺性筋収縮において、積分筋電値と発揮筋力が相関すると報告されており[33、37]、発揮筋力は力であるため与えられる加速度との相関が考えられるという考察も加速度に着目した理由である。

問題を簡単に捕らえるために x 軸動作のときの積分筋電値と揺動加速度との関係を定量化した。x 軸動作のみであれば、身体に与えられる加速度は、単純な前後への単振動として与えられる。(図 47)

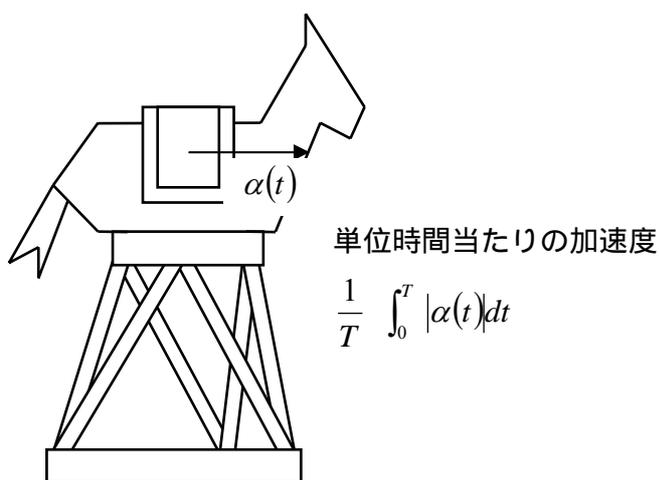


図 47 x 軸動作の時に与えられる加速度

結果を図 48 に示す。縦軸には従来どおり、x-Pitch-Roll を 1.0 秒周期 (1.0Hz) で動作させた時の積分筋電値の比率をとった。揺動速度を大きくするほど得られる筋電量は大きくなり、得られる積分筋電値は揺動加速度と 1 次式で相関している(相関係数は 0.95)。

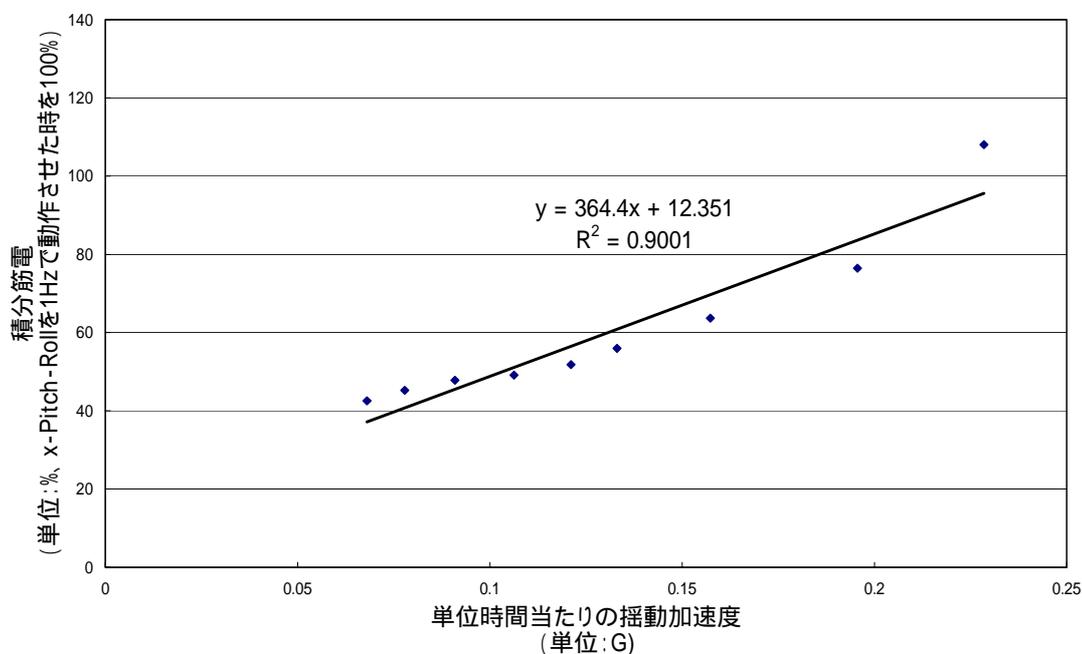


図 48 誘発される筋電と加速度との関係-x 軸動作の場合

今回の研究では、これ以上の詳細な計測・解析を行っていない。加速度や与えられる外力との相関を結論付けるためには、揺動方法として回転運動を考慮した場合や、座位姿勢のとり方、座面の形状など力がいかなる部位にどのようにかかるのかを定式化していくべきである。この件に関しては、今後の課題として取り組んでいく。

【結論】

5つの揺動パターンを比較した結果、重心をずらす運動であるx軸、y軸の動作が座位姿勢で体幹部を中心に筋電を誘発させる動作の基本であると結論した。

さらに、20mm程度の振幅のx軸を含み、概ね1.5秒周期(0.67Hz)よりも速い動作速度であれば、前項での高齢者への筋電計測結果で得られた常歩動作で誘発される筋電量とほぼ同程度になると考えられる。つまり、1.5秒周期(0.67Hz)以上の速度で長期間訓練すれば、筋力訓練効果が得られるものであると推測できる。

また、“Pitch-Roll”動作と“x-Pitch-Roll”動作を比較した場合、明らかに、“Pitch-Roll”動作よりも“x-Pitch-Roll”動作の方が効果的・効率的に放電を得ること可能であることを確認した。

従って、常歩動作を感じながら、かつ、効率的に身体的な効果を得ることが可能な方法は、20mm程度の前後動への振幅を含み、1.5秒周期(0.67Hz)よりも速い“x-Pitch-Roll”動作である[38]。

次節以降では、この動作方法を実現する新しい機構部を有する簡易型乗馬療法機器の開発と、その機器を使用した時の筋電効果と長期の訓練を行なった結果について報告する。

第6節 馬の動きの再現

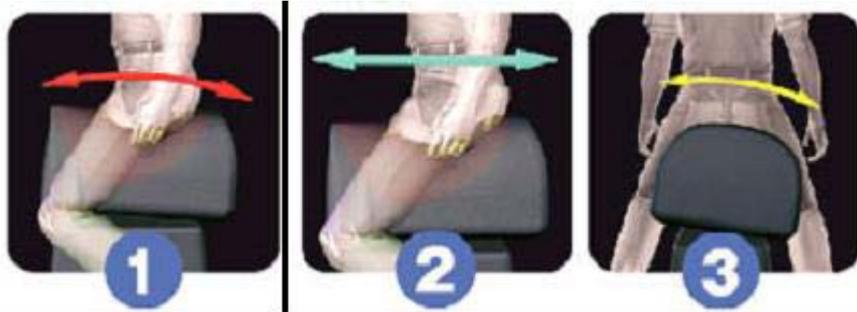
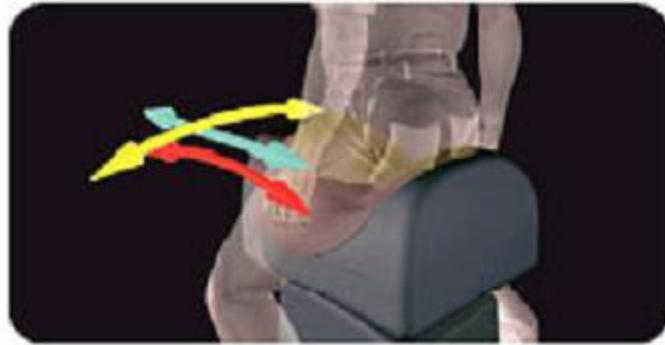
前節の結果から、“x-Pitch-Roll”の組み合わせが常歩^{なみあし}の動きを再現し、かつ、容易に筋電効果を得ることができる揺動方法であると結論付けた。このことから、6自由度の動きを3自由度に減らすことで機構部のコンパクト化を進めることが可能になった。また、速度も1.5秒周期程度を与えることが適度であると考えられる。動作方法の特徴は、図28の最下段のグラフに示すように、前後方向(x軸)へのスライド動作と前後方向へ傾斜するスウィング動作(Pitch)は同じ周波数、左右方向へ傾斜するスウィング動作(Roll)は周波数が1/2になる。

これによって、常歩の動きの特徴的である四拍子を再現している。つまり、

1. 前にスライドし、かつ、前傾しながら右側に傾くことで、馬の右足が地面に着地し
2. 元の位置に戻ることで、左足を踏み出しながら重心を左足に移しつつ
3. 前にスライドし、かつ、前傾しながら左側に傾くことで、左足が地面に着地し
4. 元の位置に戻る

クランク機構を用いて機後部を構成することで、モータ1つでこの動作を実現した。図50に動作の概念を示す。

また、馬体の代わりに、鞍の形状のみ残した。この考え方で開発した簡易型乗馬療法機器を図51に示す。



前後回転
Pitch

平行
X軸

左右回転
Roll

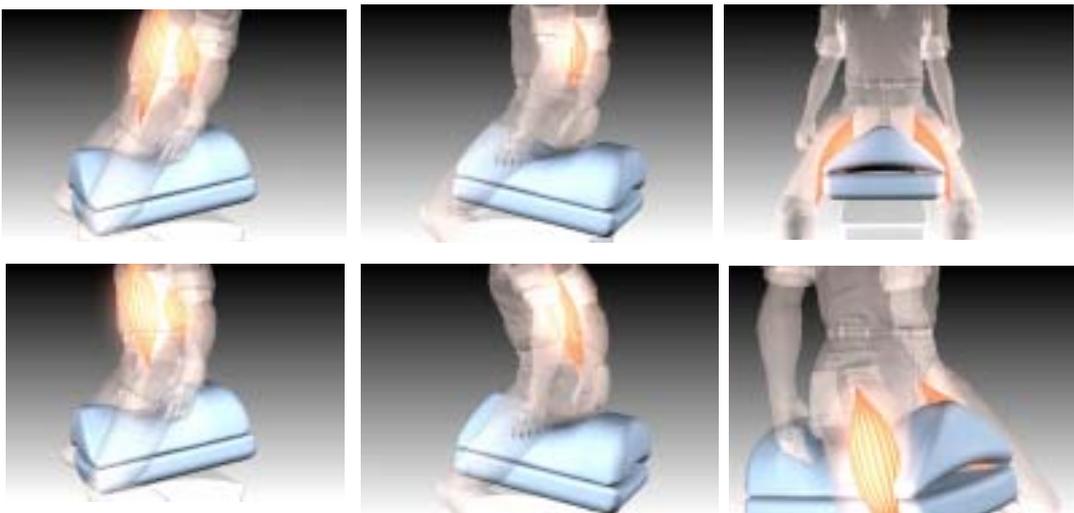


図 50 簡易型乗馬療法機器の動作方法



図 51 簡易型乗馬療法機器

第7節 効果検証

第1項 簡易型乗馬療法機器の急性的効果

開発した簡易型乗馬療法機器を使用したときの長期訓練によって筋力が向上することを示す。この項では、筋電図を用いて、訓練効果を引き出すことが可能であろう動作速度の設定を行なう。第5節第6項での揺動周波数と筋電図の関係から、速く動作させるほど効果が得られると予想できるが、6軸パラレルメカニズムによる機器と異なり、前面に馬体の首部分がない、手綱がないなどの理由から、速く動作させると恐怖感が発生するため、ある程度緩慢な動作を設定する必要があるという理由からである。さらに、消費電力を小さくするためにも効果的な動作速度を設定しておく必要がある。

そこで、開発した簡易型乗馬療法機器による訓練効果の可能性を見極めるために、筋電図による評価を行った。

【アプローチ】

開発した簡易型乗馬療法機器を用い、当機器が設定可能なモータ回転数を動作速度とした。具体的には、1.42秒周期(0.70Hz)、1.52秒周期(0.66Hz)、1.66秒周期(0.60Hz)、1.8秒周期(0.56Hz)、1.96秒周期(0.51Hz)、2.17秒周期(0.46Hz)、2.43秒周期(0.41Hz)の7種類である。筋電計測は、サンプリング周波数を500HzとしてNEC製多他用途テレメータ：サイナアクトMT11を用い、共和電業製メモリレコーダ：EDX-1500Aで記録した。

【対象】

年齢：25歳から38歳まで。平均年齢30.3±4.7。

人数：男子6名

【方法】

計測方法：両極表面筋電計測。電極間距離を3cmとし、対となる電極の電気抵抗が50k以下になるよう角質除去を行なった。

計測時間：各速度に対して、動作開始5秒後から10秒間程度計測した。

目線：自然と姿勢が伸びるように着座した状態で、目線が水平になるように約2.5m先の壁の部位を各人が決定し、それを目印とした。動作中はこの目印を凝視するよう指示をした。

比較動作：簡易型乗馬療法機器の動作が“x-Pitch-Roll”であることと、第1節において、常歩動作時との積分筋電値の比較が行なわれていることから、6軸パラレルメカニズムを使用した“x-Pitch-Roll”の動作を比較対象とした。

【計測部位】

傍脊柱筋群（第6胸椎の高さで背骨から左右各横方向に3cm離れた位置に電極を配置）、腰部筋群（第1腰椎、第4腰椎の高さで同様に左右に電極を配置）、腹直筋（へそ

高さで右横方向に3cm離れた位置に電極を配置)、腹斜筋(へそ高さで右横方向に電極を配置)、大腿直筋(左右各脚に電極を配置)、大腿二等筋(左右各脚に電極を配置)の合計12チャンネル(図52)。

【解析方法】

積分筋電図の解析は、以下の手順で行った。

各動作速度・各チャンネルに対し1.0秒間における筋電図の積分筋電値を計算。

6軸パラレルメカニズムによる“x-Pitch-Roll”の動作での の値を100%とし、各速度で得られる の値をその比率で与えた。

各チャンネルで得られた のデータの平均値を各動作における被験者の筋電値とした。

得られた筋電値に対して揺動周波数による多項式近似を行った。

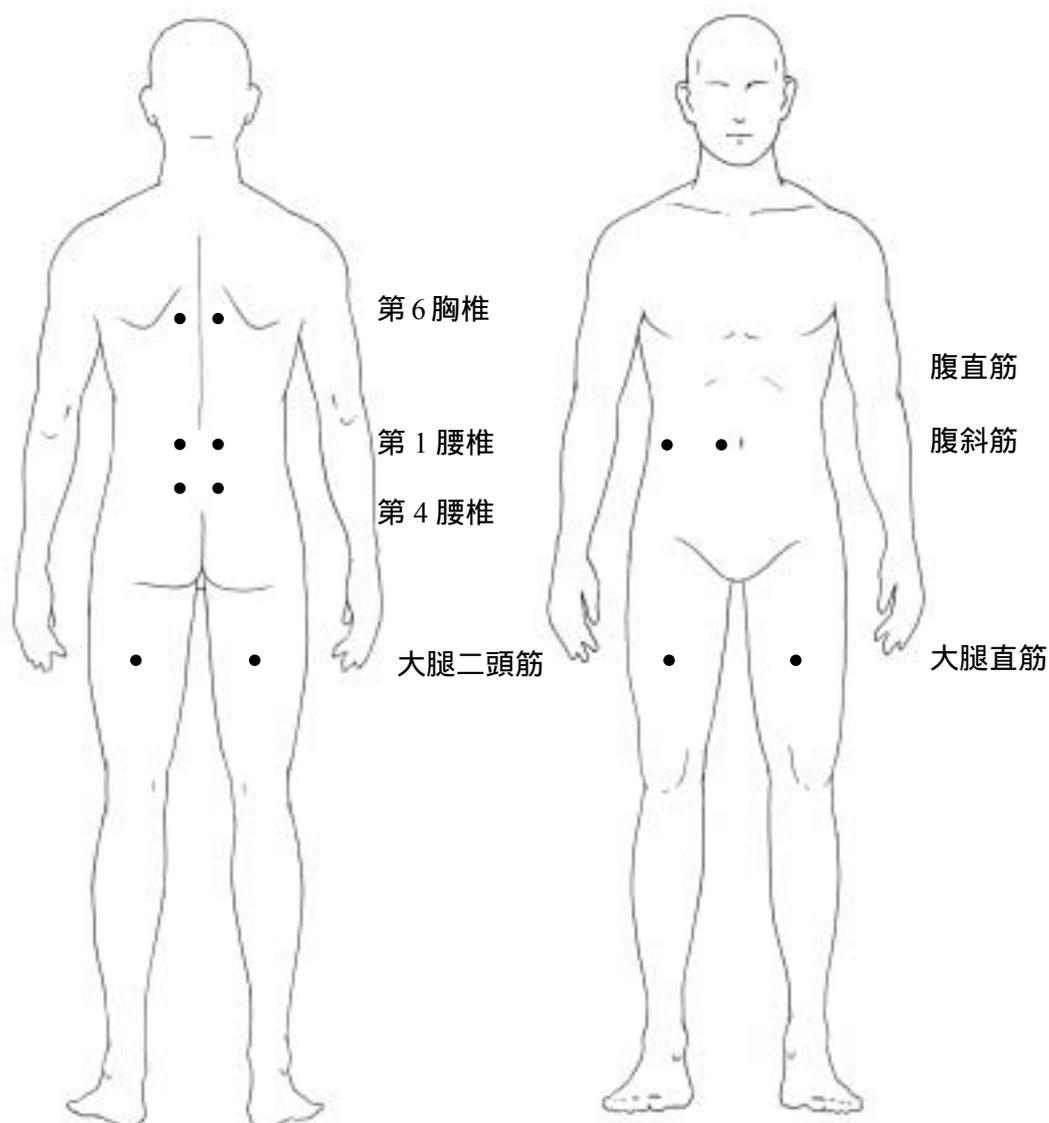


図52 筋電計測部位

【結果・考察】

第5節までで得られた結果によると、“x-Pitch-Roll”の動作で得られる積分筋電値の約50%の積分筋電値が得られれば、常歩動作による積分筋電値とほぼ同じであると考えられる。今回の結果によれば、簡易型乗馬療法機器で約1.96秒周期(0.51Hz)の動作速度で同等の筋電を得る事が可能であると考えられる(図53)。また、多項式による近似は、周波数による1次式であった(相関係数は0.99、図54)。この理由は第5節第6項での周波数の2次曲線による近似結果は主に1.5秒周期(0.7Hz以上)より速い動作であり、今回の計測での揺動周波数の区間が短いことが挙げられる。

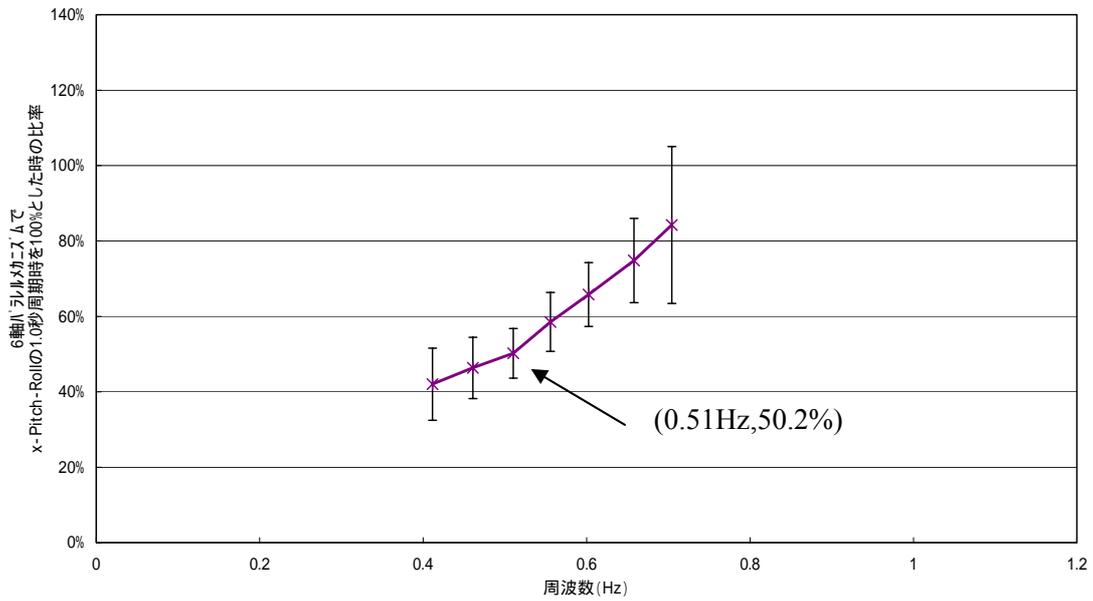


図 53 動作速度による簡易型乗馬療法機器使用時の積分筋電の変化

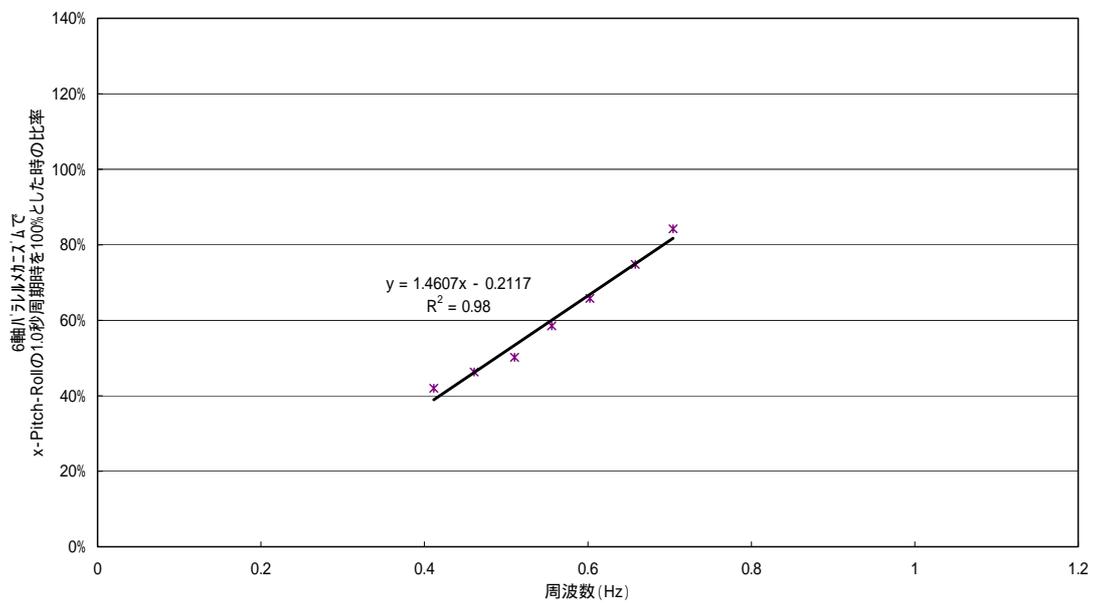


図 54 動作速度による積分筋電値の1次近似

第2項 簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果の検証

簡易型乗馬療法機器を使用し、高齢者に対して1.5ヶ月間から2ヶ月間の訓練を行い、前後での筋力訓練効果を計測した。被験者を3群に分け、各群の動作速度を、約1.52秒周期(0.66Hz)、約1.66秒周期(0.60Hz)、約1.96秒周期(0.51Hz)とした。訓練時の光景を図55に示す。



図55 簡易型乗馬療法機器による訓練の光景

【対象】

第I群：

年齢：60歳から70歳まで。平均年齢63.8歳 \pm 3.31。

人数：9名（男性4例、女性5例）

第II群：

年齢：55歳から70歳まで。平均年齢63.0歳 \pm 4.47。

人数：10名（男性4例、女性6例）

第III群：

年齢：61歳から67歳まで。平均年齢63.6歳 \pm 1.94。

人数：9名（男性7例、女性2例）

【期間】

第I群：1回15分間、週3回、1.5ヶ月間

第II群：1回15分間、週3回、2ヶ月間

第 群：1回15分間、週3回、2カ月間

【動作速度】

第I群：約1.52秒周期(0.66Hz)

第 群：約1.66秒周期(0.60Hz)

第 群：約1.96秒周期(0.51Hz)

【計測方法】

訓練開始前と訓練終了時に、体幹部と膝関節の屈曲・伸展の等尺性筋力とそれぞれの等速性筋力を計測した。いずれの場合も、筋力測定装置(川崎重工社製 Myolet)を用い、腹筋力測定時は測定器のアタッチメントを胸骨丙上部とし、背筋力測定時はアタッチメントを第一胸椎部とした。膝屈曲時は膝関節角度を膝伸展位から45°、膝伸展時は同じく60°の各屈曲位になるようアタッチメントを固定した。等尺性筋力の場合は、それぞれに対して約3秒間最大等尺性筋力を発揮させ、等速性筋力の場合は、体幹部は、角速度を45°/秒と60°/秒とし、膝関節の場合は、30°/秒と90°/秒として発揮させた。それぞれの場合に2回ずつ試行し大きい方を最大発揮筋力とした。

【結果】

第I群：結果を図56と図57に示す。筋力の単位は、単位体重あたりに発生するトルクであるが、表記は 10^3 を乗じたものである(kgm/(kg・ 10^{-3}))。

等尺性筋力：

- ・ 体幹部屈曲(腹筋) - 9例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、135から164に有意($p<0.05$)に増加していた。
- ・ 体幹部伸展(背筋) - 8例の筋力が増加。
筋力の平均値は、330から420に有意($p<0.01$)に増加していた。
- ・ 膝関節屈曲(大腿二頭筋群) - 9例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、76から126に有意($p<0.01$)に増加していた。
- ・ 膝関節伸展(大腿四頭筋群) - 9例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、180から224に有意($p<0.01$)に増加していた。

体幹部等速性筋力(角速度45°/秒)：

- ・ 屈曲(腹筋) - 7例の筋力が増加。
訓練前の計測では、3例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、このうち2例が計測可能になった。
筋力の平均値は、77から155に有意($p<0.01$)に増加していた。ただし、計測不可能なデータを0として計算した。以下同様に計算。
- ・ 伸展(背筋) - 7例の筋力が増加。
訓練前後の計測では、1例が速度に同調できず計測不可能であった。
筋力の平均値は、111から240に有意($p<0.01$)に増加していた。

体幹部等速性筋力(角速度60°/秒)：

- 屈曲（腹筋） - 2例の筋力が増加。
訓練前の計測では、7例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、このうち6例が計測可能になった。
筋力の平均値は、31 から 148 に有意 ($p<0.01$) に増加していた。
- 伸展（背筋） - 7例の筋力が増加。
訓練前の計測では、5例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、このうち4例が計測可能になった。
筋力の平均値は、72 から 232 に有意 ($p<0.01$) に増加していた。
膝関節等速性筋力（角速度 $30^\circ/\text{秒}$ ）：
 - 屈曲（大腿二頭筋） - 15膝（18膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、54 から 78 に有意 ($p<0.01$) に増加していた。
 - 伸展（大腿四頭筋） - 15膝（18膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、101 から 144 に有意 ($p<0.01$) に増加していた。
膝関節等速性筋力（角速度 $90^\circ/\text{秒}$ ）：
 - 屈曲（大腿二頭筋） - 15膝（18膝中）の筋力が増加。
訓練前の計測では、1例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、計測可能になった。また、別の被験者1例が、訓練後に計測不可能であった。
筋力の平均値は、45 から 62 に有意 ($p<0.05$) に増加していた。
 - 伸展（大腿四頭筋） - 14膝（18膝中）の筋力が増加。
訓練前の計測では、1例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、計測可能になった。また、別の被験者1例が、訓練後に計測不可能であった。
筋力の平均値は、73 から 97 に増加していたが、有意ではなかった ($p=0.055$) 。

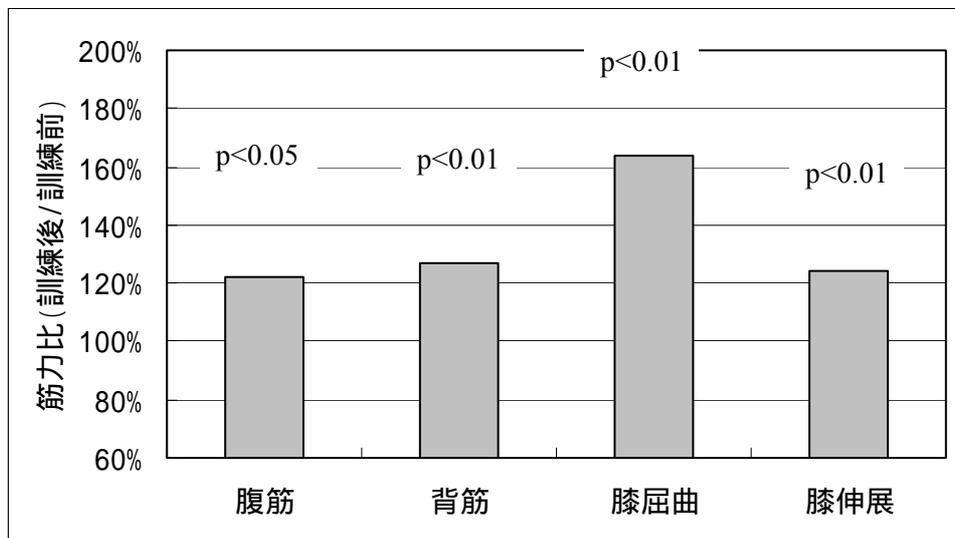


図 56 簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果 (周期 1.52 秒 (0.66Hz))

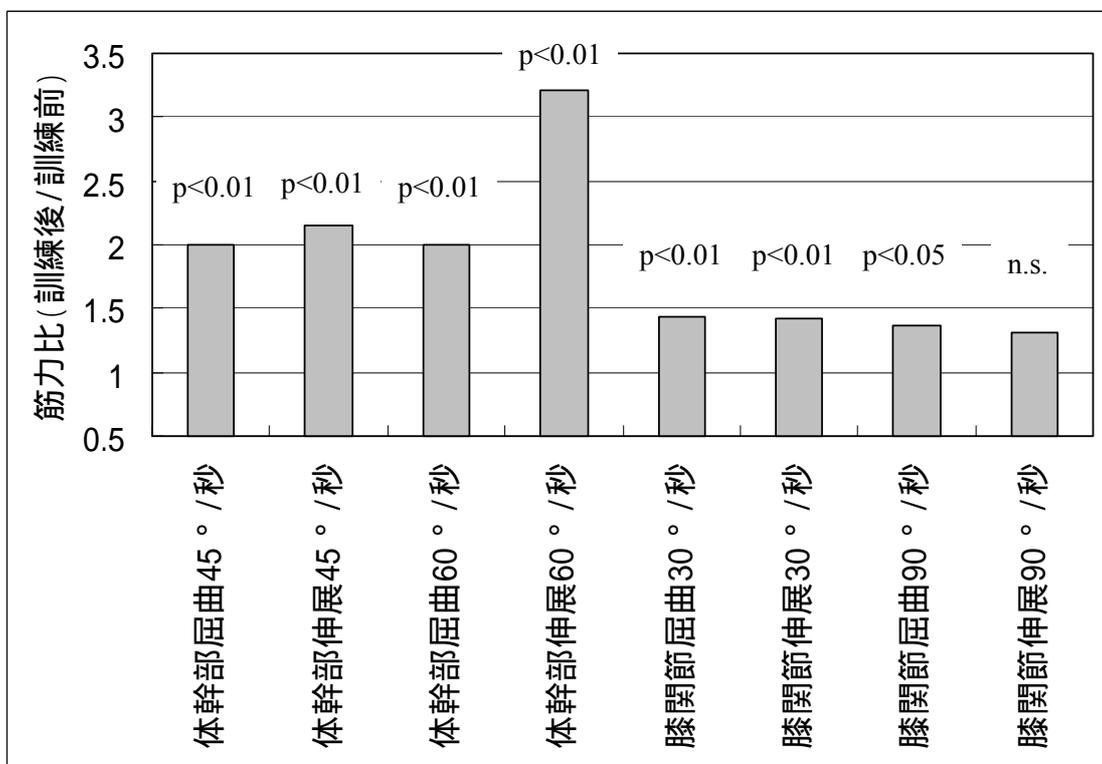


図 57 簡易型乗馬療法機器による等速性筋力訓練効果 (周期 1.52 秒 (0.66Hz))

第 群：結果を図 58 と図 59 に示す。

等尺性筋力：

- ・ 体幹部屈曲（腹筋） - 10 例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、131 から 188 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
 - ・ 体幹部伸展（背筋） - 10 例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、363 から 452 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
 - ・ 膝関節屈曲（大腿二頭筋群） - 16 膝（20 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、104 から 128 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
 - ・ 膝関節伸展（大腿四頭筋群） - 13 膝（20 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、185 から 201 に増加していた($p=0.06$)。
- 体幹部等速性筋力（角速度 45°/秒）：
- ・ 屈曲（腹筋） - 8 例の筋力が増加。
訓練前後の計測で、1 例が速度に同調できず計測不可能であった。
筋力の平均値は、122 から 136 に増加していた($p=0.09$)。
 - ・ 伸展（背筋） - 9 例の筋力が増加。
筋力の平均値は、177 から 252 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
- 体幹部等速性筋力（角速度 60°/秒）：
- ・ 屈曲（腹筋） - 6 例の筋力が増加。
訓練前の計測では、3 例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、このうち 2 例が計測可能になり、訓練前の計測で計測可能だった 1 例が訓練後に計測不可能であった。
筋力の平均値は、100 から 122 に増加していた($p=0.35$)。
 - ・ 伸展（背筋） - 9 例の筋力が増加。
訓練前の計測では、1 例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、計測可能になった。
筋力の平均値は、180 から 239 に有意（ $p<0.05$ ）に増加していた。
- 膝関節等速性筋力（角速度 30°/秒）：
- ・ 屈曲（大腿二頭筋） - 19 膝（20 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、67 から 98 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
 - ・ 伸展（大腿四頭筋） - 17 膝（20 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、121 から 145 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
- 膝関節等速性筋力（角速度 90°/秒）：
- ・ 屈曲（大腿二頭筋） - 17 膝（20 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、55 から 79 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
 - ・ 伸展（大腿四頭筋） - 14 膝（20 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、84 から 106 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。

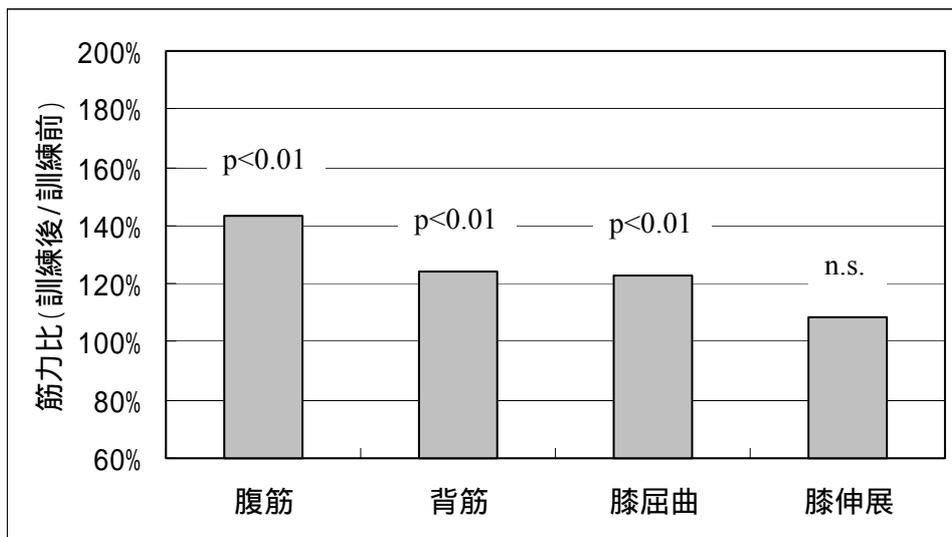


図 58 簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果 (周期 1.66 秒 (0.60Hz))

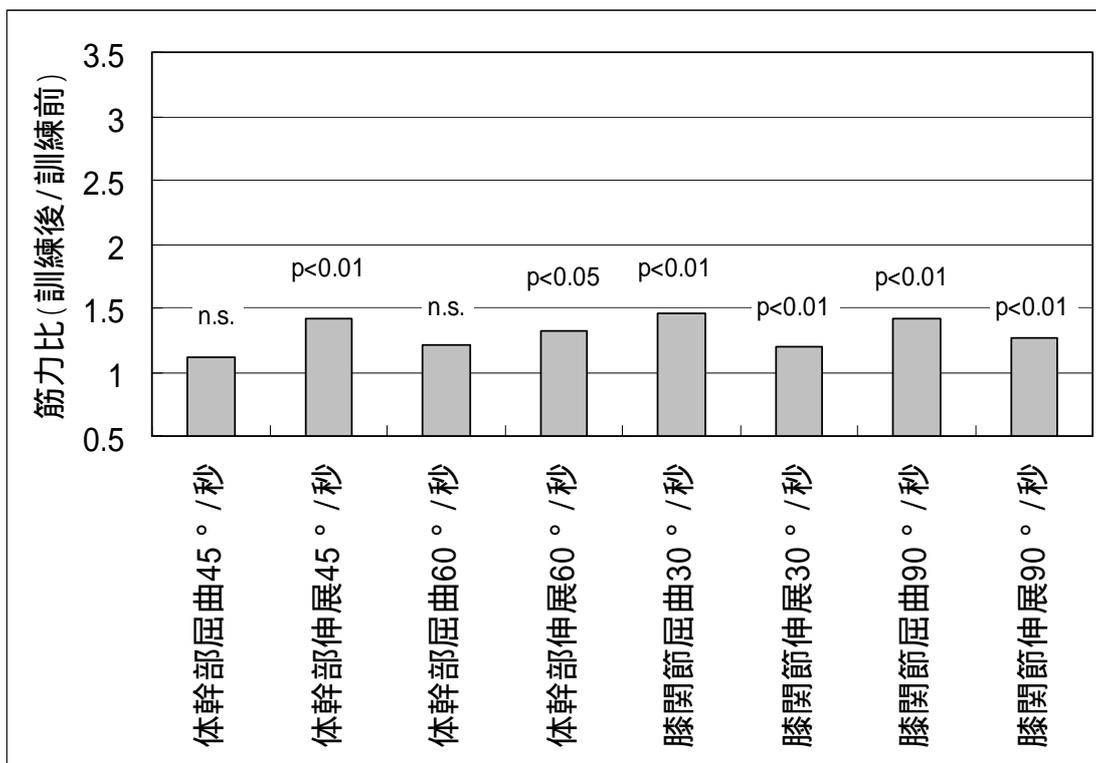


図 59 簡易型乗馬療法機器による等速性筋力訓練効果 (周期 1.66 秒 (0.60Hz))

第 群：結果を図 60 と図 61 に示す。

等尺性筋力：

- ・ 体幹部屈曲（腹筋） - 7 例の筋力が増加。
筋力の平均値は、166 から 194 に有意（ $p<0.05$ ）に増加していた。
- ・ 体幹部伸展（背筋） - 9 例全例の筋力が増加。
筋力の平均値は、493 から 569 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
- ・ 膝関節屈曲（大腿二頭筋群） - 12 膝（18 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、135 から 143 に増加していた（ $p=0.17$ ）。
- ・ 膝関節伸展（大腿四頭筋群） - 11 膝（18 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、244 から 254 に増加していた（ $p=0.21$ ）。

体幹部等速性筋力（角速度 45°/秒）：

- ・ 屈曲（腹筋） - 8 例の筋力が増加。
訓練前の計測では、2 例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、このうち 1 例が計測可能になった。
筋力の平均値は、122 から 162 に有意（ $p<0.05$ ）に増加していた。
- ・ 伸展（背筋） - 8 例の筋力が増加。
訓練前の計測では、1 例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、計測可能になった。
筋力の平均値は、220 から 303 に有意（ $p<0.05$ ）に増加していた。

体幹部等速性筋力（角速度 60°/秒）：

- ・ 屈曲（腹筋） - 5 例の筋力が増加。
訓練前の計測では、3 例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、このうち 2 例が計測可能になった。
筋力の平均値は、113 から 141 に増加していた（ $p=0.07$ ）。
- ・ 伸展（背筋） - 9 例全例の筋力が増加。
訓練前の計測では、2 例が速度に同調できず計測不可能であったが、訓練後は、計測可能になった。
筋力の平均値は、191 から 308 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。

膝関節等速性筋力（角速度 30°/秒）：

- ・ 屈曲（大腿二頭筋） - 15 膝（18 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、84 から 105 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
 - ・ 伸展（大腿四頭筋） - 17 膝（18 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、152 から 188 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。
- 膝関節等速性筋力（角速度 90°/秒）：
- ・ 屈曲（大腿二頭筋） - 15 膝（18 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、67 から 82 に有意（ $p<0.01$ ）に増加していた。

- ・ 伸展（大腿四頭筋） - 15 膝（18 膝中）の筋力が増加。
筋力の平均値は、103 から 133 に有意（ $p < 0.01$ ）に増加していた。

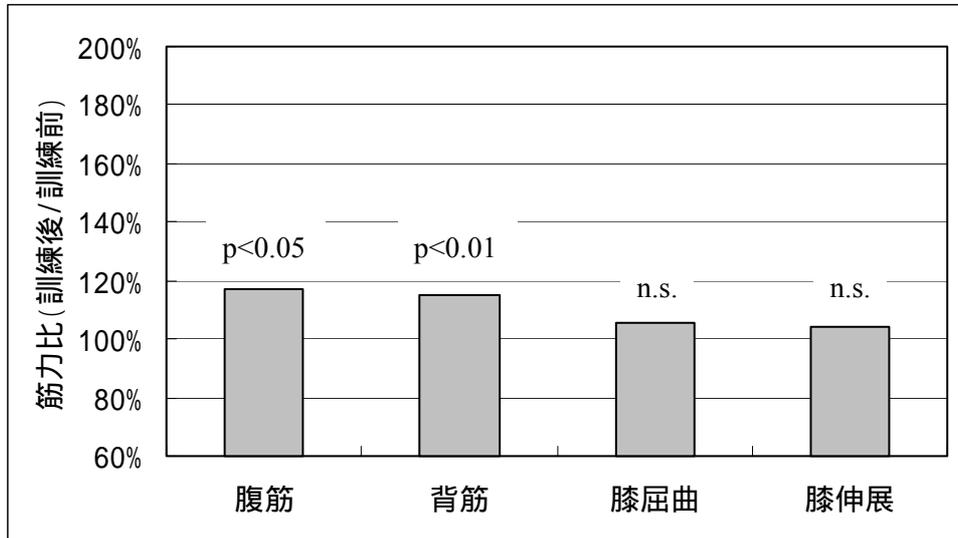


図 60 簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果（周期 1.96 秒（0.51Hz））

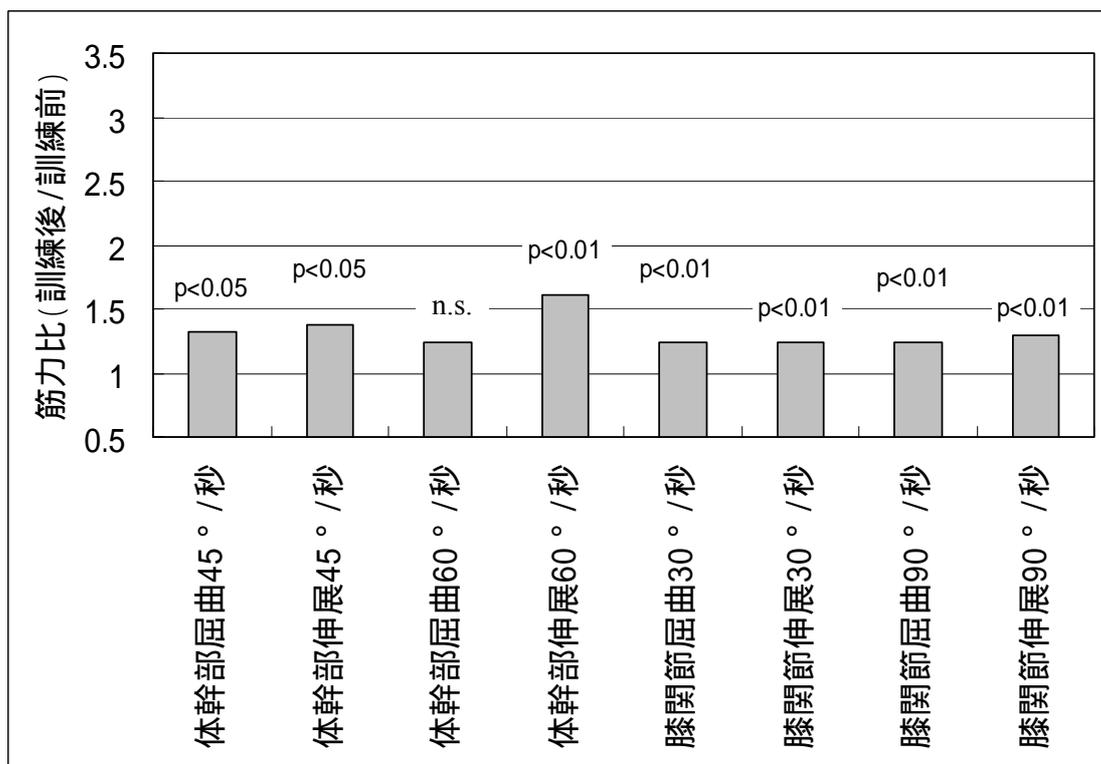


図 61 簡易型乗馬療法機器による等速性筋力訓練効果（周期 1.96 秒（0.51Hz））

【考察】

体幹部の等尺性筋収縮力は、全ての群において有意に向上した。

膝関節の等尺性屈曲力の効果を動作速度が遅い順に並べると、「有意差なし・ $p<0.01$ で1.2倍の筋力増加・ $p<0.01$ で1.6倍の筋力増加」で、伸展力効果を動作速度が遅い順に並べると、「有意差なし・有意差なし・ $p<0.01$ で1.2倍の筋力増加」となる。すなわち、動作速度を速くするほど、膝の屈曲・伸展の等尺性筋収縮力の筋力増加効果が得られやすいという結果が得られた。

体幹部の等速性筋収縮力は、第I群のみ低速度（ $45^\circ/\text{秒}$ ）、高速度（ $60^\circ/\text{秒}$ ）いずれの場合も屈曲伸展共に有意に向上した。第 群・第 群では速度による効果への差はなかったが、いずれの場合でも伸展筋（背筋）力が有意に向上した。屈曲（腹筋）力よりも筋力効果が得やすいことが分かる。

膝関節の等速性筋収縮力は、I群の高速度（ $90^\circ/\text{秒}$ ）伸展力以外において有意に向上した。屈曲力（大腿二頭筋群）への効果が、伸展力（大腿四頭筋群）への効果よりも得やすいことが分かった。

また、訓練前の筋力計測では、動作速度についていけず計測することができなかった、第I群、第 群、第 群それぞれの延べ人数の合計で「18名、5名、8名」であったが、訓練後はそれぞれ「5名、3名、2名」に減少した。このことは、単純に筋肉量が増加したことによる筋力増加効果だけではなく、神経的な賦活作用が働いているとも考えられる[39、40]が、より詳細な考察に関しては今後の課題としたい。

第8節 まとめ

他動的な揺動刺激により自動運動を誘発する技術(他動的自動運動誘発技術)を構築するにあたり、乗馬療法を機械で再現することから着手し、常歩に最も近い動作方法であり、しかも、筋電効果を容易に誘発する動作方法を抽出することに成功し、簡易型乗馬療法機器を開発するまでの経緯に関する報告を行なった。乗馬療法は、ドイツをはじめとするヨーロッパでは理学療法の一つとして用いられ、経験的ながらも有効性が論じられている。しかし我が国においては、訓練士の確保だけではなく訓練場所の確保や馬の飼育に高額な費用を要する点などから、広く一般に導入することは困難であると思われる。これらの不具合を解消するために、乗馬療法機器の開発を行い、当療法の経験則に科学的解析を加えることでその機器の有効性の実証を行ったものである。

生きた馬の鞍の動きを再現するために、鞍に取り付けた反射球の位置を計測するモーションキャプチャ技術を利用することで、鞍の動きを3次元的な時系列データとした。その後、スチュアートプラットフォーム型の6軸パラレルメカニズムにより、鞍の動作を機械的に再現した。

一方、バーチャルリアリティ技術を用いて、揺動刺激と映像・効果音による刺激の提示を同期を取りながら行うことが可能なシステムの構築を行った。鞍の動きを単純に得られた時系列データに従って動作させるのではなく、体験者による入力や、坂道や曲がり角などの映像環境に合わせてリアルタイムに動作方法を変更させるシステムを構築した。これにより、再現性があり、かつ、リアルタイムに揺動パターンを変化させながら揺動刺激を身体に与えることが可能になった。

次に、開発したシステムを用いて乗馬療法の身体的な効果の定量化を試みた。現実の乗馬療法では、第2節で述べたように身体障害者のバランス能力の向上・反射能力の改善・脳性まひ患者の痙性の改善・歩行の改善などの報告が多数行なわれている。そこで、当研究では、パイロットスタディとして、腰背腹部への筋の賦活効果(筋電効果やストレッチ効果など)に着目し、長期的な体幹部の筋力向上効果の定量化を試みた。高齢者への機能回復という点から効果を見た場合に最も可能性が高く、かつ、腰痛への対策として社会的なニーズが大きいというのが理由である。この結果、60歳代の高齢者への筋力増加効果を得ることができた。単純に騎乗し、揺動に対してバランスを取るだけという行為でありながら筋力訓練効果が示されたことは、リハビリテーションの臨床的意義が非常に大きいものと考えられる。

さらに、筋力増加効果を健康増進の目的としたのであるならば、腰背部への筋電が効果的・効率的に得られるように動作方法を決定すれば、より効果的・効率的な筋力増加効果が得られるであろうと考え、筋電図による計測を行い、積分筋電値による解析を試みた。つまり、長期的な効果として得られる筋力効果を上手くコントロールするための

指標として筋電効果を利用したのである。この結果、容易に筋電効果を得る動作は、重心を水平方向にずらす動作であるとの結論を導くに至った。また、常歩動作に最も近く、筋電効果を得られる動作は、“x-Pitch-Roll”動作の組み合わせであり、前後方向（x軸）へのスライド動作と前後方向へ傾斜するスウィング動作（Pitch）は同じ周波数、左右方向へ傾斜するスウィング動作（Roll）は周波数が1/2になると結論付けた。

最後に、これらの効果検証結果から、簡易型乗馬療法機器の開発を行った。6軸パラレルメカニズムによる効果検証と同様に、筋電効果の計測と、長期的な筋力効果の計測を行い、確認を行なった。この結果、60歳以上の高齢者に対し筋力増強が認められ、さらに、全ての調査例を通して1例の脱落者もなく訓練可能であった。騎乗訓練を行った被験者の主観的評価でも、筋力増強訓練であるにも関わらず訓練の苦痛を訴える者はなく、人体に有害と思われる要素は見受けられなかった。研究の成果として、継続しやすい有意義な筋力訓練機器の開発が行えたものと考えている。

第9節 今後の展開

障害者への乗馬療法と同様に、簡易型乗馬療法機器が実際に障害児に対して利用されている。騎乗することによって体幹部分に適度な運動効果を得ることができると報告されている。定性的ではあるが、騎乗前に比較すれば騎乗後では足をしっかりと出せるようになるなど、従来の乗馬療法が報告しているバランス訓練や歩行の改善[1、25、41-42]などの急性的な効果が得られるとのことである（図 62）。

また、痙直型両麻痺患者 1 名に対して行った、足圧分布測定システム（ニッタ社製 Gait Scan）による計測の結果、一回の騎乗前後では歩幅・遊脚時間は即時的に改善したが、効果が持続していないと報告されている[43]。

さらに、脊髄小脳変性症患者 5 名に対して、1 回 15 分の騎乗を週 2～3 回、2 ヶ月間行い Berg Functional Balance Scale を用いてバランス機能を評価した結果、訓練前後で有意に改善したことが報告されている[44]。

我々の計測では、高齢者への等速性筋力計測において、訓練前では動作速度に反応できないために計測することが不可能であった被験者群が、訓練後では計測可能になっていた。

これらの結果は、単なる筋力増加効果だけではなく、神経的な促通効果が作用した結果であると考えられる。今後は、これらの結果を元に、平衡機能への改善効果を定量化していくとともに、作用機序を明らかにすることで、より効果的な刺激方法や生体情報をシステムにフィードバックする方法などの研究を進めていく。



図 62 簡易型乗馬療法機器の障害者への適用例

また、図 48 に示したように、一連の計測を通じ、揺動による筋電効果を得るためには、動作加速度による影響が大きく関与しているだろうとの予想を得るに至っている。今回の解析では、振幅による線形近似、かつ、揺動周波数の2次曲線で筋電総和量が近似可能であった。今後は、鞍の形状により受ける力と、回転運動により与えられるトルクなどを考慮し、人体モデルを構築することで、筋作用をシミュレーションするなどバイオメカニクス的な考察からこういった関係が成立するのかどうかの確認を進めていく。

参考文献

1. Martha J. Blery, Nancy Kauffman : The Effects of Therapeutic Horseback Riding on Balance, *Adapted Physical Activity Quarterly*, Vol. 5, pp221-229, 1988
2. R. Dlin, A. Ayalon, O. Yazdi, O. Inbar, D. Snir : The influence of therapeutic horseback riding on physiological biomechanical, and psychomotor variables, *Maccabiah-Wingate International Congress on Sport & Coaching (1989:Wingate)*, pp.131-140, 1991
3. Maja Burian : Hippotherapy of children with sight handicaps in the program of school activities, *International Conference on Physical Education and Sports of Children and Youth*, pp. 90-92, 1995
4. Gottwald A. and Biewald N. : Follow-up observation of young people treated through hippotherapy for spinal disorders, *Therapeutisches Reiten 82(Proceedings of the Fourth International congress on therapeutic riding, Hamburg, West Germany)*, pp. 307-316, Aug. 1982
5. Joyce R. MacKinnon, Samuel Noh, Judith Lariviere, Ann MacPhail, Dianne E. Allan, Deborah Laliberte : A Study of Therapeutic Effects of Horseback Riding for Children with Cerebral Palsy, *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, Vol. 15, No. 1, pp. 17-34, 1995
6. Kurschner M. : Horseback riding for the disabled, *The Australian Journal of Physiotherapy*. Vol. 33, No.3, pp. 202-207, 1987
7. Mayberry : The mystique of the horse is strong medicine: riding as therapeutic recreation, 1978
8. Myra Haskin, Jennifer A. Bream, William J. Erdman : The Pennsylvania horseback riding program for cerebral palsy, *American Journal of Physical Medicine*, Vol.61, No.3 (USA) pp. 141 - 144, 1982
9. Joyce R. MacKinnon, Samuel Noh, Deborah Laliberte, Judith Lariviere, Diane E. Allan : Therapeutic Horseback Riding: A Review of the Literature, *Physical and Occupational therapy in Pediatrics (USA)*, Vol. 15, No. 1, pp. 1-15, 1995
10. Barbara Teichmann Engel : The horse as a modality for Occupational Therapy, *Occup. ther. Health care (USA)*, Vol. 1, No. 1, pp.41-47, 1984
11. Joan C. Griffith : Chronicle of therapeutic horseback riding in the United States, resources and references, *Clinical Kinesiology (USA)*, Vol. 46, No. 1, pp.2-7, 1992
12. 太田恵美子, :乗馬療法 : 畜産の研究, 第51巻, 第1号, pp. 148-154, 1997
13. 高岡隆一, 田子悟史 : 乗馬療法について, *理学診療*, Vol. 4, No. 2, pp. 193-197, 1993
14. 木村哲彦 : 生馬シミュレータの開発, *医療*, Vol. 40, No.8, pp. 749-755, 1986

15. V. Marle Fox, Valorie A. Lawlor and Marvin W. Lunges : Pilot Study of Novel Test Instrumentation to Evaluate Therapeutic Horseback Riding, Adapted physical activity quarterly , No. 1, pp. 30-36, 1984
16. Barb J. Brock : Effect of Therapeutic Horseback riding on Physically Disabled Adults, Therapeutic Recreational Journal, Vol. 22, No. 3, pp.34-43, 1988
17. D. Riede : Beschleunigungs- und Schwingungsmessungen auf dem Pferderücken und am Reiter (英訳タイトル : Measuring acceleration and vibration on the horse's back and on the rider) , Z. Krankengymnastik (KG), Vol. 35, No. 1, pp. 10-13, 1983
18. Youichi Shinomiya, Junji Nomura, Yukio Yoshida, Tetsuhiko Kimura : Horseback Riding Therapy Simulator with VR Technology, ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, pp. 9-14, 1997
19. Koizumi E. : Gallop Gait by Quadruped Locomotion Robot Scamper, 日本機械学会 第7回知能移動ロボットシンポジウム講演論文集, No. 940-252, pp. 32-36, 1994
20. Koenig P. , Bekey G. : Generation and Control of Gait Patterns in a Simulated Horse, Proc. IEEE International Conf. Robot and Automatics, pp.359-366, 1993
21. Yamaguchi, M. : Development of a horseback Riding simulator, Advanced Robotics, Vol. 6, No. 4, pp. 517-528, 1992
22. Jouffroy J. J. : L'analyse et la restitution des sensations par simulation en equitation, programme Persival, Science and Sports, Vol. 6, pp. 129-131, 1991
23. Amirat Y., Fried G, Pontnau J, Dafaoui M : Design and control of a new six dof parallel robot, application to equestrian gait simulation, Mechatronics, Vol. 6, No. 2, pp. 227-239, 1996
24. Bauman(1979) Therapeutic exercise on horseback for children with neuroorthopaedic disorders of movement.
25. Kuprian(1981) Hippotherapy and riding therapy as physiotherapeutic treatment method
26. Depaue(1986) Horseback Riding for individuals with disabilities: programs, philosophy, and research
27. 日本ロボット学会パラレルメカニズム研究専門委員会報告書, pp. 85-98, Oct. 1993
28. 仲島了治, 四宮葉一, 関根修, 村上宗司, 川口達治, 北野斉 : VR を応用した乗馬療法システムの開発, 松下電工技報, No.65, pp.42-48, Jan. 1999
29. 村上宗司, 関根修, 四宮葉一, 吉田幸男, 野村淳二, 木村哲彦 : VR を応用した乗馬療法システムの構築, 日本バーチャルリアリティ学会, 第2回大会論文集, pp. 103-110, 1997
30. W. ミューゼラー, 南大路謙一 訳 : 乗馬教本, 恒星社厚生閣, 1996
31. L. ザイフェルト, 南大路謙一 訳 : 実用乗馬, 恒星社厚生閣, 1995
32. 大坂頼三 : 近代馬術, 講談社, 1982

33. 仲島了治, 四宮葉一, 関根修, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦: VR 乗馬療法システムの開発とその効果検証に向けての取り組み, ヒューマンインタフェース学会学術論文誌, Vol. 1, No.4, pp.81-86, 1999
34. 木村哲彦, 野村淳二, 吉田幸男, 四宮葉一: リハビリテーションにおける VR 技術の応用と今後の可能性 生馬シミュレータの開発と医学的応用の可能性, 新医療, 11月号, pp. 101-103, 1997
35. 石田健司, 山本博司, 木村哲彦, 四宮葉一, 関根修: 乗馬ロボットを用いた健康増進訓練の試み, 第 37 回日本リハビリテーション医学会学術集会 抄録集, p. 215, 2000
36. 才藤栄一, 金田嘉清, 岡田誠, 高橋修: 表面筋電図による筋力推定, 総合リハ, Vol. 24, No. 5, pp. 423-430, 1996
37. 才藤栄一: リハビリテーション医学における電気神経生理学入門, リハビリテーション医学, Vol. 32, No. 9, pp. 571-578, 1995
38. 四宮葉一, 関根修, 仲島了治, 澤田一哉, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦: 乗馬療法機器の開発と筋力トレーニング効果の検証, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌 VOL. 6, NO. 3, pp. 197-202, 2001
39. 四宮葉一, 関根修, 仲島了治, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 乗馬療法機器による姿勢性腰痛予防の可能性についての検索と根拠, 日本腰痛学会雑誌, Vol. 7, No. 1, pp. 132-133, 2001
40. 四宮葉一, 関根修, 仲島了司, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦: 乗馬療法機器の開発と動作速度の筋力増強効果への影響, ライフサポート学会大会講演予稿集, Vol. 17, pp. 72, 2001
41. Lydia Wingate: Feasibility of horseback riding as therapeutic and integrate program for handicapped Children, Physical therapy, Vol. 62, no. 2, pp. 184-186, Feb. 1982
42. Dolores B. Bertoti: Effect of therapeutic horseback riding on posture in children with cerebral palsy, Physical thrapy, Vol. 68, No. 10, pp. 1505-1512, Oct. 1988.
43. 太田クラウデッテ美佐子, 榎勇人, 岡崎里南, 野村卓生, 森本隆浩, 山本博司, 川上照彦, 石田健司: 乗馬フィットネス機器「ジョーバ」を脳性麻痺児に使用した小経験-運動機能の評価を中心に-, 第 16 回高知県理学療法学会, p. 25, 2003
44. 小西健一郎, 中川賢之介, 中牧千陽, 栗原美幸, 紺野優子: 乗馬訓練機が脊髄小脳変性症者の平衡機能に与える影響, 第 6 回栃木県理学療法士学会誌, p. 20, 2003

第3章

加齢特性の導出

第1節 はじめに

第2章では、バーチャルリアリティ技術を応用し、基本的なフィードバックシステムを構築したことを報告した。このシステムを応用展開することによって、生体の状況を把握し、状況に応じた刺激を与えることで、個人に応じた健康増進をより効果的、効率的に行うことが可能になると考えられる。そのためには、他動的に揺動を与える方法や、視覚的に情報を提示する方法によって、選択的に、あるいは、集中的に鍛えたい部位の筋力を増加させることや、効率的に平衡機能を向上させることなどの健康増進効果を得ることが可能であるかどうかを見極めていく必要がある。

そこで、情報提示の有無によって加齢特性を抽出することが可能であるかどうかを見極めることを目的として、高齢者群の生体反応と若年者群の生体反応を定量化し比較検討を行った。揺動刺激には第2章で構築した簡易型乗馬療法機器を用い、筋電や頭部位置の生体情報を計測し、計測した情報をリアルタイムに画面に提示するフィードバックシステムの構築を行なった。本章では、構築したシステムを用い、生体情報の提示を行うことで高齢者に特徴的な情報を取得した計測結果について報告する。

第2節 映像提示による計測方法の調査

3次元CGやバーチャルリアリティなどの映像情報を身近に利用できるようになってきたために、情報提示の内容や方法が与える心理的・生理的影響を実験的に検証していくとする研究も活発に行われている。

映像提示中の酔いや嫌悪感といった症状など映像刺激が生体に及ぼす影響を評価するために、自律神経機能の生理パラメータを計測することが有効な方法の一つであると考えられ、バーチャルリアリティの分野をはじめ多くの報告がされている。心拍を利用した計測では、交感神経系と副交感神経系の活動を、時間領域、周波数領域あるいはその両方における領域で解析する方法が報告提案されている[1]。また、[2]では、映像刺激が生体に及ぼす影響を評価する方法の確立と標準化を目指し、心電図・脈波による血行動態や、重心動揺、眼振、瞬目などの生理パラメータを使って、視覚刺激による循環・平衡機能反応の評価などが行われている。また、視覚刺激による情動効果やリラクゼーション効果を評価する試みには、非侵襲的計測として呼吸・脈波・表面皮膚温などのデータを計測するとともに、抑鬱感や不安感などの心理反応も測定して分析を行った研究例[3]、「臨場感」や「没入感」の定量化の試みとして重心動揺を測定した研究[4]や、映像刺激の周波数と生体との関連性（重心動揺の周波数）を検証した研究[5]、ユーザの精神状態を把握する試みとしてジェットコースターの搭載カメラからの3次元映像を刺激とした際の、呼吸・心電図・血圧などの変動を分析した研究[6]、心電図・呼吸・胃電図・重心動揺により映像刺激による酔いの影響などを評価した研究[7]がある。さらには、デジタル映像を対象に、そのコンテンツの安全性や快適性を客観的に評価するシステムを開発することを目指した大規模かつ基盤的な研究プロジェクトの報告もある[8]。

しかしながら、これらの事例は、高齢者への特性を評価することを目的として行ったものではない。また、映像刺激による生体へのプラスの効果を評価することを対象にしたものがあるものの、ほとんどの研究事例では映像刺激の生体への負の効果や悪影響を評価する試みとしてなされている。さらに、揺動刺激を映像刺激に組み合わせて刺激を与えることによって身体的・生理的效果を計測しているものではない。

第3節 評価計測方法

第1項 計測項目

映像提示と揺動刺激の組み合わせによる影響を把握するに当たり、第2節における調査の計測項目にある重心動揺計測に着目することとした。しかし、本研究では機器そのものが揺動しているためリアルタイムに計測することは不可能である。そこで、重心動揺の計測そのものを行うのではなく、身体的影響を考察する方法として、頭部位置の揺動量を3次的に計測することとした[9]。この方法を採用した理由として、加齢に伴う反射能力の衰えや、バランス能力の減衰を非侵襲的に定量的に捕らえる方法であると考えたこと、健常であるならば、定常的な揺動に抗して、上半身、特に、頸部から上を空間上の一定位置に保たてるように制御を行うことが可能になるという第2章での知見が得られていること、加齢に伴う能力の減衰により、この反応が鈍感になることが挙げられる。

さらに、健康増進として筋力増加効果への影響を把握することが目的であるため、リアルタイムに評価する指標である筋電図に及ぼす影響を評価することとした。

以上から、次の2つの項目について計測を行った。

(1) 高齢者の身体的特性の取得

頭部位置の揺動量を身体的指標として計測し、自身の状態をフィードバック情報として提示させた時とそうでない時の高齢者の身体的特性を計測した。

(2) 高齢者の生理的特性の取得

自身の状態をフィードバック情報として提示させたときの高齢者の生理的特性を計測した。

本章では、これらの2つの項目に関する被験者実験とその結果について報告する。

第2項 システム構成と提示コンテンツ

i システム構成

高齢者の身体的特徴を取得するにあたり、図63に示すシステムを利用した。図64には、このシステムの構成ブロック図を示す。システムは、簡易型乗馬療法機器、パソコン、提示系（テレビ、FMD（Face Mounted Display））、ビデオデッキ、頭部3次元位置計測器（Polhemus製Fastrak）、筋電計（NEC製）から構成される。

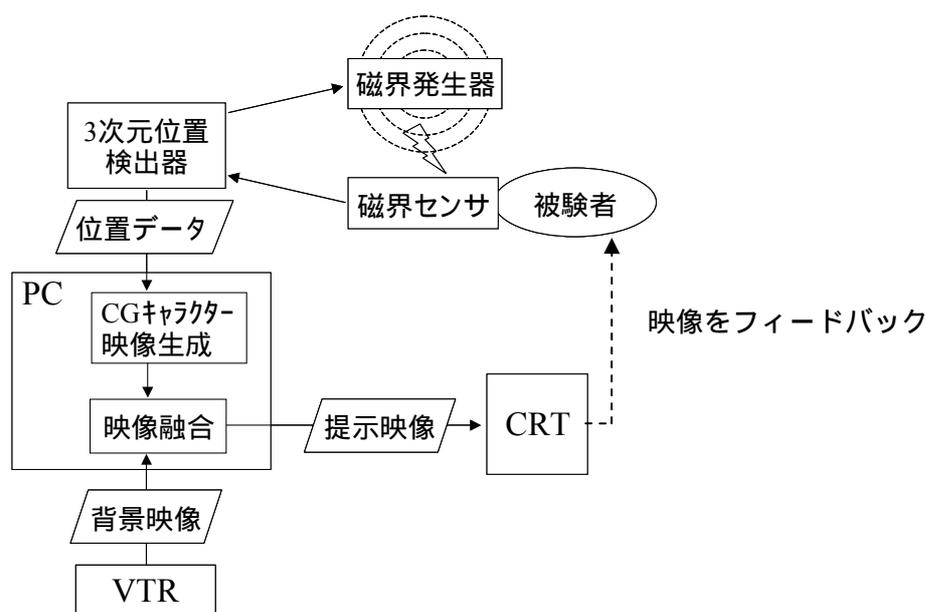


図 64 システム構成ブロック図

FMD、または、ヘルメットに頭部3次元位置計測器を取り付け被験者の頭部の3次元的位置と回転データをリアルタイムに取得する。取得したデータはシリアル接続されたパソコンに送信される。パソコンでは、ポリゴンデータ（CGキャラクター）を生成し、計測された頭部の3次元位置に従い、このポリゴンデータの表示位置を調節する。同時に、パソコンでは、ビデオデッキからのテレビ・ビデオの映像信号をリアルタイムにキャプチャし、ポリゴンデータをこの映像にスーパーインポーズさせる。この結果、簡易型乗馬療法機器上で、揺動を与られている被験者は、自身の頭部位置の揺動をリアルタイムに画面上に3次元的な情報として認知することができる。提示系は、3次元位置計測器を取り付けたFMDに置き換えることが可能なシステム構成になっている。図65に計測を行う際のシステムの位置関係を示す。

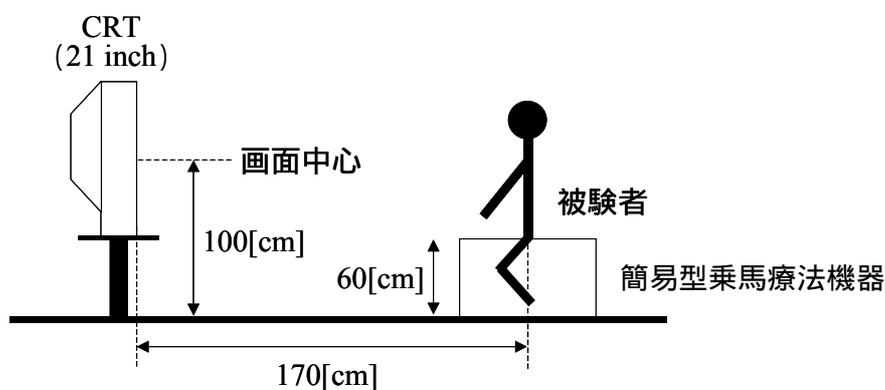


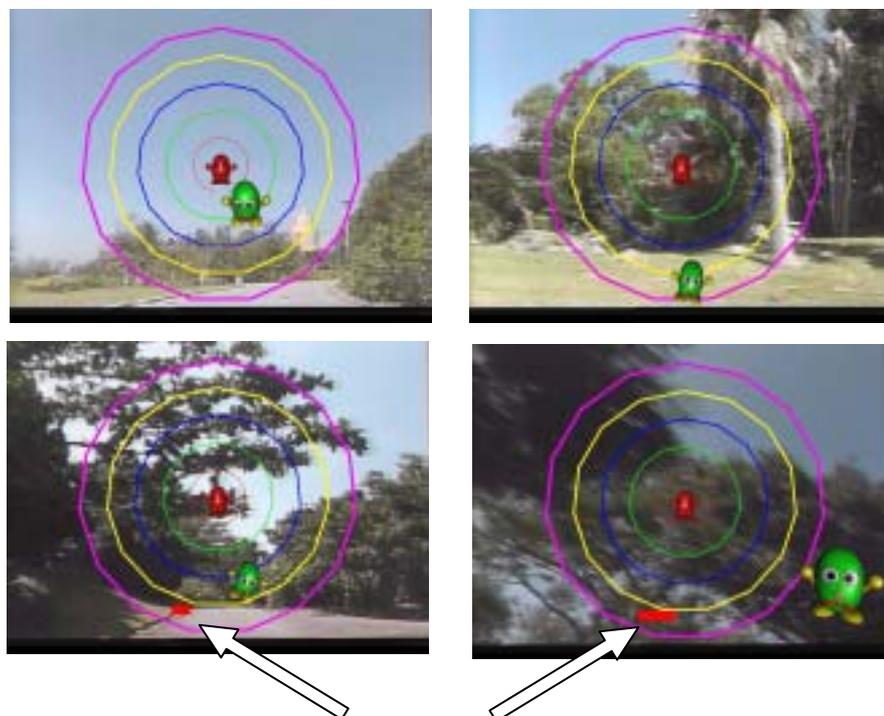
図 65 計測システムの位置関係

ii 提示コンテンツ

被験者の頭部位置を視覚的に提示させるコンテンツは以下のものとした。頭部位置を視覚的にフィードバック提示させる例を、図 66 に示す。図中、緑色の CG キャラクターがその時点でのユーザの頭部位置を示す。CG キャラクターは、被験者の頭部位置の移動に合わせて、提示画面内を 3 次的に移動する。また、同じ形状の赤色のキャラクターは揺動開始前の姿勢における頭部位置を示しており、被験者は赤色の指標に緑色のキャラクターを一致させるように努力することで、頭部位置を空間内に固定できるようになる。



頭位置の目安の円を表示 / 非表示



初期位置からのずれを棒グラフで表示 / 非表示

図 66 コンテンツ例

第4節 高齢者特性の取得

第1項 身体的特性の取得

- 情報提示による頭部位置の変位量計測 -

前節で述べた計測システムを利用し、簡易型乗馬療法機器使用時の被験者に対して、バイオフィードバック的に頭部位置指示情報の提示を行った。情報提示の有無による頭部揺動量の差を高齢者群と若年者群で比較し、高齢者の特性を定量化することを目的として計測を行った。

【対象】

計測実験の被験者として、高齢者群と若年者群の2群を以下のように設定した。

第I群：

年齢：60歳から79歳まで。平均年齢70.0歳±5.54。

人数：23名（男性12例、女性11例）

第II群：

年齢：22歳から39歳まで。平均年齢28.8歳±4.72。

人数：17名（男性16例、女性1例）

被験者の年齢別分布を図67に示す。

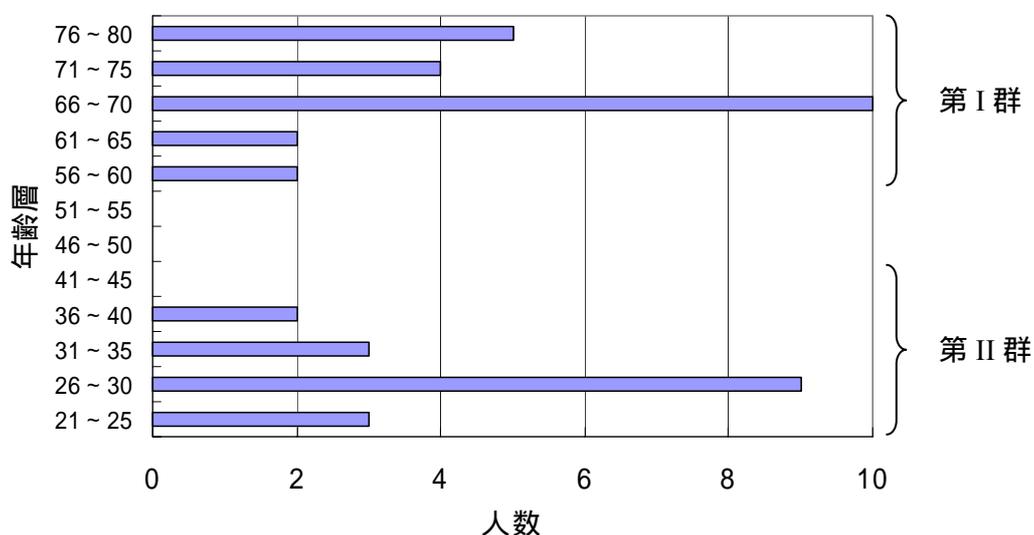


図67 被験者の年齢別分布

【アプローチ】

簡易型乗馬療法機器使用中の被験者の頭部位置を示す 6 自由度のデータを取得する (図 68)。初期位置からの前後方向、左右方向、上下方向の変位 (単位は cm) と、それらを回転軸とする回転角度 Yaw、Pitch、Roll の変位 (単位は角度) で、それぞれのサンプリング周波数は 15Hz である。

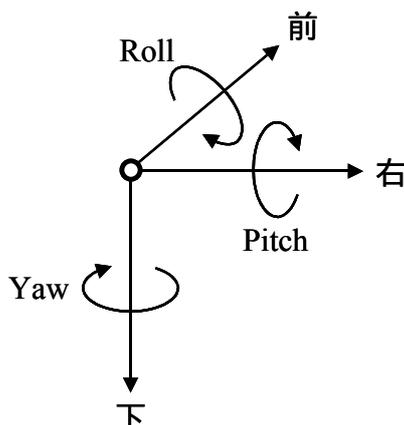


図 68 計測するデータの種類

【計測プロトコル】

計測手順を図 69 に示す。揺動周波数を 1.2Hz、頭部位置情報の提示が「ない場合」と「ある場合」の 2 種類の条件で、それぞれ 5 分間ずつ簡易型乗馬療法機器に騎乗した。使用開始 4 分後から 60 秒間ずつ、頭部位置データを計測した。なお、被験者には機器使用中、自身の頭部位置のフィードバック提示がない場合は頭部をできるだけ動かさないように指示をし、フィードバック提示がある場合には、その提示を参考にして頭部をできるだけ初期位置に一致するように指示をした。初期位置は、揺動開始直前に背筋を伸ばすように指示をした時に得た頭部位置である。

↓	240[sec]	頭部位置 測定	情報提示 なし	1.2Hz で 簡易型乗馬療 法機器を揺動
	60[sec]		情報提示 あり	
	240[sec]	頭部位置 測定	情報提示 なし	
	60[sec]		情報提示 あり	

図 69 計測の手順

【結果】

(1) 提示の有無による頭部揺動量の差

第 群(高齢者)と第 群(若年者)の頭部位置の揺動例を、図 70 と図 71 に示す。ともに頭部位置のフィードバック提示を行った場合である。高齢者は揺れに対して抗し切れず正弦波様の波形になるが、若年者は揺れ戻しに対応しようとして正弦波の山がくぼんだ波形となり、低域の揺れが重畳したようにゆっくり揺れていることがわかる。

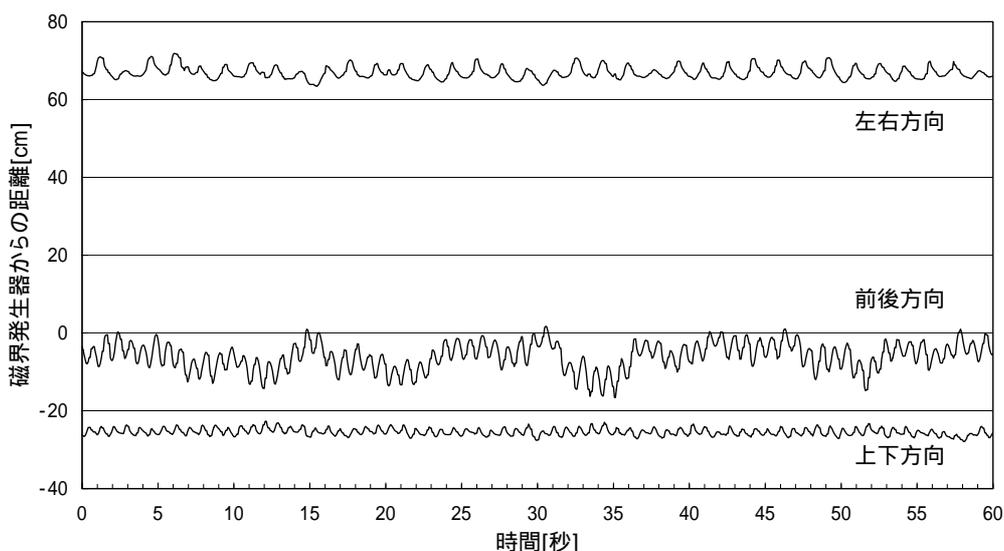


図 70 頭部位置の推移の例 (高齢者 NT 情報提示有)

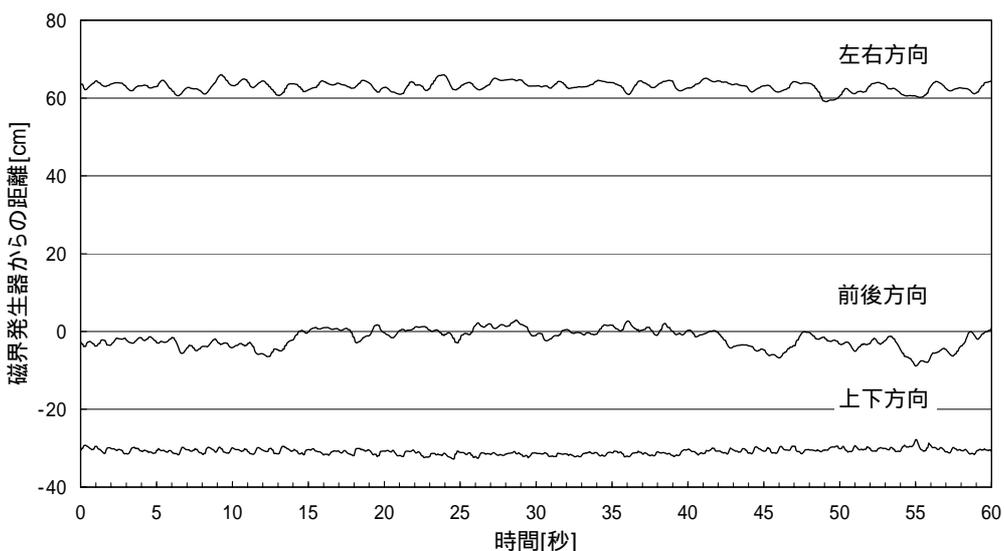


図 71 頭部位置の推移の例 (若年者 SY 情報提示有)

そこで、機器使用中の頭部位置のばらつきを表す指標として、頭部位置変位の標準偏差を解析の対象とした。図 72～図 77 に、被験者ごとの頭部位置変位の標準偏差を示す。

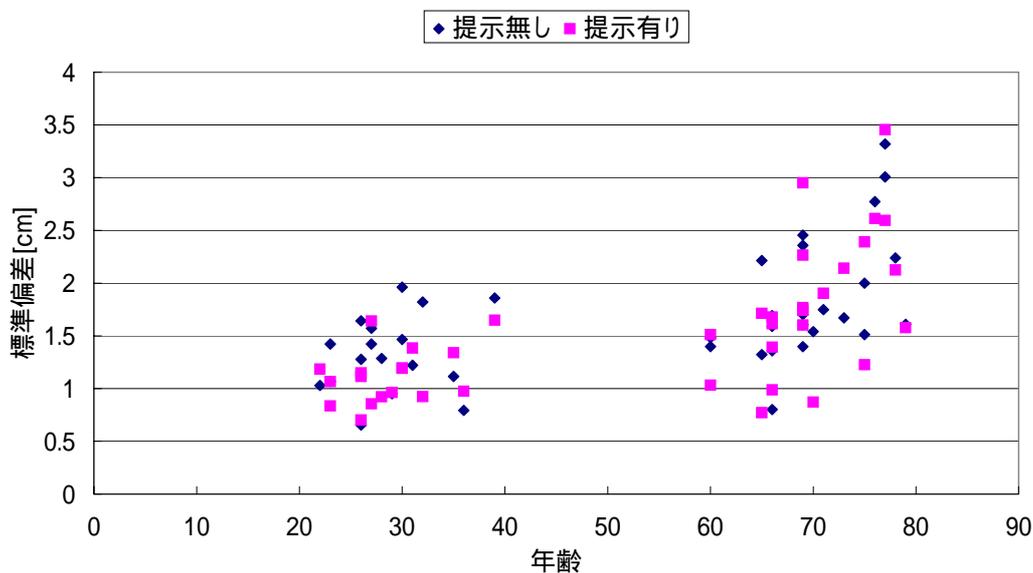


図 72 情報提示の有無による頭部揺動量の変化（左右方向）

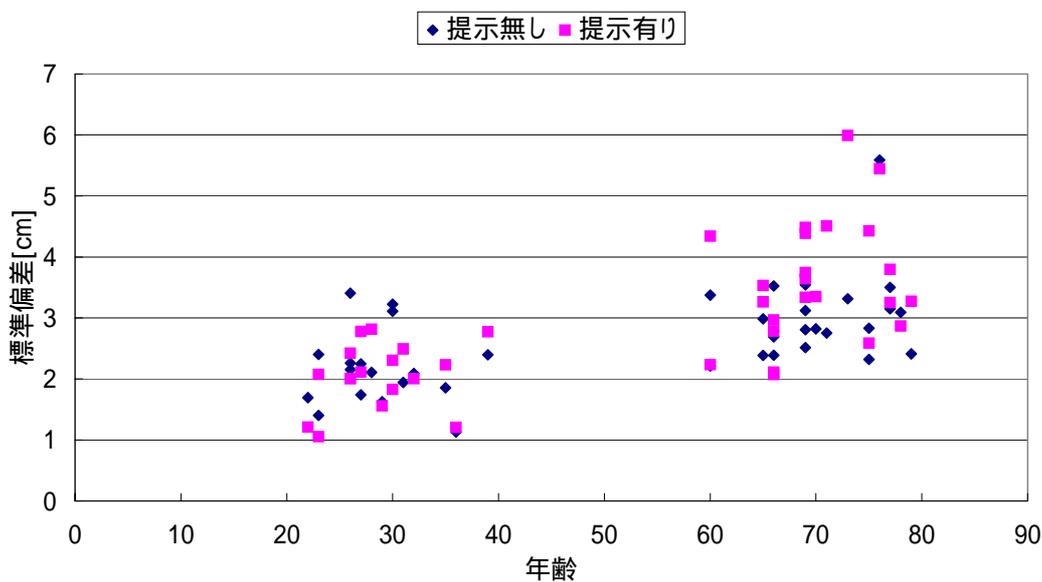


図 73 情報提示の有無による頭部揺動量の変化（前後方向）

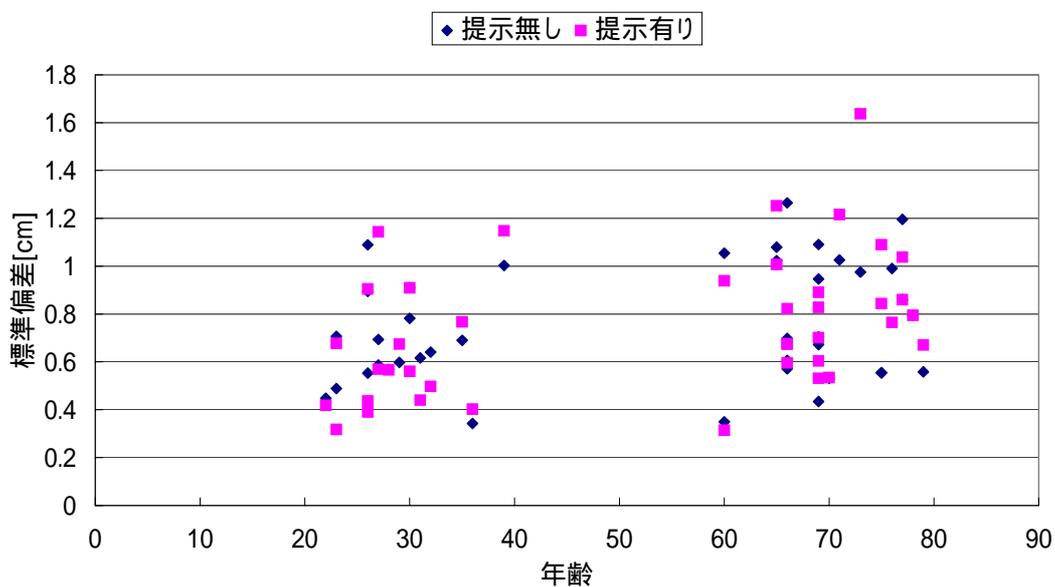


図 74 情報提示の有無による頭部揺動量の変化（上下方向）

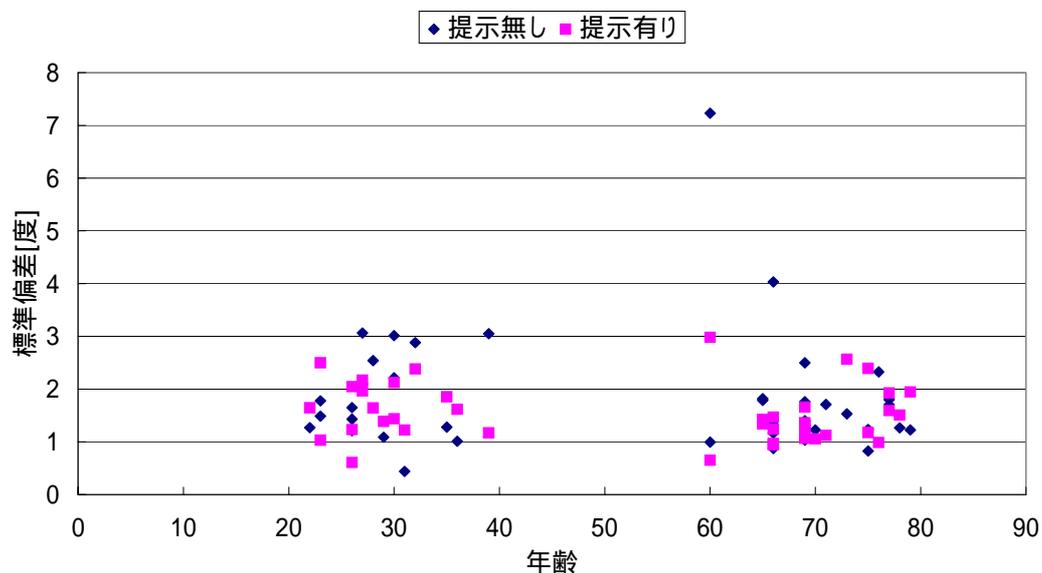


図 75 情報提示の有無による頭部揺動量の変化（Yaw）

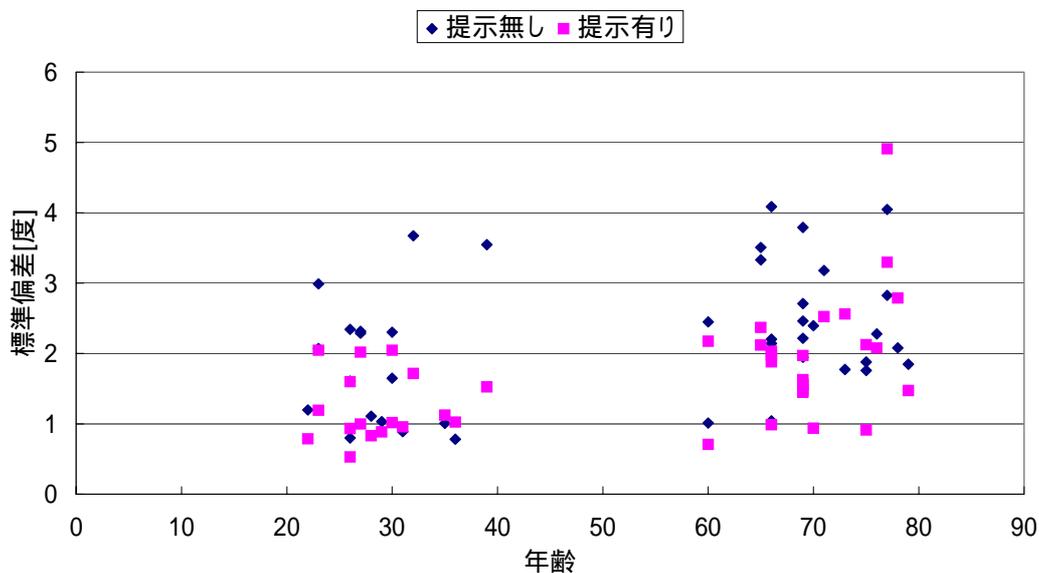


図 76 情報提示の有無による頭部揺動量の変化 (Roll)

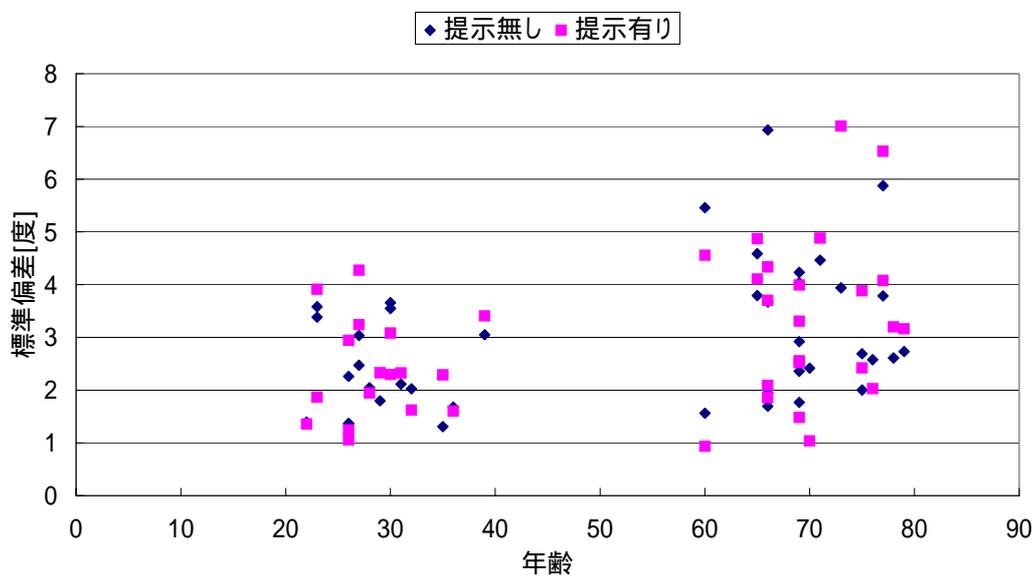


図 77 情報提示の有無による頭部揺動量の変化 (Pitch)

これらの結果をまとめた提示の有無による頭部揺動量の差を比較したものを図 78 に示す。若年者の標準偏差の平均値に対して、高齢者の標準偏差の平均がどの程度であるかを示す。この結果から次のことが言える。

- 左右方向、前後方向、Roll、Pitch に関しては、高齢者の標準偏差が有意に大きい。
- 上下方向では、情報提示がある場合にのみ、高齢者の標準偏差が有意に大きい。
- Yaw に関しては、高齢者と若年者に有意差はない。

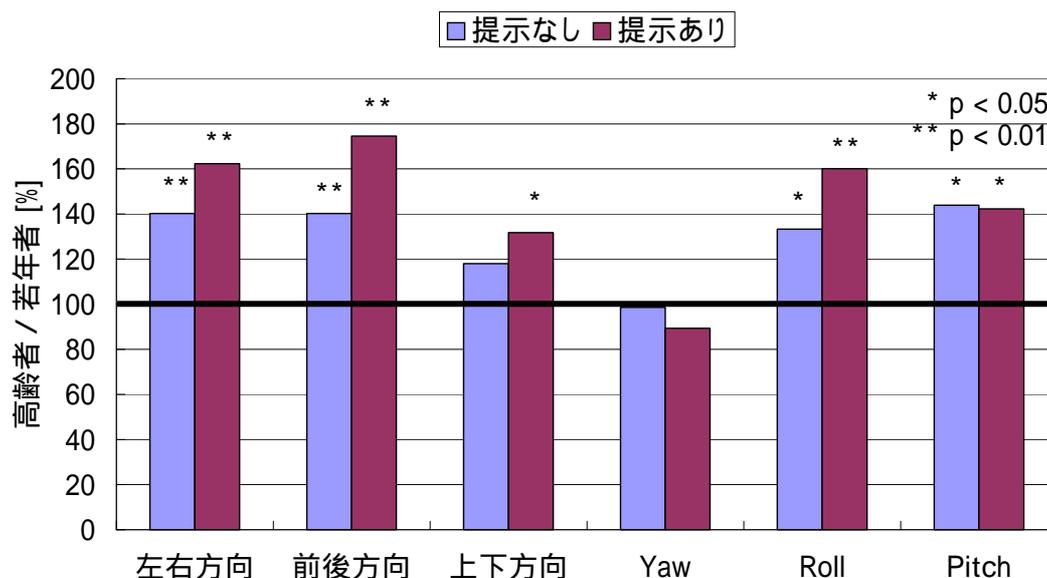


図 78 高齢者と若年者の頭部揺動量の比較

若年者の標準偏差を平均したものと比較して、
高齢者の標準偏差の平均がどの程度であることを示す

次に、図 79～図 84 に 6 種類のデータについて、高齢者と若年者の頭部位置の標準偏差の平均を示す。

- 左右方向について、
若年者の場合、情報提示がある時の方が標準偏差が有意に小さくなる。高齢者の場合は、差が見られない。
- 前後方向について、
若年者の場合、差が見られない。高齢者の場合、情報提示がある時の方が標準偏差が有意に大きくなる。
- Roll について、
若年者と高齢者ともに、情報提示がある時の方が標準偏差が有意に小さくなる。

- 上下方向・Yaw・Pitch について、
 若年者と高齢者ともに、情報提示の有無による有意差は見られない。

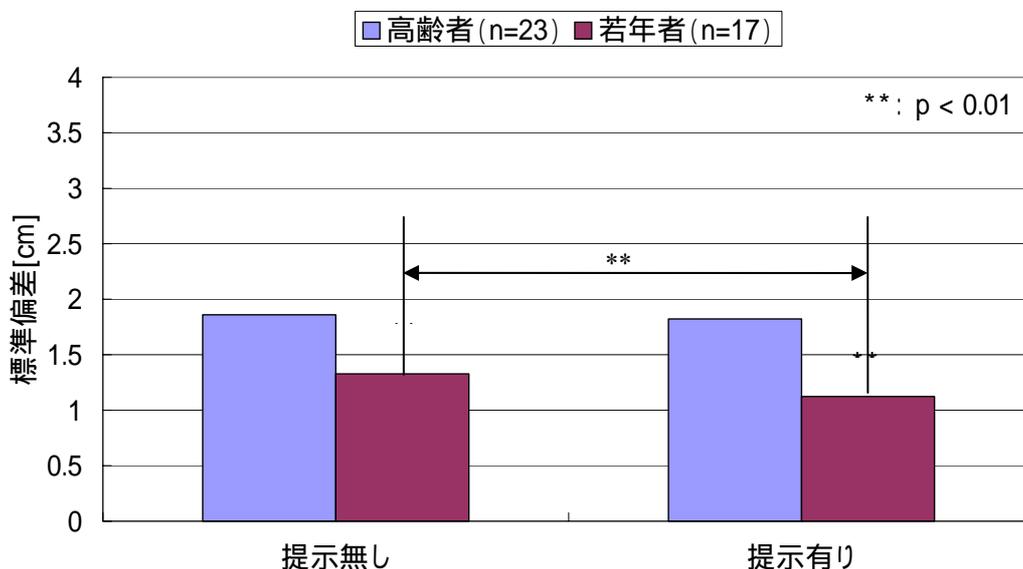


図 79 頭部揺動量の標準偏差の平均（左右方向）
 若年者は、情報提示がある時の方が標準偏差が有意に小さい

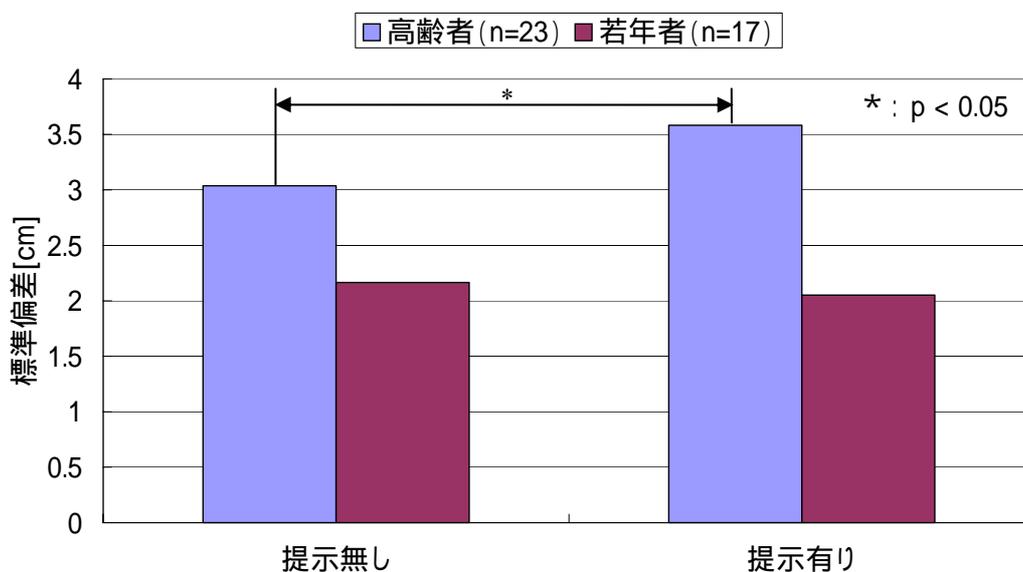


図 80 頭部揺動量の標準偏差の平均（前後方向）
 高齢者は、情報提示がある時の方が標準偏差が有意に大きい

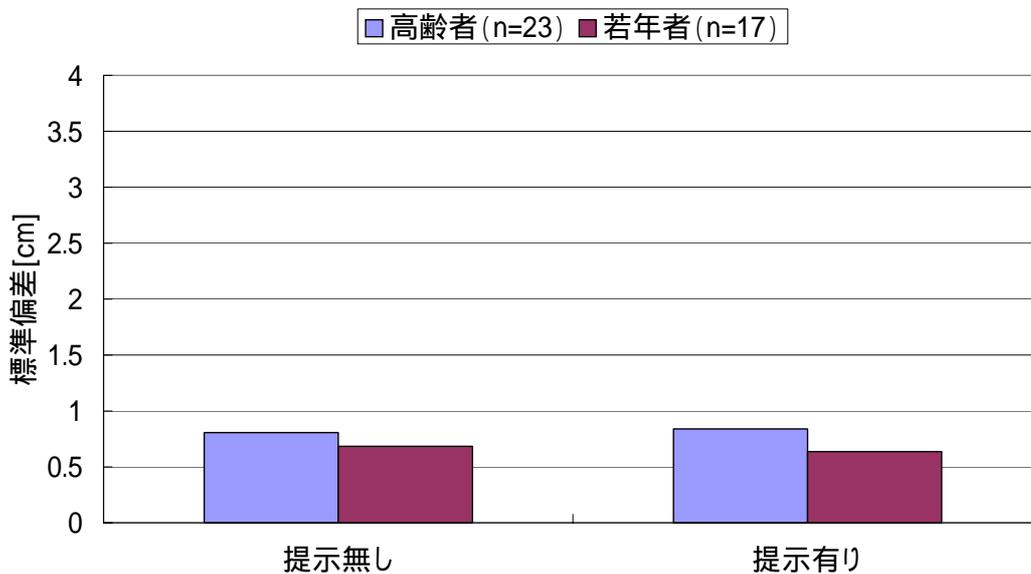


図 81 頭部揺動量の標準偏差の平均 (上下方向)

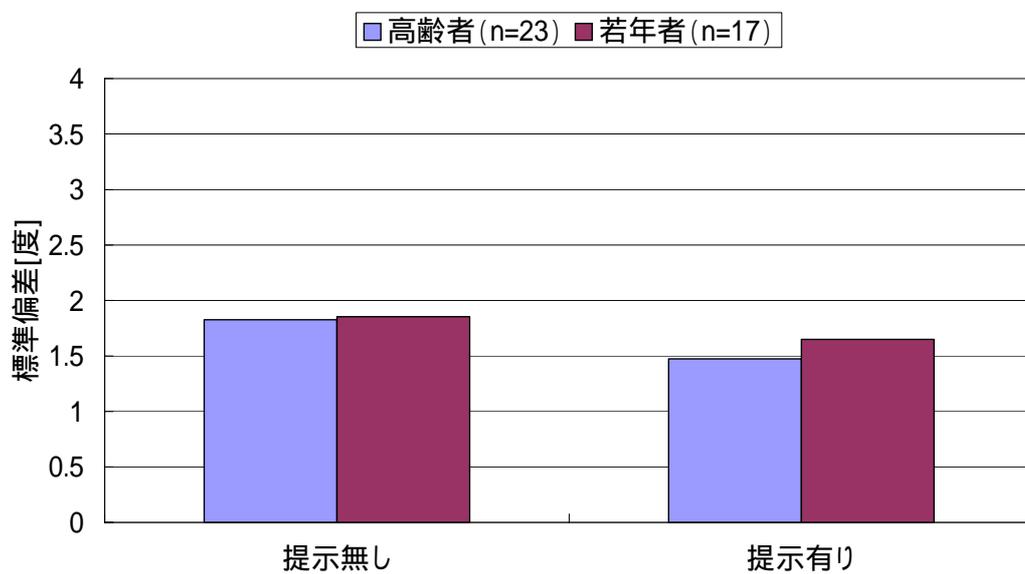


図 82 頭部揺動量の標準偏差の平均 (Yaw)

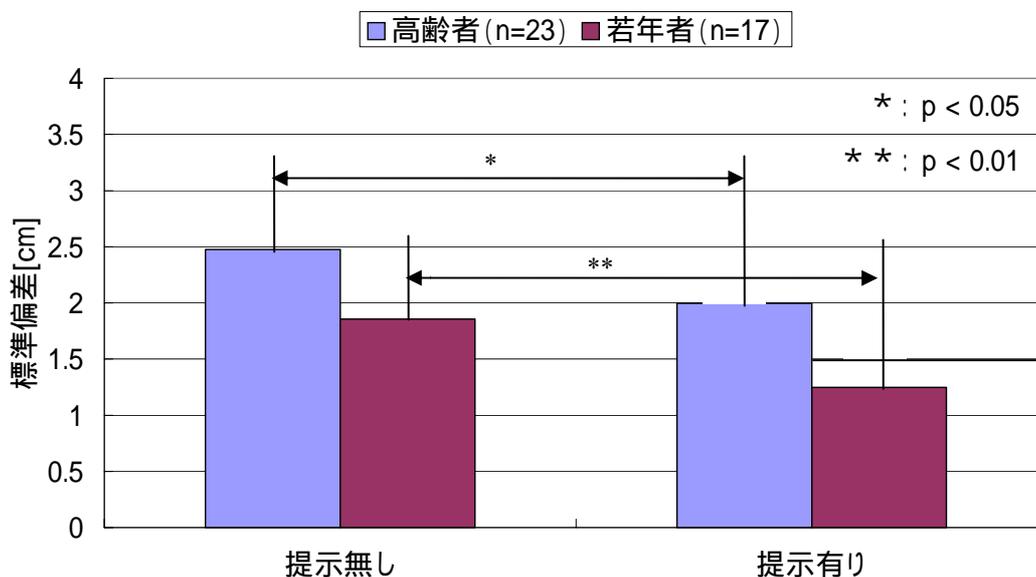


図 83 頭部揺動量の標準偏差の平均 (Roll)
 高齢者と若年者ともに、情報提示がある時の方が標準偏差が有意に小さい

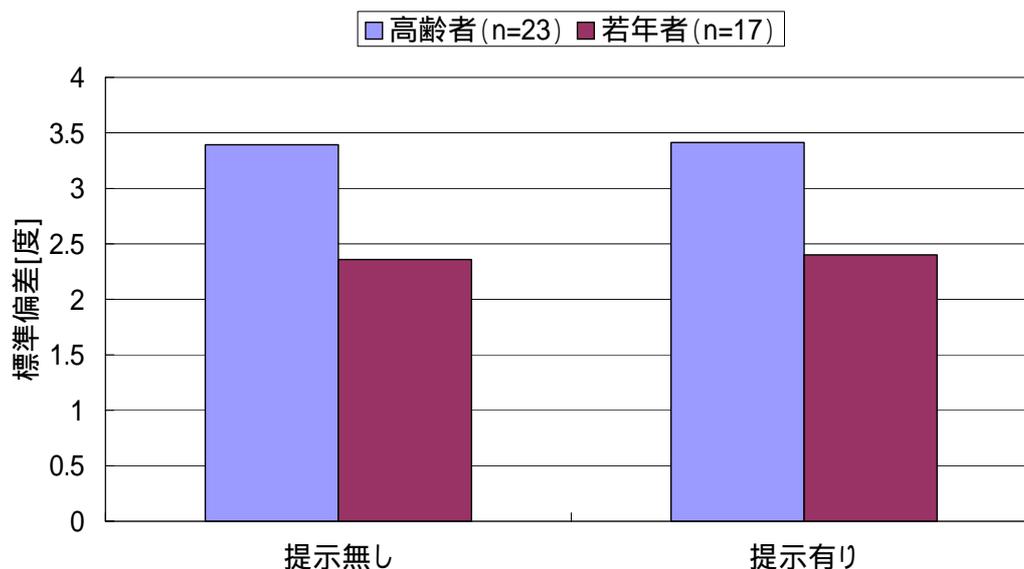


図 84 頭部揺動量の標準偏差の平均 (Pitch)

(2) 高齢者特性の定量化

ここまでの議論から、頭部位置の揺動は高齢者の場合、簡易型乗馬療法機器の揺動の影響を強く受けると考えられる。そこで、頭部位置の変位を周波数変換し、周波数パワーの算出を試みた。一例として、図 85 と図 86 には高齢者と若年者の頭部位置の前後方向の周波数スペクトルを示す。高齢者と若年者では、1.2Hz 成分のパワーに傾向の差が見られるが、この周波数は簡易型乗馬療法機器の揺動周波数と一致している。

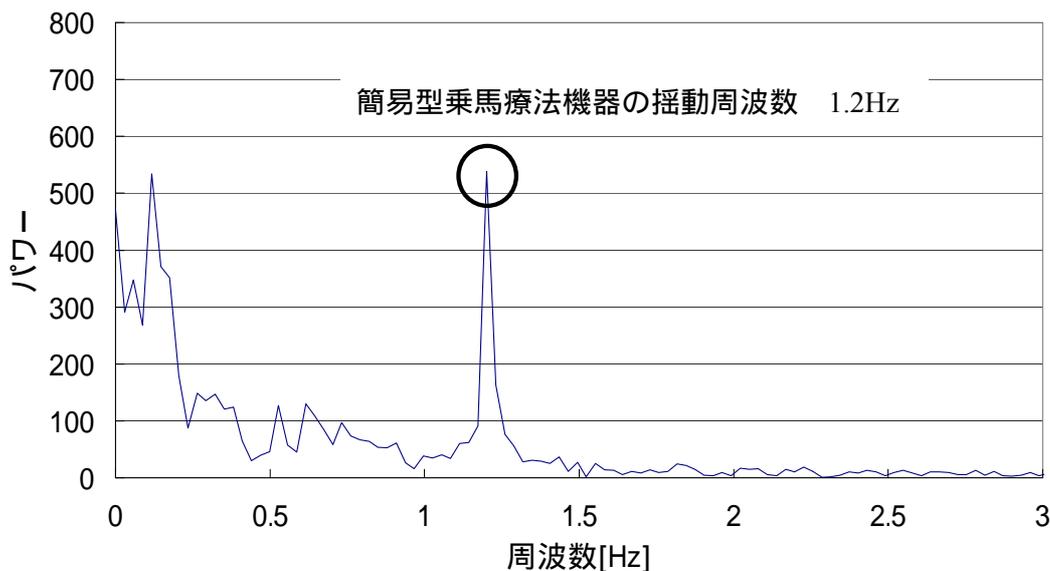


図 85 高齢者の頭部位置の周波数スペクトルの例、被験者 MS (前後方向)

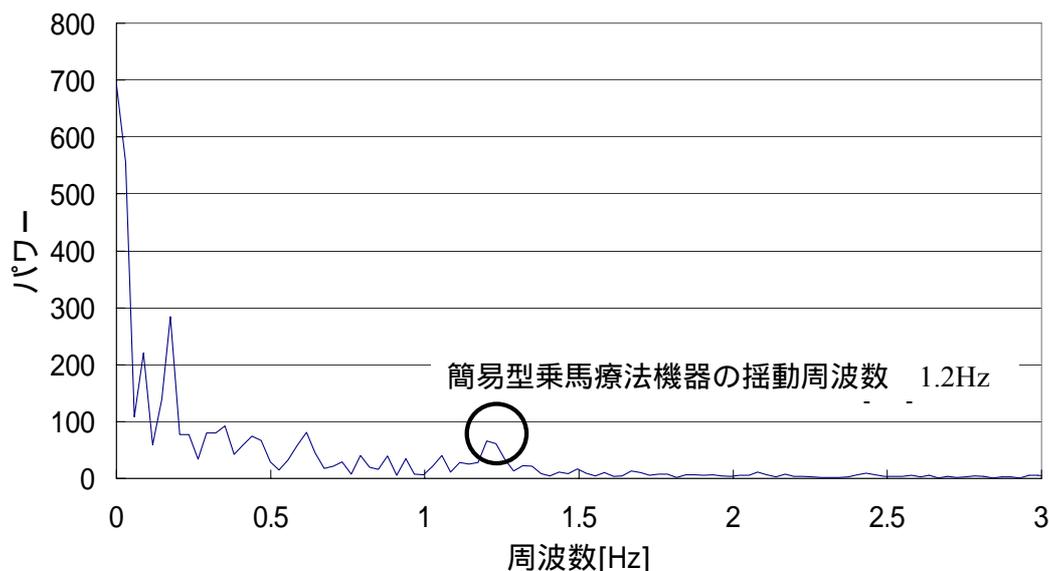


図 86 若年者の頭部位置の周波数スペクトルの例、被験者 SY (前後方向)

そこで、図 87 に 1.2Hz 成分のパワーの平均値を高齢者と若年者とで比較した結果を示す。この結果から、次のことが言える。

- 高齢者と若年者とも、左右・前後・上下の全ての変動軸について、情報提示の有無によって、1.2Hz 周波数成分のパワーに有意差は見られない。
- 情報提示の有無に関わらず、左右方向と前後方向では、パワーの平均値について高齢者の方が有意に大きい。
- 上下方向では、高齢者と若年者に差は見られない。

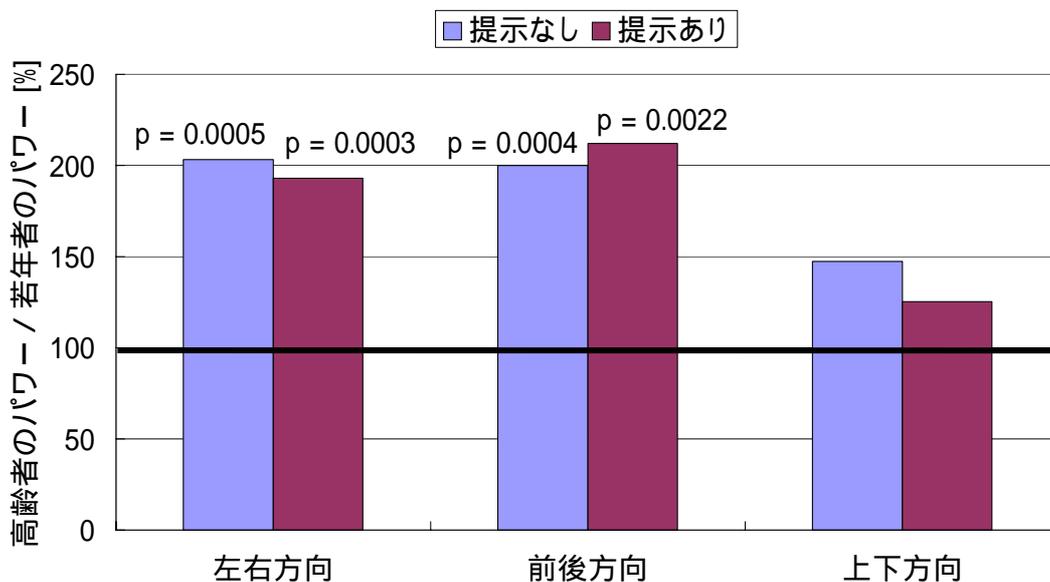


図 87 高齢者と若年者の 1.2Hz 成分の平均値の比較

高齢者・若年者とも、全ての方向に、情報提示の有無による有意差なし
情報提示の有無に関わらず、左右方向と前後方向では、高齢者の方が有意に大きい
上下方向は、高齢者と若年者に差はない

図 88～図 90 に、情報提示がない場合の左右・前後・上下方向の 1.2Hz 成分の年齢別分布を、図 91～図 93 には、同様に情報提示がある場合の分布を示す。

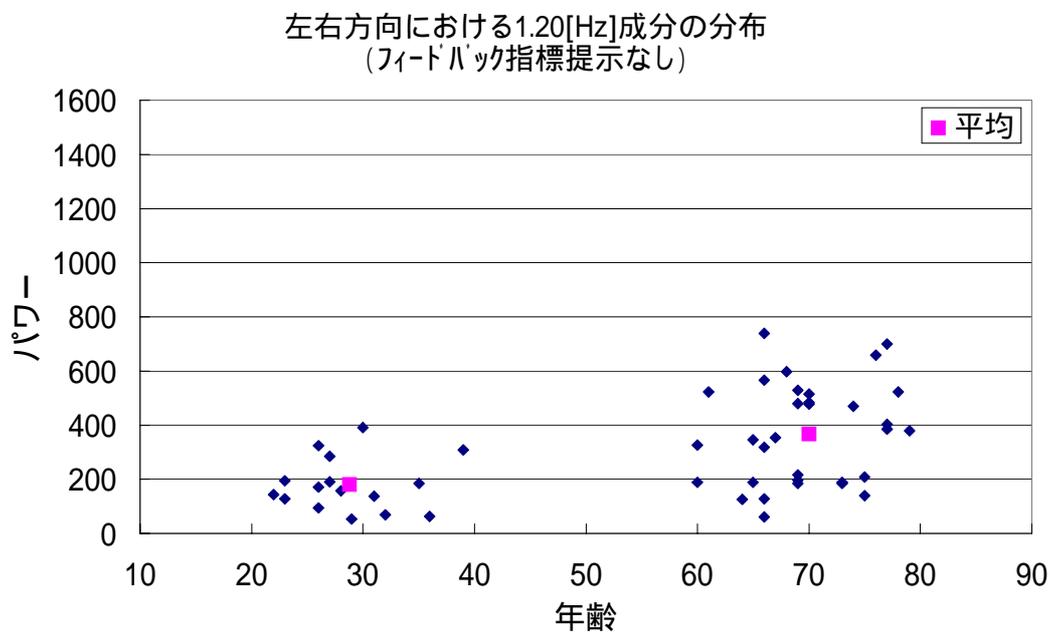


図 88 1.2Hz 成分の分布 (左右方向・情報提示なし)

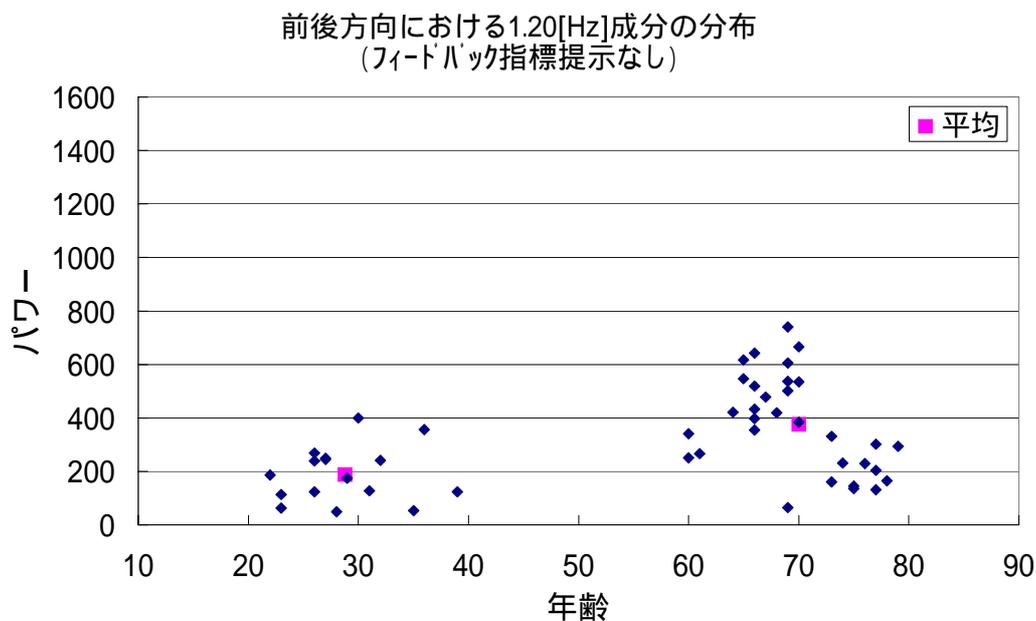


図 89 1.2Hz 成分の分布 (前後方向・情報提示なし)

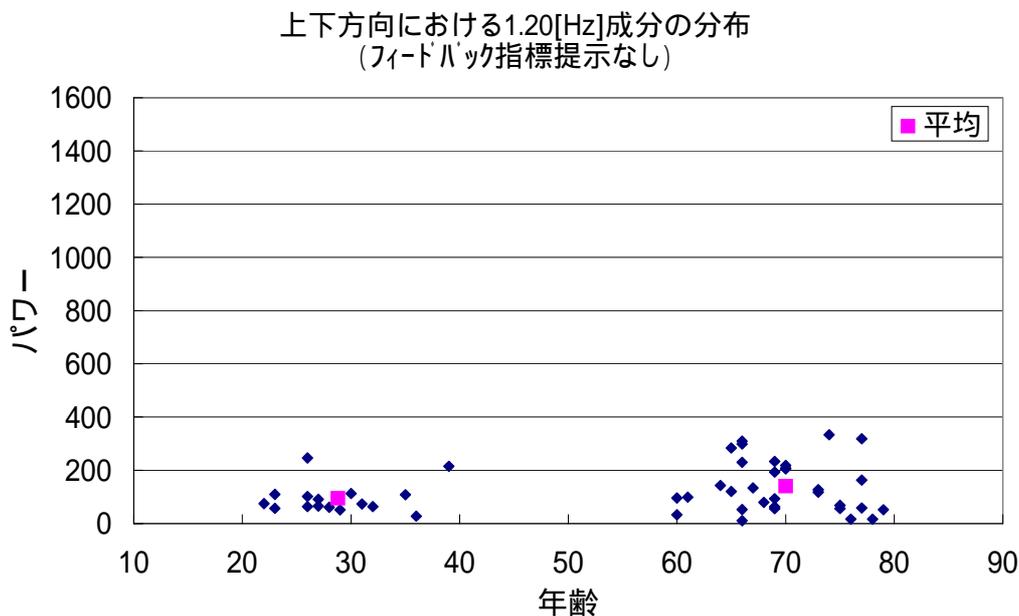


図 90 1.2Hz 成分の分布 (上下方向・情報提示なし)

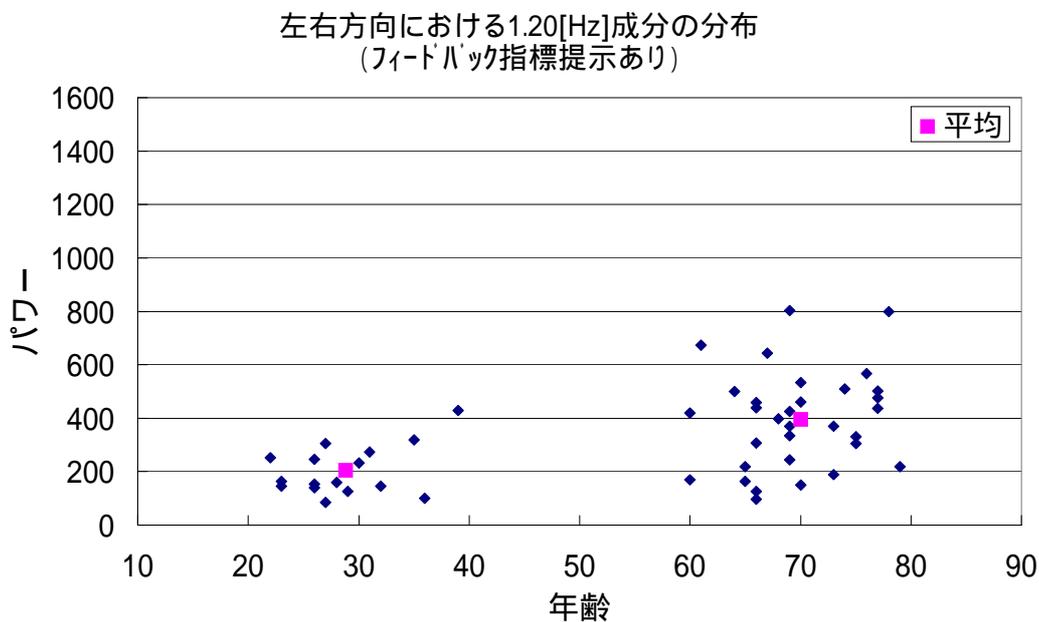


図 91 1.2Hz 成分の分布 (左右方向・情報提示あり)

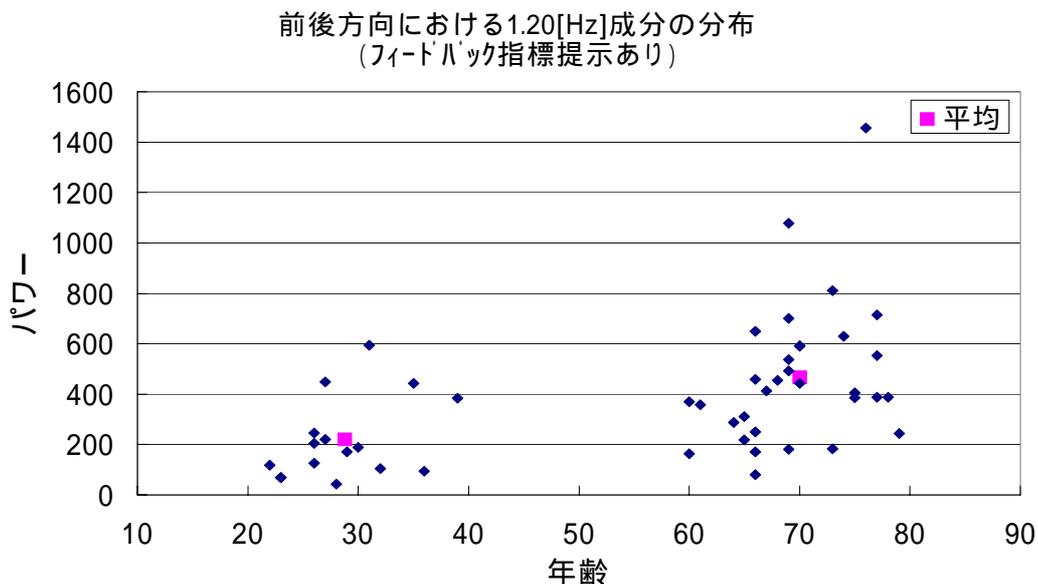


図 92 1.2Hz 成分の分布 (前後方向・情報提示あり)

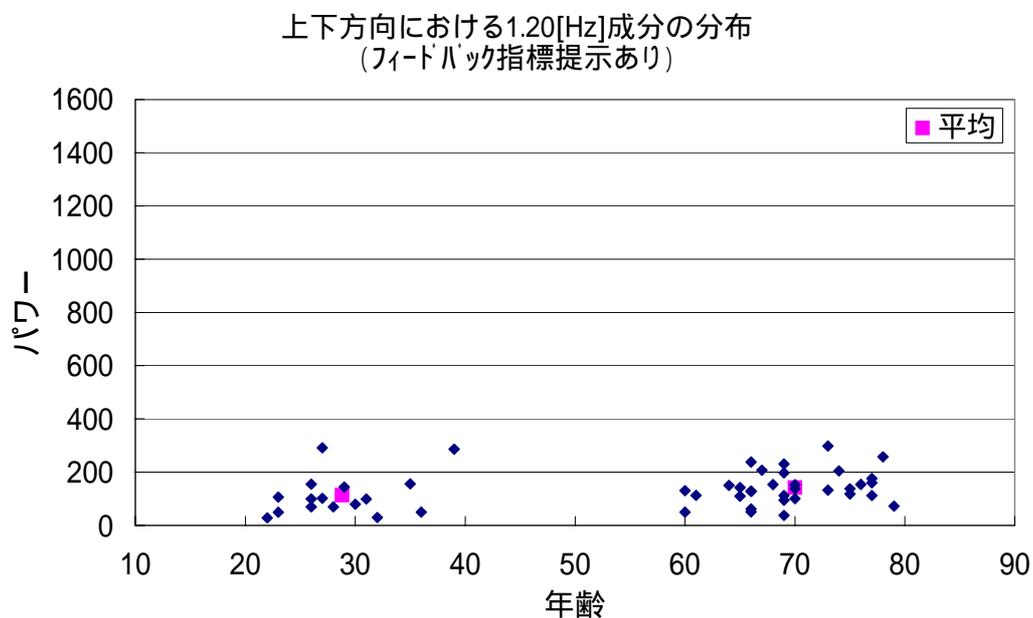


図 93 1.2Hz 成分の分布 (上下方向・情報提示あり)

【考察】

(1) 提示の有無による頭部揺動量の差について

若年者の場合、左右方向と Roll 方向に関して、提示により頭部揺動の標準偏差が有意に減少した(図 79、図 83)。高齢者の場合は、Roll 方向に対しては、提示によって頭部揺動の標準偏差が有意に減少したものの、左右方向には有意差が見られず、前後方向では標準偏差が有意に増加した(図 79、図 80、図 83)。今回構築した提示コンテンツでは、自身の頭部位置が3次元情報として視覚的に提示されるものの、左右や上下方向の変位は認知しやすく、前後方向の変位は認知しにくくなる。高齢者に対してバイオフィードバック的な情報提示を行う際には、提示の構成や方法配慮し、認知しやすいものにすべきであることが示唆されたと考えられる。

(2) 高齢者特性の定量化について

左右方向、前後方向、Roll 方向、Pitch 方向に関して、若年者よりも高齢者の方が頭部位置の標準偏差が有意に大きくなった(図 78)。これは、高齢者が若年者よりも上半身の揺動制御を行いにくくなるという傾向を示したものであり、身体的特性に関する新たな知見が得られたと考えられる。

特に、簡易型乗馬療法機器の揺動周波数である 1.2Hz の周波数成分のパワーが、高齢者は若年者より左右方向と前後方向で有意に大きくなった(図 87)。使用する簡易型乗馬療法機器の揺れに対して、身体的にどれだけ対応できているかという観点でみるならば、高齢者は自身の身体的バランスの崩れに対応する能力が低下していることを示す結果であると考えられる。

第2項 生理的特性の取得
- 情報提示による筋電特性の計測 -

【目的】

前項の頭部位置計測と同様、簡易型乗馬療法機器使用時に、被験者に対し頭部位置指示情報の提示を行い、体幹部や大腿部の筋電図を計測した。情報提示の有無により、積分筋電値が有意に変化するかどうかを検証することを目的とする。

【対象】

高齢者と若年者の2群を以下のように設定した。なお、被験者の詳細を表5に示す。

第I群：

年齢：65歳から66歳まで。平均年齢65.4歳±0.55。

人数：5名（男性5例）

第II群：

年齢：23歳から30歳まで。平均年齢25.3歳±4.04。

人数：3名（男性2例、女性1例）

表5 被験者の一覧

被験者	年齢	性別	身長	体重
A	66	男	156	54
B	65	男	156	54
C	65	男	157	-
D	66	男	162	50
E	65	男	155	65
F	23	男	169	52
G	30	男	165	60
H	23	女	161	48

【アプローチ】

簡易型乗馬療法機器の揺動周波数を 1.03Hz と 1.2Hz の 2 種類とし、頭部位置情報の提示をした場合としない場合の合計 4 種類の条件で両極表面筋電図により計測を行った。筋電計測は、サンプリング周波数を 500Hz として NEC 製多他用途テレメータ：サイナアクト MT11 を用い、共和電業製メモリレコーダ：EDX-1500A で記録した。筋電計測の様子を図 94 に示す。



図 94 筋電計測の様子

【計測部位】

傍脊柱筋群（第7胸椎の高さで背骨から右横方向に3cm離れた位置に電極を配置）、腰部筋群（第1腰椎、第4腰椎の高さで同様に右側に電極を配置）、腹直筋（へそ高さで右横方向に3cm離れた位置に電極を配置）、腹斜筋（へそ高さで右横方向に電極を配置）、大腿直筋（左右各脚に電極を配置）、大腿二頭筋（左右各脚に電極を配置）、内転筋（左右各脚に電極を配置）、僧帽筋（右側）の合計12チャンネル（図95）。

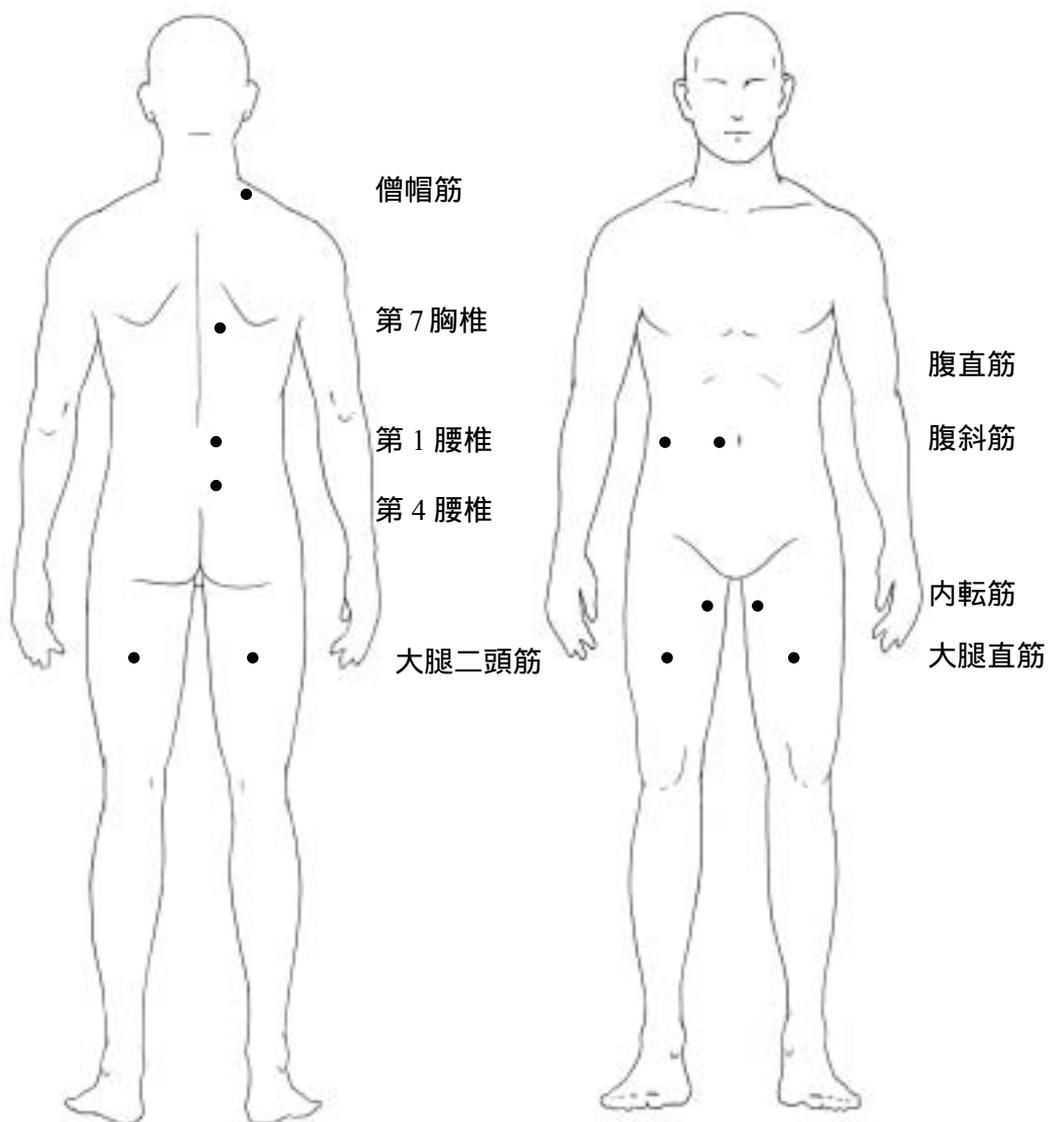


図 95 筋電計測部位

【方法】

計測の手順を図 96 に示す。各条件に対して、被験者は5分間ずつ簡易型乗馬療法機器を使用した。揺動開始4分後から30秒間ずつ、筋電を計測した。なお、被験者には使用中、自身の頭部位置の提示を参考に、頭部をできるだけ初期位置に一致するように保持するよう指示した。初期位置は、揺動直前に背筋を伸ばした姿勢での頭部位置をシステムに記憶させたものである。

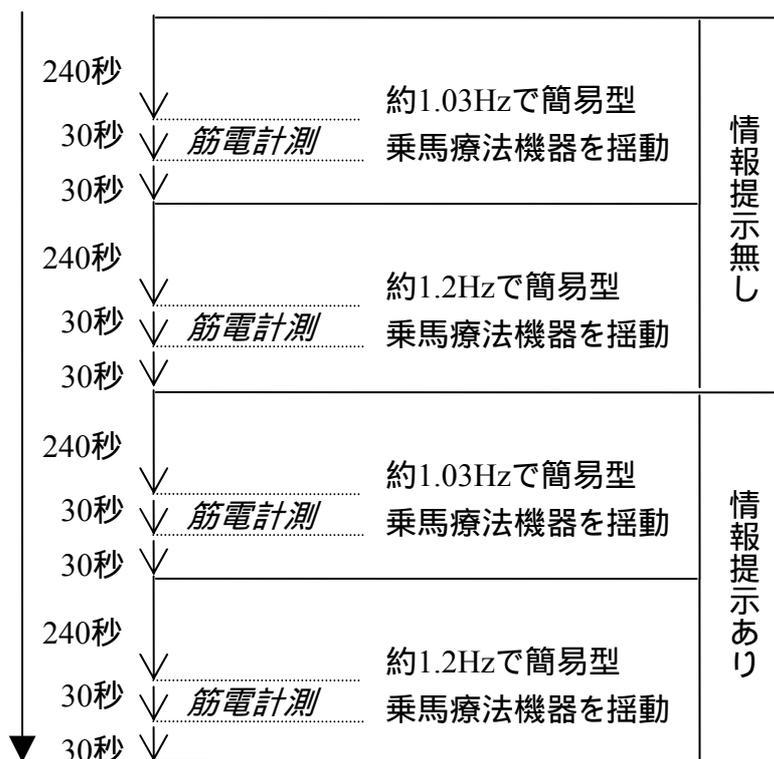


図 96 計測の手順

【結果】

計測した筋電の一例を図 97 に示す。

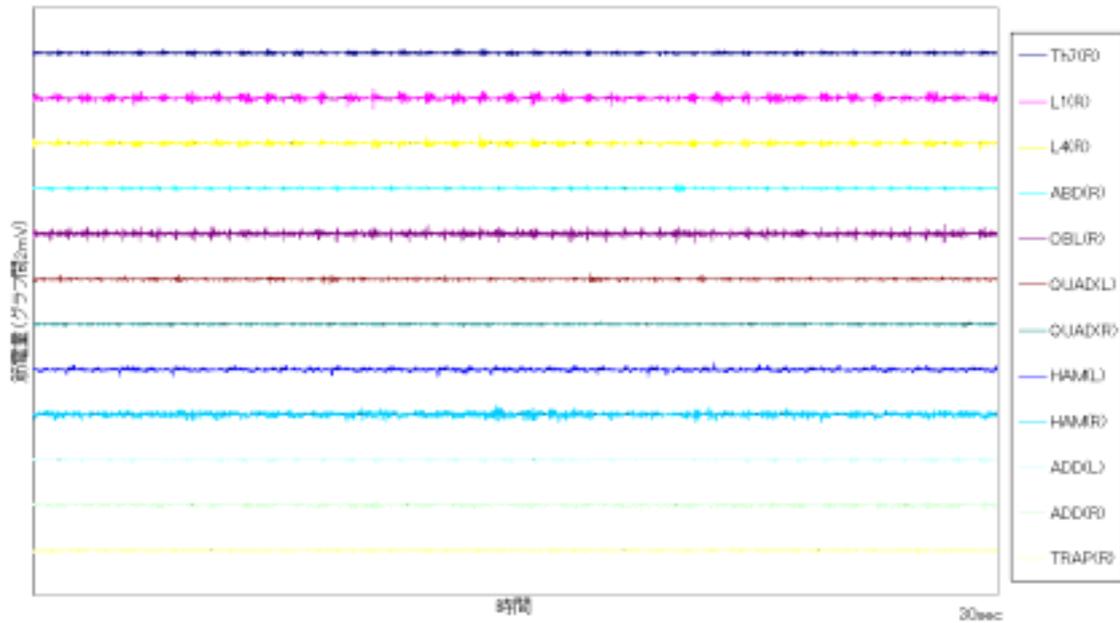


図 97 筋電図例

被験者 B、情報提示を行った場合、揺動周波数は 1.2Hz

図 98 に情報提示の有無による筋放電量の変化を示す。単位時間あたりの積分筋電値を、部位毎に提示有りの場合と提示無しの場合で比をとり、12チャンネル分で平均したものである。有意差検定は、各部位に対応付けた両側t検定にて行なった。この結果から、高齢者群に対して1.03Hzで動作させた場合、提示をした場合の方が、提示をしなかった場合より有意に筋電量は多くなった ($p < 0.05$)。他の場合は、情報提示の有無による差はなかった。

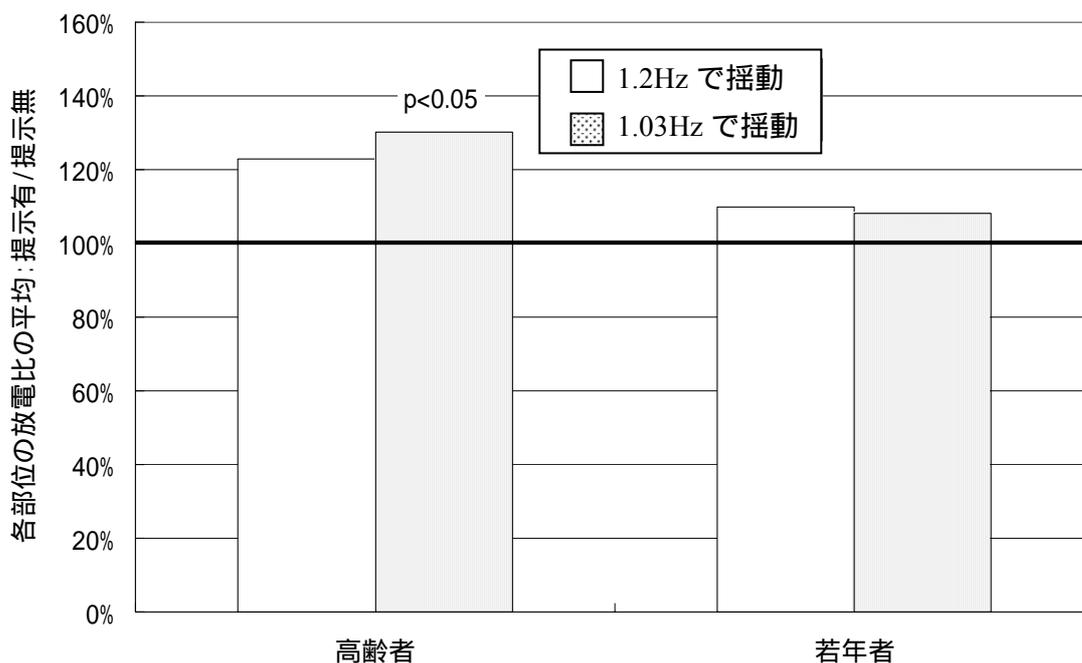


図 98 情報提示の有無による筋電量の変化
 高齢者群に対して1.03Hzで動作させた場合、提示をした場合の方が、
 提示をしなかった場合より有意に筋電量は多くなった

次に図 99 に、簡易型乗馬療法機器の揺動周波数による違い、すなわち動作速度による変化を示す。単位時間あたりの積分筋電値を、部位毎に 1.2Hz の場合と 1.03Hz の場合とで比をとり、12 チャンネル分で平均したものである。有意差検定は、各部位に対応けた両側 t 検定にて行なった。

高齢者と若年者ともに、情報提示によらず、簡易型乗馬療法機器の揺動が速い場合が、有意に筋放電量が増加していた ($p<0.01$)。

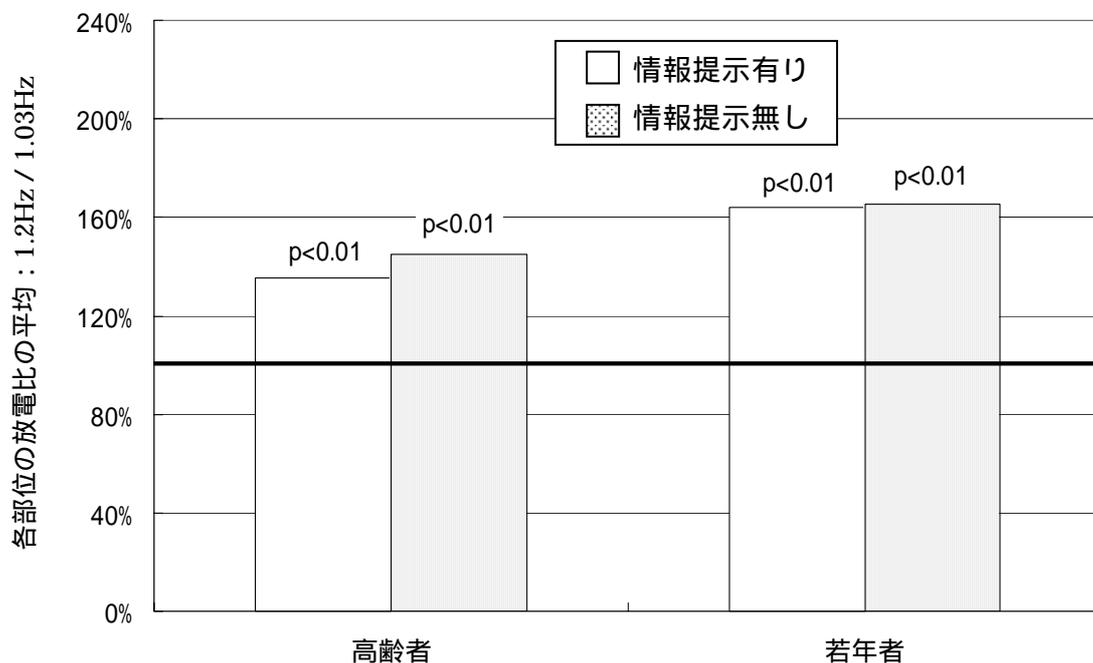


図 99 揺動周波数による筋電量の変化

体の部位ごとに見ると、速度の差によらず、提示の有無により筋放電量の変化が見られた。図 100 に、腰・背部の体幹筋群に対する情報提示の有無による筋放電量の変化率を示す。ここでは、第7脊椎、第1腰椎、第4腰椎に対して、各部位ごとの単位時間あたりの積分筋電値を計算した後、1.2Hzの場合と1.03Hzのそれぞれの場合で、提示をした時と提示をしなかった時との部位ごとの比をとり、得られた各部位の比率の平均をしたものである。

図に示すように、この筋肉群では全体として情報提示がある場合に有意に筋放電が増加していた ($p<0.01$)。

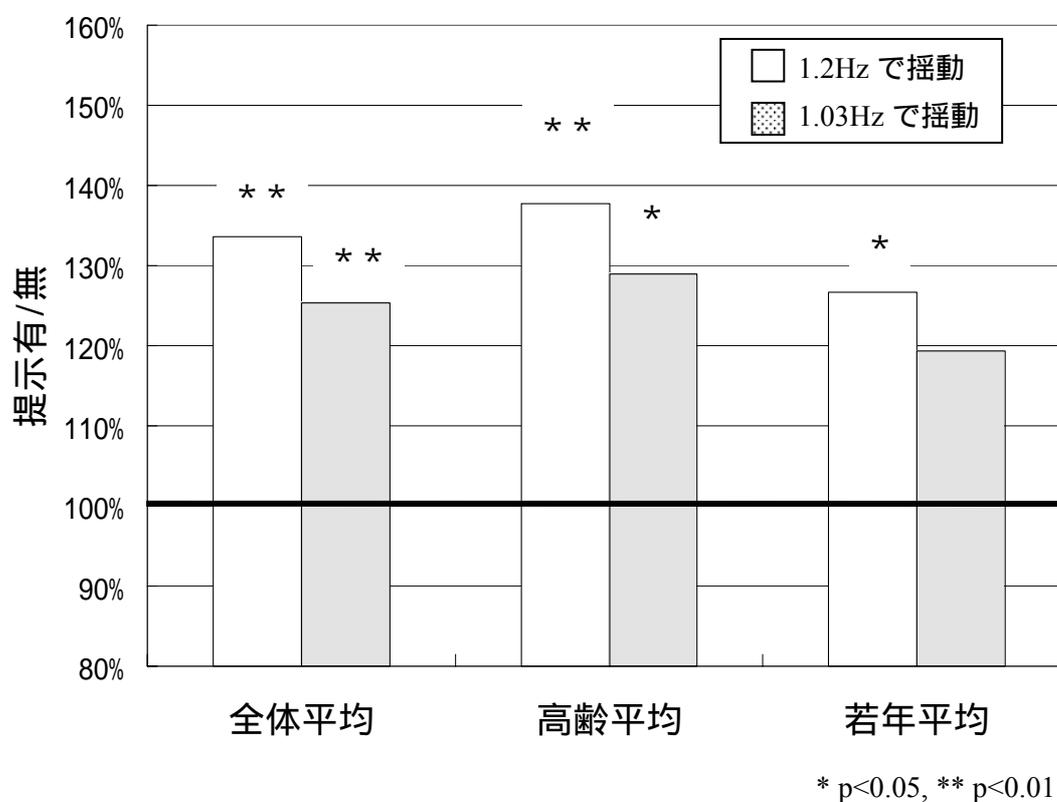


図 100 筋放電量の比較 (腰・背部筋肉群)

図 101 に左右の内転筋に対する情報提示の有無による筋放電量の変化率を示す。ここでは左右脚の内転筋に対して、各部位ごとの単位時間あたりの積分筋電値を計算した後、1.2Hz の場合と 1.03Hz のそれぞれの場合で、提示をした時と提示をしなかった時の部位ごとの比をとり、得られた各部位の比率の平均をしたものである。

図に示すように、全体的には増加したものの有意差はなかった。しかし、高齢者では情報提示をすることによって、内転筋を使用する傾向が強いのに対し ($p < 0.08$)、若年者では有意差がないものの、提示をしないときの方が放電が多かった。

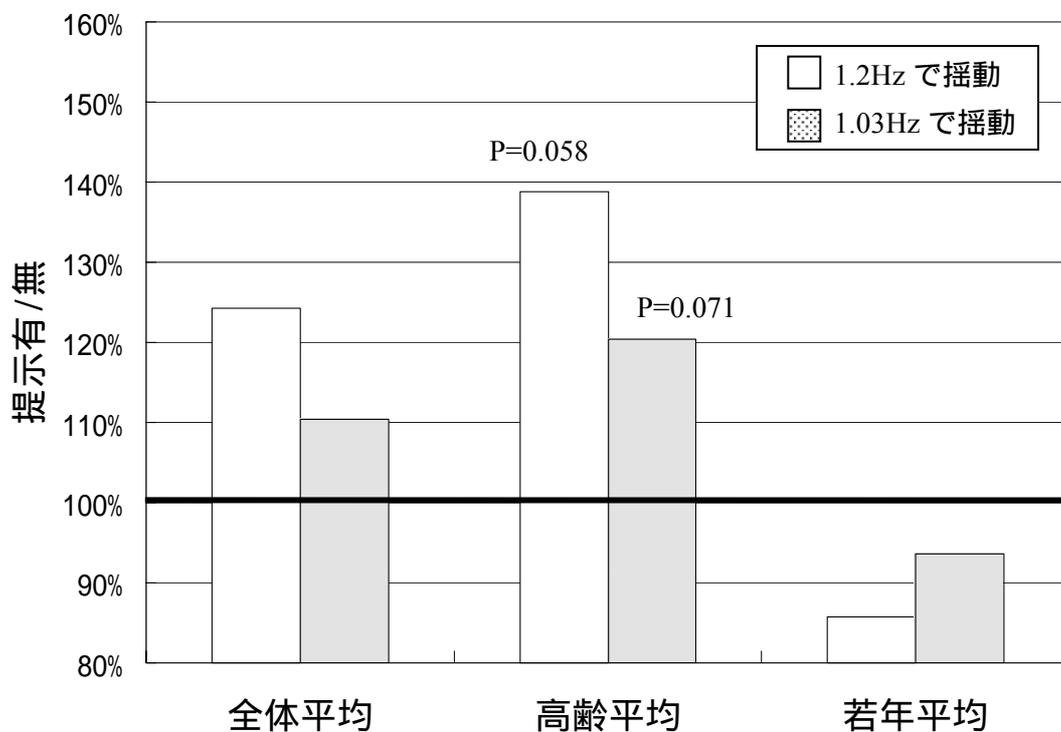


図 101 筋放電量の比較 (内転筋群)

図 102 に左右の腹筋群に対する情報提示の有無による筋放電量の変化率を示す。ここでは腹直筋と外腹斜筋に対して、各部位ごとの単位時間あたりの積分筋電値を計算した後、1.2Hz の場合と 1.03Hz のそれぞれの場合で、提示をした時と提示をしなかった時の部位ごとの比をとり、得られた各部位の比率の平均をしたものである。

図に示すように、全体的に有意差が得られなかったが、提示をした場合の方が提示をしなかった場合よりも放電が多くなった。特に、若年者では、有意差はないものの、1.2Hz で動作させた場合、提示をしなかった場合が放電が多くなった。

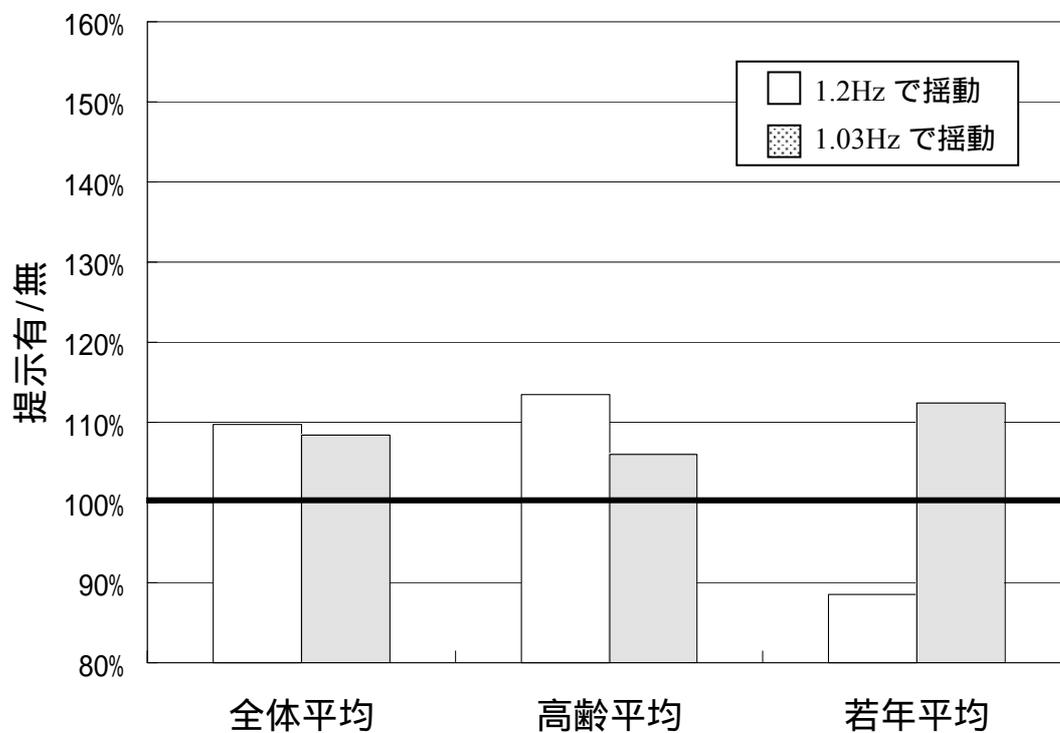


図 102 筋放電量の比較 (腹筋群)

図 103 に左右の大腿部の膝関節伸展屈曲筋群に対する情報提示の有無による筋放電量の変化率を示す。ここでは伸展筋、屈曲筋に対して、各部位ごとの単位時間あたりの積分筋電値を計算した後、1.2Hz の場合と 1.03Hz のそれぞれの場合で、提示をした時と提示をしなかった時との部位ごとの比をとり、得られた各部位の比率の平均をしたものである。

図に示すように、全体的には 1.2Hz で動作させた時にわずかながら有意に増加していた。しかし、高齢者では情報提示をすることによって、大腿部を使用する傾向があるのに対して、若年者では、提示をしないときの方が放電が多かった。

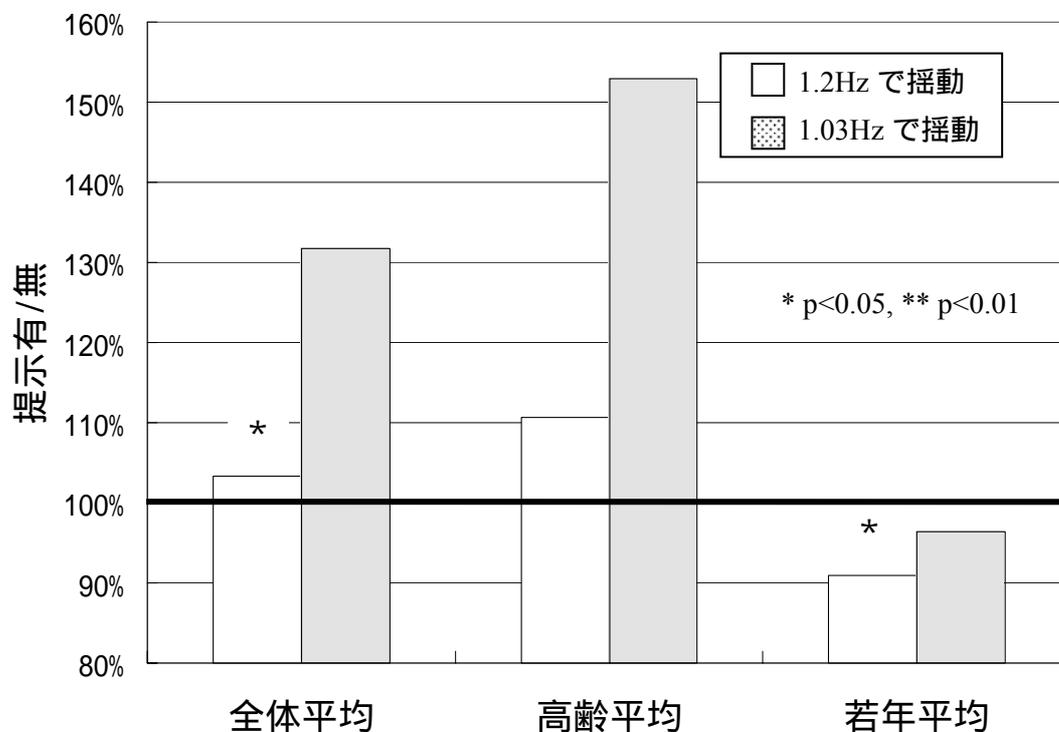


図 103 筋放電量の比較（大腿部膝関節伸展屈曲筋群）

【考察】

全ての筋肉の積分筋電値の比較では、高齢者は、比較的ゆっくり揺動を与えた場合、情報提示を行った時の方が、情報提示をしなかった時よりも有意に大きくなった（図 98）。

背・腰部の筋肉群では、情報提示を行った時の方が、情報提示をしなかった時よりも有意に放電量が増加していた（図 100）。

内転筋では、高齢者群は、情報提示を行った時の方が放電が多くなったのに対して、若年者は、逆に、情報提示を行わなかった時の方が放電が多くなった（図 101）。鞍部を挟み込むことによって、主に前後への揺動（x 軸）に対して体を固定するとき内転筋を使用すると考えられる。前後方向に対して頭部を固定するため、高齢者は力を入れる必要があるが、若年者は、バランスを保つことに対して自然と余裕を持ちながら対応できることを示唆している。

膝関節伸展屈曲筋では、鞍部の左右への回転（Roll）に対して腰がずれように膝関節を固定するために使用すると考えられる（ある程度脚を突っ張るような使い方である）。高齢者群は、情報提示を行った時の方が放電が多くなったのに対して、若年者は、逆に、情報提示を行わなかった時の方が放電が多くなった（図 103）。この場合も、左右方向に対して頭部を固定するため、高齢者は力を入れる必要があるが、若年者は、バランスを保つことに対して自然と余裕を持ちながら対応できることを示唆している[11、12]。

頭部揺動量との関係に関する考察は、次節で述べる。

第5節 まとめ

生体情報を取得し、フィードバックを行なうことで、個人に応じた健康増進をより効果的、効率的に行うことが可能であると考えられる。このためには、提示の方法によって生体反応が変化するのかどうか、高齢者に特有の反応はいかなるものかという点を考察する必要がある。本章では、簡易型乗馬療法機器を使用し、自身の状態を提示した場合の高齢者に特徴的な身体的・生理的データの抽出・取得を試みた。

まず、高齢者群 23 名、若年者群 17 名に対して、頭部の 3 次元データを取得することで、揺動に対して頭部位置をずらさないように提示を行った場合と行わない場合との相違点を観察した。その結果、高齢者と若年者との揺動量の差は有意に大きかったが、提示の有無は関係なかった。また、頭部の前後方向への揺動量は、若年者ではあまり変化がないのに対して、高齢者では、提示をした場合の方が提示をしなかった場合より有意に大きくなっていった。さらに、頭部の左右方向への揺動量は、若年者では提示をした場合の方が提示をしなかった場合より有意に小さくなったのに対し、高齢者では、あまり変化がなかった。また、周波数分析の結果、若年者に比べて高齢者は簡易型乗馬療法機器の揺動周波数に強く影響されていることがわかり、高齢者特有の身体特性が新たに判明した。つまり、「高齢者は上半身の揺動制御が行いにくくなる」といった若年者には見られない高齢者に特有の傾向が観察され、高齢者の身体特性に関する新たな知見を得ることができた。反射能やバランス能を若年者に近づける簡易な評価指標として、前後方向や左右方向の揺動量を小さくさせていくよう訓練方法や提示方法を工夫するなど、今後の発展の可能性が示唆されたと考えられる。

次に、高齢者群 5 名、若年者群 3 名に対して、筋電図による定量化を試みた。頭部位置をずらさないように提示を与えるだけで、背腰部の放電量は有意に大きくなっていった。年齢層別にみると、高齢者は情報提示がある時の方が放電が多く、若年者は情報提示がない時の方が放電が多かった。また、提示をした状態で動作速度を変化させた場合と、提示を行わずに動作速度を変化させた場合のいずれでも有意に多く放電するという知見が得られた。

2 つの計測を通して得られた知見を示す。まず、前後動との関連では、前節の考察でもあるように、図 101 における内転筋と図 80 に示した前後動への頭部揺動量を関連付けた。1.2Hz での前後方向への頭部の揺動量は、高齢者の場合は、提示をすることによって有意に揺れが大きくなっていったのに対して、若年者は変化がなかった。このことから、内転筋に対して必要以上の力を入れてしまい、かえってぎこちないバランスの取り方になっていることが分かる。次に、左右動との関連では、図 79 で示したように、1.2Hz での左右方向への頭部位置の揺動量では、高齢者は提示の有無によらず変化が得られなかったのに対して、若年者では提示をすることによって有意に小さくなっていった。若年

者の場合、揺動周波数が1.2Hzの時の筋の使用方法は、体幹部では、提示をすることによって増加(図100)し、大腿部の膝関節伸展屈曲の筋肉群では、提示をすることによって減少していた(図103)。この結果から、若年者は、左右方向への対応は体幹部で行っていると予想できる。高齢者の場合、体幹部では、若年者と同様に提示によって増加していたが、その他の部位でも増加傾向にあり、やはり、動きがぎこちないことが分かる。

まとめると、若年者の乗り方では、提示をしない場合の方が、大腿部の伸展屈曲筋に対して有意に筋電が増加(図103)しており、提示をした場合には、体幹部の筋電が多くなる(図100)。従って、若年者のように頭部の左右方向への揺動量を小さくする乗り方になることによって、筋肉の使用 방법에強弱をつけることになり、特に、体幹部や大腿部を選択的に鍛えることが可能になると考えられる。

以上から、高齢者に適切な揺動速度を与えながら、かつ、頭部揺動量を提示したり、提示しなかったりという方法を工夫することで、若年者の乗り方、即ち揺動周波数(今回の場合は1.2Hz)に頭部が依存しないようなバランスのとり方に徐々に近づけることができるならば、訓練する部位を選択的に刺激することが可能であると考えられる。

これらの結果は、年齢層の違いを考慮すれば、提示の有無と揺動速度によって効果の現れる部位が異なることを示している。つまり、年齢別に情報提示の有無と揺動速度の組み合わせによって、訓練する部位を選択的に刺激できる可能性が示唆された。さらに、他の部位への効果の現れ方に関しても、提示方法と動作方法を工夫することで筋放電を効果的に得ることが可能になると考えられる。

第6節 今後の展開・方向性

提示の仕方によって、中長期的な訓練効果として、高齢者の揺動が若年者のものに近づくことが、平衡機能や脊髄レベルまたは中枢性の反射能の改善をもたらすものかどうかを検討・観察することは非常に興味深く、生理的考察として改善されるものが如何なるものであるのかを追求していくことは意義のあるテーマと考えている。今回行った提示方法では、前後への提示は画面上での奥行き感で表しており、上下左右への揺動に比較すると直感的な訴求方法としては乏しく、更なる工夫が必要であると考えられる。つまり、高齢者に対して、前後揺動への影響が存在しているのか否かを、例えば前後への揺動量を左右方向で画面表示するなどの工夫を行って評価することも1つの方法と考える。最適な運動を提供するために必要なコンテンツ例を、分かりやすさや面白さを合わせることで提示するユーザーインターフェースのあるべき姿を検討していく。

いずれにしても、情報提示を行なうことで揺動に対応するように努力する環境下において、情報提示の方法と平衡機能の改善度合いの対応付けなどを目指して、ユーザーインターフェースの開発や評価指標の作成が今後の方向性として考えられる。高齢者に対する情報提示の内容と身体効果との関連性を調査するなど、繰り返し被験者実験を行い、幅広い視点から調査を行っていく。

さらに、騎乗中の生体情報の変化を機器にフィードバックさせていく事で、個人毎に最適な運動を提供するシステムを構築していく道が開かれると考えている。即ち、生理的効果への計測として得られた今回の筋電効果への知見を生かし、放電させる筋肉部位と情報提示の内容との関連性や、速度変化と情報提示の内容を変化させた場合の筋放電量の変化などをより詳細に調査し、高齢者の生理・生体特性のデータベース化を行うことで、ユーザの筋電量の変化を機器にフィードバックさせ、個人ごとに最適な運動を提供する健康増進システムへと発展させていく。騎乗時の姿勢やバランスの取り方といった使用方法によらずに一定の効果が得られることにもなり、個人で簡単に効率的な訓練を行うことが可能になると考えている。図 104 にその構想を示す[13-15]。

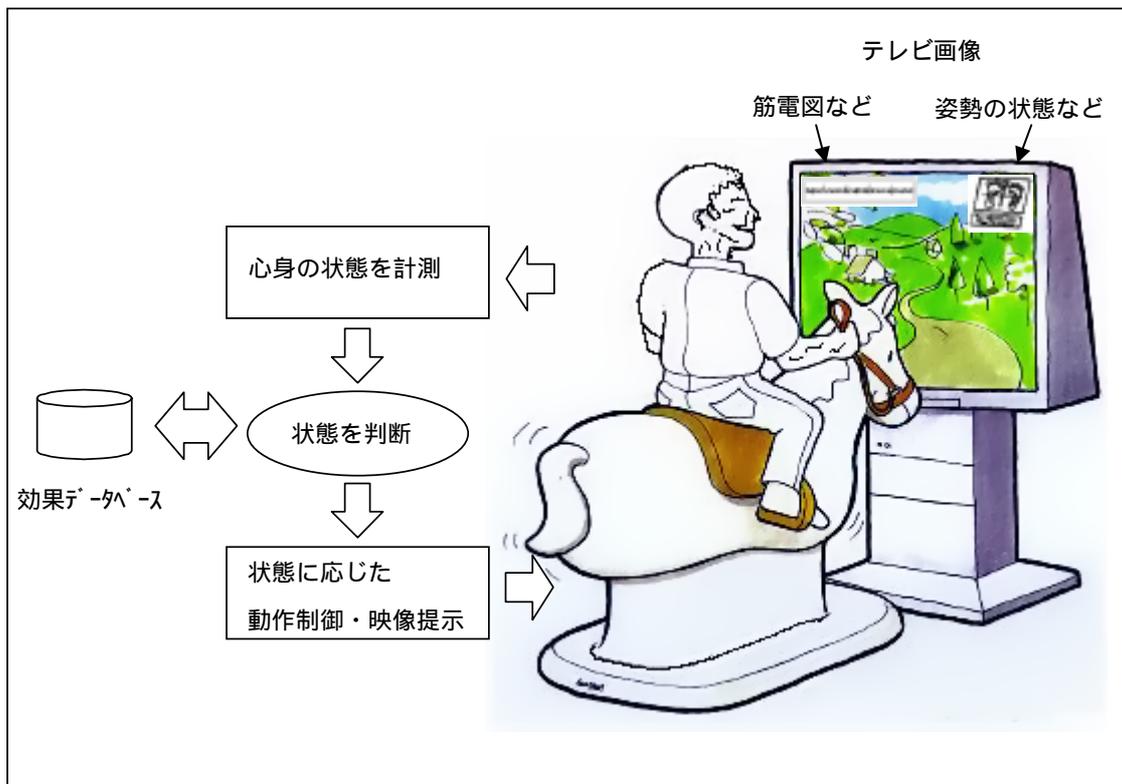


図 104 個人適応型その他動訓練システムの構想

参考文献

1. 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美: 心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討, 人間工学, Vol. 34, No. 3, pp.107-115, 1998
2. 卯川悟史, 室田久嗣法, 山越憲一, 中川原実, 岡本明男: 像提示に対する生理機能変化の計測と解析, 生体・生理工学シンポジウム論文集, Vol. 13, pp.517-520, 1998
3. 河合隆史: 2眼式立体映像とリラクゼーション, 画像ラボ, Vol. 6, No. 5, pp. 68-71, 1995
4. 大西仁, 望月要, 杉本裕二, 永岡慶三: 大型5面サラウンド・ディスプレイの視覚的效果の測定(ARXモデルによる解析), 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 100, No. 632, pp. 9-16, 2001
5. 望月要, 大西仁, 杉本裕二, 永岡慶三: 大型5面サラウンド・ディスプレイの視覚的效果の測定 映像刺激の周波数の影響(1), 電子情報通信学会大会講演論文集, Vol. 2001, 通信2, p. 617, 2001
6. 吉澤誠, 杉田典大, 木林知子, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 3次元映像が生理的指標に及ぼす影響, 日本バーチャルリアリティ学会第4回大会論文集, pp. 77-80, 1999
7. 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討, ヒューマン・インタフェース, Vol. 13, N&R, pp.179-184, 1998
8. 機械システム振興協会, 電子情報技術産業協会: 「映像デジタルコンテンツ評価システムの開発に関するフィージビリティスタディ」報告書, 2001
9. 木村哲彦: 生馬シミュレータの開発, 医療, Vol. 40, No. 8, pp. 749-755, 1986
10. Aldp O. Perotto, 栢森良二 訳: 筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹, 西村書店, 2000
11. 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 高齢者向け健康増進機器への生体フィードバック技術の応用検討, ソフトサイエンス・ワークショップ講演論文集, Vol. 12, pp. 25-26, 2002
12. 隅田由紀, 王碩玉, 陳貴林, 河田耕一, 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 木村哲彦: 乗馬療法機器を用いた頭部提示装置の有無による筋電評価, ソフトサイエンス・ワークショップ講演論文集, Vol. 12, pp. 21-22, 2002
13. 財団法人イメージ情報科学研究所: 平成13年度高齢者・障害者支援インターフェース構築事業 調査研究報告書, 2001

14. 四宮葉一, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 健康増進機器に向けた筋電フィードバック技術の応用検討, 第16回中国四国リハビリテーション研究会抄録集, 93 - 94, 2001
15. 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 健康増進機器への筋電 Feedback の応用に向けた取り組み, ヒューマンインタフェース学会研究報告集, Vol. 3, No. 5, pp. 11-12, 2001

第4章

他動的揺動刺激技術の糖尿病への展開

第1節 はじめに

本章では、他動的な揺動刺激によって誘発される自動的な運動の効果を、糖代謝の観点から定量化することを試みる。まず、糖代謝を計測・評価する方法として、採血による簡易な方法（インスリン抵抗性指数 HOMA-R）と、直接的に定量化する方法（グルコースクランプ法）について解説を行い、第2章で構築した簡易型乗馬療法機器を使用した場合の糖代謝への効果の検証を行なう。これは、グルコースクランプ法による急性の効果検証と HOMA-R による長期的な訓練効果の定量化から構成される。さらに、糖取り込みが亢進している部位を特定するために行った PET 計測（Positron Emission Tomography）の結果について報告し、最後に、運動強度を示す酸素消費量（METs）の計測を通して、他動訓練が高々散歩程度の負荷量であることを示す。

次に、簡易型乗馬療法機器から離れ、糖代謝をより効果的・効率的に亢進させる他動的な方法について考察を行う。ここで、単に糖代謝亢進だけに着目したのではなく、第1章で解説した通り、社会的な要請である整形外科的に運動することが不可能な方に対する運動療法のソリューションを提供することを目的とした。即ち、膝関節痛を有していても糖代謝をより効率的に亢進することが可能となる技術の構築が目指すものである。アプローチ方法は、乗馬療法機器に対する種々の計測結果と後述するインスリン様作用の考え方を適用するという知見から、筋収縮を促進させることによって、より効率的にインスリン様作用を誘発させ糖代謝作用に関するソリューションに近づけるといえる。糖代謝にとって効率的な筋収縮を行うためには、体積が最も大きな赤筋に対して筋収縮を誘発させるべきであるという仮説に基づき、人体の筋肉の分布状況に関する調査を行う。この結果から膝関節伸展筋群、即ち、大腿前部を中心とした筋収縮を誘発させるソリューションの構築方法について考察する。一方では、膝関節痛を有する者が利用できるためには膝関節の等尺性筋収縮を誘発させる必要がある。そこで、膝関節を屈曲させることなく片脚ずつ交互に自重をかけさせることによって大腿部の筋収縮を自然に誘発させる他動的揺動機器の解説を行う。最後に、開発した機器を膝関節痛を有する者が利用でき、かつ、簡易型乗馬療法機器よりも効果的に代謝が亢進する計測結果について報告する。

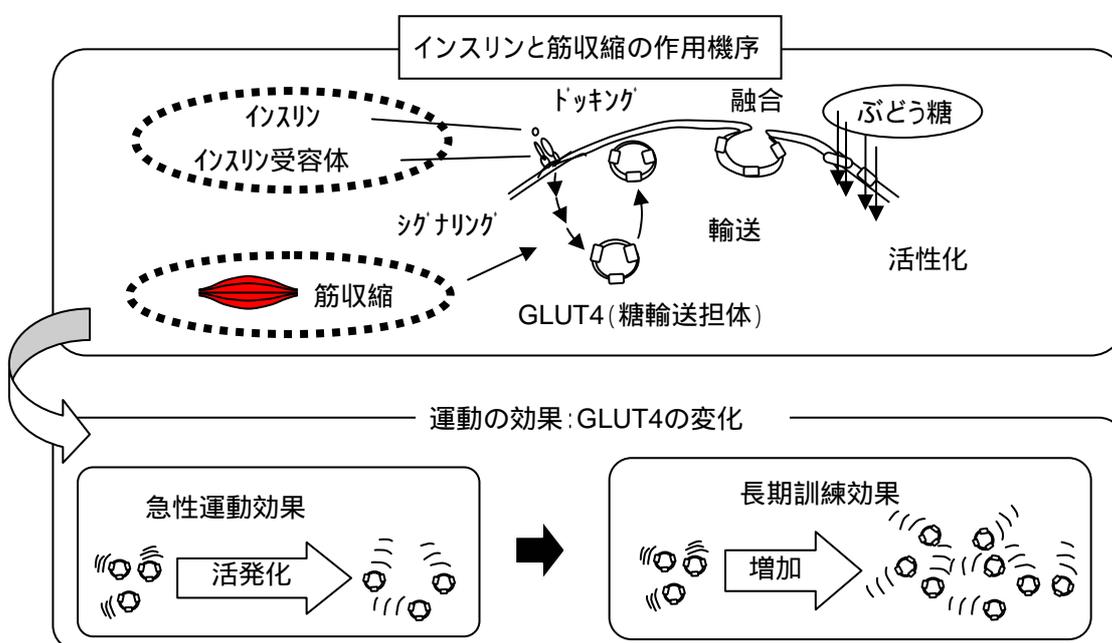
第2節 糖尿病と運動療法

糖尿病の病態を改善する方法には、一般に、薬物療法と食事療法と運動療法がある。食事療法と運動療法は同時に行うことで、それぞれの療法を単独で行うよりも効果的であることが知られている[1-3]。運動の方法として薦められているものに、「1日1万歩以上歩くこと」「軽いジョギングを継続すること」などがあり、運動を継続することで病態が改善することは広く認知されている[4-8]。運動療法処方原則は、どのような種類の運動を、どのような強度で、どのくらいの時間、どのくらいの頻度で、どのくらいの期間実施するかということである[9-14]。しかしながら、膝への整形外科的疾患を伴う患者にとっては歩行を長時間続けることすら困難である[15、16]。そこで、運動が必要であると認識していながら運動の処方を行なうことが困難な膝への疾患を伴う患者が使用でき、しかも、糖代謝を効果的に亢進させることが可能な他動訓練機の研究に取り組んだ。他動的な揺動刺激により自動的な運動を誘発するという本来の研究思想は、使用者が他動的な揺動に体を合わせてバランスをとるだけという現実解を与えることになる。従って、この研究には、「運動でありながら長期に渡り継続できる」という運動療法のソリューションを提供することができる可能性も含んでおり、生活習慣病の根源である「生活習慣を改善する」ことが可能となる技術である。

ここで、糖尿病について解説を加えておく。糖尿病の病態を正しく把握するには、血糖値が高いか低いかだけを論じるのではなく、血糖値を下げる役割をするホルモンであるインスリンの働きが正常であるかどうかを診なければならぬ。つまり、インスリンが正常に効く体になることが運動療法の目的と言い換えられる[3]。このことは、インスリン抵抗性の改善といわれている。ここで、インスリンは体内にある多くのホルモンの中で唯一の血糖値を下げるホルモンである。日本人の場合、約95%がインスリン非依存型の病態である2型糖尿病といわれている[17、18]。即ち、インスリンは体内に存在するもののインスリン抵抗性のために血糖値が高値を示す病態である。インスリン作用の不全であるとも考えられる。

ところが、最近の報告によると、運動を行なうことでインスリン抵抗性が改善する理由は、筋収縮が生体内のインスリン作用を亢進させるからであると考えられている。これは、インスリン様作用と言われており、以下の機序が考えられている(図105)。まず、インスリンによる糖代謝作用は、インスリンが筋肉の表面に存在しているインスリン受容体に作用し、筋組織内に化学的なシグナルを発生させる。発生したシグナルは、ぶどう糖の輸送単体である GLUT4 (glucose transporter No. 4) に作用する。シグナルを受けて活性化された GLUT4 は、筋組織の表面に移動し、筋表面で融合を起し、ぶどう糖が血中から筋内に取り込まれるのである。これに対して、自発的な筋収縮によってもインスリン-インスリン受容体作用によるシグナルと同等のシグナルが発生すると

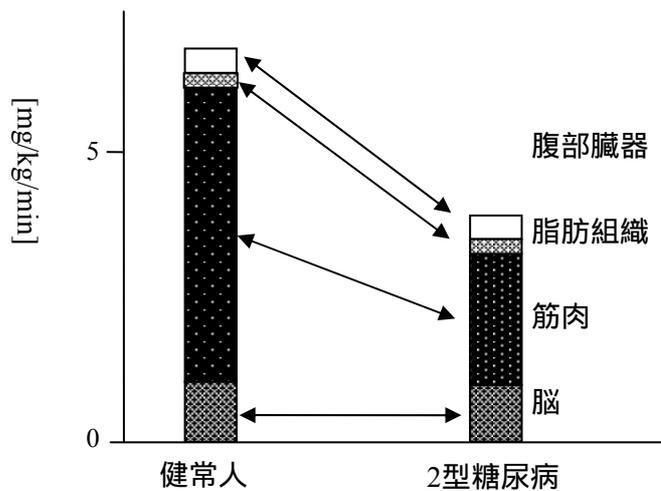
考えられており、これがインスリン様作用といわれるものである。即ち、筋収縮によって血中のぶどう糖が筋組織内に取り込まれるのである。筋収縮によって輸送される GLUT4 は、インスリンによる作用によって輸送される GLUT4 とは別のグループであることが指摘されている。また、インスリン様作用は、インスリン作用によるぶどう糖の取込みと加算的な関係であるとされている。つまり、インスリンによる糖代謝作用とは独立して、インスリン様作用による糖代謝が作用する。従って、インスリン作用が不十分である 2 型糖尿病患者であっても、運動することで血糖値を下げる事が可能となる [19-22]。



インスリン様作用:
「筋収縮 骨格筋の糖取込能力改善(インスリン抵抗性改善)」

図 105 インスリン作用と筋収縮[22]

また、筋収縮による GLUT4 の活性化はしばらく続くことが確認されており、その間の筋肉へのぶどう糖取込能力は向上する。一方、[24]によると、健常人と 2 型糖尿病患者のぶどう糖の取り込み部位の違いは筋肉にあると言われている。従って、運動をすることによって自然と得られる筋収縮は、インスリン様作用によってぶどう糖を筋肉に取り込ませる能力を向上させ、2 型糖尿病患者のインスリン抵抗性を改善することになる (図 106)。



筋肉組織へのぶどう糖の取り込み能力が悪化する
血中インスリン濃度を $100 \mu\text{U/ml}$ にセットした
正常血糖クランプ時の健常人と NIDDM 例のぶどう糖取り込み率

図 106 ぶどう糖の取り込み部位[22、24]

第3節 簡易型乗馬療法機器による効果検証

第2章で報告した乗馬療法機器は、筋力増加効果を目的としたものであり、座位姿勢で揺動を与えることで筋収縮が自然に得られるようにしたものであった。そこで、前節の考えに基づき、簡易型乗馬療法機器を用い、インスリン抵抗性改善効果の計測を行った。

第1項 インスリン抵抗性の計測方法

インスリン抵抗性を計測する方法は、大きく2種類に分けられる。一つは、採血により間接的に評価を行なう方法であり、もう一つは、直接的にぶどう糖の取り込みを定量化するものである[1]。前者は、インスリン抵抗性の代替指標として採用されている簡易な方法であり、多くの被験者を扱う場合に有効である。導出は、空腹時血糖値と空腹時インスリン量の積で算出する(図107)。

$$HOMA-R = \frac{FBS \times IRI}{405}$$

FBS: 空腹時血糖、IRI: 空腹時インスリンレベル

図107 HOMA-Rの計算式

一方、直接的にぶどう糖の取り込みを観察する方法には、グルコースクランプ法を採用した。具体的な方法は、次の通り。まず、インスリンとぶどう糖を静脈注射する。インスリンの注入により血中のインスリン濃度を高度に保ち、肝臓からの糖の新生をなくす。次に、運動させながら、血糖値を一定に保つようにぶどう糖の点滴量を調整すれば、体内で消費されたぶどう糖量が注入されたぶどう糖量と一致することになる。グルコースクランプ法による結果は、Glucose Infusion Rate(以下GIR)と呼ばれ、単位時間・単位体重当りのぶどう糖の注入量、即ち、取り込み能力を定量化したものである。単位はmg/min/kg。1回の計測に4時間程度かかることと、点滴を行なう必要があることから、計測が大掛かりになってしまい、少人数の計測に適した方法である(図108)。



方法：

- 1.インスリンをポンプにより静脈から注入し、肝臓からの糖新生をなくす
- 2.同時に、ぶどう糖を静脈から点滴し、血糖値を一定に保つ



注入するぶどう糖量 = 体内での消費量

図 108 グルコースクランプ法

第2項 急性効果の定量化

簡易型乗馬療法機器が糖代謝を亢進するかどうかを見極めるために、グルコースクランプ法を用いて急性効果の計測を行った。

【対象】

年齢：29歳。

人数：健常者男子1名

その他：身長 178 cm、体重 78.0 kg、BMI 24.6[‡]

【方法】

前夜 21 時以降より絶食し、早朝空腹状態、ベッド上で 30 分間の安静を保ち、その後、グルコースクランプ法（インスリン注入率 40mU/m²/min）を実施した。計測は、

1. 仰臥位で安静時（90 分間）
2. 簡易型乗馬療法機器で運動時（安静後 60 分間）
3. 仰臥位で回復時（運動終了後から 60 分間）

の3段階を連続して行なった。5分間隔で耳朶から採血し、血糖値が一定になるようにグルコース注入量（GIR）を調節した。

[‡] $BMI = \frac{\text{体重}(kg)}{\text{身長}(m) \times \text{身長}(m)}$ 、(Body Mass Index)

肥満程度を表す指標。日本肥満学会では、25 以上の場合を肥満と定義している。

【結果】

結果を図 109 に示す。各段階での GIR は、

1. 安静時は、5.0mg/kg/min
2. 運動時によって 9.0 mg/kg/min へと増大し、最大 2.2 倍の亢進
3. 回復時は、6.0 mg/kg/min と安静時よりも高値であった。

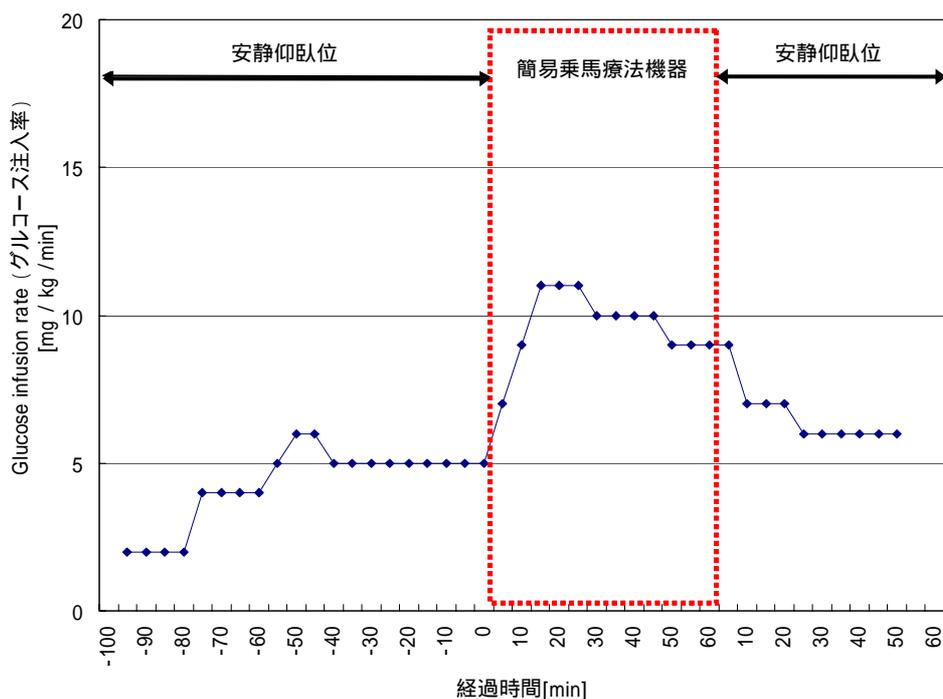


図 109 簡易型乗馬療法機器によるグルコースクランプ計測の結果

【考察】

“x-Pitch-Roll”の組み合わせによる揺動によって、被験者の重心は強制的に崩され、姿勢維持に必要とされる背筋、腹筋、および大腿筋などの大きな体積の筋群の筋収縮が誘発された結果、インスリン様作用により糖代謝の亢進がもたらされたものと推察される。簡易型乗馬療法機器による運動は、体内へのぶどう糖取り込み能力を亢進させるから、長期間使用することで、インスリン抵抗性を改善する可能性があることが示唆されたといえる[25]。

第3項 訓練効果の定量化

前項において、揺動による糖代謝への効果の定量化を行なった。そこで、長期間の訓練を行なったときの効果検証を行なった。

【対象】

第I群：肥満と耐糖能異常を有する男性1名、女性3名
(糖尿病患者2名、境界型糖尿病2名)

第II群：2型糖尿病患者、男性5名、女性15名
(インスリン及びインスリン抵抗性改善剤の未使用者)

【方法】

第I群：1回15分、週2回以上の運動を6ヶ月間実施。前後でHOMA-Rを算出。

第II群：1日30分、毎日の運動を3ヶ月間実施。前後でHOMA-Rを算出。

【結果】

図110と図111に結果を示す。

第I群：HOMA-Rが、 3.12 ± 0.54 から 2.01 ± 0.92 に有意に低下した ($p < 0.05$) (平均 ± 標準偏差)。

第II群：HOMA-Rは、 3.70 ± 1.40 から 3.11 ± 1.70 に有意に低下した ($p < 0.01$)。ただし、2名は使用時間数が充分ではなかったため、1日平均の運動実施時間が20分以上であった18名に対して統計処理を行った。

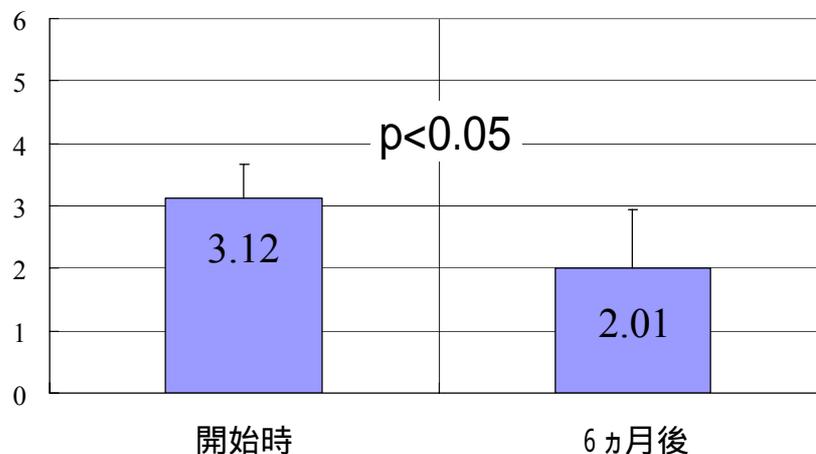


図 110 簡易型乗馬療法機器による訓練結果 (HOMA-R)(第I群)

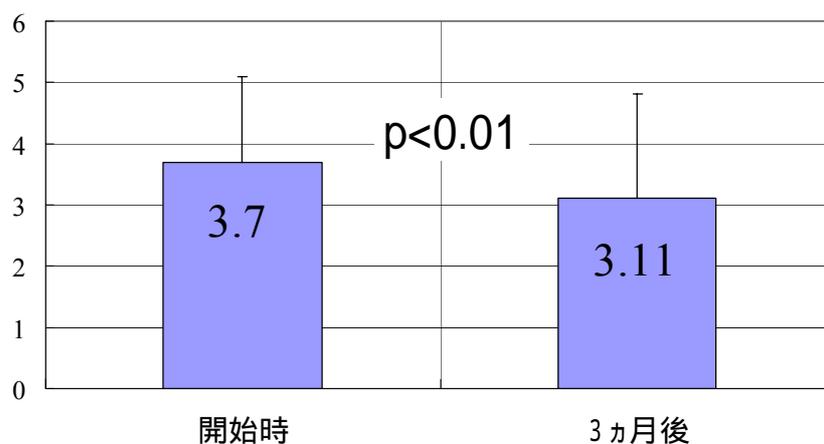


図 111 簡易型乗馬療法機器による訓練結果 (HOMA-R)(第II群)

【考察】

糖尿病患者に対する運動療法としては、心拍数を毎分 100 から 120 程度まで上げる強度の有酸素運動が一般に勧められる。しかしながら、後述するように簡易型乗馬療法機器は、高々散歩程度の運動強度であり、血圧や心拍数にほとんど影響がない運動である。今回の計測では、この程度の軽い運動であっても、1 日平均 20 分以上実施すれば、インスリン抵抗性が改善される事を示したものである[26-29]。

第4項 ぶどう糖取り込み部位の特定

簡易型乗馬療法機器は、座位姿勢ながらバランス保持を行う運動を誘発するものであった。即ち、筋放電を効果的・効率的に誘発させる機器であった。従って、簡易型乗馬療法機器を使用することによる一連の糖代謝作用は、誘発された筋収縮によるインスリン様作用によるものと考えられる。そこで、糖取り込みが行なわれている部位を特定するため PET (Positron Emission Tomography : 図 112) による計測を行った。計測は、各被験者に対して、主旨を充分説明し検査に対する同意を得た後に行なった。



ぶどう糖に陽電子放出物質を組込んだ薬剤を
静脈注射し、画像化する計測法

図 112 使用した PET 計測機

【対象】

年齢：20 歳から 33 歳まで。平均年齢 24.5 歳 ± 4.7。

人数：健常男子 6 名

【方法】

FDG 投与 (^{18}F -フルフトデオキシグルコース) 後、簡易型乗馬療法機器に騎乗した体勢 (座位姿勢) で安静とした時と、揺動を与えた時の 2 回の検査を 2 週間の間隔をおいて実施した (図 113)。投与放射エネルギーはそれぞれ平均約 140Mbq、安静時間、及び、騎乗時間は 40 分とした (これらは、通常の PET 計測を行う時と同様の手続き方法である)。関心領域を、腰部背筋群、内転筋群に置き、体重によって補正した SUV 値を計測した (SUV: Standardized Uptake Value)。

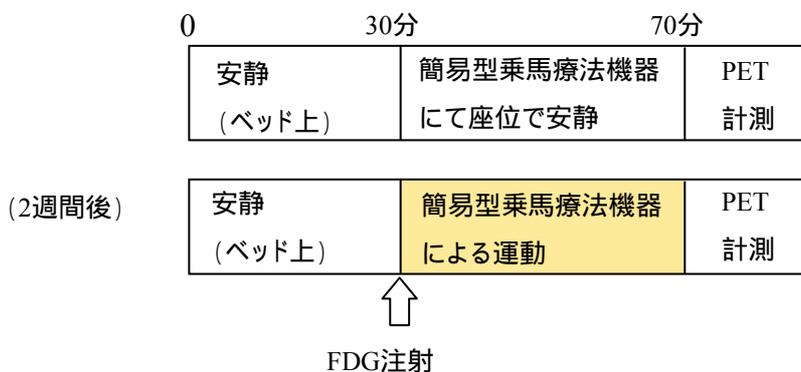


図 113 計測プロトコル

【結果】

図 114 と図 115 に示す。内転筋を中心とした大腿部にぶどう糖取り込みを確認した。5名で取り込み量が増加したが、有意ではなかった。内転筋を中心とした大腿部の関心領域内では、平均で25%増加した。腰背部への取り込みは変化がなかった。

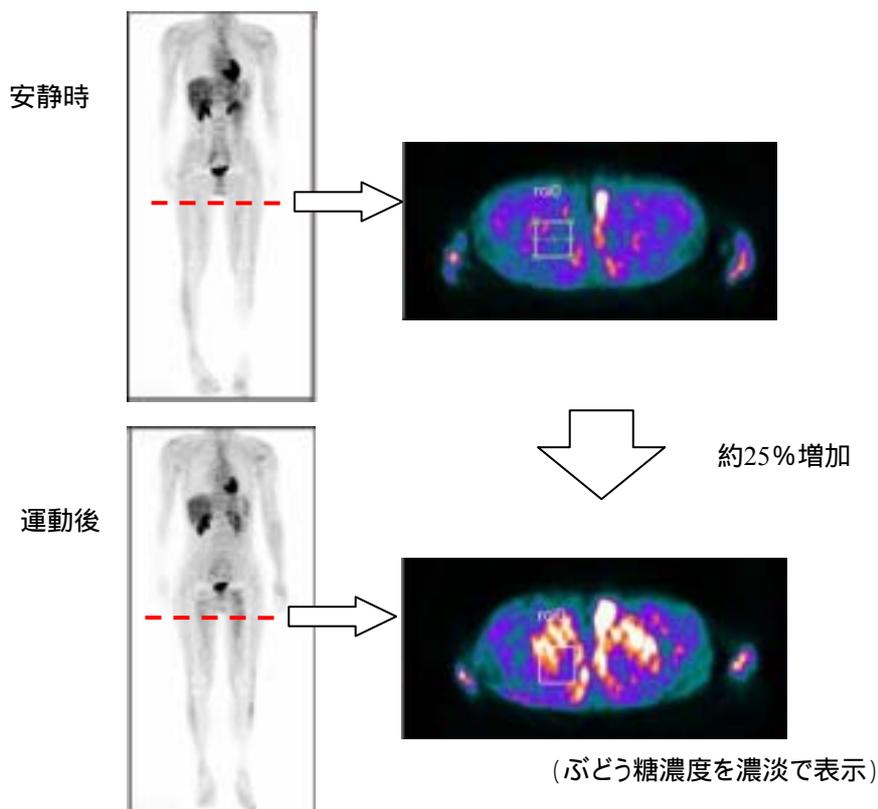
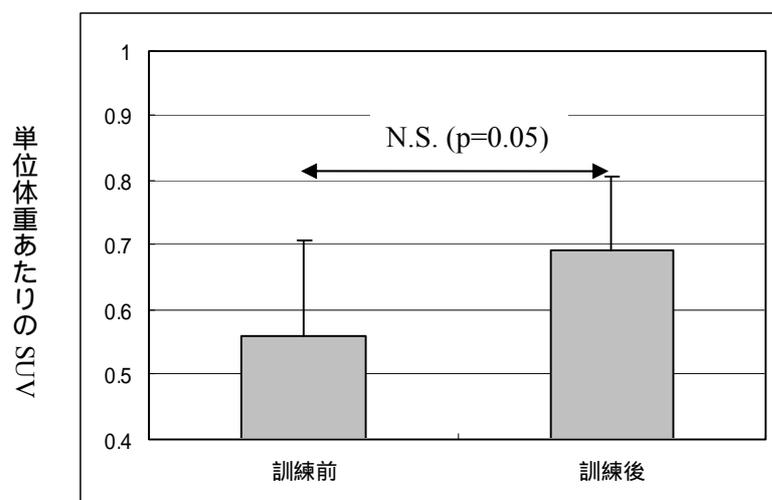
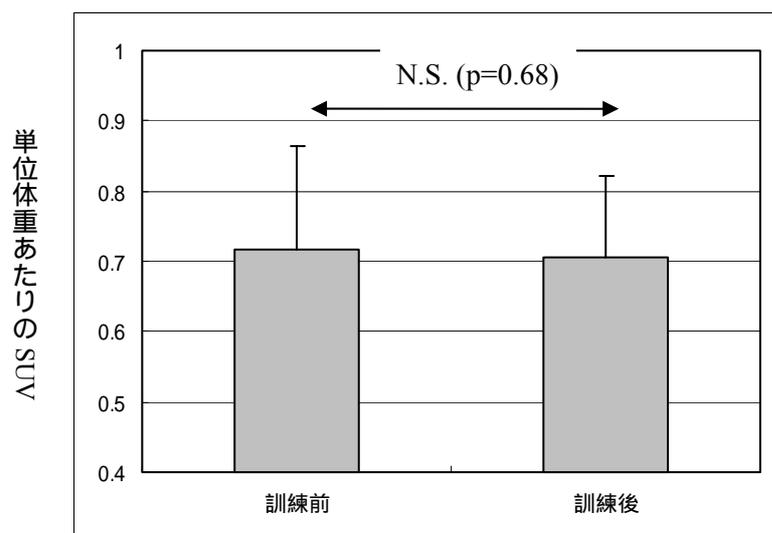


図 114 内転筋への PET 結果



内転筋群



腰背筋群

図 115 簡易型乗馬療法機器使用による PET 計測結果

【考察】

内転筋群を中心とした大腿部にぶどう糖の取り込みの上昇を認めた。このことは、簡易型乗馬療法機器を使用したときに、落下しないように足で鞍部を挟み込む動作によって糖代謝が亢進したと考えられる[30]。

第5項 簡易型乗馬療法機器使用時の酸素消費量

簡易型乗馬療法機器は筋力訓練を目的としたものであるにもかかわらず、楽に運動を行なうことが可能である。そこで、運動量の指標である酸素消費量の定量化を試みた。

【対象】

第I群：

年齢：60歳から65歳まで。平均年齢62.5歳±2.38。

人数：健常高齢者4名（男性2例、女性2例）

第II群：

年齢：28歳から35歳まで。平均年齢31.0歳±3.61。

人数：健常若年男子3名

【方法】

酸素消費量の計測にはSENSORMEDICS社製のMetabolic Measurement System 2900Cを使用した。被験者はマスクを装着し、簡易型乗馬療法機器上で安静座位姿勢を20分以上とった後、20秒間安静時の酸素消費量を計測した。その後、簡易型乗馬療法機器にて訓練を行なった。機器の速度は、1.0秒周期（1.0Hz）、0.8秒周期（1.2Hz）、0.7秒周期（1.4Hz）の3種類を順に行い、それぞれの速度で2分間使用し、その時の酸素消費量を計測した。

【結果】

結果を図116に示す。計測時にモニタを観察した結果からは、動作開始しばらくの間酸素摂取量が増加したが、その後減少した。得られた時系列の酸素消費データの平均値を酸素消費量とした。特徴は、

- ・ 各群とも揺動速度が速くなるほど酸素消費量が多くなった。
- ・ 各揺動速度での2群の平均値に有意差はなかった（ $p>0.05$ ）。ただし、0.7秒周期（1.4Hz）の時は $p=0.05$ であった。

そこで、両群の平均値をひとまとめにした結果を図117に示す。

- ・ 0.7秒周期（1.4Hz）で動作させた時は、他の揺動速度による酸素消費量より有意に多くなった
- ・ 0.8秒周期（1.2Hz）で動作させた時は、安静座位時より有意に多くなった。
- ・ 他のケース間では有意差が得られなかった

【考察】

揺動速度が速くなるほど酸素消費量が多くなるという結果が得られたが、最高でも2.0METsであり、散歩程度の運動強度であった。簡易型乗馬療法機器を使用したときに誘発される運動強度は年代に関係なく散歩程度であり、心臓への負荷が少ない訓練方法であることが示された。

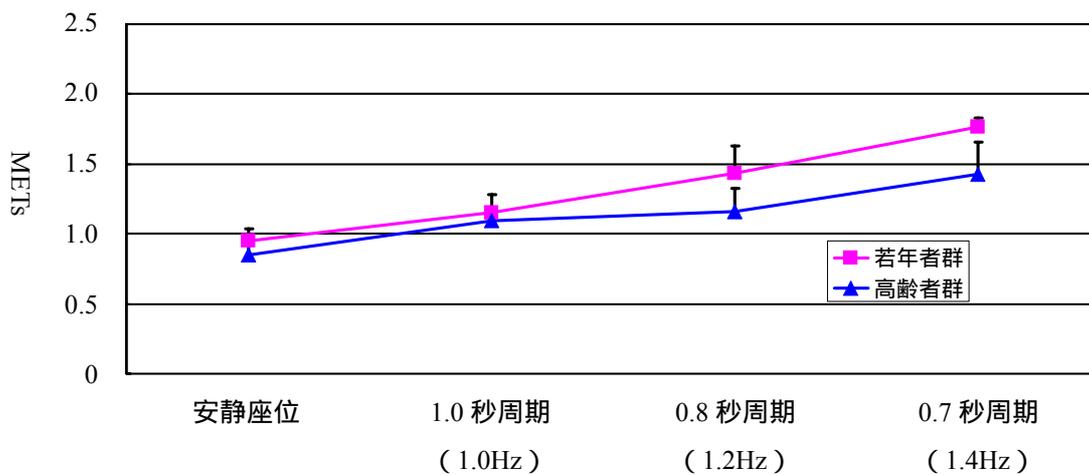


図 116 簡易型乗馬療法機器による酸素消費量

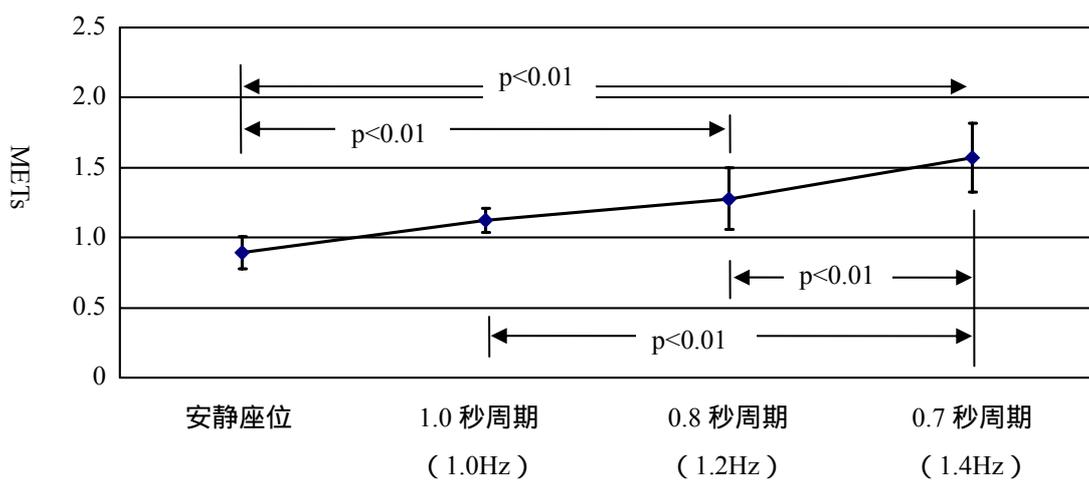


図 117 簡易型乗馬療法機器による酸素消費量 (全体の平均)

第4節 新たな機器設計への考え方

第1項 機器構築へのコンセプト

前節までの考察と計測結果から、筋収縮を効果的に誘発させることが、糖代謝効果への最適化であると言換えられる。そこで、より効果的に糖代謝を亢進させるために必要な筋の種類について調査を行った。

まず、調査に際して、大きな体積を持つ遅筋線維（赤筋）を選択的に収縮させることで効果的に糖代謝効果が得られると考えた。遅筋線維を選んだ理由は、筋収縮によるインスリン様作用がより有意に作用すると考えられていること、有酸素的な運動に寄与すること、高齢であっても訓練効果が得られることが理由である[2]。

次に、筋肉の大きさを把握するため骨格筋の体積、筋線維組成比などに関する調査を行った[31-35]。調査結果の一例として、図 118 と図 119 機能部位別の遅筋体積量の分布を示す。調査した全文献から得られた各部位のデータを平均したものである。また、筋肉の機能部位の区分は、[36]による分類方法によった。

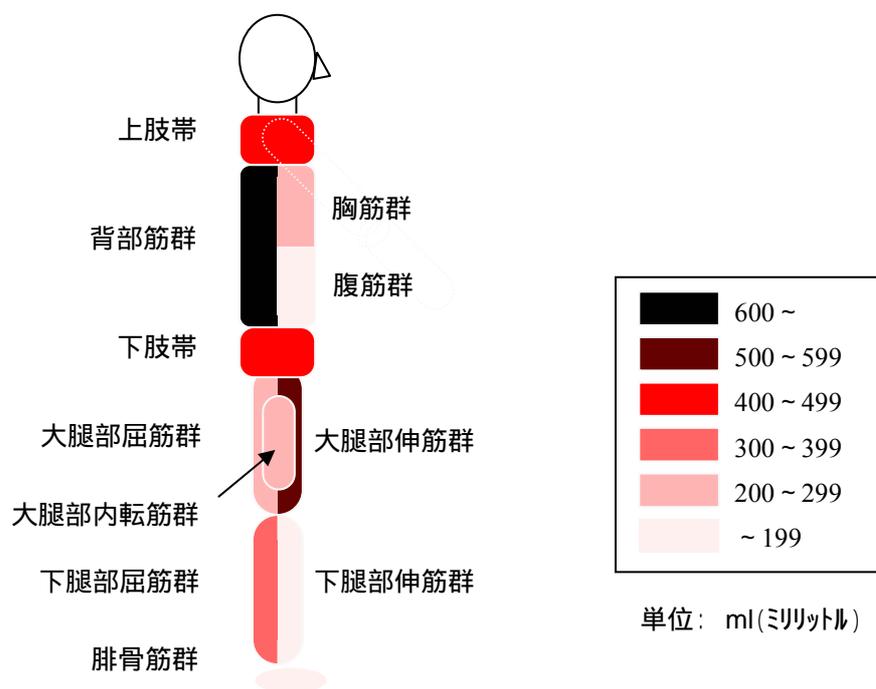


図 118 筋肉分布

図 119 に示すとおり、背中部分と脚部の遅筋線維体積が相対的に大きいことが判明した。特に脚部は大腿部前部である膝関節伸筋群の体積が大きい。ここで、背中の筋肉は最も大きな体積を持つという結果になっているが、実際には、比較的小さな筋肉、または、薄い筋肉が塊となって構成しており、その結果大きな体積になっているものである。これに対して大腿部の筋肉は、筋群を構成する筋肉そのものが大きな体積を持つものである。

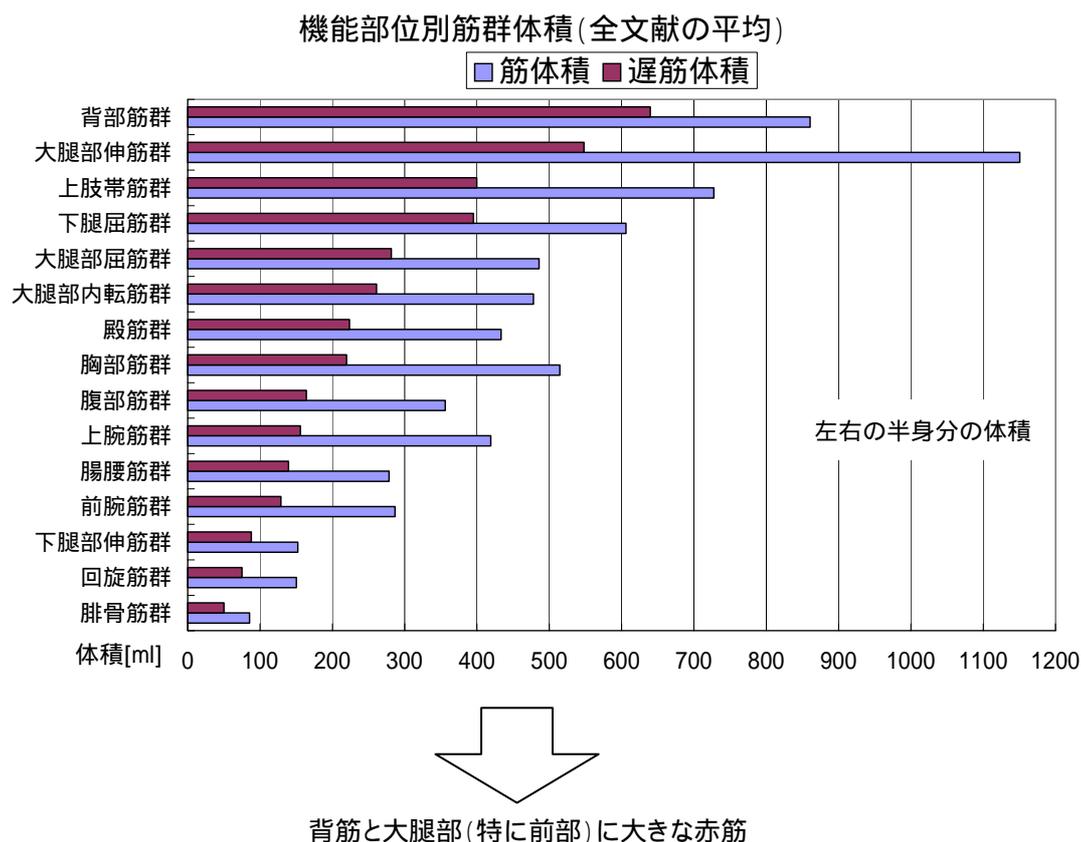


図 119 筋肉の体積一覧

さて、第3節第4項でのPETによる糖取り込み部位の計測結果では、腰背部への糖取り込みよりも内転筋を中心とした大腿部への糖取り込みが顕著であった。

背中の筋群を構成する筋肉がPET計測の分解能よりも小さいためにブドウ糖の取り込みが映像として捕らえきれない可能性も考えられる。しかしながら、水平方向への揺動を加えることで上半身の重心を崩させ、腰背部の筋電効果を効率的に誘発させるという乗馬療法機器の開発経緯を考えると、更に効率的に背部に筋収縮を起こさせる機器を開発することを目的とするよりも、大きな筋群である大腿部伸筋群への筋収縮をより効率的・効果的に亢進させる方法に可能性があると考えられる。そこで、大腿部への糖代謝をさらに効果的に得る方法を構築することを目的とした。

以上の考察から、脚部の筋収縮を自然と誘発させることで、より効果的に糖代謝を亢進させることが可能であると結論した。そこで、座部を各脚の方向へ傾倒させる機構で、座位姿勢のまま重心を脚部に移動させる機能により、他動的に脚部に自重がかかるようにし脚部への筋収縮を狙った。

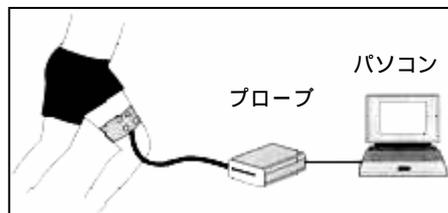
さらに、新たに開発する他動訓練機には乗馬療法が持つ長所を残すこととした。即ち、次に挙げる3点の乗馬療法機器の特徴を残したままで新たな機器の構築を行なうことにした。

1. GIRが増加する
 2. 膝関節痛でも使用できる
 3. 心拍数を上げない。
1. は、大腿部への筋収縮をより効率的に行うことを見てきた
 2. は、膝関節痛でも使用可能であるためには、膝関節を動かさない等尺性筋収縮で実現させることとした
 3. は、1.と2.の効果を得ることができる範囲で心拍数が上がらないことを確認することとした。これは、第3節第5項で見たように、他動的な揺動による運動ではMETsが上がらないという知見に基づいている。

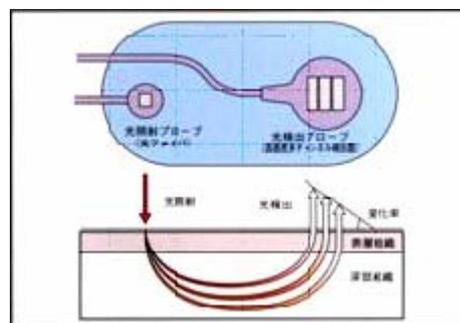
第2項 筋肉の代謝亢進の評価方法 - 筋代謝計測

前項で考察したように、新たな機器に要求される機能は、局所的に大腿部に筋収縮を誘発させ、筋への代謝を亢進させる機能である。そこで、筋の代謝効果を定量化する必要があるが、機器仕様を決定するための評価方法には、専門的な医療スタッフを必要としない簡易で、非侵襲的な計測方法であることが望まれる。この条件を満たす計測方法であれば、機器の制御を様々に変化させることで、局所的な代謝が亢進しているかどうかを確認し、より効果的な制御方法を決定していくことが可能になる。その結果得られた制御方法によって長期的な訓練を行えば、簡易型乗馬療法機器よりも効果的な糖代謝の亢進結果を得ることができると考えられる。

そこで、筋への代謝効果を定量化するために、近赤外線分光法による筋代謝計測法（Near Infrared Spectroscopy : NIRS）を採用した[37、38]。この方法は、酸素を持ったヘモグロビン（HbO₂）とヘモグロビン（Hb）の吸光度特性の差を利用し、生体組織内の酸素濃度を計測するものである。つまり、対象部位の酸素消費量を直接的に観察する簡易な方法である。計測方法は、近赤外線を発光するダイオードと吸光部とから構成されるプローブを計測したい部位（大腿部）にあてがい、大腿部への虚血を行うために大腿部付け根部分にカフをあてがうだけである（図120）。さらに、計測結果は、リアルタイムにモニタ可能であって、こういった制御方法がより効果的であるかということも計測しながら、ある程度予想することが可能な方法である。



大腿部の計測方法



プローブの構成

図 120 近赤外線分光法の計測方法

OMRON 製 HEO-200 のカタログより抜粋

第3項 簡易型乗馬療法機器の大腿部への筋代謝量

機器開発に取り掛かる前に、既に糖代謝への効果が証明されている簡易型乗馬療法機器の大腿部への筋代謝量を計測した。この値を定量化することによって、今後の機器開発の目標とするためである。

【対象】

年齢：28歳から35歳まで。平均年齢33.0歳 \pm 3.8。

人数：健常男子5名

【方法】

運動前に15分間簡易型乗馬療法機器上で安静座位姿勢をとり、3回計測した後で、簡易型乗馬療法機器を動作させ運動を行なった。5分毎に動作を停止させ計測するという行為を3回行なった（都合、運動時間は合計15分間である）。計測には、NIRS装置であるOMRON製HEO-200を使用し、プローブは、送受光間距離30mmのものを使用した。

【対象部位】

大腿直筋、外側広筋、内側広筋、内転筋の4つとした。（図121、図122）

【アプローチ】

簡易型乗馬療法機器を0.8秒周期（1.2Hz）で動作させた。

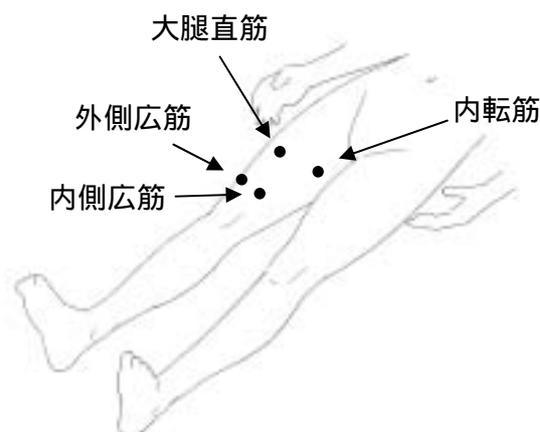


図 121 大腿部筋代謝計測部位



図 122 簡易型乗馬療法機器による大腿部筋代謝計測の様子
機器動作時は手すりを使用しない

【結果】

安静時の筋代謝量の平均を 1 とし、運動時の筋代謝量の平均を安静時との比率で定量化した。図 123 に 5 分ごとの筋代謝量の平均値を示す。この結果から、5 分以上の運動で得られる筋代謝量は、運動開始 5 分間で得られる代謝量と変わらないことが分かる。ここで、各時間で得られた値の平均値を簡易型乗馬療法機器の筋代謝量とした(図 124)。

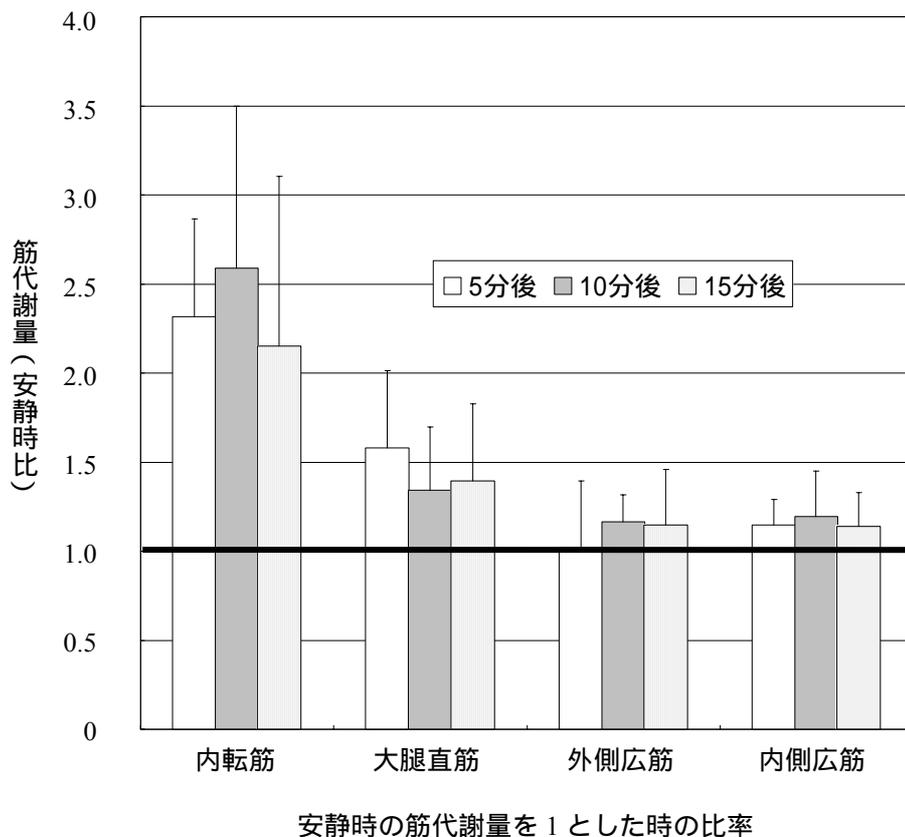


図 123 簡易型乗馬療法機器による経過時間ごとの大腿部への筋代謝量

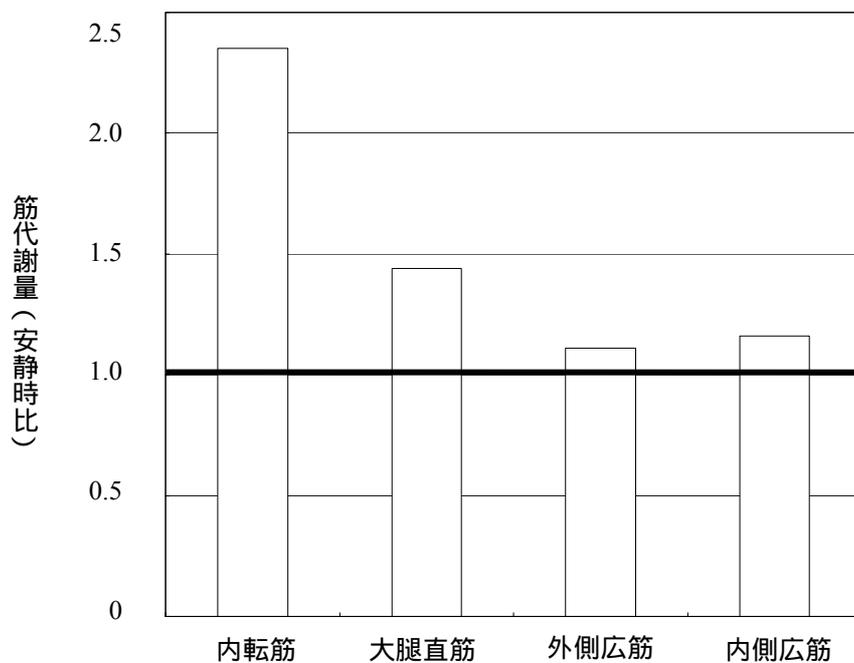


図 124 簡易型乗馬療法機器の大腿部への筋代謝量

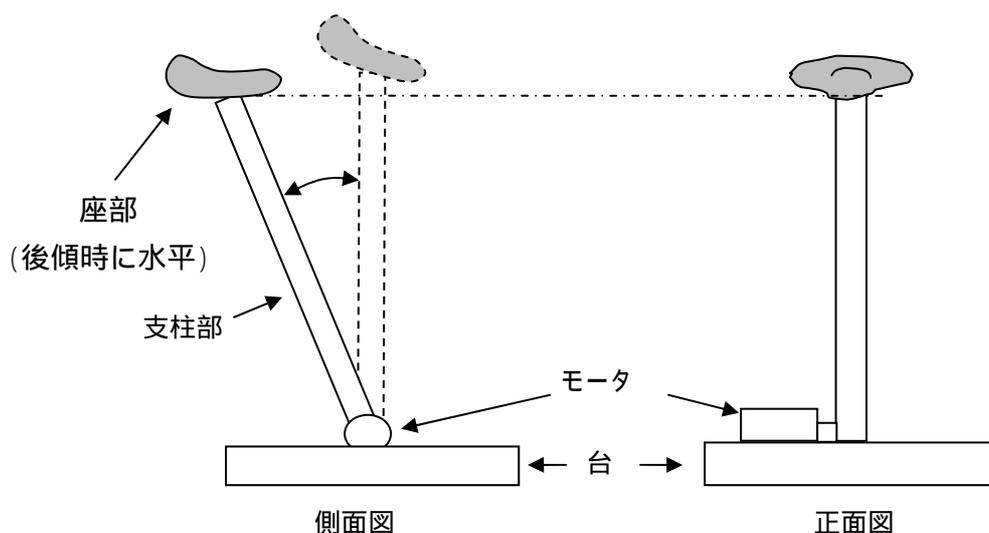
【考察】

全体として安静座位姿勢を保持した時よりも代謝が亢進しているのが分かる。筋肉部位では、内転筋群への筋代謝量が安静時の2.35倍と最も亢進しており、PET計測によるぶどう糖の集積部分と一致した結果が得られた。大腿直筋、外側広筋、内側広筋の大腿四頭筋群への筋代謝量は安静時の代謝量より若干多くなる程度であった(順に、1.44倍、1.11倍、1.16倍)。従って、これらの大腿前部の筋肉群に積極的に作用させることによって、より効果的な揺動刺激方法を構築することが可能であると考えられる。

第4項 自重負荷による脚部への筋代謝亢進可能性の予備計測実験

さて、新たな機器を構築する前に、単純に脚部を屈曲させ、自重をかける機器の構築を行い、期待通りの代謝効果が得られるかどうかを見極める予備計測を行った。開発した機器の概略図を図125に示し、システム構成図を図126に示す。

図127にこの機器を使用したときの筋代謝計測の光景を示す。



後傾状態から鉛直方向まで支柱部がメトロノーム様に往復運動をする被験者は、座部に座り負荷をかけられるので軽いスクワット運動になる

図 125 動作方法の概略

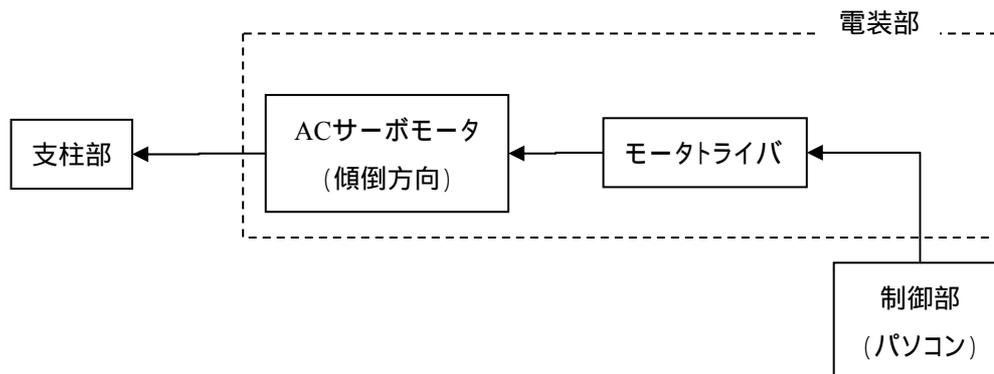


図 126 予備計測用システムの構成図

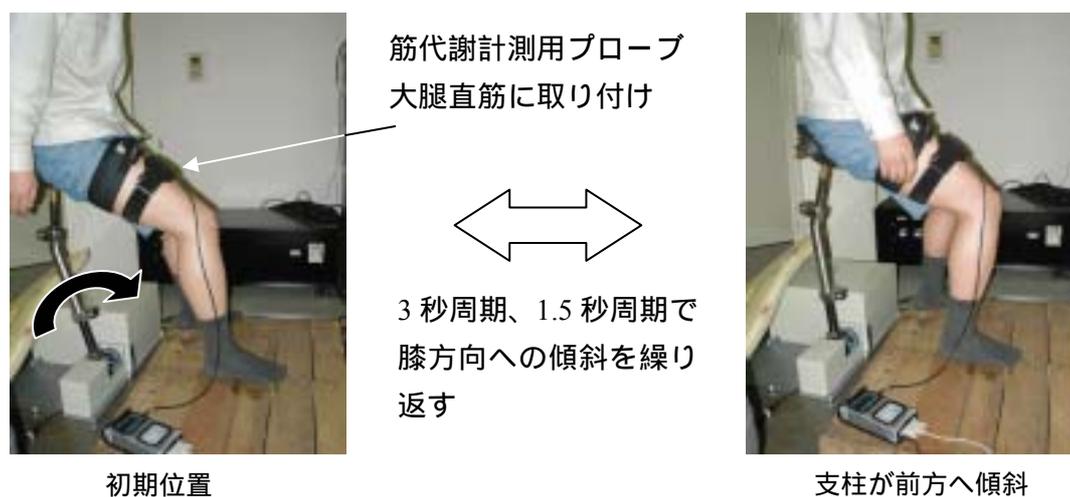


図 127 自重式訓練機の予備計測

計測プロトコルに関しては以下の通りである。

【予備計測の目的】

重心を強制的に移動させることで、大腿部への代謝効果が見極める

【対象】

年齢：25歳から36歳まで。平均年齢 30.0歳 ± 5.6。

人数：健常男子3名

【方法】

運動前に15分間簡易型乗馬療法機器上で安静座位姿勢をとり3回計測し、試験機に移動した後、5分毎に動作を停止させ計測するという行為を3回行った(都合、運動

時間は合計15分間である。計測には、NIRS装置であるOMRON製HEO-200を使用し、プローブは、送受光間距離30mmのものを使用した。

【対象部位】

右脚の大腿直筋のみとした。NIRS装置をモニタして酸素動態が安静状態に戻っていることを確認した後に次の運動条件を行った。動作プロトコルを変化させた時は、20分以上間隔をあけた。また、図124に示した簡易型乗馬療法機器による大腿直筋への筋代謝結果と比較した。

【アプローチ】

揺動速度を3秒周期(0.3Hz)、1.5秒周期(0.6Hz)の2種類とし、支柱部の動作角度はいずれも20°とした。

【結果】

安静時の筋代謝量の平均を1とし、運動時の筋代謝量の平均を安静時との比率で定量化した。揺動速度が3秒周期(0.3Hz)、1.5秒周期(0.6Hz)いずれの場合でも大腿部への代謝効果は簡易型乗馬療法機器のものより大きくなった(図128)。このことから、重心を強制的に移動させる機器によって、大腿前部を中心に筋収縮を誘発させ筋代謝効果を簡易型乗馬療法機器より効果的に得ることが可能であると考えられる。

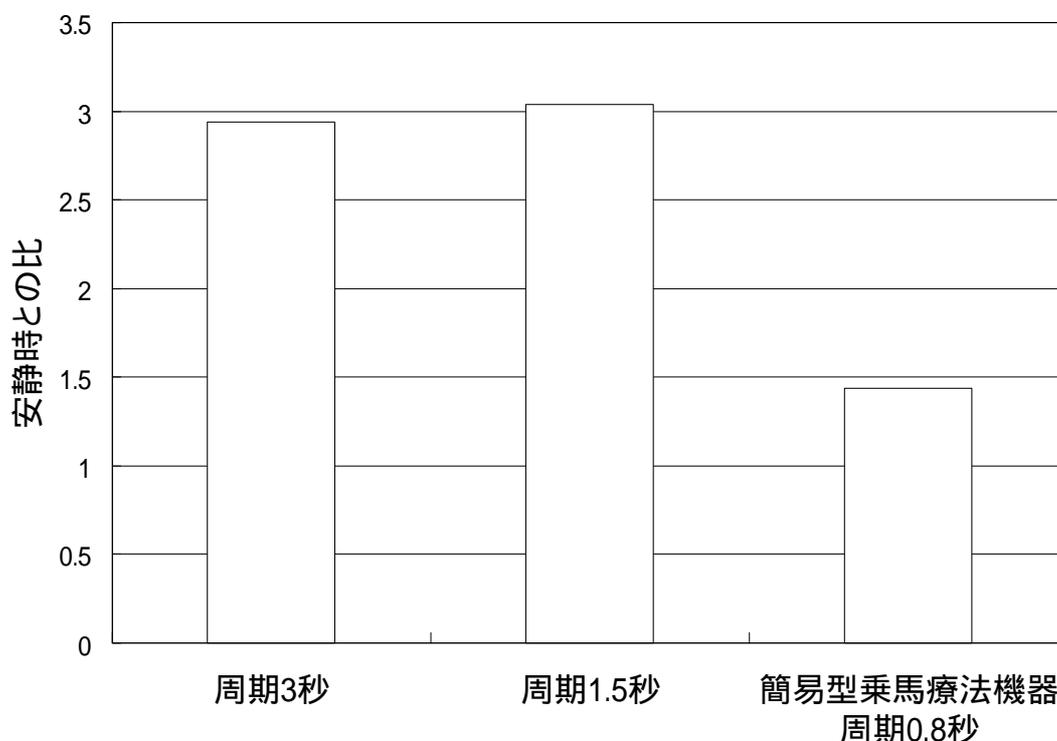
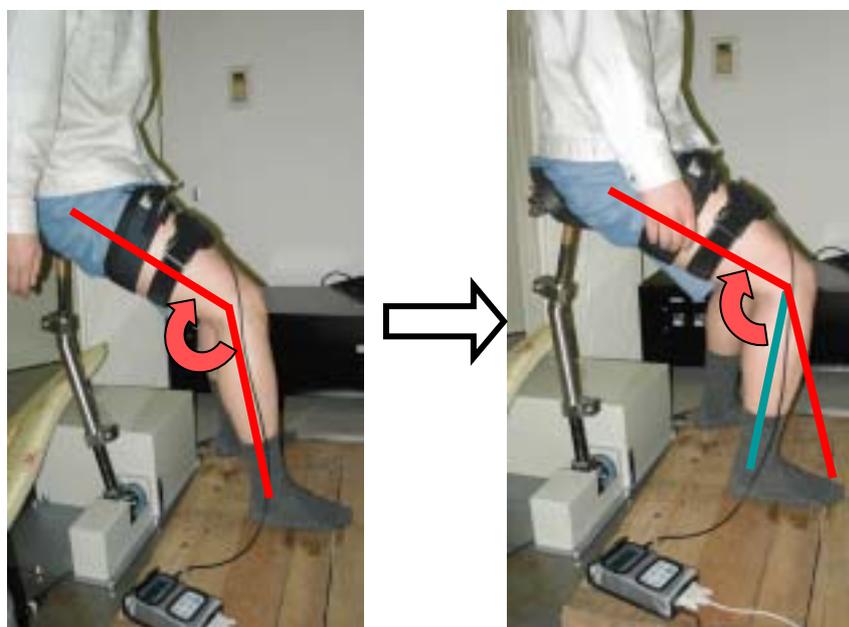


図128 大腿直筋への筋代謝結果

第5節 糖代謝亢進を目的とした他動訓練機の開発

第4節第1項で説明したように、目指すべき方法は、膝関節に痛みがあっても使用できるものである。しかし、前節で開発した機器では、膝関節角度が屈曲するため膝関節痛を有する者では使用できない可能性が高い(図129)。そこで、膝関節痛を有する者が使用できるようにするため、膝関節角度を一定に保ったままで脚部の筋に負荷を与える機構の開発を行った。具体的には、座部が脚の方向へ傾倒すると同時に、座面位置と足裏位置の距離が一定になるように、使用者の足の位置を上下に移動させた。



座部が前傾した時に、膝角度が大きく屈曲する。
この方法では、膝関節痛を伴う人は使用できない。

図129 膝関節角度が屈曲する方法

第1項 自重を利用した他動訓練機

他動訓練機の動作の概念図を図130に、開発した機器の外観写真を図131に、システム構成図を図132に示す。開発した機器は、使用者が着座する座部、座部を支える支柱部、使用者が足を乗せる足置部、および制御部と電装部(ACサーボモータとモータドライバ類)から構成される。

座部は、左右方向の軸を回転中心とした回転動作（Pitch）と、前後方向の軸を回転中心とした回転動作（Roll）の2自由度から構成されている。それぞれの回転方向に対応した合計2つのサーボモータを同時に制御することで、支柱部の下端点を中心とした球面上を座部が動作する。どの方向にも、最大20°で傾倒させることができる。図133に示すように、モータ1は左右方向軸を中心に支柱を回転させる。モータ1と支柱は共にU字型のジョイントに取り付けられており、モータ2はこのU字型のジョイントを回転させるので、前後軸方向を中心とした回転動作が得られる。

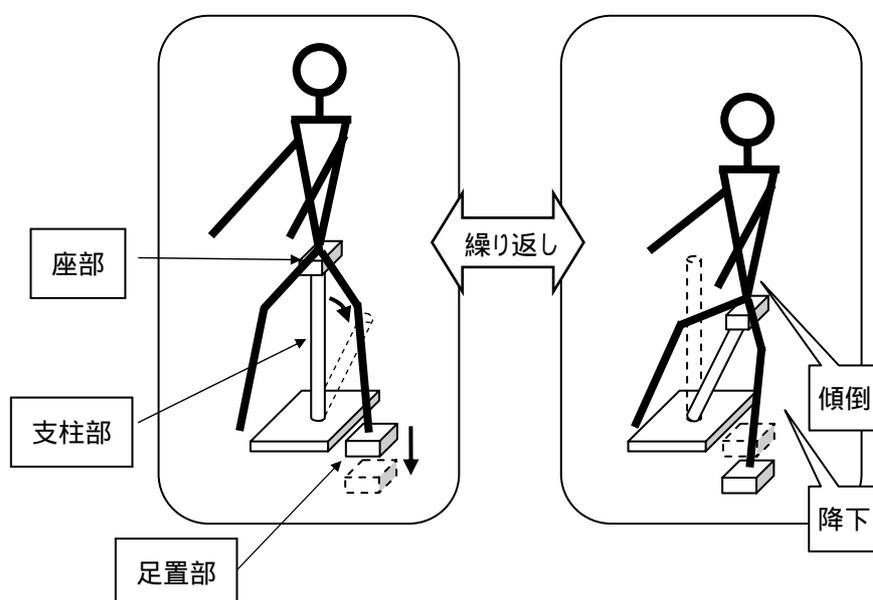


図 130 膝関節を等尺性に保つ他動訓練機概念図

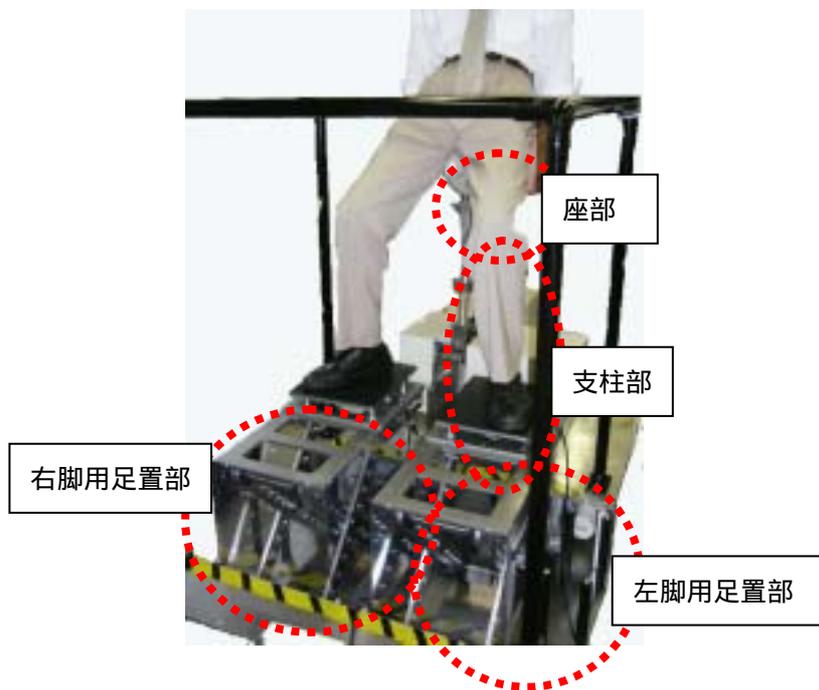


図 131 膝関節を等尺性に保つ他動訓練機

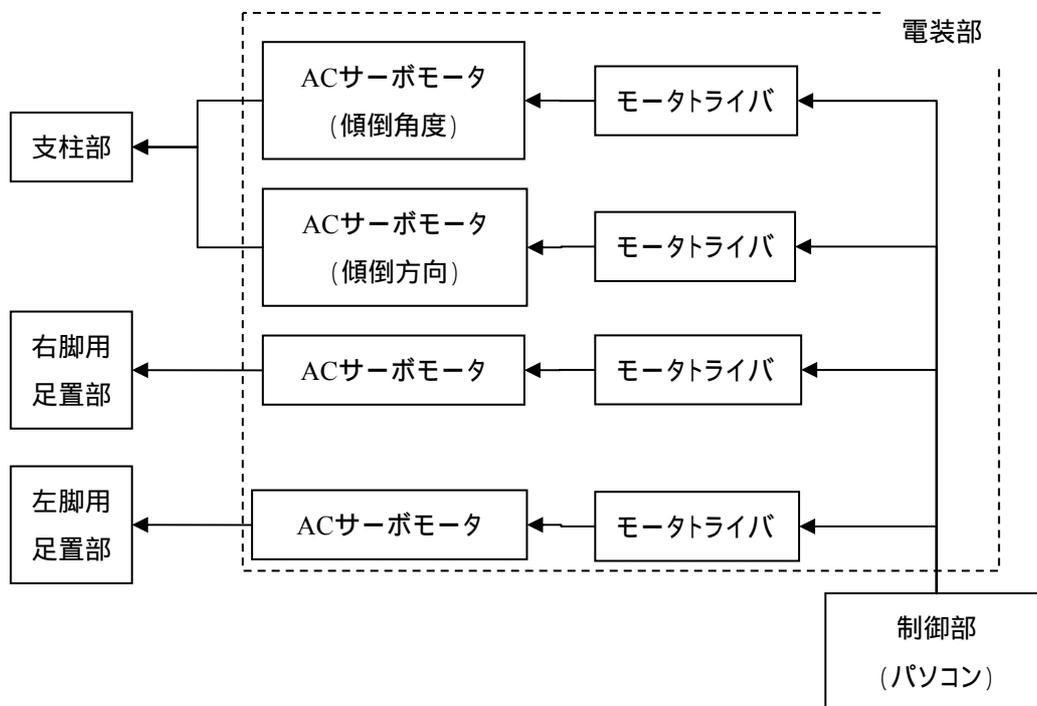
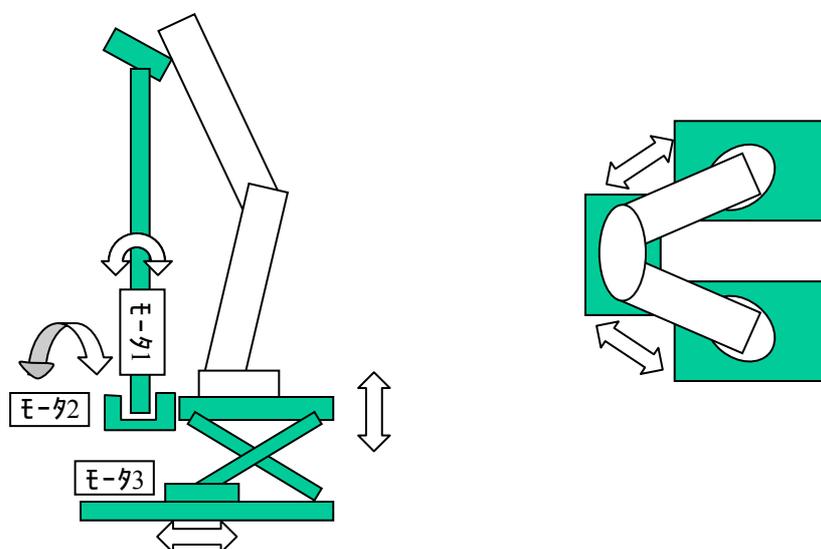


図 132 システム構成図

さらに、左右それぞれの脚に対して用意された足置部は、支柱部とは別に取り付けたサーボモータを制御することで、独立に鉛直方向に最大 300mm の距離で上昇下降を繰り返すことができる。図 133 に示すように、足置き台の上昇下降はパンタグラフ機構であり、モータ 3 に取り付けられたピニオンギアを通して上下動する。支柱部と足置部を動作させる合計 4 つのモータは 1 台のパソコンにより制御され、動作量と繰り返し周期を自由に設定することができる。また、支柱部の長さは手動で調節可能で、様々な体格の使用者に適用できるようにした。

機器の制御方法は、左脚に負荷をかける場合には、左脚の膝方向に支柱部を傾倒させる。これによって、重心が左脚の方向に移動する。使用者は無意識的に左脚でより多くの体重を支える必要が生じるため、着座姿勢のままあかもスクワット運動をするように大腿部を中心に筋収縮が生じる。

さらに同時に、左脚に載せている足置部を降下させることで、膝関節角度が一定のまま大腿部への負荷をかけることができる。図 134 に示すように、足置部と支柱部の上端に位置する座部との距離が常に一定になるように上昇下降させるキネマティクス制御を行えば、使用者の股関節、膝関節、足関節を頂点とする三角形の形状が変化しない。従って、膝関節角度を常に一定に保ちながら、脚部の筋収縮を誘発させることができる。



モータ 1 は、支柱を左右方向軸を中心に回転させる。モータ 1 と支柱は共に U 字型のジョイントに取り付けられており、モータ 2 は U 字型のジョイントを回転させるので、前後軸方向を中心とした回転動作が得られる。足置き台は、パンタグラフ機構で、モータ 3 に取り付けられたピニオンギアを介して上下動する。

図 133 機構部の概念図

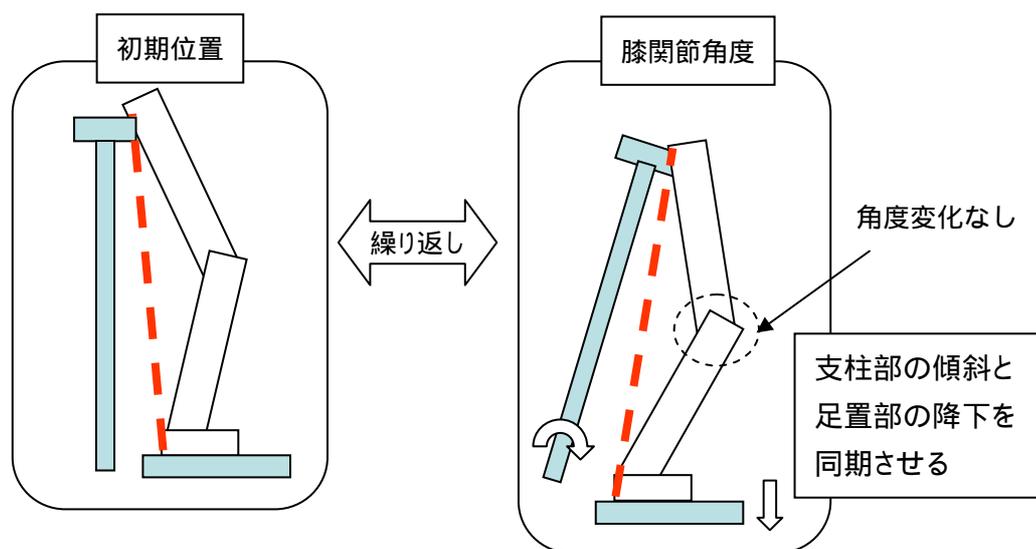


図 134 支柱部と足置部の制御方法

第2項 近赤外線分光法による筋代謝評価 その1

第4節第4項の予備計測では、大腿部への筋代謝が、簡易型乗馬療法機器よりも亢進した。そこで、新たに開発した膝関節を屈曲させない機器を使用したときの筋代謝の変化と、筋代謝量を最大にするパラメータを見極めるための計測を行った。

機器の制御パラメータは、「揺動速度」、「傾斜角度」、「足置き台の変位量」、「支柱の傾斜方向」である。一方、使用時の体勢を考えてみれば、足置き台に足が着くように座部に座ると、自然と中腰姿勢になる。従って、この体勢で強制的に重心を移動させ脚部に自重をかけさせ負荷を制御しようとした場合、「膝関節角度」、「足関節角度」、「各脚へかかる体重の比率」が考慮すべき身体の物理的な指標であると考えた。

【対象】

年齢：23歳から38歳まで。平均年齢 28.0歳 ± 8.7。

人数：脚部に疾患のない健常男子3名

【方法】

運動前に15分間簡易型乗馬療法機器上で安静座位姿勢をとり、3回計測し、試験機に移動した後、5分毎に動作を停止させ計測するという行為を3回行った（都合、運動時間は合計15分間である）。計測には、NIRS装置であるOMRON製HEO-200を使用

し、プローブは、送受光間距離 30mm のものを使用した。

【対象部位】

大腿直筋、外側広筋、内側広筋、内転筋の4つとした(図 135)。NIRS 装置をモニタして酸素動態が安静状態に戻っていることを確認した後に次の運動条件を行った。動作プロトコルを変化させた時は、20分以上間隔をあげた。また、同時に2つの筋の測定しか行えなかったため、同一運動条件での残りの筋への計測は日を改めて行った。

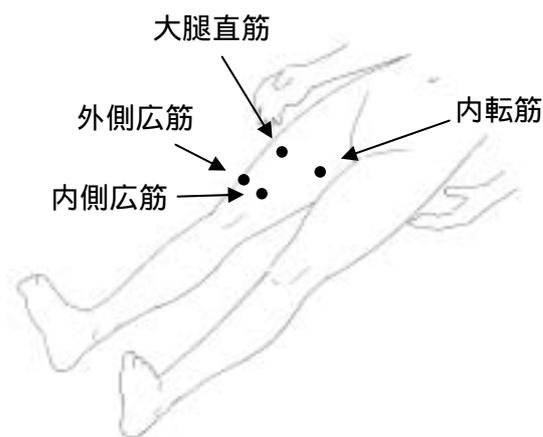


図 135 大腿部筋代謝計測部位

【アプローチ】

大腿部への代謝亢進の可能性と重要なパラメータを見極めることを目的としたため、測定対象を右脚のみとし、右脚への傾斜だけを行った。

運動条件は、以下の3つの条件を組み合わせた8種類とした(図 136)。

条件(1)・・・右脚への荷重 2 条件：体重の 20%、40%

条件(2)・・・膝関節角度 2 条件：20°、40°

条件(3)・・・機器の揺動周期 2 条件：3 秒、1 秒(右脚側のみ)

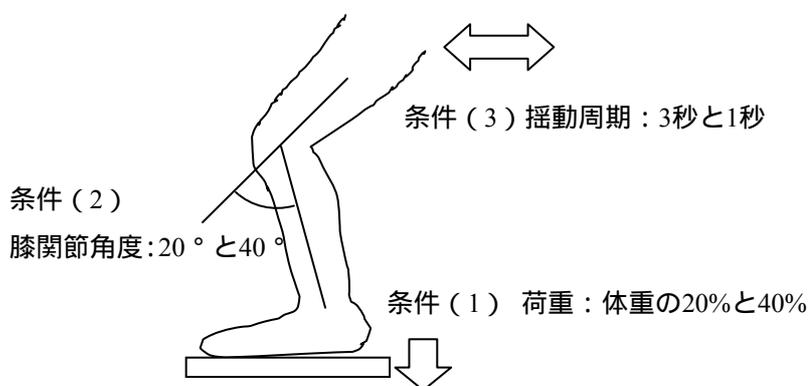


図 136 筋代謝計測の運動条件

条件(1)について 足置部の直下に設置したロードセルから得られる荷重量を、被験者の前面に設置したモニタにリアルタイムに提示した。支柱部の最大傾斜時に被験者の全体重の20%、または、40%の荷重がかかるように、支柱部の傾斜角度と足置台の降下幅をそれぞれの場合で調節したが、実際には運動中に常に一定の荷重を維持することができないため、最大傾斜時点で荷重ができるだけ一定になるよう、体位変化で荷重を調節するように被験者に指示した。

条件(2)について 初期位置において膝関節角度が伸展位から20°、40°になるように、支柱部の長さや足位置を決定した。足関節角度は、初期位置で底屈0°となるようにした。

条件(3)について 支柱部が直立している状態から傾倒した後、直立状態に復帰するまでを1周期とした。

【結果】

各運動条件での結果を図137に示す。安静時の筋代謝量を1とし、運動時の筋代謝量を安静時との比率で定量化した。その結果、各運動条件に於ける最大値は、内転筋が1.92倍、大腿直筋が2.47倍、内側広筋が2.01倍、外側広筋が2.09倍となった。全ての筋で安静時の2倍程度の筋代謝が得られており、脚部の代謝が亢進することがわかった。

運動条件			対象筋の安静時比率(安静時を1)			
荷重量 [%体重]	膝関節角度 [deg]	周期 [sec]	大内転筋	大腿直筋	内側広筋	外側広筋
40	40	1	1.92	2.47	2.01	2.09
40	40	3	1.77	1.46	1.99	1.82
40	20	1	1.75	1.59	2.08	2.04
40	20	3	1.90	1.86	1.85	2.02
20	40	1	1.85	1.95	1.73	1.56
20	40	3	1.64	1.39	1.63	1.44
20	20	1	1.65	1.21	1.28	1.58
20	20	3	1.71	1.24	1.46	1.29

図 137 筋代謝量の結果

【考察】

機器を簡易に構築するには、筋代謝を効果的に亢進させるパラメータを決定していく必要がある。そこで、遅筋体積が大きい筋ほど全身的な代謝への寄与が大きいと仮定し、

各筋の筋代謝量を、第4節第1項での文献調査[31-35]で得られた遅筋体積で重みづけした「スコア」を導出した。

各筋の遅筋体積は、内転筋 121.54ml、大腿直筋 48.307ml、内側広筋 169.05ml、外側広筋 140.33ml であるため、荷重量を体重の 40%、膝関節角度を 40°、揺動周期 1 秒の時の各筋の筋代謝量から得られるスコアは、984.94 になる。これから、安静時のスコアとの比は 2.05 倍となり、各筋肉で得られた最大値と同程度であった。

そこで、荷重量、膝関節角度、揺動周期の条件ごとにスコアを比較した結果(図 138)

1. 膝関節角度が、20°と40°では、筋代謝量に差はなかった
 2. 揺動周期が3秒周期(0.3Hz)と1秒周期(1.0Hz)では、筋代謝量に差はなかった
 3. 荷重量が、自分の体重の20%かけた時と、40%かけた時では有意な差が得られた。
- このことから、膝関節角度も、揺動速度も運動負荷が大きくなるほど筋代謝は亢進しているが、筋代謝を効果的に亢進させるパラメータは荷重量であると考えられる。

また、図 139 に示すように、簡易型乗馬療法機器による筋代謝量との比較では、全ての項目において代謝量が多くなった。大腿部への筋代謝効果は、最も強い負荷の条件(膝関節角度を 40°、揺動周期を 1 秒周期(1.0Hz)、荷重量を体重の 40%)の時で約 1.3 倍であった[39]。

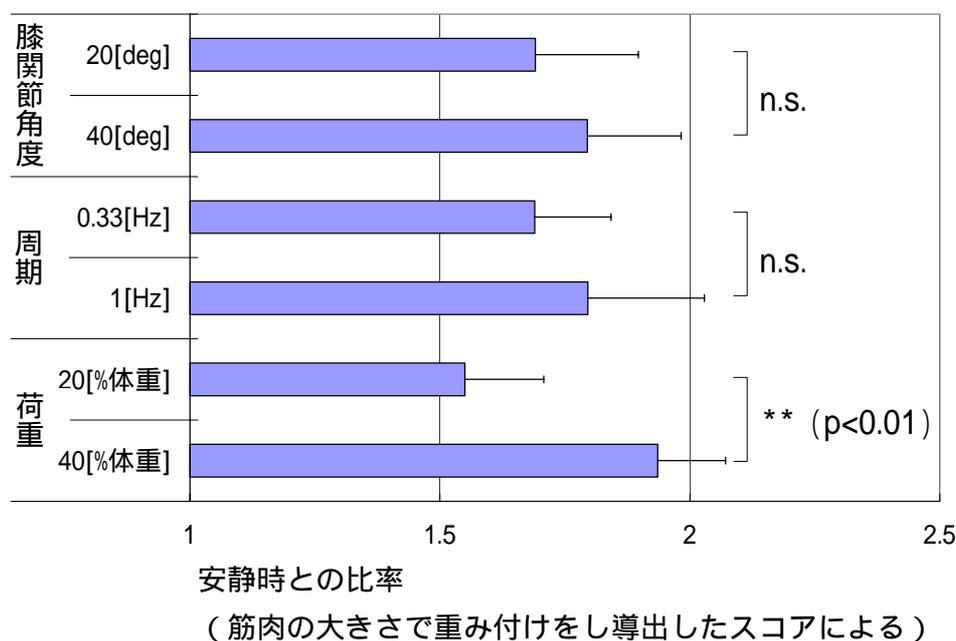


図 138 荷重量、膝関節角度、揺動速度の比較

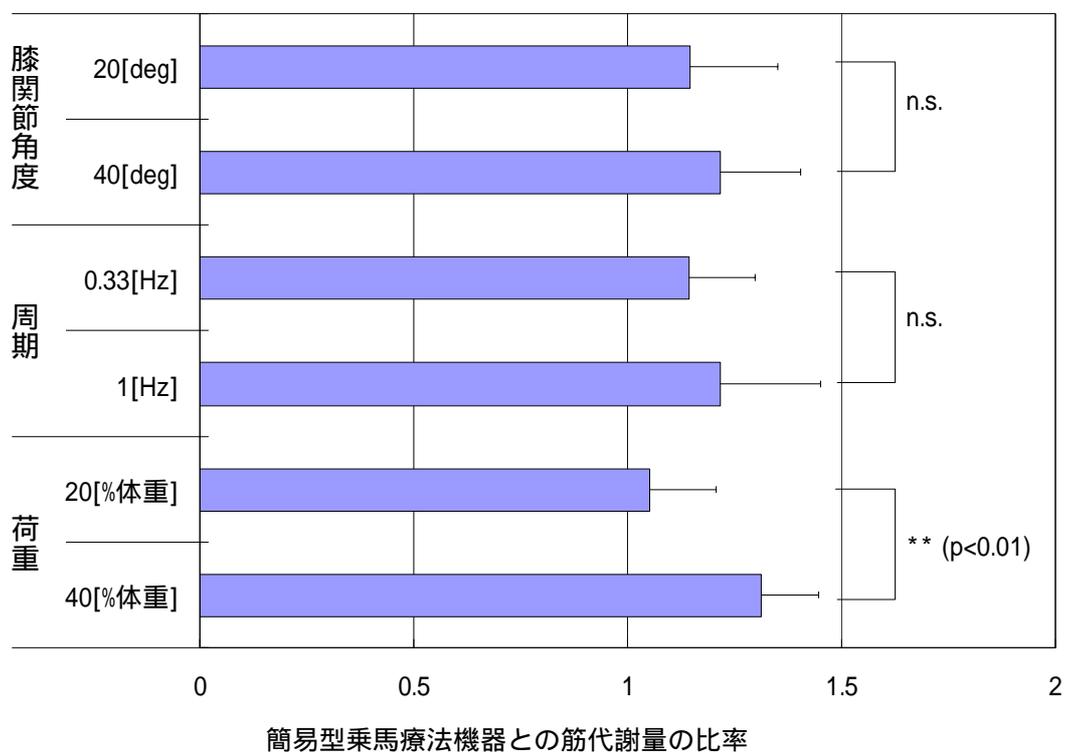


図 139 簡易型乗馬療法機器との比較

第3項 膝関節痛を有する者への適用結果 その1

膝関節痛を有する者が、構築した機器を使用することが可能かどうかを見極めるため、face pain scale を用いて痛みへの影響の定量化を試みた。使用した face pain scale を図 140 に示す[40]。

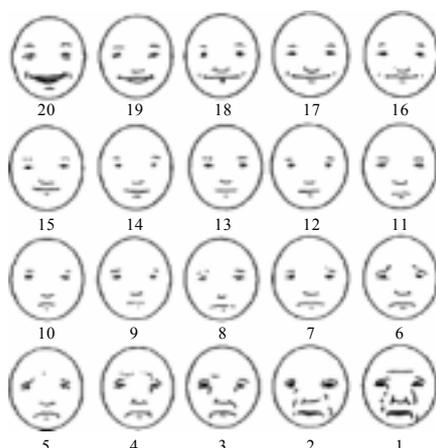


図 140 face pain scale

20 点満点で、点数が高い程痛みがない評価点になる。

計測の目的と計測により痛みを伴う可能性があることを被験者に事前に説明し、了解を得た後に計測を行った。

【対象】

年齢：59 歳から 73 歳まで。平均年齢 64.5 歳 ± 4.7。

人数：膝関節痛を訴える者 10 名、10 膝（男 4 名、女 6 名）

症状：変形性膝関節症 7 名、内側靭帯損傷 1 名、坐骨神経痛 1 名、事故による靭帯損傷 1 名（膝頭の下側）、結節性紅斑 1 名（変形性膝関節症と合併）

全ての被験者は、毎秒 60m 程度の速度であれば、1km 以上歩行可能である。

【方法】

1 回の動作は 10 秒～30 秒程度とし、終了する毎に face pain scale に描かれている顔の特徴を説明し、回答を得た。

【アプローチ】

患膝、健膝に同様の負荷を与えるため、両脚へ交互に傾斜を行った。

運動条件は、以下の 4 つの条件を組み合わせた 24 種類とした（図 141）。

条件(1)・・・片脚への荷重 2 条件：体重の 20%、40%

条件(2)・・・膝関節角度 3 条件：10°、20°、40°

条件(3)・・・機器の揺動周期 2 条件：6 秒、2 秒（両脚交互）

条件(4)・・・膝位置 2 条件：足置台が上昇時に足関節角度底屈 0°, 下降時に足関節角度底屈 0°

条件(1)～(2)は、前項と同様。

条件(3)は、6 秒周期の場合、片脚に 3 秒間負荷をかけた後、もう片方の脚に 3 秒周期の負荷をかけた。2 秒周期の場合も同様である。

条件(4)は、膝関節が前に出すぎること痛みを生じる可能性が考えられるため行った。

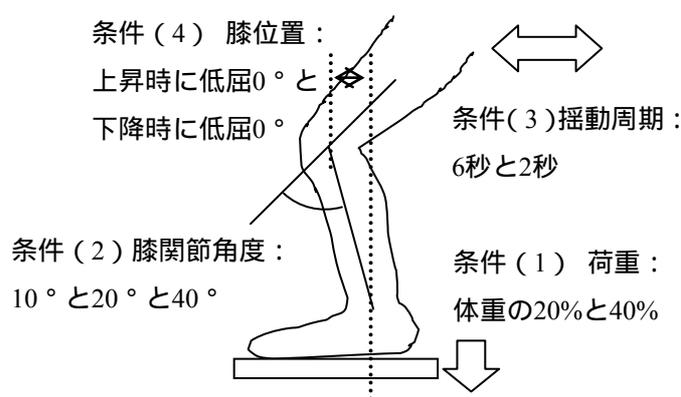
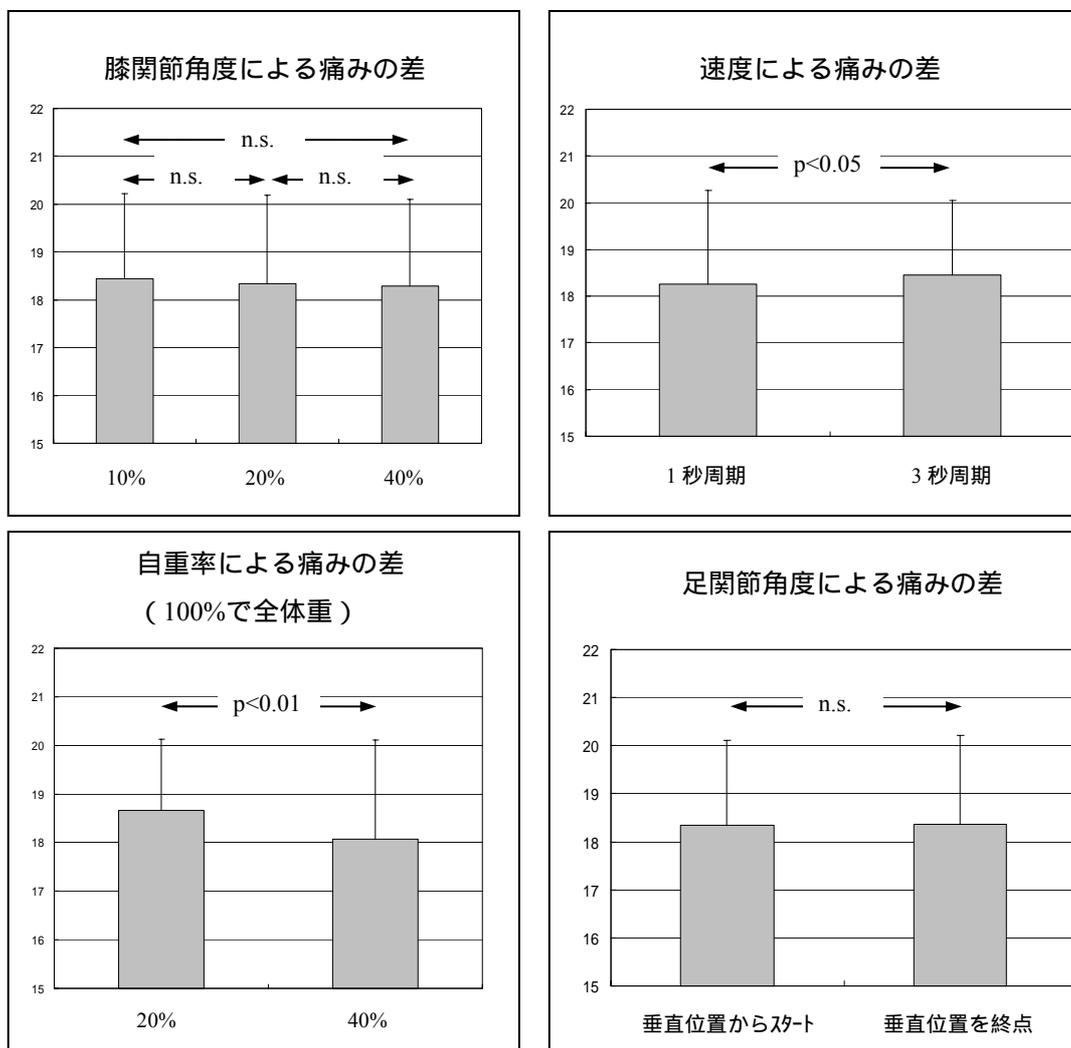


図 141 膝関節痛を有する者への運動条件

【結果】

図 142 に示す。全体としては、どの運動条件においても face pain scale の平均値が 17 点以上を示し、強い痛みを伴わないことが分かった。また、膝関節角度を一定に保ち動作させた場合、いずれの角度においても痛みの差はなかった。スタート時の膝関節の位置も影響しなかった。

痛みが伴わない程度の負荷であるが、荷重量が多いほど、また、揺動速度が速い程有意に痛みを伴うことが分かった。



膝関節角度による痛みへの影響は見られず、かける体重の大きさと、動作速度が膝関節痛への因子と考えられる。

図 142 各運動条件に対するペインスケールの結果

また、荷重量を体重の40%、膝関節角度を40°、揺動周期を2秒周期(0.5Hz)とした時、face pain scaleが11になった被験者が1名あった(変形性膝関節症)が、6秒周期にすれば、16に改善した。

これらのことから、膝関節痛に対して考慮すべきパラメータは、荷重量と揺動速度であると考えられ、前項で得られた筋代謝亢進に必要な動作パラメータと一致する可能性が示唆された。また、荷重量に注意をしながら、強い痛みが発生しない範囲で徐々に速度を上げていくという運動方法の構築へ向けたデータとしても利用可能であると考えられる[41-43]。

第4項 近赤外線分光法による筋代謝評価 - その2

第2項では、荷重量、膝関節角度、揺動周期の条件ごとにスコアを比較することで、自分の体重の40%の荷重量をかけた時に筋代謝が亢進するという結論が得られた。また、揺動周期と膝関節角度は、計測した設定範囲内では有意差がなかったものの、揺動速度が速くなるほど、または、膝関節を深く屈曲するほど筋代謝が亢進する傾向があった。しかし、右脚にのみ負荷をかけることで、効果の定量化を試みたため、両足に対して交互に負荷をかけた時の代謝量の定量化と亢進の見極めを行う必要がある。

また、第3項では、膝関節痛を有する者への評価は、全体的に痛みに対して良好であったが、自重率で表現した荷重量と揺動速度による影響が出やすいという結論が得られた。また、痛みは、膝関節の初期位置での屈曲角度には依存しないことが判明した。

これらの計測結果から、膝関節の屈曲角度を40°に固定し、今後進めていくべき計測パラメータを、荷重量と揺動速度であると結論付けた。ここからは、膝に対して痛みがなく使用できる範囲でありながら、簡易型乗馬療法機器よりも代謝を亢進する「自重率」と「揺動速度」の組み合わせを決定していく。

まず、両足に対して交互に負荷をかけた時の代謝量を定量化する計測を行った。

【対象】

年齢：28歳から35歳まで。平均年齢33.0歳±3.8。

人数：脚部に疾患のない健常男子5名(第4節第3項での簡易型乗馬療法機器を使用した場合と同じ被験者)

【方法】

運動前に15分間簡易型乗馬療法機器上で安静座位姿勢をとり、3回計測し、試験機に移動した後、5分毎に動作を停止させ計測するという行為を3回行なった(都合、運動時間は合計15分間である)。計測には、NIRS装置であるOMRON製HEO-200を使用し、プローブは、送受光間距離30mmのものを使用した。

【対象部位】

大腿直筋、外側広筋、内側広筋、内転筋、及び、腓腹筋外側頭の5つとした。NIRS装置をモニタして酸素動態が安静状態に戻っていることを確認した後に次の運動条件を行った。動作プロトコルを変化させた時は、20分以上間隔をあげた。全ての筋肉に対して同時に測定を行なった。腓腹筋外側頭は参考として計測した。

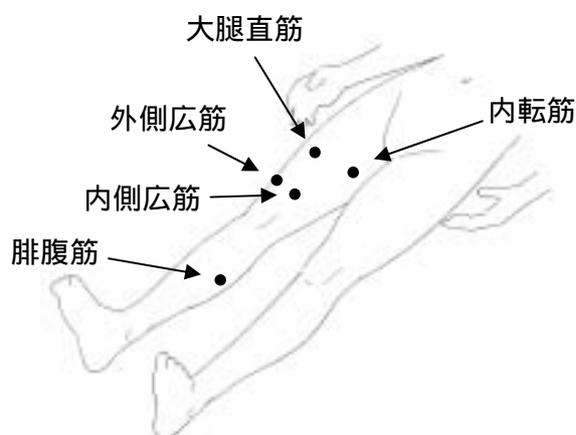


図 143 大腿部筋代謝計測部位

【アプローチ】

運動条件は、以下の条件の組み合わせたものとした（図 144）。

条件(1)・・・荷重量：体重の40%

条件(2)・・・膝関節角度：40°

条件(3)・・・機器の揺動周期：2秒（左右交互）

条件(1)と条件(2)については、第2項と同様である。

条件(3)については、支柱部が直立している状態から右足側に傾倒した後、直立状態に復帰後、左足側に傾倒し、直立状態に復帰するまでを1周期とした。片脚には、1秒毎に負荷がかけられることになる。

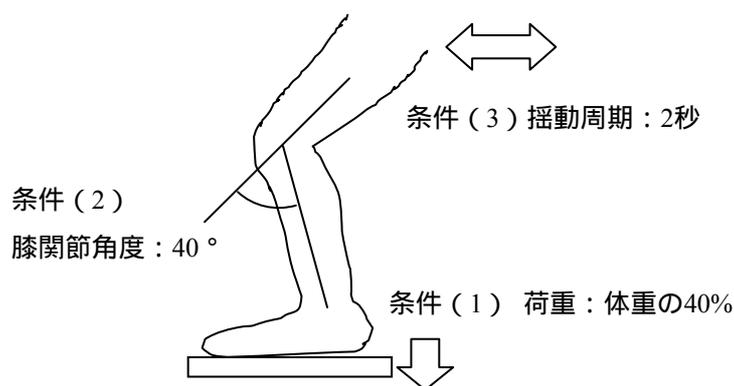


図 144 筋代謝計測時の運動条件

【結果】

結果を図 145 に示す。簡易型乗馬療法機器上での安静時に対する筋代謝量は、内転筋が 1.29 倍、大腿直筋が 1.99 倍、外側広筋が 1.96 倍、内側広筋が 1.76 倍となった。腓腹筋外側頭は 1.75 倍であった。大腿直筋と外側広筋、腓腹筋外側頭で有意に代謝が亢進していた ($p<0.05$)。第 3 節第 3 項にて得た簡易型乗馬療法機器の大腿部への筋代謝量 (図 124) との比率を図 146 に示す。明らかに、大腿四頭筋群に代謝が亢進している。

また、各筋肉の体積を重み付けしたスコアを用いて簡易型乗馬療法機器の脚部の筋代謝量と比較した。各筋の遅筋体積を、内転筋 121.54ml、大腿直筋 48.307ml、内側広筋 169.05ml、外側広筋 140.33ml をした場合、簡易型乗馬療法機器によるスコアは、705.91 であり、荷重量を体重の 40%・膝関節角度を 40° ・揺動周期を 2 秒とした時のスコアは、832.98 になる。この比率は約 1.18 倍となり、簡易型乗馬療法機器よりも代謝が亢進することが分かった。

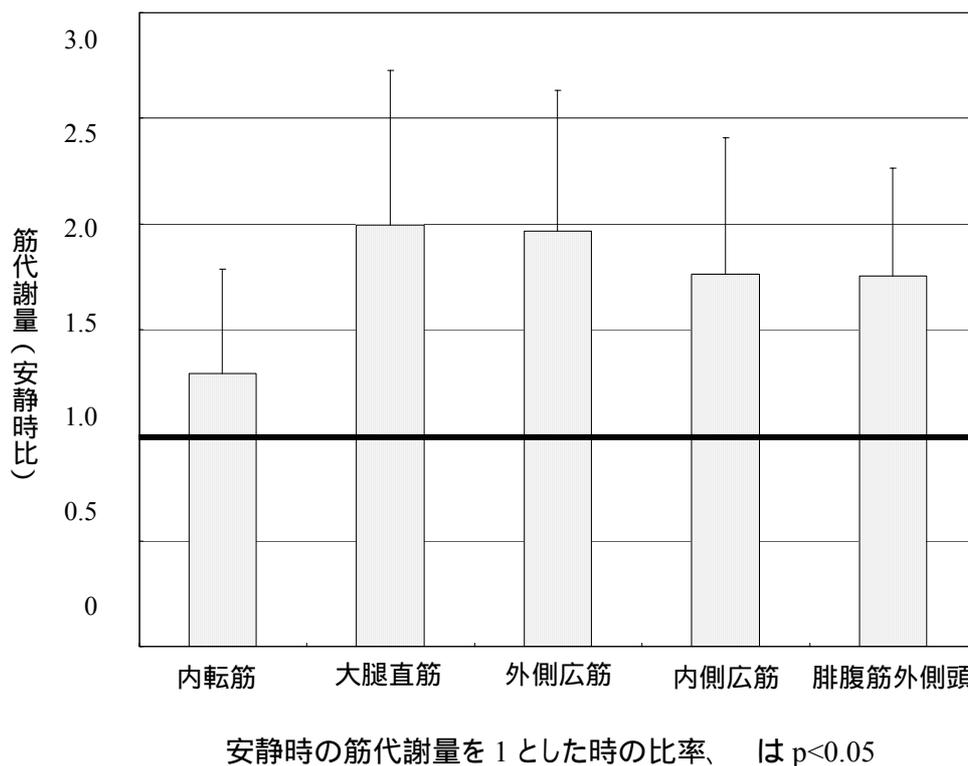


図 145 各脚交互に負荷をかけた時の筋代謝量

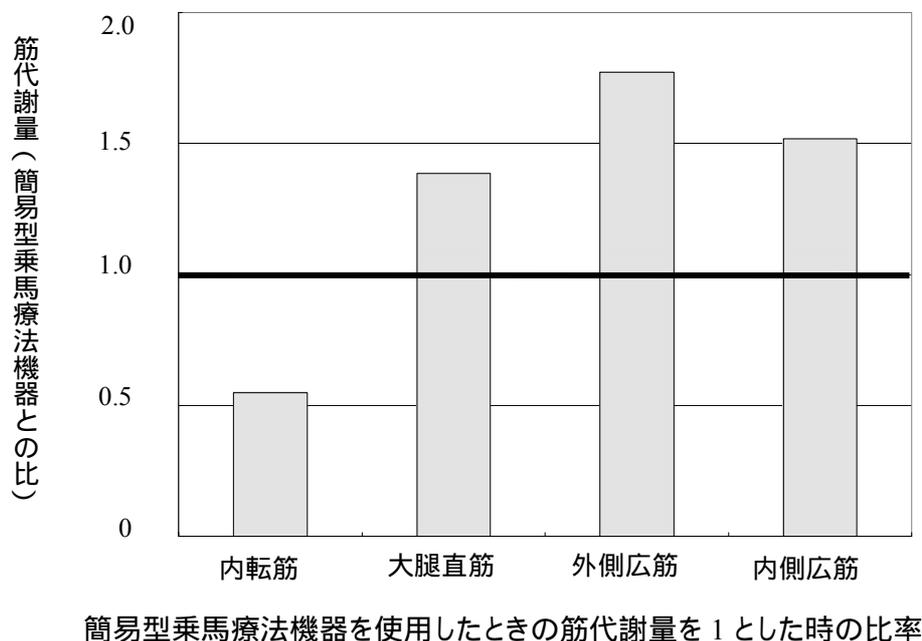


図 146 簡易型乗馬療法機器との比較

第5項 膝関節痛を有する者への適用結果 その2

第3項の場合と同様に、設定した条件下で膝関節痛を有する者が使用することが可能かどうかを見極めるため、膝関節痛の方へ評価計測を行なった。計測は、訓練時と数日後に痛みが発生しないかどうかの確認により行なった。訓練に際しては、被験者に対して計測の目的とプロトコルを充分説明し、同意を得た後で訓練を行なった。

【対象】

年齢：59歳から73歳まで。平均年齢64.8歳±4.2。

人数：膝関節痛を訴える者15名、15膝（男5名、女10名）

症状：変形性膝関節症10名、内側靭帯損傷1名、坐骨神経痛1名、事故による靭帯損傷1名（膝頭の下側）、結節性紅斑1名（変形性膝関節症と合併）、不明2名（診察を受けていない者）

全ての被験者は、分速60m程度の速度で1km以上歩行可能。

【アプローチ】

運動条件は、下記の条件を組み合わせたもので、15分間訓練を行なった（図147）。

条件(1)・・・荷重量：体重の40%

条件(2)・・・膝関節角度：40°

条件(3)・・・機器の揺動周期：2秒（左右交互）

条件(4)・・・膝位置：足置台が上昇時に足関節角度底屈0°

ただし、訓練は徐々に速度を速くし、バランスのとり方や筋肉の使い方などが徐々に慣れてくるように配慮した。また、痛みの程度を通常の歩行時程度を基準として、この痛み以上に感じた場合には直ちに計測を中止するようにした。

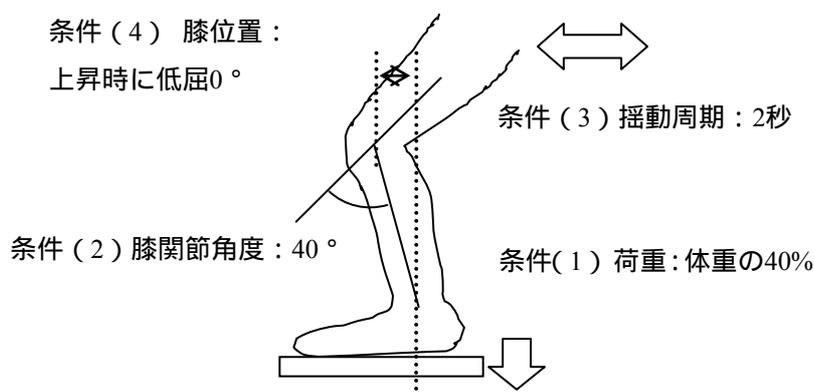


図 147 膝関節痛を有する者への運動条件

【結果】

15名中14名が歩行時の痛みより痛みが少なく、15分間訓練可能であった。

残りの1名に対しては、上記条件が強すぎたため、歩行時の痛みよりも痛くない範囲に収まるように揺動周期を3秒周期に設定変更した。残りの条件は同じである。この結果、訓練中に痛みを訴えることなく15分間訓練可能であった。

また、2日後から10日後に痛みが発生していないかどうかをヒアリングした結果、15名全員に対して通常の痛み以上のものは発生していなかった。揺動周期を3秒周期に変更した被験者の感想では、揺動周期を調節した結果、歩行時程度の負荷量であったために、通常の痛み以上にはならなかったとのことであった[44]。

第6項 考察

膝関節痛を有する者が利用できるという範囲内で運動強度を調節しながら、筋代謝効果を高めるといったステップで計測を行ってきた。その結果、膝角度を40°、揺動周期を2秒(0.5Hz)、荷重量を体重の40%とした負荷の強度であれば、膝関節痛であっても15分間訓練することが可能であって、しかも、大腿部への筋代謝は簡易型乗馬療法機器を使用したときよりも約1.18倍亢進するという結論を導いた。

膝関節痛を有する者に行った評価計測では、初期位置において屈曲角度が確保できる範囲であれば、訓練動作中に痛みに影響するものではないことが分かった。通常痛みを発生する大きな理由として、「歩行時は全体重がかかる」、「歩行時や階段の昇降は膝関節を動かす必要がある」というコメントを評価計測中に得ることができたが、開発した

機器を使用した時の感想は、この2点の何れにも該当せず、「歩行時よりも楽に利用できる」というものであった。これは、開発した機器の設計思想そのものに相当するものであり、被験者が積極的にこの点を意識することができる機器を構築することができた。

第3項の評価結果から、膝関節角度と揺動速度が痛みを増す要因であるとの知見を得ることができた。また、「膝関節角度を40°に固定し、歩行時の痛みを超えない範囲で揺動速度を速くしていく」という訓練方法の仮説を立案することができた。

一方、大腿部への筋代謝計測では、簡易型乗馬療法機器よりも大腿部の筋代謝が有意に亢進する条件を考察した。上記と同様、自重のかけ方と揺動速度により代謝亢進の程度の定量化を行ったが、結果的には、上記条件(膝角度を40°、揺動周期を2秒(0.5Hz)、荷重量を体重の40%)下で、簡易型乗馬療法機器使用に比較して1.18倍の筋代謝効果を得られることが判明した。加えて、15分間使用できる運動強度であることも判明した。

第6節 まとめ

本章では、使用者が自発的な努力をすることなく、外部からの他動的な刺激により能動的な運動を誘発させる「他動的自動訓練」の考え方を適用し、膝関節痛を有する人でも大腿部への筋代謝効果を無理なく得ることができる他動訓練機的设计概要に関する考察を行なった。

まず、第3節では、第2章で開発した簡易型乗馬療法機器の糖代謝への効果検証に関して、グルコースクランプ法によって急性的な効果が見込まれることを確認し、長期の訓練効果の検証に対しては、採血によるHOMA-R指数により検証を行なった。さらに、PET計測を行うことで、内転筋を中心に大腿部において糖取り込みが亢進していることを確認した。一方では、他動的自動訓練の特徴であるが、心肺に対して軽負荷運動であることを酸素消費量(METs)の計測によって示した。この結果から、高々散歩程度の負荷量であることが結論された。これら一連の計測結果と、他動的に刺激を与えられることで自発的な運動を誘発するという特徴的な運動方法であるという理由から、簡易型乗馬療法機器は、高齢者が無理なく続けることが可能であり、かつ、内科的にも有効な刺激方法であることが示されたといえる。

次に第4節では、第3節で得られた計測結果を踏まえ、更に糖代謝を効果的・効率的に亢進させる他動的自動訓練法についての考察を行った。より効果的な方法が存在すると考えられる理由は、第2章で示した通りに、乗馬療法機器の設計思想が、「筋電効果を効率的に得ることが可能な他動的刺激方法」であって、糖代謝への効果を目指して設計を進めてきた訳ではないためである。一方、体重を免荷している結果得られている特長ではあるが、乗馬療法機器が有する「膝への整形外科的疾患を有する患者でも使用可能である」という特徴は生かしたまま糖代謝へのソリューションの構築を目標とした。つまり、膝関節痛を有していても使用可能で、糖代謝をより効率的に亢進する技術の構築を目指した。

ソリューション構築のアプローチ方法として、筋収縮によるインスリン抵抗性の改善効果(インスリン様作用)に着目した。人体の筋肉の分布状況に関する調査結果から、赤筋が多く分布している膝関節伸展筋群(大腿四頭筋)を中心に筋収縮を誘発させる方法を試みることにした。一方、膝関節痛を有する者が利用できるためには、膝関節を等尺的に筋収縮させる方法でなければならないという制約条件から、膝関節を曲げることなく片足ずつ交互に自重をかけることによって大腿四頭筋への筋収縮を自然に誘発させる他動的揺動機器を目指すべきソリューションとした。即ち、乗馬療法機器で得られた「体重の免荷」という考え方ではなく、膝関節痛の方でも積極的に脚に体重をかける方法を試みたものである。

第5節では、開発した機器を膝関節痛を有する者が利用でき、かつ、簡易型乗馬療法

機器よりも効果的に筋代謝が亢進することを示した。糖代謝効果を効率的に引き出すためには、設計目標としての項目と目標値を導出する必要がある。そのためには、簡易に、かつ、急性的に効果を得ることができる近赤外線分光法による筋代謝計測を評価方法として採用し、大腿部への代謝がより亢進していることを検証した。

近赤外線分光法を用いて大腿部の4種類（大腿直筋、外側広筋、内側広筋、内転筋）の筋を対象に筋代謝を評価した結果、簡易型乗馬療法機器に比べて筋代謝が亢進することが示された。さらに、片脚にかける荷重量と揺動速度が筋代謝を規定する因子になる可能性も示唆された。

一方、膝関節痛を有する者への適用を試みた結果、機器使用時の痛みは通常の歩行時よりも楽であり、数日後の感想でも、機器使用による痛みは発生していなかった。痛みを伴わない程度に膝を屈曲させた状態で揺動させることによって、機器使用時に痛みを伴わないことと、荷重量と揺動周波数が痛みを規定する因子になるという可能性を示すことができた。さらに、一連の計測を通して、痛みへの閾値として、歩行時の痛みを考慮することが膝関節痛を有する者への常識的な刺激範囲であることが判明した。

これら一連の計測結果から、揺動速度と自重率をパラメータとした計測を行っていくことで、さらに良いソリューションを提供できると考えている。どの程度の負荷まで強くすることができるのかを見極めていくためには、バイオメカニクスによるアプローチなどを新たに採用することで、膝関節痛を発生させない力のかけ方や力の大きさなどをシミュレーションし、より詳細な解析を行っていく必要がある。

第7節 今後の展開に向けて

今回の計測結果から、揺動速度と自重率をパラメータとして負荷の限界を見極めていくためには、膝関節痛を発生させない力のかけ方や力の大きさなどをシミュレーションしていく必要がある。膝関節にかかる力を解析した報告例では、次のものがある。バイオメカニクスによるスクワット動作の解析[45、46]では、膝関節伸展筋の拮抗筋であるハムストリングスが自然と働くことで、大腿直筋が脛骨を前方へ引き出し過ぎるのを調整していると報告されている。前十字靭帯の再建術後のリハビリテーションを如何に行うかという議題に対しては、脛骨の前後への引き出し力を0にする方法の検討が行われている[47-51]。また、歩行による膝関節への影響をシミュレーションした報告では、脛骨の引き出し力が体重の1.5倍程度働くと報告されている[52]。歩行時に人工関節にかかる力をシミュレーションした結果では、膝への荷重は体重の3倍かかるとされている[53]。これらに見られるように、能動的な運動である歩行は、膝にかかる力は相当大きなものであるが、遊脚側が床に着地する前に筋が収縮しながら衝撃を受けるため、筋収縮が関節を適度に固め、関節へのショックアブソーバーとして積極的に働いている。従って、機器使用時に膝関節伸展筋と屈曲筋を拮抗させ、膝関節にかかる力を上手くキャンセルすることができたとしても、自重がかかったときに筋収縮によって上手くショックアブソーバーとしての役目を果たしているかどうかも見極めていく必要がある。

第4節第4項で示したような、単純に座位姿勢にて自重をかける方法では強制的に膝関節が屈曲するので、拮抗筋であるハムストリングスが十分に収縮しないままで膝関節角度を制御するための膝関節伸展筋が作用していると考えられる。つまり、闇雲に自重をかければ、図148に示すように大腿骨が脛骨を前面に押し出すような形を作り出してしまふのである。特に、膝関節疾患の患者数として最も多い、変形性膝関節症を考えた場合、大腿四頭筋の筋力が低下していると考えられるため[54-56]、大腿四頭筋の一つである大腿直筋の衰えから膝関節の締め付けが緩くなり半月板が前面に押し出されやすい形体を作り出してしまふと考えられている。また、もともと半月板を損傷しているが、痛みが消えているような体験者に対しては、痛みを新たに発症させるという問題が出てくると考えられる。

膝関節痛を有する者が使用できるという条件に対して、関節を動かさない等尺性筋収縮の考え方を取り入れたことは、第5節で行なった膝関節痛を有する者への計測結果が良好であったことや、被験者の感想から常識的な選択であると考えられる。また、膝関節のせん断方向への負荷がキャンセルするように作用している事や、拮抗筋作用による筋収縮のショックアブソーバー的な役割もある程度満たしていると推測できる。

今後の研究の展開としては、脛骨を後方へ引っ張る動作を積極的に取り入れ、脛骨が前面に押し出されないようにする工夫を行っていく。バイオメカニクスを用いた理論的

な裏づけを構築していくと同時に、被験者へのヒアリングと筋電図などによる臨床的・生理学的な計測評価を行い機器の最適化を図っていくものである。また、糖代謝への効果計測として、グルコースクランプ法を用いた全身的な代謝効果の評価と長期のトレーニング効果の定量化を行っていく。

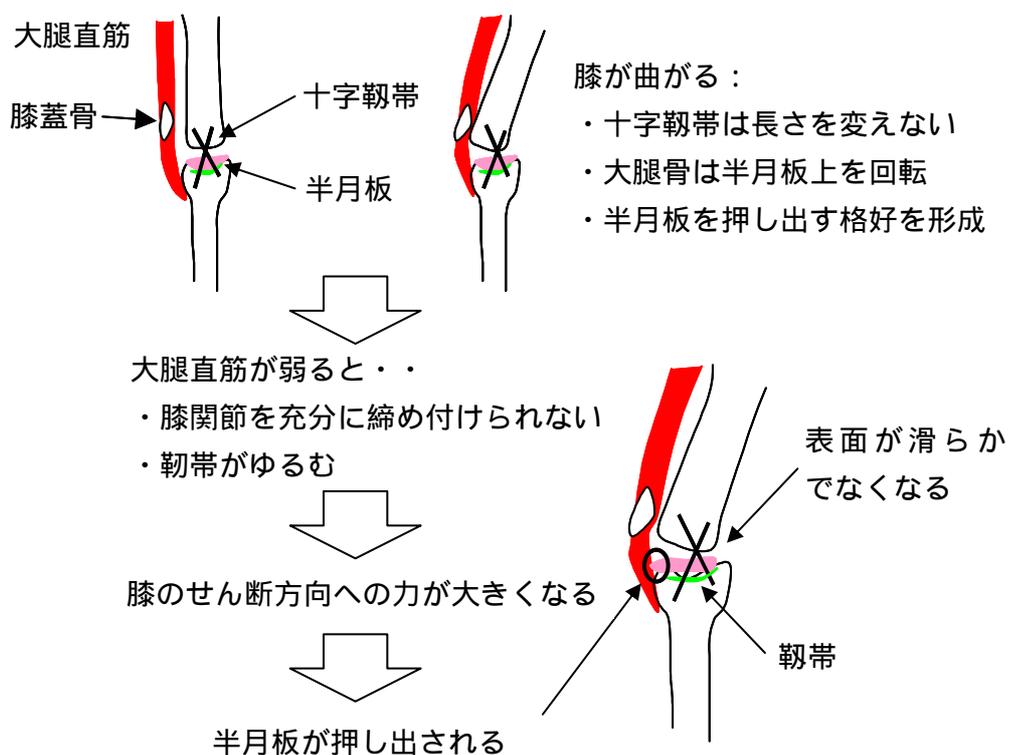


図 148 膝関節屈曲動作により発生する痛みへの考えられる機序

参考文献

1. 佐藤祐造 編著：糖尿病運動療法指導の手引き，南江堂，2001
2. 糖尿病治療研究会 編：糖尿病運動療法のとびき，医師薬出版，2001
3. 佐藤祐造 編：高齢者運動療法処方ガイドライン，南江堂，2002
4. 佐藤祐造，加藤，梶田，山之内：肥満の運動療法，産婦人科の世界，Vol. 49, No. 10, pp. 809-817, 1997
5. 速水サヨ子，佐藤祐造，山本親，大桑哲男，戸田安土，伊藤章：肥満学生の保健管理に関する研究(第8報)，Nagoya Journal of Health Physical Fitness Sports, Vol. 4, pp. 91-98, March 1981
6. 山本親，佐藤祐造，速水サヨ子，大桑哲男，戸田安土，伊藤章：代謝性疾患の運動療法に関する研究 第一報，Nagoya Journal of Health Physical Fitness Sports, Vol. 5, No. 1, pp. 93-101, March 1982
7. Kunio Ymanouchim Ryuzo Abe, Akira Takeda, Yoshihito Atsumi, Motoaki Shichiri, Yuzo Sato : The Effect of walking before and after breakfast on blood glucose levels in patients with type1 diabetes treated with intensive insulin therapy, Diabetes Research and Clinical Practice, Vol. 58, pp.11-18, 2002
8. 佐藤祐造，梶岡多恵子，森圭子：ウォーキング スポーツ医学の視点から 運動不足解消に必要な1日歩行量，臨床スポーツ医学，Vol. 19, No. 4, pp. 375-381, 2002
9. 伊藤朗：運動と内分泌機能 運動療法とホルモン分泌 インスリン非依存性糖尿病(NIDDM)の運動療法を中心として，ホルモンと臨床，Vol. 32, No. 6, pp. 527-531, 1984
10. 藤沼宏彰，清野弘明，阿部隆三：糖尿病の運動療法 運動効果のメカニズムと指導の実際 運動療法の強度はどのように決めるのか，プラクティス，Vol. 18, No. 4, pp. 387-392, 2001
11. 浅田史成，大島富雄，大沢傑：リハビリテーション科における運動指導の実際 ATを利用して，プラクティス，Vol. 18, No. 6, pp. 689-690, 2001
12. 清野弘明，藤沼宏彰，阿部隆三：患者の気持ちを治療に向かわせるコツ 運動療法，Mebio, Vol. 18, No. 3, pp. 98-102, 2001
13. 福島英生：糖尿病治療の新しい展開 糖尿病の運動療法の実際，Pharma Med, Vol. 15, No. 1, pp. 35-42, 1997
14. 阿部隆三：運動と脂質 各種疾患の運動療法における脂質代謝 糖尿病，The Lipid, Vol. 7, No. 1, pp. 47-52, 1996
15. 阿部隆三：内科疾患の外来リハビリテーション 糖尿病の外来リハビリテーション，J. Clin Rehabil, Vol. 10, No. 5, pp. 400-404, 2001

16. 清野弘明, 藤沼宏彰, 阿部隆三: 患者の気持ちを治療に向かわせるコツ 運動療法, Mebio, Vol.18, No.3, pp.98-102, 2001
17. 繁田幸男, 七里元亮: 糖尿病・代謝病へのアプローチ, 医学書院, 1997
18. 金澤康徳, 武谷雄二, 関原久彦, 山田信博 編: Annual Review 内分泌,代謝, 中外医学社, 2002
19. 北村伊都子, 竹島伸生, 押田芳治, 佐藤祐造: 高齢者におけるレジスタンストレーニングのインスリン作用に及ぼす影響, デサントスポーツ科学, pp. 23-30, 2000
20. 佐藤祐造, 長崎大, 下村吉治, 野澤明子: 糖尿病運動療法の分子機構, プラクティス, Vol. 18, No. 4, pp. 400-405, 2001
21. 広瀬健, 江藤文夫: 内科医のためのリハビリテーション 29 糖尿病・高血圧・肥満の運動処方, 診断と治療, Vol. 90, 増刊号, pp. 275-286, 2002
22. 秦葎哉: インスリン抵抗性症候群, 日本メディカルセンター, 1998
23. 四宮葉一, 関根修, 仲島了治, 澤田一哉, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦: 乗馬療法機器の開発と筋力トレーニング効果の検証, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 6, No. 3, pp. 197-202, 2001
24. DeFronzo, R. A.: The Triumvirate; β -cell, muscle, liver, A collusion responsible for NIDDM, Diabetes 37, pp. 667-687, 1987
25. 梶岡多恵子, 長崎大, 北村伊都子, 徳留みずほ, 久保田正和, 四宮葉一, 小澤尚久, 佐藤祐造: 乗馬運動器具を用いた軽運動の糖尿病患者に対する運動療法としての有効性についての検討, 第 58 回日本体力医学会大会予稿集, p. 242, 2003
26. 荒井和, 保坂嘉之, 若林哲也, 四宮葉一: 乗馬シュミレーション器具を用いた運動の肥満耐糖能異常者のインスリン抵抗性に対する効果について, 糖尿病, Vol.45, No.Supplement 2, p.S.215, 2002
27. 保坂嘉之, 佐藤祐造, 四宮葉一: 他動的運動機器(ジョーバ)を用いた急性運動が糖代謝に及ぼす影響, 第 46 回日本糖尿病学会年次学術集会, p. S-164, 2003
28. 四宮葉一, 佐藤祐造, 小澤尚久, 王碩玉, 保坂嘉之, 石田健司, 木村哲彦: 運動療法機器へのロボット技術の応用, 日本医工学治療学会第 19 回学術大会抄録集, Vol. 15, p. 82, 2003
29. Youichi Shinomiya, Takahisa Ozawa, Yoshiyuki Hosaka, Shuoyu Wang, Kenji Ishida, Tetsuhiko Kimura: Development and Physical Training Evaluation of Horseback Riding Therapeutic Equipment, Proceedings of the 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2003), pp. 1239-1243, 2003
30. 伊藤 哲, 山根登茂彦, 吉矢和彦, 永田剛史, 打田日出夫, 四宮葉一, 佐藤祐造: FDG-PET を用いた, 受動運動に伴う筋のグルコース代謝の変化の検討, 核医学, Vol. 40, No. 3, pp. 333-334, 2003

31. Richard L. Lieber : Skeletal Muscle Structure and Function ; Implications for Rehabilitation and Sports Medicine, Williams & Wilkins, 1992
32. Michael Raymond Pierrynowski, James Barbour Morrison : A physiological Model for the Evaluation of Muscular Forces in Human Locomotion; Theoretical Aspects , Mathematical Biosciences , Vol. 75 , pp. 69-101, 1985
33. M. A. Johnson, J. Polgar, D. Weightman and D. Appleton : Data on the Distribution of Fibre Types in Thirty-six Human Muscles ; An Autopsy Study , Journal of the Neurological Sciences, Vol. 18, pp. 111-129, 1973
34. W. S. Marras, M. J. Jorgensen, K. P. Granata, B. Wiand : Female and male trunk geometry ; size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI , Clinical Biomechanics, Vol. 16, pp. 33-46, 2001
35. G. T. Yamaguchi, A. G. U. Sawa, D. W. Moran, M. J. Fessler and J. M. Winters : A Survey of Human Muscotendon Actuator Parameters, Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization (Winters and Woo, eds.), Springer-Verlag, New York, pp. 717-773 Appendix, 1990
36. 分担解剖学 1 総説・骨学・靭帯学・筋学, 金原出版株式会社, 2002
37. 浜岡隆文 : 筋の循環・代謝研究における近赤外線分光法の活用と留意点, 体育の科学, Vol. 51, No. 7, pp. 507-512, 2001
38. 浜岡隆文, 岩根久夫 : 近赤外光を用いた運動中の筋組織の酸素動態, BME, Vol. 8, No. 11, pp. 22-29, 1994
39. 四宮葉一, 小澤尚久, 王碩玉, 浜岡隆文, 勝村俊仁, 木目良太郎, 佐藤祐造 : 膝痛に配慮した他動訓練機器の試作, 生体医工学シンポジウム講演予稿集, pp.320-327, 2003
40. Christopher D. Lorish, and Richard Maisiak : The face scale A brief, nonverbal method for assessing patient mood, Arthritis and Rheumatism, Vol. 29, No. 7, pp. 906-909, 1986
41. 四宮葉一, 小澤尚久, 王碩玉, 浜岡隆文, 勝村俊仁, 木目良太郎, 佐藤祐造 : 膝痛に配慮した他動的自動運動誘発機器の試作, 生体医工学, Vol. 41, No. 4, pp. 504-509 , 2003
42. 小澤尚久, 四宮葉一, 越智和弘, 木村哲彦, 石田健司, 勝村俊仁, 浜岡隆文, 佐藤祐造 : 膝痛に配慮した脚部運動向け他動訓練機器の試作, 第9回人間福祉医工学研究部門研究フォーラム ジェロンテクノロジー研究フォーラム 2003, pp. 73-76, 2003
43. 四宮葉一, 佐藤祐造, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 勝村俊仁, 浜岡隆文, 木村哲彦 : 糖尿病への適応を考えた他動運動訓練機の可能性について, 第3回福祉工学シンポジウム講演論文集, No. 03-28, pp. 5-8, 2003

44. 四宮葉一, 越智和弘, 小澤尚久, 石田健司, 木村哲彦: 膝周囲筋の等尺性筋収縮を誘導できる他動訓練機の膝関節痛への適用可能性, 第18回中国四国リハビリテーション研究会, pp. 15-16, 2003
45. 鈴木康雄, 元田英一, 河村顕治, 金井章: Closed Kinetic Chain 訓練における膝関節反力の筋骨格モデル解析, 第23回バイオメカニクス学術講演会, pp. 201-24, 2002
46. 大越康充, 安田和則: 片足での膝屈曲立位姿勢のバイオメカニクス - 膝前十字靭帯再建術後早期の筋力訓練としての応用 -, 日本整形外科学会誌, Vol. 9, pp. 225-229, 1990
47. 鈴木康雄, 元田英一, 河村顕治: 開運動連鎖訓練と閉運動連鎖訓練の筋骨格モデルによる比較, EIREC 研究報告集, pp. 9-12, 2000
48. 河村顕治: 下肢閉運動連鎖における拮抗する単関節筋および二関節筋の協調筋活動パターン, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol. 21, pp. 271-274, 2000
49. 安田和則, 佐々木鉄人, 白土修, 八木知徳, 門司順一: 膝前十字靭帯再建術後の筋力訓練(第2報) - 大腿四頭筋および膝屈筋同時等尺性収縮法の開発とそのバイオメカニクス -, 日整会誌, 59, pp. 1051-1058, 1985
50. 安田和則, 黒沢秀樹, 山越憲一, 青木喜満, 富山有一, 田邊芳恵, 金田清志: 膝十字靭帯のバイオメカニクスとその臨床応用, 臨整外, 23 巻 6 号, pp. 757-767, 1988
51. Yasumitsu Ohkoshi, Kazunori Yasuda, Kiyoshi Kaneda, Tatsuhiko Wada, Masatomo Yamanaka; Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position, The American Journal of Sports Medicine, Vol. 19, No. 6, pp. 605-611, 1991
52. 今井祥二, 宮崎信次, 石田明充, 荻内隆司, 宗田大: 膝靭帯損傷患者における関節モーメントの計測, 生技研報告第17号, pp. 51-54, 1995
53. 藤木裕行, 石川博将, 安田和則: 表面置換型人工膝関節における歩行動作中のUHMWPE 関節板変形解析, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol. 16, pp. 409-414, 1995
54. 池田真一: 変形性膝関節症の発症要因の検討, 日本整形外科雑誌, p. S365, Vol. 77, No. 3, 2003
55. 宮口正継: 変形性膝関節症に対する筋力強化訓練とその効果, Monthly book Medical Rehabilitation, No. 32, pp. 22-28, 2003
56. 川原英夫, 和田真, 佐々木伸一, 島田誠一郎, 野瀬恭代, 馬場久敏: 筋骨格モデリングソフトを用いた変形性膝関節症例の歩行解析, 日本整形外科雑誌, p. S1099, Vol. 75, No. 8, 2001

第5章

結論

本論文では、従来の能動的な運動ではなく、自発的な運動を自然と誘発させる他動的自動運動誘発技術の構築に向けた基本的な枠組みに関する提案を行った。健康増進とは何を指すのか、どういうデータを定量化すべきなのか、というニーズに対して、生体データをフィードバックするバーチャルリアリティ技術というシーズを如何に適用させていくかがこの研究の根底にある。この命題に対して、乗馬療法を応用することから出発し、筋力増加と糖代謝亢進を狙うべき健康増進の対象とすることで、それぞれに対する効果の見極めを行った。また、体幹部の筋力増加効果に対しては筋電による筋活動の反応を、糖代謝効果に対しては下肢を中心とした筋代謝反応を制御因子として利用し、生体反応の原理原則を導いた。これらの生体パラメータを同定することによって、将来的には、個人に応じた生体情報をフィードバックし、より効果的なシステムへと展開させることが可能であると考えている。本論文では、この前段階として、若年群と高齢群との差別化を試み、高齢者特有の反応に対する定量化を行った。

以下、本論文における各章で得られた結論を整理する。

第2章では、乗馬療法を機械で再現することから着手し、常歩に最も近い動作方法であり、しかも、筋電効果を容易に誘発する動作方法を抽出することに成功し、簡易型乗馬療法機器を開発するまでの経緯に関する報告を行なった。

まず、6軸パラレルメカニズムによる筋力増加効果の確認を行った。一方、同じ揺動を与えたとしても個人ごとで使用する筋肉部位は異なるものの、筋電の総和に関しては、与えられる揺動の振幅による1次式として近似できること、揺動周波数の2次曲線として近似できることを示した。これによって、筋力増加効果が得られた動作で誘発される筋電の総和を閾値として必要な動作軸の抽出を行うという指針を得ることができた。

また、無数にある動作軸の組み合わせから、常歩動作に着目し、主観的な評価結果から動作軸を、“x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”の2つに絞ることができた。

これら2つの結果から、容易に筋電効果を得る動作は、重心を水平方向にずらす動作であると結論するとともに、常歩動作に最も近く筋電効果を得られる動作は、“x-Pitch-Roll”動作の組み合わせであると結論した。具体的には、前後方向(x軸)へのスライド動作と前後方向へ傾斜するスウィング動作(Pitch)は同じ周波数、左右方向へ傾斜するスウィング動作(Roll)は周波数が1/2であり、前後方向へは20mm程度の振幅が必要であると結論付けた。

さらに、この特徴をクランク機構で再現することで、簡易型乗馬療法機器の構築に至った。簡易型乗馬療法機器による筋電効果を同様の手法で解析することによって、0.5Hz

以上の揺動周波数を与えれば、長期的な筋力増加効果が得られるという結論を得た。

構築した簡易型乗馬療法機器を用い、3種類の揺動周波数を各被験者群に適用する長期訓練を試みた結果、揺動周波数による筋力増加効果が、筋力増加率に反映する事と、“確からしさ”、即ち、統計的な有意水準に反映する事を示した。

第3章では、上述の考えに従って、映像の提示や揺動周波数をフィードバックさせることで、若年群と高齢者群に有意な差が得られるかどうか、選択的に筋力増加効果が得られる可能性があるかどうかという考察を試みた。頭部の揺動を計測し、頭部位置をモニタに提示することで頭部をずらさないように提示を行うシステムを用いて評価した。その結果、高齢者の頭部の揺動量と若年者との揺動量の差は提示の有無に関係なく有意に大きくなった。また、頭部の前後方向への揺動量は、若年者ではあまり変化がないのに対して、高齢者では、提示をした場合の方が提示をしなかった場合より有意に大きくなっていった。周波数分析の結果、若年者に比べて高齢者は簡易型乗馬療法機器の揺動周波数に強く影響されていることがわかり、「高齢者は上半身の揺動制御が行いにくくなる」といった若年者には見られない高齢者に特有の傾向が観察され、高齢者の身体特性に関する新たな知見を得ることができた。

次に、筋電図計測では、頭部位置をずらさないように提示を与えるだけで、背腰部の放電量が増加する事を確認した。また、若年者の場合では、提示をしない場合の方が、膝関節の伸展屈曲筋の筋電量が有意に増加しており、提示をした場合には、体幹部の放電が多くなっていった。

これらのことから、高齢者に対して、頭部の揺動周波数のモニタを行い、適切な揺動速度を与えることで駆動部の揺動周波数に頭部の揺動が依存しないような使用方法に徐々に近づくようにフィードバックをさせれば、頭部揺動量の提示の有無によって、訓練する部位を体幹部、または、大腿部という風に選択的に刺激できるという可能性が示唆された。

第4章では、乗馬療法の考え方をさらに発展させ、「他動的自動訓練」の考え方を適用し、膝関節痛を有する者でも大腿部への筋代謝効果を無理なく得ることができる他動訓練機的设计概要に関する考察を行なった。

まず、簡易型乗馬療法機器が持つ糖代謝への効果を検証するに当たり、グルコースクランプ法による急性的な効果の確認と、採血による HOMA-R 指数で長期訓練効果の検証をし、PET 計測によって内転筋を中心にした大腿部での糖取り込みの亢進を確認した。一方では、他動的自動訓練の特徴である、心肺に対する軽負荷運動であることを酸素消費量の計測によって示した。これら一連の計測結果と、他動的に刺激を与えられることで自発的な運動を誘発するという特徴的な運動方法であるという理由から、簡易型乗馬療法機器が高齢者が無理なく続けることが可能であり、かつ、内科的にも有効な刺激方法であることを示した。

さらに、乗馬療法機器の設計思想が、「筋電効果を効率的に得ることが可能な他動的

刺激方法」であって、糖代謝への効果を目指して設計を進めてきた訳ではないという理由から、糖代謝へのより効果的な方法が存在すると考え、新たなアプローチを開始した。ここで、体重を免荷することによる結果得られることであるが、「膝への整形外科的疾患を有する患者でも使用可能である」という乗馬療法機器の大きな特徴を生かして糖代謝へのソリューションを構築することを目的とした。つまり、膝関節痛を有していても使用可能で、糖代謝をより効率的に亢進する方法を考察した。

運動による糖代謝効果として、筋収縮によるインスリン様作用に着目することと、人体の筋肉の分布状況に関する調査結果から、赤筋が多く分布している膝関節伸展筋群（大腿四頭筋）を中心に筋収縮を誘発させる方法を試みた。一方、膝関節痛を有する者が利用できるためには、膝関節を等尺的に筋収縮させる方法でなければならないという制約条件から、膝関節を屈曲することなく片足ずつ交互に自重をかけることによって大腿四頭筋への筋収縮を自然に誘発させる他動的揺動機器を構築した。

近赤外線分光法を用いて大腿部の筋を対象に筋代謝を評価した結果、簡易型乗馬療法機器に比べて筋代謝が1.2倍亢進することが示された。さらに、片脚にかかる荷重量と揺動周波数が筋代謝を規定する因子になる可能性も示唆された。

一方、膝関節痛の人への適用を試みた結果、15分間の機器使用時で痛みは通常の歩行時よりも楽であり、数日後の感想でも機器使用による痛みは発生していなかった。痛みを伴わない程度に膝を屈曲させた状態で駆動させることによって、機器使用時に痛みを伴わないことと、荷重量と揺動周波数が痛みを規定する因子になる可能性が示された。

これらの結果から、開発した機器は、膝関節痛を有する者が利用でき、かつ、簡易型乗馬療法機器よりも効果的に大腿部に対して筋代謝が亢進するということを示した。効果的な刺激方法に必要なパラメータとして、膝関節の屈曲角はそれほど大きな要因ではなく、膝にかかっている自重の大きさと揺動周波数である可能性が示唆された。

最後に、今後の研究の方向性・展望についてまとめておく。

全体的な方向性は、本章の冒頭でも述べているが、個人に応じた生体情報をフィードバックし、より効果的なシステムへと展開させていくことである。第3章で得られた知見を検証するためのシステム化を推進する一方では、他動的自動訓練法が持つ可能性について追及していく。

1つには、第2章で言及した如く、バランス能力の改善効果に関して定量化を試みる。本論文で得られた筋力増加効果を、神経的な捉通効果による作用でもありと考え、平衡機能への改善効果の作用機序を明らかにすることで、より効果的な刺激方法や生体情報をシステムにフィードバックする方法などの研究を進めていく。つまり、刺激を与えた結果として効果が得られるというレベルにとどまることなく、刺激方法と平衡機能との相関は如何なるものであるかを神経生理、運動生理、神経内科、整形外科、さらには、耳鼻科領域を含めた境界領域として捉えていく。また、平衡機能が改善するかどうかということを示すにとどまらず、高齢者の機能回復として利用できるための「ありがたさ」

が如何なるものであるか、例えば、転倒予防の可能性などを定量化していく。

また、糖代謝という観点からは、本研究で得られた結果を応用展開し、大腿部に対して体重をかける簡易な機器の構築を進めていく。膝関節痛を有する者に対してどのレベルまで負荷をかけても痛みを伴わないのかどうかを確認しながら、グルコースクランプ法による全身の糖代謝効果の確認を行っていく。また、体重のかけ方などを工夫することで更なる効果が期待できる可能性も残されており、この場合も、やはり、刺激方法と効果との相関を構築するレベルにまで高めていきたい。他動的揺動刺激によって得られる代謝作用は、揺動によって深部感覚を刺激することで、内臓器官の代謝作用が向上しているとも考えられる。従って、今回のアプローチによる運動機能からの作用とは異なる観点からの可能性も検討していく。

さらに、膝関節痛に対する更なるソリューションを構築していく予定である。第4章でもコメントしたように、膝関節へのせん断力を小さくすることによって痛みが低減するのかどうかをモーションキャプチャや重心動揺計を利用したバイオメカニクスによる解析を通して検証を行っていく。これによって、膝関節痛でありながら積極的に膝関節周囲の筋肉を使用することが可能になると考えており、将来的には、膝関節痛を緩和する方法にまで展開できるものと期待している。

個人に応じたフィードバックを与えることで、より効果的なシステムへと展開させていくためには、全てにおいて、刺激方法と効果との相関関係を定量化していかなければならない。1つの方法としては、第2章で示したように、揺動周波数の2次曲線で筋電総和量が近似可能であるかどうかの見極めを行っていく。人体モデルを構築し、筋作用のシミュレーションを行うことで定量化に近づけると考えている。このアプローチ方法を応用することによって、上記の膝関節痛への適用の考察が可能になるものと考えている。

以上、本研究の一連の医学・生理学的な評価を通じ、他動的刺激技術の利点を生かす方法を具体的に提供するという基本的な研究の枠組みを構築することができたと考えている。

謝辞

本研究の遂行にあたり、他動的自動訓練法の発案者であり、乗馬療法に内包される身体への効果を整形外科的な立場、また、リハビリテーションの観点から多大なご指導をいただいた日本医科大学医療管理学教室の木村哲彦教授に感謝いたします。

また、同じく整形外科・リハビリテーション医学の見地から様々な助言をいただくとともに、開発、及び、検証にあたり臨床試験を快く行って下さった高知大学医学部リハビリテーション部の石田健司助教授に感謝いたします。

さらに、内科的見地から糖尿病患者への臨床試験を行って下さった山梨県保坂内科クリニックの保坂嘉之先生に感謝いたします。誘発される筋収縮が糖代謝に対して有効であるとの知見をいただくことによって、内科領域への発展可能性を飛躍させることができました。

糖尿病運動療法の観点からインスリン作用など多くの知見をいただき、グルコースクランプ計測を快く引き受けてくださった名古屋大学健康保健体育科学センターの佐藤祐造教授に感謝いたします。

筋代謝計測において計測・解析方法に多くの助言をいただき、また、機器開発への助言をいただいた東京医科大学の勝村俊仁教授と鹿屋体育大学の浜岡隆文教授に感謝いたします。

本研究は、1996年から開始した、著者が勤務する松下電工株式会社と、高知工科大学との共同研究を元にし、著者が高知工科大学工学研究科博士課程に社会人特別選抜として2000年度から2003年度までの期間中在籍した研究を中心に、高知工科大学知能機械システム工学科 王碩玉教授のご指導の元にまとめたものです。研究の方向性や機器・システム設計など開発過程で多くの助言をいただきました王碩玉先生に感謝の意を表する次第であります。

本研究の遂行にあたり、多大なご配慮を賜りました松下電工株式会社 菊地紘副社長、並びに同社 先行・融合技術研究所 中村良光所長に深く感謝の意を表します。同社情報機器分社長 野村淳二博士には、著者が松下電工株式会社に入社時より多大なご配慮をいただきました。また、同社 平尾正三プロジェクトリーダー、各務嘉郎技監には、社会人選抜として高知工科大学博士課程にて研究する機会を与えていただきました。心から感謝申し上げます。同社 システム技術研究所 仲島了治グループ長、澤田一哉グループ長、R&D 企画室 吉田幸男グループ長、先行・融合技術研究所 桑田亨グループ長、坂本史朗グループ長、三原泉副参事には、本論文を執筆するにあたり、多大なご配慮とご理解をいただきました。心から感謝します。また、同社 ヘルシーライフ事業部 菅井春夫グループ長、北野亮グループ長、中西隆介課長、橘哲也副参事、山本剛君、土屋剛君、北条弘幸君、並びに、電器 R&D センター 松下英敏センター長、平井利久

グループ長、豊海百合貢参事、石野幸一参事、河本実氏には、本研究成果を実用化するにあたりご理解いただき、ご協力いただきましたことを深く感謝いたします。

さらに、日頃お世話になりました王研究室の方々、高知大学医学部リハビリテーション部の方々、名古屋大学 健康保険体育科学センターの方々、東京医科大学 公衆衛生学教室の方々、保坂内科クリニックの方々と訓練を引き受けていただいた患者様方に感謝いたします。特に、王研究室の隅田由紀さん（現株式会社シグマ）、菅野正人君（現三菱電機ビルテクノサービス株式会社）、陳貴林君、溝渕宣誠君には本研究で行った実験遂行にご協力いただきました。心から感謝いたします。

大阪府枚方市シルバーサービスセンター、高知県土佐山田町シルバーサービスセンター、同県南国市シルバーサービスセンターの職員様、及び、会員の方々には、種々の計測において、被験者として著者の要求を快く引き受けていただき、ご協力いただきましたことを心から感謝いたします。

また、著者が勤務する松下電工株式会社 先行・融合技術研究所、及び、システム技術開発室の方々に深く感謝します。特に、関根修君、村上宗司君、星野洋君、小澤尚久君、越智和弘君には、本研究で行った実験遂行にご協力いただきました。心から感謝いたします。

最後に、家庭にあっても、終始支援をしてくれた妻の典子、長男の大佑、長女の果凛ほか家族にも深く感謝いたします。

著者発表文献リスト

学術論文：

1. 四宮葉一, 小澤尚久, 王碩玉, 浜岡隆文, 勝村俊仁, 木目良太郎, 佐藤祐造：膝痛に配慮した他動的自動運動誘発機器の試作, 生体医工学, Vol. 41, No. 4, pp. 504-509, 2003
2. 四宮葉一：筋力訓練用具へのロボット技術応用, リハビリテーション医学, Vol. 40, No. 3, pp. 185-189, 2003
3. Youichi Shinomiya, Shuoyu Wang, Kenji Ishida, Tetsuhiko Kimura：Development and Muscle Strength Training Evaluation for Horseback Riding Therapeutic Equipment, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 14, No.6, pp.597-603, 2002
4. 石田健司, 木村哲彦, 王碩玉, 四宮葉一：総論 治療 乗馬ロボット, 総合リハビリテーション, Vol. 30, No. 11, pp. 1087-1090, 2002
5. 四宮葉一, 関根修, 仲島了治, 澤田一哉, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦：乗馬療法機器の開発と筋力トレーニング効果の検証, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 6, No. 3, pp. 197-202, 2001 (優秀論文賞)
6. 澤田一哉, 四宮葉一, 仲島了治, 野村淳二, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦：医療・福祉へのVR技術の応用 健康維持増進へのVR技術の応用, 医療情報学 Vol. 21, No. 5, pp. 349-357, 2001
7. 仲島了治, 四宮葉一, 関根修, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦：VR 乗馬療法システムの開発とその効果検証に向けての取り組み, ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol. 1, No. 4, pp. 81-86, 1999

招待講演：

1. 四宮葉一, 佐藤祐造, 小澤尚久, 王碩玉, 保坂嘉之, 石田健司, 木村哲彦：運動療法機器へのロボット技術の応用, 日本医工学治療学会第19回学術大会抄録集, Vol. 15, p. 82, 2003
2. 四宮葉一：健康機器の開発と事業化, 精密工学会大会学術講演会講演論文集, Vol. 2002, 秋季 シンポジウム資料, pp. 37-41, 2002

国際会議：

1. Youichi Shinomiya, Takahisa Ozawa, Yoshiyuki Hosaka, Shuoyu Wang, Kenji Ishida, Tetsuhiko Kimura：Development and Physical Training Evaluation of Horseback Riding Therapeutic Equipment, Proceedings of the 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2003), pp. 1239-1243, 2003

2. Youichi Shinomiya, Shuji Murakami, Osamu Sekine, Ryoji Nakajima, Yukio Yoshida, Tetsuhiko Kimura : Horseback Riding Therapy System applying Virtual Reality, Proceedings of ICBME'98, ISBMRE'98 and JCCAS'98/CAS'98/CADM'98, pp. 21-24, 1998
3. Youichi Shinomiya, Junji Nomura, Yukio Yoshida, Tetsuhiko Kimura : Horseback Riding Therapy Simulator with VR Technology, ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, pp. 9-14, 1997

国内会議：

1. 四宮葉一, 越智和弘, 小澤尚久, 石田健司, 木村哲彦 : 膝周囲筋の等尺性筋収縮を誘導できる他動訓練機の膝関節痛への適用可能性, 第 18 回中国四国リハビリテーション研究会抄録集, pp. 15-16, 2003
2. 小澤尚久, 四宮葉一, 越智和弘, 木村哲彦, 石田健司, 勝村俊仁, 浜岡隆文, 佐藤祐造 : 膝痛に配慮した脚部運動向け他動訓練機器の試作, 第 9 回人間福祉医工学研究部門研究フォーラム ジェロンテクノロジー研究フォーラム 2003, pp. 73-76, 2003
3. 越智和弘, 佐藤祐造, 四宮葉一, 小澤尚久, 王碩玉, 石田健司, 勝村俊仁, 浜岡隆文, 木村哲彦 : 膝にやさしい糖尿病他動運動機の新しい試み, ヒューマンインタフェース学会研究報告集, Vol. 5, No. 5, pp. 5-8, 2003
4. 四宮葉一, 佐藤祐造, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 勝村俊仁, 浜岡隆文, 木村哲彦 : 糖尿病への適応を考えた他動運動訓練機の可能性について, 第 3 回福祉工学シンポジウム講演論文集, No. 03-28, pp. 5-8, 2003
5. 四宮葉一, 小澤尚久, 王碩玉, 浜岡隆文, 勝村俊仁, 木目良太郎, 佐藤祐造 : 膝痛に配慮した他動訓練機器の試作, 生体医工学シンポジウム講演予稿集, pp. 320-327, 2003
6. 梶岡多恵子, 長崎大, 北村伊都子, 徳留みずほ, 久保田正和, 四宮葉一, 小澤尚久, 佐藤祐造 : 乗馬運動器具を用いた軽運動の糖尿病患者に対する運動療法としての有効性についての検討, 第 58 回日本体力医学会大会予稿集, p. 242, 2003
7. 保坂嘉之, 佐藤祐造, 四宮葉一 : 他動的運動機器 (ジョーバ) を用いた急性運動が糖代謝に及ぼす影響, 第 46 回日本糖尿病学会年次学術集会, p. S-164, 2003
8. 伊藤 哲, 山根登茂彦, 吉矢和彦, 永田剛史, 打田日出夫, 四宮葉一, 佐藤祐造 : FDG-PET を用いた, 受動運動に伴う筋のグルコース代謝の変化の検討, 核医学, Vol. 40, No. 3, pp. 333-334, 2003
9. 陳貴林, 王碩玉, 隅田由紀, 河田耕一, 四宮葉一, 石田健司, 木村哲彦, 小野省一, 土谷武士 : 全方向性車両と車椅子への応用, ソフトサイエンス・ワークショップ講演論文集, Vol.12, pp.17-20, 2002
10. Guilin Chen, Shuoyu Wang, Koichi Kawata, Youichi Shinomiya, Takahisa Ozawa, Kenji

- Ishida, Tetsuhiko Kimura, Takeshi Tsuchiya, : Biofeedback Control of Horseback Riding Simulator, Proceedings of the First International Conference on Machine Learning and Cybernetics, Beijing, Vol. 4, No. 5, November, pp.1905-1908, 2002.
11. 四宮葉一, 王碩玉, 水本雅晴: 離散距離型ファジィ推論への取り組み, ソフトサイエンス・ワークショップ講演論文集, Vol.12, pp. 87-88, 2002
 12. 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 高齢者向け健康増進機器への生体フィードバック技術の応用検討, ソフトサイエンス・ワークショップ講演論文集, Vol. 12, pp. 25-26, 2002
 13. 隅田由紀, 王碩玉, 陳貴林, 河田耕一, 四宮葉一, 石田健司, 木村哲彦, 小野省一: 健康増進機能を備えた電動車椅子の座面姿勢制御, ソフトサイエンス・ワークショップ講演論文集, Vol. 12, pp. 23-24, 2002
 14. 隅田由紀, 王碩玉, 陳貴林, 河田耕一, 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 木村哲彦: 乗馬療法機器を用いた頭部提示装置の有無による筋電評価, ソフトサイエンス・ワークショップ講演論文集, Vol. 12. pp. 21-22, 2002
 15. 陳貴林, 王碩玉, 河田耕一, 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 木村哲彦, 土谷武士: 健康増進用乗馬ロボットのオンライン学習制御, 知能メカトロニクスワークショップ講演論文集, Vol.7th pp.127 128, 2002
 16. 菅野正人, 王碩玉, 陳貴林, 河田耕一, 松浦純, 四宮葉一, 石田健司, 木村哲彦: 健康増進を目的とする四足歩行馬ロボットの開発 モデルの設計と製作, 知能メカトロニクスワークショップ講演論文集, Vol.7th pp.69 72, 2002
 17. 松浦純, 菅野正人, 王碩玉, 陳貴林, 河田耕一, 四宮葉一, 石田健司, 木村哲彦: 健康増進を目的とする四足歩行馬ロボットの開発 ミニモデルの制御, 知能メカトロニクスワークショップ講演論文集, Vol.7th pp.65 68 2002
 18. 荒井和, 保坂嘉之, 若林哲也, 四宮葉一: 乗馬シミュレーション器具を用いた運動の肥満耐糖能異常者のインスリン抵抗性に対する効果について, 糖尿病, Vol.45, No.Supplement 2, p. S215, 2002
 19. 石田健司, 山本博司, 木村哲彦, 四宮葉一, 小澤尚久: リアルタイムに表面筋電図の積分値を計測でき、筋力増強訓練に有用な筋電計の開発, リハビリテーション医学, Vol.39,特別号 p. S363, 2002
 20. 石田健司, 山本博司, 木村哲彦, 王碩玉, 四宮葉一, 関根修: 乗馬ロボットの臨床効果, 日本整形外科学会雑誌, Vol.76,No.3 p. S128, 2002
 21. 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 筋電を利用した簡易型筋力訓練モニタの開発, 第 18 回ライフサポート学会大会講演予稿集, p. 49, 2002
 22. 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 立位式他動訓練機の検討, 第 18 回ライフサポート学会大会講演予稿集, p. 75, 2002
 23. 王碩玉, 河田耕一, 石田健司, 木村哲彦, 四宮葉一, 仲島了治, 関根修, 土谷武士:

- 健康増進用乗馬ロボットの展開研究, バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集, Vol. 14, pp. 124-125, 2001
24. 王碩玉, 陳貴林, 隅田由紀, 河田耕一, 四宮葉一, 石田健司, 木村哲彦, 土谷武士: 健康増進機能と全方向移動機能を備えた電動車椅子, バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集, Vol. 14, pp. 122-123, 2001
 25. 石田健司, 山本博司, 木村哲彦, 王碩玉, 四宮葉一, 関根修, 仲島了治: 乗馬ロボットの有用性と可能性, リハビリテーション医学, Vol. 38, 特別号 p. S197, 2001
 26. 石田健司, 山本博司, 木村哲彦, 四宮葉一, 仲島了治: 乗馬ロボットを用いた筋力訓練法, 運動療法研究会抄録集, Vol. 26, p. 32, 2001
 27. 四宮葉一, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 健康増進機器に向けた筋電フィードバック技術の応用検討, 第 16 回中国四国リハビリテーション研究会抄録集, 93 - 94, 2001
 28. 四宮葉一, 関根修, 仲島了治, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 乗馬療法機器による姿勢性腰痛予防の可能性についての検索と根拠, 日本腰痛学会雑誌, Vol. 7, No. 1, pp. 132-133, 2001
 29. 寺野真明, 地村ゆり, 四宮葉一, 後藤昌司, 石田健司: 乗馬療法機器の使用が姿勢に及ぼす影響, ライフサポート学会大会講演予稿集, Vol. 17, p. 73, 2001
 30. 四宮葉一, 関根修, 仲島了治, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦: 乗馬療法機器の開発と動作速度の筋力増強効果への影響, ライフサポート学会大会講演予稿集, Vol. 17, p. 72, 2001
 31. 隅田由紀, 王碩玉, 陳貴林, 河田耕一, 四宮葉一, 石田健司, 木村哲彦, 小野省一: 健康増進機能を備えた電動車椅子の座面姿勢制御 キネマティクスと逆キネマティクスの解法, ライフサポート学会大会講演予稿集, Vol. 17, p. 45, 2001
 32. 石田健司, 木村哲彦, 王碩玉, 四宮葉一, 関根修, 仲島了治: 他動運動による自動運動誘発の機序 乗馬ロボットの臨床効果, ライフサポート学会大会講演予稿集, Vol. 17, p. 24, 2001
 33. 四宮葉一, 小澤尚久, 石田健司, 王碩玉, 木村哲彦: 健康増進機器への筋電 Feedback の応用に向けた取り組み, ヒューマンインタフェース学会研究報告集, Vol. 3, No. 5, pp. 11-12, 2001
 34. 王碩玉, 河田耕一, 石田健司, 木村哲彦, 仲島了治, 四宮葉一, 関根修, 土谷武士: 乗馬ロボットによる後期高齢者の健康増進臨床実験, バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集, Vol. 13, pp. 53-54, 2000
 35. 石田健司, 山本博司, 木村哲彦, 王碩玉, 四宮葉一, 関根修: 乗馬ロボットを用いた健康増進訓練の試み, リハビリテーション医学, Vol. 37, No. 11, p. 777, 2000
 36. 関根修, 四宮葉一, 仲島了治, 王碩玉, 石田健司, 木村哲彦: 乗馬療法システムの開発, ライフサポート学会大会講演予稿集, Vol. 16, p. 94, 2000

37. 石田健司, 山本博司, 木村哲彦, 王碩玉, 四宮葉一, 関根修: 乗馬ロボットによる訓練効果の意義 体幹筋力と平衡機能保持能力の観点より, 運動療法と物理療法, Vol. 11, No. 3, p. 213, 2000
38. 王碩玉, 河田耕一, 石田健司, 木村哲彦, 土谷武士, 仲島了治, 四宮葉一, 小野省一: 高齢者を元気に楽しくさせる電動車椅子, 計測自動制御学会北海道支部学術講演論文集, Vol. 32, pp. 97-98, 2000
39. 王碩玉, 河田耕一, 石田健司, 木村哲彦, 土谷武士, 仲島了治, 四宮葉一, 関根修: 健康増進を目的とする乗馬ロボットとその臨床実験, 計測自動制御学会北海道支部学術講演論文集, Vol. 32, pp. 95-96, 2000
40. 王碩玉, 河田耕一, 石田健司, 木村哲彦, 仲島了治, 四宮葉一, 土谷武士: 乗馬ロボットによる健康増進臨床実験, 日本ロボット学会学術講演会予稿集, Vol. 17, 第3分冊, pp. 1139-1140, 1999
41. 村上宗司, 関根修, 四宮葉一, 吉田幸男, 野村淳二, 木村哲彦: VR を応用した乗馬療法システムの構築, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, Vol. 2, pp. 103-106, 1997

著書

1. 四宮葉一(分担執筆):「音・騒音の快適性疑似体験について(第13章 5節)」, 音の制御と制御技術 題 巻 応用技術, フジテクノシステム, pp. 807-816, 1999
2. 四宮葉一(分担執筆):「4. 住宅の内観や外観を確認する, 8. 建材の防音・遮音性能を聴き比べる」, pp. 39-68, pp.157-189, バーチャルハウジング, 日科技連出版社, 1996

出願特許

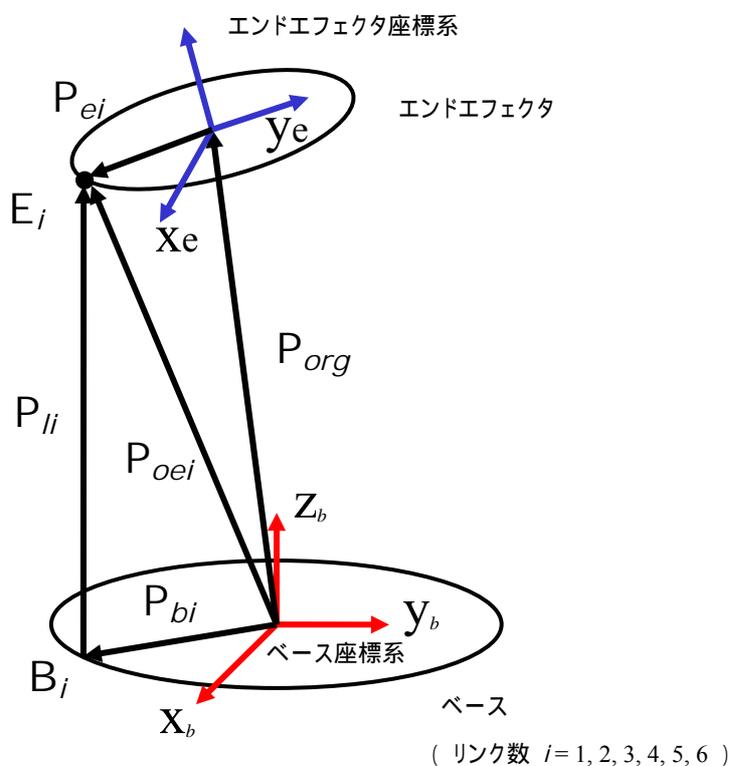
1. 運動用器具の腰掛けおよび運動用器具, 特願 2003-407972, 2003
2. 運動補助装置, 特願 2003-407971, 2003
3. 運動補助装置, 特願 2003-415372, 2003
4. 運動補助装置, 特願 2003-284193, 2003
5. 運動補助装置の動作決定装置、運動補助装置の動作決定方法、運動補助装置, 特願 2003-144014, 2003
6. 運動補助装置, 特願 2003-144013, 2003
7. 運動機能賦活方法および運動機能賦活装置, 特願 2003-081464, 2003

8. 筋電位計測装置, 特願 2003-142521, 2003
9. 筋電位計測装置, 特願 2002-318919, 2002
10. 生活習慣病改善装置および生活習慣病改善方法, 特願 2002-342941, 2002
11. 生体電気信号計測の基準電位安定化装置および筋電計, 特願 2002-154268, 2002
12. 筋電位計測装置, 特願 2002-154267, 2002
13. 筋電位計測装置, 特願 2001-374723, 2001
14. 筋電位測定電極, 特願 2001-374722, 2001
15. 訓練装置, 特願 2002-097437, 2002
16. 訓練装置, 特願 2001-329940, 2001
17. バランス訓練装置, 特願 2001-328458, 2001
18. 運動補助装置, 特願 2001-018488, 2001
19. 筋電位計測装置, 特願 2000-388126, 2000
20. ネットワーク対応型健康機器システム, 特願 2000-293055, 2000
21. 安楽・姿勢矯正両用の椅子, 特願 2000-171213, 2000
22. バランス訓練装置, 特願 2000-106514, 2000
23. バランス訓練装置, 特願 2000-017595, 2000
24. 筋肉活性状況の判定方法, 特願 2000-048083, 2000
25. バランス能力判定方法およびその装置, 特願平 11-201921, 1999
26. 腰痛予防装置, 特願平 11-017735, 1999
27. バランス訓練装置, 特願平 11-017734, 1999
28. 運動補助装置, 特願平 10-286919, 1998
29. 腰痛予防訓練装置, 特願平 10-063721, 1998
30. 運動分析方法および運動補助装置, 特願平 10-063717, 1998
31. 腰痛予防訓練装置, 特願平 09-161318, 1997
32. バランス訓練装置, 特願平 09-161317, 1997
33. 運動機能調整装置, 特願平 08-196727, 1996
34. 運動機能賦活方法および運動機能賦活装置, 特願平 08-285713, 1996

付録

パラレルメカニズム(スチュワートプラットフォーム)の逆キネマティクス計算

下記のように、エンドエフェクタの位置と姿勢が与えられた場合にそれを実現するリンク長さを求める逆キネマティクス計算を考える。



エンドエフェクタの位置・姿勢（ヨー： ，ピッチ： ，ロール： ）

位置ベクトル： P_{org}

$$P_{org} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix}$$

回転行列： R

$$R = R_z(\alpha) R_y(\beta) R_z(\gamma)$$

$$= \begin{bmatrix} C_\alpha & -S_\alpha & 0 \\ S_\alpha & C_\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_\beta & 0 & S_\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -S_\beta & 0 & C_\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C_\gamma & -S_\gamma \\ 0 & S_\gamma & C_\gamma \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} C_\alpha C_\beta & C_\alpha S_\beta S_\gamma - S_\alpha C_\gamma & C_\alpha S_\beta C_\gamma + S_\alpha S_\gamma \\ S_\alpha C_\beta & S_\alpha S_\beta S_\gamma + C_\alpha C_\gamma & S_\alpha S_\beta C_\gamma - C_\alpha S_\gamma \\ -S_\beta & C_\beta S_\gamma & C_\beta C_\gamma \end{bmatrix}$$

姿勢は XYZ 固定角による表現

エンドエフェクタのリンク取付け位置ベクトル：

$$P_{ei} = \begin{bmatrix} P_{eix} \\ P_{eiy} \\ P_{eiz} \end{bmatrix}$$

ベースのリンク取付け位置ベクトル：

$$P_{bi} = \begin{bmatrix} P_{bix} \\ P_{biy} \\ P_{biz} \end{bmatrix}$$

与えられたエンドエフェクタの位置・姿勢とリンクの取付け寸法から、上記のベクトルと行列を求める（ P_{org} , R , P_{ei} , P_{bi} ）

次にリンクベクトル P_l を求める。

$$P_l = P_{oe} - P_b$$

$$= P_{org} + R \times P_e - P_b$$

そこで、リンクの長さ l と単位方向ベクトル z は

$$l = |P_l|$$

$$z = P_l / l$$

で求められる。

図表目次

図 1	腰痛を訴える人の年齢分布	11
図 2	糖尿病患者の分布	12
図 3	論文の構成	15
図 4	乗馬療法の様子	20
図 5	馬の動きの計測	23
図 6	計測時のレイアウト	24
図 7	6自由度データの構成	24
図 8	パラレルメカニズム機構の外観	26
図 9	周期化した常歩のデータ	28
図 10	動作スピードの変更の考え方	29
図 11	2つの動作を補間する重み付け関数	30
図 12	VR 乗馬療法システムのシステム構成図	31
図 13	VR 乗馬療法システムの外観	32
図 14	VR 乗馬療法システムのスイッチ部分	33
図 15	手網操作指示の画面例	34
図 16	VR 乗馬療法システムの画面図	36
図 17	筋電計測部位	38
図 18	筋電計測結果の一例	39
図 19	積分筋電値（最大放電量に対する比率）	40
図 20	騎乗時間による積分筋電値の変化	41
図 21	常歩の動きでの筋力増加効果 20 歳代	43
図 22	常歩動作による訓練の様子	44
図 23	常歩の動きでの筋力増加効果 60 歳代	45
図 24	6自由度動作からの動作の抽出方法	47
図 25	計測用システムの構成図	48
図 26	動作決定用インタフェース	49
図 27	常歩の動作への主観的評価結果	50
図 28	常歩動作を簡易に表現するための変換方法	53
図 29	筋電計測部位	55
図 30	各動作での積分筋電値の比較	56
図 31	“x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”動作時の筋電図 - 64 歳男性	57
図 32	“x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”動作時の筋電図 - 66 歳男性	58
図 33	“x-Pitch-Roll”と“Pitch-Roll”動作時の筋電図 - 68 歳男性	59

図 34	筋電計測部位	62
図 35	x 軸の振幅と筋電の関係	63
図 36	筋電計測部位	65
図 37	動作速度による筋電図の変化例 (33 歳男性)	66
図 38	動作速度による筋電図の変化例 (33 歳男性)	67
図 39	“x-Pitch-Roll”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似	68
図 40	“Pitch-Roll”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似	69
図 41	“y-Pitch-Roll”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似	69
図 42	“x 軸”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似	70
図 43	“y 軸”動作時の筋電効果と積分筋電値の多項式近似	70
図 44	各動作を動作速度 1.0Hz した時の比較	71
図 45	“x-Pitch-Roll”動作による筋力効果が得られる動作速度の推定	72
図 46	“Pitch-Roll”動作 1.0Hz と“x-Pitch-Roll”動作の比較	73
図 47	x 軸動作の時に与えられる加速度	75
図 48	誘発される筋電と加速度との関係-x 軸動作の場合	76
図 50	簡易型乗馬療法機器の動作方法	79
図 51	簡易型乗馬療法機器	80
図 52	筋電計測部位	82
図 53	動作速度による簡易型乗馬療法機器使用時の積分筋電の変化	84
図 54	動作速度による積分筋電値の 1 次近似	84
図 55	簡易型乗馬療法機器による訓練の光景	85
図 56	簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果 (周期 1.52 秒 (0.66Hz))	88
図 57	簡易型乗馬療法機器による等速性筋力訓練効果 (周期 1.52 秒 (0.66Hz))	88
図 58	簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果 (周期 1.66 秒 (0.60Hz))	90
図 59	簡易型乗馬療法機器による等速性筋力訓練効果 (周期 1.66 秒 (0.60Hz))	90
図 60	簡易型乗馬療法機器による筋力訓練効果 (周期 1.96 秒 (0.51Hz))	92
図 61	簡易型乗馬療法機器による等速性筋力訓練効果 (周期 1.96 秒 (0.51Hz))	92
図 62	簡易型乗馬療法機器の障害者への適用例	96
図 63	システム構成図	104
図 64	システム構成ブロック図	105
図 65	計測システムの位置関係	105
図 66	コンテンツ例	106
図 67	被験者の年齢別分布	107
図 68	計測するデータの種類	108
図 69	計測の手順	108
図 70	頭部位置の推移の例 (高齢者 NT 情報提示有)	109

図 71	頭部位置の推移の例（若年者 SY 情報提示有）	109
図 72	情報提示の有無による頭部揺動量の変化（左右方向）	110
図 73	情報提示の有無による頭部揺動量の変化（前後方向）	110
図 74	情報提示の有無による頭部揺動量の変化（上下方向）	111
図 75	情報提示の有無による頭部揺動量の変化（Yaw）	111
図 76	情報提示の有無による頭部揺動量の変化（Roll）	112
図 77	情報提示の有無による頭部揺動量の変化（Pitch）	112
図 78	高齢者と若年者の頭部揺動量の比較	113
図 79	頭部揺動量の標準偏差の平均（左右方向）	114
図 80	頭部揺動量の標準偏差の平均（前後方向）	114
図 81	頭部揺動量の標準偏差の平均（上下方向）	115
図 82	頭部揺動量の標準偏差の平均（Yaw）	115
図 83	頭部揺動量の標準偏差の平均（Roll）	116
図 84	頭部揺動量の標準偏差の平均（Pitch）	116
図 85	高齢者の頭部位置の周波数スペクトルの例	117
図 86	若年者の頭部位置の周波数スペクトルの例	117
図 87	高齢者と若年者の 1.2Hz 成分の平均値の比較	118
図 88	1.2Hz 成分の分布（左右方向・情報提示なし）	119
図 89	1.2Hz 成分の分布（前後方向・情報提示なし）	119
図 90	1.2Hz 成分の分布（上下方向・情報提示なし）	120
図 91	1.2Hz 成分の分布（左右方向・情報提示あり）	120
図 92	1.2Hz 成分の分布（前後方向・情報提示あり）	121
図 93	1.2Hz 成分の分布（上下方向・情報提示あり）	121
図 94	筋電計測の様子	124
図 95	筋電計測部位	125
図 96	計測の手順	126
図 97	筋電図例 被験者 B、情報提示を行った場合、揺動周波数は 1.2Hz	127
図 98	情報提示の有無による筋電量の変化	128
図 99	揺動周波数による筋電量の変化	129
図 100	筋放電量の比較（腰・背部筋肉群）	130
図 101	筋放電量の比較（内転筋群）	131
図 102	筋放電量の比較（腹筋群）	132
図 103	筋放電量の比較（大腿部膝関節伸展屈曲筋群）	133
図 104	個人適応型他動訓練システムの構想	138
図 105	インスリン作用と筋収縮	143
図 106	ぶどう糖の取り込み部位	144

図 107	HOMA-R の計算式	145
図 108	グルコースクランプ法	146
図 109	簡易型乗馬療法機器によるグルコースクランプ計測の結果	147
図 110	簡易型乗馬療法機器による訓練結果 (HOMA-R) (第 I 群)	149
図 111	簡易型乗馬療法機器による訓練結果 (HOMA-R) (第 群)	149
図 112	使用した PET 計測機	150
図 113	計測プロトコル	151
図 114	内転筋への PET 結果	151
図 115	簡易型乗馬療法機器使用による PET 計測結果	152
図 116	簡易型乗馬療法機器による酸素消費量	154
図 117	簡易型乗馬療法機器による酸素消費量 (全体の平均)	154
図 118	筋肉分布	155
図 119	筋肉の体積一覧	156
図 120	近赤外線分光法の計測方法	158
図 121	大腿部筋代謝計測部位	159
図 122	簡易型乗馬療法機器による大腿部筋代謝計測の様子	160
図 123	簡易型乗馬療法機器による経過時間ごとの大腿部への筋代謝量	161
図 124	簡易型乗馬療法機器の大腿部への筋代謝量	161
図 125	動作方法の概略	162
図 126	予備計測用システムの構成図	163
図 127	自重式訓練機の予備計測	163
図 128	大腿直筋への筋代謝結果	164
図 129	膝関節角度が屈曲する方法	165
図 130	膝関節を等尺性に保つ他動訓練機概念図	166
図 131	膝関節を等尺性に保つ他動訓練機	167
図 132	システム構成図	167
図 133	機構部の概念図	168
図 134	支柱部と足置部の制御方法	169
図 135	大腿部筋代謝計測部位	170
図 136	筋代謝計測の運動条件	170
図 137	筋代謝量の結果	171
図 138	荷重量、膝関節角度、揺動速度の比較	172
図 139	簡易型乗馬療法機器との比較	173
図 140	face pain scale	174
図 141	膝関節痛を有する者への運動条件	175
図 142	各運動条件に対するペインスケールの結果	176

図 143	大腿部筋代謝計測部位.....	178
図 144	筋代謝計測時の運動条件.....	178
図 145	各脚交互に負荷をかけた時の筋代謝量.....	179
図 146	簡易型乗馬療法機器との比較.....	180
図 147	膝関節痛を有する者への運動条件.....	181
図 148	膝関節屈曲動作により発生する痛みへの考えられる機序.....	186

表 1	常歩データの解析結果.....	25
表 2	駆歩データの解析結果.....	25
表 3	パラレルメカニズム機構の仕様.....	26
表 4	主観評価結果（2軸,3軸だけの点数）.....	51
表 5	被験者の一覧.....	123