

足部徒手ストレッチング手技の分析と
自動ストレッチング機器の開発および効果検証

山田 南欧美

要約

本研究は、療法士の徒手ストレッチング手技に近い動きを行う足部自動ストレッチング機器を開発し、その効果を検証することを目的としている。リハビリテーションの現場で頻回に行われる足部背屈ストレッチングは、退院後も継続して実施することが望ましいが、在宅にて対象者が自分自身で治療効果の高いストレッチングを行うことは難しい。そこで、在宅で利用できる足部自動ストレッチング機器があれば、療法士がいなくても継続的に足部ストレッチングを行うことが可能になる。さらに、そのストレッチング機器が療法士が行う徒手ストレッチング手技に近い機能を有していれば、高い治療効果を期待できる。

よって本研究では、まず、臨床で行われる足部徒手ストレッチング手技を統計的に分析した。ストレッチング中の足部姿勢と足底面に加わる力でストレッチング手技を定義し、この指標を計測して得られた多次元時系列データに対し主動作分析を適用することで、手技の特徴を抽出する方法を提案した。この手法を用いて複数の理学療法士が複数の脳卒中後遺症者に対して実施した足部ストレッチング手技を分析し、全体に共通する手技の特徴と、理学療法士が患者の症状に合わせて個別に調整する手技の特徴を同定した。

このようにして得られた手技の特徴をもとに、主要な手技の特徴であった足部背屈方向のストレッチングを自動で行う足部自動ストレッチング機器を開発した。この機器を使って健常高齢者12名に対し足部自動ストレッチングを実施し、その有効性を検証した。その結果、開発した足部自動ストレッチング機器による足部ストレッチングの即時効果は、現在在宅で主流であるセルフストレッチングと同等以上の効果があることを示すことができた。加えて、本機器を4週間継続使用した際の長期効果を有疾患者1名で確認したところ、足関節最大背屈角度は向上し、バランス能力の向上がみられた。

さらに、個別に調整する手技として同定された足部を三次元的に制動する手技および前足部を内外反する手技を模擬する三次元制動が可能な足部自動ストレッチング機器を開発した。健常若年者を対象に動作確認を実施しつつ、改良を重ねた結果、本試作機によるストレッチングで足部が三次元的に制動されることを確認できた。

以上のとおり、本研究では、療法士の徒手ストレッチング手技を統計的に分析したうえで、足部ストレッチング機器の開発に取り組み、臨床的な有効性を示すことができた。自動ストレッチング機器の早期市場投入を目指し、引き続き、機器の改良および臨床での効果検証実験に取り組んでいく。

目次

第1章 緒論	1
1.1 臨床における足部ストレッチングの現状	1
1.1.1 ストレッチングの種類と効果	1
1.1.2 臨床で行われる足部ストレッチング	6
1.1.3 退院後における足部ストレッチングの問題点	11
1.2 足部ストレッチング機器開発の現状	14
1.2.1 足部ストレッチング機器に関する先行研究	14
1.2.2 足部ストレッチング機器開発における課題	18
1.3 本研究の目的と課題	20
1.4 本論文の構成	22
第2章 理学療法士の足部徒手ストレッチング手技の分析	26
2.1 足部徒手ストレッチング手技分析の課題	26
2.2 目的	31
2.3 方法	32
2.3.1 対象	32
2.3.2 徒手ストレッチング手技の計測方法	32
2.3.3 統計解析	37
2.4 結果	39
2.4.1 主動作が示すストレッチング手技の特徴	39
2.4.2 徒手ストレッチング手技の個人差	40
2.5 考察	45
2.6 結言	46
2.7 本章に関連する論文	47
第3章 在宅利用を目的とした足部自動ストレッチング機器の開発とその効果検証	49
3.1 足部自動ストレッチング機器に必要な機構	49
3.2 足部自動ストレッチング機器の開発	49
3.3 健常高齢者を対象にした効果検証	58
3.3.1 目的	58
3.3.2 方法	58
3.3.3 結果	63
3.3.4 考察	67
3.4 有疾患者を対象にした継続使用効果の確認	72
3.4.1 目的	72

3.4.2	方法	72
3.4.3	結果	75
3.4.4	考察	75
3.5	結言	78
3.6	本章に関連する論文・学会発表	79
第4章	三次元制動が可能な足部自動ストレッチング機器の開発	82
4.1	三次元制動が必要なストレッチング	82
4.2	三次元制動が可能なストレッチング機器の開発	83
4.2.1	足部に対する三次元制動機構の考案	83
4.2.2	安全性に関する考察	84
4.2.3	試作機の作製	86
4.2.4	試作機の動作確認	87
4.3	試作機の改良および追加の動作確認	90
4.3.1	ワイヤ制御方法の改良	90
4.3.2	PID制御の追加	93
4.3.3	追加の動作確認	96
4.4	結言	98
4.5	本章に関連する知的財産・論文・学会発表	98
第5章	結論	101
5.1	本論文のまとめ	101
5.2	今後の展望	103

目 次

1.1	Neurological mechanism of static stretching	2
1.2	Neurological mechanism of ballistic stretching	3
1.3	Neurological mechanism of dynamic stretching	4
1.4	Naming the joints and regions of the foot and ankle	7
1.5	Stretching using incline board	9
1.6	Stretching using elastic band	10
1.7	Stretching manually by a physical therapist	10
1.8	Overview of the community-based integrated care systems	12
1.9	Outline of medical fee revision	14
1.10	CPM (continuous passive motion) machine	15
1.11	Stretching device of Gao, et al.	16
1.12	Schematic of foot stretching device of Ren, et. al.	17
1.13	Rehabilitation situation in bed-side using stretching device of Ren, et. al.	17
1.14	Stretching machine of Toda, et.al.	19
1.15	Stretching device named Motorized Ankle stretcher	19
1.16	Passive motion device for improvement of peripheral circulation	20
1.17	Objectives of this study	21
1.18	Composition of this thesis	25
2.1	Three-dimensional foot movement	27
2.2	Superficial muscles in the posterior compartment of the leg	28
2.3	Deep muscles in the posterior compartment of the leg	28
2.4	Manual foot stretching by a physical therapist	29
2.5	Foot deformity; Equinovarus	29
2.6	Study objectives in the second chapter	31
2.7	Instrumented brace	35
2.8	Experimental apparatus of three-dimensional motion analysis	35
2.9	Experimental scenery	36
2.10	Coordinate systems	36
2.11	Two phases of stretching	37
2.12	1st, 2nd, 3rd and 4th principal motions	39
2.13	Stretching technique features of 1st principal motion	41
2.14	Stretching technique features of 2nd principal motion	42
2.15	Stretching technique features of 3rd principal motion	42

图 目 次

2.16	Stretching technique features of 4th principal motion	43
2.17	Scores of principal motions; 1st vs 2nd and 3rd vs 4th motion	44
3.1	Study objectives in the third chapter	50
3.2	Automatic foot exerciser; relegs	51
3.3	Principal motion of relegs	52
3.4	Stretching machine	52
3.5	Muscle voluntary contraction before and after stretching using stretching machine in young healthy	57
3.6	Passive ankle resistance before and after stretching using stretching machine in young healthy	57
3.7	Automatic stretching using foot stretching machine	59
3.8	Self stretching using towel	60
3.9	ROM of dorsiflexion measurement using goniometer	61
3.10	MVC of plantarflexors measurement using hand-held dynamometer	61
3.11	Passive torque and muscle-tendon junction measurement using hand-held dynamometer and ultrasonography	62
3.12	MTJ displacement measurement	64
3.13	Results of range of motion in passive dorsiflexion	65
3.14	Results of range of maximum voluntary contraction of plantar flexors	66
3.15	Results of passive resistive torque	68
3.16	Results of muscle-tendon junction displacement	69
3.17	Stretching machine connected chair using metal frame	73
3.18	Stretching situation	74
3.19	The method of time up and go test	76
3.20	TUG measurement scenery	76
4.1	Study objectives in the fourth chapter	83
4.2	Three-dimensional foot movement	85
4.3	Mechanism of double wire control	86
4.4	Structure of prototype stretching machine	87
4.5	Foot plate and wires of prototype stretching machine	88
4.6	Stretching motion of prototype stretching machine	88
4.7	Results of foot angles and air pressure	89
4.8	Issue of prototype stretching machine	90
4.9	Structure of modified stretching machine	91
4.10	New parts of modified stretching machine	92
4.11	Mechanism for control the direction of pulled wire	93
4.12	Definition of foot angles	94
4.13	Meta-scale control block of the ankle stretching machine	94
4.14	Stretching motion of modified stretching machine	95
4.15	Results of foot angles and air pressure	97

表 目 次

1.1	Causes of the need for long-term care	8
1.2	Maximum number of days covered by public medical insurance system for rehabilitation by disease	13
2.1	Brunnstrom stage	33
2.2	Modified Ashworth Scale	33
2.3	Participants of physical therapists	33
2.4	Participants of patients	34
2.5	Results of two-way ANOVA	43
3.1	Scale of risk assessment	53
3.2	Hazard rate number of risk assessment	53
3.3	Results of risk assessment for stretching machine	54
3.4	Results of three-way ANOVA on range of motion in passive dorsiflexion	65
3.5	Results of three-way ANOVA on maximum voluntary contraction of plantar flexors	66
3.6	Results of four-way ANOVA on passive resistive torque	68
3.7	Results of four-way ANOVA on muscle-tendon junction displacement	69
3.8	Results of biomechanical and functional measurements pre and post 4 weeks stretching	77

第1章 緒論

1.1 臨床における足部ストレッチングの現状

1.1.1 ストレッチングの種類と効果

ストレッチングは対象部位を伸張させることで、機能改善を図る治療手段である。ストレッチングは、伸張方法によってスタティックストレッチングとバリスティックストレッチングに大別される [1]。スタティックストレッチングは、ゆっくりと筋を伸ばし、その伸張位を一定時間保持する方法である [2]。このとき、持続伸張による Ib 抑制という機能が働く [1]。Fig. 1.1 にこのメカニズムを示す。スタティックストレッチングで持続的に伸張することによって、筋張力を検知する感覚受容器である、筋腱移行部に存在するゴルジ腱器官が刺激を受容する。すると、Ib 神経線維を介して、当該筋を支配する脊髄前角細胞が抑制され、筋の緊張が低下する。よって、緊張が亢進している筋を弛緩させたいときに、スタティックストレッチングが選択される。スタティックストレッチングの効果として、関節可動域の向上や筋スティフネス（剛性）の低下が報告されている。Morse ら [3] は、健康成人に対し、足部に対する 1 分間のスタティックストレッチングを 5 回繰り返して実施し、その前後で他動背屈運動中の足関節受動的トルクの変化を計測した。合わせて、他動背屈運動中の腓腹筋の伸張度を超音波画像診断装置を用いて計測した。その結果、ストレッチング後に他動運動時の受動的トルクは減少したと報告している。このことは、足部のスティフネスが軽減したことを意味する。また、超音波画像診断装置の結果より、筋線維自体がストレッチングによって伸張されたことを示した。Hirata らは、5 分間の足部スタティックストレッチングを実施し、その前後での他動背屈運動時の受動的トルクに加え、腓腹筋の剛性率を評価した [4]。剛性率は、超音波画像診断装置の shear wave elastography (SWE) 機能を用いて評価している。SWE は、組織内部に伝搬するせん断波の伝搬速度を測定して硬さを評価する手法であり、組織の硬さを可視化することができる [5]。Hirata らの実験で、スタティックストレッチング後に受動的トルクは有意に低下し、腓腹筋の剛性率も有意に低下した。これより、スタティックストレッチングは有意に筋スティフネスを低下させることが示された。以上のように、スタティックストレッチングによって対象部位の

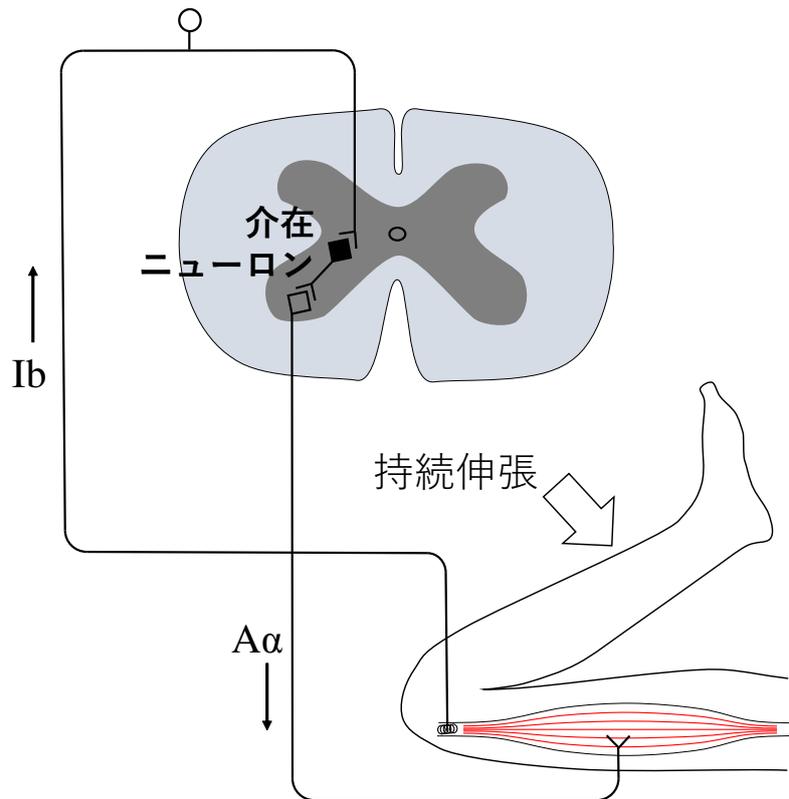


Fig. 1.1: Neurological mechanism of static stretching

スタティックストレッチング時に機能する Ib 抑制のメカニズムを示す。対象筋を持続的に伸張すると筋張力を検知する感覚受容器である、筋腱移行部に存在するゴルジ腱器官が刺激を受容する。その結果、Ib 神経線維を介して、当該筋を支配する脊髓前角細胞が抑制され、筋の緊張が低下する [1]。

柔軟性が向上することは複数の先行研究で共通して主張されている。

一方、バリスティックストレッチングは、反動をつけて筋をすばやく伸張する方法である [1]。このとき、伸張された筋には伸張反射が生じるとされる。伸張反射のメカニズムを Fig. 1.2 に示す。急激な筋の伸張により、筋の長さを検知する筋紡錘がその刺激を受容し、Ia 神経線維を介して、脊髓前角細胞を興奮させる。そして、当該筋の筋収縮が生じる。よってバリスティックストレッチングは、筋の緊張を亢進させる可能性があり、筋の柔軟性向上を目標とするような場合には利用されない。反対に、筋緊張が低下しすぎている疾患に対し、緊張を高める目的でバリスティック・ストレッチングを利用することが考えられる。

他に、ダイナミックストレッチング、サイクリックストレッチング、PNF (proprioceptive

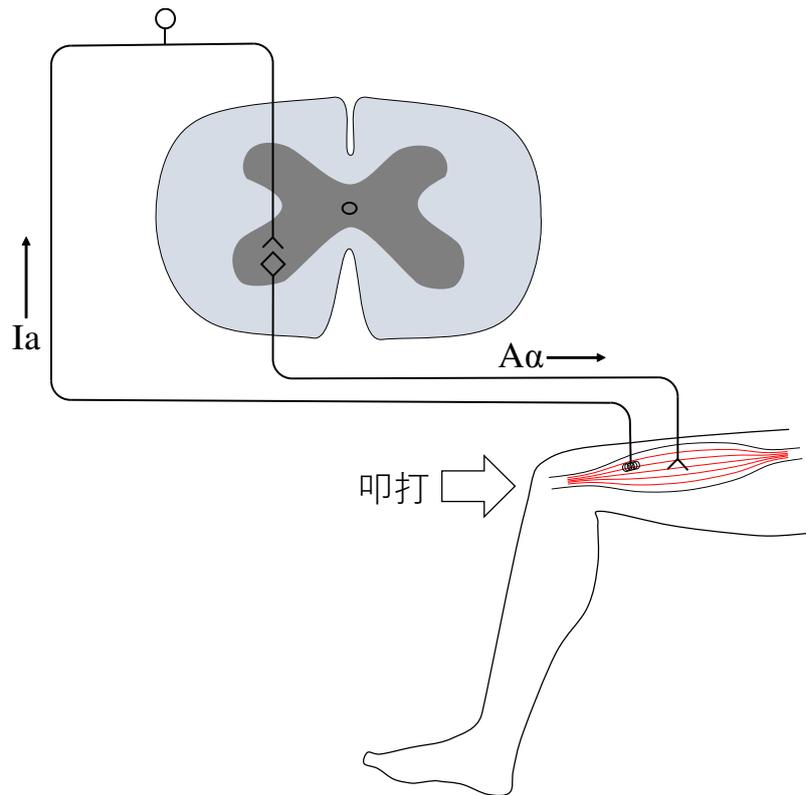


Fig. 1.2: Neurological mechanism of ballistic stretching

バリスティックストレッチングで機能する伸張反射のメカニズムを示す。反動をつけて筋をすばやく伸張することで、筋の長さを検知する筋紡錘がその刺激を受容し、Ia 神経線維を介して、脊髓前角細胞を興奮させる。これにより、当該筋の筋収縮が生じる [1]。

neuromuscular facilitation; 固有受容器神経筋促通法) ストレッチングと呼ばれるストレッチング方法がある。ダイナミックストレッチングは動きの中で目的とする筋をストレッチングする方法で、相反抑制の生理学的反応を狙った反応であるともされる [1]。相反抑制とは、多シナプス回路で興奮と抑制が同時に起こり、相互に抑制し合うことをいう [6]。相反抑制のメカニズムを Fig. 1.3 に示す。ある筋が急激に引き伸ばされると、前述したとおり、筋紡錘が興奮し Ia 神経線維を通じて同筋の脊髓前角細胞を興奮させる。その際、同時に拮抗筋の脊髓前角細胞は介在ニューロンを介して抑制され、拮抗筋は弛緩する。ダイナミックストレッチングは、この拮抗筋の弛緩を狙って施される。ダイナミックストレッチングはバリスティックストレッチングと同様に急激な筋の伸張が必要であるため、この2つのストレッチングはしばしば混同される。バリスティックストレッチングは反動を用いた素早くかつ制御されていない運動で行われるのに対し、ダイナミックストレッチングは

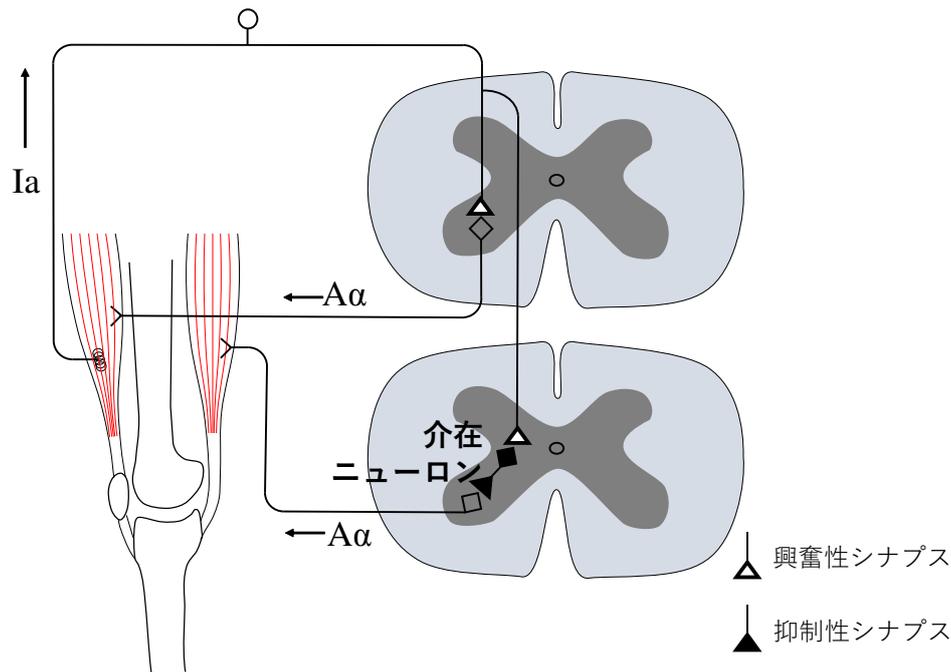


Fig. 1.3: Neurological mechanism of dynamic stretching

ダイナミックストレッチングは動きの中で目的とする筋をストレッチングする方法で、相反抑制の生理学的反応を狙った反応であるともされる [1]。本図はこの相反抑制のメカニズムを示す。筋が急激に引き伸ばされると、筋紡錘が興奮し、Ia 神経線維を通じて当該筋の脊髄前角細胞を興奮させると同時に、拮抗筋の脊髄前角細胞に対しては介在ニューロンを介して抑制に働き、拮抗筋の筋を弛緩させる。

統制された方法にて行われる [7]。Samukawa らは、足関節底背屈自動運動を毎秒 1 回の速さで繰り返すダイナミックストレッチングを 30 秒 × 5 セット実施し、足関節可動域が有意に拡大することを示した [8]。また、Iwata らは、反動をつけずに下肢を前方に振り上げまた下すという自動運動によるハムストリングスのダイナミックストレッチングを 0.5 Hz の速さで 30 秒 × 10 回実施し、膝関節の可動域が有意に拡大することを示した [9]。このように、ダイナミックストレッチングは動作のなかでストレッチングを行うため、スポーツ場面におけるウォーミングアップ時に利用される場合が多い。ただ、ダイナミックストレッチングでは筋腱複合体そのものの機械的特性は変化しないと考えられており [10]、筋の柔軟性改善が求められるような場面には、あまり利用されない。

サイクリックストレッチングは、ダイナモメータや CPM (continuous passive motion) 装置などによって、対象の関節を一定した角速度にて任意の範囲を動かす方法のストレッチングである [1]。Maeda らは、毎秒 10° の速さで、足関節底屈位から最大背屈角度の 80%

位まで他動的に足関節を底背屈する運動を 2 分間繰り返した。その結果、足関節背屈可動域は有意に拡大したとしている [11]。

PNF ストレッチングは、筋収縮を負荷したあとにストレッチングを実施するもので、筋収縮の負荷の方法によって、ホールドリラックス、コントラクトリラックス、コントラクトリラックス・アゴニストコントラクトに分類される [12]。ホールドリラックスとコントラクトリラックスは同じ方法であり、最終域までストレッチングした後、等尺性収縮を負荷し、再度最終域までストレッチングする方法である。コントラクトリラックス・アゴニストコントラクトは、ホールドリラックスで等尺性収縮後に最終域までストレッチングする際に、拮抗筋を短縮性収縮させながら他動的にストレッチングする方法である。Konrad は、コントラクトリラックス・アゴニストコントラクトを用いた PNF ストレッチングを週 5 回 6 週間行い、有意に可動域が拡大したとしている [13]。また、Nagarwal らは、ホールドリラックスとコントラクトリラックス・アゴニストコントラクトを行った際の筋伸張性の改善度を比較し、経験的予測ではコントラクトリラックス・アゴニストコントラクトの方が効果が高いと思われていたが、ほぼ同程度の効果がみられたと報告している [14]。Zhou らは、機械を用いて PNF ストレッチングを脳卒中後遺症者の足部に継続的に実施した結果、関節可動域は有意に増加し、受動的トルクは有意に低下したと報告している [15]。同時に歩行機能の評価も行い、継続的な PNF ストレッチングによって歩行スピードが向上したことを示している。

このように、各ストレッチングについての臨床的な効果が多数示されているのに加え、それぞれのストレッチング方法の効果を比較した先行研究も多数存在する。異なるストレッチング間での足関節可動域に対する効果を比較したレビューでは、スタティックストレッチング、PNF ストレッチングは関節可動域向上の効果があるが、バリスティックストレッチングは関節可動域向上の効果がないと報告されている [16]。同様に、Konrad らは、スタティックストレッチング、バリスティックストレッチング、PNF ストレッチングの効果を比較している [17]。これらのストレッチングを実施した前後での関節可動域、筋力、他動運動時の受動的トルクを計測したところ、全てのストレッチング方法で関節可動域は拡大、受動的トルクは低下し、筋力は PNF ストレッチングでのみ低下したとしている。加えて、多変量分散分析を行った結果、全ての方法間の効果に有意差はなかったとしている。Yamaguchi らは、下肢の複数の筋に対するスタティックストレッチングとダイナミックストレッチングを実施し、スタティックストレッチング後は下肢伸展筋力が変化しなかったが、ダイナミックストレッチング後は有意に筋力が増加したと報告している [18]。また、Herda らはハムストリングスに対するスタティックストレッチングとダイナミックストレッ

チングを実施し、ストレッチング前後での対象筋の筋力を比較したところ、スタティックストレッチング後は有意に筋力が低下したが、ダイナミックストレッチング後は筋力が低下しなかったと報告している [19]. スタティックストレッチングとサイクリックストレッチングについては、Bressel らが中枢神経疾患患者を対象に足部に対するスタティックストレッチングとサイクリックストレッチングの効果を検証し、スタティックストレッチングの方がサイクリックストレッチングよりもリラクゼーション効果が高かったとしている [20]. また、Maeda らは、健常者を対象にスタティックストレッチングとサイクリックストレッチングを実施し、ストレッチング前後での筋力、筋スティフネスを評価した [11]. その結果、サイクリックストレッチングよりもスタティックストレッチングの方が筋スティフネスの改善に効果がある一方で、サイクリックストレッチングの方が筋力を増加する可能性があることを示している.

以上のように、関節可動域の拡大という観点では、どのストレッチング方法も効果が高いことが示されているが、筋の柔軟性や筋力に対する効果については、ストレッチング方法によって違いがある. 柔軟性の向上を目的とする場合はスタティックストレッチングを、筋力の増強を目的とする場合にはダイナミックストレッチングを実施するなど、目的に合ったストレッチング方法を選択することが重要である.

1.1.2 臨床で行われる足部ストレッチング

骨学的に、「足部 (foot)」と「足関節 (ankle)」は区別される [21]. 「足部」と「足関節」に関係する骨とその区画用語を Fig. 1.4 に示す. 「足関節」とは距腿関節のことであり、脛骨、腓骨、距骨によって構成される関節である. 距腿関節は底屈運動 (つま先を下げる動き) および背屈運動 (つま先を上げる動き) を有する. 一方、「足部」は、足関節より遠位に位置する全ての骨、関節を含んだ部位である. 足部には距骨下関節、横足根関節、その他中足骨・趾骨から構成される関節が存在し、これらの関節では底屈・背屈運動に加え、足部の内がえし (内反) 運動 (足底面が内側に向く)、外がえし (外反) 運動 (足底面が外側に向く)、内転運動 (つま先が内側に向く)、外転運動 (つま先が外側に向く) が生じる. 一般的には、「足関節」と「足部」を包含して「足部」または「足関節」と表現する場合が多く、しばしば混乱を招く. よって本論文では、「足関節」と「足部」を包含して「足部」と表現することとする. また、底背屈運動を有する距腿関節のみの動きを示す場合は、「足関節」と表現することとする.

足部は身体を支持する基盤であり、歩行や走行の衝撃を吸収する. そのため、足部には

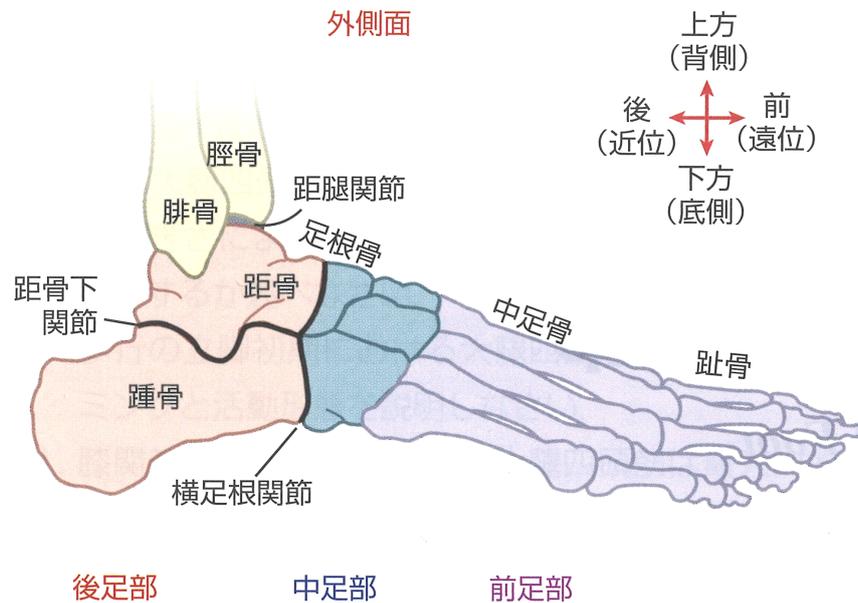


Fig. 1.4: Naming the joints and regions of the foot and ankle

足関節，足部の骨，主要関節の構成を示す ([21] より引用)。「足関節」とは距腿関節のことであり，脛骨，腓骨，距骨によって構成される関節である．一方，「足部」は，足関節より遠位に位置する全ての骨，関節を含んだ部位である．本論文では，「足関節」と「足部」を包含して「足部」と表現し，底背屈運動を有する距腿関節のみの動きを示す場合は，「足関節」と表現する．

しなやかさが求められ，その柔軟性は移動能力を維持するためにとっても重要である．足部の関節可動域低下は歩行異常をきたし，足部に関係する筋の筋力低下は，立位や歩行の安定性を減少させる．厚生労働省が実施している国民生活基礎調査では，要介護度の状況や介護が必要となった原因を調査している．Table 1.1 に，平成 28 年度国民生活基礎調査結果 [22] のうち，介護を要する原因についての結果を示す．介護を要する原因として，認知症・脳卒中に次いで，高齢による衰弱，関節疾患・骨折転倒が挙げられている．脳卒中後遺症に対する治療としてはもちろんのこと，加齢に伴う筋力低下や関節可動域低下を防いだり，骨折・転倒を予防したりするためにも，リハビリテーション現場で足部にアプローチすることは必要不可欠である．

介護の原因の 2 位であった脳卒中後遺症では，下腿後面筋の緊張は亢進する．下腿後面には，腓腹筋・ヒラメ筋・後脛骨筋といった，足関節を底屈する筋が存在する．これらの筋の過緊張状態が長期間持続すると，つま先が下がり，足底面が内側へ向くようにして，

Table 1.1: Causes of the need for long-term care

平成 28 年度国民生活基礎調査の概況を示す。要介護度別にみた介護が必要となった主な原因（上位 3 位）。介護を要する原因として、認知症・脳卒中に次いで、高齢による衰弱、関節疾患・骨折転倒が挙げられている。（[22] より引用）

(単位:%) 平成28年

要介護度	第 1 位		第 2 位		第 3 位	
総 数	認知症	18.0	脳血管疾患（脳卒中）	16.6	高齢による衰弱	13.3
要支援者	関節疾患	17.2	高齢による衰弱	16.2	骨折・転倒	15.2
要支援 1	関節疾患	20.0	高齢による衰弱	18.4	脳血管疾患（脳卒中）	11.5
要支援 2	骨折・転倒	18.4	関節疾患	14.7	脳血管疾患（脳卒中）	14.6
要介護者	認知症	24.8	脳血管疾患（脳卒中）	18.4	高齢による衰弱	12.1
要介護 1	認知症	24.8	高齢による衰弱	13.6	脳血管疾患（脳卒中）	11.9
要介護 2	認知症	22.8	脳血管疾患（脳卒中）	17.9	高齢による衰弱	13.3
要介護 3	認知症	30.3	脳血管疾患（脳卒中）	19.8	高齢による衰弱	12.8
要介護 4	認知症	25.4	脳血管疾患（脳卒中）	23.1	骨折・転倒	12.0
要介護 5	脳血管疾患（脳卒中）	30.8	認知症	20.4	骨折・転倒	10.2

注：熊本県を除いたものである。

足部は三次元的に変形する。これを、「内反尖足 (Equinovarus)」という。内反尖足を有すると、歩行時の足底接地が困難となり、歩行不安定性の増大、転倒リスクの増大につながる。この足部の変形に対して、柔軟性向上の効果があるスタティックストレッチングが頻回に行われる。実際、脳卒中後遺症者の足部に対しスタティックストレッチングを行うことで、筋緊張が軽減することが報告されている。Bressel らは、中枢神経疾患者を対象に、30 分間の足関節背屈のスタティックストレッチングを実施し、足関節のスティフネスが低下したとしている [20]。

介護の原因の 3 位であった高齢による衰弱では、下肢筋力の低下によって移動能力の低下や転倒リスクの増大が引き起こされる可能性が高い。このような機能低下に対してもスタティックストレッチングの効果が期待される。Christiansen らは、健常高齢者に対して 8 週間の股関節と足関節のスタティックストレッチングを実施したところ、コントロール群に比較して有意に歩行速度が改善したとしている [23]。また、Cristopoliski らは、健常高齢女性に対し、股関節と足関節のスタティックストレッチングを 1 分間 × 4 セット、週 3 回、4 週間実施した結果、歩行時の歩幅、歩行速度が改善し、両脚支持期が短縮したと報告している [24]。近年、地域社会でのリハビリテーションの重要性が提唱されており、疾患を有していなくても、心身機能低下の予防を目的としたリハビリテーションが広く行われるようになってきている。地域在住の高齢者に対しても密にリハビリテーションを実施し、



Fig. 1.5: Stretching using incline board

傾斜板を利用したセルフストレッチの様子を示す。傾斜の付いた板上に立ち、そのまま立位姿勢を一定時間保持することによって行われる。セラピストが直接力を加える必要はないため、患者自身で実施することが可能であるが、その人の症状にあった角度に調整をしたり、傾斜板の上で安定した姿勢を取れるように介助したりと、必要に応じて適宜セラピストが介入する。

足部機能を維持・向上することが望ましい。

足部機能の維持・改善のためには、足部にスタティックストレッチを実施することが効果的であるが、その実施方法は様々である。代表的な例として、自重を用いたセルフストレッチ、道具を用いたセルフストレッチの他、療法士による徒手ストレッチがある。それぞれの具体的方法を以下に示す。

自重を用いたセルフストレッチでは、傾斜の付いた板上に立ち、そのまま立位姿勢を一定時間保持することによって行われることが多い。Fig. 1.5 に、傾斜板を利用したセルフストレッチの様子を示す。療法士が直接力を加える必要はないため、患者自身で実施することが可能であるが、その人の症状にあった角度に調整をしたり、傾斜板の上で安定した姿勢を取れるように介助したりと、必要に応じて適宜療法士が介入する。自重がそのまま伸張の負荷として足部に加わるため、筋緊張が過度な症例では、ストレッチの強度が不十分な場合がある。また、一定時間立位を保持することで下腿後面筋群が持続的に伸張されると、徐々に筋緊張が低下する [25] ため、その変化に応じて傾斜板の角度を再調整しないと、十分にストレッチを行えない場合がある。

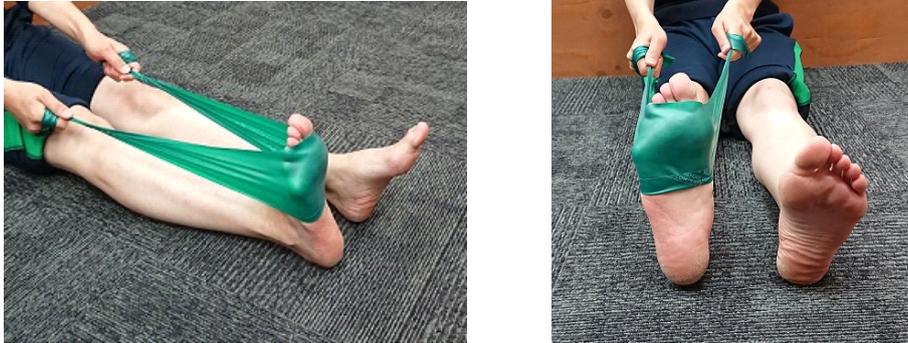


Fig. 1.6: Stretching using elastic band

ゴムチューブを利用したセルフストレッチの様子を示す。ゴムチューブの中央を足底面に当て、チューブの両端を把持して自身の方へ引っ張ることによって、足部を背屈させ、下腿後面をストレッチする。両手でゴムチューブを把持する必要があるため、片麻痺患者は実施することが困難である。



Fig. 1.7: Stretching manually by a physical therapist

療法士の徒手による足部ストレッチの様子を示す。臨床現場において頻回に行われるストレッチ方法である。療法士が徒手にて患部の抵抗感に応じて力を調整するため、患者の症状に合わせてストレッチの程度をコントロールすることが可能であり、一定の効果が期待できる。

Fig. 1.6には、ゴムチューブを用いて足部をセルフストレッチングしている様子を示す。道具を用いたセルフストレッチングでは、まず、道具を十分に使いこなす能力を有している必要があるため、脳卒中後の片麻痺患者では、この方法を選択できない。健常高齢者に対して道具を用いたセルフストレッチングが選択される場合が多いが、道具の使用方や自身の負荷の加え方によって、ストレッチングが正しく行えるかが左右されてしまうため、正しい効果を狙うためには、事前に十分に指導を行う必要がある。

Fig. 1.7は、療法士の徒手による足部ストレッチングの様子を示している。療法士による徒手ストレッチングは、臨床現場において頻回に行われる。療法士は解剖学的・運動学的知識に則り、多自由度を有する足部を三次元的に動かす。また、患者の症状に合わせてストレッチングの程度をコントロールする。これらのように足部を他動的に制御しながら動かすことを、本論文では「制動」と表現する。療法士は対象者の足部を動かした際の抵抗感を感じながら、それに対抗して適切な方向へ適切な力の大きさで足部を制動する。よって、療法士による徒手ストレッチングは最も汎用性が高く、その治療効果も期待される。ただ、療法士による個別リハビリを受けるためには、病院に入院・通院していたり、介護サービスを利用している必要がある。

1.1.3 退院後における足部ストレッチングの問題点

超高齢社会を迎えている日本では、厚生労働省が、「地域包括ケアシステム」の実現を目指している [26]。地域包括ケアシステムの概要を Fig. 1.8 に示す。このシステムは、2025年を目途に、高齢者の尊厳の保持と自立生活の支援の目的のもとで、可能な限り住み慣れた地域で、自分らしい暮らしを人生の最期まで続けることができるよう、地域の包括的な支援・サービス提供体制（地域包括ケアシステム）の構築を推進するものである。

そのため、できるだけ早期退院し、住み慣れた地域でのリハビリテーションを実施していくことが望まれる。しかし、現状の医療保険制度、介護保険制度においては、療法士が個別リハビリテーションを提供する機会には上限がある。Table 1.2には、医療保険における疾患別リハビリテーションの算定日数上限および各施設基準での診療報酬点数を示す。この日数は発症日から起算され、入院中から退院後まで通算して数えられる。脳血管疾患での180日が最も長い算定日数であるが、これ以降にもリハビリテーションを受ける必要がある場合は、介護保険へ移行、もしくは自費でのリハビリテーションを余儀なくされる。

介護認定が下りた場合、基本的には医療保険ではなく介護保険を利用しなければならないが、疾患別リハビリテーションの算定上限日数内であれば、医療保険による介入が認め

地域包括ケアシステム

- 団塊の世代が75歳以上となる2025年を目途に、重度な要介護状態となっても住み慣れた地域で自分らしい暮らしを人生の最後まで続けることができるよう、**住まい・医療・介護・予防・生活支援が一体的に提供される地域包括ケアシステムの構築を実現**していきます。
- 今後、認知症高齢者の増加が見込まれることから、認知症高齢者の地域での生活を支えるためにも、地域包括ケアシステムの構築が重要です。
- 人口が横ばいで75歳以上人口が急増する大都市部、75歳以上人口の増加は緩やかだが人口は減少する町村部等、**高齢化の進展状況には大きな地域差**が生じています。
地域包括ケアシステムは、**保険者である市町村や都道府県が、地域の自主性や主体性に基づき、地域の特性に応じて作り上げていく**ことが必要です。

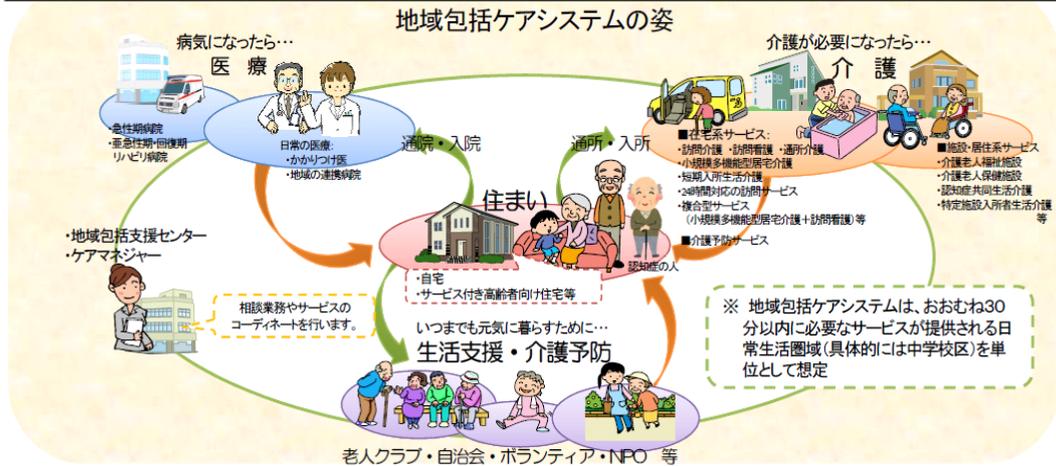


Fig. 1.8: Overview of the community-based integrated care systems

厚生労働省が提唱する、地域包括ケアシステムの概要を示す。2025年を目途に、高齢者の尊厳の保持と自立生活の支援の目的のもとで、可能な限り住み慣れた地域で、自分らしい暮らしを人生の最期まで続けることができるよう、地域の包括的な支援・サービス提供体制の構築を推進するものである。(厚生労働省；「地域包括ケアシステム」より引用 [26])

られていた。しかし、平成26年度の診療報酬改定にて、維持期リハビリテーションの医療保険による算定が大幅に減少された。この診療報酬改定の概要を Fig. 1.9 に示す。維持期リハビリテーションの評価の見直しとして、診療報酬点数が削減されたことで、各病院での医療保険によるリハビリテーション実施を抑える狙いがあった。また、要介護被保険者に対する維持期リハビリテーションの算定が可能な期限を平成26年3月31日までから平成28年3月31日まで延期としていたが、これも平成31年3月31日にて全面的に廃止となった。つまり、現在、維持期にあたる地域在住の有患者は、介護保険制度内でのリハビリテーションを受けなければ、保険を利用した個別リハビリテーションを受けられない状況になっている。介護保険でのリハビリテーションを提供する環境はある程度整備がなされているものの、介護認定のレベルによって、利用できるサービスの上限が定められ

Table 1.2: Maximum number of days covered by public medical insurance system for rehabilitation by disease

疾患別リハビリテーションにおける算定上限日数および診療報酬点数を示す。疾患の種類によって医療保険を用いてリハビリテーションが提供できる上限日数が定められており、この期間以上のリハビリテーションを行うためには、介護保険でのリハビリテーションへの移行、もしくは自費でのリハビリテーションに移行する必要がある。([27] より引用)

疾患別リハビリテーション点数表【令和2年度診療報酬改定対応】

	脳血管疾患 (*2)	運動器 (*2)	廃用症候群 (*2)	心大血管	呼吸器
標準算定日数	180日	150日	120日	150日	90日
施設基準 I	245点	185点	180点	205点	175点
	147点 (*1)	111点 (*1)	108点 (*1)		
施設基準 II	200点	170点	146点	125点	85点
	120点 (*1)	102点 (*1)	88点 (*1)		
施設基準 III	100点	85点	77点	—	—
	60点 (*1)	51点 (*1)	46点 (*1)		

(*1)月に13単位を限度に入院中の要介護被保険者等に対して標準算定日数を超えてリハビリテーションを行う場合
 (*2)標準的算定日数の3分の1を経過した後、要介護被保険者等に対し過去3月以内に目標設定等支援・管理料を算定していない場合は、所定点数の100分の90に相当する点数を算定する。



ている。要支援レベルの人であると、週に1回程度しか個別リハビリテーションを受けることができない。これ以上のリハビリテーションを行うためには、自宅等にて自身でセルフトレーニングを行うか、自費でリハビリテーションを受けるしか方法がない。

スタティックストレッチの持続的な介入の効果について検討したシステムティックレビューでは、足部の筋・腱の構造を変化する程度のストレッチング効果を得るためには、少なくとも8—12週の継続的な介入が望ましいとされている [29]。しかし、既に示したとおり、退院後に療法士による足部徒手ストレッチングを継続して実施していくのは、保険制度的にも限界がある。よって多くの場合、在宅でのストレッチングは、自己によるセルフストレッチングの方法を療法士が指導する場合が多い。ただ、自重でのストレッチングや道具を用いたストレッチングでは、療法士が不在の状況で十分な効果が期待できるとはいえない。

この問題点を解決できるものとして期待されるのが、ストレッチングの自動化である。療法士が実施するような徒手ストレッチングを再現できるストレッチング機器があれば、

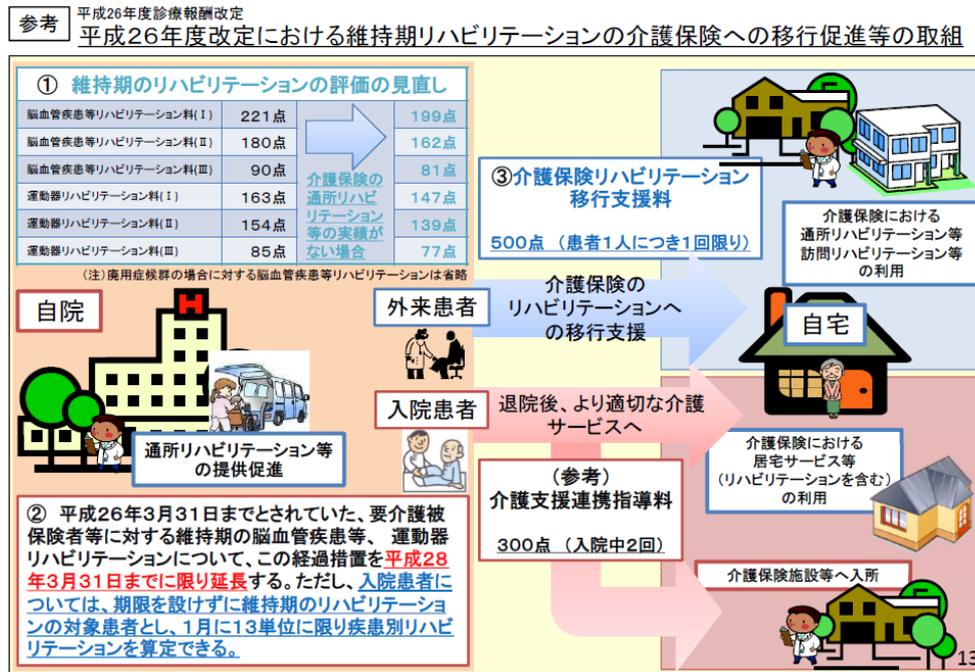


Fig. 1.9: Outline of medical fee revision

平成 26 年度診療報酬改定の概要を示す。平成 26 年度の診療報酬改定にて、入院期間終了後に実施されていた維持期リハビリテーションの医療保険による算定が大幅に減少された。また、数年の移行措置をとったのち、この維持期リハビリテーションの算定も平成 31 年 3 月 31 日にて廃止となっている。つまり、現在、維持期におけるリハビリテーションは基本的に医療保険ではなく、介護保険を利用して受けることになっている。(厚生労働省；「平成 30 年度診療報酬改定において 経過措置を設けた施設基準等の取扱いについて」より引用 [28])

在宅でも、継続して有効な足部ストレッチングを実施することが可能となる。

1.2 足部ストレッチング機器開発の現状

1.2.1 足部ストレッチング機器に関する先行研究

臨床では、怪我や手術後の安静によって引き起こされる関節拘縮の予防のために、CPM (continuous passive motion) 装置と呼ばれる持続的他動関節訓練器がよく利用される。CPM 装置の一例として、Fig. 1.10 に膝用の CPM 装置 (CPM-SP100, 酒井医療株式会社) を示す。CPM 装置は、損傷後の関節を連続的に動かすことで、関節および関節周囲



Fig. 1.10: CPM (continuous passive motion) machine

膝用の CPM (continuous passive motion) 装置 (CPM-SP100, 酒井医療株式会社) を示す. 損傷後の関節を連続的に動かすことで, 関節および関節周囲組織から血液や浮腫液を送り出し, 関節周囲軟部組織を正常な状態に戻す効果があるとされる [30].

組織から血液や浮腫液を送り出し, 関節周囲軟部組織を正常な状態に戻す効果があるとされる [30]. ただ, この機器は単に関節運動を繰り返すのみであり, ストレッチングの要素は含まれていない.

近年, 単なる関節運動だけでなく, ストレッチングを目的とした自動機器が開発され始めている. この自動機器を在宅で利用することができれば, 退院後も継続してストレッチングを行うことが可能になる. さらに, 療法士が行うようなストレッチングの力や方向を調整できる機能があれば, 療法士によるストレッチングと同様のストレッチングを在宅で実施することが可能になる. よって, 足部のストレッチングを目的に開発されている機器について, 在宅でも利用が可能かどうか, 療法士の徒手ストレッチング手技に近い動作機構を有しているかという観点で, 以下にまとめる.

Zhang らの研究グループでは, 足関節を背屈してストレッチングする機器を開発している [31]. Fig. 1.11 は彼らの開発したストレッチング機器を示す. この機器を用い, ストレッチングと随意運動トレーニングとを 6 週間併用して実施することで, 脳卒中後遺症者の足関節可動域が拡大し, 移動能力が向上したと報告している [32]. また, Ren らはこの機器をベッドサイドで使用できるように改良した. Fig. 1.12 は Ren らが改良したストレッチ

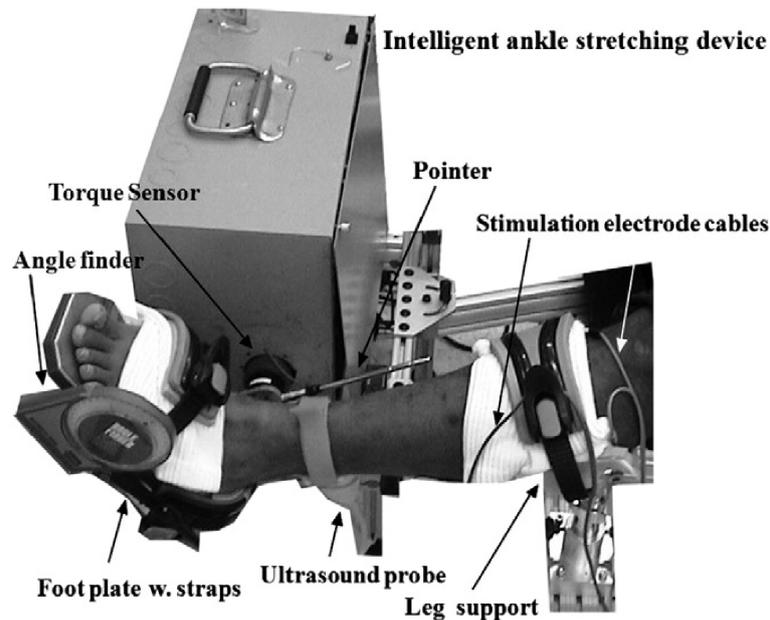


Fig. 1.11: Stretching device of Gao, et al.

Gao, et.al. が開発したストレッチング機器。モーター駆動によって足部を自動に背屈ストレッチングする。本機器によるストレッチングと随意運動トレーニングとを併用することで、脳卒中後遺症者の足関節可動域を拡大し、移動能力を向上させた [31].

ング機器の概要を、Fig. 1.13 は、その機器を実際にベッドサイドで使用している場面を示す。この機器を用いて急性期の脳卒中後遺症者がベッドサイドで2-3週間トレーニングを実施した結果、足関節可動域の拡大、筋緊張の緩和がみられたと報告している [33]。加えて、Chenらは本機器を脳性麻痺児に対して使用し、歩行能力やバランス能力の改善 [34]、および神経可塑性の促進と運動能力の改善 [35] がみられたと報告している。さらに、彼らは本機器を自宅で使用した場合にも実験室内で使用した場合と同等の効果があつたとしており [34]、在宅利用での有効性を示している。ただ、このストレッチング機器は底背屈の一自由度しか有しておらず、単に背屈方向へのストレッチングを行うのみで、臨床で療法士が行うような三次元的なストレッチングを行うことはできない。

一方、Todaらは、療法士が実施する足部徒手ストレッチングを参考に、ストレッチング機器を作製している [36]。Fig. 1.14 に Toda らが開発したストレッチング機器を示す。この機器は、療法士がストレッチング中に踵部を牽引する手法を模擬する [37]。踵部下部に設置されたパーツが、踵部を身体の中心から遠ざけるように牽引する。療法士のストレッチング手技をもとに開発された機器は、私の知る限り Toda らの機器しか存在しない。

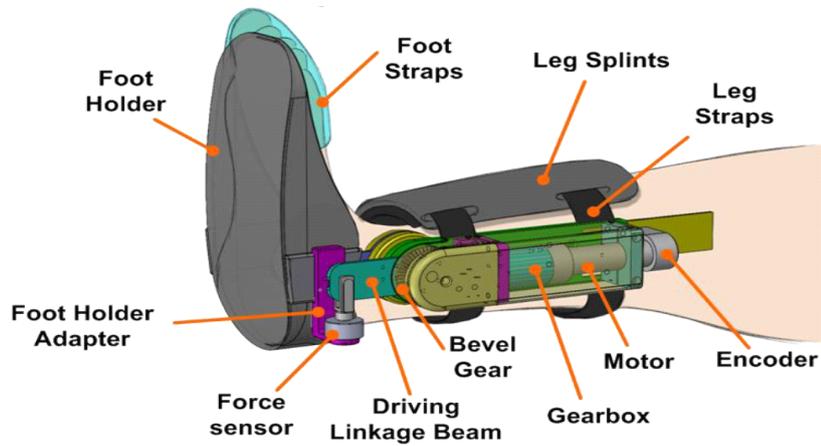


Fig. 1.12: Schematic of foot stretching device of Ren, et. al.

Ren, et. al. が報告している，足部背屈ストレッチング機器の機構．ベッドサイドで使用できるサイズになっている [33].



Fig. 1.13: Rehabilitation situation in bed-side using stretching device of Ren, et. al.
Fig. 1.12 の足部背屈ストレッチング機器を実際にベッドサイドで使用している様子．モニター画面が付属しており，画面上でフィードバックを受けたり，ゲームを通したりしながら，足部トレーニングおよびストレッチングを実施することができる [33].

ただ、本機器はあくまで背屈運動のなかで療法士が踵を引く手技を模擬しているのにとどまっており、三次元的な足部制動を模擬しているわけではない。また、本機器はまだ実験室レベルでの動作実験しか行われておらず、在宅利用が可能であるかは不明である。

Yooらは、足底板の上に立位を保持して、足部を自動にストレッチングする機器を開発している [38, 39]。Fig. 1.15 に、Yoo らが開発したストレッチング機器を示す。利用者は、左右独立した足底板の上に足部を載せて立位をとる。2つの足底板は、足部を背屈かつ軽度外反する方向に駆動し、その位置を保持する。これにより、足部は三次元的にストレッチングされる。彼らは、傾斜板上で立位を保持する足関節背屈ストレッチングと、本機器による三次元的な足部ストレッチングを比較することで、本機器の臨床効果を検証した。脳卒中後遺症者を対象に、本機器による 30 秒間×20 回のストレッチングと、単なる傾斜板上での立位保持による 30 秒間×20 回のストレッチングとを約 1 か月実施した場合の効果を比較し、彼らの開発した機器によるストレッチングの方が、足関節可動域や歩行能力が向上し [38]、バランス能力も向上した [39] と報告している。そして、本機器は家庭でも使用できるものであり、在宅利用での効果が期待できるとしている [39]。ただ、本機器は療法士のストレッチング手技を参考に開発されたものではない。また、本機器は立位でストレッチングを行うものであり、安定した立位が取れる症例でなければ本機器を使用することができない。

本間らは、坐位にて足部を背屈・外反方向へ制動する機器を開発している [40]。Fig. 1.16 に本間らが開発したストレッチング機器を示す。Yoo らのストレッチング機器と同様に三次元的に足部を制動することが可能になっている。また、座位での利用が可能であり、立位が取れない症例でも使用することが可能である。ただ、本機器はスタティックストレッチングを目的としているわけではなく、下肢の循環改善を目的としたサイクリックな運動を実施する機器である。本機器によるストレッチングにて下肢の循環動態が改善することが示されているが、足部の柔軟性を向上するかについては十分に検討されていない。また、在宅利用の有効性についても検討が行われていない。

1.2.2 足部ストレッチング機器開発における課題

足部ストレッチング機器の開発は各所で進められているが、在宅利用の有効性について検討している先行研究はまだ少なく、未だ事業化によって広く普及した事例はない。また、療法士の徒手ストレッチング手技は感覚的・経験的に身に付けられるものであり、数値的・統計的に分析された事例が未だにない。そのため、ストレッチング手技の定量化が行われ



Fig. 1.14: Stretching machine of Toda, et.al.

Toda らは，療法士が実施する足部徒手ストレッチングを参考にストレッチング機器を作製している．この機器は，療法士がストレッチング中に踵部を牽引する手法を模擬する．踵部下部に設置されたパーツが，踵部を身体の中心から遠ざけるように牽引する仕様となっている [36].

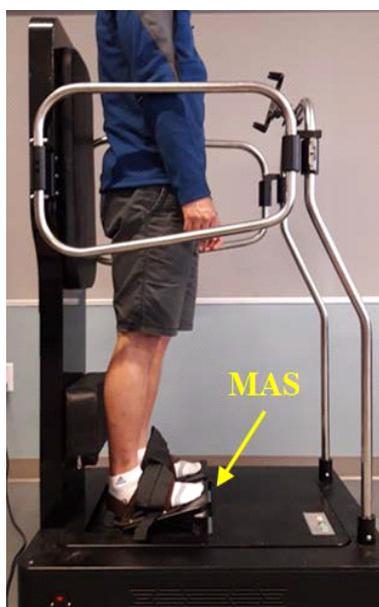


Fig. 1.15: Stretching device named Motorized Ankle stretcher

利用者は，左右独立した足底板の上に足部を載せて，立位をとる．2つの足底板は，足部を背屈かつ軽度外反する方向に駆動し，その位置を保持する．これにより，足部は三次元的にストレッチングされる [38, 39].

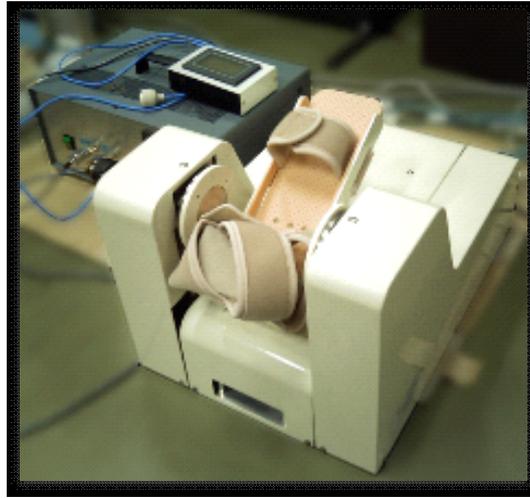


Fig. 1.16: Passive motion device for improvement of peripheral circulation
坐位にて足部を背屈・外反方向へ制動する機器。ただ、本機器はスタティックストレッチングを目的としているわけではなく、下肢の循環改善を目的としたサイクリックな運動を実施する機器である [40].

ないまま、足部ストレッチング機器の開発が進められている現状となっている。Yoo ら、Hommma らは足関節背屈と同時に足部外反を伴う機器を作製しているが、実際の臨床で行われるストレッチングで足部外反がどの程度施されているかを事前に検討しているわけではない。唯一 Toda らの開発したストレッチング機器は療法士の徒手ストレッチング手技を模擬しているが、踵を引く手技を模擬しているのみで、三次元的な制動は達成されない。

足部ストレッチングを自動化し、広く普及することを目指すためには、臨床で頻回に行われるストレッチングを詳細に分析・定量化し、その技術を機械に落とし込むことが望ましい。療法士が知識や経験に基づいて身に付けたストレッチング技術を機器開発に活かすことができれば、これまでに存在しない、療法士によって行われるストレッチングに最も近い足部ストレッチング機器を開発することができる。

1.3 本研究の目的と課題

以上の背景のもと、本研究では、臨床における療法士の徒手ストレッチング手技を分析し、その技術を反映した足部ストレッチング機器の開発に取り組む。

足部は三次元的な運動を有する部位であり、療法士は足部を三次元的に制動してストレッチングを行っていることが予測される。個々の症状に合わせてながら、多部位で接触し、

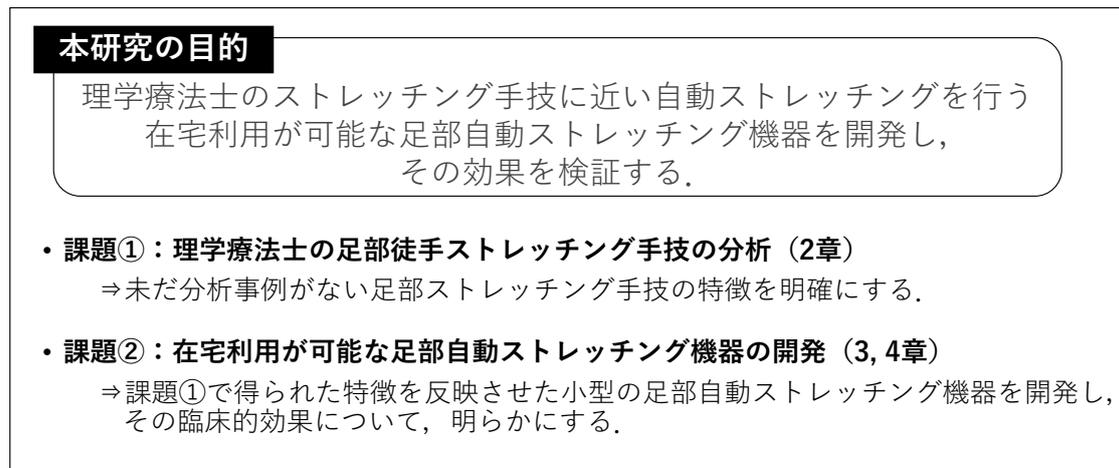


Fig. 1.17: Objectives of this study

抵抗感の変化に合わせながら、加える力の大きさや方向を調整する。療法士全体に共通する手技や、療法士によってもしくは患者によって調整している手技を明確にすることができれば、ストレッチング機器の目標とする動作や機能を決定することができる。よって本研究では、臨床のストレッチング手技を統計的に分析し、その結果をもとにストレッチング機器を開発する。そして、開発した足部ストレッチング機器について、臨床的な効果を検証し、在宅利用での有効性を検討する。

以上の目的を達成するために、本研究では以下の2つの課題に取り組む。Fig. 1.17に、本研究の目的と課題をまとめる。

理学療法士の足部徒手ストレッチング手技の分析

機器開発にあたり、まず、足部ストレッチング機器にどのような機構を搭載すべきかを調査する必要がある。臨床で頻回に行われる療法士による足部背屈ストレッチングは複雑な動作を有しているため、その手技を詳細に分析し、ストレッチング機器の目標とする動作・機能を決定する。リハビリテーション現場において、足部に対する治療は理学療法士を中心に行われる。よって、理学療法士が行う足部ストレッチング手技について分析を行う。

これまで、複雑な要素で構成される徒手ストレッチング手技について、数値的に定義・分析した例がない。そのため、まず、足部徒手ストレッチング手技を測定し、その特徴を同定できる分析手法を提案する。そして、その方法を用い、臨床で実際に理学療法士が実施する足部徒手ストレッチング手技を分析する。

得られた結果から、療法士の徒手ストレッチング手技の特徴を同定し、ストレッチング

機器に搭載すべき機構を決定する。

在宅利用が可能な足部自動ストレッチング機器の開発

ストレッチング手技分析から得られた結果をもとに、ストレッチング機器に必要な要素を自動化する機器を作製する。在宅での利用を念頭に置き、より簡易的な機器を考案する。安全性については、リスクアセスメントを実施し、リスクの低減を図る。十分な動作検証を実施したうえで、本機器の臨床的な効果を検証する。在宅で足部ストレッチング機器を使用する可能性が高い健常高齢者や有疾患者を対象に、機器のストレッチング効果について検証する。また、在宅利用の有効性を明らかにするため、従来在宅で行われるストレッチングの効果と開発した機器のストレッチングの効果と比較・検討する。

1.4 本論文の構成

本論文は全5章で構成される。以下に各章の概要を示す。また、Fig. 1.18に本論文構成の全体像を示す。

第1章 緒論

本研究の目的である足部自動ストレッチング機器の開発の必要性を示すため、ストレッチングの種類やその効果をまとめるとともに、臨床現場で実際に行われる足部ストレッチングの具体例やその問題点を提示し、本研究の社会的背景を述べている。足部自動ストレッチング機器開発に関する先行研究についても触れ、足部ストレッチング機器開発における課題をまとめたうえで、療法士の手技を参考にした在宅利用できる足部自動ストレッチング機器開発の研究意義を示している。臨床で頻回に行われる足部徒手ストレッチング手技は、一定の効果が期待されるものの、感覚的・経験的に養われるものであり、その詳細を分析した研究は存在しない。本研究では、療法士の足部徒手ストレッチング手技に近い動きを可能にする足部自動ストレッチング機器の開発を目指す。これを達成するための本研究の課題を明確にし、機器開発に先立って、療法士の足部徒手ストレッチング手技について、事前に分析をしてその結果から足部自動ストレッチング機器に搭載すべき機構を同定することの意義を述べている。

第2章 理学療法士の足部徒手ストレッチング手技の分析

未だ分析事例のない足部徒手ストレッチング手技の分析を行うために、足部徒手ストレッチング手技分析における課題を冒頭に述べている。足部徒手ストレッチング手技は、療法士が多部位で足部に触れ、各箇所での抵抗感を感じながら、必要な方向へ持続的に力を加えるものであり、その定義が難しい。ストレッチング手技を分析するにあたり、足部姿勢と、ストレッチング中に療法士が前足部と踵部に加える力を用いて、ストレッチング手技を表現する方法を提案した。また、これらの指標を計測する実験装置を作製・構築し、実際の臨床現場で療法士が脳卒中後遺症者に対して実施する足部徒手ストレッチング手技について分析を行った。多次元時系列データで表現される徒手ストレッチング手技について、主動作分析を適用して分析した結果、複数の理学療法士が複数の脳卒中後遺症者に対して行うストレッチング手技について、全体に共通する手技の特徴と、各療法士が症状に応じて調整する手技とが抽出された。最後に、その結果を受けて、全体に共通する手技の特徴を自動ストレッチング機器の主要機構とし、療法士が個別に調整している手技の特徴を補助的機構として搭載することで、療法士のストレッチング手技に近い自動ストレッチングを行う足部自動ストレッチング機器を開発できる可能性について述べている。

第3章 在宅利用を目的とした足部自動ストレッチング機器の開発とその効果検証

足部徒手ストレッチング手技分析から得られた結果から、全体に共通する手技であった、足部背屈制動を行う機構を主とした足部自動ストレッチング機器の開発に取り組んだ内容を述べている。在宅での利用を目的としたストレッチング機器を開発するために、早期に市場投入できることを意識し、すでに市販されている足部底背屈運動器を改造した。その具体的な方法について述べている。さらに、開発した足部自動ストレッチング機器の効果検証実験を、実際の使用対象となり得る健常高齢者を対象に実施した。現在、在宅でのストレッチングとして主流である道具を用いたセルフストレッチングについての効果も同時に評価し、これと比較することで、開発した足部自動ストレッチング機器による足部ストレッチングが、在宅利用を想定した際に有効であるかどうかを確認した。加えて、有疾患者1名を対象に、本機器を長期間にわたって使用した際の効果も確認した。そして最後に、ストレッチング機器に搭載する機構のさらなる検討の必要性や、ストレッチング機器効果検証の継続の必要性について述べている。

第4章 三次元制動が可能な足部自動ストレッチング機器の開発

足部徒手ストレッチング手技分析から得られた療法士が個別に調整した手技の特徴のうち、足部を三次元的に制動する手技と前足部を内外反する手技に着目し、足部を三次元的に制動することのできる自動ストレッチング機器の開発に取り組んだ内容を述べている。3章で開発した機器と同じく空気圧によって駆動し、かつ機器の自由度を可能な限り減らしながら、足部の複雑な動きを再現できる2本のワイヤで足底板を制動する機構を考案した。本機構を搭載した試作機を作製し、足部が実際にどのように制動されるかを健常若年者を対象に検証した。動作確認の結果からさらに改良を重ね、最終的に、足部を三次元的に制動しながらストレッチングすることができることを確認した。最後に、本試作機の今後の展開について述べている。

第5章 結論

本研究のまとめならびに今後の展望を示している。

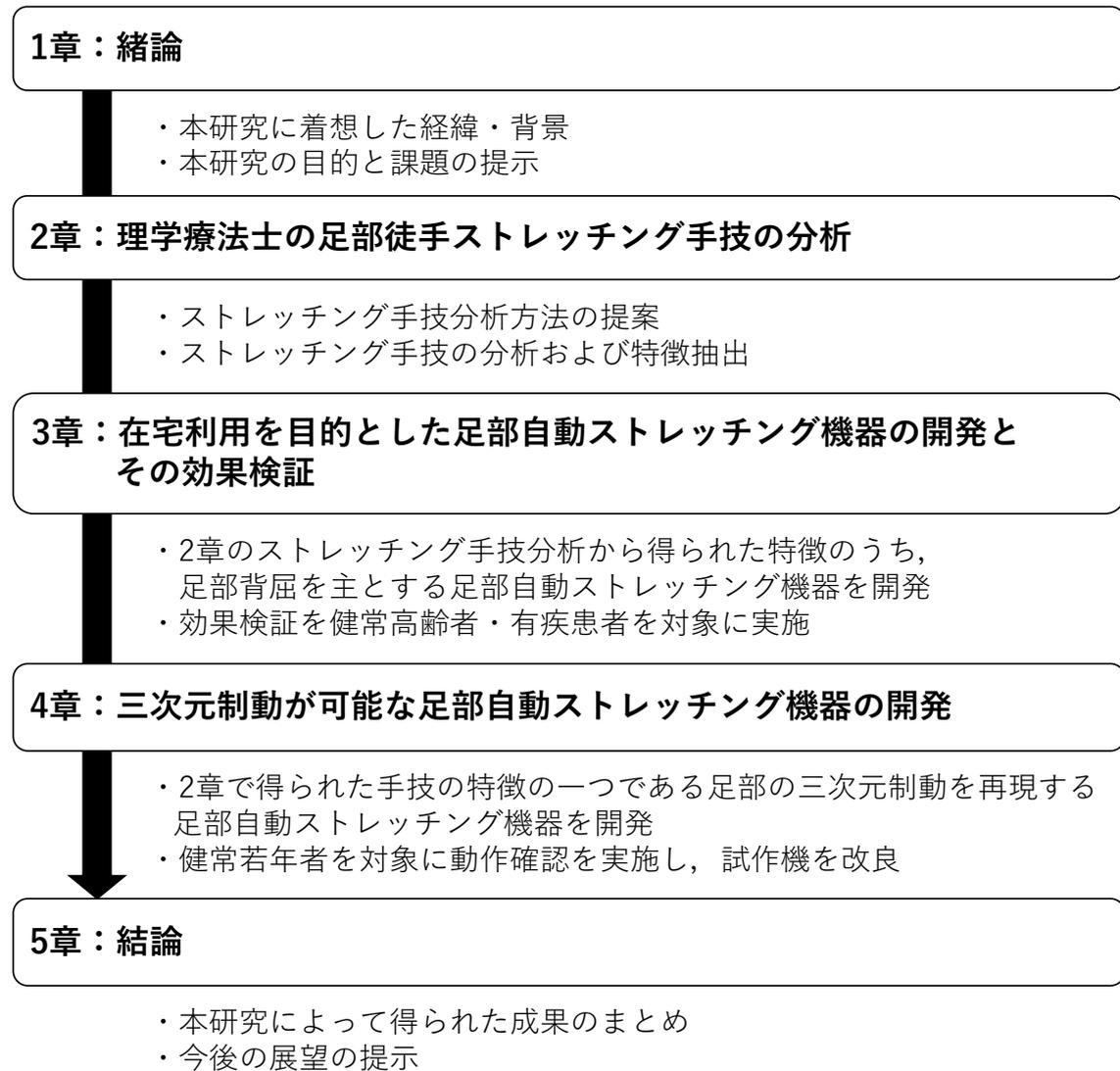


Fig. 1.18: Composition of this thesis

第2章 理学療法士の足部徒手ストレッチング 手技の分析

2.1 足部徒手ストレッチング手技分析の課題

足部の運動自由度は少なくとも3以上である。足部が有する三次元的な運動を Fig. 2.1 に図示する。足部の運動は、解剖学的に以下のとおりに定義される [41]。足関節を内外側に通る軸周りに、つま先を上げる動きが背屈 (dorsiflexion)、つま先を下げる動きが底屈 (plantarflexion) である。また、足底面に対し垂直に通る軸周りに、つま先を外側へ動かす動きは外転 (abduction)、内側へ動かす動きは内転 (adduction) である。そして、足部を前後方向に通る軸周りに、足底面を外側へ向ける動きは外反 (eversion)、内側へ向ける動きは内反 (inversion) である。この複雑な動きを達成するために、足部周囲筋は三次元的に走行する。

臨床での足部ストレッチングでは、主に下腿後面筋群のストレッチングが行われる。下腿後面筋群のうち、浅層に位置する筋を Fig. 2.2 に、深層に位置する筋を Fig. 2.3 に示す。Fig. 2.2 に示すように、下腿後面の浅層には、腓腹筋・ヒラメ筋・足底筋が存在する。腓腹筋とヒラメ筋は、合わせて下腿三頭筋と呼ばれており、足部を底屈方向に動かす主動作筋である。腓腹筋は大腿骨内側顆・外側顆から起始し、アキレス腱 (踵骨腱) へ移行したのち、踵骨へ停止する。ヒラメ筋は、脛骨・腓骨の後面から起始し、腓腹筋と同様、アキレス腱へ移行したのち、踵骨へ停止する。足底筋は、大腿骨の外側上顆より始まり、腓腹筋・ヒラメ筋と沿って、踵骨へ停止する。加えて、Fig. 2.3 に示すとおり、下腿の深層には、後脛骨筋・長趾屈筋・長母指屈筋・膝窩筋が存在する。膝窩筋は膝関節の運動にのみ作用する。後脛骨筋は、脛骨・腓骨の後面から起始し、脛骨内果の後方を通りながら、足底面へらせん状に走行し、第2-4中足骨、舟状骨、内側・中間・外側楔状骨に停止する。主に足部を底屈・内反する。長母趾屈筋は腓骨後面から母趾の末節骨に、長趾屈筋は脛骨後面から第2-5趾の末節骨に停止し、足部を底屈すると同時に足趾を屈曲する。

この下腿後面に存在する筋群をストレッチングするために、臨床では療法士による足部徒手ストレッチングが頻回に行われる。Fig. 2.4 に、療法士が実際に足部をストレッチン

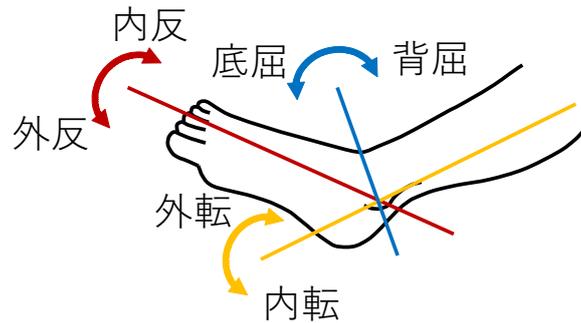


Fig. 2.1: Three-dimensional foot movement

足部の三次元的な運動を示す。足関節を内外側に通る軸周りにつま先を上げる動きが背屈 (dorsiflexion)、つま先を下げる動きが底屈 (plantarflexion) と定義される。また、足底面に対し垂直に通る軸周りにつま先を外側へ動かす動きを外転 (abduction)、内側へ動かす動きを内転 (adduction)、足部を前後方向に通る軸周りに足底面を外側へ向ける動きを外反 (eversion)、内側へ向ける動きを内反 (inversion) と定義されている。

グしている様子を示す。療法士は筋の走行方向をイメージしながら、狙った筋が十分に伸張される方向へ対象部位を牽引する。筋の生理的状态によって筋の伸張度や抵抗感も変化するため、随時対象部位からの抵抗を感じながら、療法士は加える力の大きさを調整する。つまり、療法士は感覚的に足部を三次元的に制動し、加える力をコントロールしていることになる。

ストレッチングは、足関節の背屈可動域を向上するために頻回に使われる手段である [42]。ストレッチングには幾つかの方法が存在するが、足関節可動域の向上について、スタティックストレッチングの短期的効果 [43] および長期的な効果 [16] が示されている。健常者を対象にスタティックストレッチングを行い、超音波画像診断装置で筋腱の生体力学的変化を調査して、筋の柔軟性が向上することを示した先行研究も複数存在する [3, 4, 11, 44]。また、脳卒中後の痙性麻痺を有する足部に対するストレッチングの有効性も報告されている [45]。脳卒中中の患者の筋は、その後遺症として緊張が亢進する [46]。筋緊張が亢進して運動麻痺が生じている状態を、痙性麻痺という。痙性麻痺により下肢筋の緊張が亢進すると、内反尖足変形が出現し、異常歩行を引き起こす [47]。歩行の不安定性は Activity of Daily Living (日常生活活動動作) や Quality of Life (生活の質) の低下につながるため、痙性麻痺を有する足部に対する治療は重要である。

足部ストレッチング機器を開発している先行研究では、筋を伸張する際、10 N—60 N

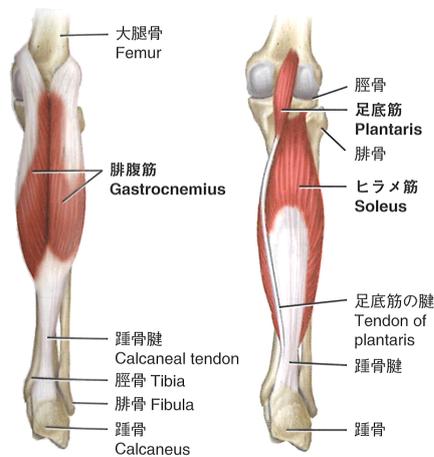


Fig. 2.2: Superficial muscles in the posterior compartment of the leg
 下腿後面浅層に存在する筋を示す。下腿後面浅層には、腓腹筋・ヒラメ筋・足底筋が存在する。腓腹筋とヒラメ筋は、合わせて下腿三頭筋と呼ばれており、足関節を底屈する主動作筋である [41]。

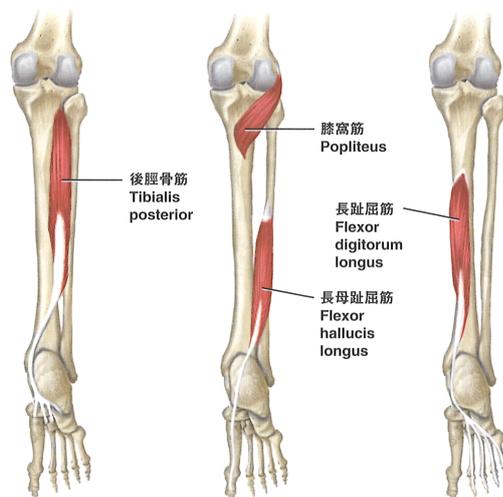


Fig. 2.3: Deep muscles in the posterior compartment of the leg
 下腿後面深層に存在する筋を示す。下腿後面深層には、後脛骨筋・長趾屈筋・長母指屈筋・膝窩筋が存在する。膝窩筋は膝関節の運動にのみ作用する。後脛骨筋は、主に足関節底屈・足部内反に作用する。長母趾屈筋・長趾屈筋は、足関節を底屈すると同時に足趾を屈曲する [41]。



Fig. 2.4: Manual foot stretching by a physical therapist

下腿後面筋群を伸張するための徒手ストレッチングを行っている様子。踵部を把持しながら、足底面を前腕部で押し、背屈方向へ足部を制動する。この際、接触面で抵抗を感じながら、療法士は加える力の大きさを調整する。下腿を長軸方向に走行する下腿三頭筋だけでなく、深層筋の後脛骨筋もストレッチングの対象になる場合が多く、療法士は足部を三次元的に制動する。



Fig. 2.5: Foot deformity; Equinovarus

図中の右足が内反尖足の状態を示す。痙性麻痺による筋緊張亢進によって、下腿後面に存在する筋群が過緊張状態となり、足部が底屈・内反した状態に変形してしまう。

の力で足部を背屈している [31, 33]. しかし、臨床での足部ストレッチングで、どの程度の力が必要とされているかについて、未だ報告はない。臨床では、セラバンドや起立台のような道具を用いて行われたり、対象者の自重を用いて足部ストレッチングは行われる。また、療法士が徒手で足部をストレッチングすることもある。療法士は、対象部位の硬さを感じながら、加える力の大きさや方向を調整して、適切な強度で徒手ストレッチングを行う。先に述べた内反尖足は、下腿から足底面にかけてらせん状に走行する後脛骨筋や前脛骨筋が、痙性麻痺によって過度に緊張することによって生じる [48]. 内反尖足の状態を Fig. 2.5 に示す。後脛骨筋は、脛骨の後面、腓骨の内側面および下脛骨間膜の後面から始まり、腱に移行した後、内果の後方に進み、その後前下方へ向かいながら足底の外側へと走行する [49]. よって内反尖足になっている足部に対しては、足部を外反させながら背屈することで筋を三次元的に徒手ストレッチングするのが有効であると、療法士の間では信じられている。しかし、どれほど背屈、外反させるのか、また、どれほどの力を加えるのか、といった明確な基準はない。

療法士の徒手療法技術は、基本的に、経験的・感覚的に習得される。療法士は、適切な治療を施すために、まず、解剖学的知識・運動学的知識・生理学的知識を身に付ける。そして、徒手療法の手段について学び、臨床実習や資格を得てからの現場において、それを実践しながら、会得していく。世界理学療法連盟 (World Confederation for Physical Therapy, WCPT) の中の、国際徒手理学療法士連盟 (International Federation of Orthopaedic Manual Physical Therapists, IFOMPT) では、徒手理学療法を「徒手的な技術と治療的な運動を含む高度に特異的な治療アプローチを用いた、臨床推論に基づく、神経筋骨格系の状態をマネジメントするための理学療法の専門領域」と定義している。これに基づき、日本理学療法士協会内の徒手理学療法部門においては、関節・神経組織のモビライゼーション等に関するハンズオンによる評価と治療に関する情報提供を実施している。ただ、徒手療法における圧迫力を調査した先行研究がいくつか存在するものの [50, 51, 52], エビデンスの構築が未だ重要課題になっている。

ストレッチング手技についても、徒手療法技術と同様、療法士の知識と経験に左右される。これは、全ての筋に対するストレッチング手技において同様である。療法士は対象部位の抵抗の変化を感じ取りながら、適切に力を加え、対象筋が十分に伸張される方向へ牽引する。対象部位の状態に合わせて適切な程度でのストレッチングを施術できるという点では、大変有効である。しかし、同一の対象者に対し、複数の療法士が施術した場合、目標とするストレッチング手技の標準は提案されているが [53], 療法士間での手技がどの程度一致しているかは、知られていない。ストレッチング方法の違いに着目し、スタティッ

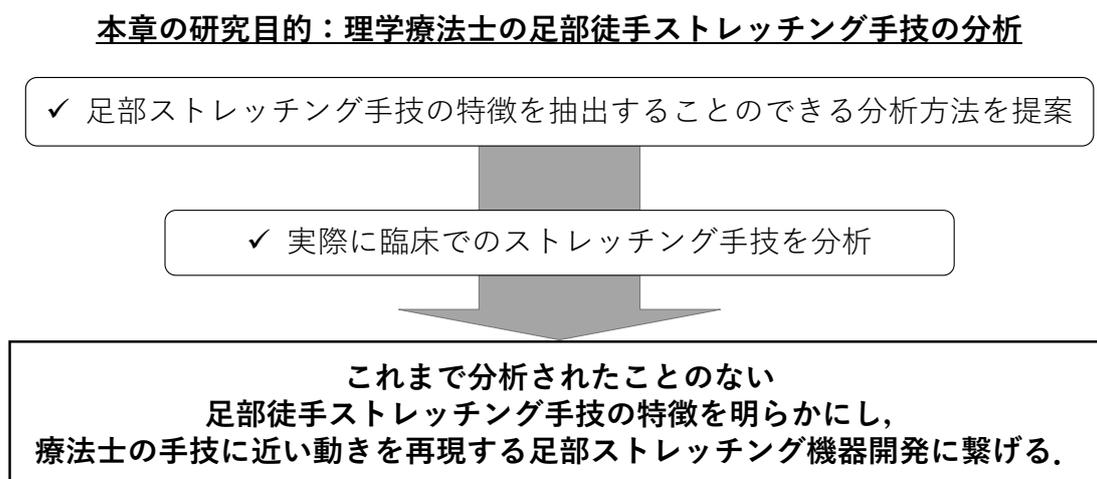


Fig. 2.6: Study objectives in the second chapter

クストレッチング、バリスティックストレッチング、PNF ストレッチングの効果を比較した研究 [17] やスタティックストレッチングとサイクリックストレッチングの効果を比較した研究 [11] はあるが、徒手ストレッチングの手技に着目して、手技の一致性や違いを検証している研究はない。また、そのための一般的な方法は確立されていない。

足部徒手ストレッチング手技の特徴を定量化することができれば、その特徴を目標に自動ストレッチング機器の開発を進めることができる。また、患者毎に調整している手技を明確にすることができれば、患者の症状に合わせて調整が必要な要素を同定することが可能になる。さらに、療法士毎の手技の違いを明らかにすることができれば、その違いと治療効果の関係を調査することで、より治療効果の高い手技を同定できる一助となり得る。

本章では、自動ストレッチング機器開発に必要なストレッチング手技の特徴を同定することを目指し、足部徒手ストレッチング手技を分析するための方法を提案し、実際に療法士のストレッチング手技について分析を行った。

2.2 目的

徒手ストレッチングは、三次元的に足部に加えられる力と足部の関節角度を変数とする時系列データで表現される。このようなデータは、主動作分析を用いて分析されることがある。主動作分析は、主成分分析の時系列データへの拡張であり、1つの動作をそれを構成する複数の線形独立な動作に分解する。これらは主動作（principal motion）と呼ばれる。主動作の数はオリジナルな動作の次元よりもはるかに小さい。例えば、本研究では複雑なストレッチングは4つの主動作で表される。すなわち単一のストレッチングは、小数

の主動作の大きさ (magnitude) で表される。このことは、動作データに対してもパラメトリックな検定手法の使用を可能にし、統計的議論を促すというメリットがある。Lim ら [54], Park ら [55] は、手の上げ下げや握手、手の振りなどの運動における肩関節および肘関節の可動域変化を複数試行計測し、得られたデータについて主動作分析を適用することで、上肢の多自由度で時間連結した運動を解析した。同様な方法を用い、Nakanishi ら [56] は歩行やジャンプ動作を、Morishima ら [57] はスクワット動作を取り扱った。著者らの研究グループは、この方法を応用し、足部ストレッチング手技の調査を試みた [58]。本研究ではこれをさらに改良し、踵部と前足部に加わる力を測定し、同時に、ストレッチング中の足部の動きを三次元動作解析装置にて計測した。そして、得られた計測データに主動作分析を適用することで、足部ストレッチング手技の特徴を抽出した。

2.3 方法

2.3.1 対象

リハビリテーション現場において、足部に対する治療は理学療法士を中心に行われる。よって、理学療法士が行う足部ストレッチング手技について分析することとした。

脳卒中後遺症者に対するリハビリの経験が 3 年以上ある理学療法士 4 名と脳卒中後遺症者 3 名が参加した。インフォームド・コンセントとして、実験の参加者には事前に本研究の趣旨を口頭と書面で説明し、本人の自由意志のもと、実験参加の同意を得た。本研究は、名古屋大学大学院医学系研究科生命倫理審査委員会の承認を得て実施した (承認番号: 14-501)。

脳卒中後遺症者は全員痙性麻痺を有しており、麻痺の程度を示す Brunnstrom stage は III レベル、筋緊張の亢進度を示す Modified Ashworth Scale は 2 もしくは 1+であった。Brunnstrom stage の評価基準を Table 2.1 に、Modified Ashworth Scale の評価基準を Table 2.2 に示す。各理学療法士が 3 人の患者それぞれに対して手技を施した。ただし、1 名の理学療法士のみ、業務の都合上、1 人の患者に対してのみ足部ストレッチングを行った。実験に参加した参加者の内訳を Tables 2.3, 2.4 に示す。

2.3.2 徒手ストレッチング手技の計測方法

足部ストレッチング中に理学療法士が加える力を測定するために、脳卒中後遺症者の足部に装着する測定装具を作製した。作製した測定装具を Fig. 2.7 に示す。通常、理学療法士

第 2 章 理学療法士の足部徒手ストレッチング手技の分析

Table 2.1: Brunnstrom stage

運動麻痺の程度を評価する指標。上肢・下肢・手指、それぞれについて評価できる。以下の表は下肢に対する評価方法を示す [59].

stage I	弛緩性麻痺
stage II	下肢のわずかな随意運動
stage III	座位，立位での股・膝・足の同時屈曲
stage IV	座位で足を床の後方にすべらせて，膝を90° 屈曲．踵を床から離さずに随意的に足関節背屈
stage V	立位で股伸展位，またはそれに近い肢位，免荷した状態で膝屈曲分離運動，立位，膝伸展位で，足を少し前に踏み出して足関節背屈分離運動
stage VI	立位で，骨盤の挙上による範囲を超えた股外転，座位で，内・外側ハムストリングスの相反的活動と，結果として足内反と外反を伴う膝を中心とした下腿の内・外旋

Table 2.2: Modified Ashworth Scale

筋緊張の亢進の程度を評価する指標。0-4 の 6 段階で評価する [60].

0	筋緊張の亢進なし.
1	軽度の筋緊張の亢進を認める. 引っ掛かりと消失があるか，もしくは可動域最終で若干の抵抗を認める.
1+	軽度の筋緊張の亢進を認める. 明らかな引っ掛かりがあり，可動域の1/2以下の範囲で若干の抵抗を認める.
2	ほぼ全可動域を通して筋緊張の亢進を認めるが，容易に他動運動ができる.
3	かなりの筋緊張の亢進を認め，他動運動が困難である.
4	固まっていて，屈曲あるいは伸展ができない.

Table 2.3: Participants of physical therapists

Physical therapist (PT)	Sex	Age	Years
PT1	female	30	8
PT2	male	29	7
PT3	male	29	7
PT4	male	27	5

Years: Years after getting the PT license

Table 2.4: Participants of patients

Patient (pt)	Sex	Age	Hemi-side	BRS	MAS
ptA	male	75	left	III	2
ptB	male	78	right	III	1+
ptC	female	81	right	III	1+

BRS: Brunnstrom Stage

MAS: Modified Ashworth Scale

は患者の踵を把持しながら、前腕を前足部に押し当てて足部をストレッチングする。これらの接触力を測定するため、測定装具の踵部および足底前足面に 6 軸力覚センサを内蔵した。踵部の握り部分は、療法士が実際の踵を握っている感触に近づけられるよう、丸みを帯びた形状にした。足部姿勢の計測には、三次元動作解析装置 (OptiTrack, NaturalPoint Inc., USA) を使用した。実際に三次元動作解析装置のカメラをセッティングした様子を Fig. 2.8 に示す。患者の麻痺側下腿の脛骨上と測定装具上に反射マーカをつけ、動作解析装置でそれらの動きを計測した。力覚センサとカメラを同期し、ストレッチング時の足部の姿勢および理学療法士が足部に加える力を 120 Hz で計測した。患者はベッドに横たわり、麻痺側足部に測定装具を装着した。この装置を介して、Fig. 2.9 に示すように、普段のストレッチングに近い方法で理学療法士が足部をストレッチングした。

1 回の実験で、各理学療法士は 10 秒のストレッチングを 5 秒の間隔をあけながら 3 試行を行い、これを 3 セット行った。一人の理学療法士が三人の脳卒中後遺症者にストレッチングを行うため、最終的に試行回数は合計 90 試行であった。

解剖学的肢位において内外測方向を X 軸、前後方向を Y 軸、頭尾方向を Z 軸とした [61]。脛骨上のマーカから下腿 (lower limb) 座標系 Σ_l を、測定装具上のマーカから足部 (foot) 座標系 Σ_f を決定した。力覚センサ (sensor) の座標 Σ_s も同様に設定した。これらの座標系を Fig. 2.10 に示す。 Σ_l に対する Σ_f の回転角度を足部姿勢とし、X 軸回り、Y 軸回り、Z 軸回りの順に回転させて算出した $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 。

力覚センサの計測データから、踵部 (heel) と前足部 (forefoot) に加わる三軸方向の力 $({}^h f_x, {}^h f_y, {}^h f_z, {}^f f_x, {}^f f_y, {}^f f_z)$ 、モーメント $({}^h m_x, {}^h m_y, {}^h m_z, {}^f m_x, {}^f m_y, {}^f m_z)$ を算出した。

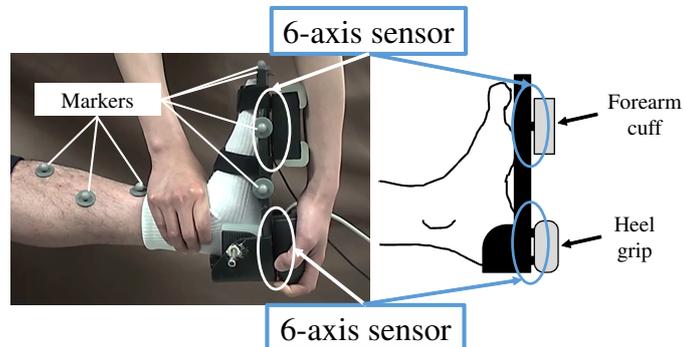


Fig. 2.7: Instrumented brace

ストレッチング中に療法士が足底面へ加える力を測定するための測定装具を示す。踵部および前足部に 6 軸の力覚センサを内蔵している。療法士は、踵の握り部分（Heel grip）を把持し、足底前面部のカフ（Forearm cuff）に前腕部を当てて、患者の足部をストレッチした。踵の握り部分は、療法士が実際の踵を握っている感触に近づけられるよう、丸みを帯びた形状にした。



Fig. 2.8: Experimental apparatus of three-dimensional motion analysis

実験環境を示す。本実験は、実験に参加した病院の一室にて実施した。患者は治療用ベッドに横たわり、療法士は足元に置かれたキャスター椅子に座った状態で患者の足部ストレッチングを行った。治療用ベッドの周りには三次元動作解析装置のカメラを計 8 台設置し、下腿に貼付したマーカが療法士の身体で遮られても、正しく計測できるよう設置位置を工夫した。



Fig. 2.9: Experimental scenery

実験中のストレッチの様子を示す。療法士は、普段のストレッチに近い方法で測定装具を介して足部ストレッチを実施した。

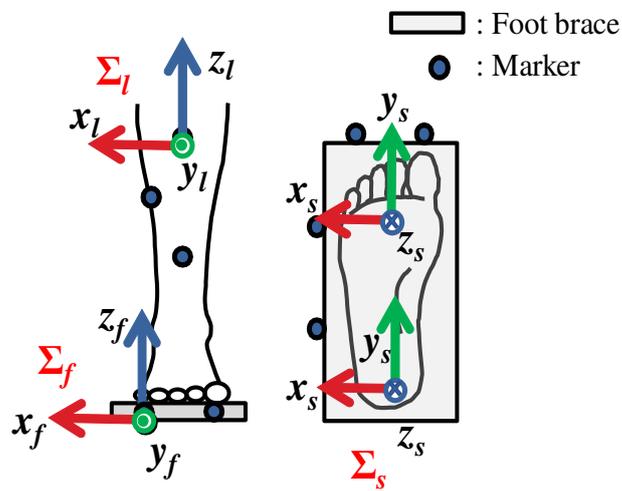


Fig. 2.10: Coordinate systems

解析時に設定した下腿座標系 (Σ_l)、足部座標系 (Σ_f) および力覚センサの座標系 (Σ_s) を示す。 l : lower limb, f : foot, s : sensor.

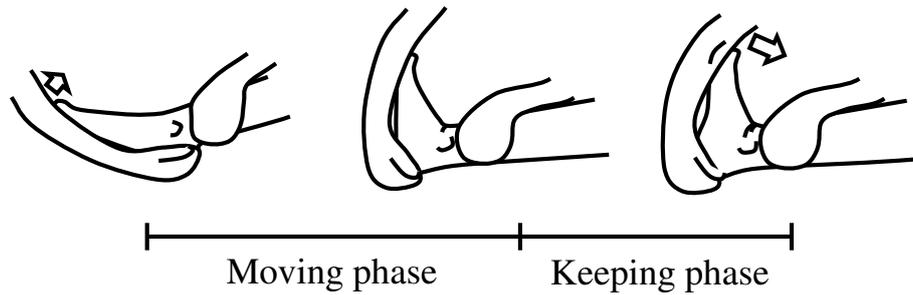


Fig. 2.11: Two phases of stretching

ストレッチングの相分けを示す。足部背屈ストレッチングは、安静肢位から最大背屈位まで足部が制動される相 (Moving phase) と、最大背屈位でそのまま持続伸張される相 (Keeping phase) の二つの相に分けることができる。本研究では、足部が三次元的にどのように制動されるかを評価するため、Moving phase を切り出して、解析を行った。

2.3.3 統計解析

ストレッチングの相分けおよび計測データの離散化と無次元化

Fig. 2.11 に示すように、1 回のストレッチを初期姿勢から背屈位に至るまでの相 (Moving phase) と背屈位で持続伸張を行う相 (Keeping phase) とに分割した。本研究では、ストレッチング中の姿勢変化を確認するため、Moving phase のデータを分析した。データ長が 100 になるように Moving phase のデータについて開始点から終端までを離散化した。

解析に先立ち、データを正規化した。はじめに、全参加者の各試行におけるそれぞれの計測値の最大値と最小値の差を算出した。そして、関節角度、踵部・前足部に加わる力とモーメントそれぞれの最も大きい差で、それぞれの計測値を除した。

主動作分析

得られた 15 要素の時系列データに、主動作分析を適用した。はじめに、正規化した 15 要素のデータを並べてベクトルを作成した:

$$\boldsymbol{\theta}_n = [\theta_{xn}^T \ \theta_{yn}^T \ \theta_{zn}^T]^T$$

$${}^h \boldsymbol{f}_n = [{}^h \boldsymbol{f}_{xn}^T \ {}^h \boldsymbol{f}_{yn}^T \ {}^h \boldsymbol{f}_{zn}^T]^T$$

$${}^h \boldsymbol{m}_n = [{}^h \boldsymbol{m}_{xn}^T \ {}^h \boldsymbol{m}_{yn}^T \ {}^h \boldsymbol{m}_{zn}^T]^T$$

$$\begin{aligned} {}^f\mathbf{f}_n &= [{}^f\mathbf{f}_{xn}^T \ {}^f\mathbf{f}_{yn}^T \ {}^f\mathbf{f}_{zn}^T]^T \\ {}^h\mathbf{m}_n &= [{}^h\mathbf{f}_{xn}^T \ {}^h\mathbf{f}_{yn}^T \ {}^h\mathbf{f}_{zn}^T]^T \\ \mathbf{v}_n &= [\boldsymbol{\theta}_n^T \ {}^h\mathbf{f}_n^T \ {}^h\mathbf{m}_n^T \ {}^f\mathbf{f}_n^T \ {}^f\mathbf{m}_n^T]^T. \end{aligned}$$

n は試行回数を示し、上記の右辺それぞれのベクトルは、1 試行中での計測値の時間変化を含む。例えば、 $\boldsymbol{\theta}_{xn}$ は、 n 回目の試行における離散化した長さ 100 の計測結果を有する。このベクトルを n 試行分並べたデータ行列 D を作成し、固有ベクトル展開を計算した：

$$\begin{aligned} D &= [\mathbf{v}_1 \ \dots \ \mathbf{v}_n] \\ DD^T &= A\Lambda A^T. \end{aligned}$$

行列 A は 1500×1500 の直交行列で、その各列ベクトル \mathbf{a}_i は固有ベクトルを示す。行列 Λ は 1500×1500 の対角行列で、その対角成分 λ_i は固有値を示す。行列 D は

$$\begin{aligned} D &= A\Lambda^{1/2} = [\sqrt{\lambda_1}\mathbf{a}_1 \ \sqrt{\lambda_2}\mathbf{a}_2 \ \dots \ \sqrt{\lambda_{1500}}\mathbf{a}_{1500}] \\ &(\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_{1500}) \end{aligned}$$

である。この n 個の $\sqrt{\lambda_i}\mathbf{a}_n$ が主動作 (Principal motion) であり、ここに各主動作における変数の特徴が含まれる。また、

$$S = D^T A$$

の式で得られる行列 S は、全試行の各主動作の得点 (Score) を示し、各試行に各主動作の特徴がどの程度含まれるかを表す。

本稿では、固有値が大きい主動作を 4 つ用いた。これらの 4 つの主動作で、計測されたデータのばらつきの 87.6% を説明できる。なお、各主動作の特徴を解釈しやすくするために、得られた結果に対してプロマックス回転を適用した。

二次元配置分散分析

複数の脳卒中後遺症者に対するストレッチング手技が、理学療法士間で異なるかを明らかにするために、前項で得られた第 1—4 主動作の得点に、二次元配置分散分析を適用した。各主動作毎に、理学療法士と患者の 2 要因についてその主効果と交互作用を検定した。有意水準は、 $p < 0.05$ とした。今回は、理学療法士間のストレッチング手技の差が存在す

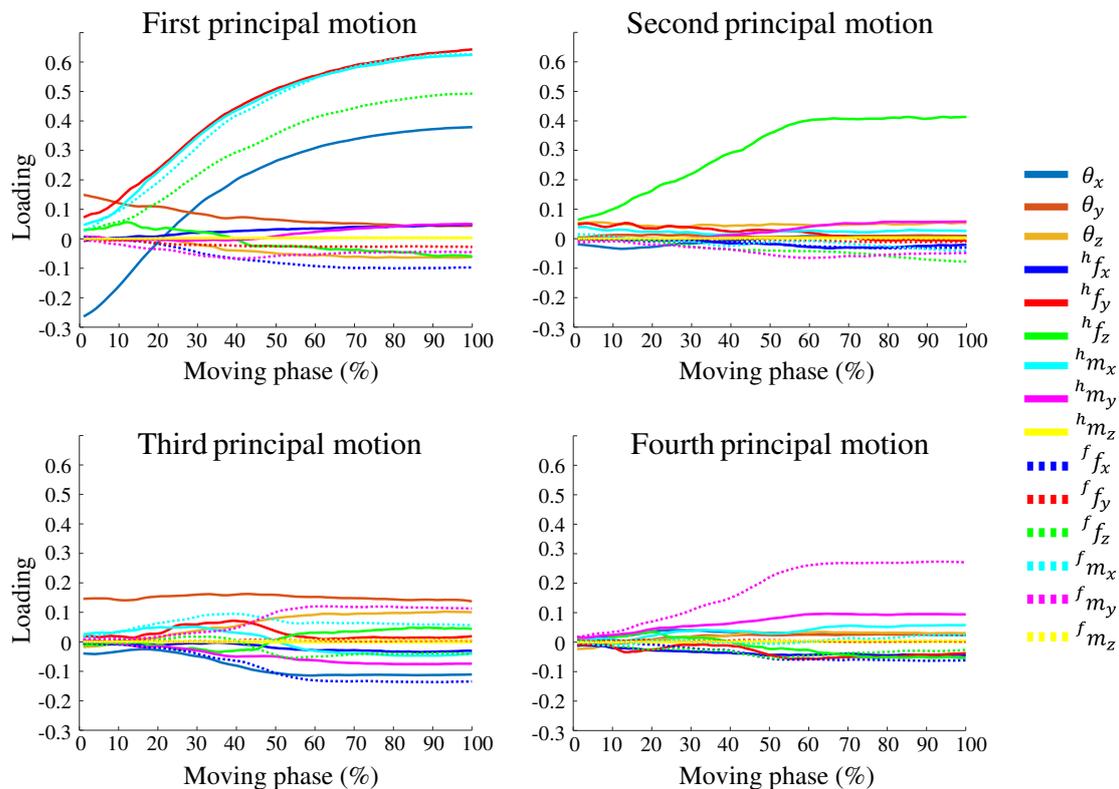


Fig. 2.12: 1st, 2nd, 3rd and 4th principal motions

主動作分析より得られた4つの主動作の各変量の時間推移を示す。各主動作の臨床的意味については、Fig. 2.13–Fig. 2.16で示す。

ることを統計的に示すことが目的であり、その差について詳細に分析することを目的としていないため、下位検定は行わなかった。また、1名の理学療法士 (PT4) は一人の患者に対してのみストレッチを行ったため、この分析からは除外した。

全ての解析は、MATLAB2016a を使用して行った。

2.4 結果

2.4.1 主動作が示すストレッチ手技の特徴

Fig. 2.12 は、第 1 主動作から第 4 主動作の各変量の時間推移を示す。

第 1 主動作の結果および解釈を Fig. 2.13 に示す。第 1 主動作では、踵部と前足部に加える背屈モーメント (${}^h m_x$, ${}^f m_x$) が手技のフェーズが進むにつれ、大きく増大した。同

様に、踵部をつま先方向へ押す力 (${}^h f_y$) も増大した。前足部を背屈方向へ押す力 (${}^f f_z$) および背屈運動角度 (θ_x) も増大した。以上のことから、第1主動作は、患者の足部を背屈方向へ動かす動作であると判断される。足部で最も可動範囲が大きいのは底背屈の動きであり、一般的に足部のストレッチングでは背屈方向へ足部を動かして下腿後面筋群を伸張する。よって、第1主動作は、一般的もしくは平均的な足部ストレッチングの動きを象徴している。通常、第1主動作は、このように全試行の平均的な動作を表す。

第2主動作の結果および解釈を Fig. 2.14 に示す。第2主動作では、踵部を頭方向へ押す力 (${}^h f_z$) のみ増大した。これは、第2主動作が踵の押し引きの手技であることを示す。もし、ある試行の第2主動作の得点が負であれば、その試行では踵は引っ張られる。療法士は、下腿三頭筋が停止する踵骨を把持して引くことで、下腿三頭筋を直接伸張する場合がある。よって、第2主動作は理学療法士が踵をどのように操作しているかを反映している。

第3主動作の結果および解釈を Fig. 2.15 に示す。第3主動作では、顕著に大きな動作は無いものの、内反運動を示す θ_y は常に正の値を示し、前足部を外側方向に押す力を示す ${}^f f_x$ と背屈運動角度を示す θ_x は後半に負の値へ減少した。また、前足部の内反モーメント (${}^f m_y$) は後半に正の値へ増大した。これらの動きを合わせると、足部全体を底屈・内反方向へ制動する動きとなる。つまり、第3主動作は足部全体を三次元的制動する手技を示す。今回の対象者は脳卒中後遺症者で、MASの結果から筋緊張亢進があり、足部が内反する傾向であった。よって、第3主動作の得点は、この足部の変形をPTが意図的に制動したかどうかを示す。

第4主動作の結果および解釈を Fig. 2.16 に示す。第4主動作では、前足部の内反モーメント (${}^f m_y$) が後半に大きく増大した。つまり、後半にかけて前足部を内外反させる手技を示す。痙性麻痺患者の足部を内反させる主要な筋は後脛骨筋である。この筋は内果後方を通して舟状骨、楔状骨、立方骨、そして第2中足骨から第5中足骨の足底面に停止する。よって、前足部を外反させることで的確にこの筋を伸張することができる。また、後脛骨筋は足趾の後面に停止する長趾屈筋、長母指屈筋と筋連結する。前足底面に力が加わると、この2筋も同時に伸張されるため、より効果的であると予測される。以上より、第4主動作は、足部内反に関与する筋群を意識的に伸張していたかを反映する。

2.4.2 徒手ストレッチング手技の個人差

全試行を各理学療法士 (PT) と患者 (pt) の組み合わせ毎に区別したうえで、第1-4主動作の得点のプロットを、Fig. 2.17 に示す。

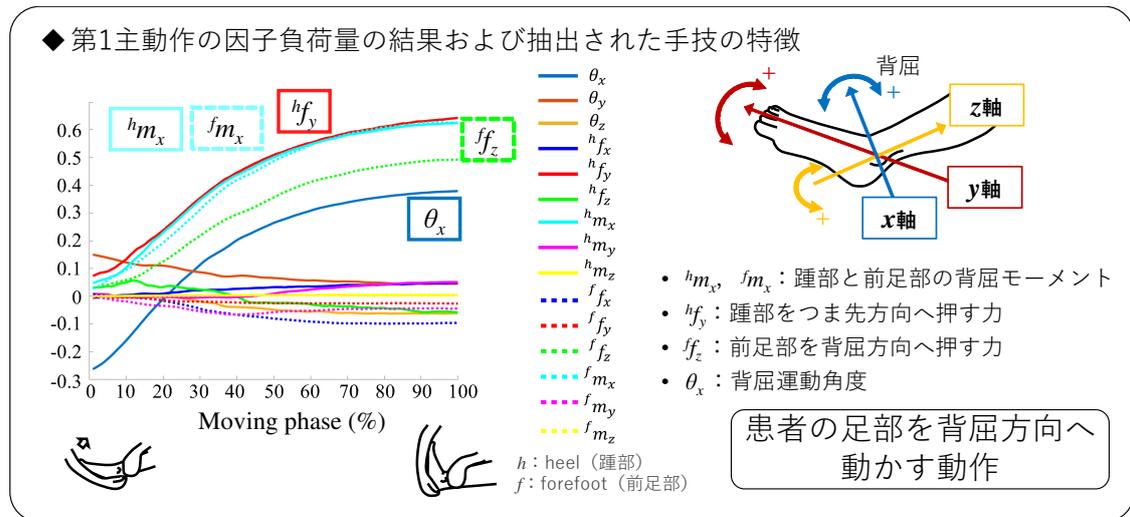


Fig. 2.13: Stretching technique features of 1st principal motion

第 1 主成分の得点は全ての試行で正であった。これは、全試行で、足部を背屈方向に動かす特徴が表出していたことを示す。得点が高いほど、より強く背屈する手技であった。理学療法士毎の分布に着目すると、PT2 の得点は比較的小さかった。PT1, 3, 4 の得点は正の値の中で広く分布していた。つまり、PT2 は他の療法士に比べ、ストレッチングの強さが弱かった。患者毎では、ptB に対する試行が、ptA and C に対する試行よりも大きい値であった。よって、ptB に対するストレッチングではより強い力が必要であり、どの療法士も他の患者に比べ、ptB に対してより強くストレッチングしていた。

第 2 主動作の得点では、PT1 と 4 が負の値を、PT2 が正の値を取る傾向がみられた。この主動作は踵の押し引きを表す成分であったことから、正の値であった試行では、踵を押す手技、負の値であった試行では、踵を引く手技が行われていた。つまり、PT1 と 4 は踵を引きながらストレッチングする手技であるのに対し、PT3 は踵を押す手技であった。PT2 は正と負と両方の得点の試行を有することから、試行毎に、踵に加える力の方向が変わっていた。

第 3 主動作で、PT4 の得点は、全ての試行で負であった。患者毎では、ptC が負の値を取る傾向にあった。第 3 主動作は足部全体を三次元的に底屈・内反させる手技であったことから、負の得点の試行では、足部全体が外反・背屈されていた。よって、PT4 は、他のセラピストに比べてより強く足部を背屈・外反方向へ制動した。ptC はどのセラピストからも足部全体を背屈・外反された。

第 4 主動作は、PT2・4 の得点は負の値を取る傾向にあり、PT1 の試行の得点は 0 に近い値を、PT3 の得点は正から負へと広く分布していた。第 4 主動作は前足部を内反する手

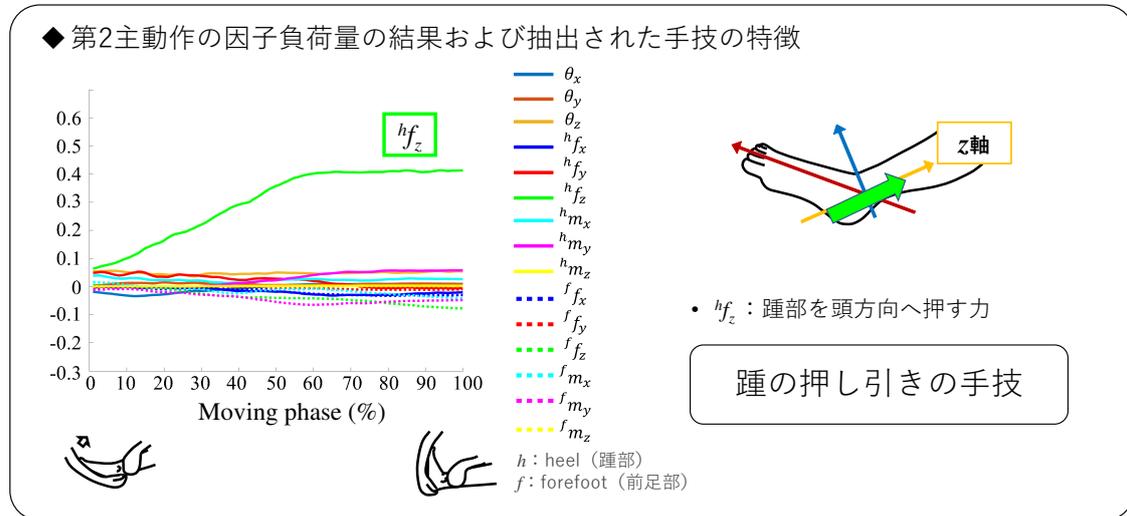


Fig. 2.14: Stretching technique features of 2nd principal motion

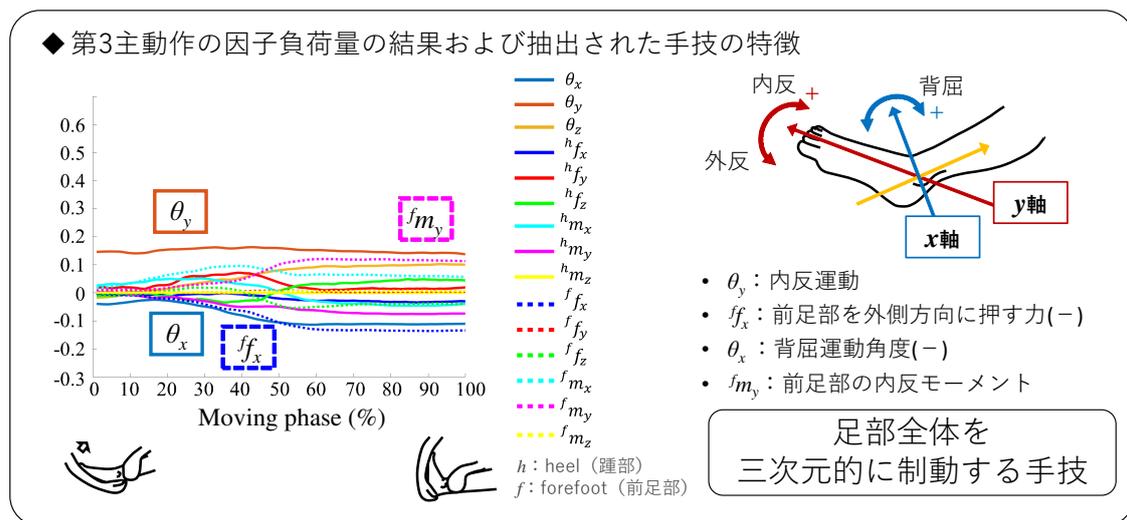


Fig. 2.15: Stretching technique features of 3rd principal motion

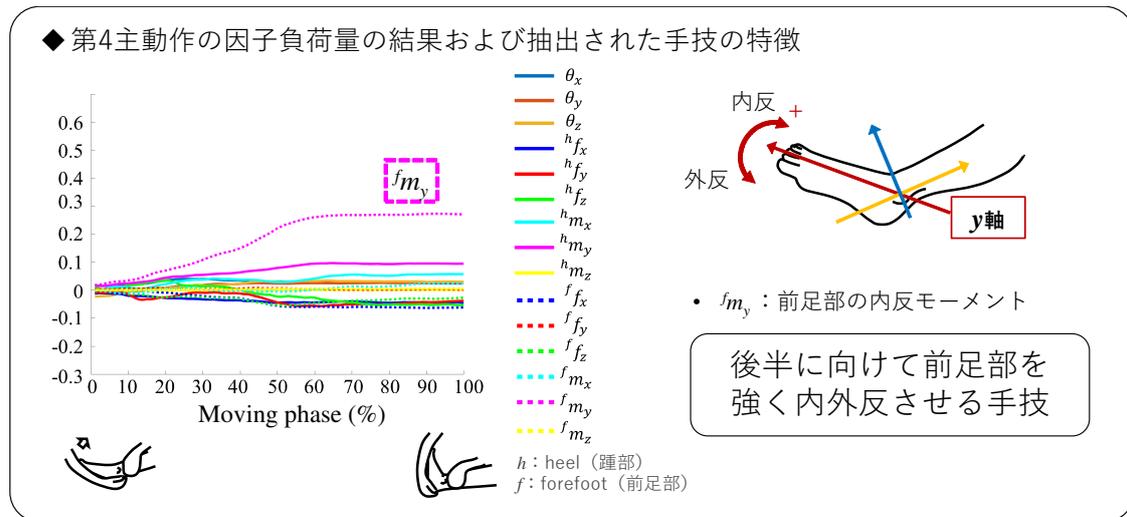


Fig. 2.16: Stretching technique features of 4th principal motion

Table 2.5: Results of two-way ANOVA

Principal motion	Physical therapist		Patient		Interaction	
	$F(2,72)$	p -value	$F(2,72)$	p -value	$F(4,72)$	p -value
1st	52.2	<0.01	37.5	<0.01	4.2	<0.01
2nd	69.7	<0.01	26.1	<0.01	2.1	=0.09
3rd	10.9	<0.01	130.6	<0.01	11.1	<0.01
4th	8.5	<0.01	13.3	<0.01	2.1	=0.10

技であったことから、PT2・4は前足部を外反した。また、PT3は試行毎に前足部に加えた力の方向が異なっていた。

Table 2.5に、第1-第4主動作の各試行の得点に二次元配置分散分析を適用した結果を示す。この結果から、理学療法士の手技の違いを各動作ごとに、統計的に議論できる。第1主動作では、理学療法士間、患者間の両要因で主効果があり（ともに $p < 0.01$ ）、要因間に交互作用もみられた（ $p < 0.01$ ）。第2主動作では、理学療法士間、患者間の両要因で主効果があった（ともに $p < 0.01$ ）一方で、交互作用はなかった（ $p = 0.09$ ）。第3主動作では、理学療法士間、患者間の両要因で主効果があり（ともに $p < 0.01$ ）、要因間の交互作用もあった（ $p < 0.01$ ）。第4主動作では、理学療法士間、患者間の両要因で主効果があった（ともに $p < 0.01$ ）一方で、交互作用はなかった（ $p = 0.10$ ）。これらの結果より、すべての主動作において、理学療法士間、患者間の両要因においてストレッチング手技が有意に異なった。また、第1・第3主動作で、両要因間に交互作用があったことから、第1主動作および第3主動作のストレッチング手技の違いは、理学療法士と患者の組み合わせによって発生した。

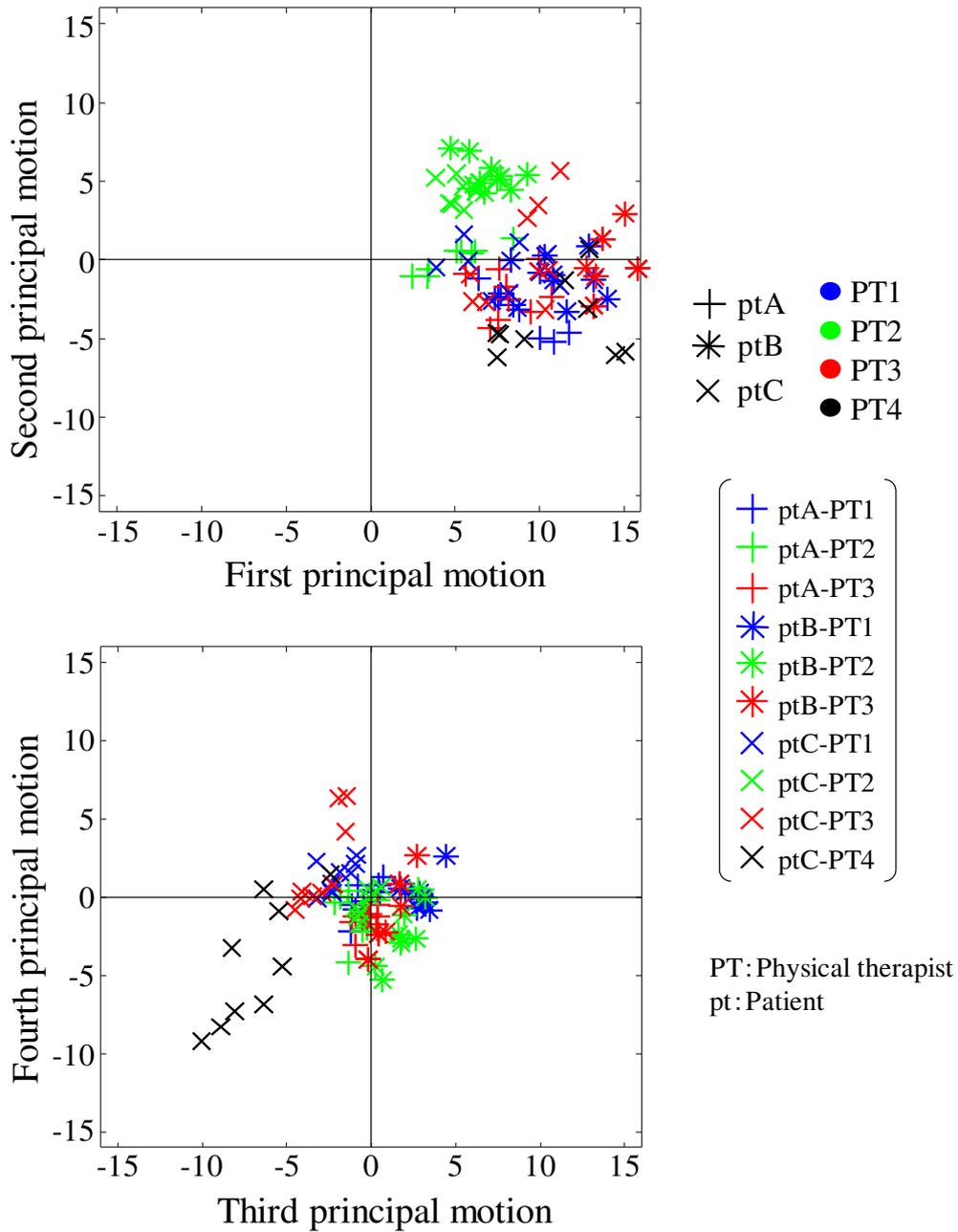


Fig. 2.17: Scores of principal motions; 1st vs 2nd and 3rd vs 4th motion

2.5 考察

ストレッチングの方法と効果に関する研究が多く存在する一方で、徒手ストレッチング手技の分析は全く行われていない。本研究では、複数の理学療法士と複数の脳卒中後遺症者を対象に、足部徒手ストレッチング手技を計測し、統計的に分析することで、理学療法士間の手技の違いを明らかにした。

脳卒中後遺症者に対するストレッチング手技の特徴として、主動作分析での固有値が大きい順、つまり寄与が大きい順に、足部を背屈させる主動作、踵を押し引きする主動作、足部全体を内外反する主動作、前足部を内外反する主動作が得られた。一般的な足部背屈ストレッチングは、下腿後面筋群の伸張を目的とする。表層にあり大きい筋である下腿三頭筋は下腿に対して長軸方向に走行するため、背屈方向に力を加えると伸張される。また、下腿三頭筋は踵骨に停止するため、多くの療法士は、踵骨を引きながら足部を背屈すれば効率よく下腿三頭筋を伸張できると推察し、踵骨を牽引しつつ足部を背屈する。このことから、第1・第2主動作として抽出された手技の特徴は妥当であると考えられる。しかしながら、関節を牽引（離開）する方法は関節モビライゼーション技術の一つとして提唱されている [62] が、これはあくまで関節拘縮の予防・改善を目的とするものであり、筋がより伸張されるかについてのエビデンスは確認されていない。踵部を操作することによってストレッチングの効果が変化するかについては、さらなる検証が必要である。

一方、第3・第4主動作は回旋方向に力を加える手技であった。本研究のストレッチング対象者は脳卒中後遺症者であり、下腿三頭筋に加え、後脛骨筋も過緊張になり、足部が内反位に変形していたかもしれない。後脛骨筋は、足部の底屈および内反に作用する [41]。療法士が、足部回旋に関する筋の緊張を感じて、短縮した筋を伸張するために、第3および第4主動作が発現したであろう。これは、理学療法士が患者の症状に適応的に手技を施したことを示唆する。

その一方で、二次元配置分散分析の結果から、全ての主動作で、その手技の程度が理学療法士間でも患者間でも有意に異なっていた。患者毎に、対象筋の緊張の程度は異なるため、ストレッチング手技が患者毎に異なることは自明である。患者の症状によって、手技が決定することが示された。

理学療法士間にて有意に手技が異なることは、たとえ同一の患者に対しても理学療法士間でストレッチング手技が異なることを意味する。複数の療法士が同一の患者を担当する場合には、一定の治療を提供するために、理学療法士間の手技を統一する必要があるかもしれない。加えて、第1・第3主動作で、理学療法士、患者の要因間に交互作用がみられ

た。よって、これらの手技には、特定の療法士と患者の組み合わせにのみ発生する違いがあった。この違いが、治療効果の違いに直結することが予測される。どのような条件でこの違いが生じるのか、そして、どの手技が治療効果が高いのか、詳細な検証で今後明らかにする必要がある。

ストレッチングのような、複数試行の多次元時系列データを統計的に分析する手法は未だ確立されていない。主動作分析は工学分野において動作の生成に主として用いられる手法であり、近年よく用いられるようになってきている [54, 55, 56, 57]。本研究では、この方法を、徒手ストレッチングの分析に利用した。そして、手技の特徴を抽出することに成功し、かつ、主動作分析から算出される得点に二次元配置分散分析を適用することで、理学療法士毎の手技に有意差があるかを統計的に判別することができた。これにより、これまで詳細な分析が行われなかった徒手ストレッチングを、定量的・統計的に分析することを可能にした。療法士が経験的に取得し、客観的に評価することができなかったストレッチング手技について、統計的に分析が行えることは、根拠に基づく医療 (Evidence-based Medicine) が重要であるリハビリテーションにおいて、大きな進歩である。さらに、この分析方法は他の部位のストレッチングにも応用することが可能であり、ストレッチングと同様な多次元時系列データ、例えば、起立動作や歩行動作の分析にも応用することが可能である。

本研究の限界は、実験に参加した理学療法士が少なかったことである。他の PT を対象に実験を行った場合、この研究と同様の結果が得られるとは限らない。対象者を増やしたさらなる検証を行うことが望ましい。今後の課題として、脳卒中後遺症者に対する理学療法士毎の足部ストレッチング手技とその治療効果を同時に分析する必要がある。理学療法士の徒手ストレッチングを客観的に評価し、治療効果との関係を明らかにすることができれば、効果的なストレッチング方法の定着につながる。

2.6 結言

本章では、自動ストレッチング機器開発に必要な要素を明らかにするため、理学療法士の徒手ストレッチング手技の特徴を分析した。

退院後も継続的なストレッチングが望まれる脳卒中後遺症者を対象に、過緊張の足部に対する理学療法士の足部ストレッチング手技を、自作の計測装具と三次元動作解析装置を用いて計測した。そして、計測したストレッチング中の足部姿勢と踵部および前足部に加わる力・モーメントに対し、主動作分析を適用して統計的に分析した。その結果、足部を

背屈させる手技、踵を押し引きする手技、足部全体を三次元的に制動する手技、前足部を内外反する手技が独立する主動作として抽出された。また、各主動作について、理学療法士間・患者間で手技は有意に異なっていた。これらの手法は、理学療法士の手技分析および治療効果の高い手技の同定に寄与することが期待される。

得られた主動作の中で、最も寄与率が高かったのは、足部を背屈させる手技であった。足部背屈方向の動きは、底屈の主動作筋である腓腹筋・ヒラメ筋を伸張するのに最も有効な動作である。たとえ、足部が三次元的に変形していても、足部を背屈させる動きが最も主要な手技であることが明らかとなった。この結果から、ストレッチング機器開発では、足部背屈制動を主要な機構として開発することが望ましい。他に得られた踵を押し引きする手技や足部全体を三次元制動する手技、前足部を内外反する手技については、療法士毎・患者毎にその特徴の出方が異なったことから、主要な機能とするのではなく、補助的な機能、もしくは、選択可能な機能としてストレッチング機器に搭載できると、より療法士の手技に近い自動ストレッチングを達成することが可能となる。

これらの結果をもとに、治療効果の高い、在宅で利用できる足部自動ストレッチング機器開発に取り組んでいく。

2.7 本章に関連する論文

本章に関連する論文を以下に示す。

論文

- Naomi Yamada, Shogo Okamoto, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada, “Principal motion analysis of manual stretching techniques for the ankle joints,” *Journal of Physical Therapy Science*, 32, pp. 584–590, 2020.
 - 本論文では、2章で述べた、4人の理学療法士による3人の脳卒中後遺症者に対する足部ストレッチング手技方法について、足部姿勢および前足部と踵部に加わる力を評価して分析した結果を報告している。
- 山田南欧美, 岡本正吾, 山田陽滋, 磯貝香, 宮本靖義, 河上敬介, “脳卒中片麻痺患者の内反尖足に対する足部ストレッチング手技の主成分分析,” *理学療法科学*, 31 巻 5 号, pp. 705–710, 2016.

- 本論文では、足部徒手ストレッチング手技を分析する方法として主成分分析を提案し、実際に臨床での徒手ストレッチング手技分析にこの方法を適用することで、足部徒手ストレッチング手技を定量的・統計的に分析できることを示した。

査読付き国際会議論文

- Naomi Yamada, Shogo Okamoto, Hiroshi Okumura, Yoji Yamada, Kaoru Iso-gai, and Keisuke Kawakami, “Similarities and differences in manual stretching of physical therapists for equinovarus,” Proceedings of IEEE/SICE International Symposium on System Integration, pp. 490–495, 2014.
 - 本論文では、3人の理学療法士が一人の脳卒中後遺症者に対して足部ストレッチングを行った際の足部徒手ストレッチング手技について分析した。評価指標を、足部姿勢と踵部に加わる力とモーメントとし、主動作分析を用いて解析した。その結果、踵部に加わる底背屈方向の力と内外反方向のモーメントに個人差があることを示した。

第3章 在宅利用を目的とした足部自動ストレッチング機器の開発とその効果検証

3.1 足部自動ストレッチング機器に必要な機構

在宅での利用が可能な足部自動ストレッチング機器を開発するため、本研究では臨床で頻回に行われる理学療法士の徒手ストレッチング手技に近いストレッチングを再現するストレッチング機器の考案を目指している。2章において、脳卒中後遺症者に対する足部徒手ストレッチング手技の特徴として、主要な手技は足部の背屈制動であり、その他の手技は、療法士が患者の症状に合わせて調整していることが明らかとなった。このことから、足部背屈制動の要素を主要な機能とし、その他に得られた踵の押し引きや足部を三次元的に制動する手技および前足部を内外反する手技については、補助機能として搭載することが望ましい。これにより、足部ストレッチングの基本である足部背屈方向へのストレッチングをベースにしながら、対象者の症状に合わせた三次元的な足部制動を達成することが可能になると考える。

その一方で、より複雑な機能を搭載していくと、機器の大型化、操作性の複雑化、コストの増加が懸念される。本研究では在宅での利用が可能なストレッチング機器の開発を目指しており、できる限り、コストを抑え、誰もが容易に使うことのできるストレッチング機器を作製しなければならない。そのため、機器開発のステップとして、まずは、主要な機能として必要とされる足部背屈方向へのストレッチングを簡単に実施することのできる機器を開発することにした。よって本章では、在宅利用を目的とした足部自動背屈ストレッチング機器を開発し、その効果検証を実施する。

3.2 足部自動ストレッチング機器の開発

足部自動ストレッチング機器の作製

在宅で利用できるストレッチング機器を開発するために、開発初期段階から市場への投入を意識した。そこで、既に市販されている足部底背屈運動器を改造し、ストレッチング

**本章の研究目的：在宅利用が可能な足部自動ストレッチング機器の開発
および効果検証**

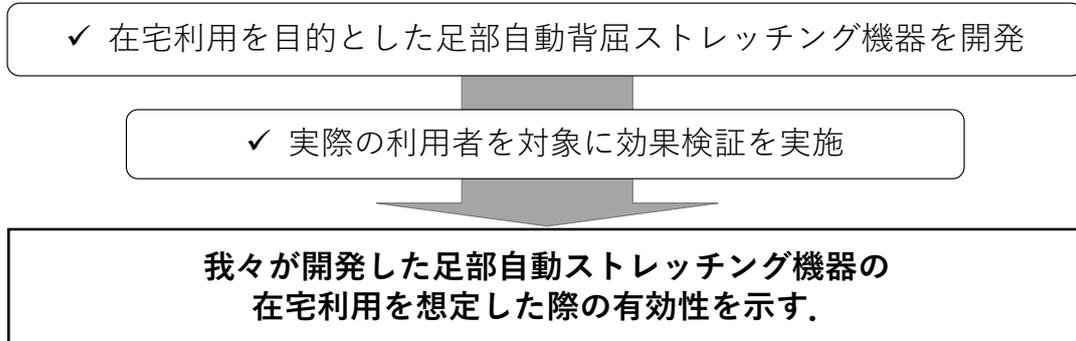


Fig. 3.1: Study objectives in the third chapter

機器を開発することにした。

Fig. 3.2 に示す足部底背屈運動器 relegs (LAP Co. Ltd., Japan) は、脳卒中後遺症などによる足部の関節拘縮を予防する目的で開発された、自動で足部の底背屈繰り返し運動を実施する機器である。この機器は、空気圧アクチュエータによって駆動される。Fig. 3.3 に relegs の動作機構を示す。足部を載せるパーツにベローズが接続されており、これが空気圧に応じて伸縮することで、このパーツが動く。このとき、使用者の足関節に近い位置にパーツの回転中心が設定されている。空気が流入すると、ベローズが膨張し、足部が背屈される。ベローズ内の空気が排出されると、足部は元の位置に底屈する。本機器は、足部の底背屈運動を繰り返すのみで、ストレッチングの機能は搭載していない。

ストレッチングを実施するには、足部背屈位の状態を一定時間保持する必要がある。そのため、エアコンプレッサー (CP-12Si, Minato Electrical Co., Ltd., Japan) と電空レギュレータ (ITV1030-312S, SMC Co., Ltd., Japan) を追加し、空気の流入量をプログラムできる仕様にした。電空レギュレータの制御には、マイクロコンピューター (mbed LPC1768, Arm Holdings plc, UK) を使用した。電空レギュレータからベローズに空気圧が印加されると、足部が背屈される。機器の操作には 3 ポジションのイネーブルスイッチ (A4EG-BM2B041, OMRON Co., Ltd., Japan) を使用した。

改造後のストレッチング機器を Fig. 3.4 に示す。足部をストレッチングする場合、足関節最大背屈位を保持し、そこからさらに負荷を加える必要がある。よって、より大きな背屈運動を達成できるよう、機器を傾斜させる脚を取り付け、使用者の下肢長や必要となるストレッチングの程度に合わせて、機器の傾きを調整できる仕様にした。



Fig. 3.2: Automatic foot exerciser; relegs

既に市販されている足部底背屈運動器 relegs (LAP Co. Ltd., Japan) . 脳卒中後遺症後などでの痙性麻痺や不動による関節拘縮を防ぐ目的で足部を継続的に自動で底背屈運動する機器である.

リスクアセスメントおよび安全方策

在宅で利用できるストレッチング機器は、療法士がいなくても、利用者自身で使用できることが望ましい。そのためには安全で、かつ効果的なストレッチング機器である必要がある。ストレッチング機器に関する安全規格は存在しないため、類似した規格を参照しながら、作製したストレッチング機器について、リスクアセスメントを実施した。機械安全の専門家、理学療法士および開発者を交え、複数回リスクアセスメントを実施した [63]。

まず初めに、本機器を使用することによって生じると予測されるリスクを考えられ得る限り、列挙した。そして、予測された各リスクの、発生が予測される頻度 (LO: Likelihood of Occurrence)、発生が予測される周期 (FE: Frequency of Emergency)、考えられる損害の程度 (DPH: Degree of Potential Hazard)、危険となる対象人員 (NP: Number of Person) について、Table 3.1 に示す基準を用いて数値化した。得られた各アセスメント項目の数値を全て乗じた値を「危険指数 (HRN: Hazard Rate Number)」とし、Table 3.2 に示すとおり、そのリスクの危険度を評価した。以上のリスクアセスメントの結果、得られたリスクの一部を Table 3.3 に示す。なお、本機器の使用に際し、リスクが想定されるのは使用者の 1 名であるため、全ての項目について NP は 1 とし、Table 3.3 から除外している。得られた全 47 項目のリスクのうち、許容できないリスクと判断された条件は、(a) 動作時に装置の隙間部に手指を挟む、(b) 動作時に足関節可動域外まで足部が動かされる

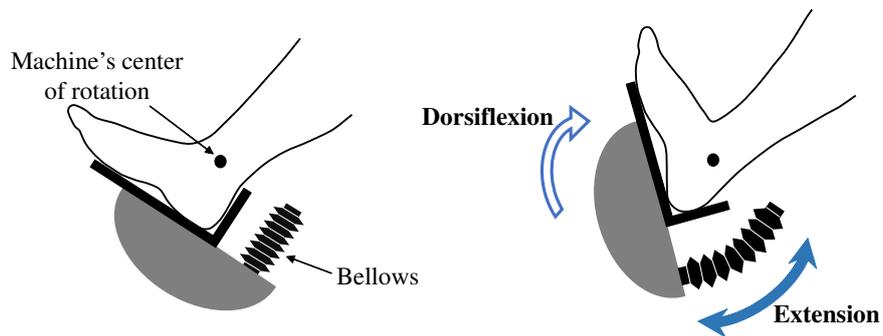


Fig. 3.3: Principal motion of relegs

relegs の動作機構を示す。本機器は、空気圧駆動式であり、足部を載せるパーツにベローズが接続されており、これが空気圧に応じて伸縮することで、このパーツが動く。このとき、使用者の足関節に近い位置にパーツの回転中心が設定されている。空気が流入すると、ベローズが膨張し、足部が背屈される。ベローズ内の空気が排出されると、足部は元の位置に底屈する。ただ、本機器は、足部の底背屈運動を繰り返すのみで、ストレッチングの機能は搭載していない。

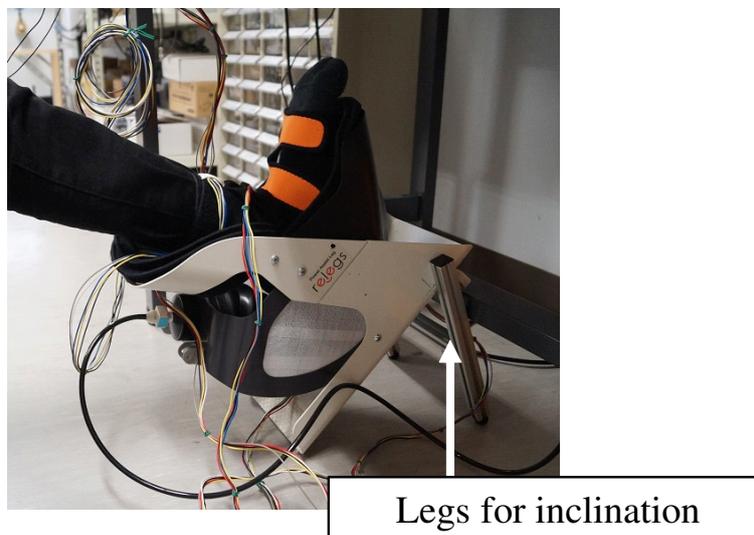


Fig. 3.4: Stretching machine

本研究によって作製した足部ストレッチング機器を示す。relegs に足関節最大背屈位での保持を持続的に行えるプログラムを追加した。また、より大きな背屈運動を達成できるよう、機器を傾斜させる脚を取り付け、使用者の下肢長や必要となるストレッチングの程度に合わせて、機器の傾きを調整できる仕様にした。

第3章 在宅利用を目的とした足部自動ストレッチング機器の開発とその効果検証

Table 3.1: Scale of risk assessment

リスクアセスメントにおける、各項目の基準を示す。LO: Likelihood of Occurrence, FE: Frequency of Emergency, DPH: Degree of Potential Hazard, NP: Number of Person.

LO 発生予測			FE 危険周期		DPH 考えられる損害の程度		NP 危険となる対象人員	
0	不可能	発生不能	0.1	めったにない	0.1	かき傷/打撲	1.0	1~2名
0.1	ほとんどなさそう	非常に極端な状況下で可能	0.2	年単位	0.5	裂傷/軽い健康の影響	2.0	3~7名
0.5	非常になさそう	考えられる事を通して	1.0	月単位	1.0	小さな骨折・小さな健康障害(一時的な)	4.0	8~15名
1.0	なさそう	しかし可能性はある	1.5	週単位	2.0	大きな骨折・小さな健康障害(永久的な)	8.0	16~50名
2.0	可能	しかしまれである	2.5	日単位	4.0	手足一本損失/目や重大な健康障害(一時的な)	12.0	50名を超える
5.0	互角な機会	かつて起きた	4.0	時間単位	8.0	手足二本損失/目や重大な健康障害(永久的な)		
8.0	あり得る	突然ではない	5.0	たえず	15.0	死亡		
10.0	発生しそうな	予測される						
15.0	確実に発生	疑問の余地無し						

Table 3.2: Hazard rate number of risk assessment

リスクアセスメントにおける、危険指数 (HRN: Hazard Rate Number) の基準を示す。Table 3.1 に示したアセスメント項目の結果を全て乗じた数値を基に、判定する。

危険	許容	非常に少ない	少ない	重大な	高い	非常に高い	極端に高い	許容出来ぬ
危険指数	0~1	1~5	5~10	10~50	50~100	100~500	500~1000	1000を超える

ことにより足部に疼痛が生じる、(c) 動作時に過大な力が足部に負荷されることにより足部に疼痛が生じる、であった。条件により許容できると判断された事項は、(d) 使用時に装置が床面を滑り、移動することで、使用者とストレッチング機器の位置関係が変化し、使用者の足部または脚部に負荷がかかる、(e) 動作時に装置が停止し足部が無理な姿勢で固定される、(f) 動作時に手の届かない位置にコントローラを置く、または落とす、(g) 停止ボタンが動作しない、であった。これらのリスクを低減するために、「患部への過大な負荷の防止」、「個人差への対応」、「意図しない運転の防止」の3つの安全コンセプトを提案し、それぞれ必要な安全方策を講じた。

装置の隙間に手指等が挟まれるというリスク (a) に対しては、装置の該当部分にカバー

第 3 章 在宅利用を目的とした足部自動ストレッチング機器の開発とその効果検証

Table 3.3: Results of risk assessment for stretching machine

開発した足部ストレッチング機器についてリスクアセスメントを実施した結果を示す（全 47 項目のうちの一部を抜粋）．得られたリスクから、「患部への過大な負荷の防止」, 「個人差への対応」, 「意図しない運転の防止」をストレッチング機械の安全コンセプトとして提案し、許容できないリスクと判断された条件（表中 1-3）, および、条件により許容できると判断された事項（表中 4-7）に対し、それぞれ必要な安全方策を講じた [63].

LO: Likelihood of Occurrence, FE: Frequency of Emergency, DPH: Degree of Potential Hazard, HRN: Hazard Rate Number.

No	Tasks	Hazards	Initial Risk Level				Solution	Final Risk Level			
			LO	FE	DPH	HRN		LO	FE	DPH	HRN
1 (a)	動作中	隙間部に手指が挟まれる	5	5	2	50	隙間ができないようにカバーする	0.1	5	0.5	0.25
2 (b)	動作中	可動域範囲外まで動き、足関節部に疼痛が生じる	5	5	0.5	12.5	メカニカルリミッタを搭載する	0.1	5	0.5	0.25
3 (c)	動作中	加圧が大きく、足関節部に疼痛が生じる	5	5	0.5	12.5	コンプレッサの上限を機械的に設定	0.5	5	0.5	1.25
4 (d)	動作中	使用者と本体の相対的な位置関係がずれて足を損傷する	1	5	1	5	本体底面に滑り止めを付ける	0.1	5	0.5	0.25
5 (e)	動作中	誤作動により、足部が無理な姿勢で固定される	1	5	0.5	2.5	容易に初期姿勢に戻る機能にする。非常停止ボタンを設置する	0.1	5	0.5	0.25
6 (f)	動作中	手の届かない位置にコントロールを置く	2	5	0.5	5	手で操作できるスイッチにする	0.1	5	0.5	0.25
7 (g)	動作中	停止スイッチが動作しない	0.5	5	0.5	1.25	非常停止ボタンを設置する	0.1	5	0.5	0.25
8	動作中	途中で起立し、転倒する	2	5	1	10	急な起立をしないよう注意書きに記載する	0.5	5	1	2.5
9	動作中	背屈位になると足の締め付けが強くなり、皮膚が損傷する	2	5	0.1	1	締め付けの際にきつくしすぎないように注意書きに記載する	1	5	0.1	0.5
10	動作中	繰り返運動による皮膚擦過傷が生じる	2	5	0.5	1	裸足で利用せず、靴下などを着用するように注意書きに記載する	0.1	5	0.1	0.05
11	動作中	使用範囲に第三者が侵入し、使用条件が変更されて足関節への負荷が増大する	0.5	5	1	2.5	第三者の侵入が予測される場所で使用しないよう、注意書きに記載する	0.1	5	1	0.5
12	動作中	使用範囲に第三者が侵入し、使用者が動いてしまい、足を損傷する	0.5	5	1	2.5	第三者の侵入が予測される場所で使用しないよう、注意書きに記載する	0.1	5	1	0.5
13	設置	不安定な場所に設置し、本体が倒れて足を損傷する	1	5	0.5	2.5	安定した位置に設置するよう、注意書きに記載する	0.1	5	0.5	0.25
14	設置	滑りやすい場所に設置し本体が滑り足を損傷する	1	5	0.5	2.5	本体底面に滑り止めをつける	0.1	5	0.5	0.25
15	設置	椅子が動くことで本体と使用者の相対的な位置関係がずれ、足を損傷する	1	5	1	5	固定された椅子を使用するよう、注意書きに記載する	0.1	5	1	0.5
16	設置	下腿・足部のベルトの止め方が緩く、稼働中に皮膚擦過傷が生じる	2	5	0.1	1	稼働前に試運転をして違和感がないか確認するよう、注意書きに記載する	2	5	0.1	1
17	設置	下腿・足部のベルトの止め方がきつく、血流不良を招く	2	5	0.1	1	稼働前に試運転をして違和感がないか確認するよう、注意書きに記載する	2	5	0.1	1
18	運搬	持ち手のベルトが固定されておらず、足に落下して損傷する	0.5	5	1	2.5	本体と一体化した持ち手を付ける。ベルトや布の部分を持たないように注意書きに記載する	0.1	5	1	0.5
19	運搬	手が滑り、足に落下して損傷する	0.5	5	1	2.5	両手で持つよう、注意書きに記す	0.1	5	1	0.5

を施した。足関節可動域外まで動く、あるいは過大な負荷が足部に加わるというリスク (b, c) に関しては、足関節や筋の損傷の可能性があるため、ストレッチングにおいて特に防止しなければならないリスクである。それを防止するために、可動域および空気圧に複数の制限を設けた。最大背屈角度 (可動域) は、角度調整が可能なメカニカルリミッタを用いた。使用者に合わせて、このメカニカルリミッタを用いることで過度な背屈を防止することができる。

最大圧の制限には2種類のレギュレータを用いた。1つ目はエアレギュレータ (JR-08, Astroproducts, Japan) であり、供給源の最大圧を機械的に制限するために使用した。2つ目は電空レギュレータでストレッチング時に印加する圧を制御するために使用した。本機器の供給源であるエアコンプレッサーは、設定供給圧力は0.86kPaとなっている。事前の検証にて、足部の背屈には最低0.3MPa程度の圧力が必要であった。そこで、電空レギュレータは設定供給圧力が最大0.5MPaとなるものを使用し、その電空レギュレータへの供給も最大0.5MPaとなるよう、エアレギュレータで制限をした。また、電空レギュレータへの入力電圧にもあらかじめ上限を設けているため、エアレギュレータまたは電空レギュレータの一方が故障した場合にも最大圧は制限された状態を維持することができる。さらにストレッチング前の試行により、電空レギュレータの加圧の上限は使用者自身で設定される。ストレッチングは使用者が設定した上限以下の範囲内で行われるため、過度な力は発生しない。

ストレッチング時に疼痛が生じた場合に、直ちに装置の運転を使用者自身で停止させることができなければならない。そこで、使用者自身が3ポジションイネーブルスイッチを用いて装置を運転させるものとした。このスイッチは握られていない (ポジション1) と OFF の状態、すなわち装置の運転が停止された状態を維持する。握られている (ポジション2) 間 ON の状態になり、装置の運転が継続される。さらに強く握られる (ポジション3) と OFF の状態になり、ポジション1に戻るまでの間その状態が維持される。このスイッチを使用することで、使用者が意図しない運転による疼痛を防止する。また、疼痛が生じた場合にスイッチを放す、あるいはスイッチを強く握ることでエアレギュレータは解放され、運転は停止される。このときベローズは自動的に減圧され、脱力時の足部姿勢までゆっくり戻るため、疼痛が生じた場合にストレッチングが継続される、あるいは痛みを伴う姿勢で固定されることはない。これは (e) のリスクへの方策である。また、スイッチを ON の状態にするには14 N の押し込み力が必要であるため、スイッチが手元から離れている場合は OFF の状態が維持され、装置の運転は停止される (f)。さらに、スイッチが正常に動作しない場合のために緊急停止ボタンを設けた (g)。このボタンを押すと、電

空レギュレータへの入力電圧が遮断され、ペローズの内圧は低下する。

健常若年者に対する効果検証

リスク低減後、著者らの研究グループは、健常若年者を対象に効果検証を実施した [63]。健常若年者 16 名 (22.3±3.6 歳) に対し本機器による足部スタティックストレッチング (5 分間 ×5 回, 計 25 分間) を実施し, ストレッチング前後の等尺性足関節最大随意底屈筋力 (Maximum Voluntary Contraction: MVC) と足関節スティフネスを測定した。MVC は, 椅子坐位, 膝関節完全伸展位の状態で, 足関節底背屈 0° にて, ハンドヘルドダイナモメータ (モービィ, 酒井医療株式会社) のプルセンサを用いて測定した。ダイナモメータに取り付けられたベルトは膝下の腓骨頭付近と母指球付近に固定され, これを足部を底屈して引っ張ることで力が測定された。足関節スティフネスの測定には, 前述のハンドヘルドダイナモメータのプッシュセンサを用いた。椅子坐位, 膝関節完全伸展位で, 参加者の足底部 (母指球および小指球の位置) にダイナモメータを押し当て, 脱力した足部を一定の角度 (0°, 5°, 10°) まで他動的に動かしたときの抵抗力を測定した。なお, 他動的に背屈する際は, 伸張反射が発現しないよう, 十分に遅い速度で背屈をした。足関節角度 10° における抵抗力を測定できなかった 1 名を除く 15 名の結果が得られた。

MVC の測定結果を Fig. 3.5 に示す。本結果は, 各参加者のストレッチング前の MVC を 1 として正規化した。参加者 16 名中 11 名でストレッチング後に MVC が低下し, 平均 6.09% 低下した。しかし, t 検定を行ったところ, 有意な差はみられなかった ($p = 0.173$)。足関節スティフネスの結果は Fig. 3.6 に示す。足関節スティフネスは, ストレッチング前の足関節角度 0° における抵抗力を 1 として各参加者の測定結果を正規化した。ストレッチング前後および測定角度を要因として二元配置分散分析を行ったところ, ストレッチング後に足関節スティフネスは有意に低下し ($p < 0.001$), 交互作用はみられなかった。これは, 本機器によるストレッチングで, 足部の柔軟性が向上したことを意味する。

健常若年者に対する効果が示されたため, 次段階として, 本研究において, 実際の使用対象になりうる者に対しての効果検証を実施することとした。

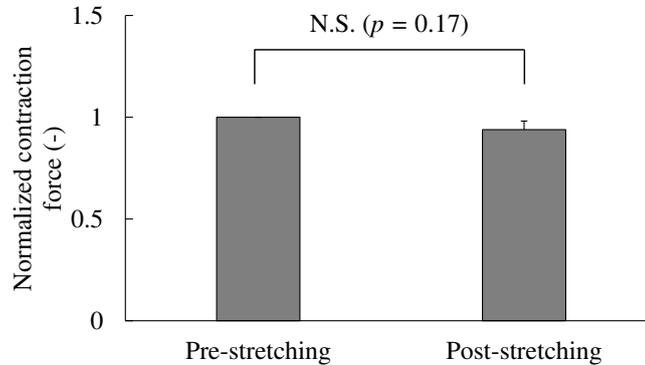


Fig. 3.5: Muscle voluntary contraction before and after stretching using stretching machine in young healthy

健常若年者に対し足部自動ストレッチング機器によるストレッチングを行った前後の、等尺性足関節最大随意底屈筋力の変化を示す。ストレッチング後に減少する傾向にあったものの、有意差はなかった。

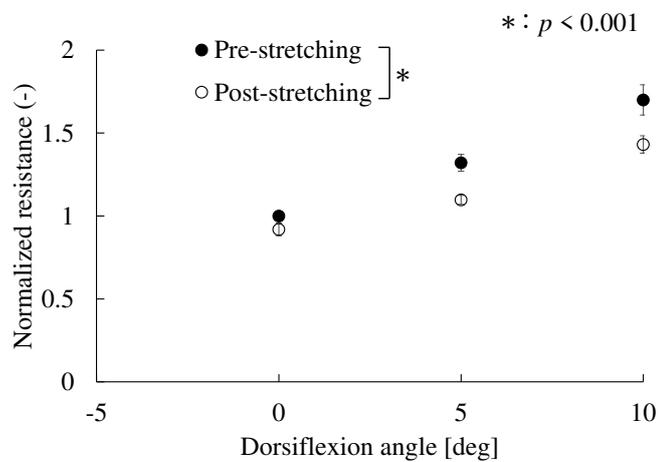


Fig. 3.6: Passive ankle resistance before and after stretching using stretching machine in young healthy

健常若年者に対し足部自動ストレッチング機器によるストレッチングを行った前後の、ある一定の角度（0, 5, 10 deg）まで他動的に足部を背屈した際の抵抗力の変化を示す。ストレッチング前後および測定角度を要因として二元配置分散分析を行ったところ、ストレッチング後に足関節スティフネスは有意に低下した。交互作用はなかった。

3.3 健常高齢者を対象にした効果検証

3.3.1 目的

本研究では、在宅での利用を目指してストレッチング機器を開発している。在宅生活においても継続的に足部ストレッチングが必要となる症例として、高齢者や脳卒中後遺症者が挙げられる。1章で述べたように、高齢者に対するスタティックストレッチングで、関節可動域の向上、短縮性・伸張性筋力の増大、歩行速度の改善がみられたとの報告がある[23, 24]。脳卒中後遺症者に対しても、スタティックストレッチングで足関節可動域が拡大し、移動能力が向上したとの報告がある[31, 32]が、本機器の機構は足部背屈ストレッチングを主としており、三次元的な足部の変形を引き起こしやすい脳卒中後遺症者に対しては、まだ効果が十分に得られない可能性がある。

そこで本研究では、在宅でのセルフストレッチングが必要であろう健常高齢者を対象にストレッチング機器の効果検証を実施した。本来、在宅で高齢者が足部ストレッチングを実施する場合は、立位で足部背屈ストレッチングを行ったり、座位で道具を用いてストレッチングを実施する場合が多い。これらのストレッチングの効果と同等の効果を本機器によるストレッチングで示すことができれば、在宅で実施するストレッチングとして、代替することが可能であると考えられる。よって、本機器を使用する際と同様の姿勢で実施するセルフストレッチングと、本機器によるストレッチングの効果を調査し、それらを比較することによって、本機器の在宅での利用が有効であるかを検討した。

3.3.2 方法

実験には、健常高齢者12名（男性5名、女性7名、73.2±3.8歳（平均値±標準偏差））が参加した。足部に可動域制限や痛みがある者は除外した。インフォームド・コンセントとして、実験の参加者には事前に本研究の趣旨を口頭と書面で説明し、本人の自由意志のもと、実験参加の同意を得た。本研究は、愛知医療学院短期大学倫理委員会の承認を得た上で実施した（承認番号：18016）。

全ての対象者は、2つの条件でのスタティックストレッチングを実施した。1つは、ストレッチング機器による自動足部背屈ストレッチング、もう1つは、対象者自身によるセルフ足部背屈ストレッチングであった。自動ストレッチングの様子をFig. 3.7に、セルフストレッチングの様子をFig. 3.8に示す。ストレッチング機器の設定の都合上、自動ストレッチングは右足で、セルフストレッチングは左足で行った。

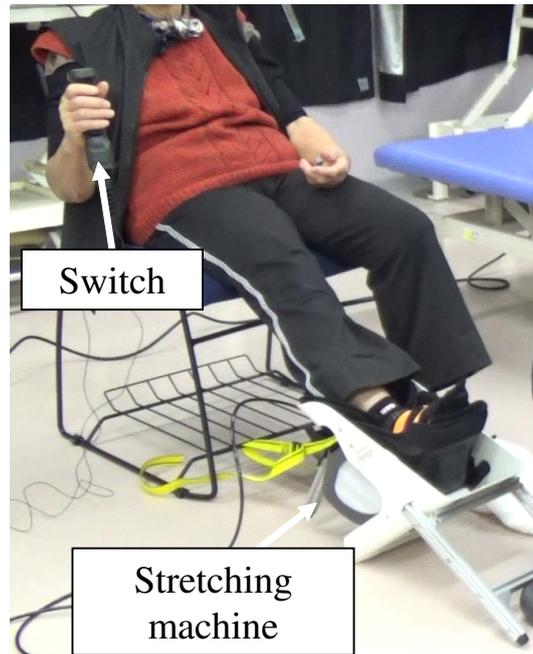


Fig. 3.7: Automatic stretching using foot stretching machine

自動ストレッチングは、椅子座位にて膝関節伸展位で右足を自動ストレッチング機器に乗せて行った。ストレッチング機器は、使用者本人がスイッチを押している間だけ駆動する hold-to-run 方式を採用しているため、操作はすべて対象者がスイッチを押すことで行った。

Fig. 3.7 に示すように、自動ストレッチングは、椅子座位にて膝関節伸展位で右足を自動ストレッチング機器に乗せて行った。ストレッチング機器は、使用者本人がスイッチを押している間だけ駆動する hold-to-run 方式を採用しているため、操作はすべて対象者がスイッチを押すことで行った。最大背屈角度は、対象者毎の症状に合わせた。ストレッチング開始前に、本機器による他動背屈運動を行い、対象者が伸張感を感じた角度をストレッチング時の最大背屈角度と設定した。自動ストレッチングは、対象者がスイッチを押すことで設定された最大背屈角度まで機器が動作してから、2 分間その位置を保持することで行われた。この角度の設定と 2 分間のストレッチングを連続して 5 回繰り返し、合計 10 分間のスタティックストレッチングを行った。なお、最大背屈角度設定には約 30 秒要した。

セルフストレッチングは、Fig. 3.8 に示すように、椅子座位・膝関節伸展位で行った。本研究では、在宅で容易に準備できるタオルを用いてセルフ足部背屈ストレッチングを行っ

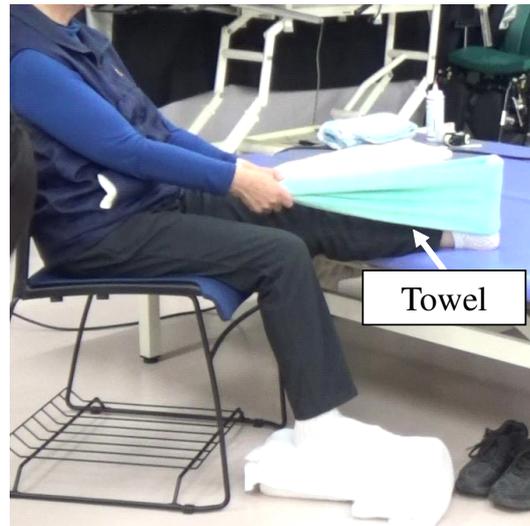


Fig. 3.8: Self stretching using towel

セルフストレッチングは、在宅で容易に準備できるタオルを用いて椅子座位・膝関節伸展位で行った。足尖裏面にタオルの中央が当たるようにし、対象者自身がそのタオルの両端を近位方へ引っ張ることで足部を背屈した。これを10分間行った。

た。足尖裏面にタオルの中央が当たるようにし、対象者自身がそのタオルの両端を近位方へ引っ張ることで足部を背屈した。これを10分間行った。タオルを10分間握ることで、上肢への疲労がたまり、ストレッチング機器の操作に影響が出る可能性があったため、右足への自動ストレッチングを行ったあと、左足へのセルフストレッチングを実施した。

自動ストレッチングの前後およびセルフストレッチングの前後に、足関節他動的最大背屈角度 (DF-ROM) , 等尺性足関節最大随意底屈トルク (PF-MVC) , 他動背屈運動時の受動的トルク, 腓腹筋内側頭の筋腱移行部 (Muscle-tendon junction: MTJ) の移動距離 (MTJ displacement) を測定した。すべて、背臥位・膝関節 30° 屈曲位で測定した。DF-ROM は、ゴニオメーター (角度計 東大式) を用いて測定した。DF-ROM を測定している様子を Fig. 3.9 に示す。PF-MVC は、Fig. 3.10 に示すように、ハンドヘルドダイナモメータ (モービィ, 酒井医療株式会社) を母趾球の高さに合わせてフレームに固定し、足関節底背屈 0° 位でダイナモメータを足底部で底屈方向に押すようにして、底屈方向へ加える力を3回計測した。このときの力と、外果から足趾基部までの距離とを乗ずることで、底屈トルク (PF-MVC) とした。

他動背屈運動時の受動的トルクと腓腹筋内側頭筋 MTJ の移動距離は同時に測定した。測定時の様子を Fig. 3.11 に示す。Bressel らはストレッチングの効果検証に受動的トルクと

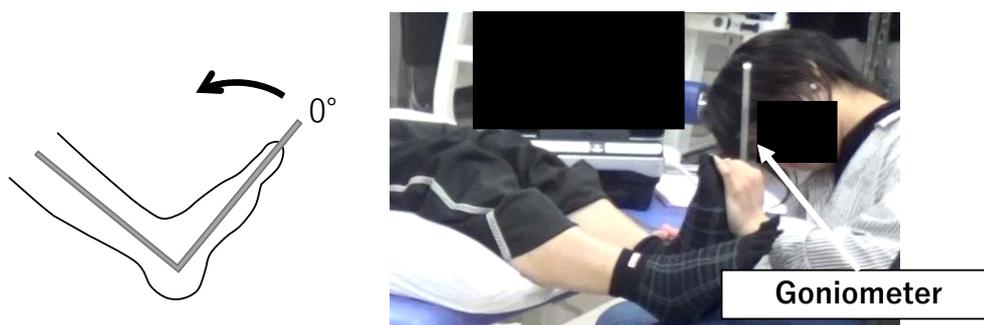


Fig. 3.9: ROM of dorsiflexion measurement using goniometer
足関節他動的最大背屈角度（DF-ROM）測定の様子を示す。ゴニオメータを用いて手動にて測定した。全ての対象者に対し、同一の検査者が測定した。

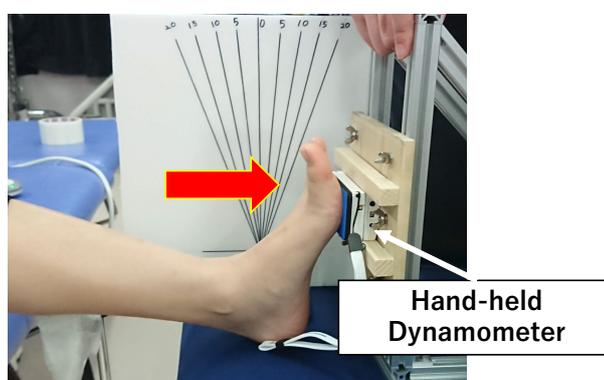


Fig. 3.10: MVC of plantarflexors measurement using hand-held dynamometer
等尺性足関節最大随意底屈トルク（PF-MVC）の測定方法を示す。母趾球の高さに合わせてフレームに固定されたハンドヘルドダイナモメータを用いて計測した。足底部で底屈方向に押すようにして、最大等尺性随意性収縮時の底屈方向への力を測定した。

足関節背屈角度の関係から算出された足関節のスティフネスを評価した [20]。これを参考に、検者がハンドヘルドダイナモメータを足底足趾基部に当てながら他動的に 0° から 15° まで 5° ずつ背屈して、それぞれの角度における他動背屈運動時の底屈方向への反力を 3 回ずつ測定した。このときの力と、外果から足趾基部までの距離とを乗ずることで、他動背屈運動時の受動的トルクとした。検者は全ての実験において同一の者だった。 5° ずつ他動背屈運動する際、同時に腓腹筋内側頭 MTJ の動きをエコー装置（ARIETTA Prologue, 株式会社日立製作所製）で撮影した。Morse ら [3] の方法を参考に、計測前に MTJ の位置を超音波画像上で同定し、MTJ 付近の皮膚上に音響反射マーカを貼付し、マーカと MTJ を同時に撮影できるように三脚に固定されたプローブをあてた。反射マーカの貼付

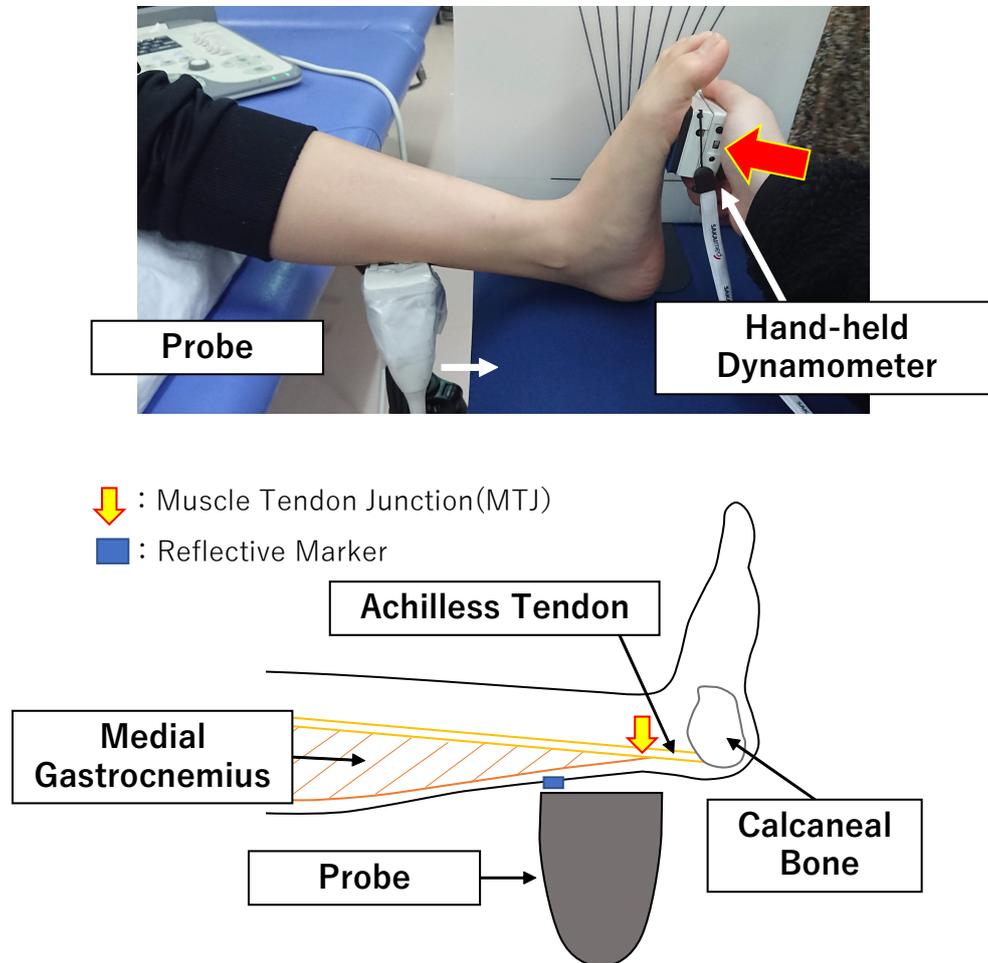


Fig. 3.11: Passive torque and muscle-tendon junction measurement using hand-held dynamometer and ultrasonography

他動背屈運動時の受動的トルクと腓腹筋内側頭筋 MTJ の移動距離を同時に測定している様子を示す。検者がハンドヘルドダイナモメータを足底足趾基部に当てながら他動的に 0° から 15° まで 5° ずつ背屈して、それぞれの角度における他動背屈運動時の底屈方向への反力を測定した。検者は全ての実験において同一の者だった。 5° ずつ他動背屈運動する際、同時に腓腹筋内側頭 MTJ の動きをエコー装置で撮影した。MTJ 付近の皮膚上に音響反射マーカ―を貼付し、マーカ―と MTJ を同時に撮影できるように三脚に固定されたプローブ (Probe) をあてた。

Probe: parts of ultrasonography

位置は、ストレッチング前後で同一位置になるように配慮した。背屈 0° – 15° まで 5° ずつ角度を変え、3回ずつ撮影した。画像処理ソフトImage J (National Institute of Health, 米国製)を用いて各角度における反射マーカからMTJまでの距離を算出し、これを腓腹筋内側頭MTJの移動距離(MTJ displacement)とした。MTJ displacementの算出方法をFig. 3.12に示す。受動的トルクおよびMTJ displacementの再現性については、ストレッチング前の背屈 15° での測定結果を用いてICC (intraclass correlation coefficients; 級内相関係数)により検証した。受動的トルクにおいては、ICC (1, 3)は0.961で、95%信頼区間は0.906–0.986であった。また、MTJ displacementにおいては、ICC (1, 3)は0.962で、95%信頼区間は0.907–0.987であった。

統計解析では、DF-ROM, PF-MVCは、個人、ストレッチングの前後、ストレッチング方法(自動ストレッチングとセルフストレッチング)、の3要因について三元配置分散分析を適用した。受動的トルク、MTJ displacementは、自動ストレッチングとセルフストレッチング、ストレッチングの前後、測定時の背屈角度(DF-angle)、個人の4要因について、四元配置分散分析を適用した。なお、3要因間、4要因間の交互作用の解釈は困難であるため、モデル式には2要因間の交互作用までを含めた。有意水準は、 $p < 0.05$ とした。要因間に交互作用が出現した場合は、post-hoc検定を実施した。このとき、 p 値の補正は行わなかった。統計解析は、MATLAB2016aおよびSPSSver.27を用いて実施した。

3.3.3 結果

DF-ROMの結果をFig. 3.13とTable 3.4に示す。三元配置分散分析の結果、ストレッチング方法と個人の間のみ交互作用がみられた。また、ストレッチング方法、ストレッチング前後、個人の3つの要因全てに有意な主効果がみられた。これより、各個人の結果に着目すると、自動ストレッチングでは11人がストレッチング後にDF-ROMが向上し、セルフストレッチングでは12人全員がストレッチング後にDF-ROMが向上した。そして、12人中8人が自動ストレッチングの方がセルフストレッチングよりもDF-ROMが向上し、4人がセルフストレッチングの方が自動ストレッチングよりもDF-ROMが向上していた。

PF-MVCの結果をFig. 3.14とTable 3.5に示す。三元配置分散分析の結果、交互作用は、ストレッチング方法と個人間、およびストレッチング方法とストレッチング前後でみられた。各要因では、個人とストレッチング前後で主効果がみられた。個人ごとの結果より、12人中9人が自動ストレッチングでPF-MVCが低下し、3人が向上した。低下した

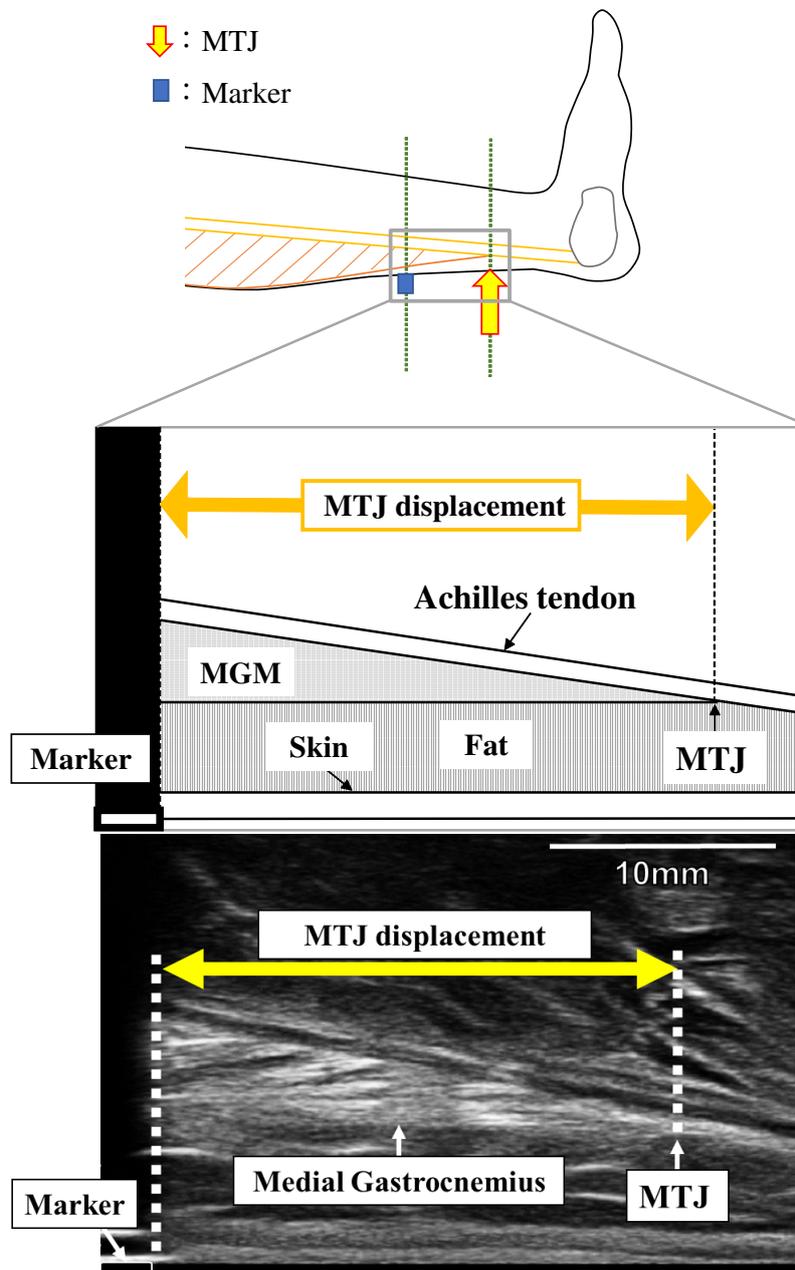


Fig. 3.12: MTJ displacement measurement

エコー装置で撮影した画像から MTJ displacement を算出する方法を示す。画像上に撮像された反射マーカから MTJ までの距離 (MTJ displacement) を画像処理ソフト Image J を用いて算出し、各背屈角度におけるこの距離を腓腹筋内側頭 MTJ の移動距離とした。MGM; Medial Gastrocnemius, MTJ; Muscle-tendon junction.

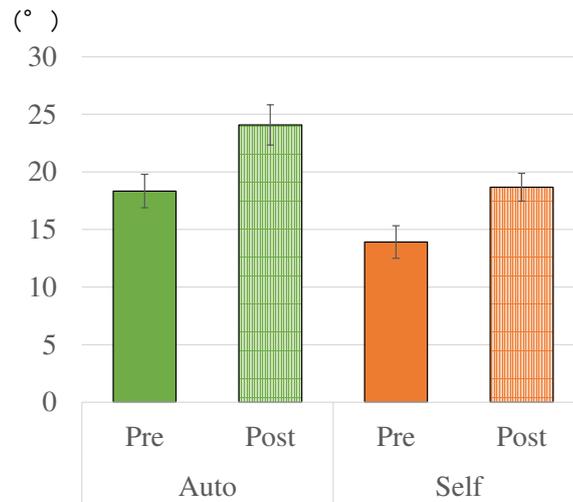


Fig. 3.13: Results of range of motion in passive dorsiflexion

Table 3.4: Results of three-way ANOVA on range of motion in passive dorsiflexion

		<i>F</i>	<i>p</i> -value
Main Effect	Individual	15.5	<0.01
	Pre / Post	66.2	<0.01
	Auto / Self	58.0	<0.01
Interaction	Individual vs. Pre / Post	1.2	=0.39
	Individual vs. Auto / Self	3.0	<0.05
	Pre / Post vs. Auto / Self	0.6	=0.45

9人のうち6人は、PF-MVCの低下量がセルフストレッチングよりも自動ストレッチングのときの方が大きかった。残りの3人は、セルフストレッチングの方がPF-MVCの低下量が大きかった。自動ストレッチングでPF-MVCが向上した3人のうち、2人はセルフストレッチングではPF-MVCが低下し、1人はセルフストレッチングでもPF-MVCが向上した。さらに、ストレッチング前後の結果について、自動ストレッチングとセルフストレッチングのそれぞれに*t*検定を適用した。その結果、自動ストレッチングではストレッチング後にPF-MVCが低下する傾向にあった ($p = 0.07$) が、セルフストレッチングでは、ストレッチング前後で有意差はなかった ($p = 0.49$)。

受動的トルクおよびMTJ displacementの結果をFig. 3.15, Fig. 3.16とTables 3.6, 3.7に示す。参加者のうち、5名は他動背屈運動が15°まで達しなかったため、その5名を除いた7名を解析対象とした。四元配置分散分析の4つの要因のうち、DF-angleで主効果がでるのは明らかであるため、その他の3つの要因の結果について議論する。

受動的トルクでは、個人とストレッチング前後およびストレッチング方法の間に交互作

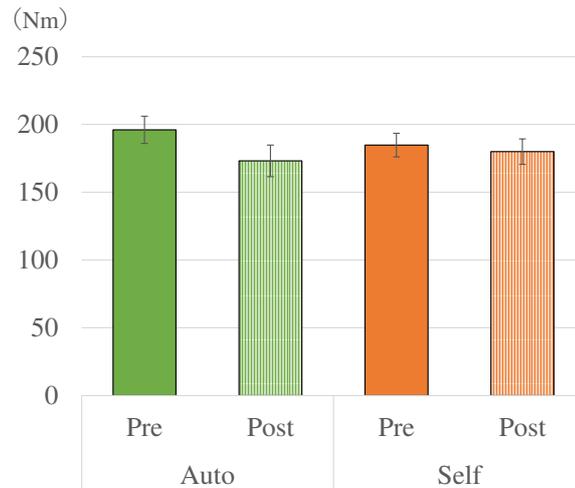


Fig. 3.14: Results of range of maximum voluntary contraction of plantar flexors

Table 3.5: Results of three-way ANOVA on maximum voluntary contraction of plantar flexors

		<i>F</i>	<i>p</i> -value
Main Effect	Individual	46.8	<0.01
	Pre / Post	10.3	<0.01
	Auto / Self	0.3	=0.61
Interaction	Individual vs. Pre / Post	1.3	=0.24
	Individual vs. Auto / Self	10.7	<0.01
	Pre / Post vs. Auto / Self	4.4	<0.05

用が認められたが、ストレッチング前後とストレッチング方法の間には交互作用は認められなかった。各要因ごとには、個人、ストレッチング前後において主効果がみられたが、ストレッチング方法には主効果はなかった。そこで、自動ストレッチングとセルフストレッチングそれぞれの結果について、ストレッチング前後と DF-angle を要因とした二元配置分散分析を個人ごとに実施した。その結果、自動ストレッチングでは、7人中3人が受動的トルクが有意に低下した一方、2人は有意に増加した。セルフストレッチングでは、7人中4人がストレッチング後に受動的トルクが有意に低下した一方、2人は有意に増加した。

MTJ displacement では、受動的トルクと同様、個人とストレッチング前後およびストレッチング方法の間に交互作用が認められたが、ストレッチング前後とストレッチング方法の間には交互作用は認められなかった。また、全ての要因で主効果が認められた。受動的トルクと同様の手順で post-hoc 検定として二元配置分散分析をした結果、自動ストレッチングでは、7人中3人がストレッチング後に有意に MTJ displacement が短くなった一

方, 1 人は有意に長くなった. また, セルフストレッチングでは, 7 人中 3 人が有意に MTJ displacement が短くなった一方, 2 人は有意に長くなった.

3.3.4 考察

開発中の足部背屈ストレッチング機器の効果検証のため, 健常高齢者を対象に, 機器による自動ストレッチング前後の DF-ROM, PF-MVC, 受動的トルク, MTJ displacement を評価した. また, 本機器の在宅利用の有用性を確認するため, 自動ストレッチングと同じ座位姿勢で被験者自身が行うセルフストレッチングの効果も評価した.

DF-ROM は, 参加者 12 人中 8 人がセルフストレッチングよりも自動ストレッチングでより向上し, 自動ストレッチングの方がセルフストレッチングよりも最大背屈角度の拡大に効果的である可能性が示された. Konrad らは, 角度を一定にしたストレッチングよりも, 生じる受動的トルクが一定でのストレッチングの方が, 足関節最大背屈角度は向上したとしている [64]. 本研究の自動ストレッチングでは, 2 分間のストレッチング毎にストレッチングの最大背屈角度を更新した. 持続伸張で徐々に変化する足部に対し, 適切な力でストレッチングを継続することができたため, セルフストレッチングよりも自動ストレッチングで最大背屈角度がより向上したと考えられる.

PF-MVC は, 自動ストレッチングではストレッチング後に低下する傾向にあったが, セルフストレッチングでは, 低下しなかった. Fowles らは, 健常者を対象に, 神経筋の応答 (neuromuscular feedback response) の変化によって, ストレッチング後に MVC が低下するとしている [65]. その一方で, 脳卒中後遺症者を対象にした研究では, ストレッチング後に MVC が増大したとの報告もあり [66], ストレッチングの MVC に対する影響は, 未だ議論が続いている. スタティックストレッチングによる筋への影響を調査したレビューでは, 60 秒以上の長いストレッチングでは, 筋のスピードやパワーといったパフォーマンスに負の影響を与えるとしている [67]. ストレッチング後に PF-MVC が低下する傾向であった自動ストレッチングでは, 十分な長時間のストレッチングが施行できたといえる. 一方, PF-MVC に変化がなかったセルフストレッチングでは, 長時間のスタティックストレッチングが行えていなかった可能性がある. 本実験では, 対象者が 10 分間タオルを引く方法でセルフストレッチングを行っており, 徐々にタオルを引く力が弱くなっていたかもしれない. 長時間のストレッチングを適切に行うという視点で, 機器による自動ストレッチングは, 有効であると考えられる. 加えて, セルフストレッチングで PF-MVC が変化しなかった原因として, 十分な強度のストレッチングを行えていなかった可能性が考

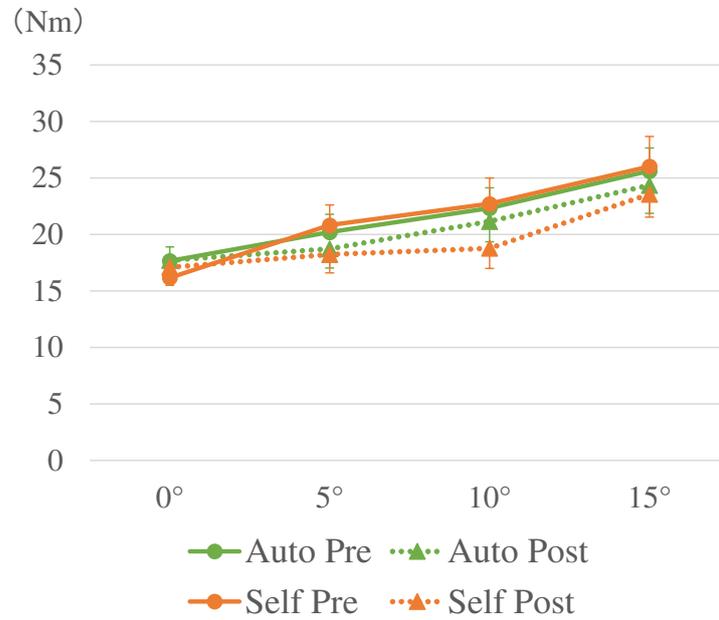


Fig. 3.15: Results of passive resistive torque

Table 3.6: Results of four-way ANOVA on passive resistive torque

		<i>F</i>	<i>p</i> -value
Main Effect	Individual	185.5	<0.01
	Pre / Post	13.4	<0.01
	Auto / Self	1.8	=0.18
	DF-angle	64.0	<0.01
Interaction	Individual vs. Pre / Post	16.7	<0.01
	Individual vs. Auto / Self	2.7	<0.05
	Individual vs. DF-angle	8.2	<0.01
	Pre / Post vs. Auto / Self	1.7	=0.20
	Pre / Post vs. DF-angle	2.8	<0.05
	Auto / Self vs. DF-angle	0.5	=0.70

DF-angle: ankle dorsiflexion angle at measurements

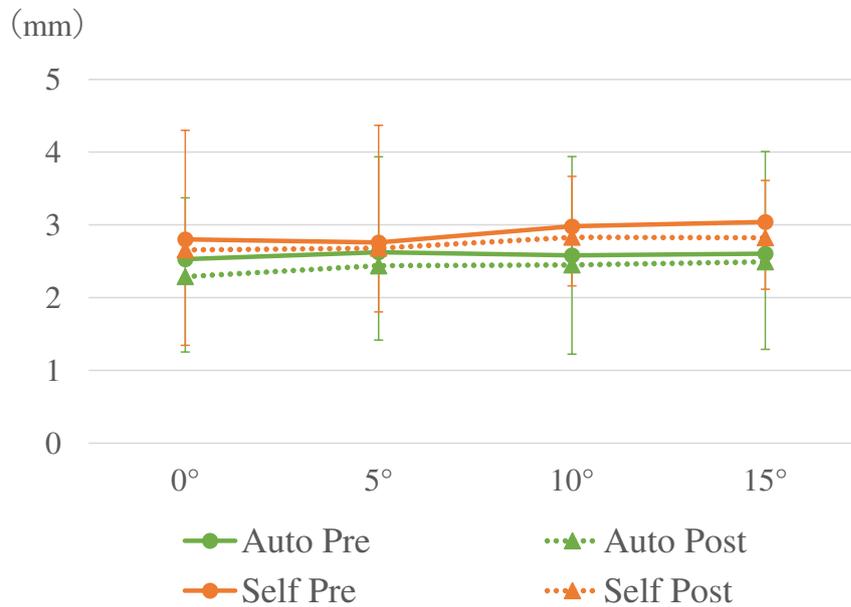


Fig. 3.16: Results of muscle-tendon junction displacement

Table 3.7: Results of four-way ANOVA on muscle-tendon junction displacement

		<i>F</i>	<i>p</i> -value
Main Effect	Individual	101.8	<0.01
	Pre / Post	29.0	<0.01
	Auto / Self	120.4	<0.01
	DF-angle	7.3	<0.01
Interaction	Individual vs. Pre / Post	14.1	<0.01
	Individual vs. Auto / Self	28.0	<0.01
	Individual vs. DF-angle	2.7	<0.01
	Pre / Post vs. Auto / Self	0.1	=0.73
	Pre / Post vs. DF-angle	0.2	=0.89
	Auto / Self vs. DF-angle	2.6	=0.05

DF-angle: ankle dorsiflexion angle at measurements
 MTJ; muscle-tendon junction

えられる。先行研究において自動機器を用いたストレッチングで下腿後面筋を伸張する際、10 N—60 N 程度の力を用いて足部はストレッチングされる [31, 33, 68]。臨床では、対象者の自重を用いて足部のストレッチングが行われることもある。つまり、ストレッチングの効果を得るために、セルフストレッチングではある程度の牽引力が求められるが、本実験の対象者は高齢者であり、タオルを引く力が不十分であったかもしれない。よって、在宅で十分な強度のストレッチングを行うという点においても、機器による自動ストレッチングは有効であると考えられる。

受動的トルクは、個人と他の要因間での交互作用が認められたものの、ストレッチング方法とストレッチング前後には交互作用は認められず、主効果としてストレッチング後に受動的トルクは有意に低下した。個人ごとにおいては、自動ストレッチングでは、7人中3人が受動的トルクが有意に低下、2人は有意に増加し、セルフストレッチングでは、7人中4人がストレッチング後に受動的トルクが有意に低下、2人は有意に増加した。また、MTJ displacement においても、個人と他の要因間での交互作用が認められたものの、ストレッチング方法とストレッチング前後には交互作用は認められず、主効果としてストレッチング後に MTJ displacement は有意に短縮した。個人ごとにおいては、自動ストレッチングでは、7人中3人がストレッチング後に有意に短くなった一方、1人は有意に長くなった。また、セルフストレッチングでは、7人中3人が有意に MTJ displacement が短くなった一方、2人は有意に長くなった。Morse ら [3] は、健常成人に1分間のスタティックストレッチングを5回繰り返し、その前後で、受動的トルクと MTJ displacement を計測した。その結果、ストレッチング後に受動的トルクは低下し、MTJ displacement は増加することを示した。Hirata [4] らは、健常男性を対象に5分間のスタティックストレッチングを実施したあと、実施前と比べて受動的トルクは有意に低下したと報告している。同時に腓腹筋内側の筋束長 (fascicle length) を計測したが、これには、ストレッチング前後に有意差はみられなかった。Konrad ら [64] は、30秒×4回の足部ストレッチングを実施し、受動的トルクは有意に減少したが、筋や腱のスティフネスは変化しなかったと報告している。また、Kato ら [69] は、20分間の足部スタティックストレッチングを実施し、腓腹筋の筋と腱それぞれの伸張量を計測した結果、ストレッチング後に腱の伸張量は増加したが、筋の伸張量は変化しなかったとしている。このように、スタティックストレッチングによって受動的トルクは低下すると報告する研究が多いが、筋や腱への影響については、まだ一定の見解がない。

本研究での自動ストレッチングで、受動的トルクが有意に低下した3名のうち、2名は有意に MTJ displacement が低下し、1名は有意な変化がなかった。このことは、自動ス

ストレッチングによる足部の柔軟性向上には、筋・腱が同程度影響、もしくは、筋よりも腱が影響していたことを示す。一方、セルフストレッチングでは、受動的トルクが有意に低下した4名のうち、1名はMTJ displacementは有意に低下、もう1名は有意な変化がなかった一方で、2名は有意に増加していた。つまり、セルフストレッチングでの足部の柔軟性向上には、筋が影響する場合も、腱が影響する場合もあった。先行研究でも議論が継続されているとおり、本実験では、ストレッチングによって筋が伸張していた者も、腱が伸張していた者もいた。ただ、本章で開発したストレッチング機器による足部の柔軟性向上には、筋よりも腱が影響している可能性があり、より詳細な検討が必要である。

本研究の限界として、対象者の条件の統制が難しく、個人差が存在したことが挙げられる。本研究では、ストレッチング機器の有用性を確認するため、在宅でセルフストレッチングをする必要が高い健常高齢者を対象に実験を行ったが、全ての評価項目において、個人に主効果がみられた。自動ストレッチング後・セルフストレッチング後には受動的トルクが増大した者が数名いた。筋緊張が亢進している脳性麻痺児を対象にした足部ストレッチングの研究では、足部ストレッチング後に受動的トルクは増大しており [70]、本研究での受動的トルクの増大は、対象者の足部筋緊張が影響した可能性が考えられる。また、MTJ displacementでは、主効果でストレッチング方法間に有意差がみられたが、ストレッチング前後との間には交互作用がなかったことから、この有意差は、方法間で、ベースラインに差があったため生じたと考えられる。本実験では、機器の設定の都合上、自動ストレッチングは右足に、セルフストレッチングは左足に実施した。足に関する疾患を有していない者をリクルートしたが、対象者の生活歴等が影響していた可能性が考えられる。健常中年層を対象に利き足・非利き足の機能を比べた研究では、下肢筋の筋電位とトルクに差があるとの報告もあり [71]、今後は左右をランダムにして実験を行う必要がある。

本研究では、在宅で使用者自身が簡便に安全に効果的な足部背屈ストレッチングが行えることを目標に、本機器を開発している。在宅でのストレッチングの手段としてこれまで主要であったセルフストレッチングと同等、もしくはそれ以上の効果が、ストレッチング機器に望まれる。セルフストレッチングの効果について、詳細に検証した研究は存在しないため、本研究では、開発した機器と同様の条件でのセルフストレッチングも同時に行うことで、それぞれのストレッチングの効果を検証し、ストレッチング機器の有効性を確認した。その結果、セルフストレッチングに比べて、最大背屈角度は向上し、筋力は低下する傾向にあった。また、受動的トルクは、自動ストレッチングで7名中3名低下、セルフストレッチングで7名中4名低下と、同程度の人で低下がみられた。MTJ displacementは、個人差があったものの、自動ストレッチングでは筋よりも腱の方が足部柔軟性向上に

影響している可能性が示された。以上のことは、開発したストレッチング機器は、セルフストレッチングと同等以上に効果があることを示す。今後は、本機器を継続的に使用したときの効果や、足部に関する疾患を有する者を対象にした実験を行い、本機器の有効性をさらに検証する。

3.4 有疾患者を対象にした継続使用効果の確認

3.4.1 目的

前節において、開発したストレッチング機器を用い、健常高齢者に対して2分間×5回計10分間の足部背屈スタティックストレッチングを実施した結果、ストレッチング後に足関節最大背屈角度は向上し、アキレス腱の伸張性を向上させる可能性が示された [72]。これらの結果は、ストレッチングの即時効果を検証したものであり、長期的に利用した際の効果は、まだ明らかでない。足部ストレッチング機器の即時効果について調査している研究は複数あるが、長期的な介入の効果はまだ十分に示されていない。Zhou らは、自動ストレッチング機器を、週に3回、3か月間、脳卒中後遺症者に使用した際の効果を検証している [15]。ただ、彼らの方法では、ストレッチングは15秒のストレッチングを繰り返すPNF法で実施しており、長時間持続伸張するスタティックストレッチングではない。継続的な足部ストレッチングについての研究のシステマティックレビューでは、幾つかのストレッチングのタイプ (ie, スタティック, ダイナミック, PNF) を含めて調査し、ストレッチングで筋や腱の構造を変化させるためには、8–12週間以上の長期的な介入か、毎回のストレッチングの長さや強度をより多くする必要があるとしている [29]。今回開発したストレッチング機器は、長時間のスタティックストレッチングが可能であり、これを長期的に使用すれば、足部機能が改善することが期待できる。そこで、本ストレッチング機器を用いて、デイケアサービスを利用する有疾患者を対象に、継続的に本機を使用した際のストレッチングの効果を確認した。

3.4.2 方法

デイケアセンターを利用する一人の68歳の女性が実験に参加した。彼女は、数年前に起きた事故による頸髄損傷の既往があり、独歩が可能なものの、両下肢の筋緊張が軽度亢進しており、両側の足関節可動域に軽度の制限を有していた。デイケアセンターには週5日通っており、毎回個別のリハビリテーションを実施していた。認知機能には問題はなかつ



Fig. 3.17: Stretching machine connected chair using metal frame

ストレッチング機器と実験中に使用する椅子は、フレームで連結している。これにより、ストレッチング中の空気圧の印加に合わせて、抵抗に耐えられずストレッチング機器が動いてしまう現象を解消した。

た。インフォームド・コンセントとして、実験の参加者には事前に本研究の趣旨を口頭と書面で説明し、本人の自由意志のもと、実験参加の同意を得た。本研究は、愛知医療学院短期大学倫理委員会の承認を得て実施した（承認番号：19024）。

健常高齢者に対する実験を行った際、ストレッチング中の空気圧の印加力に耐えられず、機器が動いてしまうという事例が生じた。これを解消するために、ストレッチング機器を椅子に固定できるよう、実験開始前に改良を加えた。改良後のストレッチング機器を Fig. 3.17 に示す。椅子脚部にフレームを固定し、そのフレームとストレッチング機器とを連結する支柱を取り付けた。この支柱とフレームおよびストレッチング機器との連結部分はネジ固定式にし、使用者の下肢長に合わせてストレッチング機器の位置を調整できる仕様にした。

実験では、ストレッチング機器による足部を背屈するスタティックストレッチングを、週に 2 回 4 週間実施した。参加者は、右足に比べ左足の方が運動制限が大きかったため、左足を実験対象とした。ストレッチング中の足部の様子を Fig. 3.18 に示す。椅子坐位、膝関節伸展の状態で左足をストレッチング機器に載せ、スイッチは利き手である右手で操作した。1 回のストレッチングは、2 分間の持続伸張を 5 セット繰り返して合計 10 分間実施した。2 分間のストレッチングは、使用者がスイッチを握り続ける間継続され、2 分に達したら自動的に空気の流入が止まり、ストレッチングが終了するよう、プログラムした。2



Fig. 3.18: Stretching situation

椅子坐位，膝関節伸展の状態で左足をストレッチング機器に載せ，スイッチは利き手である右手で操作した。

分間の持続伸張の前に，毎回ストレッチングの強度を設定した．健常高齢者に対する効果検証実験時と同様，ストレッチング前に，機器で足部を他動的に背屈し，使用者が下肢に伸張感を感じた際の空気の圧力を記録し，この値をストレッチング中の空気流入量の上限値にすることで，ストレッチングの強度を設定した．

ストレッチングの効果を評価するため，生体力学的指標として，足関節他動的な最大背屈角度（DF-ROM），等尺性足関節最大随意底屈トルク（PF-MVC），他動背屈運動時の受動的トルクを計測した．これらの指標は，前節の方法と同様に次のとおり測定した．DF-ROMは，ゴニオメータ（角度計 東大式）を使用して徒手にて測定した．PF-MVCは，フレームに固定されたハンドヘルドダイナモメータ（モービィ，酒井医療株式会社）を用い，足関節底背屈 0° 位で足底面でダイナモメータを底屈方向に押す力を測定し，このときの力と，外果から足趾基部までの距離とを乗ずることで，PF-MVCとした．受動的トルクは，他動的に足部を 0° ， 5° ， 10° に背屈するときの足底からの反力を前述のハンドヘルドダイナモメータを使用して測定し，外果から足趾基部までの距離とを乗ずることで算出した．なお，PF-MVCと受動的トルクは，3回ずつ測定し，その平均値を代表値とした．

さらに運動機能的指標として，5 m 歩行の時間，歩数，歩行率，time up and go test (TUG) を計測した．歩行率は，1 秒間あたりの歩数で示した．TUG の概要を Fig. 3.19

に、実際の測定時の様子を Fig. 3.20 に示す。TUG は、椅子に座った状態から、起立し、3 m 先に置いた目標物まで歩いたあと、その周りで方向転換し、歩いて戻って椅子に着座するまでの時間を測定した。5 m 歩行と TUG については、2 回測定し、より速かった方のタイムを代表値とした。

これらの評価は、4 週間のストレッチング介入を開始する前と後のストレッチングを実施しない日に測定した。

3.4.3 結果

4 週間のストレッチングを実施した前後に測定した各評価の結果を Table 3.8 に示す。当初の予定に反し、実験の参加者が 1 名であったため、本節では平均値のみ記載し、統計的分析は適用しなかった。4 週間ストレッチングを実施した結果、DF-ROM は 5° 向上した。PF-MVC は 1.0 Nm しか変化がなかった。受動的トルクは、0° 背屈時は 0.7 Nm 減少、5° 背屈時は 0.4 Nm の増加、10° 背屈時は 0.4 Nm の減少と、大きな変化はみられなかった。5 m 歩行では、歩数は 11 歩と変化せず、時間と歩行率もほぼ変化しなかった。TUG は、1.2 秒速くなった。

3.4.4 考察

本研究では、ストレッチング機器を長期的に使用した際の効果を調査するため、4 週間、通常のリハビリテーションに加え、ストレッチング機器による 10 分間の足部背屈ストレッチングを週に 2 回実施した。実験期間後、DF-ROM は 5° 向上した。一方で、PF-MVC と受動的トルクに大きな変化はみられなかった。Fowles らは、2 分 15 秒のスタティックストレッチングを 30 分間繰り返し実施したところ、終了直後に MVC がストレッチング前の 28% まで低下したが、5 分後には 80%、15 分後には 87% まで回復したと報告している [65]。今回の実験では、機器による自動ストレッチングの長期効果を確認するため、評価測定はストレッチングを行っていない日に実施した。その結果、スタティックストレッチングによる MVC の低下が評価には影響しなかったと考えられる。また、本症例は頸髄損傷による後遺症で、軽度下肢筋緊張が亢進していたものの、実験開始前の受動的トルクは 5.0-6.0 Nm 程度と元々低い数値であった。そのため、長期間ストレッチングを実施しても受動的トルクを変化させるまでには至らなかった可能性が考えられる。ただ、参加者からは「足が軽くなった、柔らかくなった気がする」との意見もあり、何かしらの変化が影響して足関節最大背屈角度が向上したことが予測され、さらなる検証が望まれる。

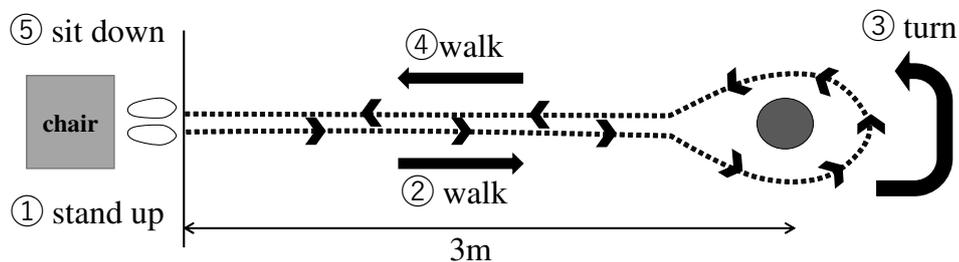


Fig. 3.19: The method of time up and go test

TUG (time up and go test) の概要. 椅子に座った状態から, 起立し, 3 m 先に置いた目標物まで歩いたあと, その周りで方向転換し, 歩いて戻って椅子に着座するまでの時間を測定した.



Fig. 3.20: TUG measurement scenery

実際に TUG (time up and go test) を行っている様子. 転倒に配慮しながら, 快適歩行速度にて計測を実施した.

Table 3.8: Results of biomechanical and functional measurements pre and post 4 weeks stretching

	Pre	Post
DF-ROM (°)	10	15
PF-MVC (Nm)	4.5±0.9	3.5±0.2
Passive torque (Nm) at 0°	5.0±0.9	4.3±0.6
at 5°	4.7±0.4	5.1±1.1
at 10°	6.0±0.6	5.6±0.4
5-m walk time (sec)	4.4	4.5
steps (step)	11	11
cadence (step/sec)	2.5	2.4
TUG (sec)	8.9	7.7

mean±standard deviation

DF: dorsiflexion

ROM: range of motion

PF: plantarflexion

MVC: maximum voluntary contraction

TUG: time up and go test

0°, 5°, 10°,: passive foot dorsiflexion angle during measurement

一方、5 m 歩行の結果は大きな変化がみられなかったものの、TUG の時間は大幅に短縮した。TUG は、直進の歩行と方向転換を含んでおり、方向転換がよりスムーズになったため、時間が早くなったと言える。つまり、バランス能力が向上したことが示唆される。

今回の研究の限界として、新型コロナウイルスの影響を受け、実験参加者が 1 名となってしまったこと、実験を 4 週間しか行えなかったこと、実験開始前と終了後の測定において受動的トルクを測定する検者を統一できなかったことが挙げられる。ストレッチング機器を用いた長期間のストレッチング介入の効果を検証するためには、対象者の数を増やし、さらに検証を続ける必要がある。また、先行研究では、長期的な効果を得るために 8–12 週以上の継続使用が望ましいとされており [29]、さらに長い期間での検証が必要である。受動的トルクの測定について、前節において同一検者内の再現性については既に示しているが、本実験では有効データ数が少なく、検者間の信頼性を確かめることができていない。適切にストレッチングの効果を検証するためにも、実験内での検者を統一して評価を行うか、検者間の信頼性も確認したうえで評価を行う必要がある。本実験においては有効なデータが得られていないため、今後、さらに対象者を増やし、検証を続けていく予定である。

3.5 結言

本章では、理学療法士の徒手ストレッチング手技分析から得られた、全体に共通する主要な手技であった足部背屈方向へのストレッチングを達成するストレッチング機器を開発し、その有効性について検証した。

本章では、すでに市販されている足部底背屈運動器を改造することで、ストレッチング機器を開発した。十分な足部ストレッチングの効果が得られるよう、エアコンプレッサーと電空レギュレータを使用し、より大きな出力で持続的に力を印加できる仕様にした。また、機器を傾斜できる脚を取り付けることで、より大きく背屈方向へ足部を制動できる仕様にした。安全性に配慮し、機械安全の専門家を交えてリスクアセスメントを実施し、リスク低減方策を施した。

開発した足部ストレッチング機器の有効性を検証するため、実際の使用対象となる健常高齢者を対象に、ストレッチング前後における足部機能の変化を評価した。また、現在在宅で主流である道具を用いたセルフストレッチングの効果も同時に評価することで、本機器の在宅利用の有効性を確認した。その結果、足部自動ストレッチング機器によって、セルフストレッチングを行ったときよりも、最大背屈角度は有意に改善した。また、セルフストレッチングによるストレッチング後よりも、足部自動ストレッチング機器によるストレッチング後の方が足関節底屈トルクが低下する傾向にあった。このことは、長時間適切なストレッチングを実施し続けるという点において、自動ストレッチング機器が有効であったことを示唆する。さらに、足部自動ストレッチング機器による足部自動ストレッチングで足部の柔軟性が向上した要因として、筋よりも腱の伸張性変化が影響している可能性が示唆された。このように、足部自動ストレッチング機器による一定のストレッチング効果が示され、かつセルフストレッチングと同等以上の効果があることが確認された。

さらに、本機を長期的に利用した際の有効性を明らかにするため、デイケアセンターを利用する足関節背屈可動域制限を有する有患者を対象に、4週間継続使用した前後での生体力学的指標および運動機能学的指標の変化を確認した。有効な計測データが得られた1名の参加者の結果を確認したところ、最大背屈角度は向上し、歩行速度に大きな変化はないものの、方向転換動作がスムーズに行えるようになった。

以上より、本章で開発した足部自動ストレッチング機器は、在宅で効果的に利用できることが期待される。足部自動ストレッチング機器を継続的に使用した際の効果を明確にするため、さらに実験参加者を増やし、検証を重ねていく必要がある。

3.6 本章に関連する論文・学会発表

本章に関連する論文・学会発表を以下に示す.

論文

- Naomi Yamada, Shogo Okamoto, Yuma Shiraishi, Senri Hashimoto, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada, “Machine-Assisted Foot-Stretching in the Elderly: A Comparison with Self-Stretching,” *Journal of Physical Therapy Science*, 2020, accept.
 - 本論文は、3章3節の内容をまとめたものである。開発した足部ストレッチング機器を健常高齢者に使用した場合の効果を検証するため、機器によるストレッチングの前後で足関節他動的最大背屈角度、等尺性足関節最大随意底屈トルク、他動背屈運動時の受動的トルク、腓腹筋内側頭の Muscle-tendon junction の移動距離を測定した。そして、同量の時間、タオルによるセルフストレッチングを行い、その効果と比較した。その結果、ストレッチング機器によるストレッチングで関節可動域が有意に向上することを示すことができ、セルフストレッチングよりも自動ストレッチング機器の方がアキレス腱を伸張する可能性が示された。
- Yuma Shiraishi, Shogo Okamoto, Naomi Yamada, Koki Inoue, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada, “Effective position of the rotation axis of an ankle stretching machine and the effect of misalignment.” *Journal of Biomechanical Science and Engineering* 15, p. 20-00202, 2020.
 - 本論文では、3章で取り上げた足部ストレッチング機器について、より効果的なストレッチングの施行を目指し、機器の回転中心の位置を検討した。回転中心位置を上下に7段階変更し、各レベルにおける足底面前足部に加わる3軸方向の反力を計測した。その結果、回転中心位置の変化によって、足底面前足部に加わる3軸方向の力は変化し、回転中心位置によっては、足部を三次元的に制動できる可能性が示唆された。
- Yuma Shiraishi, Shogo Okamoto, Naomi Yamada, Koki Inoue, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada, “Pneumatically-driven stretching machine for ankle dorsiflexion:

safety concepts and effectiveness test involving healthy young subjects,” *Robomech Journal* 7(1), pp. 1–10, 2020.

- 本論文では、3章2節でまとめた、自動ストレッチング機器の具体的な改造内容およびリスクアセスメントの内容について報告している。

査読付き国際会議論文

- Senri Hashimoto, Naomi Yamada, Shogo Okamoto, Yuma Shiraishi, Yasuhiro Akiyama, Yoji Yamada, “Effect of Static Stretching Using Foot Stretching Device in the Elderly: An Interim Report,” *Proceedings of IEEE Global Conference on Consumer Electronics*, pp. 651–653, 2020.

- 本論文は、3章の節の内容のうち、足関節他動的最大背屈角度と Muscle-tendon junction についての足部ストレッチング機器の効果を報告したものである。

- Yuma Shiraishi, Shogo Okamoto, Naomi Yamada, Koki Inoue, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada, “Pneumatic-driven ankle stretching machine,” *Proceedings of IEEE Global Conference on Life Sciences and Technologies*, pp. 10–11, 2019.

- 本論文では、3章2節でまとめた、自動ストレッチング機器の具体的な改造内容について報告している。

- Yuma Shiraishi, Shogo Okamoto, Naomi Yamada, Koki Inoue, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada, Effect of the relative rotation axis position of the stretching machine and ankle, *Proceedings of 19th International Conference on Control, Automation and Systems*, pp. 403–407, 2019.

- 本論文では、3章で取り上げた足部ストレッチング機器について、より効果的なストレッチングの施行を目指し、機器の回転中心の位置を検討した内容について報告している。

学会発表

- 山田南欧美, 橋本千里, 後藤華奈, 白石雄馬, 岡本正吾, 秋山靖博, 山田陽滋, “足部自動ストレッチング機器による足部背屈ストレッチングが健常高齢者の腓腹筋筋

第 3 章 在宅利用を目的とした足部自動ストレッチング機器の開発とその効果検証

腱複合体に及ぼす影響—超音波画像診断装置を用いた検討—,” 第 24 回日本基礎理学療法学会学術大会 抄録集, p.104 (2019-11). ポスター発表

- 山田南欧美, 橋本千里, 後藤華奈, 白石雄馬, 岡本正吾, 秋山靖博, 山田陽滋, “ 健常高齢者に対する足部自動ストレッチング機器の有効性検証,” 第 8 回日本支援工学理学療法学会学術大会 抄録集, p.45, (2019-9). ポスター発表

第4章 三次元制動が可能な足部自動ストレッチング機器の開発

4.1 三次元制動が必要なストレッチング

1章, 2章においても述べたように, 脳卒中後遺症の痙性麻痺によって引き起こされる筋緊張の亢進に対しても, ストレッチングはよく実施される. 脳卒中片麻痺患者に対する足部スタティックストレッチングで, 足関節の可動域の向上 [20] や歩行速度の改善 [32, 73] が報告されている. 下肢の筋緊張が亢進することによって, 内反尖足とよばれる足部の三次元的な変形が生じやすいため, 足部に対するストレッチングは頻回に行われる. 内反尖足には, 腓腹筋・ヒラメ筋・後脛骨筋・長母趾屈筋・長趾屈筋が関与する [48]. そのうち腓腹筋とヒラメ筋は下腿の軸に平行に走行するが, 後脛骨筋・長母趾屈筋・長趾屈筋は足部回りをらせん状に走行するため, 内反尖足では, 足部が三次元的に変形する. 臨床現場では, 多くの場合, この内反尖足に対し理学療法士が徒手にてストレッチングを実施する. 療法士はストレッチング中に筋の粘弾性の変化を感じながら適切な力を加えて筋を伸張する. 同時に, 対象者の反応を伺いながら, 疼痛が生じないように加える力の大きさを調整する. また, 2章にて, 脳卒中後遺症者の足部に対する理学療法士の徒手ストレッチング手技を調査し, ほとんどの療法士が足部を三次元方向にストレッチングしていることを明らかにした [58]. 2章で得られたストレッチング手技の特徴のうち, 足部全体を三次元的に制動する手技や前足部を内外反する手技については, 内反変形を誘発する後脛骨筋・長母趾屈筋・長趾屈筋を伸張していることが推察される. つまり, 内反尖足に対しては, 足部の制動方向を複雑にコントロールしたストレッチングが必要である.

Waldman らは, 脳卒中後遺症者に対する足部ストレッチングで, 6週間の継続的なストレッチングによって, 足関節スティフネスが低下し, 歩行機能が改善したとしている [32]. また, 脳卒中発症後3カ月以上経過すると, 40%以上の痙性麻痺患者が内反尖足を引き起こす痙縮を有するという報告もあり [74], 退院後の在宅においても継続してストレッチングを行うことが望まれる. しかし実際には, 病院以外の場所で理学療法士が密にストレッチングを実施するのは難しい. そのため, 1章のとおり, リハビリテーションの自動化を

本章の研究目的：三次元制動が可能な足部自動ストレッチング機器の開発

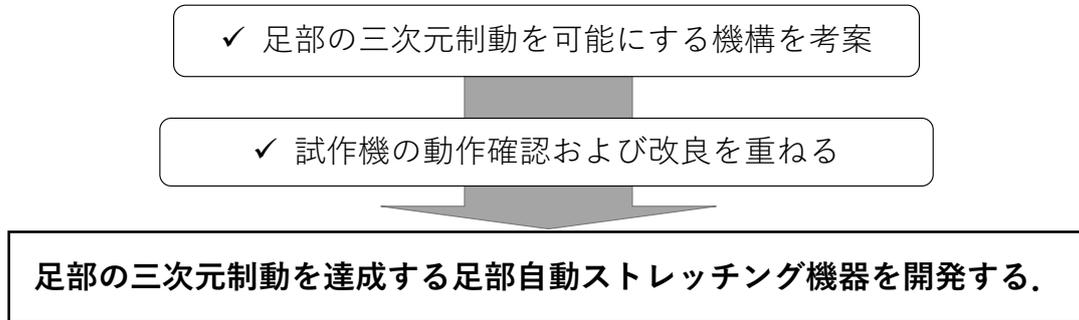


Fig. 4.1: Study objectives in the fourth chapter

目指した、足部に対するリハビリテーションロボットが提案され始めている。研究段階にある足部リハビリテーション機器として、Saga は、空気圧アクチュエータを用いて軽量でかつ大きな出力を可能とする足部リハビリテーション機器を提案している [75]。また、Waldman らは小型の足部ストレッチング機器を提案し、その継続的な使用で脳卒中後遺症者の足部機能が改善したことを報告している [32]。他に、Toda らは、装置の上にただ足を伸ばして座るだけで足部をストレッチングすることのできる機器を提案している [36]。しかし、いずれの機器も運動軸は1つであり、底背屈運動のみである。

冒頭に述べたとおり、脳卒中後遺症によって生じる内反尖足は三次元的な足部の変形であり、それを長期的に継続して治療するためには、療法士の徒手ストレッチング手技のような複雑な動きを達成する自動ストレッチング機器が必要となる。よって、2章で得られた足部全体を三次元的に制動する手技や前足部を内外反する手技に着目し、内反尖足の改善に寄与すると考えられる足部内外反の制動が行えるよう、足部を三次元的に制動することのできるストレッチング機器を開発することとした。本章では、開発したストレッチング機器の三次元機構を提案し、その動作確認および改良過程について述べる。

4.2 三次元制動が可能なストレッチング機器の開発

4.2.1 足部に対する三次元制動機構の考案

通常、足部は3軸周りに運動する。Fig. 4.2に示すように、内外側を結ぶ軸周りの運動のうち、爪先を上げる方向が背屈 (dorsiflexion)、爪先を下げる方向が底屈 (plantarflexion) と呼ばれる。また、足底面に垂直な軸周りの運動で爪先を外側に向ける運動が外転 (abduction)、爪先を内側に向ける運動が内転 (adduction)、前後軸周りの運動で足底面を外側に向ける

運動が外反 (eversion), 内側に向ける運動が内反 (inversion) と呼ばれる。これらの運動のうち, 外転・外反と内転・内反は解剖学的に連動する [76]。内反尖足は底屈・内転・内反が同時に生じる状態であり, 理学療法士の徒手ストレッチングでは, 内反尖足を制動するために, 背屈・外転・外反方向への力が加えられる。しかし, 3 方向全てをそれぞれ制御しようとする, 機構が複雑になる。よって, 外転・外反運動は解剖学的に連動する動きであることに着目し, 背屈運動と外転・外反運動の 2 種類の動きを達成する機構を考えた。そして, 足底板の両側に沿わせたワイヤを同時, もしくは個別に引くことで三次元制動を行う機構を採用した。この機構の概要を Fig. 4.3 に示す。

足部を制動するためには, 足部を載せる足底板が必要になる。2 章にて分析した療法士の足部徒手ストレッチング手技では, 踵部は押し引きし, 足部全体もしくは前足部を内外反する手技が抽出された。よって, 踵部と前足部を分けて制動することができるよう, 足底板は前足部の部分のみに当たる仕様にした。先に示した三次元制動機構として, Fig. 4.3 に示すように, 足底板に 2 本のワイヤを接続し, ワイヤの引き方によって, 背屈運動および外転・外反運動を誘導することにした。背屈運動は単につま先が上がる運動であるため, 足底板の両側 2 本のワイヤを同時に引くことで前足部が押し上げられ, 足関節は背屈する。外転・外反運動では, つま先が外側に移動しつつ, 足底面が外側に向く必要がある。2 本のワイヤのうち, 外側のワイヤのみを外側上方に引くことで, 前足部分を外側上方に引き上げることができる。これにより, つま先は外側に移動し, 足底面が外側に向く。つまり, 外転・外反の連動した動きを誘導することが可能になる。以上の方法であれば, 2 本のワイヤを制御するだけで, 足部を三次元的に制動することが達成される。

4.2.2 安全性に関する考察

リハビリテーション機器の運動制御には減速機構を有する電磁モーターが使用されることが多い。一方, 本試作機はワイヤの制御に空気圧アクチュエータを使用する。2 本のワイヤにそれぞれマッキベン型アクチュエータを接続し, アクチュエータに加わる空気圧を変化させることで, ワイヤを引く力を調整する。空気圧アクチュエータはモーター以上に大きな力を発揮することができるため, 変形の制動のために大きな出力が必要とされるストレッチング機器に適している。さらに, モーターを使用した場合, 外骨格型の機構になるため機構の回転中心と人体の回転中心が別になってしまうが, 空気圧アクチュエータを使用することで, 人体の回転中心を活かすことができる。これにより, 関節不整合により足部の関節に掛かる負荷を軽減することができる。加えて, モーターを用いる場合, 剛体

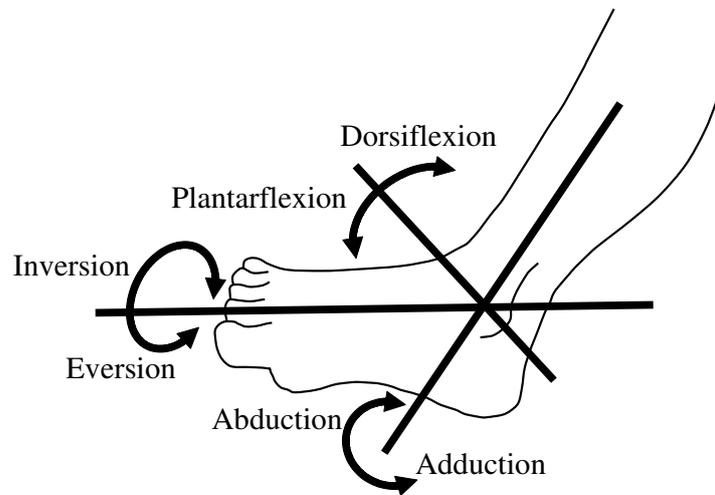


Fig. 4.2: Three-dimensional foot movement

足部の有する 3 軸周りの運動方向を示す。内外側を結ぶ軸周りの運動のうち、爪先を上げる方向が背屈 (dorsiflexion)、爪先を下げる方向が底屈 (plantarflexion) と呼ばれる。また、足底面に垂直な軸周りの運動で爪先を外側に向ける運動が外転 (abduction)、爪先を内側に向ける運動が内転 (adduction)、前後軸周りの運動で足底面を外側に向ける運動が外反 (eversion)、内側に向ける運動が内反 (inversion) と呼ばれる。これらの運動のうち、外転・外反と内転・内反は解剖学的に連動する [76]。

を用いて力を伝える必要があるが、空気圧アクチュエータの場合、機構の剛性を下げるような設計が可能であり、機構の柔軟性を維持することで機器に固定された足部への負担を軽減することができる。

機器の誤作動等で想定外の大きな力が生じてしまった際、保護停止として電源供給を遮断することがある。このとき、電磁モーターは危険な姿勢を保持してしまい、怪我のリスクを取り除くことができない。一方、空気圧アクチュエータを用いる場合には、電源供給を落としてアクチュエータ内の空気を抜くと、足部へ加わっていた負荷が取り除かれ、安全状態を容易に達成できる。なお、本試作機には、マッキベン型アクチュエータへの加圧を遮断する緊急停止スイッチを装備した。

内反尖足は症状の程度によって足部の変形量が異なる。ワイヤのコントロールだけでは補えない個人差に対応するため、柔軟性をもつ足底板を用いる。また、ワイヤ駆動機構は柔軟性があり、個人差に応じることができる。

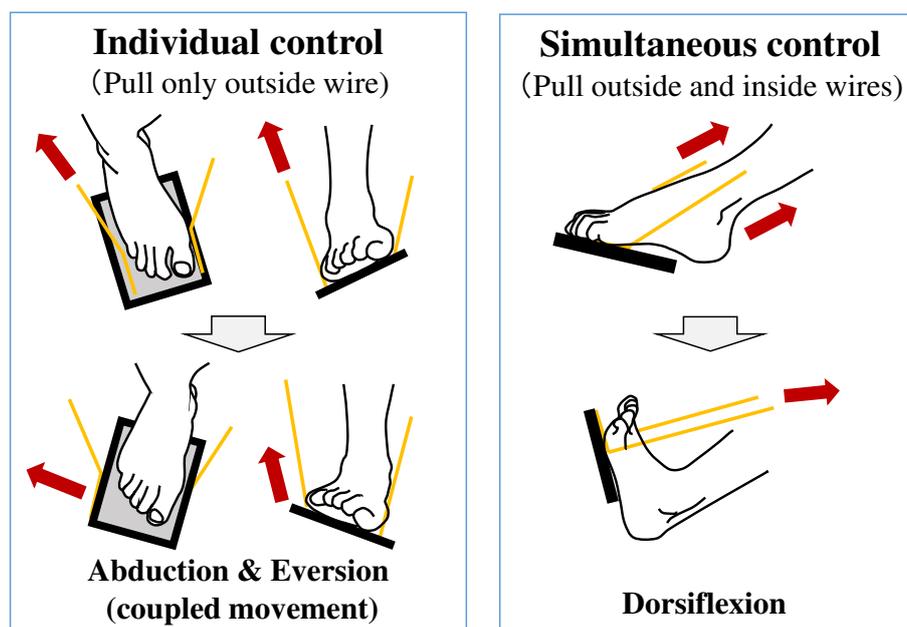


Fig. 4.3: Mechanism of double wire control

本機器で採用したワイヤ駆動の三次元制動機構の概要を示す。足部の運動のうち、外転・外反と内転・内反が連動することから、足底板の両側に沿わせたワイヤを同時、もしくは個別に引くことで三次元制動を行う。足底板の両側 2 本のワイヤを同時に引くことで足部は背屈される。2 本のワイヤのうち、外側のワイヤのみを引くと、足底板の外側が外側上方に引かれることになり、足部に解剖学的に連動する外転・外反が生じる。

4.2.3 試作機の作製

最終目標である在宅での使用を可能にするため、機器の小型化、操作の容易性、安全性の確立を意識してストレッチング機器を試作した。

Fig. 4.4 に作製した試作機の全体像を示す。また、Fig. 4.5 の (A) には足底板部を拡大したものを、(B) にはワイヤ接続部を拡大したものを示す。本ストレッチング機器は、足底板部、下腿支持部、および支柱からなる。足底板部は、前足部を底面から支持し、対象者足部にはベルトを用いて固定される。足底板部の両側にはワイヤが 1 本ずつ通してある。支柱部に固定されたアイドラーを介して足底板部の 2 本のワイヤはそれぞれマッキベン型アクチュエータに接続されている。下腿支持部はハンモック様に布で対象者の下腿を支持する。支柱には他にアイドラーとマッキベン型空気圧アクチュエータの終部が固定されている。Fig. 4.6 に、実際にワイヤを引いて足部をストレッチングした際の姿勢変化を示す。マッキベン型アクチュエータ（エアマッスル [1.0 インチ]、神田通信工業株式会社製）に

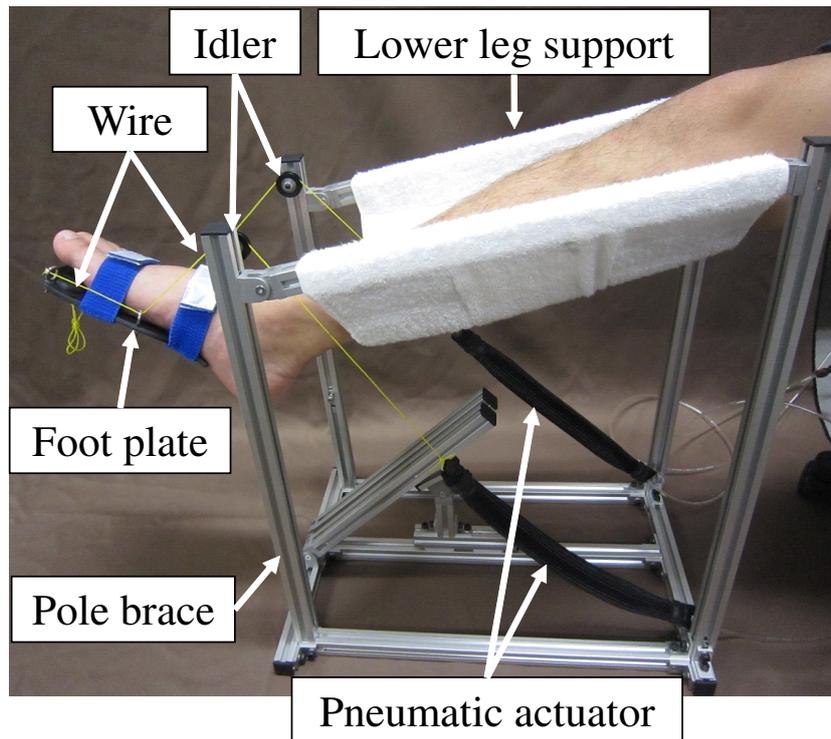


Fig. 4.4: Structure of prototype stretching machine

作製した試作機の全体像を示す。ストレッチング機器は、足底板部、下腿支持部、および支柱からなる。足底板部の両側にはワイヤが1本ずつ通してあり、支柱部に固定されたアイドラーを介してそれぞれマッキベン型アクチュエータに接続される。下腿支持部はハンモック様に布で対象者の下腿を支持する。支柱には他にアイドラーとマッキベン型空気圧アクチュエータの終部が固定されている。

加圧することで、アイドラーを介して2本のワイヤを引き、足部をストレッチングする。

4.2.4 試作機の動作確認

試作機を用いて、三次元的な足部姿勢の制動が可能かどうかを確認した。

方法

椅子に腰かけた健常女子学生（30歳）の右足を本試作機を用いて制動した。脳卒中後遺症者の足部を模擬するため、開始肢位は意識的に内反尖足位を取るようにした。足部の姿勢の計測には、電子ゴニオメータ（SG110/A, Biometrics社製）を使用し、底背屈角度、

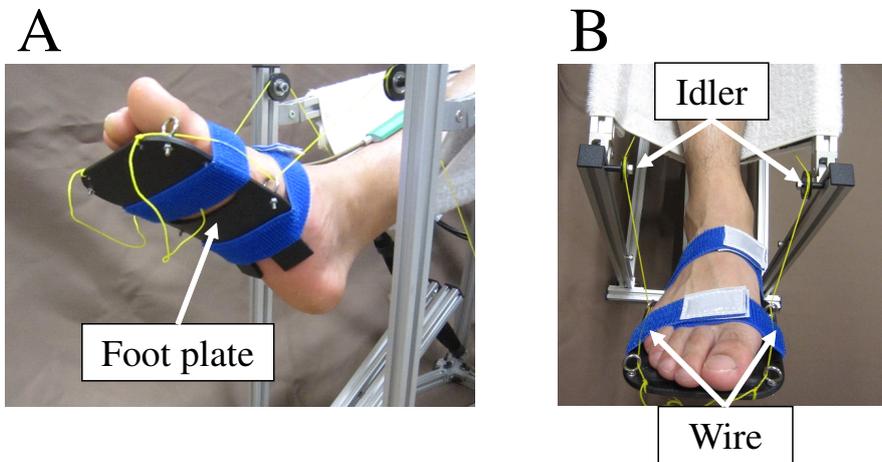


Fig. 4.5: Foot plate and wires of prototype stretching machine

試作機の足底板部 (A) およびワイヤ接続部 (B) を拡大して示す。足底板部は、前足部を底面から支持し、対象者足部にはベルトを用いて固定される。足底板部の両側にはワイヤが1本ずつ通してある。支柱部に固定されたアイドラーを介して足底板部の2本のワイヤはそれぞれマッキベン型アクチュエータに接続されている。

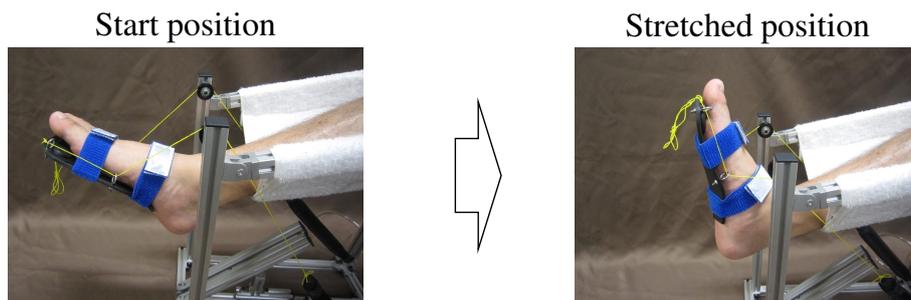


Fig. 4.6: Stretching motion of prototype stretching machine

試作機にて足部をストレッチングする様子を示す。マッキベン型アクチュエータに加圧することで、アイドラーを介して2本のワイヤが引かれ、足部は外反・背屈方向へストレッチングされる。

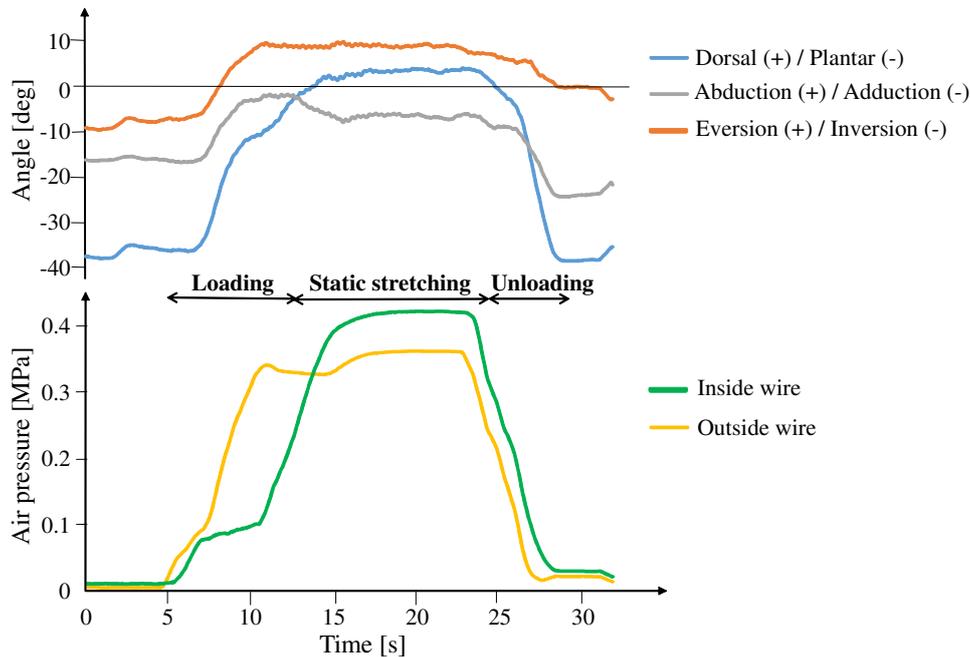


Fig. 4.7: Results of foot angles and air pressure

内外転角度，内外反角度を得た．このとき，解剖学的基本肢位，つまり，足部が捻じらない状態で，爪先が真っ直ぐ前方を向き，下腿と足部が直角に位置する姿勢を，底背屈 0° ，内外転 0° ，内外反 0° とした．内反尖足位から正中位（内外転 0° ，内外反 0° ）に近づけてから背屈方向への力を加えるため，初めに外側のワイヤを引き，次いで内側のワイヤを引くようにした．マッキベン型アクチュエータの制御は手動で行い，必要以上の圧が加わらないように配慮した．

結果

Fig. 4.7 に，実験中の足部 3 軸周りの角度の変化，およびマッキベン型アクチュエータへの加圧量を示す．はじめに外側のアクチュエータへの加圧量を増やし，外側のワイヤを引き始めると，内反尖足位であった足部が外転・外反・背屈方向へと制動された．次いで内側のアクチュエータへ加圧し，内側のワイヤも合わせて引いたところ，さらに背屈方向へと足部を押し込むことができた．しかし，一般的な背屈参考可動域の 20° までは全く到達せず，被験者も筋の伸張感を感じるまでに至らなかった．

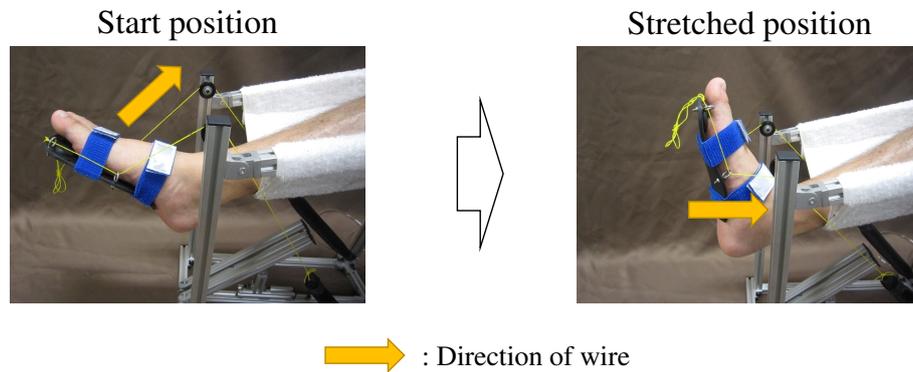


Fig. 4.8: Issue of prototype stretching machine

本試作機では、前足部へ集中的に力を与えるために、踵部のない足底板を利用していた。前足部を引き上げることは達成されたが、踵が固定されていないため、ストレッチングとともに足部は上昇し、アイドラーと同等もしくはそれ以上の位置まで移動した。これにより、足底板をコントロールするワイヤが足部と同等の高さ、もしくは下方へ引かれる形となり、前足部を十分に引き上げることができていなかった

試作機の問題点

本試作機では、前足部へ集中的に力を与えるために、踵部のない足底板を利用していた。前足部を引き上げることは達成されたが、踵が固定されていないため、ストレッチングとともに足部は上昇し、アイドラーと同等もしくはそれ以上の位置まで移動した。これにより、Fig. 4.8 中の黄矢印で示すように、足底板をコントロールするワイヤが足部と同等の高さ、もしくは下方へ引かれる形となり、前足部を十分に引き上げることができていなかった。その結果、最大背屈位まで足部を制動するのに至らなかったと考えた。以上より、足底板に対し、常にワイヤが上方向へ引かれるような機構に改良することとした。

4.3 試作機の改良および追加の動作確認

4.3.1 ワイヤ制御方法の改良

前節で、足底板に接続されたワイヤを引き足関節を背屈すると、ストレッチングとともに足部が上昇し、これによりワイヤの引張方向が変化してしまい、十分な足関節背屈が得られないという問題が確認された。

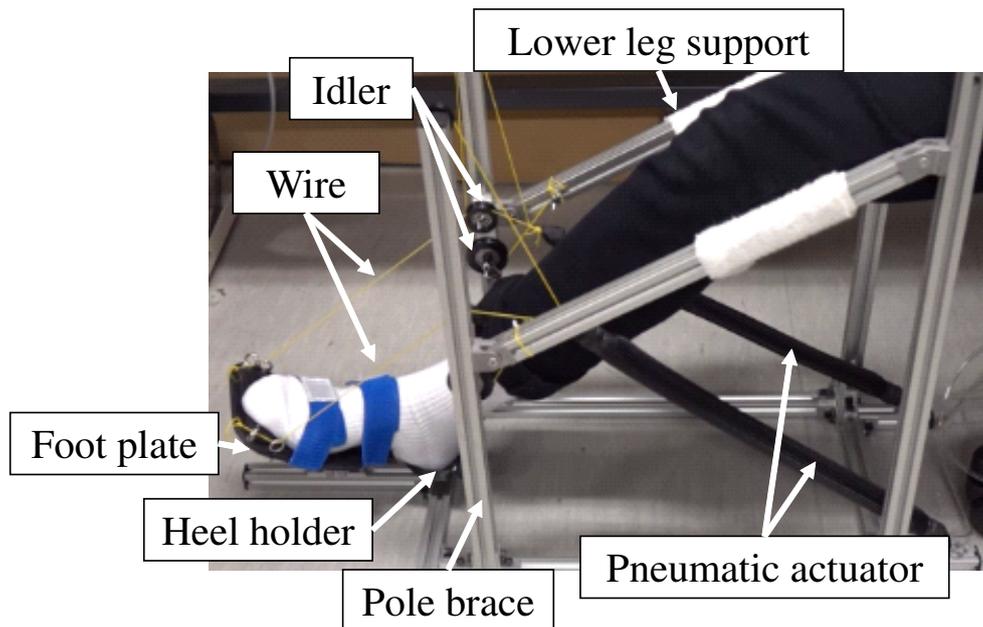


Fig. 4.9: Structure of modified stretching machine

改良したストレッチング機器の全体像を示す。本機器には、踵支持部（Heel holder）、とアイドラー（Idler）昇降機能が追加された。

前足部を支持する足底板に対し、常に上方向の力でワイヤを引くためには、ワイヤを引き上げるアイドラーが常に足底板よりも上方に位置しなければならない。また、ストレッチングと共に足部が上方へ移動してしまうことを防ぐためには、踵部がどこかに保持されている必要がある。そこで、スライド機能を有するアイドラーと踵支持部を追加し、試作機を改良した。Fig. 4.9 に改良した試作機の全体像を示す。また、Fig. 4.10 には追加した踵支持部とアイドラーを拡大して示す。踵支持部はカップ状になっているため、足部の動きに合わせて踵は若干前後左右に動くことができる。

Fig. 4.11 に、ワイヤを引く方向を調整する機構を示す。試作前のストレッチング機器にはアイドラー 1 のみが搭載されていたが、試作機では、アイドラー 2, 3 を追加した。アイドラー 1 は、支柱に固定されている。新たに追加したアイドラー 2, 3 はプレートにより連結しており、このプレートがスライドすることで、アイドラー 2, 3 が同時に上下する。足底板に接続したワイヤはアイドラー 2 を介してアクチュエータに接続する。そしてもう一本追加したワイヤがアイドラー 1, 3 を介してアクチュエータに接続する。このワイヤの一方はフレームに固定されているため、アクチュエータに加圧することによりアイドラー

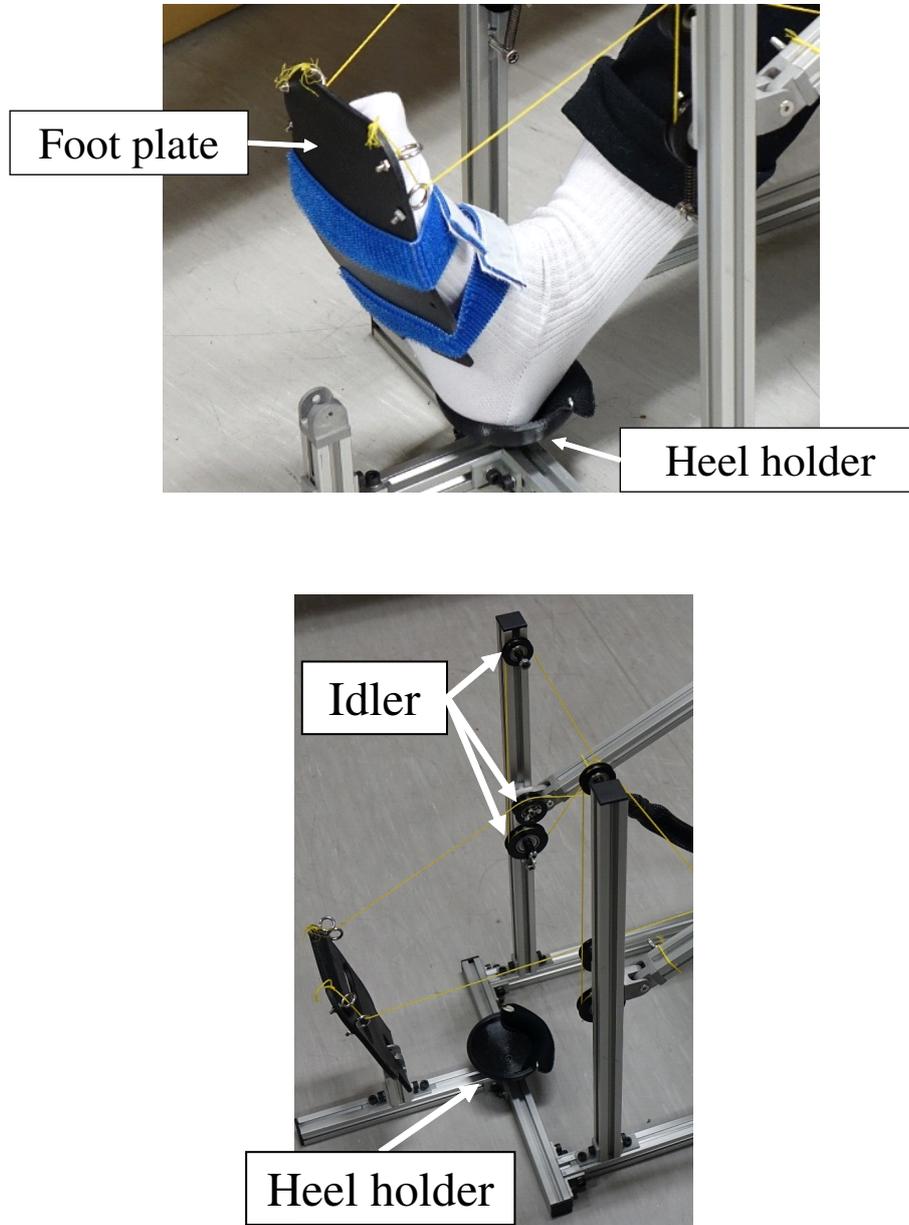


Fig. 4.10: New parts of modified stretching machine
追加した踵支持部（Heel holder）とアイドラー（Idler）を拡大して示す．踵支持部はカップ状になっているため，足部の動きに合わせて踵は若干前後左右に動くことができる．

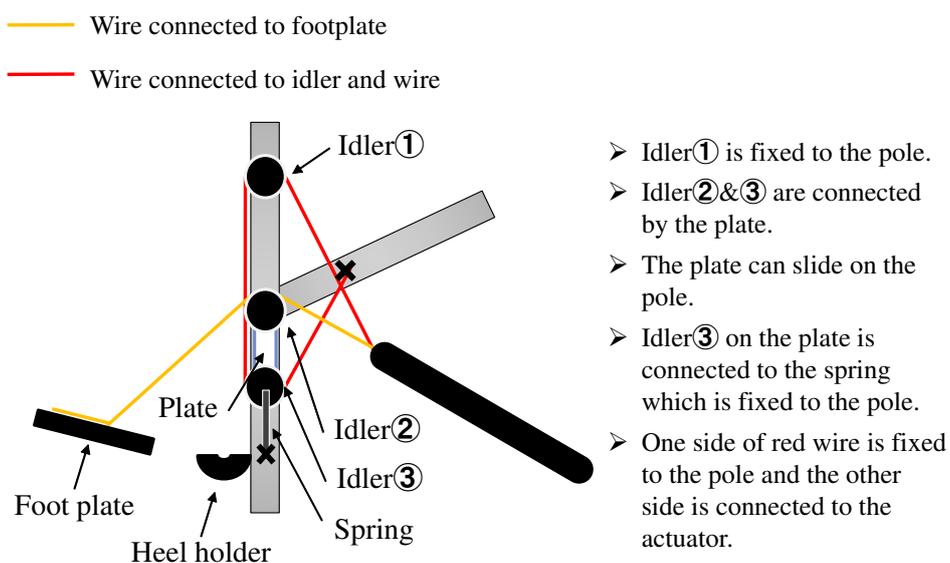


Fig. 4.11: Mechanism for control the direction of pulled wire

3を引き上げる形になり、これに伴ってプレートおよびアイドラー2が上昇する。つまり、アクチュエータに加圧すれば、アイドラー2が上昇しながら足底板を常に上方向を引き上げることが達成されることになる。なお、アイドラー3にはばねが接続されており、その一方はフレームに固定されているため、アクチュエータが減圧し、ワイヤが弛緩した場合には、アイドラー2、3がともに開始位置まで下行することとなる。この機構を搭載することにより、従来の試作機よりも十分背屈位まで足部を制動することが可能になった。

4.3.2 PID 制御の追加

2つの空気圧アクチュエータの自動制御には、PID (Proportional-Integral-Differential) 制御を採用した [77]。Fig. 4.12 に示すように、足底板の底面に加速度センサを装着して足底板の姿勢を定義し、これを制御に用いた。本ストレッチング機器では、足部の姿勢変化として、背屈運動と外転・外反運動が必要であるため、それぞれの姿勢について、PID 制御を行った。PID 制御のブロック図を Fig. 4.13 に示す。2本のアクチュエータのうち、外側に設置したアクチュエータは、2つのPID制御を受けた。内側に設置したアクチュエータは、背屈姿勢に関する制御のみを受けた。ストレッチング開始前に、試作機上で理学療法士にストレッチング時の足部姿勢を再現してもらい、その際の足部姿勢をPID制御の目標値とした。実際の制御中の足部姿勢の変化を Fig. 4.14 に示す。

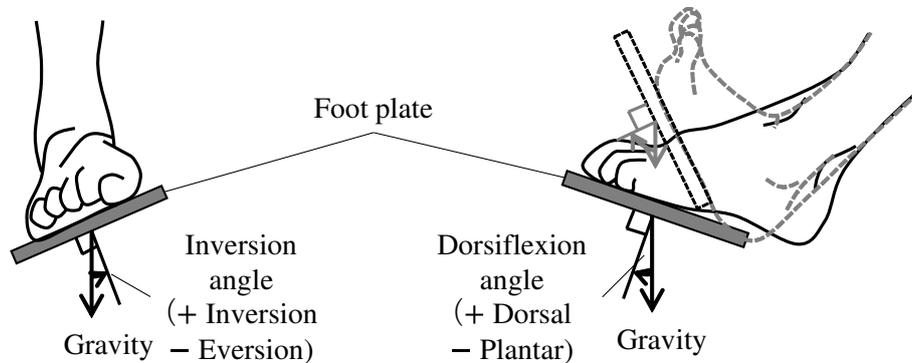


Fig. 4.12: Definition of foot angles

足底板の姿勢の定義方法を示す。足底板の底面に加速度センサを装着し、足底板の姿勢を定義した。

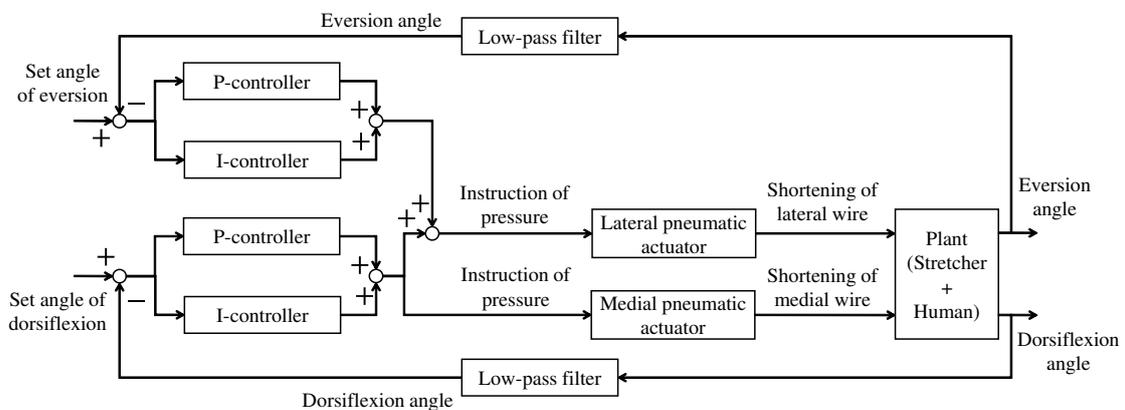


Fig. 4.13: Meta-scale control block of the ankle stretching machine

ストレッチング機器に採用したPID制御のブロック図を示す。足部背屈と外反、それぞれの姿勢について、PID制御を行った。2本のアクチュエータのうち、外側に設置したアクチュエータは、2つのPID制御を受けた。内側に設置したアクチュエータは、背屈姿勢に関する制御のみを受けた。

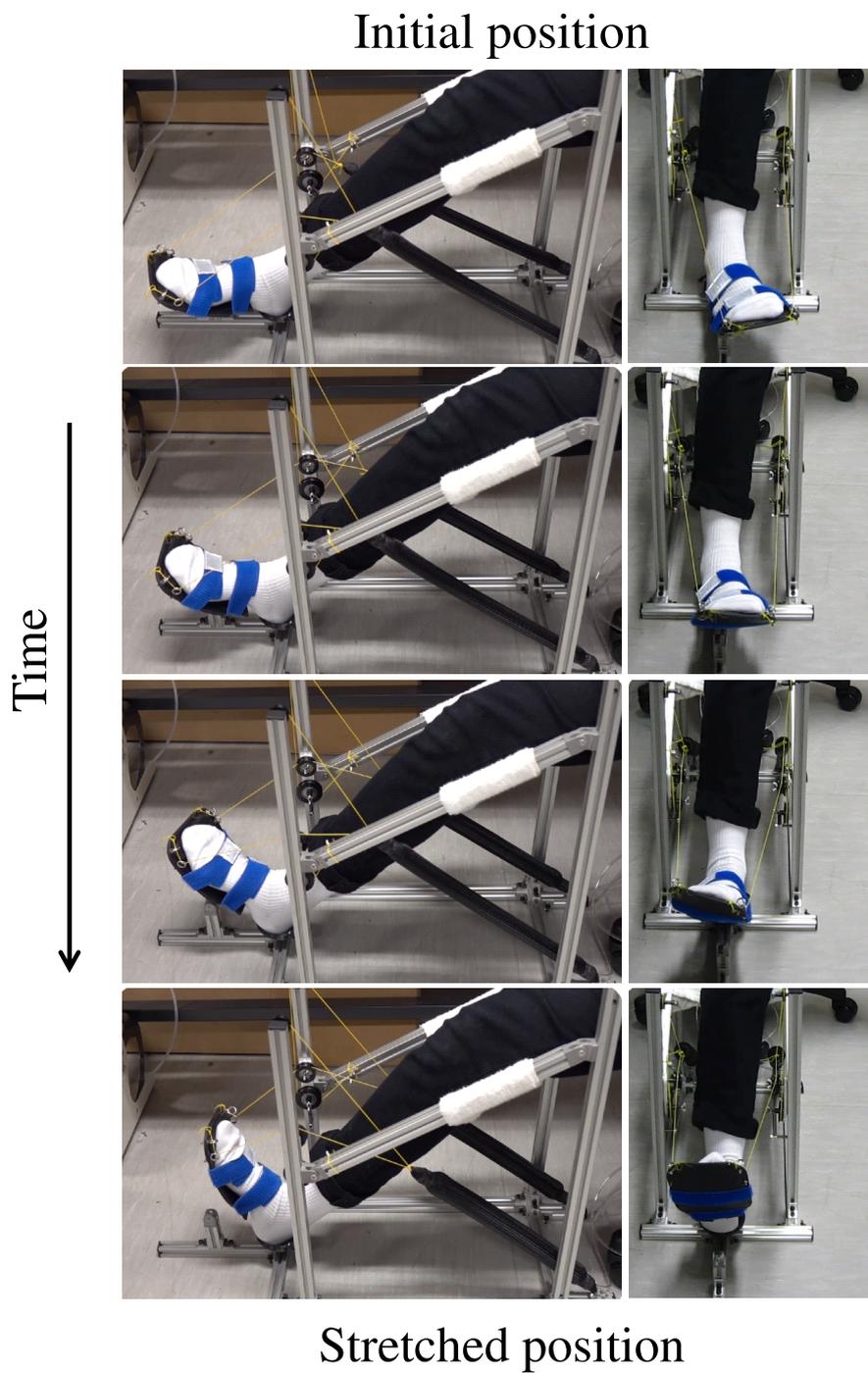


Fig. 4.14: Stretching motion of modified stretching machine
PID 制御を用いたワイヤ駆動機構による初期姿勢からストレッチング姿勢への足部姿勢
の変化を示す.

4.3.3 追加の動作確認

改良した試作機で足部を十分に外反・背屈させることができるかを確認するため、1名の健常学生（22歳）を対象に動作確認を行った。

方法

対象者は椅子に座った状態で右踵部を踵支持部に乗せ、前足部を足底板に固定した。このとき、膝関節は 55° 屈曲位とした。脳卒中後遺症者の足部を模擬するため、開始肢位は意識的に内反尖足位を取るようにした。実験中の足部角度を計測するため、電子ゴニオメータを下腿および足部に貼付し、底背屈角度、内外転角度、内外反角度を計測した。このとき、解剖学的基本肢位、つまり、足部が捻じらない状態で、爪先が真っ直ぐ前方を向き、下腿と足部が直角に位置する姿勢を、底背屈 0° 、内外転 0° 、内外反 0° とした。

試作機を用い、足部を外転・外反および背屈させた後、最大背屈位を1分間保持するストレッチングを、3回実施した。

結果

ストレッチング中のアクチュエータへの加圧量、およびストレッチング中の足部姿勢の変化について、3回のストレッチングの結果をFig. 4.15に示す。3回の試行全てにおいて、外側のワイヤをのみを引いている間は、足部は外転・外反および背屈し、内側のワイヤを追加して引くことで、さらに背屈角度は増した。

考察

実験中の三軸回りの足部姿勢の変化から、改良した試作機によって、対象者の足部をはじめに外転・外反し、その後さらに背屈させることを確認できた。ただし、内側のワイヤを引き始めた際に外転した足部は内転していた。外側のワイヤへの加圧量は内側のワイヤへの加圧量の約2倍になっているため、内側ワイヤを引き始めた際も外側ワイヤを十分な力で引いていたことが予測される。よって、内側ワイヤに接続したアクチュエータへの加圧量の増加率が内側方向への力の発生に影響を与えている可能性がある。三次元制動は可能となったが、より効率的な制動を行うために、両側のアクチュエータの制御方法について、再検討する余地がある。

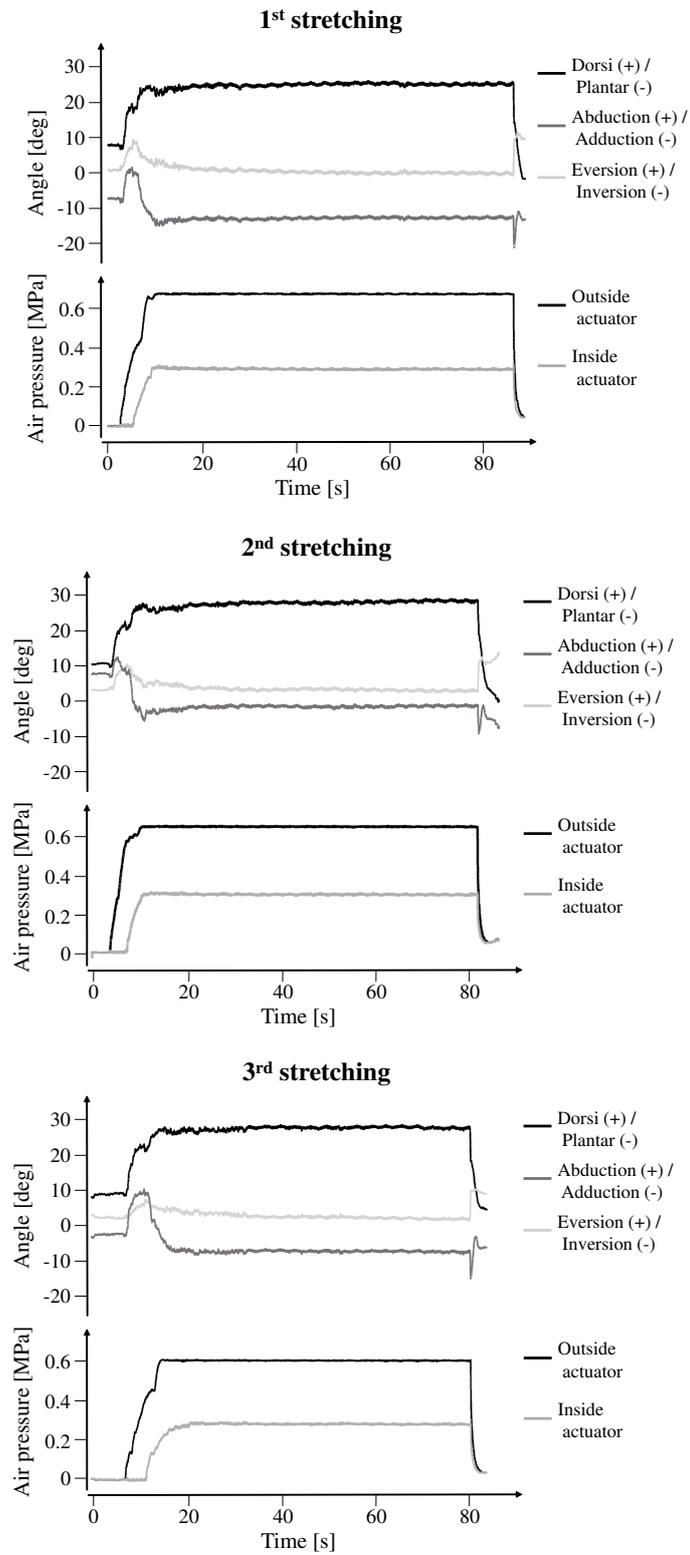


Fig. 4.15: Results of foot angles and air pressure

また、1分間最大背屈位を保持している間、3回のストレッチング全てにおいて、加圧量が一定にも関わらず、わずかに背屈角度が増加した。これより、底屈筋群を十分に伸張し、筋の粘弾性を変化させることができたといえる。

本機器で再現した足部の三次元制動が、第2章の足部徒手ストレッチング手技分析から得られた手技の特徴を十分に反映できているかについては、本研究内で確認できていない。今後、本機器による足部三次元制動と足部徒手ストレッチング手技の特徴とを照らし合わせながら、動作確認を行っていくことで、より効果の高いストレッチング機器を構築することが期待される。

4.4 結言

2章で得られた足部全体を三次元的に制動する手技や前足部を内外反する手技に着目し、本章では足部を三次元的に制動することのできるストレッチング機器を提案し、その動作を確認した。

本章で作製した試作機は、空気圧アクチュエータで制御される2本のワイヤを用いて、足部を三次元制動する機構を有している。これにより、人体への負荷を軽減しながら解剖学的に効率の良い方法で足部を制動することができる。健常若年者を対象に動作確認を行ったところ、踵部を固定していなかったため、ワイヤ引張方向が変化してしまい、十分な背屈が得られなかった。そこで、ワイヤの引張方向を一定にできるようアイドラーを追加し、かつ踵部を支持する仕様に改良した。そのうえで、さらに動作確認を行ったところ、足部を外転・外反しながら十分に足関節を背屈することができた。足部制動中に内転方向の動きも確認されたため、さらに改良を重ねる。そして今後、本機器による足部三次元制動と足部徒手ストレッチング手技の特徴とを照らし合わせながら、動作検証を行っていく。

よって、今後は加圧のタイミングだけでなく、速さや量についても検討を重ねていく必要がある。

4.5 本章に関連する知的財産・論文・学会発表

本章に関連する知的財産・論文・学会発表を以下に示す。

知的財産

- 特許
名称：ストレッチング機器
発明者：山田陽滋、岡本正吾、山田南欧美
特許出願公開番号：特開 2018-33881 (P2018-33881A)
(平成 28 年 9 月 2 日出願, 平成 30 年 3 月 8 日公開)

査読付き国際会議論文

- Naomi Yamada, Shogo Okamoto, Yasuhiro Akiyama, Kaoru Isogai, and Yoji Yamada, “Ankle stretching rehabilitation machine for equinovarus: Design and evaluation from clinical aspects,” Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp. 1687–1692, 2017.
 - 本論文では、4 章でまとめた、三次元制動が可能な足部ストレッチング機器の動作機構の提案、および、若年健常者を対象にした、臨床的視点から効果測定をした結果を報告している。
- Takuzo Kimura, Shogo Okamoto, Naomi Yamada, Yasuhiro Akiyama, Kaoru Isogai, and Yoji Yamada, “Ankle stretching rehabilitation machine for equinovarus: Automation of eversion and flexion control,” Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp. 2696–2700, 2017.
 - 本論文では、4 章で取り上げた三次元制動が可能な足部ストレッチング機器について、その動作機構の詳細な制御方法について報告している。

学会発表

- 山田 南欧美, 岡本正吾, 秋山靖博, 磯貝香, 山田陽滋, 宮本靖義, “内反尖足に対する三次元制動が可能な足部ストレッチング機器の開発.” 第 17 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2016), pp.0319–0321, (2016-12). 口頭発表

- 山田 南欧美, 岡本正吾, 秋山靖博, 山田陽滋, “内反尖足を三次元制動するストレッチング機器の試作.” 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 (LIFE2016), pp.529-531, (2016-9). 口頭発表

第5章 結論

5.1 本論文のまとめ

本研究では、在宅利用を目的とした足部自動ストレッチング機器の開発を目指し、療法士が臨床で実際に行う足部徒手ストレッチング手技を分析することで機器開発に必要な動きを同定したのち、それを達成することのできる機器を開発し、その効果検証実験を行った。

第1章では、足部自動ストレッチング機器開発に至った経緯やその社会的背景と研究の意義について述べた。足部機能の維持は、移動能力の維持・向上に不可欠であり、地域在住高齢者や脳卒中後遺症者など、足部機能が低下する可能性がある対象者に対して、継続的に足部ストレッチングを実施することが望まれる。しかし実際には、在宅で効果的な足部ストレッチングを行うことは困難であり、臨床現場で療法士が行うような対象者個人に沿ったストレッチングを達成できる足部自動ストレッチング機器の開発が期待される。このような視点でストレッチング機器開発に取り組んだ研究事例はなく、療法士の手技に近い動きを行うことのできる足部自動ストレッチング機器の開発を本研究の目的とし、その独自性を主張した。また、本研究で取り組むべき課題について明示した。

第2章では、これまで全く行われてこなかった療法士の徒手ストレッチング手技分析について、分析に必要な課題を提示し、それを達成する足部徒手ストレッチング手技分析方法を提案したうえで、実際に臨床現場で療法士が行う足部徒手ストレッチング手技について分析した。本研究では、足部徒手ストレッチング手技を足部姿勢と足底面に加わる力とで定義し、これらを計測する実験装置を作製・構築した。また、ストレッチングは持続的に対象部位を伸張する治療法であり、手技の計測によって得られるデータは多次元時系列データとなることから、動作解析に使用される主動作分析を使用して、手技の分析を実施した。複数の理学療法士が複数の脳卒中後遺症者に対して実施したストレッチング手技を分析した結果、全体に共通する手技として、足部を背屈方向に制動する手技が、療法士が患者の症状に合わせて個別に調整する手技として、踵部を押し引きする手技と足部全体を三次元的に制動する手技、前足部を内外反する手技が抽出された。また、この結果に二元配置分散分析を適用することで、療法士間や患者間の手技に有意な差があることを示した。

そして、ストレッチング機器に必要な機能を提案した。

第 3 章では、療法士の手技分析から得られた手技のうち、足部背屈制動を主とする足部ストレッチング機器を開発し、その効果検証実験を行った。在宅での利用を可能にするため、すでに市販されている足部底背屈運動器を改造して、足部自動ストレッチング機器を作製した。そして、安全性を担保するため、リスクアセスメントを実施し、可能な限りのリスク低減方策を実施した。この機器を用い、実際に在宅でストレッチング機器を利用することが望ましい健常高齢者 12 名 (73.2±3.8 歳) を対象に、効果検証実験を行った。現在、在宅でのストレッチングとして主流である道具を用いたセルフストレッチングについての効果も同時に評価し、ストレッチング機器によるストレッチングとその効果を比較した。それぞれのストレッチングを 10 分間実施した際のストレッチング前後に、足関節最大背屈角度、足部受動的トルク、足部底屈トルク、腓腹筋筋腱移行部の移動距離を計測した。その結果、自動ストレッチング機器による足部ストレッチングで、最大背屈角度は有意に向上し、筋よりも腱の方が伸張される可能性が高いことが示された。また、自動ストレッチングには、セルフストレッチングと同等以上のストレッチング効果があることを示すことができた。このことは、本機器を在宅で利用した際に、一定の効果を得ることが可能であることを示唆する。加えて、頸髄損傷を既往にもつ 68 歳の女性 1 名を対象に、足部自動ストレッチング機器を 4 週間継続して使用した場合の効果を確認した。その結果、本機器の継続使用によって、足関節最大背屈角度は向上し、また、バランス能力の向上がみられた。

第 4 章では、2 章で得られた足部全体を三次元的に制動する手技や前足部を内外反する手技に着目し、内反尖足の改善に寄与すると考えられる足部内外反の制動が行えるよう、足部を三次元的に制動することのできるストレッチング機器を提案し、その動作確認を行った。安全性に配慮し、空気を遮断するだけで安静肢位に容易に戻ることができる空気圧駆動を選択し、2 本のワイヤで足底板を制御することで、足部を三次元的に制動することのできる機構を提案した。これを搭載した試作機を作製し、健常者 1 名 (30 歳) を対象にその動作確認を行った。その結果、足部の外転・外反・背屈が生じたものの、十分な背屈が得られなかった。踵部を固定していなかったこと、およびワイヤ引張方向が機器稼働中に変化してしまったことが原因と考え、試作機を改良した。改良後の試作機を用い、再度、健常者 1 名 (22 歳) を対象に動作確認を行ったところ、足部を外反しながら十分背屈することが可能となり、本機器によって足部を三次元的に制動できることを確認できた。

そして、本章において、本研究の結論ならびに今後の課題を示している。これまで、足部徒手ストレッチング手技を分析したうえでその自動化を目指した研究事例は存在しない。

臨床で行われる足部徒手ストレッチング手技を統計的に分析し、その結果をもとに足部自動ストレッチング機器を開発することは、より効果の高いリハビリテーション機器を開発するために、大変意義がある。

以上、在宅で利用できる足部自動ストレッチング機器の開発を目指し、本研究において臨床で行われる足部徒手ストレッチング手技について、詳細に分析し、その結果から得られた特徴をもとに、足部背屈制動を主とした足部自動ストレッチング機器と、足部を三次元的に制動するストレッチング機器を開発することができた。

5.2 今後の展望

今後の展開として、まずは、足部背屈制動を主とする足部ストレッチング機器について、本機器を長期的に使用した場合の効果検証、ならびに有疾患者に対する効果の検証実験を実施したいと考えている。足部周囲の筋・腱を組織的に変化させるためには、少なくとも 2-8 週間以上の継続したストレッチングが望ましいとされている [16]。これを基に、当初、有疾患者を対象に 8 週間継続使用した際の効果を検証する予定であったが、新型コロナウイルスの影響もあり、有疾患者 1 名の 4 週間使用した場合の効果確認しか行えなかった。長期的に使用した場合の効果을明らかにするため、最低でも 8 週間継続的に使用した場合の効果を変更して検証したい。また、足部背屈ストレッチングは、足部の可動域拡大を目的に臨床現場で広く利用される治療手段である。本研究では、足部機能の維持が必要であろう健常高齢者を対象に効果検証を行ったが、次段階として、足部機能が低下しやすい、脳卒中後遺症や脊髄損傷といった下肢の運動麻痺や足部変形を有する者を対象に、本機器の効果検証を実施する必要がある。もし麻痺足に対する効果を示すことができれば、脳性麻痺児のような足部機能が低下しやすい小児疾患患者に対する効果も期待できる。本研究での有効性検証実験は、健常高齢者 12 名、有疾患者 1 名を対象に行ったが、さらに被験者の人数を増やし、より精緻な統計解析を行い、効果を検証していきたい。

、整形外科的疾患によって、筋力が低下したり、可動域が低下している者にも本機器によるストレッチングが有効であるかを検証したい。

加えて、足部ストレッチング機器の改良も検討している。足部背屈制動を主とする足部ストレッチング機器を用いて、足部ストレッチングを施行している途中の足部の動きを幾度か確認した結果、ストレッチング機器は底背屈の一自由度のみしか有していないにも関わらず、足部が三次元的に動いている様子が確認された。つまり、一自由度のストレッチング機器であっても、足部を三次元的に制動できる可能性があると判明した。人の足部は、

骨関節構造上、もともと背屈運動に伴って、外転・外反が連動するような構造になっている [41]. よって、足部ストレッチング機器の回転軸位置を工夫することで、容易に足部を三次元的に背屈することが可能になると考えている. 今後、ストレッチング機器の回転軸位置を変化させながら、それぞれの位置でのストレッチング中の足部の動きを三次元動作解析装置で計測することで、足部三次元制動を達成できる回転軸位置を明らかにしていきたいと考えている.

今回、足部徒手ストレッチング手技を分析し、その結果をもとに機構の開発に取り組んできた. 足部背屈ストレッチングおよび足部三次元制動を達成するストレッチング機器の開発に成功したが、開発した機器と分析で得られた徒手ストレッチング手技との整合性については、確認できていない. 本研究で開発した足部ストレッチング機器によるストレッチングが、療法士の徒手ストレッチング手技にどれだけ近い動きを達成できているかを明らかにすることは、本研究の成果を客観的に証明するために必要不可欠である. 本研究で開発した機器について、必要な改良をさらに重ねながら、ストレッチング手技との整合性を今後検証していく.

本研究で用いた徒手ストレッチング手技の分析方法は、臨床現場における徒手ストレッチング手技を統計的に分析することを可能にする. これまで、経験的・感覚的に習得されてきたストレッチング手技について、その特徴を統計的に分析していくことは、ストレッチング手技のエビデンスを構築するためにも、必要不可欠である. 本分析手法を用い、徒手ストレッチング手技の分析を重ねていくことで、リハビリテーション技術の発展にも寄与することが期待できる.

謝辞

本研究は、名古屋大学 大学院工学研究科 機械システム工学専攻 支援ロボティクス研究グループ（元 機械理工学専攻 安全知能学グループ）の山田陽滋 教授，岡本正吾 准教授の指導のもと行われたものである。多忙な御身であるにも関わらず，工学に関する基礎的知識の教授から，研究の方針や手法の議論，医療従事者としての工学分野への関わり方の指南など，多くのご助言・ご指導を賜り，深く感謝の意を表します。また，博士論文の予備審査から最終審査会まで，長きにわたり副査として丁寧にご指導・ご助言を賜りました，名古屋大学 大学院工学研究科 機械システム工学専攻 長谷川泰久教授，ならびに名古屋大学 総合保健体育科学センター・教育発達科学研究科 水野貴正准教授に心より深謝いたします。

本研究の原点として，名古屋大学 大学院医学系研究科 リハビリテーション療法学専攻 修士課程在籍時代より，ご指導賜りました大分大学 福祉健康科学部 河上敬介教授（元 名古屋大学），常葉大学 保健医療学部 磯貝香教授，名古屋大学 大学院医学系研究科 リハビリテーション療法学専攻 内山靖教授に深く感謝いたします。また，本研究で行った臨床実験の対象病院選定にご尽力いただきました，中部大学 生命健康科学部 宮本靖義 准教授に感謝の意を表します。加えて，快く実験に参加いただきました医療法人社団喜峰会 東海記念病院，および医療法人考友会 孝友クリニックの理学療法士の先生方ならびに患者様に感謝の意を表します。

研究を進めていくうえで，貴重なご意見を頂きました，秋山靖博助教に深謝の意を表します。また，研究室での活動の中でお世話になり，様々な意見やアドバイスを頂いた支援ロボティクス研究グループの皆様に謝意を表します。

研究活動を進めるうえで，後押しをしてくださった愛知医療学院短期大学の皆様にも感謝いたします。

本研究は，以下の競争的資金の支援を受け，実施されました。この場を借りて，深く御礼申し上げます。

- 平成 27 年度笹川科学研究助成

研究代表者：山田南欧美

「在宅で利用できる内反尖足進行予防のための 3 次元制動機能付き足部ストレッチング機器の開発」

（平成 27 年 4 月 1 日–平成 28 年 2 月 10 日）

- 平成 28 年度愛知医療学院短期大学 学長選抜 学内個人研究奨励費

研究代表者：山田南欧美

「在宅利用のための3次元制動可能な足部ストレッチング機器の開発」

平成28年4月1日-平成29年3月31日

- 科研費 若手研究 (B) (17K13108)

研究代表者：山田南欧美

「短縮筋の同定およびストレッチングが可能な足部リハビリテーション機器の開発」

(平成29年4月1日-令和2年3月31日)

- 平成30年度愛知医療学院短期大学 学長選抜 学内個人研究奨励費

研究代表者：山田南欧美

「足部背屈ストレッチング機器の作製および高齢者における効果検証」

(平成30年4月1日-平成31年3月31日)

- 令和元年度学校法人佑愛学園 学長選抜 学内個人研究奨励費

研究代表者：山田南欧美

「維持期患者における足部ストレッチング機器の有効性検証」

(平成31年4月1日-令和2年3月31日)

- 科研費 若手研究 (20K19403)

研究代表者：山田南欧美

「一自由度自動機械による三次元的な足部背屈ストレッチング方法の確立」

(令和2年4月1日-令和5年3月31日)

最後に、今まで関わった全ての方々に感謝の意を表し、謝辞とさせていただきます。

令和3年1月

山田 南欧美

参考文献

- [1] 鈴木 重行（編）. *ストレッチングの科学*. 三輪書店, 2013.
- [2] Bob Anderson. *Stretching*. Shelter Publications, Inc., Bolinas, 1975.
- [3] Christopher I Morse, Hans Degens, Olivier Roger Seynnes, Constantinos N Maganaris, and David A Jones. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of Physiology*, 586(1):97–106, 2008.
- [4] Kosuke Hirata, Hiroaki Kanehisa, and Naokazu Miyamoto. Acute effect of static stretching on passive stiffness of the human gastrocnemius fascicle measured by ultrasound shear wave elastography. *European Journal of Applied Physiology*, 117(3):493–499, 2017.
- [5] Shunichiro Tanigawa. Basics of shear wave elastography. *Choonpa Igaku*, 46(6):503–512, 2019.
- [6] 中村 隆一, 齋藤 宏, and 長崎 浩. *基礎運動学 第6版*. 医歯薬出版, 2003.
- [7] Jules Opplert and Nicolas Babault. Acute effects of dynamic stretching on muscle flexibility and performance: an analysis of the current literature. *Sports Medicine*, 48(2):299–325, 2017.
- [8] Mina Samukawa, Masaki Hattori, Naoko Sugama, and Naoki Takeda. The effects of dynamic stretching on plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Manual Therapy*, 16(6):618–622, 2011.
- [9] Masahiro Iwata, Ayano Yamamoto, Shingo Matsuo, Genki Hatano, Manabu Miyazaki, Taizan Fukaya, Mitsuhiro Fujiwara, Yuji Asai, and Shigeyuki Suzuki. Dynamic stretching has sustained effects on range of motion and passive stiffness of the hamstring muscles. *Journal of sports science and medicine*, 18(1):13, 2019.

- [10] Takamasa Mizuno and Yoshihisa Umemura. Dynamic stretching does not change the stiffness of the muscle-tendon unit. *International Journal of Sports Medicine*, 37(13):1044–1050, 2016.
- [11] Noriaki Maeda, Yukio Urabe, Shogo Tsutsumi, Shogo Sakai, Hironori Fujishita, Toshiki Kobayashi, Makoto Asaeda, Kazuhiko Hirata, Yukio Mikami, and Hiroaki Kimura. The acute effects of static and cyclic stretching on muscle stiffness and hardness of medial gastrocnemius muscle. *Journal of Sports Science and Medicine*, 16(4):514, 2017.
- [12] Melanie J Sharman, Andrew G Cresswell, and Stephan Riek. Proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Sports Medicine*, 36(11):929–939, 2006.
- [13] A. Konrad, M. Gad, and M. Tilp. Effect of PNF stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(3):346–355, apr 2014.
- [14] AK Nagarwal, K Zutshi, CS Ram, R Zafar, and J Hamdard. Improvement of hamstring flexibility: a comparison between two PNF stretching techniques. *International journal of sports science and engineering*, 4(1):25–33, 2010.
- [15] Zhihao Zhou, Yao Sun, Ninghua Wang, Fan Gao, Kunlin Wei, and Qining Wang. Robot-assisted rehabilitation of ankle plantar flexors spasticity: a 3-month study with proprioceptive neuromuscular facilitation. *Frontiers in Neurorobotics*, 10:16, 2016.
- [16] Diulian Muniz Medeiros and Tamara Fenner Martini. Chronic effect of different types of stretching on ankle dorsiflexion range of motion: Systematic review and meta-analysis. *Foot*, 34:28–35, 2018.
- [17] Andreas Konrad, Savvas Stafilidis, and Markus Tilp. Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 27(10):1070–1080, 2016.
- [18] Taichi Yamaguchi and Kojiro Ishii. Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3):677, 2005.

- [19] Trent J Herda, Joel T Cramer, Eric D Ryan, Malachy P McHugh, and Jeffrey R Stout. Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3):809–817, 2008.
- [20] Eadric Bressel and Peter J McNair. The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Physical Therapy*, 82(9):880–887, 2002.
- [21] Donald A. Neumann. **筋骨格系のキネシオロジー 原著第3版**. 医歯薬出版, 2018.
- [22] 厚生労働省. 平成28年度国民生活基礎調査結果. <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/dl/16.pdf>.
- [23] Cory L Christiansen. The effects of hip and ankle stretching on gait function of older people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(8):1421–1428, 2008.
- [24] Fabiano Cristopoliski, José Angelo Barela, Neiva Leite, Neil E Fowler, and André L Felix Rodacki. Stretching exercise program improves gait in the elderly. *Gerontology*, 55(6):614–620, 2009.
- [25] Barbara Duong, Millie Low, Anne M. Moseley, Raymond Y.W. Lee, and Robert D. Herbert. Time course of stress relaxation and recovery in human ankles. *Clinical Biomechanics*, 16(7):601–607, aug 2001.
- [26] 厚生労働省. 地域包括ケアシステム. https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/chiiki-houkatsu/.
- [27] PTOTSTnet. 疾患別リハビリテーション点数表. <https://www.pt-ot-st.net/contents4/medical-treatment-reiwa-2/>.
- [28] 厚生労働省. 平成30年度診療報酬改定において経過措置を設けた施設基準等の取扱いについて. <https://www.mhlw.go.jp/content/12404000/000485433.pdf>.
- [29] S. R. Freitas, B. Mendes, G. Le Sant, R. J. Andrade, A. Nordez, and Z. Milanovic. Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? a review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 28(3):794–806, 2017.

- [30] Shawn W. O Driscoll and Nicholas J. Giori. Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(2):179–188, 2000.
- [31] Fan Gao, Yupeng Ren, Elliot J Roth, Richard Harvey, and Li-Qun Zhang. Effects of repeated ankle stretching on calf muscle–tendon and ankle biomechanical properties in stroke survivors. *Clinical Biomechanics*, 26(5):516–522, 2011.
- [32] Genna Waldman, Chung-Yong Yang, Yupeng Ren, Lin Liu, Xin Guo, Richard L Harvey, Elliot J Roth, and Li-Qun Zhang. Effects of robot-guided passive stretching and active movement training of ankle and mobility impairments in stroke. *NeuroRehabilitation*, 32(3):625–634, 2013.
- [33] Yupeng Ren, Yi-Ning Wu, Chung-Yong Yang, Tao Xu, Richard L. Harvey, and Li-Qun Zhang. Developing a wearable ankle rehabilitation robotic device for in-bed acute stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(6):589–596, 2017.
- [34] Kai Chen, Yi-Ning Wu, Yupeng Ren, Lin Liu, Deborah Gaebler-Spira, Kelly Tankard, Julia Lee, Weiqun Song, Maobin Wang, and Li-Qun Zhang. Home-based versus laboratory-based robotic ankle training for children with cerebral palsy: a pilot randomized comparative trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(8):1237–1243, 2016.
- [35] K Chen, B Xiong, Y Ren, A Dvorkin, D Gaebler-Spira, C Sisung, and L Zhang. Ankle passive and active movement training in children with acute brain injury using a wearable robot. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 50(1):30–36, 2018.
- [36] Hideki Toda, Takeshi Matsumoto, Ryota Tanizaki, and Takehiro Imaeda. Ankle joint pushing mechanism by stabilization of ankle position using a brace structure. *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, 10(1):JAMDSM0013, 2016.
- [37] Hideki Toda, Takeshi Matsumoto, and Shin Sugihara. Simple geometrical analysis for mechanizing the ankle joint stretching treatment procedure of a PT using a numerical calculation. *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, 13(2):JAMDSM0034, 2019.

- [38] Dongyual Yoo, Younsun Son, Dae-Hee Kim, Kap-Ho Seo, and Beom-Chan Lee. Technology-assisted ankle rehabilitation improves balance and gait performance in stroke survivors: A randomized controlled study with 1-month follow-up. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(12):2315–2323, 2018.
- [39] Dongyual Yoo, Dae-Hee Kim, Kap-Ho Seo, and Beom-Chan Lee. The effects of technology-assisted ankle rehabilitation on balance control in stroke survivors. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(9):1817–1823, 2019.
- [40] Keiko Homma and Mariko Usuba. Effects of passive motion using mechatronic system on improvement of peripheral circulation. In *IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pages 543–548. IEEE, 2011.
- [41] Generard Jerry Tortora and Mark T. Nielsen. *Principles of human anatomy, 11th edition*. John Wiley & Sons, Inc., 2009.
- [42] Rebekah Young, Sheree Nix, Aaron Wholohan, Rachael Bradhurst, and Lloyd Reed. Interventions for increasing ankle joint dorsiflexion: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6(1):46, 2013.
- [43] Bráulio N Lima, Paulo RG Lucareli, Willy A Gomes, Josinaldo J Silva, Andre S Bley, Erin H Hartigan, and Paulo H Marchetti. The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static-stretching on postural sway and gastrocnemius muscle activity during single-leg balance tasks. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(3):564, 2014.
- [44] Masatoshi Nakamura, Tome Ikezoe, Satoru Nishishita, Jun Umehara, Misaka Kimura, and Noriaki Ichihashi. Acute effects of static stretching on the shear elastic moduli of the medial and lateral gastrocnemius muscles in young and elderly women. *Musculoskeletal Science and Practice*, 32:98–103, 2017.
- [45] Thamar J. Bovend'Eerd, Meredith Newman, Karen Barker, Helen Dawes, Cosetta Minelli, and Derick T. Wade. The effects of stretching in spasticity: a systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(7):1395–1406, 2008.

- [46] Gerard E Francisco and John R McGuire. Poststroke spasticity management. *Stroke*, 43(11):3132–3136, 2012.
- [47] Saeed Forghany, Christopher J Nester, Sarah F Tyson, Stephen Preece, and Richard K Jones. The effect of stroke on foot kinematics and the functional consequences. *Gait and Posture*, 39(4):1051–1056, 2014.
- [48] Steven J Lawrence and Michael J Botte. Management of the adult, spastic, equinovarus foot deformity. *Foot and Ankle International*, 15(6):340–346, 1994.
- [49] Darius Flinchum. Pathological anatomy in talipes equinovarus. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35(1):111–114, 1953.
- [50] Martin Descarreaux, François Nougrou, and Claude Dugas. Standardization of spinal manipulation therapy in humans: development of a novel device designed to measure dose-response. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 36(2):78–83, 2013.
- [51] Gregory N. Kawchuk, Narasimha G. Prasad, Randall C. McLeod, Tasha Liddle, Tianye Li, and Qiaohao Zhu. Variability of force magnitude and force duration in manual and instrument-based manipulation techniques. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 29(8):611–618, 2006.
- [52] Adit Chiradejnant, Jane Latimer, and Christopher G. Maher. Forces applied during manual therapy to patients with low back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(6):362–369, 2002.
- [53] Sigeyuki Suzuki, Yukinobu Hirano, and Toshikazu Suzuki. *ID stretching, 2nd edition*. Miwa-shoten Ltd., 2006.
- [54] Bokman Lim, Syungkwon Ra, and Frank C Park. Movement primitives, principal component analysis, and the efficient generation of natural motions. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4630–4635. IEEE, 2005.
- [55] Frank C Park and Kyoosang Jo. Movement primitives and principal component analysis. In *On Advances in Robot Kinematics*, pages 421–430. Springer, 2004.

- [56] Hiroaki Nakanishi, Sayaka Kanata, Hirofumi Hattori, Tetsuo Sawaragi, and Yukio Horiguchi. Extraction of coordinative structures of motions by segmentation using singular spectrum transformation. *Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics*, 15(8):1019–1029, 2011.
- [57] Saori Morishima, Ko Ayusawa, Eiichi Yoshida, and Gentiane Venture. Whole-body motion retargeting using constrained smoothing and functional principle component analysis. In *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, pages 294–299. IEEE, 2016.
- [58] Naomi Yamada, Shogo Okamoto, Hiroshi Okumura, Yoji Yamada, Kaoru Isogai, and Keisuke Kawakami. Similarities and differences in manual stretching of physical therapists for equinovarus. In *IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pages 490–495. IEEE, 2014.
- [59] Signe Brunnstrom. Motor testing procedures in hemiplegia: Based on sequential recovery stages. *Physical Therapy*, 46(4):357–375, apr 1966.
- [60] Richard W. Bohannon and Melissa B. Smith. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67(2):206–207, feb 1987.
- [61] Alexander L Bell, Richard A Brand, and Douglas R Pedersen. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 8(1):3–16, 1989.
- [62] Hitoshi Takei. Joint mobilization for bone and joint disease. *Rigakuryoho Kagaku*, 20(3):219–225, 2005.
- [63] Yuma Shiraishi, Shogo Okamoto, Naomi Yamada, Koki Inoue, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada. Pneumatically-driven stretching machine for ankle dorsiflexion: safety concepts and effectiveness test involving healthy young subjects. *Robomech Journal*, 7(1):1–10, 2020.
- [64] Andreas Konrad, Francesco Budini, and Markus Tilp. Acute effects of constant torque and constant angle stretching on the muscle and tendon tissue properties. *European Journal of Applied Physiology*, 117(8):1649–1656, 2017.

- [65] J. R. Fowles, D. G. Sale, and J. D. MacDougall. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*, 89(3):1179–1188, 2000.
- [66] S. G. Chung, Z. Bai, W. Z. Rymer, and L. Q. Zhang. Changes of reflex, non-reflex and torque generation properties of spastic ankle plantar flexors induced by intelligent stretching. In *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pages 3672–3675. IEEE, 2006.
- [67] Anthony D. Kay and Anthony J. Blazevich. Effect of acute static stretch on maximal muscle performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(1):154–164, 2012.
- [68] Deog Young Kim, Chang-il Park, Joong Son Chon, Suk Hoon Ohn, Tae Hoon Park, and In Keol Bang. Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity. *Yonsei Medical Journal*, 46(4):546–554, 2005.
- [69] Emika Kato, Hiroaki Kanehisa, Tetsuo Fukunaga, and Yasuo Kawakami. Changes in ankle joint stiffness due to stretching: The role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle. *European Journal of Sport Science*, 10(2):111–119, 2010.
- [70] Barbara M. Kalkman, Lynn Bar-On, Francesco Cenni, Constantinos N. Maganaris, Alfie Bass, Gill Holmes, Kaat Desloovere, Gabor J. Barton, and Thomas D. O'Brien. Medial gastrocnemius muscle stiffness cannot explain the increased ankle joint range of motion following passive stretching in children with cerebral palsy. *Experimental Physiology*, 103(3):350–357, 2018.
- [71] Victor Valderrabano, Benno M. Nigg, Beat Hintermann, Beat Goepfert, Walter Dick, Cyril B. Frank, Walter Herzog, and Vinzenz von Tscharner. Muscular lower leg asymmetry in middle-aged people. *Foot and Ankle International*, 28(2):242–249, 2007.
- [72] Senri Hashimoto, Naomi Yamada, Shogo Okamoto, Yuma Shiraishi, Yasuhiro Akiyama, and Yoji Yamada. Effect of static stretching using foot stretching device in the elderly: An interim report. In *2020 IEEE 9th Global Conference on Consumer Electronics*, pages 651–653. IEEE, 2020.

- [73] Chun-Yu Yeh, Jia-Jin J Chen, and Kuen-Horng Tsai. Quantifying the effectiveness of the sustained muscle stretching treatments in stroke patients with ankle hypertonia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4):453–461, 2007.
- [74] Jörg Wissel, Aubrey Manack, and Michael Brainin. Toward an epidemiology of poststroke spasticity. *Neurology*, 80(3 Supplement 2):S13–S19, 2013.
- [75] Norihiko Saga and Naoki Saito. Rehabilitation instrument for prevent contracture of ankle using the pneumatic balloon actuator. In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4292–4297. IEEE, 2008.
- [76] A. I. Kapandji. *Physiology of the Joints: Lower Limb*. Handspring Pub Ltd, 7 edition, 2019.
- [77] Takuzo Kimura, Shogo Okamoto, Naomi Yamada, Yasuhiro Akiyama, Kaoru Iso-gai, and Yoji Yamada. Ankle stretching rehabilitation machine for equinovarus: Automation of eversion and flexion control. In *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, pages 2696–2700. IEEE, 2017.