



修士学位論文

生活期脳卒中患者を対象とした 手指拘縮予防のためのギター演奏補助装置

Guitar playing support device for prevention of
finger contracture in post-stroke patients

三重大学大学院 工学研究科
機械工学専攻
知能ロボティクス研究室

氏 名 花 田 明 典

主 査 加 藤 典 彦 准教授

副 査 矢 野 賢 一 教 授

副 査 池 浦 良 淳 教 授

提出日： 令和 3 年 2 月 8 日

目 次

第 1 章	緒言	1
1.1	研究背景	1
1.2	研究目的	4
第 2 章	提案手法	5
2.1	予備実験	5
2.2	提案手法の具体化	8
2.2.1	ギターの演奏補助	8
2.2.2	手指拘縮予防のための訓練	12
2.2.3	提案装置の概要	15
2.3	設計方針	16
第 3 章	手指拘縮予防のためのギター演奏補助装置	17
3.1	製作した装置	17
3.2	本体部	18
3.2.1	押弦力に関する設計	21
3.2.2	放弦方向動作に関する設計	23
3.3	ペダル部	29
3.3.1	ワイヤストローク性能	30
3.3.2	踏み込みに必要な力	32
3.4	レール部	33
3.4.1	上肢のリーチ運動	34
3.5	安全性の検討	36
第 4 章	評価実験	37
4.1	ギター演奏に関する性能評価	37
4.1.1	演奏音周波数解析実験	37
4.1.2	スライド方向性能測定実験	39
4.2	手指の関節可動域運動に関する性能評価	40
4.2.1	手指伸展トルク測定実験	40
4.2.2	MP 関節角度測定実験	42
4.3	健常者を対象とした被験者実験	45
第 5 章	結果および考察	47

5.1	ギター演奏に関する性能評価	47
5.1.1	演奏音周波数解析実験	47
5.1.2	スライド方向性能測定実験	53
5.2	手指の関節可動域運動に関する性能評価	54
5.2.1	手指伸展トルク測定実験	54
5.2.2	MP 関節角度測定実験	56
5.3	健常者を対象とした被験者実験	61
第 6 章	結言	73
6.1	まとめ	73
6.2	今後の展望	74
	参 考 文 献	75
	謝 辞	80
	研 究 業 績	81
	付 録 A 被験者実験資料	82
	図 目 次	88
	表 目 次	91

第1章 緒言

1.1 研究背景

脳卒中は発症後一命をとりとめたとしても後遺症によりその後の生活に多大な影響を与える疾患である．厚生労働省の報告^[1]によると，脳卒中の総患者数は111万5,000人である．また，がん，心臓病，老衰に次いで日本における死因の第4位となっており^[2]，さらに要介護となった主な原因としては「認知症」の24.3%に次いで「脳血管疾患（脳卒中）」が19.2%と第2位となっている^[3]．日本のみならず世界中で患者数が多い疾患であり，世界の死因となる疾病では第2位となっている^[4]．

後遺症は様々な程度の身体機能障害として表れ，患者の脳においてどの部分にどの程度の機能不全が生じたかによって異なるが，その中でも運動機能障害である片麻痺は多くの患者に残るとされている．片麻痺とは左右どちらかの半身が麻痺する症状ことであり，片麻痺による運動機能障害は，脳卒中後の患者の日常生活に大きな支障を与える．

片麻痺を原因とした副次的な後遺症の一つに「手指の拘縮」が挙げられ，その悪化により約67%の脳卒中患者が発症4年後には麻痺側の手を使わなくなるという報告がある^[5]．拘縮を発症した手の様子を図1.1^[6]に示す．拘縮とは「関節が動かしにくくなった状態」のことであり，片麻痺に伴う「痙縮」が原因で引き起こされる．痙縮とは，意思とは関係なく筋肉の緊張が高まり，手の指が曲がったまま開きづらい，肘が曲がり伸びづらいなどの症状が現れる脳卒中の典型的な後遺症であり，手指に関しては，屈筋群の筋緊張が亢進し，手関節の屈曲や手指の握り込みが見られ，手指の分離運動（手指の伸展運動，つまみ・把持動作）に支障をきたす^[7]．この痙縮による姿勢異常が長期間続くと，関節周辺の筋肉が固まって関節の運動が制限される「拘縮」という状態に陥る．拘縮は具体的には，運動範囲の減少，日常生活における運動能力の低下と活動量の減少によって，筋や腱の結合組織の短縮や筋線維の減少などの構造的変化が生じることで発症する^[8]．拘縮が発生した関節には，関節運動に疼痛が現れ，疼痛は二次的なリハビリテーション阻害因子にもなる．さらに，この痛みや動かしにくさによる失敗体験を伴う麻痺手の使用を控え，成功体験を伴う健常な側の手の使用を優先的に選択することで麻痺手を習慣的に使用しなくなる状態（麻痺手の不使用性の学習）に陥ることで，脳卒中を発症した多くの人が先述のとおり最終的な麻痺手の廃用に至る^[11]．

このように「手指の拘縮」を原因として，麻痺手の運動量の低下による拘縮の増悪，それに伴う活動性の低下，不使用性の学習，さらなる拘縮の増悪という悪循環に陥ることから^[9]，麻痺手の廃用を防ぐために拘縮の予防や軽度拘縮の改善が非常に重要であるとされている．

図 1.1 手指の拘縮^[6]

拘縮の予防は生活期において重要であるとされている^[10]。脳卒中後の期間は急性期、回復期、生活期（維持期）の三つの期間に分けられる。麻痺により運動機能等の低下が認められた場合には医療機関等においてリハビリテーションが実施されるが、一般的に運動機能はおよそ発症から3～6か月までに顕著に回復し、それ以降はあまり変化が見られなくなる。この3～6か月までの時期を急性期、回復期と呼び、入院しながら基本的な日常生活を取り戻すための近位筋（体の中心に近い筋）の安定性の獲得を目標に訓練が実施される。近位筋の安定性が達成されるころにはリハビリテーションは終了となり、患者は退院し、手指等の遠位筋へのアプローチがなされないまま在宅で残存機能に依存した生活を送ることとなる。この時期を生活期と呼び、生活期とはすなわち、結果的に残存した機能低下である「障害」を持ちながら生活している期間のことである^[15]。

生活期において、訓練は患者の自主性に任されている。麻痺手不使用を防ぐための手指拘縮予防訓練は、日々の継続した訓練が非常に重要であるとされている。しかし、厚生労働省の報告^[16]では、生活期患者が訓練を受けることができる通所リハビリテーション施設では、理学療法士は1施設1.7人であり作業療法士は0.5人と少ないため、リハビリテーションの専門職からの十分な運動療法を受けることは一般に困難となることが多い。加えてリハビリテーションの提供時間は利用者1人あたり1日それぞれ約22分という報告^[17]もあり時間的にも人員的にも圧倒的に少ないのが現状であるとされており、十分であるとは言えない。

そのため生活期脳卒中患者には家庭での自主的な訓練（セルフリハビリテーション）が推奨されている。しかし、在宅での訓練には限界があり、患者個人の意欲のなさや倦怠感が、脳卒中後遺症回復のための訓練プログラムに従わない結果となる最も一般

的な要因であるとの報告がある^[18]．すなわち在宅での訓練では，患者個人のモチベーション^{[19][20]}が訓練量に直結することから，手指拘縮予防のための十分に継続的な訓練への取り組みが困難であるということである．

従来，モータ駆動の外骨格型グローブ装置や空圧駆動の訓練装置の開発により患者ひとりでの手指拘縮予防訓練を実現できる研究^{[21][22][23][24][25][26]}（図 1.2）がなされており，手指の関節可動域運動を他動的に実施する手法で療法士不足の問題について解決している．しかしながら，生活期における在宅訓練の限界について考慮した研究はあまり見られない．

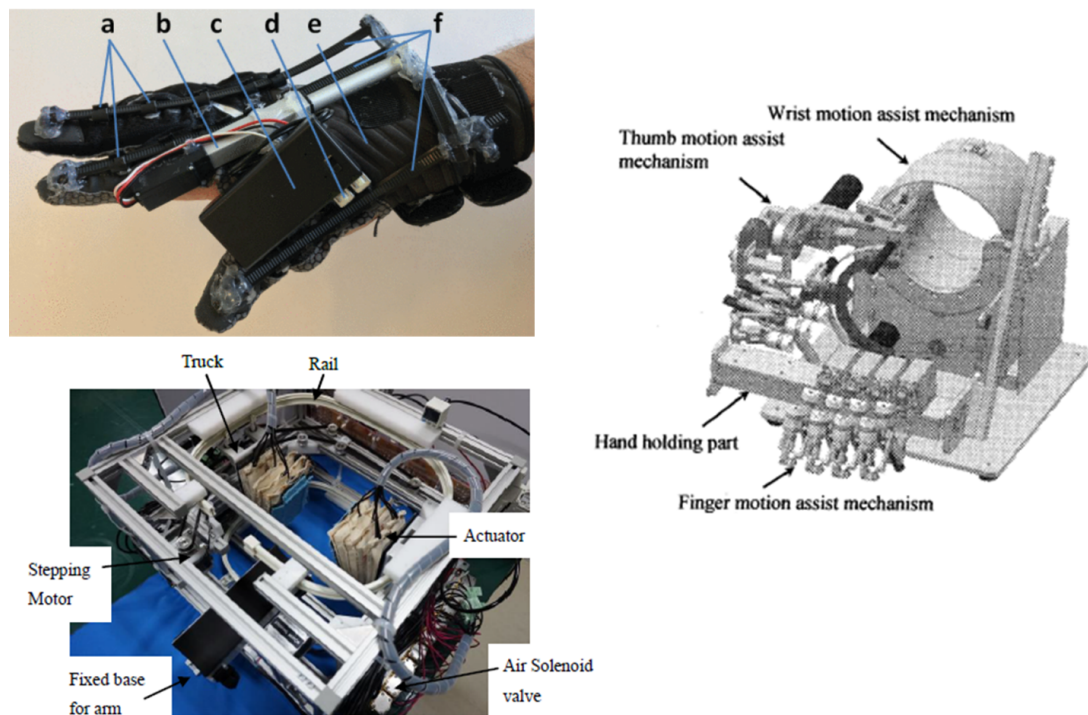


図 1.2 患者ひとりでの手指拘縮予防訓練を実現する装置の例^{[21][22][25]}

そこでこの問題の解決策として，近年脳卒中後遺症に対する様々な好影響が報告されている「音楽を利用した訓練」に着目した．

笠井ら^[27]は，脳卒中片麻痺患者のギター演奏を補助する肩装具を提供することで，回復停止したはずの麻痺手に改善が見られたという報告をした．楽器が訓練に取り組む動機となり麻痺手の使用頻度を向上させた結果，十分な訓練量が得られ効果が上がったと考察している．そして，運動学習に効果的とされる動作の速度，課題のバリエーションをつけられ，高いモチベーションで学習性不使用にも対応できる楽器演奏を用いた訓練に上肢機能訓練法の可能性を期待するとしている．このように，気力および体力が衰えている患者が，自主的にリハビリテーション的なエクササイズを継続することは困難であるため，日々の単調なエクササイズを続けるためのモチベーションを維持する工夫として，音楽を利用した訓練を導入する意義は大きいとされている^[28]．

また、シュナイダーら^[29]は、ピアノの音を出す電子ドラムを用いて演奏するという訓練を20人の上肢麻痺の患者に行った結果、通常の訓練のみを行ったグループと比べ、運動のスピードや正確性、スムーズさが良くなったことを報告した。シュナイダーはこの訓練法を music-supported training (MST) と名付け、効果が表れた機序として、楽器演奏により運動の結果が音として患者にフィードバックされたため、より適切に運動を修正できたのではないかと考察している。ニルソンら^[30]は、生活期脳卒中患者123人にリズムと音楽を組み合わせた訓練を1週間に2回のペースで実施したところ、通常の訓練を実施した対照群よりもリズム療法群の方がバランス能力や移動能力が優れていたことに加え、身体機能や日常生活動作、移動能力、コミュニケーションといったさまざまな面で「回復した」と感じている患者の割合も、対照群の22%に対して、リズム音楽療法群では43%と高かったことを報告した。これは、脳の一度機能を失ってもリハビリテーションによって回復する力（可塑性）に対し、音楽を取り入れた訓練が良い効果をもたらしたからであるとしている。このように、音楽を用いた訓練は患者のモチベーションにつながるだけでなく、脳の可塑性を促し麻痺そのものを回復させることを報告する質の高い研究結果は近年増えており、臨床の場でのさらなる活用が期待されているとされている^{[31][32][33]}。

1.2 研究目的

これまで筆者は、手が不自由な人に向けたギター演奏支援装置の開発に取り組んできた^{[34][35]}。手先を上手く動かせない方であっても趣味や余暇活動の幅を広げ、情緒豊かな生活を送ることができるよう支援することを目標とし、たとえ手が不自由であっても健常者と同等のギター演奏を実現することを補助する装置であった。

そこで本研究では、生活期脳卒中患者の訓練に対するモチベーションを保つこと、また音楽を用いた脳の可塑性への好影響を期待して、これまで開発してきた装置を発展させ、「ギターの演奏練習をする中で手指拘縮予防のための訓練が実施できる新装置」の提案、製作を目的とした。研究課題は、以下に示す「演奏」と「訓練」の二つの機能を持ち合わせ、さらに生活期患者の家庭での日常的な訓練を考慮した装置機構の考案と製作、機能の評価である。

- 一般のギター演奏と遜色のない演奏が実現できるような演奏補助機能
- 麻痺手廃用の要因である手指拘縮の予防ができるような訓練機能

よって本研究では、ギターの演奏補助機能に加えて、拘縮予防の訓練の条件を調査し、その条件を装置の動きで達成させることで、この装置を用いてギター練習をする手指の拘縮予防の訓練になるという装置の提案を行った。

第2章 提案手法

2.1 予備実験

生活期脳卒中患者を対象とする装置の考案にあたって参考となるデータを得るため、卒業論文時に取り組んだ「手が不自由な方に向けたギター演奏支援装置」^{[34][35]}を用いて、生活期脳卒中患者の協力を得た予備実験を実施した。この装置は手が不自由な方のQOL（生活の質）向上を目的とし、ギターの演奏を支援するものである。演奏の支援手法の特徴としては、健常者のギターの演奏と同様の演奏の支援を目指した点であり、手先の小さな動きによるコード（和音）の切り替えや、ギターを抱えた一般的な演奏姿勢を提供するというコンセプトであった。また手の力がなくとも足の力を用いて押弦力を発揮するワイヤ機構を実装していた。そこで、本研究の開始にあたってこの装置を実際の生活期脳卒中患者に試用していただく機会を設け、改めて実験を実施した。

本実験では、手が不自由な方を対象として開発したギター演奏支援装置を生活期脳卒中患者が使用する様子から、a. 生活期の患者であっても装置を用いたギター演奏が可能であるか b. 生活期の患者を対象とした装置設計の際に注意すべき点を確認することが目的である。a. ギター演奏が可能であるか、については実験装置の三種類の機構である「足を用いた押弦力の入力機構」「上肢を用いたコードの変更機構」「指先を用いたコード種類の切替機構」を被験者が操作できるかを確認する。b. 生活期の患者を対象とした際に注意すべき点、については使用の様子や療法士の助言を得ることで確認する。

被験者は生活期の脳卒中患者の40代男性であり、脳内出血による重度の右片麻痺に加え、もやもや病、失語症、高次機能障害を持ち、障害者手帳一級の四肢全廃と診断されている。装置の使用時に用いる左上肢は、麻痺側と比較すると自由に動かせるが、高次機能障害、もやもや病による不随意運動、上肢の筋力の衰え等により、支援無しでのギター演奏は不可能であった。

被験者試用試験の様子を図2.1、2.2に示す。被験者はギターのネックが体の左側に位置するようにギターを構え、左上肢で装置の操作を行った。このときギターを支え姿勢を保持するため、ギターヘッドの下に支持台を置き補助した。また左上肢の負担を減らすため、肘の下に支持台を置き補助した。フットペダルは左下肢を用いて利用した。実験での具体的な確認項目は、(1) 足の力で押弦力を入力しギターの押弦ができるか (2) 上肢を用いて装置をスライドさせることができるか (3) 指先の動きでコードを切り替えることができるかである。

結果として、(1)、(2)の動作は可能であり、機構が利用可能であることが分かった。

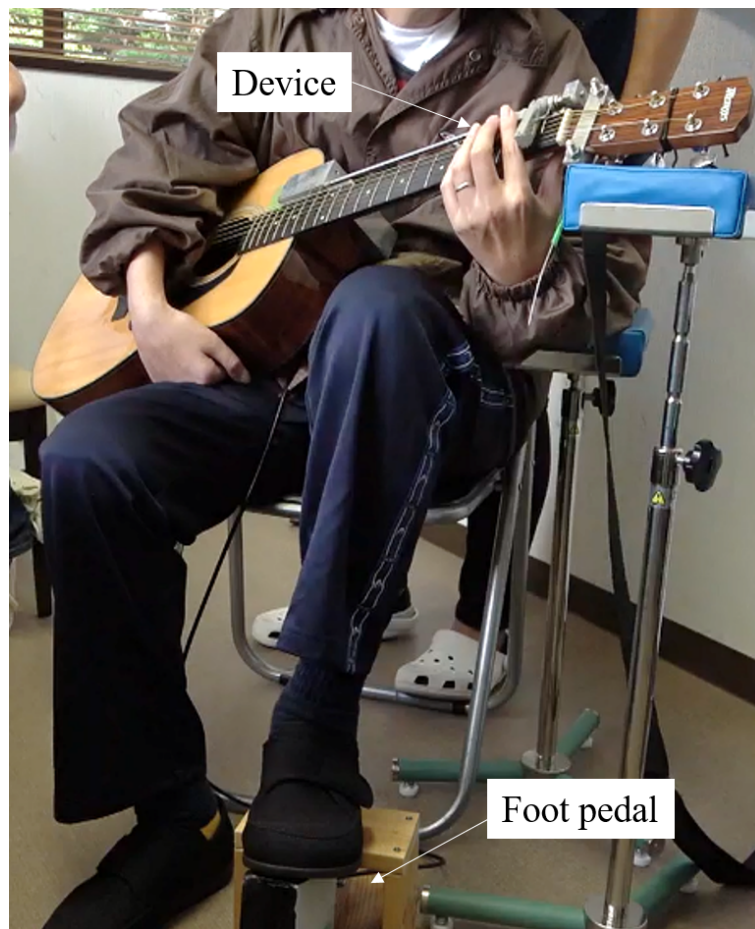


図 2.1 生活期脳卒中患者に対する予備実験 演奏姿勢

しかし(3)については、指先の細かい動作が困難であり、機構を利用できないことが分かった。

結果から、a. 生活期の患者であっても装置を用いたギター演奏が可能であるかについては、被験者は装置のフットペダルに足の力を入力することで、押弦と放弦を制御することができていたことから、生活期脳卒中の患者であっても足を動かすことができるならば、困難なく足を用いて押弦を実現できることが確認できた。また、上肢の動作を用いて装置をスライド移動させることができることが確認できた。しかし療法士の指摘によると、上肢の可動域に制限が生じる症例もあることが分かった。また、細かな手先の動きは困難であることが確認できた。

またb. 生活期の患者を対象とした際に注意すべき点について、今回の試用において確認できた最大の課題は、ギターの保持方法である。障害の程度は人それぞれであり、左右どちらの上肢に麻痺を持つかという麻痺の側や、併発している他の障害等も人によって異なる。実験装置は健常者と同様の演奏姿勢を目標にギターを抱えた状態で使用できるよう製作したが、脳卒中後の患者では、この演奏姿勢が大きな負担になるという指摘を療法士から頂いた。また、スライド移動に関しては、被験者の腕全体を用い



図 2.2 生活期脳卒中患者に対する予備実験 手先の様子

て手先を移動させる動作が必要であるが、拘縮が進行している患者は可動域が制限されているため、上肢を用いた大きな手先の移動が困難であるという指摘もいただいた。

結果をまとめると、手先の細かな動きを必要としない、上肢の限られた可動域のみでの演奏補助ができるならば、生活期脳卒中患者による足の力を用いたギター演奏が可能になることが判明した。

被験者は今回の実験の間、ギターを構えることで笑みがこぼれていた。装置試用試験中はコードの選択と押弦を自ら行い、音色が変わることを楽しんで使用されていた。また、被験者が好んで聴いているという楽曲で用いられるコードを演奏した際には、伴奏に合わせて声を出し歌うことも楽しんでいた。失語症であるにもかかわらず演奏を楽しむ中で自然と声を出して歌うということを引き出したギター演奏とそれを支援する装置は障害者の自己表現の手段に役に立てるだけでなく、訓練のモチベーションにつながることを期待できると感じた。

本予備実験で得られた知見を活かし、新装置の提案を行った。

2.2 提案手法の具体化

この節では、本研究で開発する装置で実現を目指す二つの機能 (1) ギターの演奏補助, (2) 手指拘縮予防のための訓練についての提案を説明する。

2.2.1 ギターの演奏補助

はじめにギターの構造や音が鳴る原理を簡潔にまとめる。図 2.3 に示すように、ギターには六本の弦がネックに沿って張られており、ネックにはフレットと呼ばれる仕切りがある。フレットはヘッドからブリッジに向かって「1フレット、2フレット」と呼び、弦は細いものから順に「1弦、2弦」と呼ぶ(図 2.4)^[36]。弦をはじく(以下、撥弦という)と弦が振動することで音が鳴り、ボディと呼ばれる箱で弦の響きを増幅させ、より大きな演奏音とする仕組みである。弦をフレットに押し当てる(以下、押弦という)と、弦振動の両端が押弦したフレットとブリッジの間で固定される。押弦位置を変更することで、音階を変更することができ、各弦の押弦位置による音高の組み合わせによってさまざまな和音(コード)を鳴らすことができる。

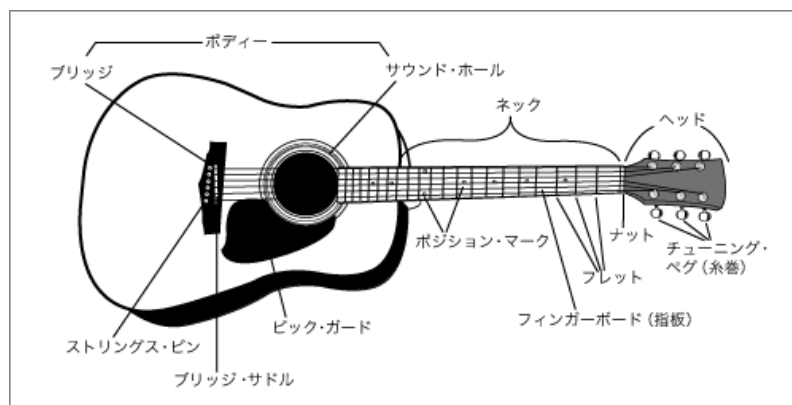


図 2.3 ギターの各部名称^[36]

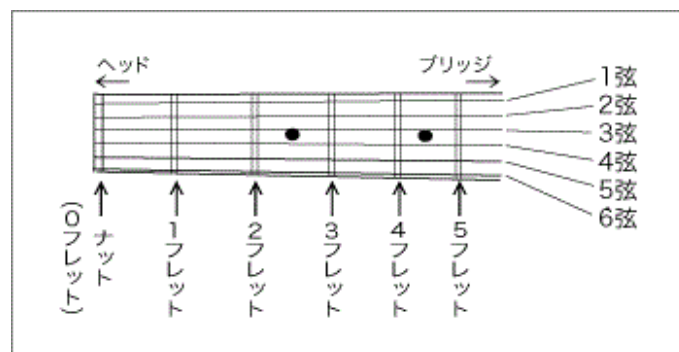


図 2.4 ギターネック^[36]

通常、ギターの演奏には両上肢を用いる必要がある。演奏者は片方の手指を用いて押弦し、もう一方の手指で撥弦する。ここで、今回の対象である生活期脳卒中患者は半身麻痺を有していることが特徴であるため、ギター演奏を行う際には、押弦と撥弦のどちらかの支援が必要となる。手先の複雑で細かい正確な動作を要する押弦と、正確で力強い動作を要する撥弦は、どちらも麻痺した手指では困難である。

本研究で支援するギター演奏動作は「押弦動作」とする。これは、一般的にギター演奏において、撥弦動作と比較して押弦動作のほうが手先の運動量が多いことから、演奏を通した訓練を考慮した際により訓練量が確保できると考えるからである。さらに、ギター演奏における撥弦方法は様々存在し、その探求がギターの演奏練習の楽しみにつながるため、健常な手は撥弦に使用するほうが良いと考えるからである。

押弦動作の支援にあたって、押弦を行う際に必要となる二つの演奏動作である「弦の押圧」と「コードチェンジ」について補助する提案を整理する。弦の押圧とは、弦をあるフレットで押さえる動作であり、その安定性は演奏音の音色の良さに直結することから、ギター演奏では最重要な要素の一つである。健常者による弦の押圧では、弦を押さえるだけの手指の力の発揮が必要であるが、生活期脳卒中患者には手先の力の発揮は困難である。またコードチェンジとは弦を押圧する位置を変えることで弦振動の長さを変え音高を変化させることであり、演奏においては弦の押圧と同様に最重要な要素である。手先の細かな動作が必要であるがこの動作も生活期脳卒中患者には困難である。通常のギター演奏ではこの二つの動作を組み合わせ、図2.5に示すような押弦を次々と切り替えていくことで演奏を行う。

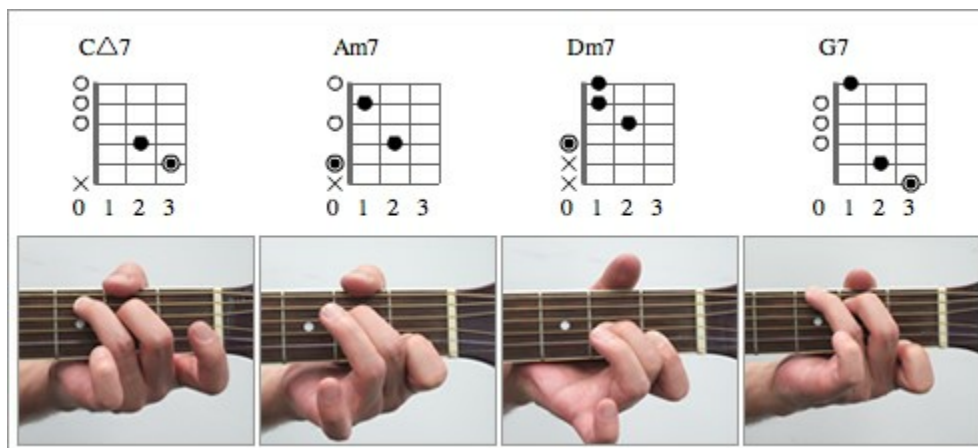


図 2.5 一般的なギター演奏のコード押弦の例

ここで提案する演奏補助方法について述べていく．一つ目の補助すべき要素である「弦の押圧」には，図 2.6 に示すボーデンワイヤ機構を用い，足で踏み込む力を押弦力として利用することを考案した．ボーデンワイヤ機構（以降ワイヤ機構と記載する）とは，自転車のブレーキ等に用いられており，ワイヤーの一方の力をもう一方へ伝達することができるものである．ワイヤはインナーワイヤとアウターワイヤからなり，アウターワイヤがインナーワイヤのガイドとして機能することで，力を伝達する．ワイヤの利点は，ワイヤの形状が自由に変形できることであり，ギター演奏を支援する際に用いやすいことが考えられる．また，従来のギター演奏支援装置^[37]では電動のアクチュエータを用いることで押圧に必要な力の発揮をしていたが，装置の重量化，大型化が避けられなかった．ワイヤ機構を用いることで無動力でパッシブな機構となり，軽量，小型化ができるだけでなく，利用者自身の残存力を演奏に利用できることから，副次的な訓練効果やモチベーション向上に良い影響を与えることが期待できる．さらに，ワイヤーで物理的に力を伝える仕組みであるため，応答性が良く，演奏において重要である押弦のタイミングのコントロール等がアクチュエータと比べて良いことが考えられる．このような考えから，弦の押圧に必要な力の発揮としてはワイヤ機構を用いることとする．

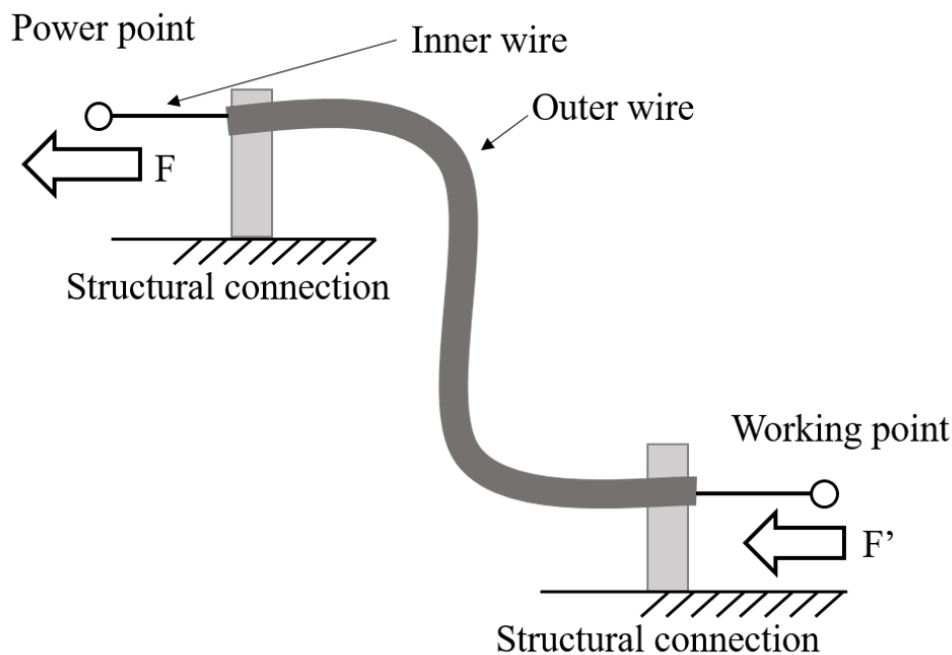


図 2.6 ボーデンワイヤ機構

ギター演奏において補助すべき要素である二つ目の「コードチェンジ」には、ギターネックに沿ったレール機構を考案し、単純な装置のスライド移動のみでコードの切り替えができるような手法を考案した。ギターのチューニングを工夫し細かな押弦位置の組み合わせをなくして単純化することで、ギターネック方向のフレット位置の変更のみでコードチェンジが可能となるという仕組みである。あるフレットにおける6本のすべての弦を押弦することで和音が鳴らせるようなチューニングにすることでコードチェンジに必要な手先の細かな動作を用いなくとも、押さえるフレットを単純に移動させることでコードの種類を切り替えることができるようにした(図2.7)。この手法を用いることで、コードチェンジ時、装置利用者に必要な動作は装置のギターネック方向の単純なスライド移動のみとすることができる。

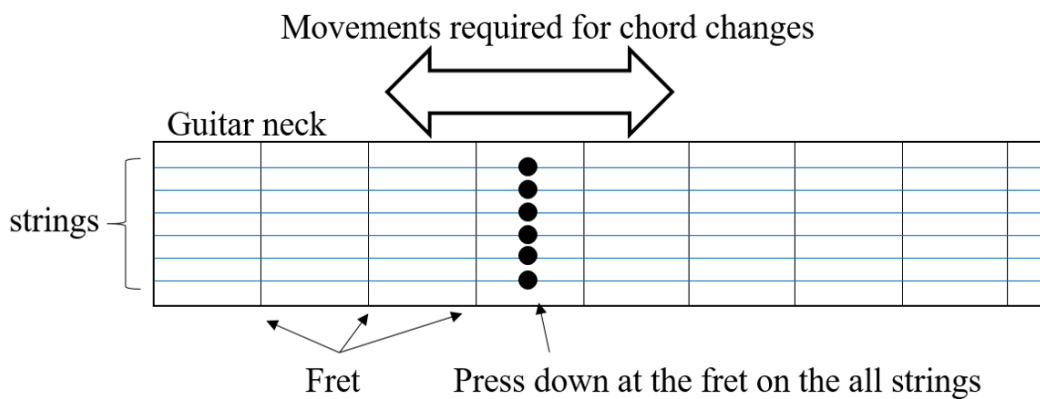


図 2.7 コードチェンジ案

以上をまとめると、ギター演奏を補助する装置として、押弦力の発揮にはワイヤ機構を用い、コードチェンジには手先の動作の単純化とレール機構を用いることを考案した。

2.2.2 手指拘縮予防のための訓練

手指拘縮の予防としては手指筋の持続的伸張と関節可動域運動が効果的であるとされ推奨されている^{[7][12][13]}。

まずは手指の各関節について説明する．図 2.8 に示すように手指の母指を除く 4 指には MP・PIP・DIP 関節がある．

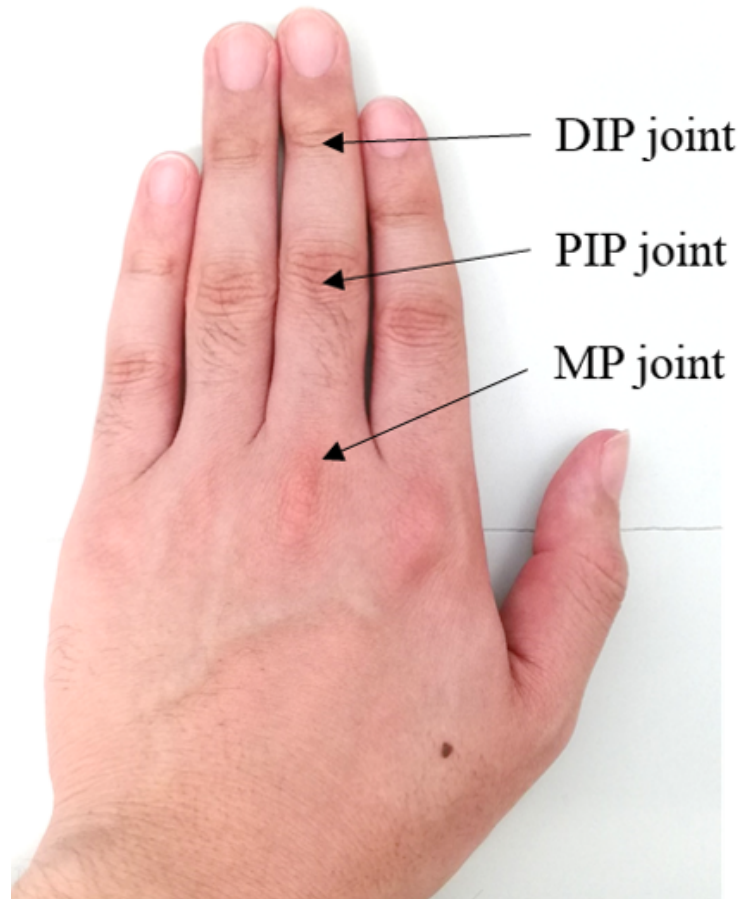


図 2.8 手指の関節と名称

ここで痙縮や拘縮を持つ方はこのそれぞれの関節が筋緊張の亢進により屈曲した状態から動かしにくいという症状が現れる．筋の持続的伸張とはこのそれぞれの関節を伸展方向（指を伸ばす方向）に動かす，最大伸展位で保持することで，筋緊張が亢進した筋群を持続的に伸長させ筋緊張を抑制し，筋の短縮を防ぎ軽度拘縮の改善や拘縮の予防をするものである．関節可動域運動とは関節を全可動域で動かす運動であり，関節周辺組織の構造的変化防止することで拘縮を予防するものである．少なくとも 1 日 2 回全可動域におよぶ運動が必要であり，もし自力で行えない場合には他動運動として行うとされている^{[13][14]}。

筋の持続伸張や関節可動域運動は主に療法士により徒手的に行われるが（図 2.9），先述の通り人手・時間不足により十分な訓練量が確保できていないのが現状である．筋の持続伸張を補助する道具や，市販の製品（図 2.10）を用いることも考えられるが，患者には主にセルフリハビリテーションとして，自身による日々のストレッチ（図 2.11）が推奨されていることは先述のとおりである．



図 2.9 療法士による徒手的な手指拘縮予防のための訓練^[22]



図 2.10 手指拘縮予防のための市販の道具

本研究ではこの手指拘縮予防に推奨されている「手指筋の持続的伸張」と「関節可動域運動」をギター演奏を行う中で実施できる装置機構の提案を行う．ここで筆者はギター演奏における手先の演奏姿勢（図 2.12）に着目し，手指拘縮予防のための訓練と

図 2.11 推奨される手指のセルフリハビリテーション^[6]

して利用することを考案した．ギターネックの把持を行う中で手指の持続的伸張を行い，ギター演奏中の手指の押弦，放弦動作の繰り返しの中で関節可動域運動を行うというものである．具体的には，ギター演奏補助装置の利用において，装置に手を装着する際に手指の PIP，DIP 関節に関して持続的伸張が保持できるような形状とし，演奏を行う中で MP 関節に関して関節可動域運動が装置の動きに合わせて他動的に実施できるような仕組みとする．関節可動域運動に関して，MP 関節のみを対象とするのは，通常 PIP，DIP 関節は MP 関節の動きに従って伸展するという特徴があるため MP 関節の運動を優先的に行うためという理由と，装置機構の複雑化を避けるためという理由からである．

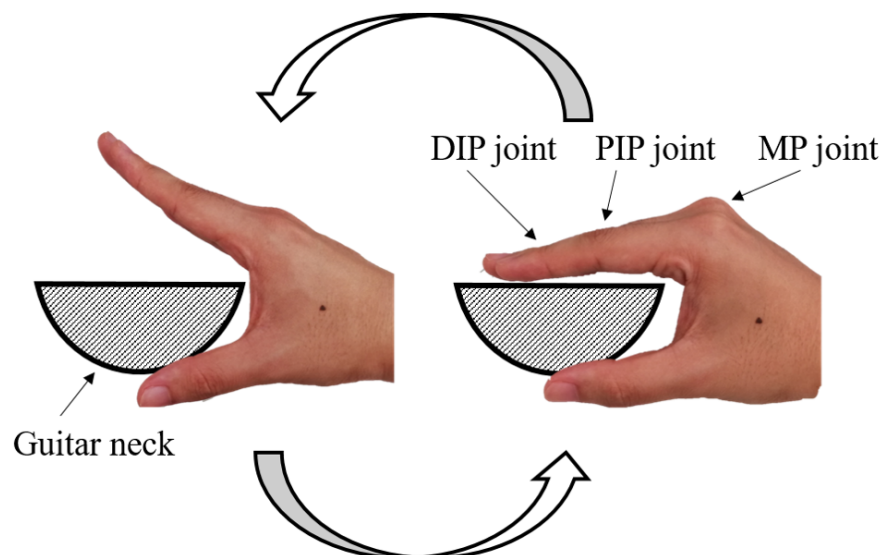


図 2.12 ギター演奏における手先の演奏姿勢

2.2.3 提案装置の概要

装置の構成を図 2.13 に示す．装置は大きく分けて三つのパートから構成される．本体部，ペダル部，レール部である．本体部は本提案装置のメインとなるギターの押弦と手指の関節可動域運動，手指筋の持続的伸張を行う部分である．駆動原理として，ボーデンワイヤ機構を採用し，足元にあるペダル部から入力された力をワイヤを介して本体部に伝達し，本体部にて押弦力に変換する機構を採用する．本体部はレール部をガイドとしてギターネック方向に直動スライド移動することで，ギター演奏時のコード選択が可能である．

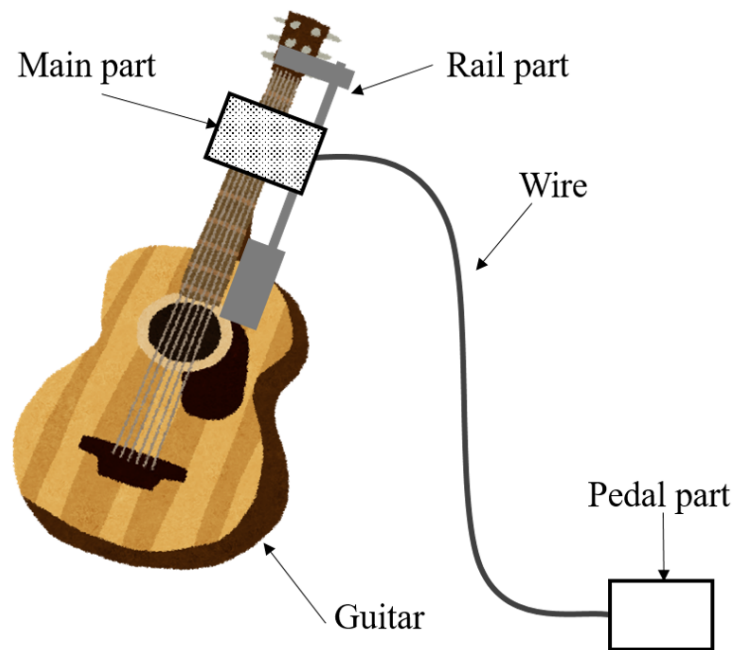


図 2.13 装置の構成

このような提案によって生活期脳卒中患者の家庭での日々継続した利用が期待される楽器を用いた訓練手法の一つとして，演奏をする中で自然と手指の訓練が実施できるギター演奏補助装置の提案を行う．ギター演奏補助に関しては，ワイヤ機構を用いて患者の残存力を利用するパッシブな機構を採用し，単純なスライド動作でコードチェンジが可能な仕組みとする．手指拘縮予防のための訓練に関しては，装置に手を装着しギター演奏を行う中で PIP，DIP 関節の持続伸張保持，MP 関節の関節可動域運動が実施できる仕組みとする．提案の装置への実装方法や設計の根拠等は次章にて詳細に記述する．

2.3 設計方針

設計方針としては、家庭での訓練を想定し、扱いやすい装置とすることを念頭に、軽量小型、省スペース、無動力な機構での実現を目指す。まず、生活期患者を対象とする場合、想定される装置の利用環境は患者の家庭であることから、小型の装置とし扱いやすくすることとする。そこで、大型のアクチュエータや駆動に専用の外部機器を要する空圧式の駆動原理ではなく、動力源を要さないパッシブな装置を目標とした。外部動力の補助なしで患者自身の力で演奏ができることで、やる気の向上にもつながることが期待できる。また、演奏姿勢については、生活期患者の負担とならないよう、机上等に置いて利用できる装置を目標とした。スライド移動の距離についても、患者の負担になる、あるいは使用が困難となる範囲とならないよう、少ない範囲のみを用いて演奏が可能になるよう考慮する。次章では製作した装置の詳細を述べていく。

第3章 手指拘縮予防のためのギター演奏補助装置

3.1 製作した装置

製作した本研究の提案装置である手指拘縮予防のためのギター演奏補助装置を図 3.1 に示す．本章では各部の機構に関する構造や設計根拠について詳細に記載していく．

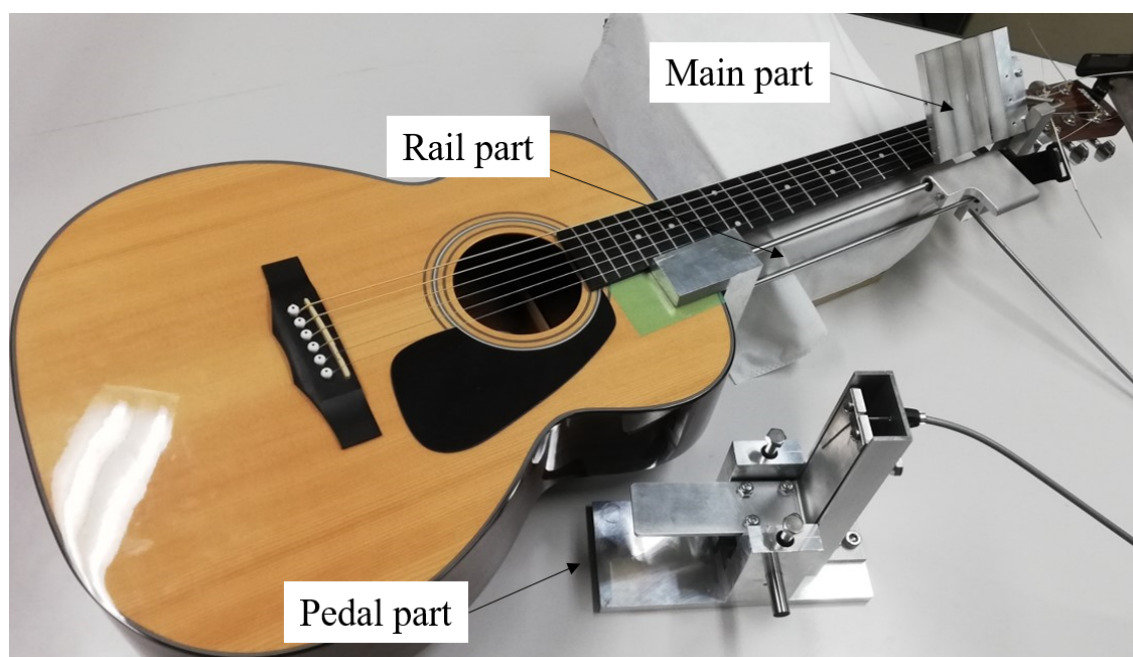


図 3.1 完成した装置

3.2 本体部

装置の本体部を図3.2に示す．本体部はギターの押弦と手指の訓練を行う部分である．2本の丸棒からなるレールを介してギターネック方向にスライド移動することでコードを切り替える．コードチェンジに必要なスライド移動の範囲は麻痺上肢の可動域制限を考慮してギターネック全体の約半分の範囲である1-7フレットまでとした．本体部には押弦や関節可動域運動を実施する動作部がある．本体部の動作を図3.3に示す．動作部は引張りばねによりある角度に保持されており，ワイヤからの張力により閉じる方向へ回転動作し押弦を行う．ワイヤの張力がなくなると引張りばねの復元力により元の角度位置まで戻る．動作部に手指を保持し，固定部に手の平（手掌）を固定した状態で，この一連の動きを行うことで，動作部と固定部のなす角度がMP関節に実施される訓練角度になる．



図 3.2 本体部の外観

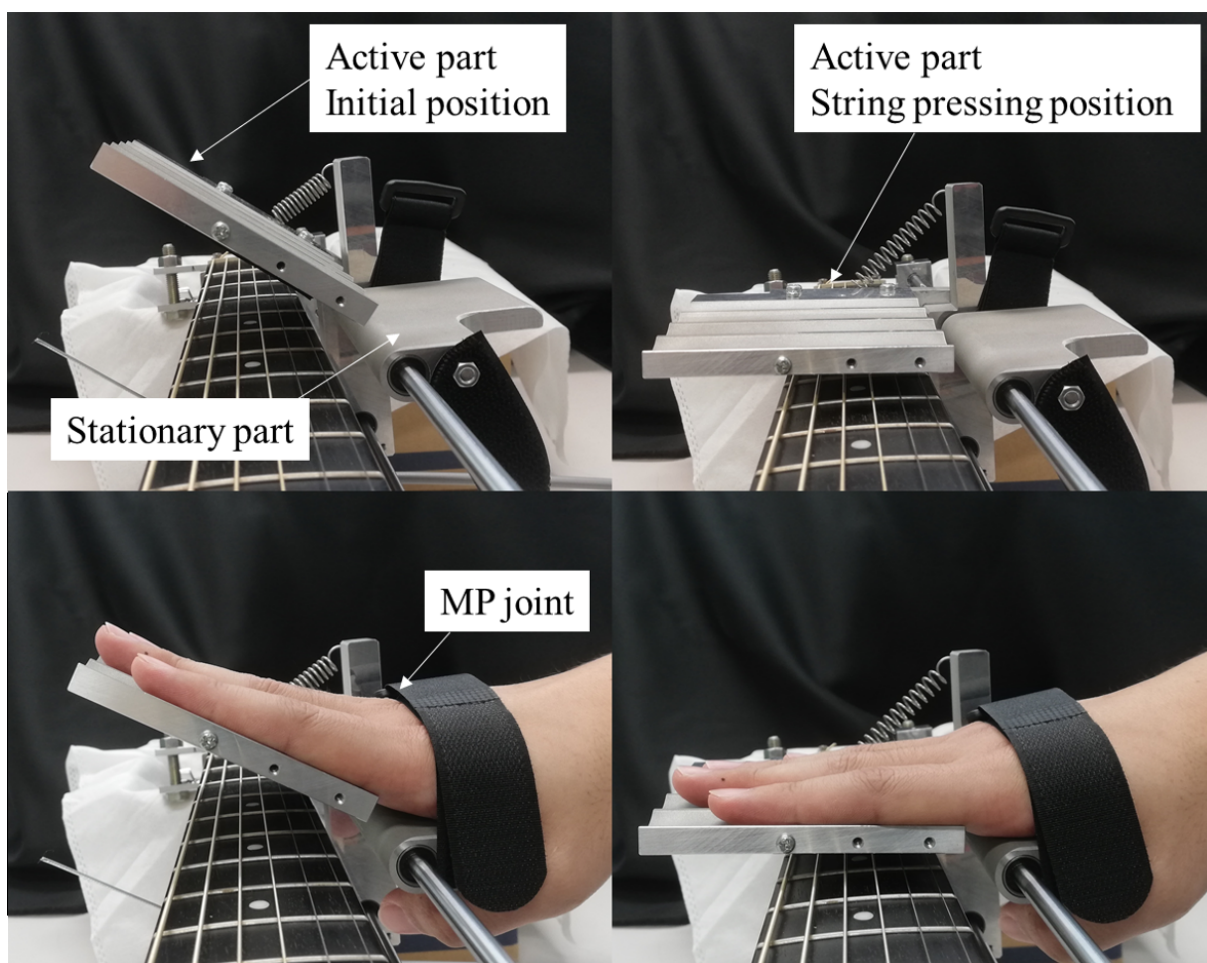


図 3.3 本体部の動作

本体部のメインの動作である，押弦，放弦方向の動作の仕組みについて図 3.4 に示す．放弦とは押弦の反対に，押圧している弦を放すことである．ワイヤ機構の実装では，レールである丸棒を動作部の回転軸とすることで，ワイヤ張力を押弦力に変換する機構を採用した．レールと回転軸を兼ねることで省スペース，軽量化が実現された．初期状態では引張りばねの復元力により回転角度は一定の位置に保持されるが，ワイヤに張力が加わることでばねが伸張し，動作部が回転運動，すなわち押弦方向の動作を行い，ワイヤの張力を弱めると，ばねの復元力により初期の回転角度まで復元することで放弦方向の動作を行うという仕組みである．動作部の押弦放弦の回転運動を制御するワイヤの張力は足元のペダル部から足の力を用いて入力する．

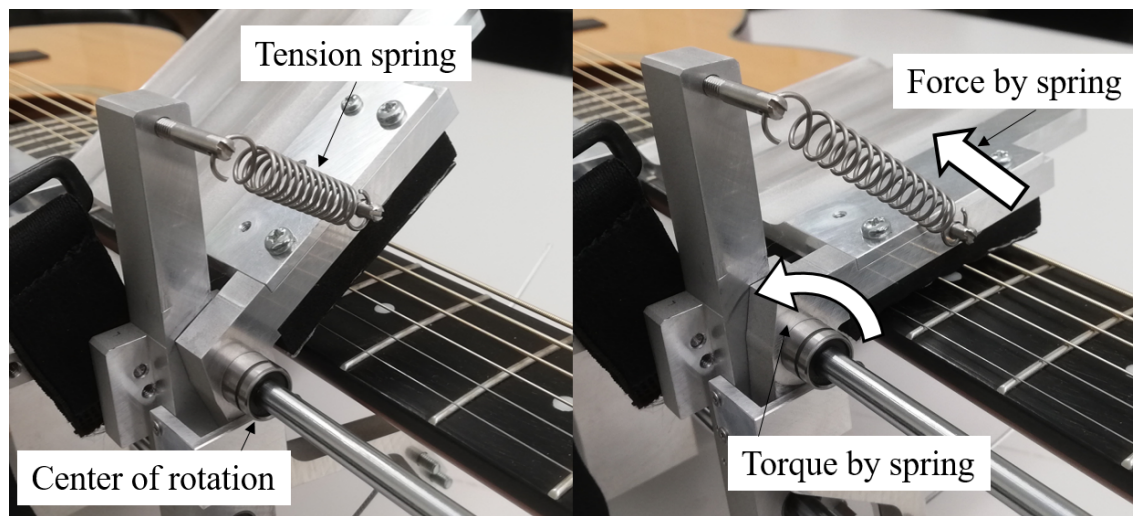


図 3.4 本体部の押弦，放弦方向の動作原理

3.2.1 押弦力に関する設計

まずは押弦に必要な力（押弦力）の設計目標について説明する．押弦力とは，ギターの弦を押さえるために必要な力である．演奏において押弦力が足りない場合，押弦が不安定になり音量が小さくなり音色が悪くなるため，十分な押弦力が発揮できる必要がある．そこで装置で達成すべき押弦力の値を知るため，ギターのフレットを1から6弦まですべて押弦するのに必要なトルクを測定した．測定目的は，フレットの押弦に必要なトルクを把握し，装置設計の参考値とするためである．測定方法は，予備実験で用いた装置をギターに組付け，装置上部部品のアーム長 72 mm となる部分に吊りばかりを固定し，この状態で押弦するよう吊りばかりをアームに対して垂直となる方向に引く．そして押弦が達成できている状態（1弦から6弦までの各弦の音が鳴る状態）での力を計測した．予備実験で用いた装置と本提案装置のギターネックに対する軸の位置は一致させるため，この測定結果が，装置に必要な押弦トルクの最小値ということになる．押さえるフレットは装置によって選択可能な1から7フレットにおいての端である1フレットと7フレットとした．各フレットに対して3回計測し平均をとった値を必要な押弦力とした．結果は1フレットで 1.46 Nm，7フレットで 1.52 Nm であった．したがって，今回の機構でギターのフレットを1から6弦まですべて押弦するのに必要なトルクは最大 1.52 Nm であると考えられる．よって，装置では 1.52 Nm 以上の押弦トルクの発揮が必要となるということが確認された．ここでペダルからの張力の入力を想定し，装置の回転運動に必要なワイヤからの張力が加わるワイヤ固定位置のアーム長を決定した．設計後の本体部を図 3.5 に示す．

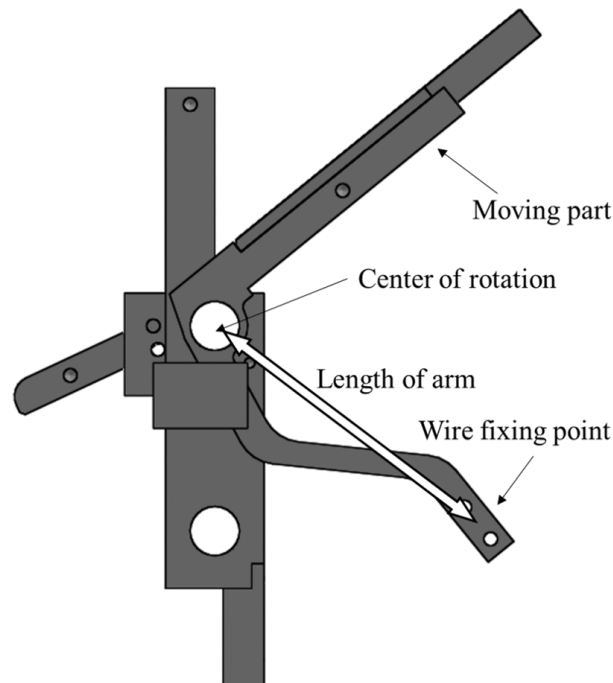


図 3.5 装置動作部の設計

足の踏み込み強さは人により異なることから，不明である．そこで人体の重量比^[38]を参考にすると下肢の体重に対する重量比は15%である．日本人の20歳以上の平均体重67 kg^[39]を乗じた10.05 kg (98.6 N) の踏み込み力が得られると考えたと，1.52 Nm以上発揮するためのアーム長は最低0.015 m(15 mm) 必要であることが分かる．これ以上のアーム長を確保すれば，ギターの押弦に必要な押弦力の発揮ができると考えた．よって，ワイヤ固定部のアーム長は装置小型化を考慮し15 mm以上で設定すればよいとし，80 mmとした．

3.2.2 放弦方向動作に関する設計

放弦方向動作に関する力

放弦方向の動作とは装置動作部が開く方向の（上方向に回転する）動作のことであり，この動作によって MP 関節の関節可動域運動に関する伸展方向の運動を行う．拘縮では手指を握り込む方向へは動作が容易であるが，伸ばす方向には伸展するための力（伸展力）が必要であることが知られている．本装置ではこの伸展力の発揮に引張りばねの復元力を用いている．ここで，関節可動域運動を達成するために必要となる，外部から関節に加えるトルクには明確な基準は定められておらず，臨床では患者の指に加える力はセラピストの感覚によるものであるとされている^[14]．従来研究では，訓練において手指に加える力についていくつかの値が定められているが^{[21][23][24]}，今回は川崎らの研究^[21]における値を参考に，MP 関節伸展に必要なトルクを 0.29 Nm 程度と定めた．そして最低 0.29 Nm 程度の伸展力の発揮が可能なばねの選定を行った．ばねの選定には以下の図 3.6 に示すようなモデルを立て，ばねポスト間の距離を余弦定理を用いて求め，ばねの伸びを算出しトルクを計算した．ここで，考えられる MP 関節の伸展角度の最大値として，参考文献^[40]に示される基準値を参考に 45 度とした．したがって，モデルにおいての装置角度が 45 度の時，トルクが 0.29 Nm 程度となるようなばねを選定する必要がある．装置角度 45 度において 0.29 Nm を発揮するばねは，装置に組付けた時に復元力 6.3 N 以上発揮するばねである．ばねの選定においては装置組付けの際にはばねの径と自然長の制限もあるため，慎重に行った．

選定したばねの装置角度に対する伸展トルクをモデル式から得られたばねの伸びを用いて計算した結果を図 3.7 に示す．装置角度 45 度でのトルクが 0.23 Nm，装置角度 46 度でのトルクが 0.26 Nm，装置角度 47 度でのトルクが 0.29 Nm であることが確認でき，所望する特性のばねが選定できていることが分かる．

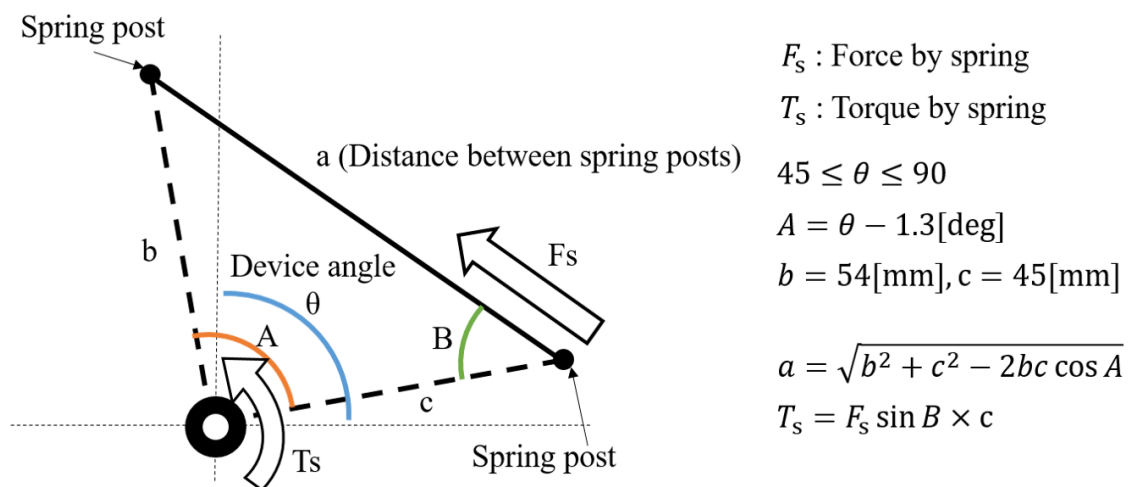


図 3.6 伸展トルク計算用モデル

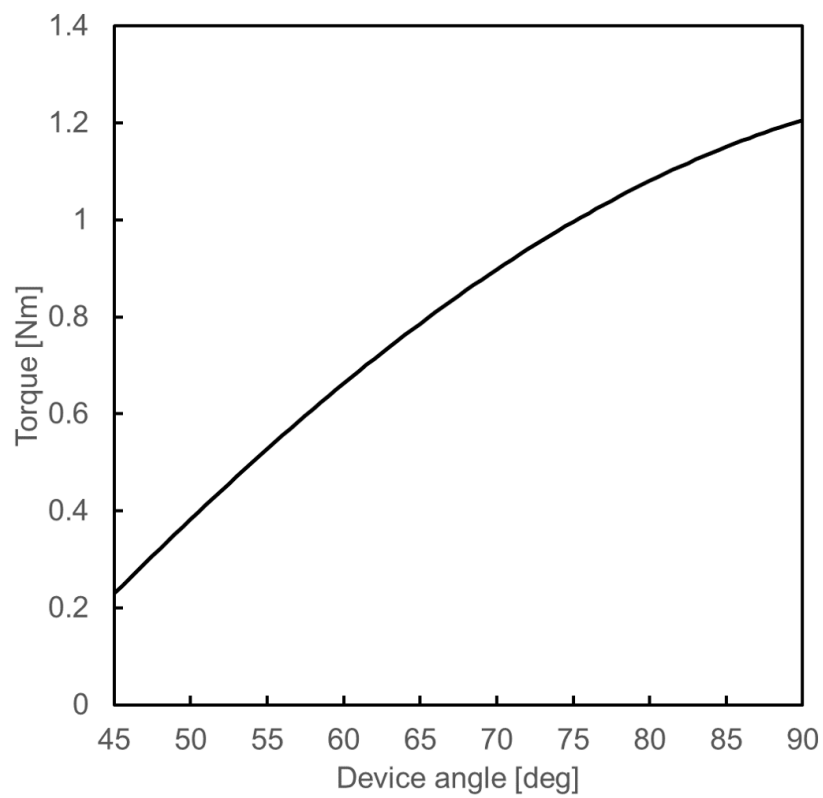


図 3.7 選定したばねによる装置角度に対するトルクの計算値

放弦方向動作に関する角度

装置の放弦方向の動作角度は MP 関節の関節可動域運動に直結するため重要な要素である。関節可動域運動の定義は、各患者の関節の最大可動域まで動作させることである。しかし、関節可動域は拘縮の因子によって人それぞれに異なることが知られている。そこで本装置の全動作角度、つまり提供する MP 関節の訓練角度は人それぞれに異なる MP 関節可動域に合わせて設定変更ができる必要がある。そこで装置角度は回転運動によって決まることを利用し、任意の回転角度で最大角度を保持できるようにすることを考えた。具体的には、装置動作部とワイヤの固定位置を変更することで無段階で装置角度の変更を行うことができるように設計を行った（図 3.8）。また、装置の動作部の最大可動範囲は押弦方向は 0 度、放弦方向は 45 度とした。45 度とは参考資料^[40]で示される MP 関節最大伸展角度の基準となる角度である。これにより、MP 関節の最大伸展域が 0 - 45 度の人を利用できるということになる。しかし、拘縮が進行している人では MP 関節の伸展が制限され、この設定では装置が利用できない人もいると考えられる。また、MP 関節の伸展可動範囲が小さな人が利用する際に装置の最大伸展方向角度が装置利用者の関節角度に制限されるため、ギター演奏に必要な開き角度まで装置が伸展できないことも考えられる。そこで、手掌受け部の角度を 0 度、22.5 度、45 度と三段階に変更できる機構（図 3.9）を取り入れることで、屈曲 45 度～伸展 45 度までの人が利用できる設計とし、ギターの演奏に支障を出さずに角度の設定が可能となるように工夫を行った。

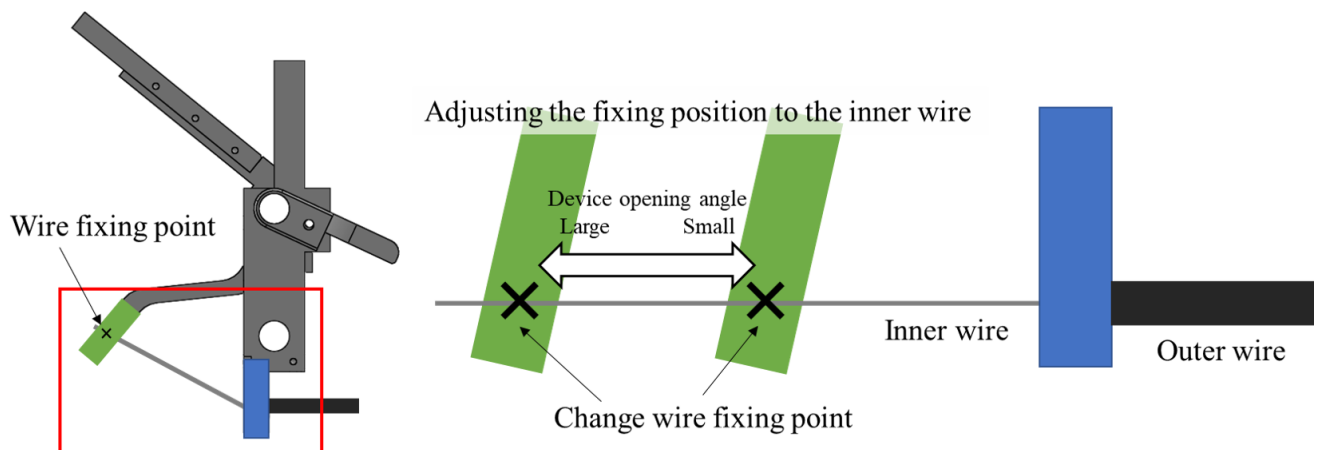


図 3.8 無段階での角度調整の仕組み



図 3.9 手掌受け部角度の3段階の変化

手の装着

装置動作部に合わせて動作する手指受け部と手のひらを装置に固定する手掌受け部は、手にフィットするような形状（図 3.10）とした。設計には日本人の手の寸法の平均値^[41]を参考に、装置利用時に手がずれたり痛みが生じないような考慮を行った。このことで装置利用時の手指 PIP、DIP 関節の持続的伸張を確実に実施できるような形状を目指した。手指受け部は DIP・PIP 関節を伸展保持する部分であるため、指になじむよう、深さのある形状を設計し、手指受け部に手指を押し当てることで、PIP、DIP 関節をそれぞれ角度 0 度で保持できる。0 度とは、参考資料^[40]で示される最大伸展角度の基準となる角度である。これは臨床において処方される手指持続伸展用の装具や市販の手指伸展訓練用の道具、推奨されるセルフストレッチと同様の伸長動作である。手掌受け部は親指と人差し指の間に挟み込む形で安定して把持できるような形状とし、MP 関節位置を装置動作の回転軸付近に保持できるような工夫を行った。また装着は家庭での個人利用を可能とするため、面ファスナーを用いて簡単に装着できる設計とした（図 3.11）。

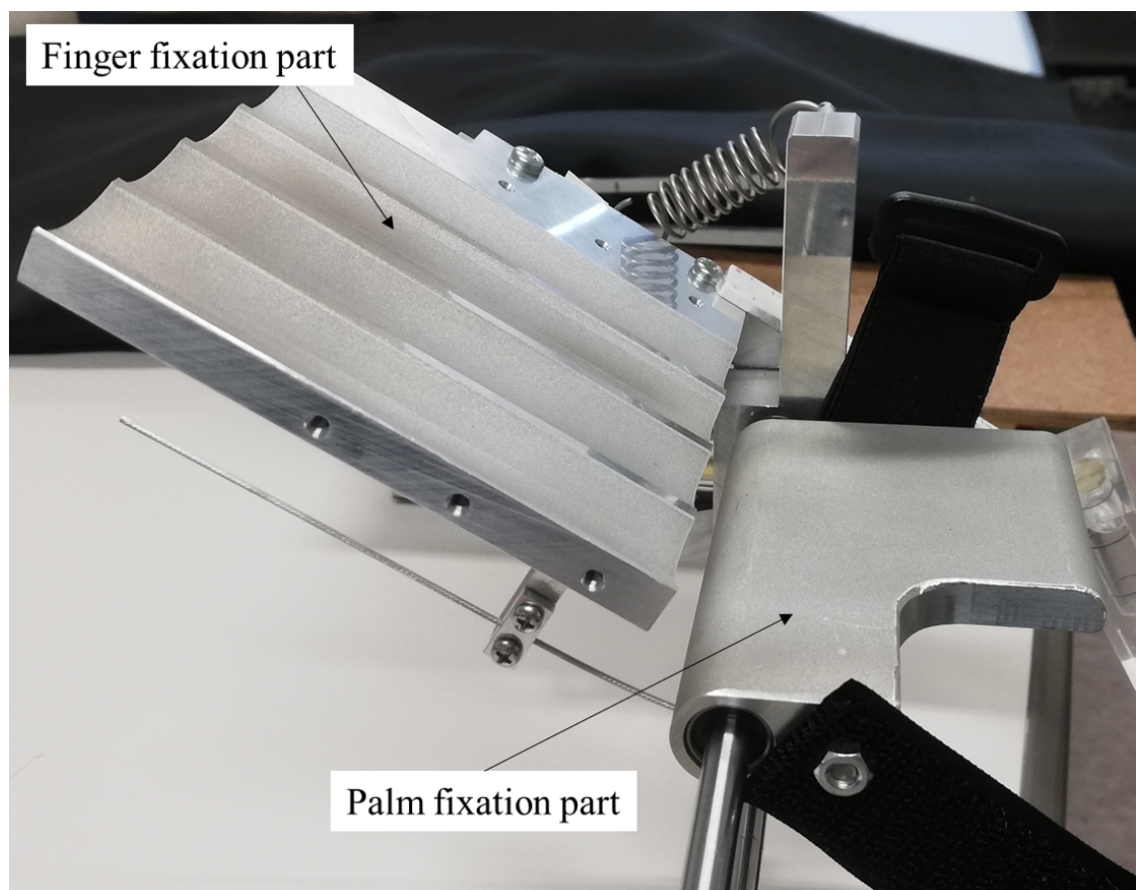


図 3.10 手掌受け部と手指受け部形状

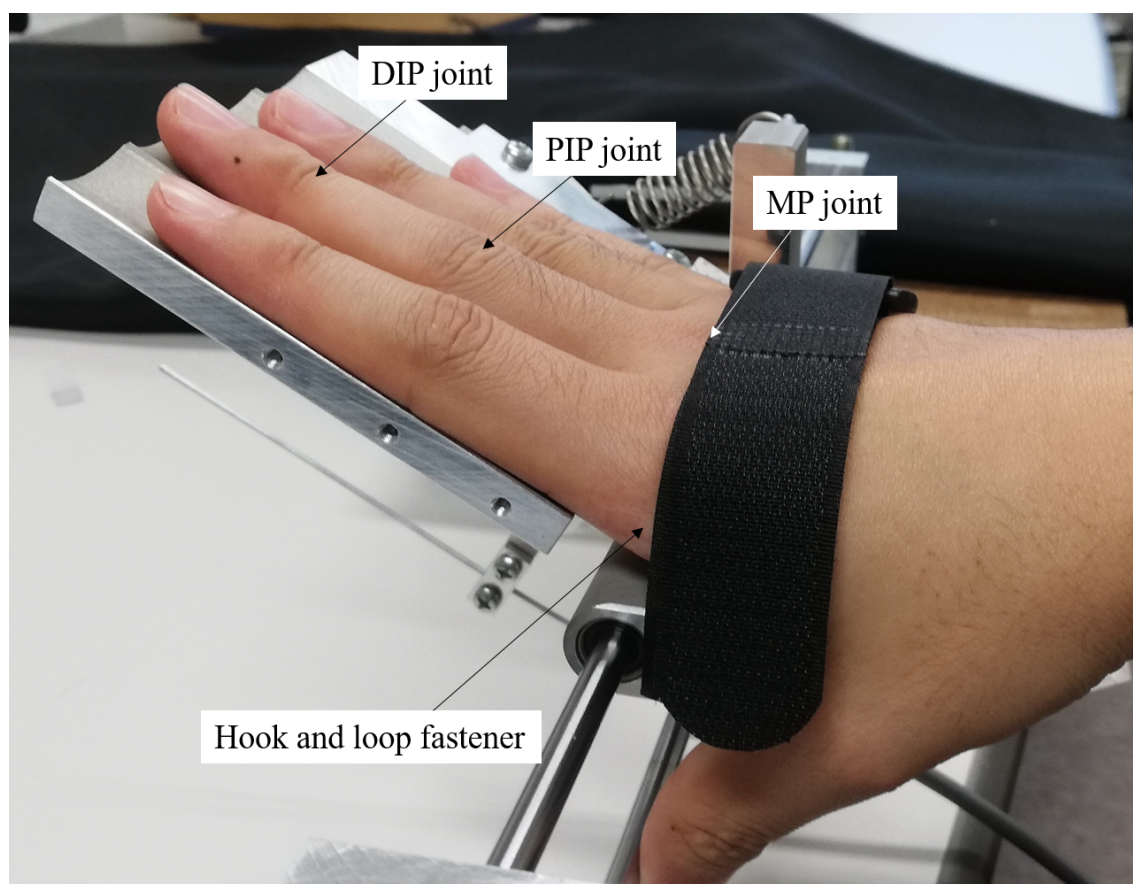


図 3.11 手の装着

3.3 ペダル部

装置のペダル部を図 3.12 に示す．ペダル部は本体部の押弦，放弦動作を制御するためのワイヤの張力を入力する部分である．脳卒中患者であっても自分の足の残存力を生かしギター押弦に必要な力を発揮することを可能とする．



図 3.12 ペダル部の外観

設計時に考慮した点は，ペダルの踏み込み角度に対するワイヤのストローク量と，ペダルの踏み込みやすさである．本装置はワイヤを引くことで装置動作部を回転運動させ押弦を行う機構であるため，ペダルの踏み込みに対するワイヤストローク量は重要である．本体部の最大動作時（伸展 45 度～0 度まで）に必要なワイヤーのストローク量は約 70 mm であった．そこで，20 mm 程度の余裕をとり，ペダルを最大に踏み込んだ際に 90 mm ほどのストロークが確保できるよう設計を行った．また，踏み込み角度が大きい場合は，利用者の足への負担になる可能性があることを考慮し，最大の踏

踏み込み角度を 30 度程度と設定した．加えて，床からペダル上面までの高さが高すぎる場合も，負担になることから，日本人の平均足長 242.5 mm^[42]を参考に，その三分の一である 80 mm を床からのペダル上面までの高さとした．これによりペダルに足をかけた際（図 3.13）の，かかとと床のなす角は 20 度程度に抑えることができ，踏み込みに負担の少ないペダルを設計することができた．

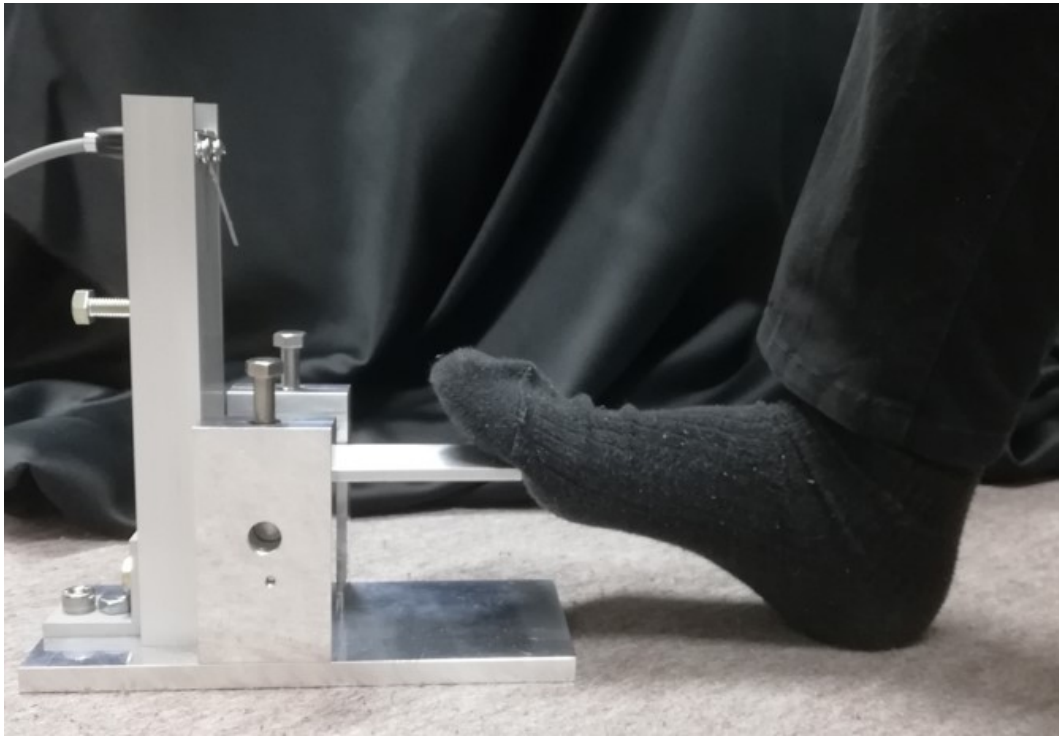


図 3.13 床とペダル面の高さ

3.3.1 ワイヤストローク性能

ペダル部製作後，ペダル部のワイヤストローク性能について検討を行った．

装置角度に対する必要なストローク量を図 3.14 に示す．また，ペダル踏み込み角度に対するワイヤストローク量を図 3.14 に示す．図より装置を押弦角度である 90 度まで動作するために必要なストロークは 62 mm 程度であるのに対して，ペダルによるワイヤストローク量は最大で 90 mm 可能であることから，ペダルにより確実に押弦動作が可能な機構であることが分かる．さらに，ペダル踏み込み角度に対するワイヤストローク量を実測したところ計算値と一致したことから，設計通りの特性を持ったペダルであることが確認できた．

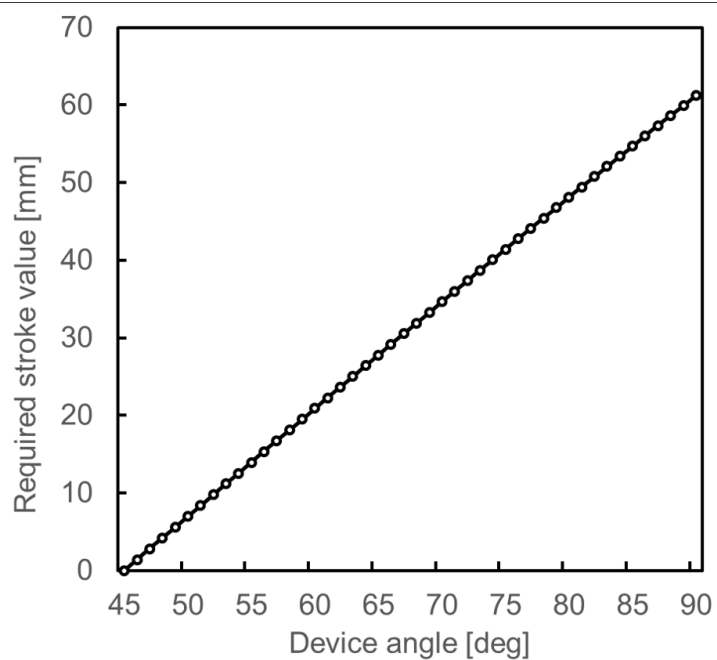


図 3.14 装置角度に対するワイヤストローク量

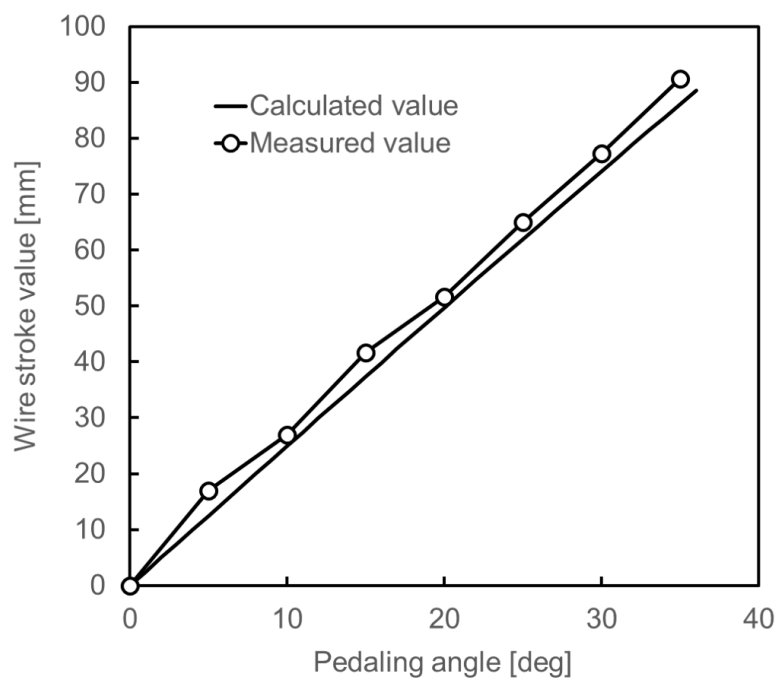


図 3.15 ペダル踏み込み角度に対するワイヤストローク量

3.3.2 踏み込みに必要な力

ペダルの押下に必要な最大の力を計測した。測定目的は、ペダルを踏み込むために必要な力が設計時に想定した要求を満たしているかを検討することである。測定では、最大の踏み込み力が必要である7フレットを押弦した際のワイヤー固定部付近の力を吊りばかりにより測定し、ペダルのL字材の角を回転中心と近似して、トルクを算出し、ペダルの踏み込みに必要な地面に対して垂直な力を計算した。結果、ペダル踏み込みに必要な力は、31.0 Nとであった。設計時の想定は、25.7 Nであった。差は5.3 Nである。この差の原因としては、装置のワイヤ機構の摩擦などが考えられる。しかし、ペダルが踏み込めなくなるほどの大きな誤差ではないので許容する。31 Nの力をつま先で発揮するのには少し力が必要であるため、つま先をペダルにかけて踏み込むのではなく、かかとを上げて、足全体で踏み込むように使うこととする。

3.4 レール部

装置のレール部を図 3.16 に示す．レール部は本体部のギターネック方向へのスライド移動のガイドとなり，また押弦動作の回転軸となる部分である．本体部のスライド移動によりコードチェンジを可能とする．

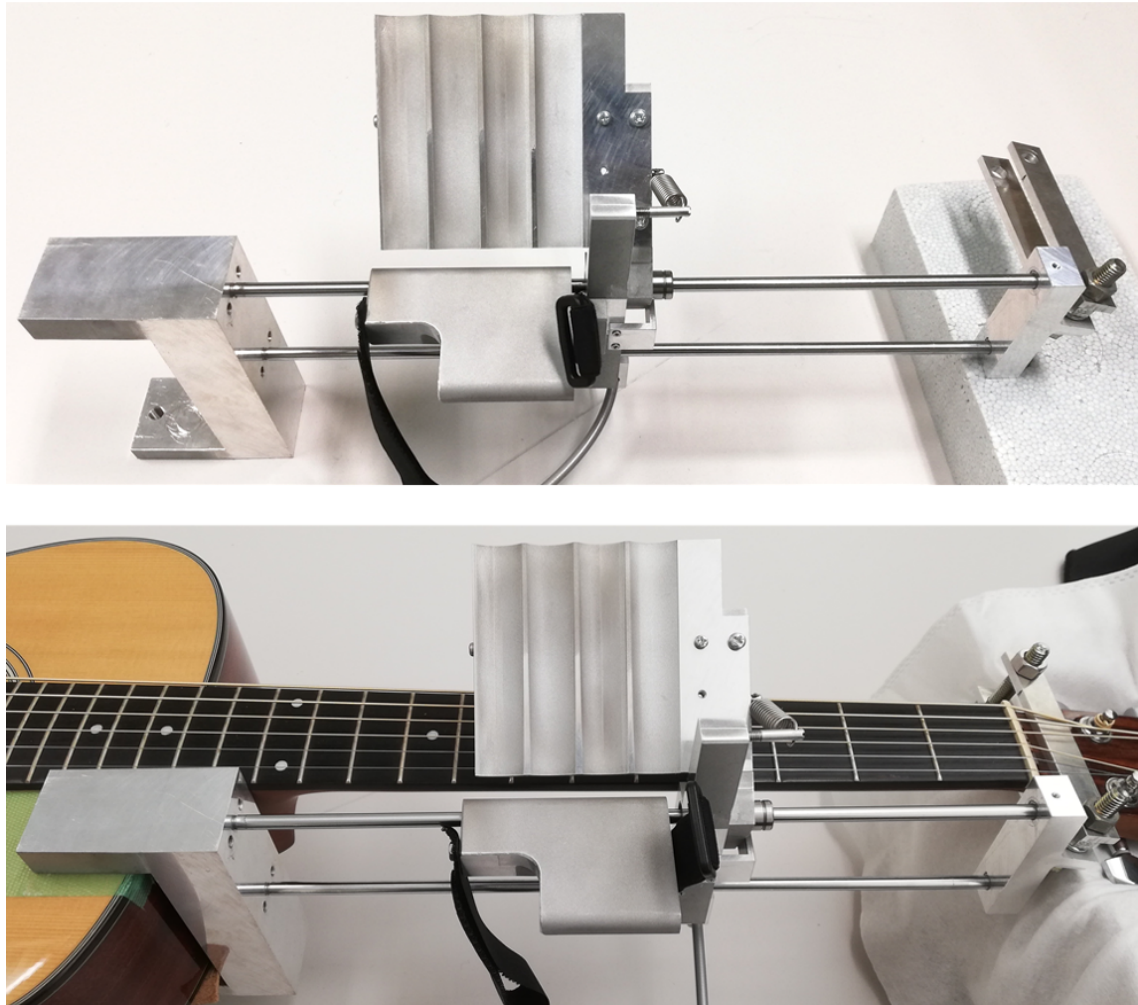


図 3.16 レール部の外観 下の図はギターに取り付けた様子

装置のギターネックに沿ったスライド移動方法としては，リニアガイドを採用することも考えられるが，本装置では丸棒とリニアブシュの組み合わせによりレールを実現した．リニアブシュを本体部に組付けそこに丸棒を通すことで，レールが本体部を貫通するような形状となり，省スペース，軽量化を実現した．リニアブシュを用いたことにより，スライド移動方向の摩擦力は小さくなり，装置利用者の負担とならないことが期待できる．また，ギターに組み付ける際に，ギターに不可逆的な特別な加工をしなくとも取り付けられるよう工夫を行った．具体的にはギターボディを挟み込むような基礎（図中の左側の部分）に丸棒を設置し，ギターヘッドを挟むような受け部（図中の右側の部分）で丸棒を受けるという構造である．よって使用するギター個体が

変わっても取り付けて装置を利用することが可能であり，汎用性を持たせることができた．

3.4.1 上肢のリーチ運動

本装置を利用した演奏では，コードチェンジの際に装置本体を直動動作させる必要があり，この動作による副次的な機能として上肢のリーチ運動を行うことが可能である（図 3.17）．リーチ動作とは，「手部を目標物に最短距離かつ直線的に移動させ，肩関節および肩甲骨運動に肘関節の運動を伴う動作」とされており^[43]，日本脳卒中ガイドラインに記載のある上肢機能障害に対するリハビリテーションではグレード A に分類され，上肢機能障害回復のための訓練として行うことが強く推奨されている動作である．さらにガイドラインには「麻痺側上肢に対し，特定の訓練（麻痺側上肢のリーチ運動，メトロノームに合わせた両上肢の繰り返し運動，目的志向型運動，イメージ訓練など）を積極的に繰り返し行うことが強く勧められる」とされており，ギター演奏はまさしく適していることが考えられる．本研究では麻痺側上肢の訓練に関しては主に手指拘縮予防に着目して論じていくが，本装置の利用によって上肢全体の機能障害回復のために強く推奨されるリハビリテーションが実施できる可能性があることをここで述べておく．

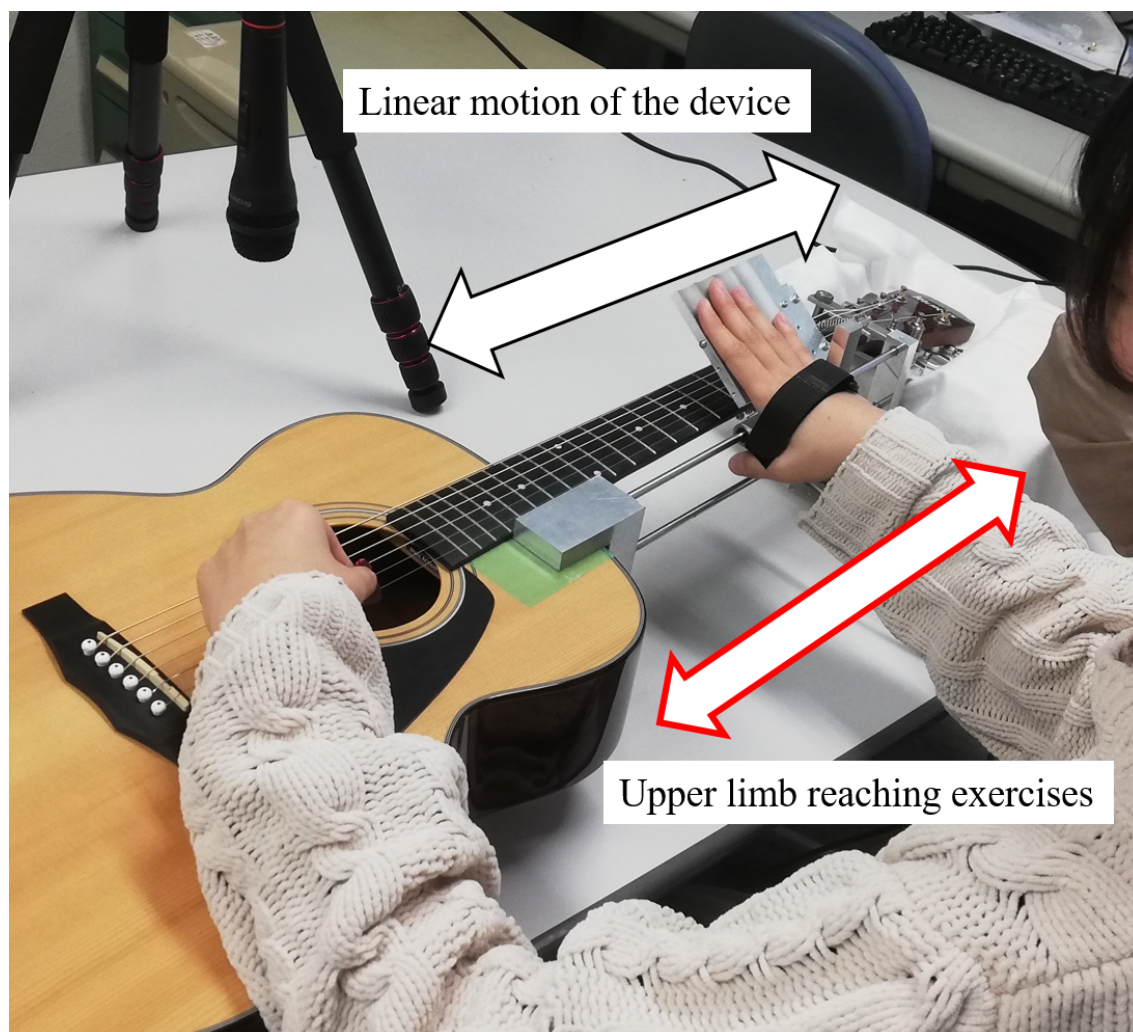


図 3.17 装置利用時の上肢のリーチ運動

3.5 安全性の検討

本装置は人体に直接触れて力を伝達し動かす装置であるため、安全性の検討を行った。安全であるかの評価指標にはISO/TS 15066で示された指標を用いる。ここではロボットと人との接触を「過渡的接触」と「準静的接触」の2種類に分類している。過渡的接触と準静的接触の区分は、ロボットと人間の接触時間の違いによるものであり、具体的にはロボットと人間の間に0.5秒以下の身体的接触が発生する過渡的接触と定義し、0.5秒以上にわたる接触を準静的接触と定義している。過渡的接触時の、ロボットから人に接触面を通じて達成されるエネルギーが、人体に痛み・ダメージ・怪我を生じさせることから、衝突時の伝達エネルギーが許容値を超えないことが必要であるとされている。しかし本装置では装置に手を装着した状態で力を加えるため、準静的接触の基準を採用し、安全性の評価を行った。ISO/TS 15066 (TS B 0033)の表A.2に示される「生物力学的限界」図3.18^[44]を用いた。これは産業用ロボットのISO指針であり、ロボットの可動によって人に接触する可能性のある全てのポイントと、そのポイントが接触する可能性のある人体のあらゆる部分に対して「生物力学的限界」以下でなければならないと定められている。産業用ロボットの安全性の評価に用いられている指標を用いることで、本装置の安全性を確認する。ここで、ばねの力 / 手指受け部面積 = 装置から手に加わる力 < 生物力学的限界値であれば安全といえる。 $18.73/64.8 \div 0.289 \text{ [N/cm}^2\text{]} < 220 \text{ [N/cm}^2\text{]}$ より、本装置では生体力学的限界値の0.13%程度の力しか加わらないことが分かる。したがって本装置が手指に加える力は安全であると判断した。

身体領域	特定身体領域		準静的接触		過渡的接触	
			最大容認 圧力 ^a P_s N/cm ²	最大容認 力 ^b F_s N	最大容認 圧力の乗数 ^c P_t	最大容認 力の乗数 ^c F_t
手及び指	17	人差し指腹 D	300	140	2	2
	18	人差し指腹 ND	270		2	
	19	人差し指関節 D	280		2	
	20	人差し指関節 ND	220		2	
	21	母指球	200		2	
	22	手のひら D	260		2	
	23	手のひら ND	260		2	
	24	手の裏側 D	200		2	
	25	手の裏側 ND	190		2	

図 3.18 生物力学的限界^[44]

第4章 評価実験

製作した装置の性能を調べる実験をすることで，本研究の提案である「ギター演奏」と「手指拘縮予防のための訓練」の二つの機能を達成できているかについての評価を行った．

4.1 ギター演奏に関する性能評価

4.1.1 演奏音周波数解析実験

本実験の目的は，装置を用いた演奏音が正常であることを検証することである．装置により押弦した際の演奏音のオーディオデータを取得し，周波数解析を行うことで，音の特徴について確認し評価する．測定値は，装置を用いて押弦した際の演奏音のオーディオデータと，このデータと比較するためのカポタストを用いて押弦した際の演奏音のオーディオデータである．カポタストとは，一般的なギター演奏で用いられる道具であり，本装置の押弦機能と同様に，あるフレットのすべての弦を押弦するものである．データ取得時の押弦位置は，装置については全スライド可動範囲である1フレットから7フレットまでのすべてのフレットを押弦した際の演奏音とし，カポタストについては装置の可動範囲の中間地点である4フレットとする．各フレットについて5回のデータを取得する．音を鳴らすための撥弦方法は，筆者によるピックを用いたストローク（すべての弦をなでるように撥弦する方法）とした．ストロークは各試行において強さが変わらないよう注意して行った．

実験環境を図4.1に示す．測定方法は，マイク（Sony ECM-PCV80U）をギターのサウンドホール直上高さ15 cmに設定し，データの取得は録音ソフト（WaveClipper）を用いた．録音環境は，サンプリング周波数44100 Hz，ビット数16 bit，モノラルである．オーディオデータは，ストロークから音が減衰して聴こえなくなるまでを取得し，解析時には減衰が落ち着いている範囲を指定し，データとして用いた．解析では，MathWorks社の数値解析ソフトウェアMATLABによるオーディオデータのフーリエ変換を行い，周波数領域にてデータの特徴を確認した．周波数分解能は0.3365 Hzであった．実験開始時に市販のチューナー（KORG pitchhawk-G）を用いて最大限正確にギターのチューニングを行った．ギターのチューニングはオープンGチューニングである．市販のチューナーを用いて行ったため，周波数に誤差が生じることが考えられた．そこで，実験開始時チューニング直後の開放弦のオーディオデータを取得し，実験結果に乗ったチューニングの誤差の考慮を行うこととした．

実験のために必要となる基礎知識を以下にまとめる．

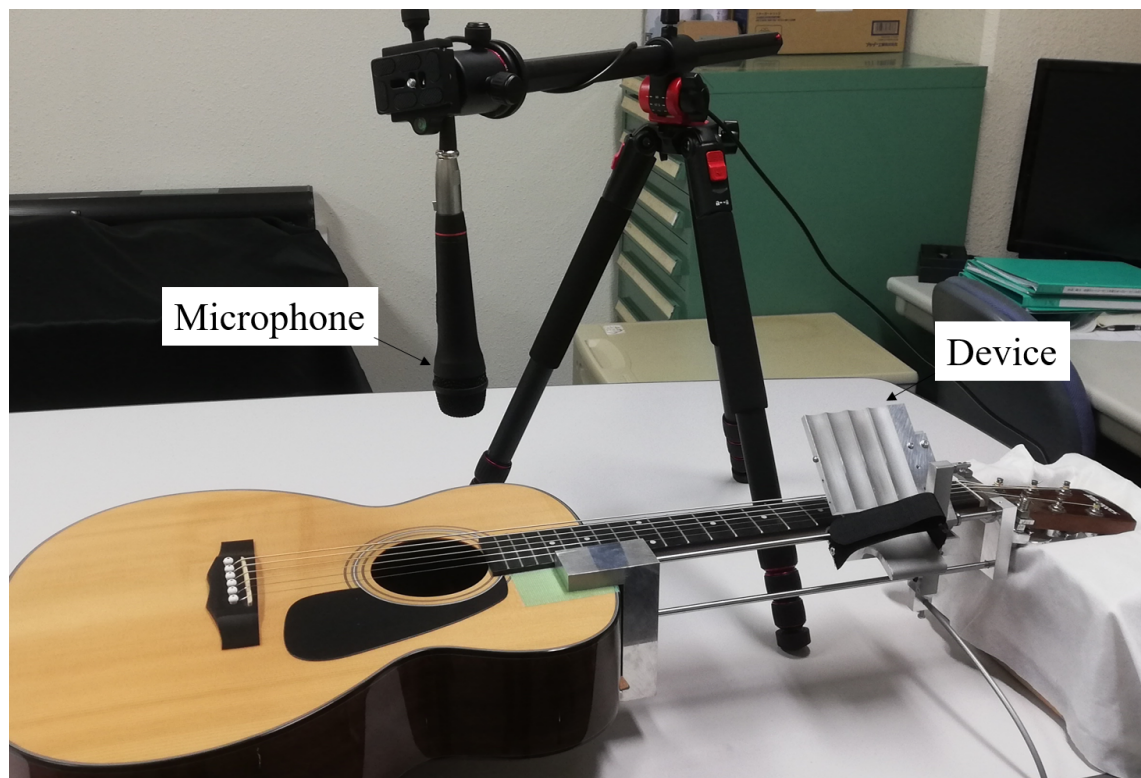


図 4.1 実験環境

音の高さは、音楽では五線譜上の音符の位置で表されるが、本質は振動であり、周波数で表すことができる。音は普通、ある速さで空気が振動する現象であるが、その振動の速さ（1秒間に振動する回数）を数値で表したものが周波数 [Hz] である。音階は音を高低の順番に並べたものである。音は、周波数が半分になると1オクターブ低くなり、周波数が倍になると1オクターブ高くなる。1オクターブには12の音があり、その12の音は、隣り合う半音間での周波数の比率が同じである。今回、常音階の基準音として使用される「ラ」の音を 440 Hz に定めてチューニングを行い実験したため、各音の音階の周波数を計算すると音名と周波数の関係が一意に定まる。この定まった周波数を定義された音階周波数として結果と考察で用いる。

ギターの演奏音は楽音と呼ばれ、楽音は、基本振動となる正弦波（基音）と、その周波数の2倍以上の整数倍の周波数の正弦波群（倍音）から成る。楽音とは、楽器や人の声によって奏でられる音楽の音、あるいは、音楽に使われる音のことである。人間には基音の周波数を「音の高さ」、倍音や上音の組合せを「音色の違い」として認識する能力がある。この倍音の組み合わせについて、装置とカポタストでの比較を行うことで、音色の検証を行う。

4.1.2 スライド方向性能測定実験

本実験の目的は、図4.2に示すようなコードチェンジ時に装置使用者の腕に加わる負荷を調査し、装置のスライド移動によるコードチェンジの実用性を検証することである。測定値は、装置をスライド移動する際の最大静止摩擦力と、スライド方向の移動速度である。最大静止摩擦力の測定には、デジタル吊りばかり（TRUSCO TDTB50）を用い、本体部をスライド方向に引張る際に必要な力を測定した。スライド方向の移動速度の測定では、装置の最大可動域 197 mm を 5 往復（1970 mm）移動するのに必要な時間を 3 回測定し、平均の移動速度を算出した。スライド移動速度は人により異なることから、性能評価のための参考値として求めた。

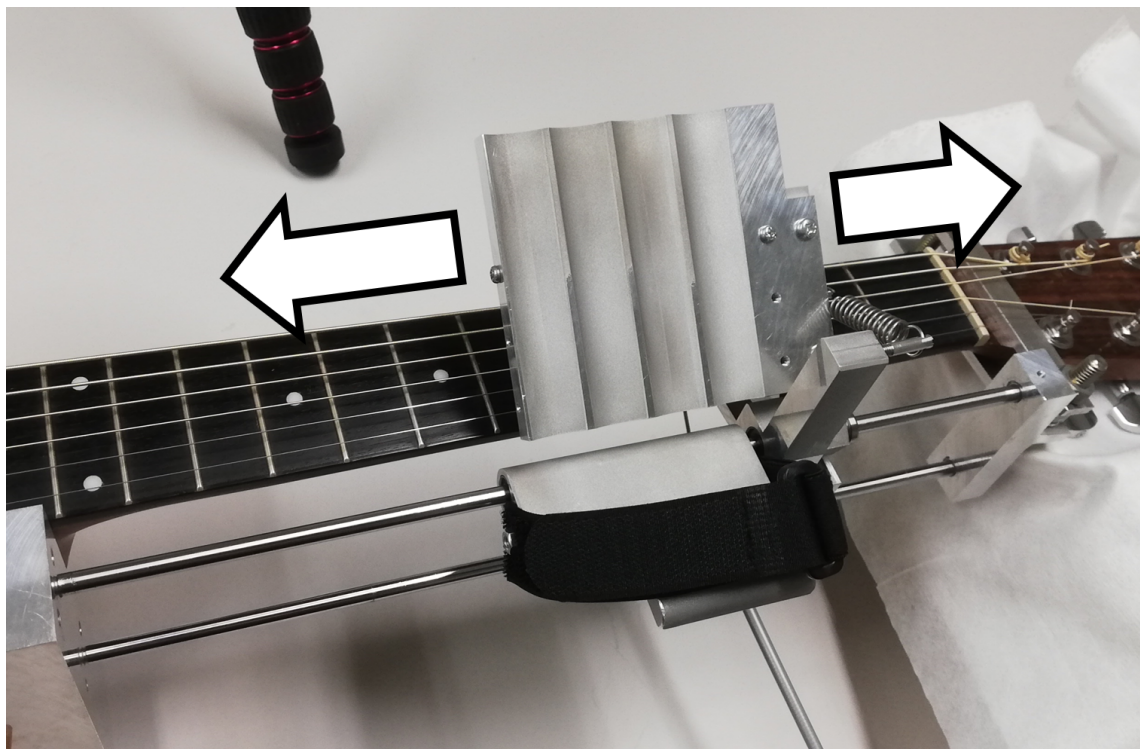


図 4.2 装置本体部のスライド移動

4.2 手指の関節可動域運動に関する性能評価

4.2.1 手指伸展トルク測定実験

本実験の目的は、MP 関節の関節可動域運動に必要な伸展方向のトルクを装置が発揮できるか調査することで、装置による手指の関節可動域運動が実施できるか検証することである。図 4.3 に実験の概要図を示す。装置角度は図に示すように、初期位置を最大開き角度である 45 度とし、装置動作部が閉じる方向（押弦する方向）に向かって動作すると角度が大きくなるよう設定した。装置角度に対する手指伸展トルクを求めるため、装置動作部のアームに対し垂直方向にかかる力を計測し、力のつり合いより伸展方向のばね復元力を測定した。得られた測定値から手指の伸展方向に加わる回転運動のトルクを算出した。測定方法は、装置上部ばねポスト部にデジタル吊りばかり（TRUSCO TDTB50）をひもで固定し、アームに対して垂直に引いたときの装置角度に対する力を測定するというものである。測定の範囲は装置角度 50 度～90 度まで（50 度、60 度、70 度、80 度、90 度）とし、各角度 3 回ずつ計測を行った。測定角度は水準器とゴニオメータからなる治具を用いて設定を行った（図 4.4）。測定位置（動作部のばねポスト位置）の回転中心からのアーム長は実測で 45.5 mm であるためこの値を用いてトルクを算出する。

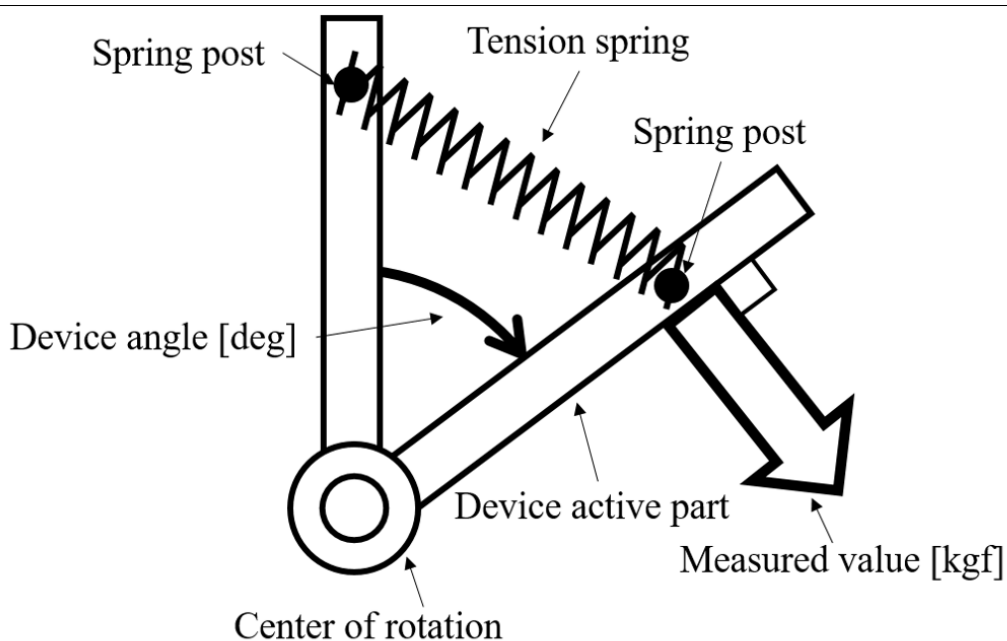


図 4.3 実験概要

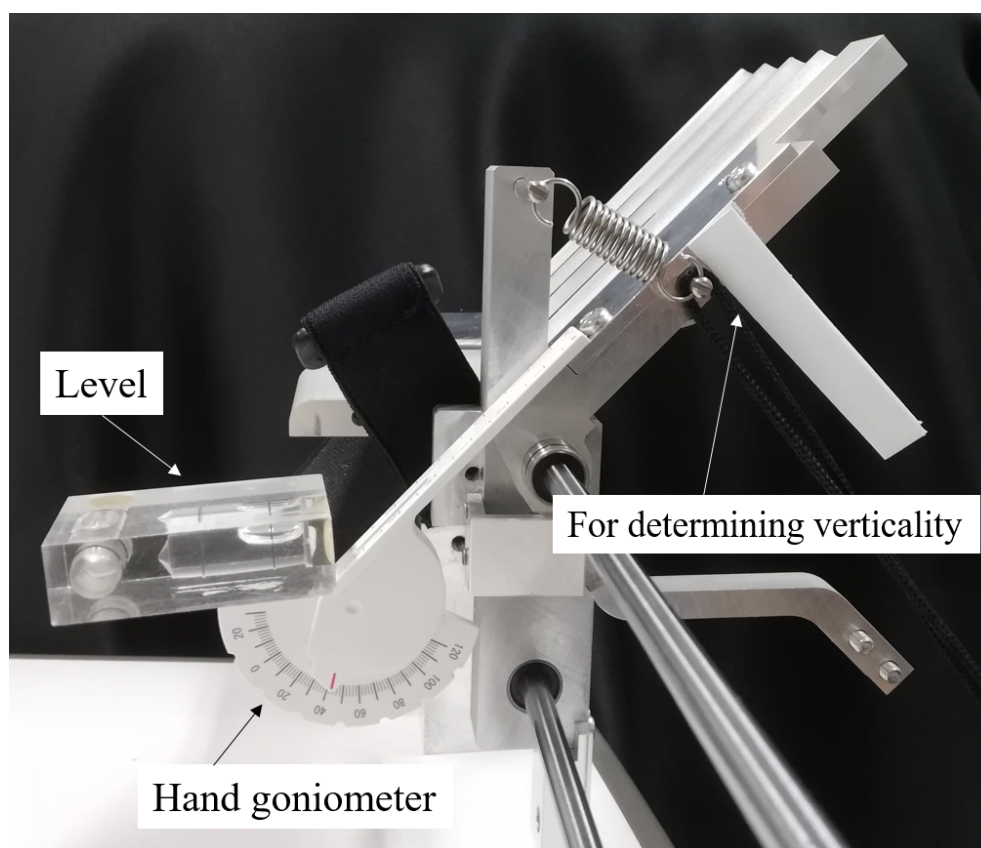


図 4.4 実験の様子

4.2.2 MP 関節角度測定実験

本実験の目的は、装置の動作角度を調べることで訓練に必要な角度分の動作ができるか評価することと、装置に装着した手の MP 関節角度が装置角度に合わせて変化しているか調べることで、MP 関節に対して装置によって関節可動域運動が実施できるかを評価することである。

図 4.5 に実験の概要図を示す。測定値は、装置の動作角度に応じた手指受け部と手掌受け部がなす角、つまり手指に対して装置が提供する訓練角度と、それに対応する手指の MP 関節角度である。測定目的は、装置が設計通りの角度まで動作できるを確認するためである。加えて、装置の角度に沿って手指が動かされていることを示すためである。装置角度は先述の実験と異なり、図 4.5 に示すように水平を 0 度として伸展方向に向かって大きくするように条件を設定した。測定方法は、装置動作部の角度を水平に対して 0, 10, 20, 30, 40, 45 度と設定した際の、手指受け部と手掌受け部のなす訓練角度と、実際に手を装着し、関節可動域運動を行っている際の MP 関節の角度の計 2 種類の角度を測定するというものである。測定には自作した自由がね（二枚の長方形の板の端に近い部分をねじとボルトで止め、角度を保持できるようにしたもの）及び、手指ゴニオメータ（境医療株式会社）を用いて行った。本装置は患者個人の拘縮の状態に合わせて、装置可動域を変化させるために手掌受け部の角度を 3 段階に変更する機構があるため、手掌受け部の各角度ごと（0 度, 22.5 度, 45 度）に同様の計測を行った。また、臨床では関節可動域は 5 度刻みで評価を行うが、本実験では MP 関節角度が装置のなす訓練角度に従って動かされているかを評価するため、1 度刻みまで評価することとした。測定の様子を図 4.6 に示す。

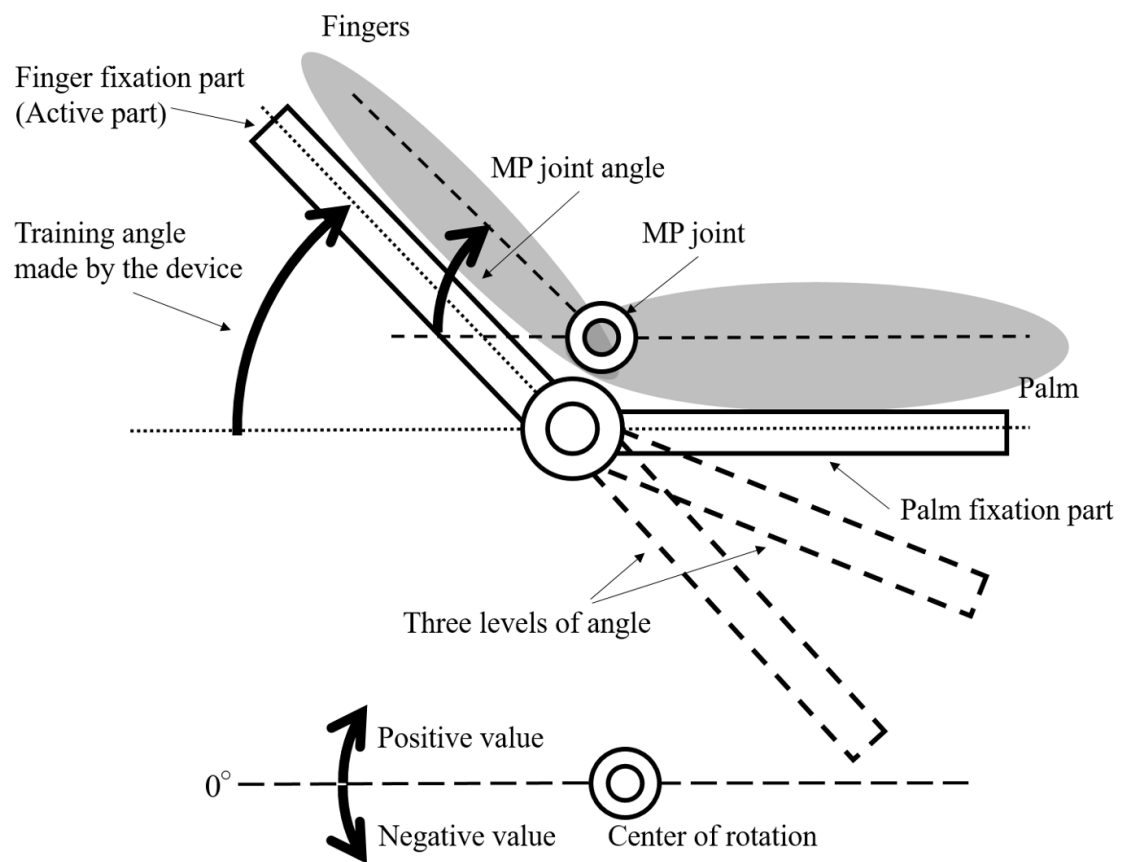


図 4.5 実験概要

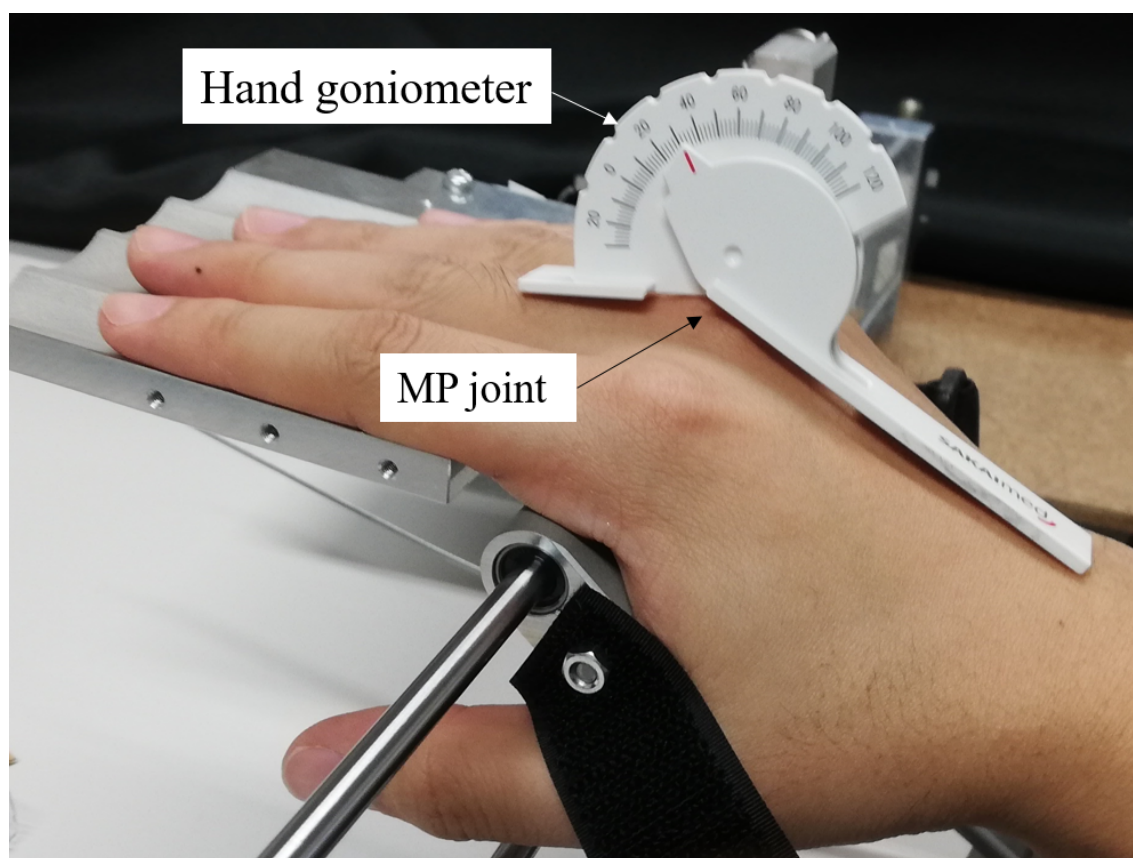


図 4.6 実験の様子

4.3 健常者を対象とした被験者実験

本実験の目的は、装置使用者が異なる場合でも装置が所望する性能が発揮できるか確認することと、健常者に対して装置を用いた模擬訓練として演奏課題を与え練習させることで、装置利用の様子や利用後の主観的な意見から装置の評価を行うことである。また、PIP, DIP 関節の持続伸張保持について、被験者の装置利用時に目視で確認することに加え、アンケートから主観的な意見を得ることで実施できているかを評価する。

被験者は健常な 20 代の男女 3 名である。初めに各被験者の MP 関節可動域に関して、自動による可動域と他動による可動域を測定した。自動とは自力で動かせる範囲のことであり、他動とは外部の力を使って動かせる範囲のことである。測定では平面に手の平を押し当て、自動他動の MP 関節可動域を測定した。他動については測定時に感じる抵抗感と被験者の痛みに関する意見を聞きながら測定した。次に装置装着時に動作される MP 関節の角度を測定した。また、被験者が装置を用いて押弦を行った際の演奏音のオーディオデータも取得した。最後に装置を用いた模擬的な訓練を行い、その後装置なしでの演奏を行い、訓練内容に関するアンケートを実施した。

実験ではまず初めに被験者全員に装置に関する同じスライド資料を用いて説明を行った。スライド資料は付録 (図 A.1, A.2) に示す。つぎに被験者の MP 関節可動域の測定を行い、装置の設定を被験者の可動域に合わせ設定したのち、装置に手を装着し装置が動作した際の被験者の MP 関節の最大可動域を測定した。つづいて被験者による装置を用いて 4 フレットを押弦した際の演奏音を、先述の実験同様に取得した。データは 5 回取得し、ストロークは強さが一定となるよう注意して筆者が行った。最後に演奏課題の演奏練習を行う模擬訓練を行い、アンケートを実施した。アンケートでは、本研究独自で設定した設問に加え、脳卒中片麻痺患者の手指の訓練用の外骨格型グローブに関する研究^{[45][46]}にて実施されていたユーザーテストで設定されているものと同じ設問を用意し、結果の信頼度を上げた。アンケートの作成においては、質問の意図が正しく伝わり正確な回答が得られるよう、参考文献^{[47][48]}を参考に設問文章の設定方法に注意した。用いたアンケート用紙は付録 (図 A.3, A.4, A.5) に示す。

本実験における模擬訓練とは、実際の脳卒中片麻痺患者の訓練を想定した装置の実践的な利用のことである。被験者に演奏の課題と練習時間を与え、装置を用いたギター演奏と手指の訓練を体験することで、装置に関するアンケートに回答してもらうことが目的である。加えて、装置なしでも同じ演奏課題を練習することで、装置あり、装置なしでのギター演奏に対する主観的な意見を得る。また、装置利用の様子を観察することで先述のとおり PIP, DIP 関節の持続的伸張について確認することや、気づきを得ることも目的であった。演奏課題は一般的なコード進行であり、ギターのネック方向の本体部の移動をまんべんなく行う必要のあるキー D におけるカノン進行 (DABAGDGA ギターのフレット番号では 72420702) とし、これを 60BPM のメトロノームに合わせて 4 拍ごとに一つのコードを演奏する流れを 2 周することとした。練習時間は 10 分で

あり，練習終了後に達成度合いを確認した．達成度合いの確認のために，練習終了後に演奏課題を演奏する際のオーディオデータを取得した．

実験の様子を図4.7に示す．



図 4.7 被験者実験の様子

第5章 結果および考察

5.1 ギター演奏に関する性能評価

5.1.1 演奏音周波数解析実験

結果

各フレットにおいて取得した5回分のオーディオデータに関し周波数解析を実施して、各周波数に対する強度の値を平均し、周波数とその強度に関する値を得た。4フレットにおいて装置を用いて押弦した際の結果のデータとカポタストを用いて押弦した際の結果のデータをそれぞれ図5.1, 5.2に示す。横軸は周波数(Hz)、縦軸は強度を示している。この図から、特定の周波数において強度のピークが現れていることが分かる。ピークとして現れる周波数とその強度を観測し、得られた周波数を定義される音階周波数と比較することで音高を推定した結果を以下の表5.1, 5.2に示す。

結果として、装置、カポタストそれぞれのグラフから、4フレットを押弦した際に鳴るべき基音と推定される6種類の音(F#3, B3, F#4, B4, D#5, F#5)が確認できた。また、基音の整数倍、非整数倍で現れる倍音も確認できた。

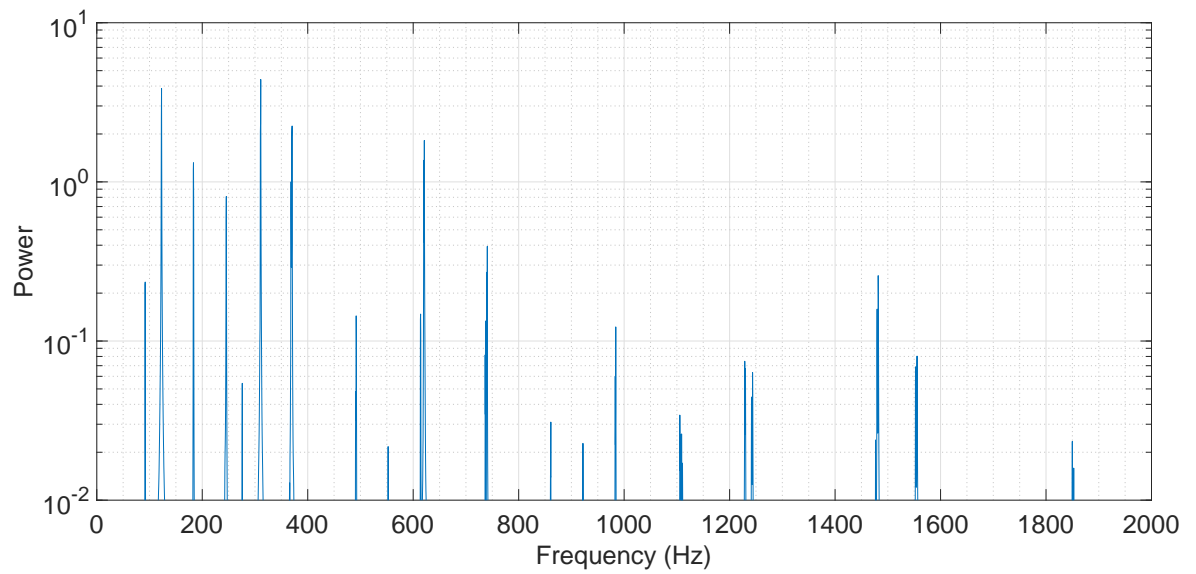


図 5.1 装置を用いて 4 フレットを押弦した演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)

表 5.1 装置を用いて押弦した演奏音の解析結果から観測された特徴的な周波数と推定される音階

Frequency [Hz]	Power	Estimated pitch
91.71	0.246	F#2
122.8	3.858	B2
183.4	1.431	F#3
245.5	0.964	B3
275.8	0.056	C#4
310.7	5.877	D#4
370.2	3.736	F#4
491.8	0.223	B4
552.3	0.020	C#5
620.9	3.072	D#5
740.3	0.639	F#5
860.8	0.039	G#5orA5
921.7	0.032	A#5
983.9	0.177	B5
1106	0.052	C#6
1229	0.135	D#6
1481	0.412	F#6
1554	0.144	G6
1852	0.036	A#6

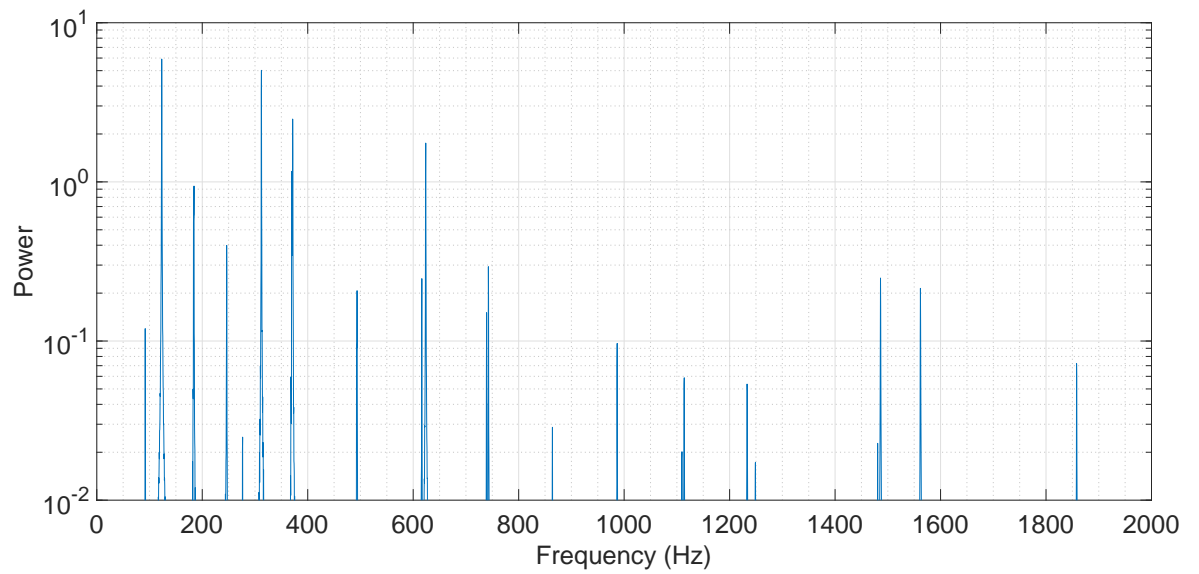


図 5.2 カポタストを用いて4フレットを押弦した演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)

表 5.2 カポタストを用いて押弦した演奏音の解析結果から観測された特徴的な周波数と推定される音階

Frequency [Hz]	Power	Estimated pitch
91.85	0.119	F#2
123.1	5.912	B2
184.1	1.142	F#3
246.3	0.398	B3
276.4	0.019	C#4
312.2	5.025	D#4
371.4	2.482	F#4
493.4	0.208	B4
616.4	0.037	C#5
623.8	1.752	D#5
742.6	0.293	F#5
864.0	0.026	G#5orA5
986.8	0.096	B5
1114	0.061	C#6
1233	0.066	D#6
1486	0.248	F#6
1562	0.214	G6
1858	0.075	A#6

考察

まず初めに、測定されたデータの周波数に関する誤差について考察を行う。

周波数の誤差について検証するために取得した、実験開始時チューニング直後のオーディオデータを周波数解析した結果、本来の音階周波数から最大 1.998Hz の誤差（5 弦）が確認された。音階周波数は等比数列であることより、このチューニング状態（本来の音階周波数定義との誤差を含む状態）のギターにて 4 フレットを押弦した際に測定されると考えられる周波数を算出し、算出した周波数と実験にて実測した周波数を比較した結果、最大 2.439Hz の誤差（1 弦）が確認できた。

この誤差については、市販のチューナーを用いて正確にチューニングを行った直後であっても誤差が生じること、また、人間の音の丁度可知差異（音高が異なると感じられる最小の差）に関する文献値^[49]（500Hz 未満では約 3Hz 程度、1000Hz 以上では音高間の周波数差の約 0.6 %）以下であるため、許容できる誤差であると考えられる。

また、実際のギター演奏で用いられるカポタストを用いて押弦した際に実測した周波数と、先述の算出した周波数を比較した結果、最大 4.044Hz の誤差（2 弦）が確認された。この誤差は実際のギター演奏において用いられるカポタストでの誤差であることから、この誤差よりも小さい誤差である装置を用いて押弦した際に生じる誤差も実際のギター演奏において許容できるとも考えることができる。加えて、誤差は装置で押弦した場合にのみ生じるものではないことが確認できた。

誤差の原因は、ギターのフレットの摩耗やネックそり等のギターの個体差、押弦力の加減等で弦振動の弦の長さが定義と多少異なることから生じるものであり、生楽器においては避けることができない誤差であると考えられる。以上のことから周波数の誤差は許容できるとして音高を推定した。

ここからは得られた結果について考察を行う。結果より、装置を用いた押弦時には、鳴るべき 6 本の弦の基音に加え、倍音も多く含まれることから、正しい演奏音を鳴らすことができることが示されたといえる。

続いてさらに詳しく、装置とカポタストでの結果について比較を行った．まずは装置とカポタストそれぞれのデータから、基音のみを取り出して比較を行った．6種類の基音の強度を装置とカポタスト間で比較したグラフを図5.3に示す．

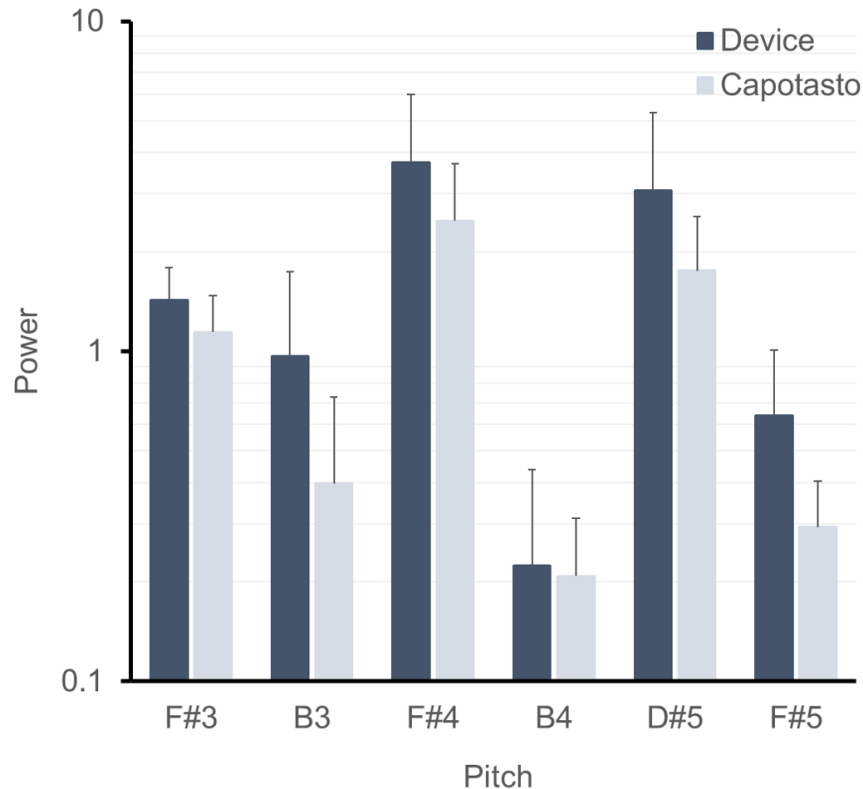


図 5.3 装置を用いて押弦した際とカポタストを用いて押弦した際の基音（弦の基本振動）の比較（ $n=5$ エラーバーは標準偏差を示している）

ここでは基音の強度を比較することで、装置を用いた押弦とカポタストを用いた押弦の間の音色の違いとそれぞれの押弦の安定性についての考察を行った．前提として、ギターの演奏において音の強度（大きさ）は、弦振動の振幅を決定するストローク（撥弦）の強さと、弦振動の節の位置を決定する押弦の安定性に影響される．これは、ストロークが強いとき、あるいは確実な押弦ができているときほどより強度が大きい音（大きな音）が発せられるということである．今回の実験においては、演奏音のデータ取得時にストロークの強さを一定になるよう注意したことや、5つのデータの平均値を比較に用いていることから、ストロークの強さによる音の強度への影響はないと考える．すると、結果で示される音の強度の差は押弦の安定性に起因するものとなる．

改めて図5.3を確認すると、すべての基音について装置を用いた押弦のほうが、カポタストを用いた時よりも強度が大きいことが分かる．したがって、装置による押弦の方がカポタストによる押弦よりも安定した押弦が実現できていることが示された．

続いて、弦の基本振動のみでなく、倍音も含めたすべての音に関して装置とカポタストの比較を行った．観測されたすべての音高について装置とカポタスト間で比較し

たグラフを図5.4に示す。

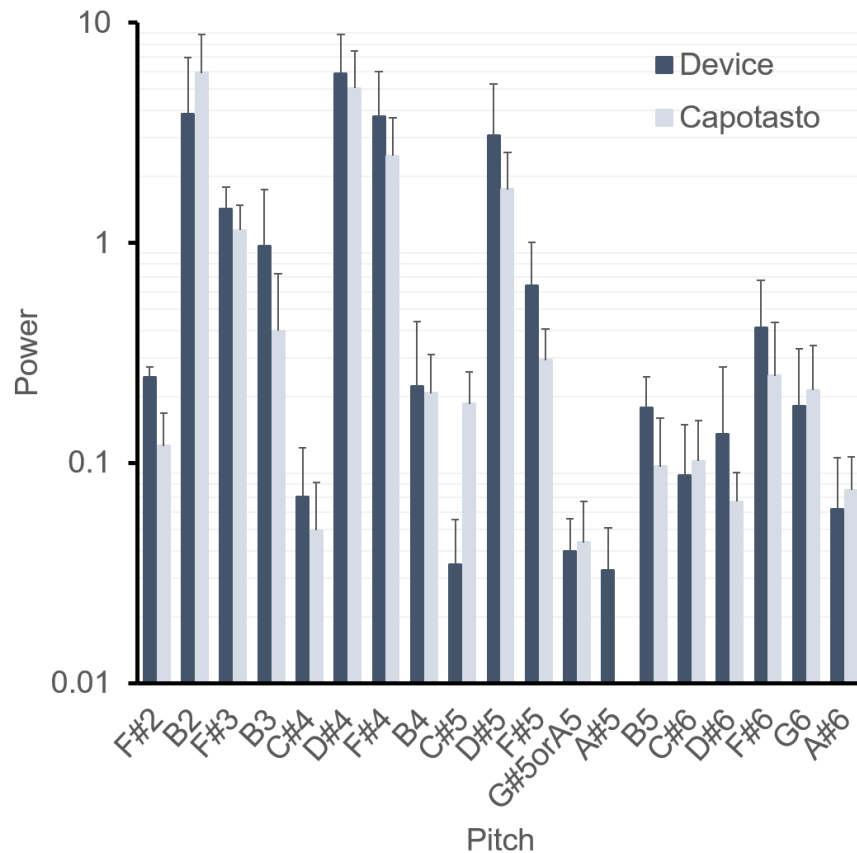


図 5.4 装置を用いて押弦した際とカポタストを用いて押弦した際のすべての音高の比較（ $n=5$ エラーバーは標準偏差を示している）

装置の結果をカポタストの結果と比較することで、演奏音の音色と音質がギター演奏に用いることができるものであるかについての検討した。

倍音の含まれ方は音色を決定づける要素であることが知られている。カポタストは一般のギター演奏で用いられる道具であるため、これを用いて押弦し演奏した音の倍音の種類と強度は、一般的なギター演奏で許容できる基準として見る事ができる。そこでまずは装置とカポタストについて、演奏音に含まれる音高の種類を比べてみると、構成に大きな違いはないことが分かる。よって装置による音の響きはカポタストの同等のものであることが分かる。加えて、強度についての比較を行うと、装置による押弦の方が強度が大きい音高が多いことが確認でき、カポタストに比べて装置のほうがより豊かな音色が実現できていることが示された。

本実験から得られた以上の結果と考察より、装置による押弦は確実に達成できていることに加え、装置による押弦がカポタストを用いた場合よりも安定しており、音質に関しても演奏に問題がない豊かな音色が実現できることが明らかになった。本装置を用いた押弦は、ギター演奏に十分に用いることができる性能があることが示された。

5.1.2 スライド方向性能測定実験

結果

装置のスライド方向の最大静止摩擦力は測定に用いたデジタル吊りばかりの最小表示 50 gf 以下であった。また、スライド方向の装置の最大可動域 197 mm を 5 往復 (1970 mm) 移動するのに必要な時間の平均は 5.12 s であった。この結果よりスライド方向の平均移動速度を算出すると 385 mm/s であった。

考察

装置のスライド方向の最大静止摩擦力は、50 gf (0.49 N) 以下であることから、動摩擦力はさらに小さいことが考えられ、この抵抗力はコードチェンジにおける腕の動作に影響を与えないほど小さく無視できるものであるとした。

スライド方向の平均移動速度からは、演奏可能と考えられる楽曲のテンポの速さ (BPM) を算出した。具体的にはコードチェンジの際の装置移動速度が明らかになったことから BPM を逆算した。算出するための仮定として、1 小節ごとにコードが変わる楽曲において各小節の 4 拍目に装置を 1 フレットから 7 フレットまで移動させるコードチェンジを行うと条件を設定した。1 フレットから 7 フレットまでの移動は、装置における最大のフレット移動である。この検証では、使用者の習熟度合いに依存するため装置の押弦にかかる時間は考慮しないこととする。1 フレットから 7 フレットまでの距離はギターで実測すると 180 mm であった。装置の平均移動速度は 385 mm/s であることから、この距離を移動するために必要な時間は $180/385 \approx 0.47$ s である。0.47 s を BPM に変換すると $60/0.47 \approx 128$ BPM である。この結果から、128 BPM 以下の楽曲が演奏可能であるといえる。ここで、ギターでの演奏が考えられる曲としてレコチョクとビルボードジャパンにおける 2019 年のヒット曲ランキングトップ 10 の楽曲に加え、ギターコードを検索できる大手サイト U フレットの 2019 年の検索数ランキングトップ 10 の楽曲、合計 20 曲の BPM の平均値を求めると、99 BPM であった。用いた総楽曲データの四分位数を表 5.3 に示す。したがって、本装置は 128BPM 以下の楽曲であれば演奏可能であるといえるため、ギターの演奏を問題なく行うことができる性能を持つと判断した。また、本結果は装置の最大距離の移動を必要とする演奏を仮定した場合での計算結果であるため、より移動距離が小さい曲であればさらに高い BPM の楽曲でも演奏できると考えられる。

以上の結果より、装置のスライド移動を用いたコードチェンジはギターの演奏を問題なく行うことができる性能を持つことが示された。

表 5.3 伴奏が考えられる楽曲の平均 BPM 算出に用いたデータの四分位数

Minimum	First quartile	Second quartile	Third quartile	maximum
73	90	99	114	154

5.2 手指の関節可動域運動に関する性能評価

5.2.1 手指伸展トルク測定実験

結果

実験結果を図 5.5 に示す．横軸が装置角度，縦軸が手指伸展トルクを示している．実線は設計時に想定した手指伸展トルクの計算値であり，マーカー付きの線が実験における実測値である．各値の詳細を表 5.4 に示す．

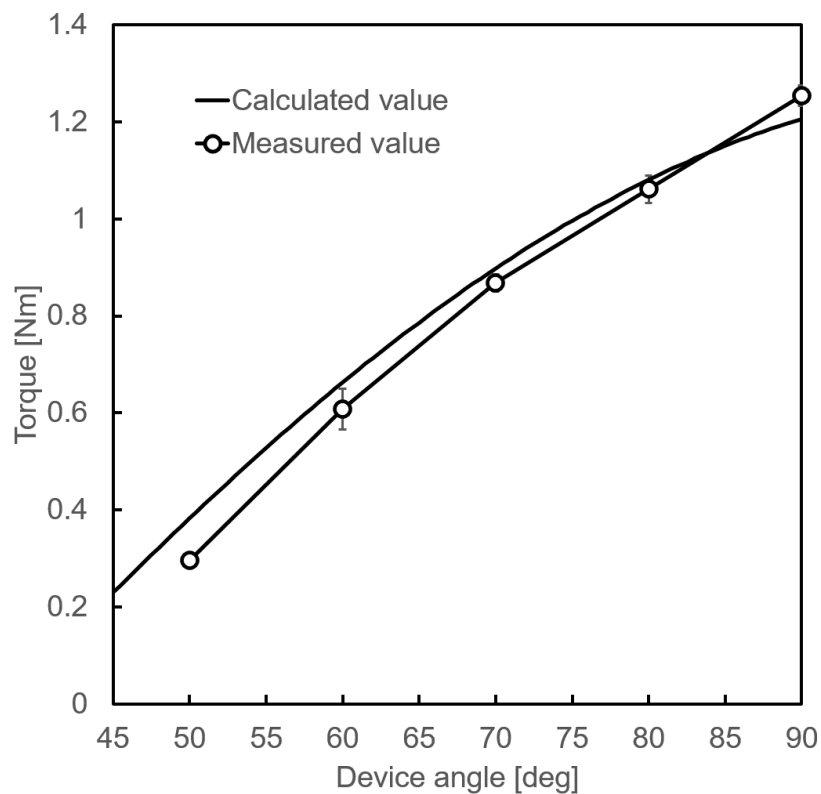


図 5.5 装置角度に対するトルク（実測値は平均値 $n=3$ エラーバーは標準偏差を示している）

表 5.4 装置角度に対する手指伸展トルク実測値

Device angle [deg]	Calculated torque [Nm]	Measured average torque [Nm]	SD
50	0.382	0.297	0.010
60	0.662	0.608	0.042
70	0.897	0.868	0.018
80	1.080	1.061	0.028
90	1.206	1.254	0.021

考察

装置角度 50 度での手指伸展トルクは 0.297 ± 0.010 Nm であり、装置角度がそれ以上増加してもこの値を下回ることはないという結果が得られた。関節可動域運動に必要なトルクは、患者ごとの可動域制限因子が異なるため、明確な基準はなく、本研究においては参考文献値の 0.29 Nm 程度のトルクが発揮できるよう設計を行った。したがって設計時の目標を達成できていることから、手指の関節可動域運動に必要なトルクが十分発揮できていることが示された。

モデル式から算出した伸展トルクの計算値は、実測値とほぼ同様の値が得られているが完全な一致はしていない。原因として、選定したばねの個体差による誤差が考えられる。ばねの規格において、初張力・ばね定数は参考値であり、ロットによって多少のばらつきがあるという記載があることから、ばねの誤差が考えられる。また、設計時のモデル式と比較して、製作段階でばねポスト位置が多少ずれたことも誤差の原因であると考えられる。本装置では、手指伸展方向のトルクはばねの復元力にて発揮するため、ばねを取り替えることで自由にトルクを変化させることが可能であり、誤差が大きな問題となる場合や、訓練時にトルクが足りない場合は、ばねの取り換えを行うことで対処できると考える。したがってこの設計時の計算値との誤差自体による大きな問題は発生しないと考える。

以上のことより、本装置は手指 MP 関節の関節可動域運動に必要となる手指の伸展トルク要件を満たしており、訓練が実施できる性能を備えていることが示された。

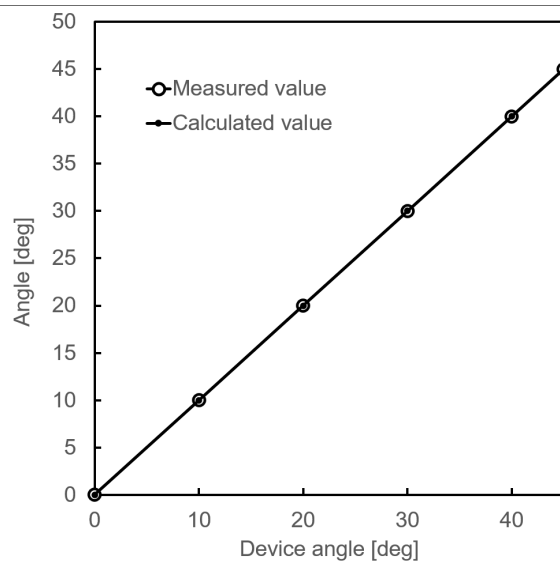
5.2.2 MP 関節角度測定実験

結果

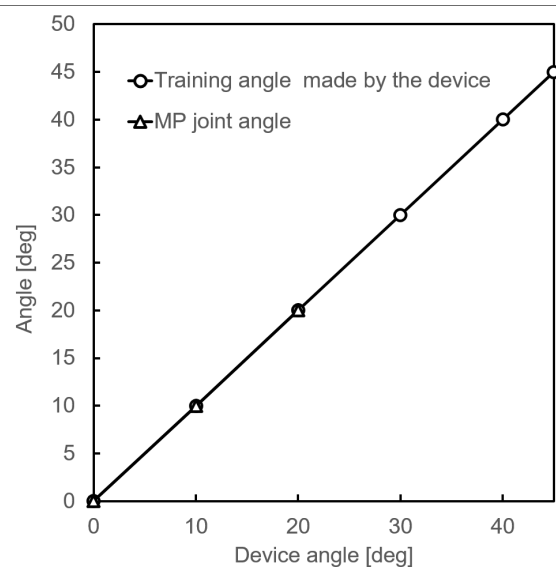
手掌受け部角度 0 度, 22.5 度, 45 度のそれぞれについて装置動作部角度に対する手指受け部と手掌受け部の面のなす角, すなわち装置が提供する訓練角度と装置動作部角度に対する面のなす角度と手指 MP 関節角度を比較したグラフを図 5.6, 5.7, 5.8 に示す. 各計算値と実測値はそれぞれ表 5.5, 5.6, 5.7 に示す.

左側のグラフは, 装置動作部の角度の変化に対する面のなす角度つまり, 装置が作る訓練角度について, 計算値と実測値を比較している. 右側のグラフは, 装置の面のなす訓練角度と装置に装着された MP 関節の角度を同グラフにプロットし比較している.

手掌受け部角度 0 度と設定した場合の結果に, 装置角度 30 度以上における MP 関節角度の値がないのは, 被験者の最大伸展可動域が 24 度であり, 計測不可であったためである.



装置角度に対する面がなす訓練角度

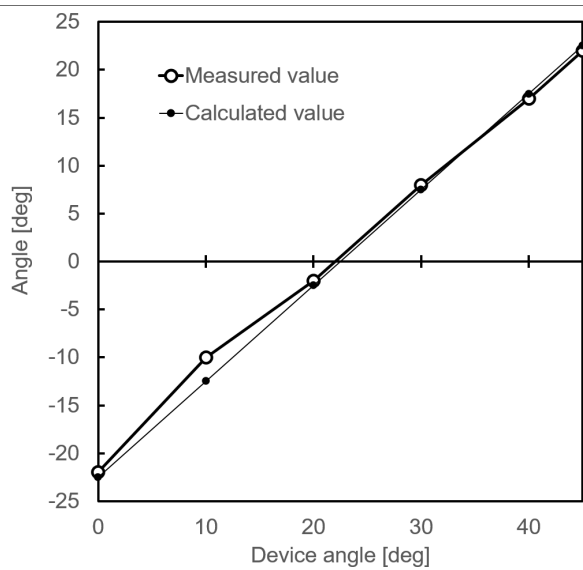


訓練角度と MP 関節角度の比較

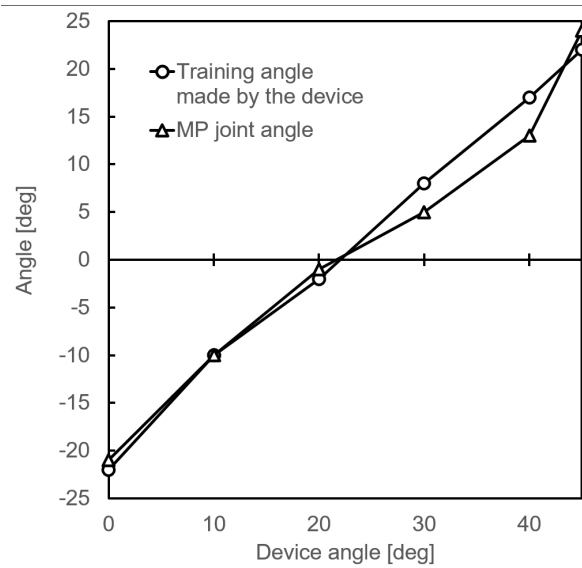
図 5.6 手掌受け部が 0 度の場合の実験結果

表 5.5 手掌受け部が 0 度のとき 装置角度に対する訓練角度と MP 関節角度

Device angle [deg]	Training angle [deg]		MP joint angle [deg]
	Calculated value	Measured value	
0	0	0	0
10	10	10	10
20	20	20	20
30	30	30	N/A
40	40	40	N/A
45	45	45	N/A



装置角度に対する面がなす訓練角度

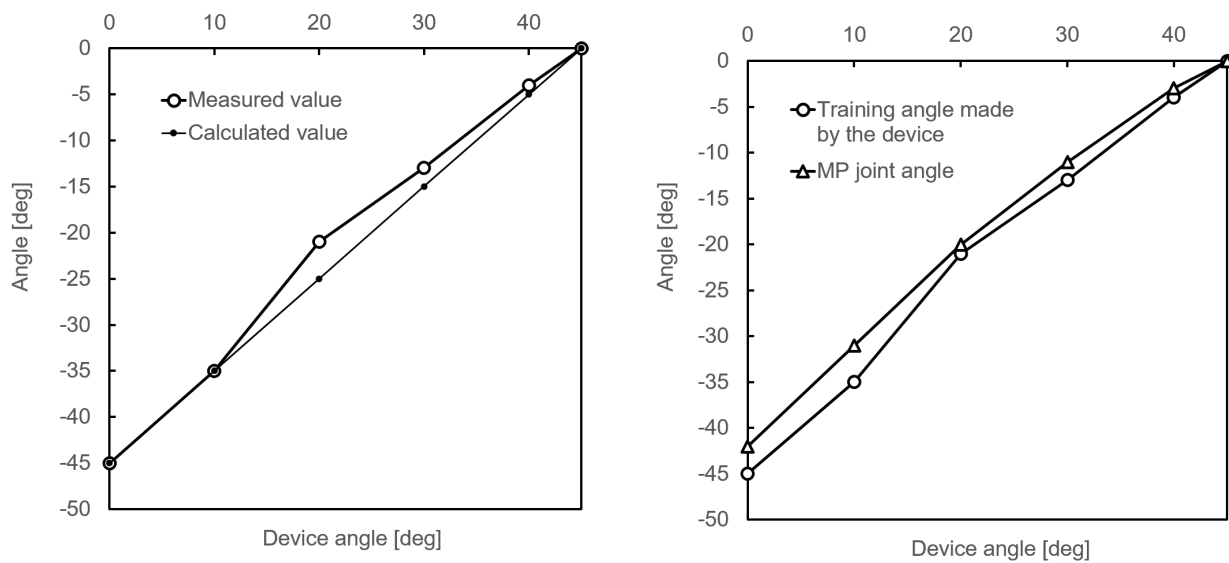


訓練角度と MP 関節角度の比較

図 5.7 手掌受け部が 22.5 度の場合の実験結果

表 5.6 手掌受け部が 22.5 度するとき 装置角度に対する訓練角度と MP 関節角度

Device angle [deg]	Training angle [deg]		MP joint angle [deg]
	Calculated value	Measured value	
0	-22.5	-22	-21
10	-12.5	-10	-10
20	-2.5	-2	-1
30	7.5	8	5
40	17.5	17	13
45	22.5	22	24



装置角度に対する面がなす訓練角度

訓練角度と MP 関節角度の比較

図 5.8 手掌受け部が 45 度の場合の実験結果

表 5.7 手掌受け部が 45 度するとき 装置角度に対する訓練角度と MP 関節角度

Device angle [deg]	Training angle [deg]		MP joint angle [deg]
	Calculated value	Measured value	
0	-45	-45	-42
10	-35	-35	-31
20	-25	-21	-20
30	-15	-13	-11
40	-5	-4	-3
45	0	0	0

考察

手掌受け部角度 0 度 (図 5.6, 5.5) のとき, 装置の面がなす訓練角度は装置角度に従い変化していることが分かる. 計算値との誤差はなく, 装置は所望した動作が実現できていると判断した. また, MP 関節角度に関しても, 面のなす訓練角度に従い変化していることが分かる. MP 関節の可動範囲は 0 度 ~ 伸展 24 度であった. よって, 装置の動きに従って MP 関節が動かされており, 手指の関節可動域運動が実現できているといえる.

手掌受け部角度 22.5 度 (図 5.7, 5.6) のとき, 面のなす角度は計算値に従って許容できる誤差の範囲で変化していることが分かる. MP 関節角度に関しては, 装置の角度に追従して変化をしていることが分かる. MP 関節の可動範囲は屈曲 21 度 ~ 伸展 24 度であった. 装置角度 30 度, 40 度における誤差は, MP 関節角度の計測の際に測定誤差が生じたことが考えられる. しかし, 装置の角度変化に従い MP 関節角度が変化していることは分かり, 装置による手指の関節可動域運動が実現できているといえる.

手掌受け部角度 45 度 (図 5.8, 5.7) のとき, 訓練角度は装置動作部角度 20 度において計算値と実測値で 4 度の誤差はみられるが, 装置角度の変化に従い, 面のなす角も変化していることが分かる. よって, 装置は所望した動作が実現できていると判断した. MP 関節角度に関しては, 装置の角度に追従して変化をしていることが分かる. MP 関節の可動範囲は屈曲 42 度 ~ 伸展 0 度であった. しかし, 実測値の面のなす角とは平均して 1.8 度の誤差が確認できる. このずれはほぼ一定に確認できるため, 測定による誤差であると考えられる. 誤差の原因はこれまで述べたような測定の誤差が大きな原因として考えられる.

このようにこの実験では角度の測定誤差が結果に乗ってしまった. しかし装置に装着された手指の MP 関節が, 測定された最大角度と最小角度の間で無段階に角度変化していることは確かであるため, 装置の性能評価に大きな影響はない. 本来の目的である, 想定した可動域範囲で装置角度が変化し, 装置の提供する訓練角度に従って MP 関節角度が変化するということが確認された.

よってこれらの結果より装置の動作角度が設計の要件を満たしており, 装置動作に従った MP 関節の関節可動域運動ができることが示された.

5.3 健常者を対象とした被験者実験

結果

被験者をそれぞれ a, b, c とし, 結果をまとめる. ギター演奏経験に関しては, a が 5 年, b が 3 か月程度, c が 1 か月であった. 各被験者の MP 関節伸展方向の自動, 他動の最大可動域と, それに合わせて設定した装置の可動範囲, 装置利用時に実際に動かされた手の MP 関節の可動域の最小値と最大値を表 5.8 にまとめる.

表 5.8 被験者の MP 関節可動域と装置設定角度と実際の関節運動角度 [deg]

Subject	MP joint extension		Set device motion angle	MP joint movement angle	
	Active	Passive		Minimum	Maximum
a	20	32	0~32	0	32
b	30	34	0~34	0	34
c	28	42	0~42	0	40

被験者ごとの演奏音の周波数解析結果を図 5.9, 5.10, 5.11 に示す．先述の周波数解析実験と同様に，得られた結果からは，特定の周波数において強度のピークが現れていることが分かる．ピークとして現れる周波数とその強度を観測し，得られた周波数の音階を推定してその音の強度をまとめた結果の表 5.9 を以下に示す．

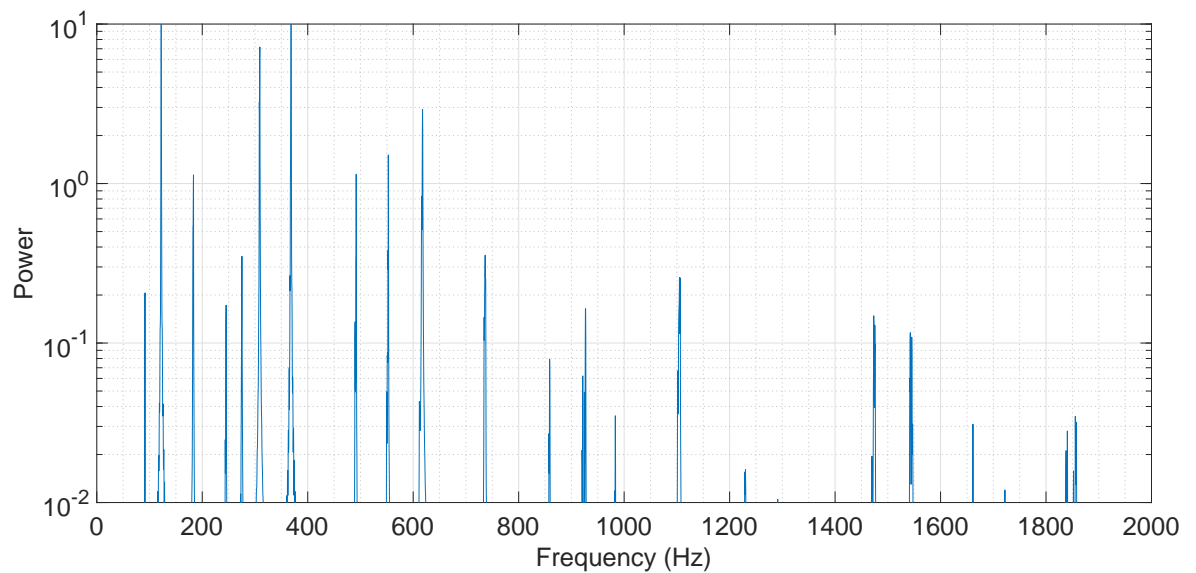


図 5.9 被験者 a の演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)

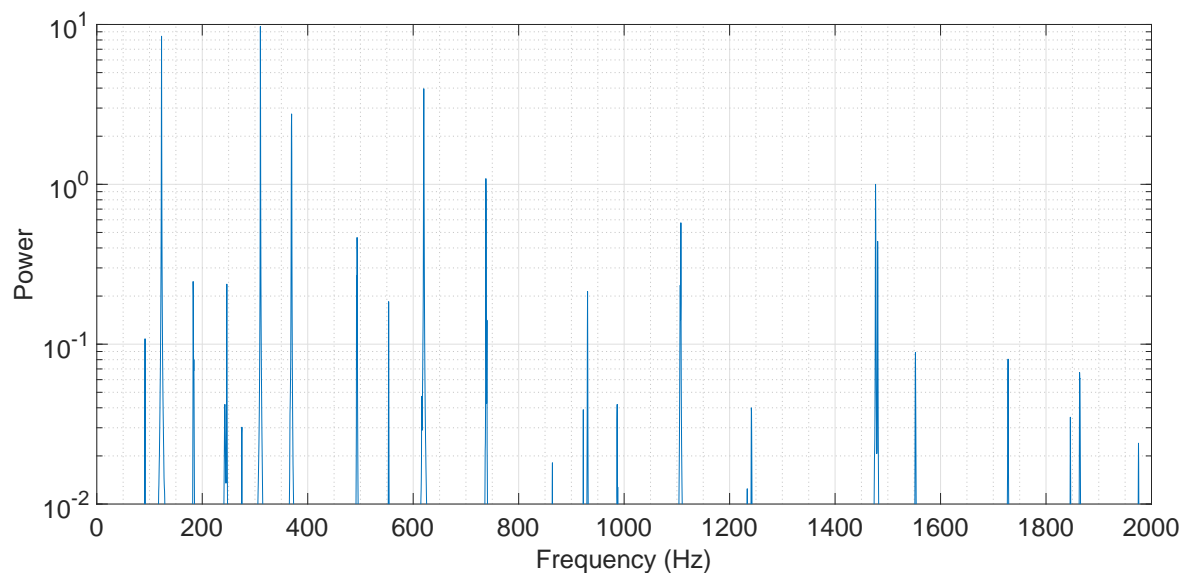


図 5.10 被験者 b の演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)

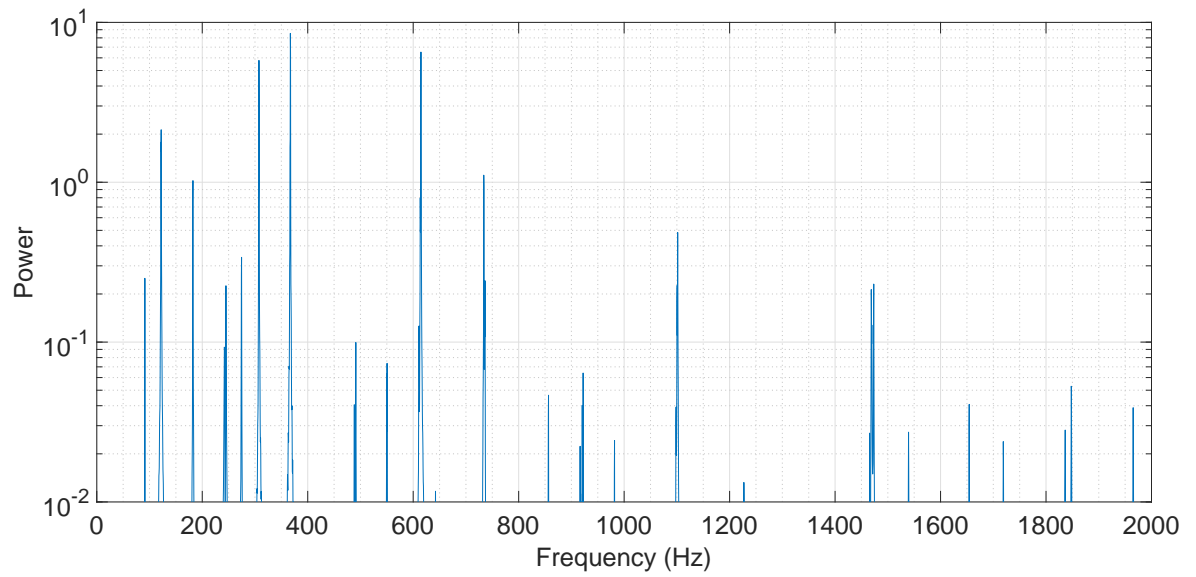
図 5.11 被験者 c の演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)

表 5.9 被験者による装置を用いて押弦した演奏音の解析結果から観測された音階とその強度

Pitch	Subject			Mean	SD
	a	b	c		
F#2	0.206	0.108	0.250	0.188	0.059
B2	23.07	8.444	2.130	11.21	8.770
F#3	1.132	0.246	1.024	0.800	0.394
B3	0.172	0.237	0.225	0.211	0.028
C#4	0.349	0.030	0.339	0.239	0.148
D#4	7.174	9.707	5.786	7.555	1.623
F#4	16.16	2.755	8.539	9.151	5.489
B4	1.141	0.464	0.099	0.568	0.431
C#5	1.511	0.184	0.073	0.589	0.653
D#5	2.923	3.962	6.523	4.469	1.512
F#5	0.355	1.085	1.107	0.849	0.349
G#5orA5	0.079	0.018	0.046	0.048	0.025
A#5	0.164	0.213	0.064	0.147	0.062
B5	0.034	0.041	0.024	0.033	0.007
C#6	0.256	0.574	0.485	0.438	0.133
D#6	0.016	0.039	0.013	0.023	0.011
F#6	0.148	1.000	0.230	0.459	0.383
G6	0.116	0.088	0.027	0.077	0.037
A#6	0.034	0.066	0.050	0.050	0.012

演奏課題実行時の各被験者のオーディオデータについて、時間と振幅を表す図 5.12, 5.13, 5.14 を以下に示す。図中において 1 s ごとに鋭く現れる振幅は、60 BPM で鳴らしたメトロノームの音であり、逆ピラミッド型で現れる振幅はギターの演奏音である。

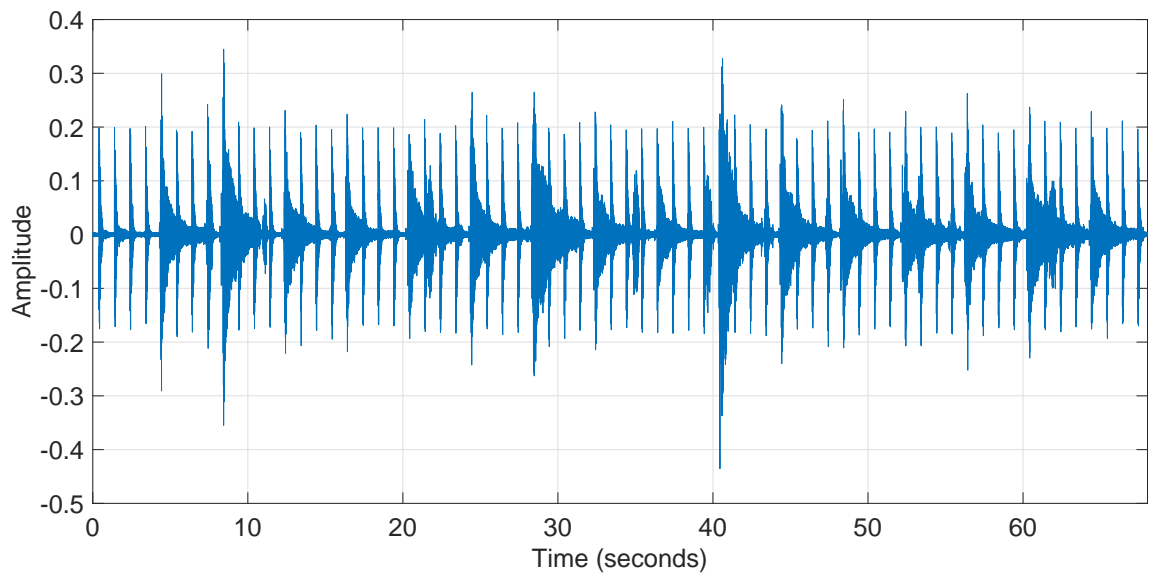


図 5.12 被験者 a の演奏課題の音声波形

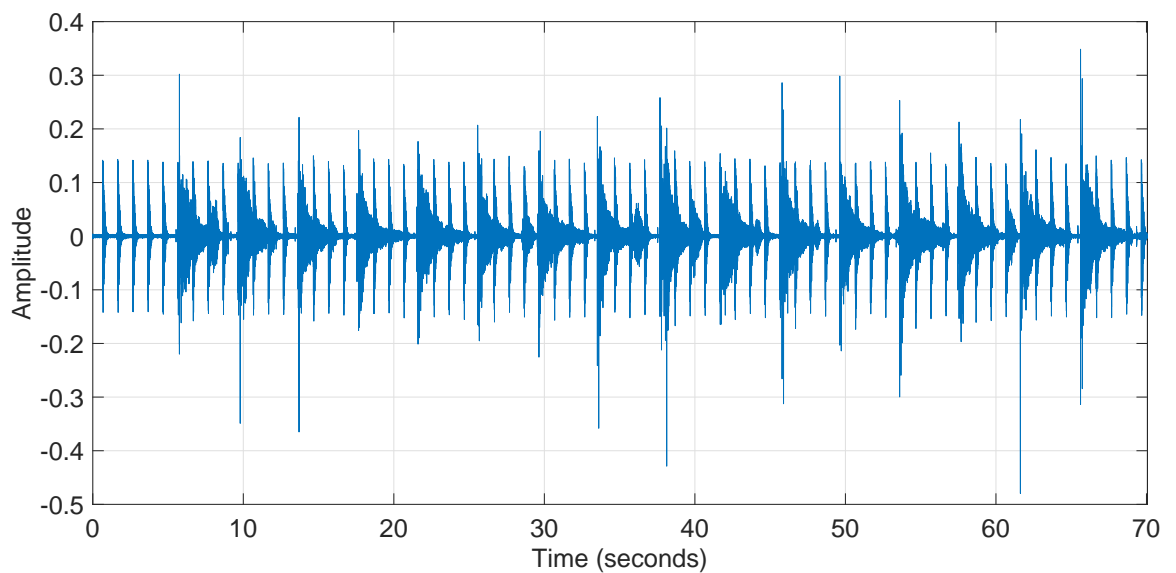


図 5.13 被験者 b の演奏課題の結果の音声波形

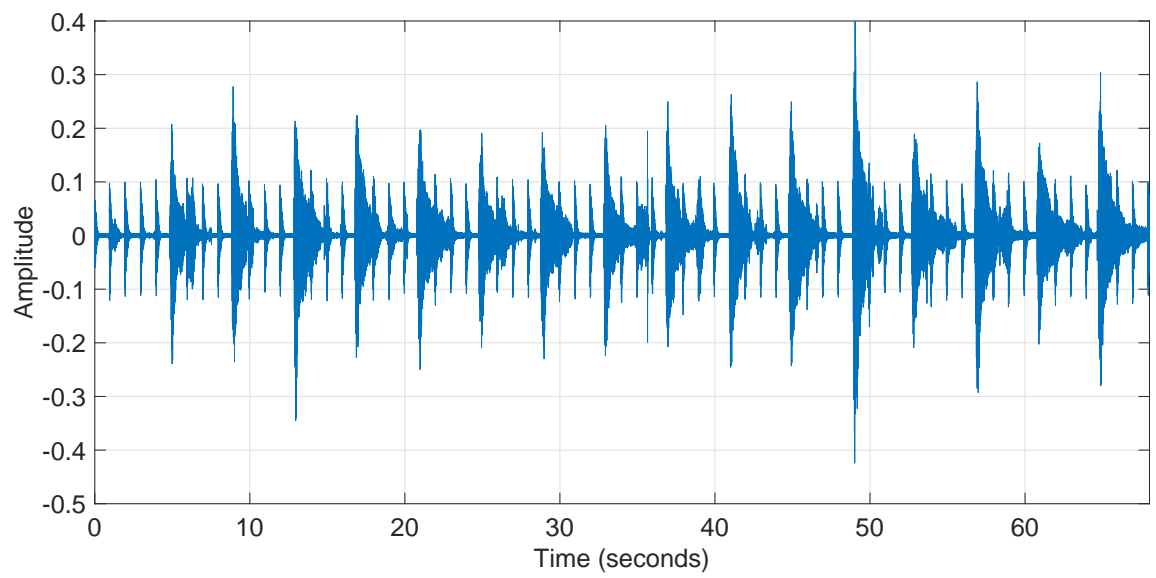


図 5.14 被験者 c の演奏課題の結果の音声波形

アンケートの結果については本研究独自に設定した質問に対する結果を以下の表 5.10 に示す．また，従来研究と同様の質問に対する結果を以下の表 5.11，5.12 に示す．表中の数値は 5 が最も肯定的，1 が最も否定的として整理した．実際の設問は付録アンケート用紙 (図 A.3,A.4,A.5) を参照のこと．

表 5.10 アンケート結果. 1

Question	a	b	c	Mean	SD
1 本体部の操作方法は理解しやすい	5	5	5	5.0	0.00
2 本体部のスライド移動に過剰な負荷はなかった	5	5	5	5.0	0.00
3 ペダル部の操作方法は理解しやすい	5	5	5	5.0	0.00
4 ペダル部を用いた押弦・放弦に過剰な負荷はなかった	5	5	4	4.7	0.47
5 装置の利用は私にとって楽しいものだった	5	5	5	5.0	0.00
6 装置ありで演奏課題を行うことはどれくらい簡単でしたか	4	4	4	4.0	0.00
7 装置なしで演奏課題を行うことはどれくらい簡単でしたか	5	1	2	2.7	1.70
8 装置動作により MP 関節が動かされる	5	4	4	4.3	0.47
9 PIP、DIP 関節が伸展した状態で保持される	5	5	5	5.0	0.00
10 訓練中、手に痛みを感じない	5	5	5	5.0	0.00
11 ひとりで着脱しやすい	5	5	5	5.0	0.00
12 装置を利用した演奏に満足できた	5	5	4	4.7	0.47
13 装置利用中、演奏している実感が得られた	5	5	5	5.0	0.00

表 5.11 アンケート結果. 2

Question	a	b	c	Mean	SD
1 装置利用中、ほかのことを考えていた	1	1	1	1.0	0.00
2 装置利用中、演奏に夢中になっていた	5	5	4	4.7	0.47
3 装置の利用は私にとって退屈であった	1	1	1	1.0	0.00
4 装置の利用は私にとって楽しいものであった	5	5	4	4.7	0.47
5 装置利用中、いらいらした	1	1	1	1.0	0.00
6 装置利用中、自分の意思で操作をしていると感じた	5	5	5	5.0	0.00

表 5.12 アンケート結果. 3

Question	a	b	c	Mean	SD
1 この装置は快適に利用することができた	5	5	5	5.0	0.00
2 この装置は腕・手を演奏に役立つように動かすことを支援した	5	5	5	5.0	0.00
3 私はこの装置を再び使うだろう	5	5	5	5.0	0.00
4 自宅でこの装置を利用していることが想像できる	5	5	4	4.7	0.47
5 家庭での訓練にこの装置を使いたいと思う	5	5	4	4.7	0.47
6 私は装置で毎日訓練をする可能性が高い	5	4	4	4.3	0.47
7 私は装置により、より良い動きをすることができた	3	5	5	4.3	0.94
8 装置は手を動かすことを支援した	4	5	5	4.7	0.47
9 装置の利用は簡単であった	5	5	5	5.0	0.00

考察

初めに表 5.8 で得られた結果に関して考察を行う。被験者に関するデータとして、MP 関節の自動と他動による伸展最大角度を計測した結果、健常者であっても伸展可能な角度は人によって異なることが分かった。この結果より、被験者 a では関節可動域運動に必要な MP 関節の最大伸展角度は 32 度、被験者 b では 34 度、被験者 c では 42 度であるため、装置によりその角度までの伸展動作を行う必要がある。それぞれの伸展可能角度に対応した角度に装置の動作角度を設定し、その装置利用時の被験者の MP 関節運動角度の最小値、最大値を測定すると、被験者 a では最大 32 度まで、被験者 b では最大 34 度までの MP 関節の伸展が実現できており、関節可動域運動が提供できていることが分かる。被験者 c については、最大可動域まで 2 度足りないという結果であった。また被験者 c のアンケートでは、「初めは良かったが、途中から動作部の伸展方向の動きが少なくなり、MP 関節の動きの幅が小さくなった」という意見が得られた。原因としては、ばねによる伸展トルク不足が考えられる。本装置では、引張ばねの復元力を利用して MP 関節の伸展方向のトルクを発揮しているが、伸展方向に角度が大きくなるにつれ、ばねの伸びは小さくなり、復元力も小さくなる。そのため、伸展角度が大きい被験者 c ではトルク不足が発生し、最大伸展可動域までの伸展が実施できなかったと考える。しかし、MP 関節の伸展方向に必要なトルクは明確な基準があるものではなく、人によって異なるものであるため、このトルク不足は本装置の本質的な問題ではなく、現在のばねよりも大きな復元力が発揮できるばねに取り換えることで解決可能であると考えられる。

被験者 c のみで 2 度伸展角度が足りないという結果であったが、アンケートの結果の表 5.10 の設問 8 では、装置利用者の主観的な評価として、MP 関節が装置によって動作されていることが確認できる。これらの結果より、装置は人ごとに異なる MP 関節伸展可動域に対応することができ、関節可動域運動を提供できることが示された。

次に、演奏音の周波数解析結果に関して考察を行う。結果より、各被験者の装置を用いた押弦時には、鳴るべき6本の弦の6種類の基音に加え、倍音も多く含まれることから、正しい演奏音を鳴らすことができると確認できたといえる。さらに詳しく、被験者による装置を用いた押弦とカポタストによる押弦での結果の比較を行った。まずは基音のみを取り出して比較を行った。6種類の基音の強度を被験者の装置を用いた押弦とカポタスト間で比較したグラフを図5.15に示す。

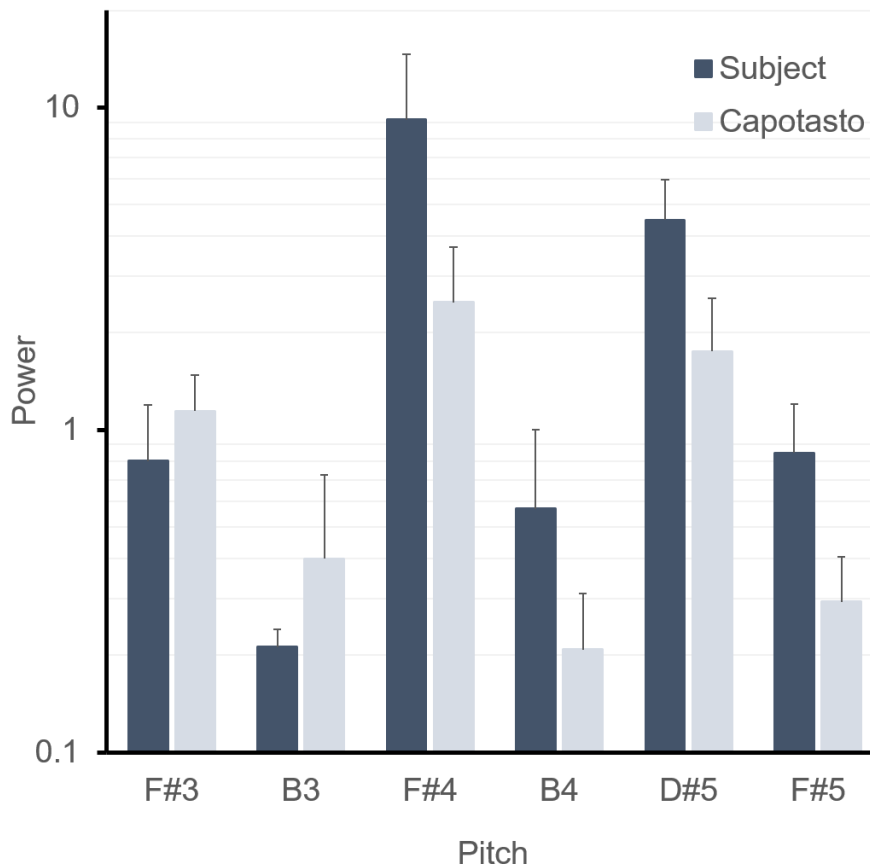


図 5.15 被験者が押弦した際とカポタストを用いて押弦した際の基音（弦の基本振動）の比較（被験者のデータは5回の演奏音の各被験者ごとの平均データの平均 $n=3$ カポタストのデータは $n=5$ エラーバーは標準偏差を示している）

ここでは基音の強度を比較すると、F#3、B3以外の基音について、被験者による装置を用いた押弦のほうが、カポタストを用いた時よりも強度が大きいことが分かる。F#3、B3においては被験者による押弦結果での強度がカポタストよりも小さくなっている。しかし、F#3では、標準偏差内に収まっているので無視できる誤差であると考えられる。B3に関しては差がある。原因の一つとして押弦に必要なトルクの不足が考えられるが、ほかの音に関しては豊かに発せられていることから、可能性は低い。そのため、実験において発生した測定誤差であると考えられる。原因として装置による押弦時に、B3の音を発するギターの手5弦の振動を抑制してしまう何らかの問題があったことが考

えられる．しかし，B3の音量としては，カポタストと比較して54%程度の強度で発せられているため，演奏に関して適さない演奏音であるわけではない．また，B3以外の音ではカポタストよりも大きな音量が発せられていることから，B3の演奏音の音量不足は演奏に影響しないと考えられる．したがって，装置による押弦は装置の利用者が異なっても安定した押弦が可能であり，カポタストによる押弦と同等以上の安定が実現できていることが示された．

続いて，弦の基本振動に加え，倍音も含めて装置とカポタストの比較を行った．観測されたすべての音高について装置とカポタスト間で比較したグラフを図5.16に示す．

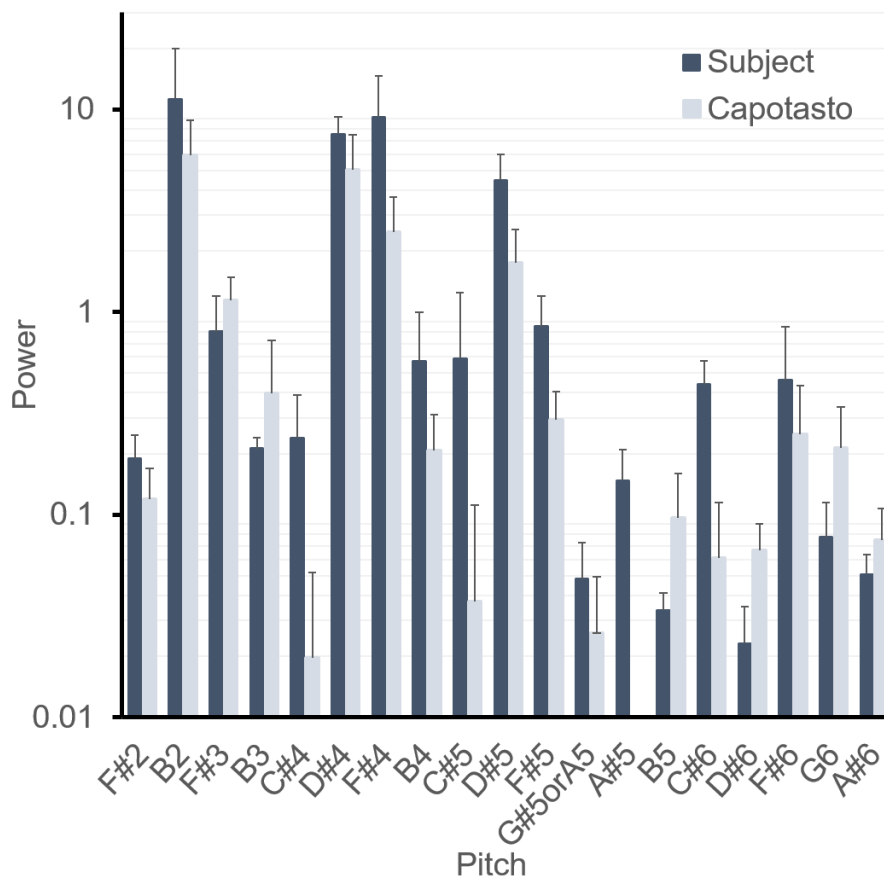


図 5.16 被験者が押弦した際とカポタストを用いて押弦した際のすべての音高の比較（被験者のデータは5回の演奏音の各被験者ごとの平均データの平均 $n=3$ カポタストのデータは $n=5$ エラーバーは標準偏差を示している）

被験者の装置を用いた押弦とカポタストについて，演奏音に含まれる音高の種類を比べてみると，構成に大きな違いはないことが分かる．よって装置による音の響きはカポタストの同等のものであることが分かる．加えて，強度についての比較を行うと，被験者の装置による押弦の方が強度が大きい音高が多いことが確認でき，より豊かな音色が実現できていることが示された．以上より，利用者が異なる場合であっても装置による押弦は確実に達成できていることに加え，装置による押弦がカポタストを用

いた場合よりも安定しており、音質に関しても演奏に問題がない豊かな音色が実現できることが明らかになり、利用者によらずギター演奏に十分に用いることができる性能があることが示された。

また、演奏課題を行っている際の演奏タイミングの結果から評価を行う。図 5.12, 5.13, 5.14 において、一定の間隔で鳴るメトロノームの 4 回ごとにギターの演奏音が鳴っていることが分かる。メトロノームの 4 回ごとのタイミング以外に観測できる音は、装置の移動の際に発せられる装置スライド移動の音や被験者の服がこすれる音に加え、ストローク時の被験者の動作音などが原因として挙げられ、演奏音とは別の環境音であると考えられるため無視できる。よってこの結果から、どの被験者についてもメトロノームのタイミングに合わせて装置を操作し、正確に演奏課題を実行できていることが分かる。また、アンケート結果の表 5.10 における設問 2, 4 の結果から、装置のスライド移動時およびペダルの操作時に無理な負荷がかからないという評価を得た。したがって、装置のスライド移動には無理な負荷がかからず、ペダルによる押弦も意図したタイミングにて無理な負荷なく実施できることが明らかになり、演奏課題が正確に実行できていることから、装置を実際のギター演奏に利用することができることが示された。

最後にアンケート結果について考察を行う。表 5.10 の結果から、装置の性能に対する利用者の意見が得られた。設問 1 から 4 では、装置の操作方法が理解しやすいものであり、操作時に問題となる無理な負荷がかからないことが分かった。設問 5 では、装置の利用が楽しいものであるという結果が得られた。設問 6 と 7 を比較すると、装置がギター演奏を補助していることが分かる。ギター演奏歴が 5 年と回答した被験者では、装置なしのほうが演奏が簡単であるという回答であるが、これは自分の手で慣れた動作をわざわざ装置を用いて行うことで発生する当然の感覚であると考えられる。また、装置を用いた演奏であっても評価が悪いわけではないことから、装置はギター演奏をよく補助しているといえる。設問 8, 9 では手指の訓練に関する質問を行った。MP 関節の他動的な動作は考察の初めにも述べたが、装置によって行えていることが分かる。PIP, DIP 関節の持続伸張に関しても、この結果から伸展保持が装置によって行えていることが確認できた。さらに被験者の装置利用時、手指がずれて持続的伸張が困難となることはなかったことから、装置による PIP, DIP 関節の持続的伸張は実現できているといえる。また設問 10 からは使用中に手に痛みを感じることがないことが明らかとなった。設問 11 からは、装置利用の際の手の装着が一人で行えることが分かった。最後に設問 12, 13 からは、装置利用者が装置の利用によるギター演奏に対し、自分で演奏している実感が得られ満足ができるものであるということが明らかになった。

以上の結果より、装置の操作は簡単で、動作に無理な力はなく、装置の利用の中でギター演奏を楽しみながら、MP 関節の関節可動と PIP, DIP 関節の持続的伸張を行うことができる装置であることが示された。

また、表 5.11 の結果では、装置の利用に肯定的 (2, 4, 6) と否定的 (1, 3, 5) な質問の結果において、明らかに肯定的な質問に対する回答のほうが否定的な質問に対す

る回答よりも高い点数となっている。この設問は従来研究と全く同じ質問であり、その結論を引用すると、この結果は本装置が利用者を楽しませ、魅力を感じさせ、リハビリテーション訓練へのモチベーションを高めることができる可能性が示唆されているといえる。

表 5.12 では回答に際して、「もし自分が脳卒中を発症し、毎日の手指の訓練が必要になったときを想定して以下の質問に回答してください」と条件を付けており、毎日の訓練に本装置を用いたいかどうかに関する主観的な意見が得られていると考える。結果は、すべての設問に対し、高い得点を得ており、実際の生活期における家庭での日常的な訓練に有効的に利用していくことができる可能性を示唆しているといえる。

さらに、利用者からは以下のような肯定的な意見を得た。

- 手がしっかり固定されて装置に手のフィット感があってよかった
- 右手が伸展方向に伸ばされる感覚があった
- 装置なしでは指への負担が大きく、装置ありのほうが指で弾くより弾きやすかった
- 足で踏んで力入れると手が実際に動き、それを目で見て動いているのが分かり、さらに自分で撥弦することで音が鳴るので、演奏しているという実感が大変得られた
- ギター演奏経験者からすると装置を使ったのと自分でギター弾くのが同じような感覚が得られた
- ストロークとコードチェンジのタイミングなどが程よく難しく楽しいと感じた
- 弦楽器であるから音がきれいになるだけですよ
- 自分の力できれいな音が出ることで楽しいうれしい、もっと練習したいもっと弾きたいというモチベーションになる

さらに、装置利用時の手の形がそのままギター演奏につながるため、装置を用いて練習することで最終的に自分の力で演奏できるようになるのではないかと、という意見や、メトロノームに合わせて目標位置まで本体部を移動させるという演奏がゲームのような感覚で楽しめたため、小さい子やほかの疾病の人にも使えるのではないかと、という意見を得ることもでき、今後の装置の発展に生かすことができるのではないかと考える。

一方で、否定的な意見として、フレット位置が見づらく自分がどこを押さえているのかが直感的にわかりづらかったという意見や、ペダル部の形状が踏み込みやすく改良されると良いと思ったといった意見が得られ、装置には改善の余地があることが明らかになった。

まとめると、以上のアンケートの結果からは、装置が簡単に利用可能であり、装置による手指の訓練が実施できること、装置を用いたギター演奏に満足し楽しむことができることが示されたことに加え、生活期脳卒中患者の日常的な利用においても、モチベーションを保ち継続的に利用していくことができる装置である可能性が示唆された。改良に活かせる意見が得られたことで、今後より良い装置とすることができると考えられる。

第6章 結言

6.1 まとめ

脳卒中の後遺症である手指拘縮予防の必要性に言及し、生活期患者の家庭での自主的な訓練では患者個人のモチベーションが訓練量に影響を与えることから、訓練効果を得るための継続的な取り組みが困難であるという問題を取り上げた。従来、拘縮予防に効果的とされる手指の関節可動域運動を他動的に実施する手法で療法士不足の問題を解決している研究はあるが、生活期における家庭での日々の自主的な訓練についてを考慮した研究はあまり見られない。そこで近年、楽器を利用した訓練に関する研究により、脳卒中後遺症に対する様々な好影響が報告されており、回復停止したはずの麻痺手に改善が見られたという報告では楽器が訓練に取り組む動機となり、麻痺手の使用頻度を向上させた結果、十分な訓練量が得られ効果が上がったと考察されていた。

これまで筆者は、手が不自由な人に向けたギター演奏支援装置の開発に取り組んでおり、本研究では、生活期患者に対し楽器を利用した訓練を提供する装置としてこれまで開発してきた本装置を発展させ、ギター演奏をする中で手指拘縮予防のための訓練が実施できる新装置の提案をし、「演奏」と「訓練」の二つの機能を補助する装置の開発を研究目標とした。そこで研究課題を、二つの機能を両立し、生活期患者が家庭で日常的に使用することを考慮した装置の考案と製作、評価とした。装置の動力源には患者の残存力を活用できるワイヤー機構と引張りばねを組み合わせた機構を採用することでアクチュエータを用いないパッシブな動作を実現し、手指拘縮予防の訓練には DIP、PIP 関節の持続的伸張と MP 関節の関節可動域運動を採用した。

ギター演奏に関する性能評価実験では、装置を用いた際とカポタストを用いた際の演奏音を周波数解析し、音高に対する音の強度に関して比較することで装置による押弦が安定して行えており、カポタストと比較して遜色のない演奏音が実現できていることが確認でき、装置を用いたギター演奏に関する押弦と音質について問題がないことを示した。また、スライド方向の静止摩擦力と装置の移動速度を測定し、装置の移動に影響する大きな負荷がかからないことと、装置の移動速度がギター伴奏に用いることができる速度であることを確認し、装置を用いたギター演奏に関するコードチェンジに問題がないことを示した。

手指の関節可動域運動に関する性能評価実験では、装置が手指 MP 関節に加える伸展トルクを測定することで、訓練に必要と考えられるトルクの発揮が可能であることを確認し、関節可動域運動に関する力について要求が達成できていることを示した。また、装置の動作角度やそれに対応して動かされる MP 関節の角度を測定することで、装置動作角度が設計通り動作していることに加え、装置の動作により MP 関節が動かさ

れていることが確認でき、関節可動域運動に関する角度についての要求が達成できていることを示した。

健常者を対象とした被験者実験では、ギター演奏性能に関して、被験者それぞれの装置を用いた演奏音の周波数を解析することで、利用者が異なる場合でも問題なく押弦ができ、演奏に支障のない良い音質で演奏が可能であることを示した。また、演奏課題の結果から、装置スライド移動やペダルによる押弦についても問題はなく、装置を用いた演奏が可能であることを示した。また、手指の訓練に関して、装置の設定を被験者ごとに合わせることで、MP 関節最大可動域の伸展が可能であることを確認し、MP 関節の他動運動の感覚が確認できたことから、利用者が異なる場合であっても関節可動域運動を実現することができることを示した。さらに、PIP、DIP 関節の持続的伸展も実現できていることが示された。アンケートの結果からは、ギター演奏性能と手指の訓練性能が実現できることのさらなる根拠が得られたことに加え、脳卒中生活期患者が家庭における日常的な訓練に本装置を有効的に利用していくことができる可能性が示唆された。

6.2 今後の展望

本研究では、生活期脳卒中患者の実情を考慮し、新たな訓練手法として楽器演奏を利用した訓練に関して、ギター演奏と手指の拘縮予防訓練の二つの機能を持つ装置の開発を行い、性能評価や健常者に対する実験でその機能を確認し、装置の完成が達成できた。しかし実際の患者に対する訓練効果の確認はできていない。今後、実際の生活期脳卒中患者に対する被験者実験を長期的に実施し、訓練効果を示すことで、本装置を用いて余暇としてギター演奏を楽しみながら手指拘縮予防のための訓練が可能となり、麻痺手不使用の防止、さらには麻痺そのものの機能改善につながることを期待される。

参考文献

- [1] 厚生労働省 2017 年 患者調査の概況 5 主な傷病の総患者数
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/17/dl/05.pdf> (参照:2020 年 07 月 30 日)
- [2] 厚生労働省 2019 年 人口動態統計月報年計 (概数) の概況
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai19/dl/gaikyouR1.pdf> (参照 : 2020 年 07 月 30 日)
- [3] 厚生労働省 2019 年 国民生活基礎調査の概況 介護の状況
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa19/index.html> (参照 : 2020 年 07 月 30 日)
- [4] World Health Organization, Fact sheets, The top 10 causes of death, January 2017
- [5] 竹林崇 . Constraint-induced movement therapy が痙縮に与える影響 . バイオメカニズム学会誌 , Vol.42 , No.4 . 2018
- [6] 手足のつっぱり 痙縮情報ガイド
<https://keishuku.jp/keishuku/> (参照 : 2020 年 07 月 30 日)
- [7] 猪狩ともみ . 痙縮に対する装具療法の最近の知見 . バイオメカニズム学会誌 , Vol.42 , No.4 . 2018
- [8] 和田善行 , 池上聡子 , 石川定 , 降矢芳子 , 川平和美 . 慢性期脳卒中片麻痺患者に対する促通反復療法の痙縮減弱効果 . 理学療法科学 , 34 , 5 . 2019 . pp569-574
- [9] 勝谷将史 , 道免和久 . 慢性期脳卒中患者に対する痙縮治療と装具療法 . Jpn J Rehabil Med 2019 ; 56 : 298-302
- [10] 中村学 , 遠藤聡 , 佐藤恵 , 手島雅人 , 久米亮一 . 装具外来における生活期脳卒中患者の装具療法と運動療法 . Jpn J Rehabil Med 2019 ; 56 : 272-276
- [11] 北村新 , 宮本礼子 . 脳卒中片麻痺患者が生活の中で麻痺手の使用不使用に至る過程 . 作業療法 . 38 巻 1 号 , 2019 年 2 月
- [12] 脳卒中治療ガイドライン 2015

- [13] 赤居正美．関節拘縮ーその予防・治療についてー．リハビリテーション医学．2003，40．pp76-80
- [14] 臨床思考が身につく運動療法 QandA 理学療法 NAVI 高橋哲也 編医学書院 2016
- [15] 厚生労働省 「脳卒中に関する留意事項」
<https://www.mhlw.go.jp/file/04-Houdouhappyou-11303000-Roudoukijun-\kyokuanzeneiseibu-Roudoukijun/0000153518.pdf> (参照：2021 年 02 月 05 日)
- [16] 厚生労働省 平成 29 年 介護サービス施設・事業所調査結果の概況
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kaigo/service17/dl/toukei.pdf> (参照：2020 年 07 月 30 日)
- [17] 川手信行．生活期におけるリハビリテーションのあり方．Jpn J Rehabil Med 2017；54：490-493
- [18] Michael T. Jurkiewicz, Susan Marzolini, Paul Oh, "Adherence to a Home-Based Exercise Program for Individuals After Stroke" Topics in Stroke Rehabilitation, Volume 18, 2011, Pages 277-284 — Published online: 05 Jan 2015
<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1310/tsr1803-277> (参照：2021 年 02 月 04 日)
- [19] 「リハビリにおける運動学習とモチベーション・フィードバックの効果について」 パフォーマンスを最大化するために
<https://hideyukiriha.com/archives/4463> (参照：2021 年 02 月 05 日)
- [20] 小池康弘，井上桂子．回復期リハビリテーションにおける患者の訓練動機づけ尺度の試作版の開発．川崎医療福祉学会誌．Vol. 27，No. 2，2018．403 - 411
- [21] 川崎晴久，伊藤聡，石樽康彦，西本裕，青木隆明，安部基幸，栄枝裕文，小鹿丈夫，毛利哲也，上木論．拇指対向運動を支援するハンドリハビリ支援ロボットの設計と動作評価．日本機械学会論文集 (C 編)．74 巻 748 号．2008．
- [22] 谷口浩成，脇元修一，鈴森康一．作業療法士の施術を目指した手指関節用リハビリ装置の開発 (空気圧ソフトアクチュエータによる筋リラクゼーション運動と関節可動域訓練の検討) ．日本機械学会論文集．Vol.80, No.820．2014．
- [23] 宮川豊美，脇元修一．湾曲型空圧アクチュエータを用いた手指拘縮予防支援装置の開発．日本設計工学会．Volume 51, Number 5，2016. Page 344-356
- [24] 永瀬純也，濱田一貴，佐藤俊之，嵯峨宣彦．バルーン型腱駆動アクチュエータを用いた手指ピンチ動作リハビリテーションデバイスの設計．日本設計工学会．Volume51, Number 1．2016．Page 41-50

- [25] A. Yurkewich, D. Hebert, R. H. Wang and A. Mihailidis, "Hand Extension Robot Orthosis (HERO) Glove: Development and Testing With Stroke Survivors With Severe Hand Impairment," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, no. 5, pp. 916-926, May 2019, doi: 10.1109/TNSRE.2019.2910011.
- [26] M. Sandison et al., "HandMATE: Wearable Robotic Hand Exoskeleton and Integrated Android App for At Home Stroke Rehabilitation," 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Montreal, QC, Canada, 2020, pp. 4867-4872, doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9175332.
- [27] 笠井史人, 水間正澄, 佐藤新介, 渡辺英靖, 和田真一, 飯島伸介, 國吉泉, 吉澤則幸. 上肢装具装着ギター演奏による片麻痺上肢機能訓練. 日本義肢装具学会. Volume.26 No.3 2010
- [28] 市江雅芳. 本邦における音楽療法の現状と問題点 将来にむけての提言 . 音楽医療研究, 第1巻, 2008
- [29] Schneider, S., Schonle, P.W., Altenmuller, E. et al. Using musical instruments to improve motor skill recovery following a stroke. *J Neurol* 254, 1339-1346 (2007). <https://doi.org/10.1007/s00415-006-0523-2> (参照: 2021年02月04日)
- [30] Lina Bunketorp-Kall, Asa Lundgren-Nilsson, Hans Samuelsson, Tulen Pekny, Karin Blomve, Marcela Pekna, Milos Pekny, Christian Blomstrand, and Michael Nilsson, "Long-Term Improvements After Multimodal Rehabilitation in Late Phase After Stroke A Randomized Controlled Trial" *Stroke* Vol48, No.7 2017
- [31] 佐藤正之, 神経疾患に対する音楽療法, 日本病院薬剤師会, 病薬アワー, 2014
- [32] E. アルテンミュラー, G. シュラウグ, 全訳: 上田和夫, 神経リハビリテーションにおける音楽演奏の好ましい効果, 日本音響学会誌 69 巻 1 号, pp28-37, 2013
- [33] 福田博美, 七條めぐみ, 神谷舞, 小川真由子, 高木久美子, 松橋俊太, 武本京子, 音楽療法に関する文献の検討, 愛知教育大学健康支援センター紀要, Vol18 2020
- [34] 花田明典, 加藤典彦. 一般的なコードが演奏可能なキャリパー機構を応用した上肢不自由者の QOL 向上を目的としたギター演奏支援装置の開発. 令和元年度 電気・電子・情報関係学会東海支部連合大会 (2019 年 9 月 9-10 日 於大同大学)
- [35] Akinori Hanada, Taku Itami, Norihiko Kato. Guitar playing support device with caliper brake mechanism for upper limb disabled people. The Twenty-Fifth Inter-

- national Symposium on Artificial Life and Robotics 2020 (AROB 25th 2020), B-Con Plaza, Beppu, Japan, January 22-24, 2020
- [36] シンコーミュージックエンターテイメント,
<https://www.shinko-music.co.jp/readingscoreacousticguitar/g-1-1/>(参照: 2019 年 2 月 20 日)
- [37] 西ノ平志子, 松井博和, 大島千佳, 中山功一. 神経系の運動障害がある人がギター演奏を継続して楽しく取り組むための演奏補助装置の開発. 情報処理学会研究報告. Vol.2017 No9
- [38] 介護用品と福祉用具のネット通販ショップ わくわく直観堂
<https://waku2chokkan.com/websem18-counterweight#:~:text=>(参照: 2021 年 2 月 3 日)
- [39] e-Stat 政府統計の総合窓口 統計で見る日本
<https://www.e-stat.go.jp/dbview?sid=0003224177> (参照: 2021 年 2 月 3 日)
- [40] 「関節可動域表示ならびに測定法」日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会 1995 年 日本整形外科学会雑誌 69, 240-250, 1995. リハビリテーション医学 32, 207-217, 1995.
- [41] AIST 日本人の手の寸法データ-寸法項目一覧
<https://www.airc.aist.go.jp/dhrt/hand/data/list.html> (参照: 2020 年 11 月 4 日)
- [42] 日本全国の平均足型
<https://corp.zozo.com/news/20200611-10522/> (参照: 2020 年 11 月 4 日)
- [43] 上肢のリーチ動作の評価と運動療法 楠 貴光 関西理学 18: 39-46, 2018
- [44] 機能安全活用実践マニュアル pp.65-67 厚生労働省
<https://www.mhlw.go.jp/new-info/kobetu/roudou/gyousei/anzen/dl/180320-7.pdf> (参照: 2020 年 12 月 24 日)
- [45] J. Bai and A. Song, "Development of a Novel Home Based Multi-Scene Upper Limb Rehabilitation Training and Evaluation System for Post-Stroke Patients," in IEEE Access, vol. 7, pp. 9667-9677, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2891606.
- [46] E. F. Hodkin et al., "Automated FES for Upper Limb Rehabilitation Following Stroke and Spinal Cord Injury," in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 26, no. 5, pp. 1067-1074, May 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2018.2816238.

-
- [47] SurveyMonkey リッカート尺度とは
<https://jp.surveymonkey.com/mp/likert-scale/> (参照 : 2021 年 02 月 04 日)
- [48] 国立教育政策研究所 社会教育実践教育センター 調査票の作り方
https://www.nier.go.jp/jissen/chosa/h23_handbook03_04.pdf (参照 : 2021 年 02 月 04 日)
- [49] Jacob Benesty, M.M.Sondhi, Yiteng Huang, Springer Handbook of Speech Processing, Springer Science & Business Media, 2007/11/28 p65
https://books.google.co.jp/books?id=Slg10ekZBkAC&pg=PA61&hl=ja&source=gbs_toc_r&cad=4#v=onepage&q&f=false (参 照 : 2021 年 1 月 27 日)

謝辞

本論文は、令和元年4月から令和3年1月末日までに遂行された研究をまとめたものであり、多くの先生方のご指導に加え、多くの方々のご協力の賜物です。ここに感謝の意を表します。

本研究を進めるにあたり、主査及び指導教員を務めていただき、また研究室配属当初よりご指導いただいた三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 加藤典彦准教授には大変お世話になりました。様々な困難のある研究テーマでしたが私の意思を尊重してくださり、3年間丁寧かつ熱心にご指導いただきました。ここに心より深く感謝申し上げます。

また、約1年間ではありましたが、物事を深く追求することや客観的に自分の研究を見直すことの必要性を丁寧に指導いただきました、三重大学医学部附属病院医療情報管理部ネットワーク部門 坂本良太助教授に感謝の意を表します。

ご多忙の中、本論文の副査を引き受けていただき、有益なご助言、ご指導を頂きました、三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 矢野賢一教授、池浦良淳教授に感謝の意を表します。

また、矢野賢一教授、三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 松井博和助教授には、研究に対する有益なご助言を頂いただけでなく、研究室活動における様々な事柄に対して熱心にご指導頂きましたこと、深く感謝いたします。

本研究における装置の開発にあたり、技術的な面から適切なご指導を頂きました三重大学実習工場 米倉雄治様に心より感謝いたします。また装置の製作にご尽力いただいた三重大学実習工場の皆様に心よりお礼申し上げます。

障がいのある方へ向けた研究に対する姿勢について、丁寧に適切なご助言を頂きました三重大学大学院工学研究科研究員 西ノ平志子様には深く感謝の意を表します。

研究内容や研究室活動において様々な助言を頂きました、青山学院大学理工学部電気電子工学科 伊丹琢助教授、同部屋で多くの議論にお付き合いいただいた高村先輩、加茂田君をはじめ、ご卒業された先輩方に心よりお礼申し上げます。

また同部屋で苦楽を共にした小澄さん、中濱君をはじめ同じ研究室で共に研究を行ったメンバー全員に心より感謝いたします。

最後に、博士前期課程修了まで勉学の機会を与えて頂き、有意義な学生生活を支えて頂きました両親、祖父母に深く敬意を表すとともに、本研究に取り組む中でご協力頂いた全ての皆様に感謝を申し上げ、謝辞とさせていただきます。

研究業績

査読付き国際会議論文

1. Akinori Hanada, Taku Itami, Norihiko Kato "Guitar playing support device with caliper brake mechanism for upper limb disabled people", The Twenty-Fifth International Symposium on Artificial Life and Robotics 2020 (AROB 25th 2020), pp.238-243, Beppu, Japan, 22-24 January, 2020

国内学会における発表

1. 花田明典，加藤典彦，一般的なコードが演奏可能なキャリパー機構を応用した上肢不自由者の QOL 向上を目的としたギター演奏支援装置の開発，電気・電子・情報関係学会東海支部連合大会，2019 年 9 月 9-10 日

付 録 A 被験者実験資料

第 4 章，第 5 章における健常者を対象とした被験者実験にて使用した実験説明用スライド資料 (図 A.1,A.2) とアンケート用紙 (図 A.3,A.4,A.5) を示す．

実験手順

1

- ①基本事項測定
- ②装置の設定
- ③装置の利用方法説明
- ④演奏音録音 MP関節角度測定
- ⑤模擬訓練 装置あり 練習10分
- ⑥模擬訓練 装置なし 練習10分
- ⑦アンケート実施

終了

研究概要

2



拘縮した手指

- 脳卒中患者の手指の機能回復は重要
- **手指拘縮悪化**が原因で、発症後4年で約67%が麻痺手不使用になるという問題
- 手指機能の回復・維持には**生活期の自主的な麻痺手の利用・訓練**が必要



推奨されているセルフリハビリテーション



自主訓練用の道具




- 楽器の演奏を通して継続した訓練を促す


「ギター演奏+麻痺手の訓練」を可能とする家庭用の訓練支援装置の開発

提案装置

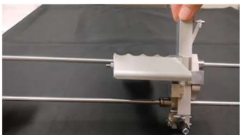
3




本体部
レール部
ペダル部



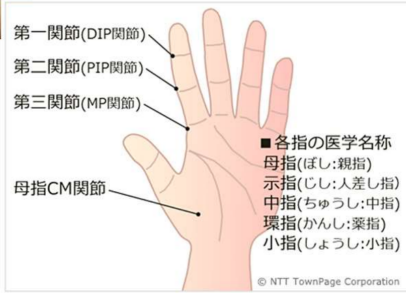
✓ MP関節の可動域運動
✓ PIP・DIP関節の伸展保持



本体部のスライド移動



本体部の押弦動作



第一関節(DIP関節)
第二関節(PIP関節)
第三関節(MP関節)
母指CM関節

■ 各指の医学名称
母指(ぼし:親指)
示指(じし:人差し指)
中指(ちゅうし:中指)
環指(かんし:薬指)
小指(しょうし:小指)

© NTT TownPage Corporation

模擬訓練

4



演奏課題

7 2 4 2 0 7 0 2 BPM 60

- 装着した手は装置の動きに抵抗しないように脱力してください
- 装置の右端の部分で押弦を行うので、その部分を押弦したい番号の位置に移動させてください
- 練習最大10分（慣れたと思ったら終わり）
- メトロノーム4回目で次のコードを鳴らす（音は伸ばさなくても大丈夫です）

アンケートのお願い

年 月 日

あなたのギター経験についてお答えください

1. 未経験 2. 経験あり 期間 (年 か月)

1. 以下の質問にお答えください。

1.1 本体部の操作方法は理解しやすい

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.2 本体部のスライド移動に過剰な負荷はなかった

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.3 ペダル部の操作方法は理解しやすい

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.4 ペダル部を用いた押弦・放弦に過剰な負荷はなかった

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.5 装置の利用は私にとって楽しいものだった

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.6 装置ありで演奏課題を行うことはどれくらい簡単でしたか

1. とても簡単 2. やや簡単 3. どちらともいえない 4. あまり簡単ではない 5. まったく簡単ではない

1.7 装置なしで演奏課題を行うことはどれくらい簡単でしたか

1. とても簡単 2. やや簡単 3. どちらともいえない 4. あまり簡単ではない 5. まったく簡単ではない

1.8 装置動作によりMP関節が動かされる

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.9 PIP、DIP関節が伸展した状態で保持される

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.10 訓練中、手に痛みを感じない

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.11 ひとりで着脱しやすい

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.12 装置を利用した演奏に満足できた

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.13 装置利用中、演奏している実感が得られた

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

アンケートのお願い

年 月 日

1. 以下の質問に回答してください

1.1 装置利用中、ほかのことを考えていた

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.2 装置利用中、演奏に夢中になっていた

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.3 装置の利用は私にとって退屈であった

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.4 装置の利用は私にとって楽しいものであった

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.5 装置利用中、いらいらした

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

1.6 装置利用中、自分の意思で操作をしていると感じた

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2. もし自分が脳卒中を発症し、毎日の手指の訓練が必要になったときを想定して以下の質問に回答してください

2.1 この装置は快適に利用することができた

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.2 この装置は腕・手を演奏に役立つように動かすことを支援した

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.3 私はこの装置を再び使っだろう

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.4 自宅でこの装置を利用していることが想像できる

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.5 家庭での訓練にこの装置を使いたいと思う

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.6 私は装置で毎日訓練をする可能性が高い

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.7 私は装置により、より良い動きをすることができた

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.8 装置は手を動かすことを支援した

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

2.9 装置の利用は簡単であった

1. 強く同意する 2. やや同意する 3. どちらともいえない 4. あまり同意しない 5. まったく同意しない

3. ご意見、ご感想などご自由にお書きください。

ご協力いただきありがとうございました。

目 次

1.1	手指の拘縮 ^[6]	2
1.2	患者ひとりでの手指拘縮予防訓練を実現する装置の例 ^{[21][22][25]}	3
2.1	生活期脳卒中患者に対する予備実験 演奏姿勢	6
2.2	生活期脳卒中患者に対する予備実験 手先の様子	7
2.3	ギターの各部名称 ^[36]	8
2.4	ギターネック ^[36]	8
2.5	一般的なギター演奏のコード押弦の例	9
2.6	ボーデンワイヤ機構	10
2.7	コードチェンジ案	11
2.8	手指の関節と名称	12
2.9	療法士による徒手的な手指拘縮予防のための訓練 ^[22]	13
2.10	手指拘縮予防のための市販の道具	13
2.11	推奨される手指のセルフリハビリテーション ^[6]	14
2.12	ギター演奏における手先の演奏姿勢	14
2.13	装置の構成	15
3.1	完成した装置	17
3.2	本体部の外観	18
3.3	本体部の動作	19
3.4	本体部の押弦，放弦方向の動作原理	20
3.5	装置動作部の設計	21
3.6	伸展トルク計算用モデル	23
3.7	選定したばねによる装置角度に対するトルクの計算値	24
3.8	無段階での角度調整の仕組み	25
3.9	手掌受け部角度の3段階の変化	26
3.10	手掌受け部と手指受け部形状	27
3.11	手の装着	28
3.12	ペダル部の外観	29
3.13	床とペダル面の高さ	30
3.14	装置角度に対するワイヤストローク量	31
3.15	ペダル踏み込み角度に対するワイヤストローク量	31
3.16	レール部の外観 下の図はギターに取り付けた様子	33

3.17 装置利用時の上肢のリーチ運動	35
3.18 生物力学的限界 ^[44]	36
4.1 実験環境	38
4.2 装置本体部のスライド移動	39
4.3 実験概要	40
4.4 実験の様子	41
4.5 実験概要	43
4.6 実験の様子	44
4.7 被験者実験の様子	46
5.1 装置を用いて4フレットを押弦した演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)	48
5.2 カポタストを用いて4フレットを押弦した演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)	49
5.3 装置を用いて押弦した際とカポタストを用いて押弦した際の基音 (弦の基本振動) の比較 ($n=5$ エラーバーは標準偏差を示している)	51
5.4 装置を用いて押弦した際とカポタストを用いて押弦した際のすべての音高の比較 ($n=5$ エラーバーは標準偏差を示している)	52
5.5 装置角度に対するトルク (実測値は平均値 $n=3$ エラーバーは標準偏差を示している)	54
5.6 手掌受け部が0度の場合の実験結果	57
5.7 手掌受け部が22.5度の場合の実験結果	58
5.8 手掌受け部が45度の場合の実験結果	59
5.9 被験者 a の演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)	62
5.10 被験者 b の演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)	62
5.11 被験者 c の演奏音の周波数解析結果 ($n=5$ の平均)	63
5.12 被験者 a の演奏課題の音声波形	64
5.13 被験者 b の演奏課題の結果の音声波形	64
5.14 被験者 c の演奏課題の結果の音声波形	65
5.15 被験者が押弦した際とカポタストを用いて押弦した際の基音 (弦の基本振動) の比較 (被験者のデータは5回の演奏音の各被験者ごとの平均データの平均 $n=3$ カポタストのデータは $n=5$ エラーバーは標準偏差を示している)	69
5.16 被験者が押弦した際とカポタストを用いて押弦した際のすべての音高の比較 (被験者のデータは5回の演奏音の各被験者ごとの平均データの平均 $n=3$ カポタストのデータは $n=5$ エラーバーは標準偏差を示している)	70
A.1 実験説明用スライド資料. 1	83

A.2 実験説明用スライド資料. 2	84
A.3 アンケート用紙. 1	85
A.4 アンケート用紙. 2	86
A.5 アンケート用紙. 3	87

表 目 次

5.1	装置を用いて押弦した演奏音の解析結果から観測された特徴的な周波数 と推定される音階	48
5.2	カポタストを用いて押弦した演奏音の解析結果から観測された特徴的な 周波数と推定される音階	49
5.3	伴奏が考えられる楽曲の平均 BPM 算出に用いたデータの四分位数 . . .	53
5.4	装置角度に対する手指伸展トルク実測値	54
5.5	手掌受け部が 0 度のとき 装置角度に対する訓練角度と MP 関節角度 . .	57
5.6	手掌受け部が 22.5 度のとき 装置角度に対する訓練角度と MP 関節角度	58
5.7	手掌受け部が 45 度のとき 装置角度に対する訓練角度と MP 関節角度 .	59
5.8	被験者の MP 関節可動域と装置設定角度と実際の関節運動角度 [deg] . .	61
5.9	被験者による装置を用いて押弦した演奏音の解析結果から観測された音 階とその強度	63
5.10	アンケート結果. 1	66
5.11	アンケート結果. 2	67
5.12	アンケート結果. 3	67