

ウェアラブルモーションセンサを用いた
リハビリテーション運動機能評価における
臨床応用の研究

Study of clinical application in rehabilitation motor
function evaluation using a wearable motion sensor

2015年7月

千葉大学大学院工学研究科

人工システム科学専攻メディカルシステムコース

桑江 豊

(千葉大学審査学位論文)

ウェアラブルモーションセンサを用いた
リハビリテーション運動機能評価における
臨床応用の研究

Study of clinical application in rehabilitation motor
function evaluation using a wearable motion sensor

2015年7月

千葉大学大学院工学研究科

人工システム科学専攻メディカルシステムコース

桑江 豊

要旨

超高齢化が進み、介護保険認定者が増加する現代において、運動機能や歩行機能の低下を予防するためには、生活習慣病と共に老年症候群を積極的に予防することが重要である。そのため、リハビリテーションの必要性が高まっている。科学的根拠に基づいた医療が提唱され、効果的な運動療法を実施するために、療法士の知識や経験による主観的な定性評価から定量評価への転換が求められている。しかし、大規模で高価な装置の使用は臨床では望まれておらず、臨床の場で実際に療法士が使える機器が必要である。近年、低価格で高精度、小型化の加速度センサ・角速度センサが開発され、理学療法の客観的評価としての応用が進められている。

本研究では、加速度センサ・角速度センサを組み込んだウェアラブルモーションセンサを用いて、要支援認定者の運動機能評価を行った。第一章では研究の背景を述べた。第二章では、ウェアラブルモーションセンサの概要と解析方法を述べた。第三章では、理学療法で一般的に用いられる10m歩行、TUG、FSSTの運動機能評価を行い、従来の時間計測では得られない動作中の体幹・下肢の角度、腰部加速度の対称性・再現性の詳細な情報を得ることができた。第四章では、長期間の運動機能評価への応用を検証するため、介護保険認定者の3ヶ月間の運動療法実施前後の10m歩行評価を行った。その結果、歩行速度の改善とウェアラブルモーションセンサの信号情報から、歩行周期、歩行率、歩行中の股関節角度、歩行周期の対称性の改善を定量的に判定し、臨床応用の有用性を示すことができた。

Summary

In the summary, age of unprecedented aging and an increase in the number of people certified to receive nursing care, taking measures to prevent lifestyle-related diseases and geriatric syndrome that leads to the degradation of motor and walking functions is important. Therefore, the need for rehabilitation is on the rise. Evidence-based medicine (EBM) has been proposed for the implementation of effective therapeutic exercises; this procedure requires therapists to transition from the use of knowledge- and experience-based subjective qualitative evaluations to quantitative evaluations. However, because EBM requires large-scale use of expensive equipment, it is not the method of choice in the clinical setting. Thus, equipment that can be employed in the clinical setting is needed. Alternatively, low-cost high-precision miniaturized acceleration and angular-velocity sensors have been developed, and these sensors have been applied for an objective evaluation of physical therapy.

This research used a wearable motion sensor that incorporates both acceleration and angular-velocity sensors for the analysis of motor functions in persons certified to receive support. Chapter 1 presents the research background. Chapter 2 provides an outline of the analysis method using the wearable motion sensor. Chapter 3 provides detailed information on trunk and lower limb angles, lumbar symmetry, and repeatability during motion, obtained through motor function tests usually performed as part of the physiotherapy regimen, 10-m walk test, timed-up-and-go (TUG) test, and four-square-step-test (FSST). Chapter 4 discusses the long-term suitability of motor skill evaluation; 10-m walk tests were conducted 3 months before and after exercise therapy for persons certified to receive nursing care. Improvements in the walk cycle, walk efficiency, hip angles during walking, and symmetry of walk cycle were quantitatively determined on the basis of improvements in the walking speed and signals from the wearable motion sensors. Thus, the wearable motion sensor was found to be effective for clinical applications.

運動機能評価に用いた専門用語一覧

平均歩行速度：歩行により一定の単位あたりに進む距離

歩行周期：歩行動作中のある姿勢に着目し，次に同じ姿勢になるまでに要する時間

歩行率：一分間に踏み出す歩数

ステップ時間：一步を踏み出すのに要する時間

加速度実効値：加速度信号の平均的な大きさ（強度）を表す量

角速度実効値：角速度信号の平均的な大きさ（強度）を表す量

角度：センサの傾き．装着部位の傾きの指標．加速度信号と角速度信号を用いて算出

自己相関関数：信号自体にどの程度の類似性があるかを表す関数．

角度振幅：動作中の最大伸展角度と最大屈曲角度の振幅値

角度振幅／実施時間：単位時間あたりの最大伸展角度と最大屈曲角度の振幅値

要旨	I
----	---

運動機能評価に用いた専門用語一覧	III
------------------	-----

第一章 運動療法の必要性と求められるエビデンス	1
1.1. 超高齢化社会と要介護・要支援認定者を取り巻く環境	2
1.2. 超高齢化社会とリハビリテーションの重要性	5
1.3. 運動療法の必要性と求められるエビデンス	6
1.4. 伝統的な観察による歩行分析の概要と限界	7
1.5. 療法士を支援する機器を用いた定量評価	9
1.6. コンピューターによる電子制御を用いた装置	10
1.6.1. 3次元動作解析装置	10
1.6.2. 床反力計	11
1.6.3. 重心動揺計	11
1.7. ウェアラブルモーションセンサの開発と臨床研究	12
1.7.1. コンピューターによる電子制御を用いた装置と相関関係	12
1.7.2. ウェアラブルモーションセンサの開発と臨床研究	13
1.8. 本研究の目的 リハビリテーション評価への有用性の検証	15
第二章 加速度センサ・角速度センサの概要と解析方法	17
2.1. ウェアラブルモーションセンサの開発	18
2.2. 加速度センサの概要	18
2.3. 角速度センサの概要	18
2.4. ウェアラブルモーションセンサの概要	19
2.5. 解析方法	22
2.5.1. 平均歩行速度	23
2.5.2. 加速度信号・角速度信号の実効値 RMS (root mean square)	23
2.5.3. 大腿部 Pitch 方向スイング角度	23
2.5.4. 歩行周期と歩行率	24

2.5.5.	ステップ時間	24
2.5.6.	腰部加速度の自己相関	25
第三章 ウェアラブルモーションセンサを用いた運動機能評価		27
3.1.	臨床における歩行評価, バランス評価	28
3.1.1.	最大 10m 歩行テスト	29
3.1.2.	快適 10m 歩行テスト	30
3.1.3.	TUG	31
3.1.4.	足踏みテストの説明	32
3.1.5.	FSST の説明	33
3.2.	ウェアラブルモーションセンサを用いた評価の臨床応用 10m 歩行テスト	35
3.2.1.	短期間の運動療法の効果をウェアラブルモーションセンサで見る	35
3.2.2.	目的	35
3.2.3.	方法	35
3.2.4.	結果	37
3.2.5.	考察	38
3.3.	ウェアラブルモーションセンサを用いた臨床応用 Timed Up and Go test	40
3.3.1.	TUG の一連の動作を角速度信号で区分, 加速度信号で評価	40
3.3.2.	目的	41
3.3.3.	方法	41
3.3.4.	結果	42
3.3.5.	考察	45
3.4.	ウェアラブルモーションセンサを用いた評価の臨床応用 足踏み	46
3.4.1.	動的バランステストの足踏み運動をウェアラブルモーションセンサで評価する	46
3.4.2.	目的	46
3.4.3.	方法	47
3.4.4.	結果	48
3.4.5.	考察	51

**3.5. Four Square Step test ウェアラブルモーションセンサを用いた定量評価
52**

3.5.1.	はじめに	52
3.5.2.	目的	53
3.5.3.	方法	53
3.5.4.	結果	56
3.5.5.	考察	58

**第四章 ウェアラブルモーションセンサを用いた3ヶ月に渡る要支援認定者の
低頻度運動療法の検証 62**

4.1.	ウェアラブルモーションセンサの長期的な臨床評価への応用	63
4.2.	目的	63
4.3.	方法	65
4.3.1.	対象	65
4.3.2.	説明と同意	65
4.3.3.	計測	65
4.3.4.	装置	66
4.3.5.	分析方法	66
4.3.6.	運動プログラム	67
4.4.	結果	67
4.4.1.	平均歩行速度	68
4.4.2.	大腿部 pitch 方向スイング角度	68
4.4.3.	歩行周期と歩行率	69
4.4.4.	腰背部加速度の左右対称性 (Ad1) と同側再現性 (Ad2)	69
4.5.	考察	69
4.6.	まとめ	71

第五章 臨床評価にモーションセンサを利用することの利点・欠点 73

5.1.	ウェアラブルモーションセンサが選択される理由	74
5.1.1.	定量評価が求められている理由	74
5.1.2.	ウェアラブルモーションセンサが選択される理由	75

5.2.	欠点	76
5.2.1.	自己開発のウェアラブルモーションセンサの運動機能評価には診療報酬点数が無い	76
5.2.2.	医師，療法士へのアウトプット，フィードバック方法の未確立	77
5.2.3.	センサを固定するための装着方法	77
5.2.4.	ウェアラブルモーションセンサを含む定量評価方法の実践指導の不足	77
5.3.	ウェアラブルモーションセンサを用いた臨床評価の応用	78
5.2.1.	10m 歩行テスト	78
5.2.2.	TUG を用いた機能的移動能力の動作評価とその意義	79
5.2.3.	足踏みを用いた下肢運動機能評価がもたらす可能性	79
5.2.4.	角速度信号を用いた FSST の移動方向の区別とその意義	79
5.2.5.	ウェアラブルモーションセンサを用いた長期的運動評価への応用	80
5.3.6.	結語	81
5.3.7.	今後の展望	81
	謝辞	82
	引用論文	83
	本研究に関連した研究発表論文	89

第一章 運動療法の必要性和求められる エビデンス

1.1. 超高齢化社会と要介護・要支援認定者を取り巻く環境

日本の合計特殊出生率は2005年に過去最低である1.26%まで低下し、1夫婦あたりの子供は2名に満たない低い水準にとどまっている。日本の将来推計人口は2010年の1億2806万人から人口減少過程に入り、2060年には8674万人になることが見込まれている [1]。

高齢化の進展も著しく、日本は世界でも類も見ない超高齢社会に突入している。高齢化率は年々上昇し、1970年に高齢化率7%を超えるとその24年後には14%にまで達した。国立社会保障・人口問題研究所 [1]の出生中位・死亡中位仮定による推計結果では、2030年には約32%、2060年には約40%にも達すると見込まれている。

少子化による生産年齢人口の減少、高齢化の進展により社会補償費の増加は避けられず、国民医療費は2002年度の30.9兆円から、2012年には39.2兆円まで膨れ上がっている [2]。

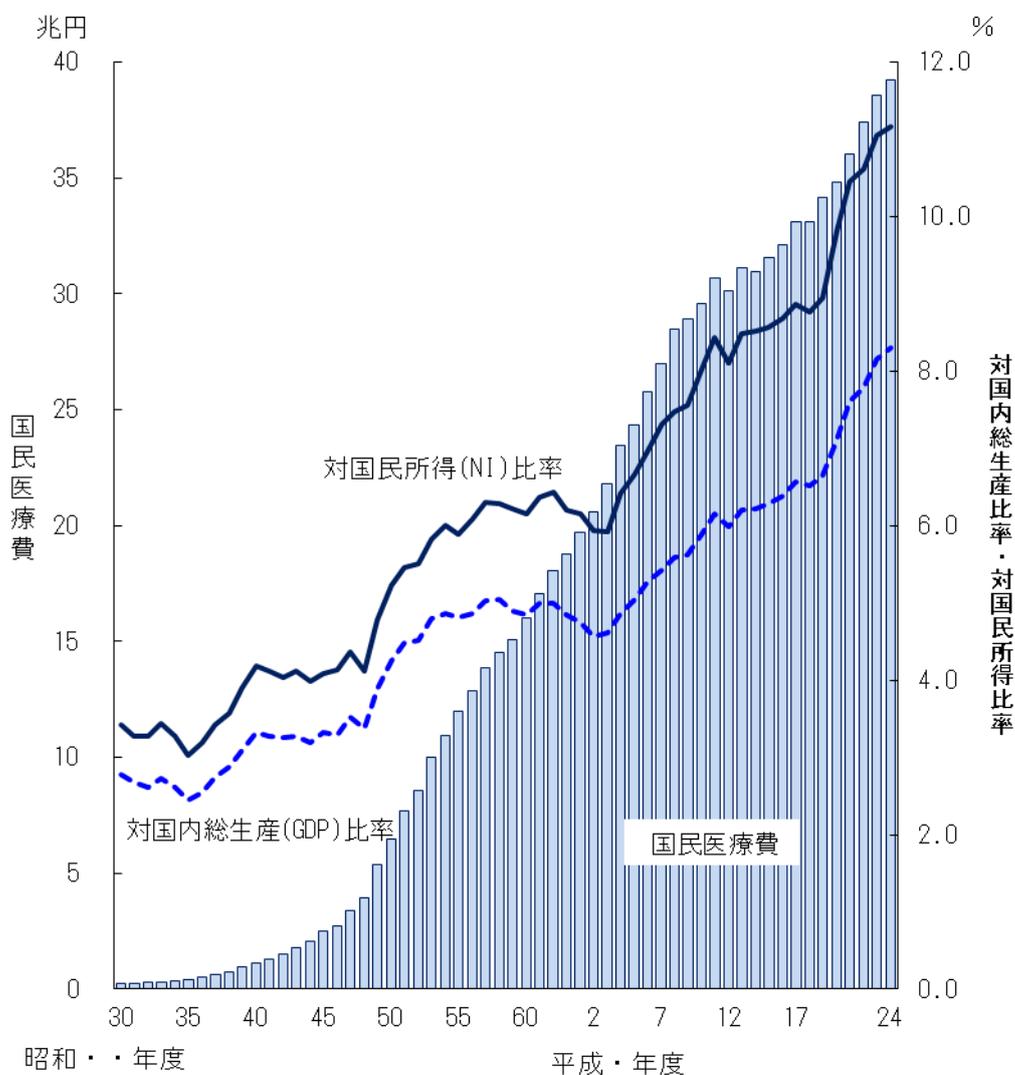


図 1 国民医療費・対国内総生産及び対国内所得比率の年次推移 [2]

国民医療費の増加の要因の 1 つに、要介護・要支援認定数の増加がある。要介護・要支援認定者数は介護保険制度開始の平成 18 年から年々増加しており、平成 24 年度介護保険事業状況報告書 [3]によれば、要介護・要支援認定者数は 561 万人となっており、前年度末現在に比べ、31 万人増であった。被保険者数の増加率を大幅に超える割合で要介護・要支援認定者数が増加している状況は続いている。

認定者を要介護状態区分別にみると、要支援 1：76 万人、要支援 2：77 万人、要介護 1：105 万人、要介護 2：99 万人、要介護 3：74 万人、要介護 4：69 万人、要介護 5：61 万人となっており、軽度（要支援 1～要介護 2）の認定者が約 63.5%を占めている。

平成 25 年国民生活基礎調査 [4]によれば、要支援状態になる主な原因は、関節疾患 20.7%、高齢による衰弱 15.4%、転倒・骨折 14.6%となっている。要介護者では脳血管疾患（脳卒中）が 21.7%、「認知症」が 21.4%、高齢による衰弱 12.6%と多くなっている。（表 1）

表 1 要介護度別に見た介護が必要となった主な原因 [4]

(単位:%) 平成25年

要介護度	第 1 位		第 2 位		第 3 位	
総 数	脳血管疾患(脳卒中)	18.5	認知症	15.8	高齢による衰弱	13.4
要支援者	関節疾患	20.7	高齢による衰弱	15.4	骨折・転倒	14.6
要支援 1	関節疾患	23.5	高齢による衰弱	17.3	骨折・転倒	11.3
要支援 2	関節疾患	18.2	骨折・転倒	17.6	脳血管疾患(脳卒中)	14.1
要介護者	脳血管疾患(脳卒中)	21.7	認知症	21.4	高齢による衰弱	12.6
要介護 1	認知症	22.6	高齢による衰弱	16.1	脳血管疾患(脳卒中)	13.9
要介護 2	認知症	19.2	脳血管疾患(脳卒中)	18.9	高齢による衰弱	13.8
要介護 3	認知症	24.8	脳血管疾患(脳卒中)	23.5	高齢による衰弱	10.2
要介護 4	脳血管疾患(脳卒中)	30.9	認知症	17.3	骨折・転倒	14.0
要介護 5	脳血管疾患(脳卒中)	34.5	認知症	23.7	高齢による衰弱	8.7

介護する要介護者等の年齢を年次推移で見ると、年齢が高い階級が占める割合が増加している（図 2）。平成 25 年の要介護者等の年齢を性別にみると（図 3）、男は「80～84 歳」の 25.4%、女は「85～89 歳」の 26.8%が最も多くなっている。

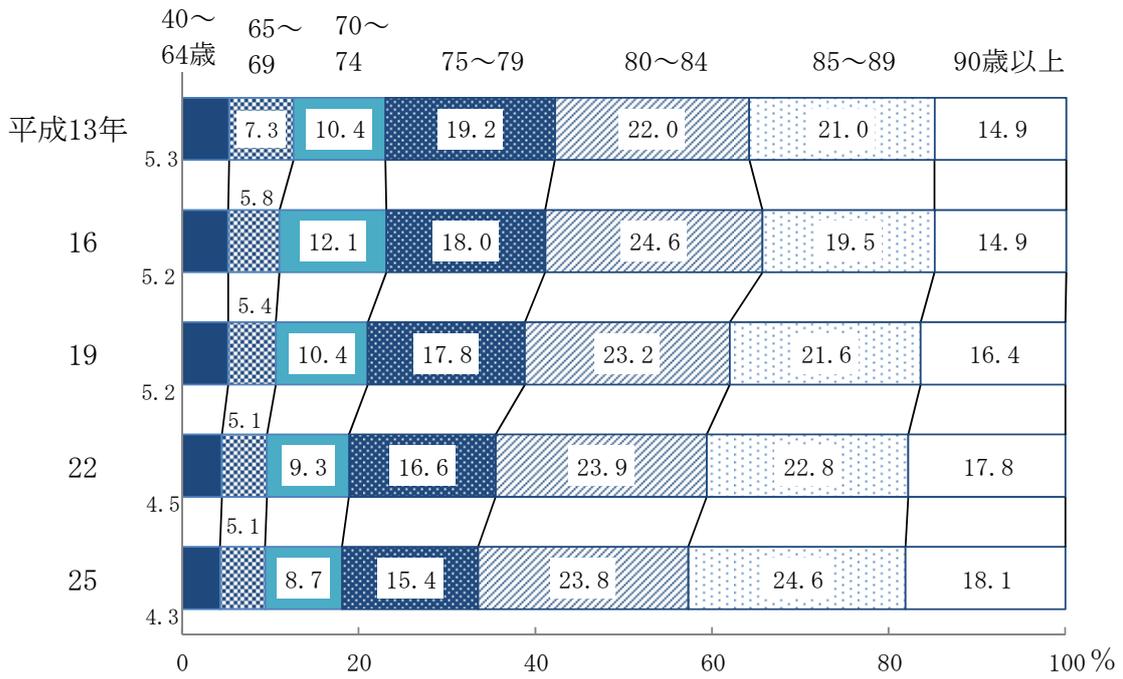


図 2 要介護者の年齢（平成 25 年度国民生活調査の概要から転載 [4]）

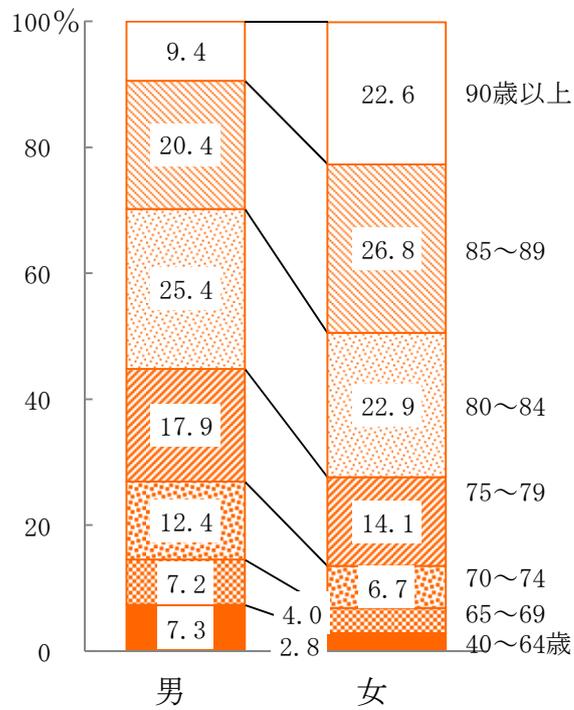


図 3 性別に見た要介護者の年齢（平成 25 年度国民生活調査の概要から転載 [4]）

主な介護者の構成割合は、同居の配偶者が最も多く、次いで子供等といった家族介護が中心である（図 4）。今後、社会保障費増加の問題に加え、少子高齢化、核家族化の進展に伴う介護する側の介護力も難題である。

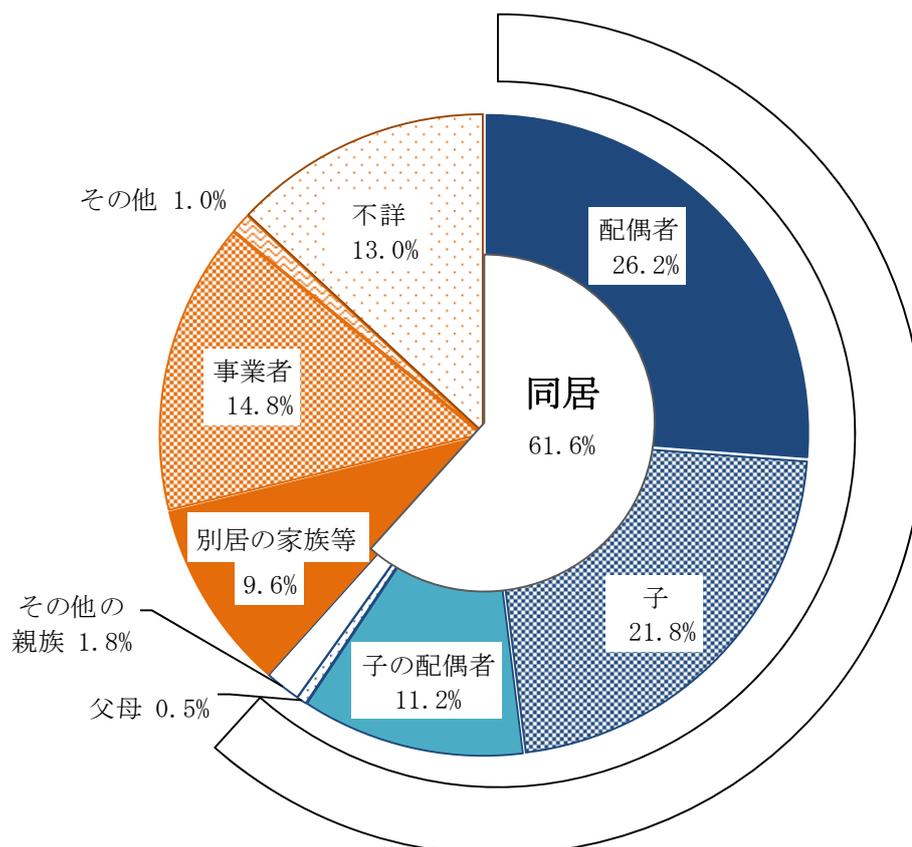


図 4 要介護者との続柄別に見た主な介護者の構成割合（平成 25 年度国民生活調査の概要から転載 [4]）

1.2. 超高齢化社会とリハビリテーションの重要性

超高齢化が進み、介護保険認定者が増加する現代において、健康長寿や疾病・障害の予防を図ることは全国民の課題でもある。病気や外傷によって身体的あるいは精神的な障害のある人などが、再び社会生活に復帰するための、総合的な治療的訓練がリハビリテーションである。

運動機能や歩行機能の低下を予防するためには、生活習慣病と共に高齢による衰弱、転倒・骨折などの老年症候群を積極的に介護予防を行うことが重要である。介護予防とは「要介護状態の発生をできる限り防ぐ（遅らせる）こと、そして要介護状態にあってもその悪

化をできる限り防ぐこと、さらには軽減を目指すこと」と定義される [5].

運動機能は加齢により低下して行くことが知られており、要支援状態、要介護状態に陥ることは、本人の日常生活活動能力や生活の質を低下させる。また、家族や介護者の身体的・精神的負担を増加させることにもつながるため、早期から予防する介護予防の取り組みが推進されている。我が国においては2000年に介護保険制度が制定されたが、自立支援を図るべき軽度な要介護認定者は、介護保険制度開始から5年間で84万人から205万人に激増しており、「介護予防」の重要性が社会的な問題となっている。

1.3. 運動療法の必要性と求められるエビデンス

身体機能へのリハビリテーションの中心は理学療法士が行う運動療法であり、医療保険・介護保険に利用されるだけでなく、スポーツ分野や健康増進などの予防医学にも利用されるようになってきた。

運動療法の効果として以下の報告がある。

橋立ら [6]は、二次予防対象者に選定された地域在住高齢者68人を対象に、運動介入前後におけるトレーニングの効果判定を行った。下肢粗大筋群の重錘負荷運動およびマシンを用いたトレーニングを行う筋力増強運動群 (n = 40) と、下肢粗大筋群の重錘負荷運動とともに姿勢バランス練習、歩行練習を行う機能的トレーニング群 (n = 28) に群別し、運動介入を3ヵ月間行った。介入前後には、下肢筋力、姿勢バランス能力歩行機能 (timed up & go test (以下, TUG)), 最大歩行速度 (MWS)), 活動能力, 主観的健康観を評価した。介入前後において機能的トレーニング群は筋力増強運動群に比べてTUG, MWS, 主観的健康観の成績の有意な改善を示した。二次予防対象者における3ヵ月間の筋力増強運動を含む機能的トレーニングは、筋力増強運動のみの実施に比べて、歩行機能、主観的健康観の向上が得られる有用な介入である可能性が示唆された。

稲葉ら [7]は自治体の介護予防推進調査研究事業として行われた包括的高齢者運動トレーニング参加者の介入前後の身体機能の変化、介入1年後の身体機能の変化を調査した。事業に参加した地域在住高齢者63例を対象に身体諸機能を介入前・介入後・1年後で調査し、さらに介入後に週1回以上ウェイトトレーニングマシン(以下マシン)による運動を継続している者を継続群、それ以外を非継続群とし、身体機能を比較した。63例中55例が3ヵ月のトレーニングを修了し、1年後調査には32例が参加した。身体機能は全項目で有意な変化が認められ、介入前より1年後が有意に改善しているのは開眼片足立ち、長座位体前屈、Functional Reach (FR)、最大歩行速度、TUGであった。また32例中、継続群は21例、非

継続群は 11 例であった。2 群の分析では、FR で群および時間の各主効果および群と時間の交互作用が認められた。多重比較の結果、継続群の FR は介入前より 1 年後が有意に改善していたが非継続群は介入後より 1 年後で有意に低下していた。また、全ての身体機能項目で 1 年後の値が介入前より有意に低値なものはない。

伊藤ら [8] は、介護予防事業を特定高齢者に実施し、運動機能及び健康関連 QOL に及ぼす影響について検証した。介護予防事業に参加した特定高齢者 45 名を対象に介護予防事業は 3 ヶ月間、週 1 回、計 12 回行った。内容は講義・ストレッチ・筋力トレーニング・全身運動を行った。評価は運動機能と SF-36 について行った。運動機能及び SF-36 の介入前は転倒群と非転倒群の間に有意差は認められなかった。運動機能は、転倒群及び非転倒群共に介入前後の比較において有意差が認められた。SF-36 は、非転倒群の介入前後の比較において有意差が認められたが転倒群の介入前後の比較において有意差が認められなかった。転倒群は転倒による精神的影響により健康関連 QOL の向上が認められなかったと考えられ、転倒経験のある高齢者に対する介護予防事業では、運動機能に対する介入だけでなく、精神面を意識した介入が必要であると考えた。

報告の様に虚弱高齢者に提供した運動療法は介護予防に効果があることがわかった。理学療法の対象者に適切な介入を実施するためには、対象者の状況に則した適切な臨床判断を行うことが重要となる。我が国の理学療法における臨床判断は、欧米から導入された治療概念、病態生理学的な知見、そして、ここの理学療法の経験則や慣習などに基づいて行われてきた [9]。対象者の身体機能の状態や改善の目標、生活の目的によりトレーニングの内容や負荷は異なり、その判定基準はいまだ科学的根拠に乏しい点がある。

臨床での臨床判断は、自己の臨床経験、卒前教育や卒後の研修会などで得られた情報、職場の先輩からの指導や職場の方針、固有の治療体系の指針、権威者の意見が多い。多様な臨床問題に対応するための知識ベースとしては大変重要な要素であるが、偶然性の存在する可能性があり、バイアスを含んだ思考過程が構築されてしまう危険性も含んでいる。

科学的根拠に基づく医療 (Evidence-based Medicine, EBM) が Guyatt らによって提唱され、理学療法における実用的にエビデンスを参照した臨床判断を行うとともにそのエビデンスの蓄積と公表を組織的に展開していくことが重要な課題である [9]。

1.4. 伝統的な観察による歩行分析の概要と限界

運動療法の効果判定の方法として療法士の観察と経験に基づいた歩行評価・歩行分析があげられる。臨床で用いられている歩行分析は、歩行速度や重心移動の滑らかさなど大局

的観察から歩行の問題点に着目し、局在的な観察を進める。歩行時の下肢の可動性や滑らかな下肢の振り出し、左右対称性や再現性が保たれているかに着目して行われる。

運動障害を観察する際には、疾患→病態生理→症状の流れから整理する方法と、現象からその要因を推測している方法とがある。現象の観察を重視する後者の流れはいわゆる動作分析を用いた手法で、柔軟性、筋瞬発性、並行性、持久性、敏捷性といった行動体力の要素を含めた生体の構造と機能を検討していく [10]。

臨床における歩行分析では、歩行障害の背景にある問題を捉えることが重要である、観察のポイントは問題と結びつく現象を捉えることである [11]。そして誘導や関連動作の分析と合わせることで歩行障害の原因を特定して、問題の大きさを捉えることが可能になると考えられる。分析能力を高めるには、観察された現象とその原因との関連性を深めていくことが大切である。

観察による歩行分析は、研究によって裏付けられた効率的な問題解決の方法であり、単なる人を説得するための手法ではない。特有の治療方法に依存しておらず、患者の筋骨格系の障害、機能的制限、潜在的障害の問題解決のためのシステム化されたモデルである。それは運動器と制御の障害を持つ患者との日々の臨床のために、多様な見方にとっても適した客観的臨床的診断ツールである [12]。

観察による分析では、関節角度の僅かな変化を見極めることは出来ない。訓練された経験豊かな観察者でも関節角度の見極め誤差は数度程度はあるので、その修正は不可能である。むしろ正確に言えば、観察による歩行分析とは、歩行の正常な機能を知り、患者の状態を検査し、確認した機能の逸脱に対し個々の治療プランを立案することである。観察による歩行分析は、歩行の逸脱運動の特定のための基本テクニックとして、訓練された目視による検査を活用する。逸脱運動の種類と範囲の捉え方は観察者の判断能力に基づくが、この方法の利点としては、例えば、いつでもどこでもできるので、時間や整備に制限されないことが挙げられる、特別な準備も、複数のPTも取り扱いが困難な計測装置も必要としない。つまり、観察による歩行分析は効果的でコストが掛からない方法といえる。

しかしながら、効果的な観察による歩行分析を行うためには、1. スタンダード化された特別な観察能力の教育とトレーニング、2. 健常歩行のメカニズムと病理に起因する起こりうる変化に関する性格な知識、3. 国際的に活用されている用語の理解、4. 観察とデータの取り方とデータ処理の適切な方法に関する知識、の基準の満たすことで確実なものとなる。

加えて、観察を中心にした歩行分析は定性的な評価に止まるため、治療効果を判断するに

は限界がある。歩行状態が変化したことは把握できても、その変化量を数値として確認することは不可能である。また経時的な変化を捉えることはできない。観察による歩行分析の限界としては、①一時的な記憶であり、長期保存できない。②高速で起こっている身体の変容を目視では観察できない。③運動は観察できても、筋出力や反力は観察できない。④個々の観察者の能力に依存していることが挙げられる。臨床における歩行評価やトレーニングの効果判定を詳細に評価するためにはやはり、多様な機器を使用して定量的計測に基づいて評価することが必要である。

1.5. 療法士を支援する機器を用いた定量評価

歩行の観察に加え、臨床で用いられる歩行テストは 10m歩行速度計測が主流であり、ストップウォッチを用いて歩行時間を計測する。運動療法の効果判定の情報としての有効性が報告されている [13]。ストップウォッチは時間を計るものであり、生体の時間的振る舞いを計る代表的なパラメーターと考えると生体现象の広い範囲を抽出できる可能性がある。ストップウォッチを用いて取り出すことのできる生体现象は表 2 のとおりである。

表 2 ストップウォッチで取り出せる生体现象 [10]

計測方法	取り出せる生体现象
1. 10m最大歩行速度を計る	歩行機能を計る
2. 片足立位保持時間を計る	姿勢バランス（静的姿勢保持）機能を計る
3. Timed Up and Goを計る	姿勢バランス（歩行機能との複合）機能を計る
4. 重量負荷時の姿勢保持時間を計る	筋持久性を計る
5. 反復動作の所領時間を計る	敏捷性、協調性を計る

観察による歩行評価を補うものに、ビデオ記録が挙げられる。定量的には評価できないが、変化を捉えることは可能である。評価に手間がかからず患者の負担も少ないため、臨床では使いやすい手段である。容易に使いやすい手段ではあるが、定性的な評価に過ぎず、トレーニングの効果判定の情報としては信頼性、再現性、情報の共有としては不安な要素が多い。トレーニングの効果判定を詳細に評価するためには多様な機器を使用して定量的計測に基づいて分析、評価が必須である。

定量的な評価方法として、3次元解析装置や重心動揺計、床反力計 [10] [12]などが開発されている。計測装置を用いた歩行分析では、歩行を更に検査するためにコンピューターによる電子制御を用いた装置が使用される。このような技術的に高い装置を備えた歩行分析室は基礎研究ならびに他の学術的研究に適し、健常並びに病的歩行のメカニズムに関する多くのデータを提供している。

バイオメカニクス的な動きの定量化のために、主に3つの種類の計測装置が使用される。

1. 運動学的計測装置（赤外線カメラを用いた3次元動作分析装置、エレクトロゴニオメーターを用いた運動分析）：空間における身体もしくは身体の一部の動きの計測と記述。
2. 運動学的計測装置（床反力計）：そこに存在する効果を及ぼす力もしくは動きの原因の計測。その際、存在している力の大きさと方向に関心がもたれる。
3. 均活動電位計測装置（動的な筋活動電位 electromyography ; EMG）筋が活動している時、直接ないし間接的に電位を計測。

1.6. コンピューターによる電子制御を用いた装置

近年の飛躍的なエレクトロニクスの発展によって臨床家が行う動作分析手法にも大きな変化があった。従来の観察・記録による主観的な運動学的動作解析から、計測・算出による客観的な運動学的・運動力学的動作解析へと解析手法が展開されてきた。すなわち3次元動作解析装置を用いた画像解析により関節運動の角度と時間、加速度などの運動学的要素が数値化され、筋電図学的には参加する筋の同定やその活動タイミング、また筋放電の大きさから発揮筋力の推定が可能になった。さらに床反力計との同期によって床面から受ける力のベクトルが計測可能となり、画像解析による関節位置と関節運動方向・加速度のデータに床反力ベクトルを加味することで関節モーメントやパワーなどの運動学的解析が行われるようになった [10] [12]。

1.6.1. 3次元動作解析装置

機器の構成は、カメラ、カメラモニター、データ収集のためのコンピューター、解析用コンピューター、校正用ゲージ、赤外線反射マーカ、設置するための空間である。まず検査される患者に反射マーカが張られ（計測によって股関節、骨盤、脚そして足部）、最低6台の赤外線カメラが歩行中のマーカの動きを基に各関節の3次元空間における一連の動きを計算する。この方法ではマーカの位置を連続的に計測することで姿勢と身体運動を捉えるのである [10]。身体に働く力、床反力、重心、支持基底面と床反力作用点、接地パターン、関節モーメントを計測することができる。大掛かりなシステムであり、自然歩行の1歩行周期を計測するには、機器を設置するための空間、歩行に必要な空間、転倒時の接触を予防するための幅を取る必要があり、6m四方の部屋が最低基準と考えられる [12]。

1.6.2. 床反力計

プレートと柱からなる床反力計, A/D 変換ボード, 解析用コンピューターで構成される。床反力計は反力を計測する装置で直接荷重が加わるプレートとそれを支える 4 本の柱からなる。柱には力を感じ取るセンサがあり, 電圧の変化から, 進行方向に対して垂直方向, 前後方向, 側方方向のちからの大きさが感知できる。

床反力計のみでは, 床反力への設地時の時間因子, 床反力 3 分力の表示, 床反力ベクトル, 圧中心の軌跡がパラメーターとなる。3 次元動作解析装置と組み合わせる事で, 標点の 3 次元座標の経時的変位, 速度, 加速度, 関節角度, 角速度, 角加速度, 質量中心の位置, 速度加速度, 関節のパワー, 関節モーメントと多くの定量的な情報を扱うことが可能となる [10] [12]。

1.6.3. 重心動揺計

機器の構成は, センサ, センサを取り付けた計測板, 増幅器, コンピューターから構成され, 複数 (通常は 3 ~ 4 箇所) 点で計測された荷重の釣り合いから圧中心の位置を求める。圧中心点を一定のサンプリング周期で一定時間に渡り連続的に取り込めば, 移動軌跡として身体のゆらぎを観察できる [10] [12]。

使用するパラメーターは重心の位置, 重心の総軌跡長, 矩形面積, 単位面積軌跡長を主に使用し, 生体の重心の位置, 動揺の評価に主に用いられる。

計測装置を用いた検査方法は, 自動的に明確な診断結果が得られるわけではない。すべての計測は, 慎重に計画されなければならない。必要となるセンサやマーカーは正確に取り付けなければならないし, すべての計測装置, ケーブル類, センサ, カメラならびにコンピューターとソフトウェアは間違いなく機能しなければならない。すべての得られたデータは慎重にかつ正しく評価され, 解釈されなければならない。

計測装置を用いた歩行分析においても, 健常運動に関する基礎知識と訓練された観察眼は, 得られたデータの結果の解釈とチェックのための重要な必要案件である。まとめると, 計測装置を用いた検査は, きわめて複合的なプロセスであり, 1 人でこなすことはほぼ不可能である。計測と得られた情報の解釈に責任を持つスペシャリストのチームの存在が有効である [12]。

大規模で高価な装置が必要であり, 虚弱高齢者や要介護支援認定者に対して行う際は, 計測場所や機器に限界がある。そのため, 臨床現場では, 計測に時間がかからない, 計測

用具の使用や計測場面の設定が少なく、対象者への過度な負担とならない手法が望まれる [14]。計測環境の弊害も有り、小型で簡易的な定量評価が求められ、定量的な評価のためにモーションセンサが誕生した。

1.7. ウェアラブルモーションセンサの開発と臨床研究

科学的根拠に基づく医療(evidence based medicine: EBM)が叫ばれる中、理学療法分野では、より簡便で易導入生の機器を使用した客観的な動作分析の普及が必要であると考えられるのは臨床に従事する理学療法士に共通するものである [15]。

従来、自動車のエアバッグや ABS 等の安全装備を制御するために加速度・角速度センサは開発が進められてきた。近年の先進的な技術革新により、低価格で高精度、かつ小型化のセンサが開発され、リハビリテーション評価への応用が進められている。

ウェアラブルモーションセンサは身体活動により発生する加速度を、X, Y, Z の 3 方向に分け電気信号変化として出力する加速度記録装置であり、コンパクトで活動の制限は少ない。その特徴を活かし、今まで、歩行や走行時の活動量や日常生活における活動量モニター機器として利用した研究が行われてきた。

1.7.1. コンピューターによる電子制御を用いた装置と相関関係

Wai ら [16] は、体幹の姿勢変化を追跡するために 3 軸加速度センサ、角速度センサを胸椎、腰椎、仙椎に装着し姿勢変化を計測した。同時計測した三次元動作分析装置 (VICON) から得られた加速度の運動成分と強い相関関係が見られ ($r=0.99$)、体幹角度の誤差は 4.5 度以下であり、相関は $r=0.77$ 以上であった。

重心制御機構の解明を目的に、終 [17] は三次元加速度計と重心動揺計を用いて健常成人の静止立位を計測した。重心動揺計で計測された総軌跡長と 3 次元加速度計で計測された 3 方向の合成加速度との間には有意な相関を認めた。また、総軌跡長と各方向の加算加速度との間にも有意な相関を認めた。3 次元加速度計での重心動揺評価の妥当性を証明するものであった。

大坂ら [18] は健常成人男性 15 名を対象に快適歩行時の体幹加速度と床反力を同時に測定し、歩行分析における最適な加速度装着部位の同定を行った。第三腰椎に加速度計を装着した際の上下方向成分・前後方向成分において床反力計に近似したパターンが得られた (相互相関係数 0.82 ± 0.04)。

三軸加速度センサ、角速度センサから得られる動作時の信号情報は、三次元動作分析装

置・重心動揺計・床反力計と同等の評価として用いることは可能であり、さらに、小型化、無線通信機能を用いること計測現場にとらわれない定量評価が可能となる。

1.7.2. ウェアラブルモーションセンサの開発と臨床研究

Tamura [16]らは重心位置に近い腰背部に1軸の加速度センサを装着し、平地ならびに階段歩行の運動パターンの特徴を定量化し、歩行状態を分類した。

Sekine [17]らは平地ならびに階段を連続的に歩行した際の各時刻における歩行状態を自動的に分類するアルゴリズムを検討した。

Akay [18]らは脳卒中片麻痺患者の歩容を腰背部に装着した加速度センサを用いて計測し、片麻痺患者の歩行パターンが健常者に比べより多様で不規則なパターンで構成されていることを明らかにした。

Sekine [19]らは、パーキンソン病患者の歩行時の腰背部加速度信号を計測し、健常高齢者に比べ規則的な活動を示す時間周波数パターンが有意に減少し、不規則な活動を示すパターンが有意に増加することを明らかにした。

関根ら [16]は、ウェアラブルモーションセンサを開発し直感的に動作を理解しやすい角度変位を用いた脳卒中片麻痺患者の歩行自立度判定方法を提案した。歩行監視となる要因が個人ごとに異なり、1つの判定指標で自立歩行と監視歩行を判断することは困難であったため、角度変位情報から導いた歩行周期、大腿部の伸展-屈曲時間率、1歩行周期内の角度振幅、それらの変動係数、角度変位波形の再現性、腰部と大腿部の連動性を算出し、感度が0.4以上、陽性的中率が0.8以上となる判定指標をもって総合的に自立度判定を行う手法を提案した。臨床経験10年以上の療法士の臨床評価と高い精度で一致する結果となった。小椋 [17]らは正規化した若年者の歩行時加速度データより共通する特徴的なパターンを同定することを目的に、若年者99名の通常歩行時の加速度信号を前後方向(X軸)、左右方向(Y軸)、上下方向(Z軸)の3方向において計測し、加速度波形から特徴点を検討した。健常若年者により歩行時の骨盤加速度には対象者個人および対象者全体の平均値に共通した特徴的な波形パターンが存在することを明らかにした。

木藤 [18]らは臨床的観察から見出した変形性膝関節症者(以下、膝OA)の歩行時の膝関節の異常な運動様式を評価するため、3軸の加速度センサを用いて健常例との比較を行った。得られた加速度信号から膝OAは健常例とは異なる加速度波形、異なる側方パワースペクトルが確認でき、膝OAの病態による関節構成体の不良が引き起こす衝撃吸収メカニズムの破綻と安定性メカニズムの欠如、筋による下腿運動の制御が不十分な点に要因があると報告

している。

終 [15]らは、臨床での動作分析に応用できる簡単な角速度計測システムの構築と実際の動作分析への応用を目的に、市販されている3軸角速度センサを用いて健常者の歩行計測を行った。被験者の大腿、下腿、足部の3箇所センサを装着し、歩行時の各関節回りの角速度を導き出した。計測した角速度は各関節の3次元空間の動きを忠実に反映したものが得られ、歩行時の二重膝作用や足部の内反や内転等の細かな動きまで捉えることができていた。また、角速度から移動角度、角速度の算出も可能であり、必要とされる分析方法に柔軟に対応できると報告している。

本井 [19]らは日常生活下における姿勢情報と歩行速度を無拘束に計測することを目的に、2軸加速度センサ及びジャイロセンサを用いた姿勢及び歩行速度の同時計測システムを考案し、高齢者の低速度歩行を模擬した健常者の計測を行った。同時計測したビデオ画像との検証から、高精度で歩行中の体幹・大腿・下腿の角度変化を検出することができ、詳細な歩行分析が可能となるため、リハビリテーションや高齢者医療など多くの分野での有用性が期待できると述べている。

竹之下 [20]らは、高齢者、要介護認定者を対象に障害物テストコース歩行時の加速度信号を計測し、歩行中の左右重心の平均変位比から安定性を、加算加速度から身体活動度を、上下方向加速度の自己相関関数からステップの周期性と対称性を評価した。要介護度が進行するにつれて安定性低下、活動性低下の傾向を示すことを報告した。

山田 [21]らは、歩容異常を呈する変形性股関節症（以下、股OA）の自由歩行中の体幹加速度信号に波形解析（パワースペクトラム解析、root mean square、自己相関分析、相互相関分析）を加え歩容指標（歩容の滑らかさ、動揺性、対称性や規則性、正常波形との類似性）を作成し、股OA患者における歩容異常の客観的評価の可能性を検討した。股OA群では歩容の滑らかさ、対称性、平均化正常波形との類似性は健常群より有意に低下しており、逆に動揺性は有意に大きかった。また4つの歩容指標は多くの臨床指標と中等度の相関関係が有り、臨床評価との妥当性を示せたと報告している。

先行研究では評価指標として、加速度信号・角速度信号の波形の軌跡、波形の最大値、加算加速度、実効値(Root Mean Square: 以下、RMS)、角度、自己相関関数、周波数解析が多く用いられ、有益と言われている。加速度信号、角速度信号を用いることによって高齢者の歩行能力を定量評価することが可能であることは示されている。しかし、その評価方法は様々であり、統一された指標は今まで報告されていない。

1.8. 本研究の目的 リハビリテーション評価への有用性の検証

従来の医師、療法士の主観的評価方は患者の様態に応じて、柔軟で決め細やかな診断、対応ができる一方で、診断者の主観に左右される事を回避できない。このため、リハビリテーションの効果判定や、異なる被験者間での比較などを行う場合には、定量的評価を行う必要性が生じる。

歩行を含む運動機能の定量的な評価方法としては、床反力計や 3 次元動作解析装置などを用いたものがある [10] [12]。床反力計は計測板にかかる被験者の荷重量や重心の位置、重心の移動距離やその動揺面積を算出することができ、転倒傾向のある高齢者や患者の障害特性を明らかにするために計測を行う。3 次元動作解析装置は画像解析により関節運動の角度と時間、加速度など運動学的要素が数値化され、床反力計との同基によって関節モーメントや関節パワー等の運動力学的解析が行われるようになった。しかしながら一方で、計測装置が高額になること、計測システムが大規模で、一般的に大学や研究機関などで据え置かれているなど、利用にあたっては制限が多い。そのため、より多くの医療機関や福祉施設などへ導入可能な装置の開発が求められている。

臨床現場で導入されている定量評価として、加速度センサ・角速度センサを組み込んだウェアラブルモーションセンサを使用した方法がある。近年、MEMS 技術の進展にともない小型で安価なセンサが普及しており、小型で軽量のウェアラブルモーションセンサの開発が盛んに行われている。先行研究から、対象者の共通した特徴的なパターンの検出や [20]、介護保険制度の介護度の上昇に伴い、歩行の安定性や身体活動度が低下する [22] ことが分かってきている。歩行時の加速度・角速度を計測し解析することにより、より詳細な歩行の定量評価が進められている。

介護保険分野における運動機能評価は 3 ヶ月ごとに、身体機能、精神機能を勘案して評価される。身体機能では主に歩行能力や転倒リスクを評価し、その後の介護保険プランの見直しやリハビリテーションアプローチの効果判定、検討を行っている。その際に用いられる評価テストは、10m 歩行テスト、TUG などの歩行能力や立ち上がり・方向転換・座り込み動作を含む複合運動の評価であり、最近では脳卒中方麻痺患者や整形外科疾患のバランス評価として前後左右方向へのステップ移動を評価する Four Square Step Test (以下, FSST) を用いる報告もある。先述したように、その際の評価も療法士の観察、ストップウォッチを用いた簡易的な評価が主流であり、定量評価とは言いがたい。加えて、加齢による基礎体力の低下、疾病による身体状況の変化により、高齢者の健康状態は刻一刻と変化するため、状態変化を的確に評価する手法が求められている。

そこで我々は、定量評価が行える加速度センサ・角速度センサを組み込んだウェアラブルモーションセンサを用いた 10m 歩行テスト、TUG、FSST について定量評価法の確立について検討を行う。また、ウェアラブルモーションセンサを用いた長期的な臨床評価への有用性の検証のために、要支援認定者のデイケア利用 3 ヶ月間の継続計測を実施し、要支援 1 認定者を対象とした週 1 回の低頻度運動療法の歩行機能への影響を、ウェアラブルモーションセンサを用いて明らかにすることを目的にした。

第二章 加速度センサ・角速度センサの 概要と解析方法

2.1. ウェアラブルモーションセンサの開発

近年では、Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) 技術により、高性能化、高精度化・小型化が進んでいる。運動療法の効果判定は医師や療法士の観察と経験に基づいた診断に頼るところが大きい現状において、ウェアラブルモーションセンサは動作を定量的に評価することができ、臨床上有益な情報をもたらす。

リハビリテーション分野への定量評価へ用いるには、拘束感が少なく運動の妨げにならないことが望ましい。ここでは、加速度センサ、角速度センサを組み合わせたウェアラブルモーションセンサを用いたリハビリテーション評価への応用について述べる。

2.2. 加速度センサの概要

加速度センサは衝撃力や加速度を検出する電子部品である。集積回路用のシリコン基板上に加速度のセンシング部分とアンプ、信号処理回路などを内蔵した小型の半導体加速度計が製造されており、自動車のエア・バックやナビゲーション・システム、ゲーム機、セキュリティ機器、医療器など幅広い分野で利用されている。加速度センサにはその計測原理の違いから、静電容量型、ピエゾ抵抗型、熱検知型など種類が複数あり、それぞれ加速度の計測範囲や周波数応答などセンサの特性が異なる。本研究では、静的加速度から数百 Hz の動的加速度まで計測でき、安定した物質で構成されることから温度特性に優れ、小型・軽量化が容易なことから静電容量型加速度センサを用いた。計測対象者の前後方向、左右方向、上下方向への動きを検出するために、3 軸加速度センサをセンサーユニット内に組み込んだ。

2.3. 角速度センサの概要

角速度センサはジャイロセンサとも呼ばれ、物体が回転運動を行った際の回転角速度を計測する。飛行機や船舶の航法制御、無人搬送車両の姿勢制御、カーナビゲーションシステムの他に、カメラの手ぶれ防止機能などに利用されている。

本研究では、小型・高精度で現在広く用いられている圧電振動ジャイロセンサを用いた。圧電振動ジャイロセンサでは、「速度をもったものに角速度が印加されると速度と角速度が共に直交する方向に力が生じる」というコリオリの力を利用している。普段は駆動アームが一定方向に振動しているが、回転運動が加わることで、駆動アームにコリオリの力が働き、垂直方向の振動が発生する。この垂直方向の振動により固定部が屈曲し、検出アーム

が運動する。そして 2 つの検出アームの運動による電位差から角速度を検出し、電気信号として変換・出力する。

角速度信号と対応する身体運動を以下に示す。

ロール角：左右方向の傾きを検知。体幹では左右への側屈，下肢では内転・外転に相当

ピッチ角：前後方向の傾きを検知。体幹では前傾・後傾，下肢では屈曲・伸展に相当

ヨー角：回旋の動きを検知。体幹では左右への回旋，下肢では内旋・外旋に相当

2.4. ウェアラブルモーションセンサの概要

本研究で用いたウェアラブルモーションセンサは、3 軸加速度センサ (MMA7260Q, Freescale), 角速度センサ (ENC-03R, Murata, XV-3500CB, Epson Toyocom), 増幅回路, フィルタ回路, マイコン (dsPIC30F3013, Microchip), 送信機 (ZEAL-S01, ADC Technology), バッテリ (NP-60, CASIO) で構成される。図 5 にウェアラブルモーションセンサの外寸とセンサの位置を示す。

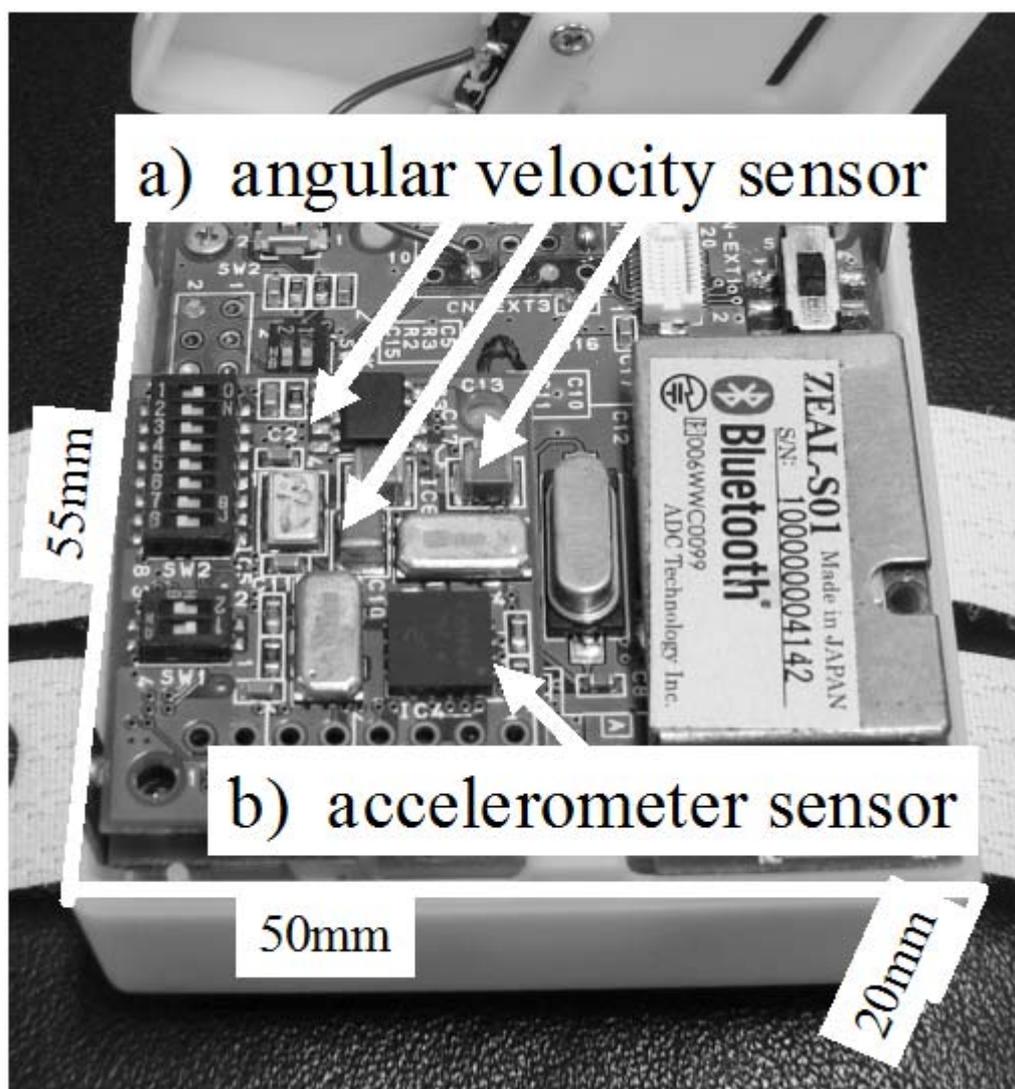


図 5 ウェアラブルモーションセンサの外寸とセンサの位置

a) angular velocity sensor b) accelerometer sensor

各センサの出力はマイコンにより 12bit で AD 変換され、送信機と PC に取り付けた受信機 (PTM-UBT5, Princeton) を介して PC に送信される。加速度の計測範囲と感度は腰背部で $\pm 2g$ と $600mV/g$, 大腿部で $\pm 4g$ と $300mV/g$ であり, 応答周波数は共に DC-30Hz である。角速度の計測範囲と感度は $\pm 400 \text{ deg/s}$ と $4mV/dps$ であり, 応答周波数は $0.01-30\text{Hz}$ である。

使用した送信機と受信機は Bluetooth ver. 2.0 \pm EDR Class 1 に対応しており, 理論上の通信距離は見通しでおよそ 100m である。また, 通信プロトコルは Serial Port Profile とし, ボーレートは 38400bps, サンプル周波数は 100Hz とした。ワイヤレスモーション

センサの大きさ・重量は、それぞれ 55×50×20mm・60g である。動作時間は、容量 720mAh のバッテリーを利用しておよそ 13 時間程度である。表 3 にセンサの仕様を示す。

表 3 ウェアラブルモーションセンサの仕様

accelerometer sensor	MMA 7260(freescale USA)
measuring range	waist ±2.0g lower limb ±4.0g
angular velocity sensors	ENC-03R(Murata Electronics) XV-3500CB (Epson Toyocom)
measuring range	±300 dps
deimension	55mm × 50 mm × 20mm
weight	60g
MPU	dsPIC30F3013
bluetooth	class1

ウェアラブルモーションセンサの取り付け位置を図 6 に示す。計測では 3 個のウェアラブルモーションセンサを用いて、被験者の骨盤の左右の腸骨稜を結んだジャゴビー線直上の第 3 腰椎の位置（以下、腰背部）と左右大腿部の大腿骨大転子と腓骨頭を結ぶ直線上で膝蓋骨上縁 10cm の位置（以後、左右大腿部）にそれぞれ装着した。

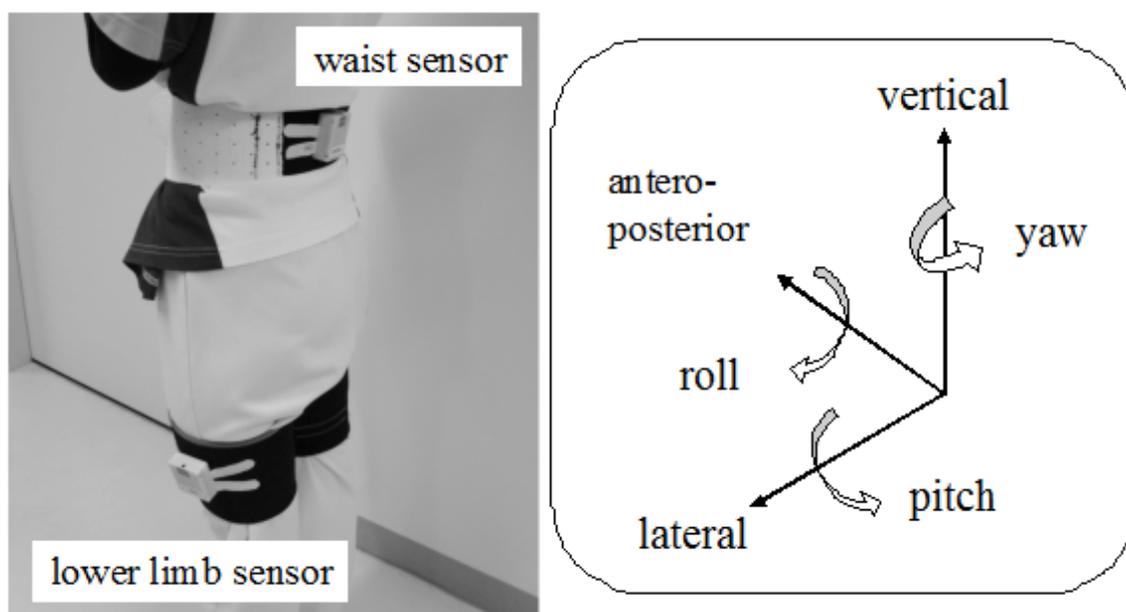


図 6 センサの装着位置と感度方向

人間の重心位置は骨盤内・仙骨前面にあるが加速度センサを仙骨面に固定すると想定すると、衣服や軟部組織の影響による固定力の低下や、固定ベルトの位置が股関節に近くなり、動作時の大腿部の動きがベルトに干渉する事が予想される。大坂ら [18]の報告によると、第三腰椎に加速度計を装着した際の上下方向成分・前後方向成分において床反力計に近似したパターンが得られたとあり、第三腰椎位置が体重心を計測するには適している。

大腿部は前面に大腿四頭筋、後面にハムストリングスと人体でも最も大きな質量を持つ筋群に挟まれている。立ち上がり、歩行等の動作時には大腿筋群は相反的に活動するため、大腿部は常に筋収縮と弛緩を繰り返すため、大腿前面、後面はセンサの装着部位には適していない。大腿側面は大腿筋膜張筋という薄く長い筋が有るのみで、動作時の筋収縮の影響は少ない。そのため、本研究では大腿部外側に大腿部のセンサを装着した。

2.5. 解析方法

リハビリテーションにおける運動機能評価には筋力、関節可動域といった関節を中心とした運動機能と歩行を中心とした移動機能の評価に大別される。移動機能の評価では伝統的な実施時間計測に加え、療法士の観察が評価に加味される。観察の視点としては、動作の滑らかさ、タイミング、動作時の各関節の可動範囲に着目する。歩行動作を観察すると体重心と言われる骨盤は左右上下回旋の周期的な運動を繰り返し、その周期に合わせて上下肢の振り出しが行われる。歩行中の体幹の回旋が不足すると股関節の可動範囲が減少し歩幅が短くなり、歩行周期の変化や歩行速度の低下に繋がることになる。歩行速度の遅れも単に一部の身体機能低下から生じる可能性は十分にある。そのため、運動機能評価では動作に含まれる関節運動の情報を瞬時に全身を捉える能力が求められる。加速度信号、角速度信号から特徴的な波形パターンを特定する [17]、歩行中の体幹・大腿・下腿の角度変化を検出することができ [19]、その精度は療法士の観察眼よりも高い。

本研究では歩行を中心とした運動機能評価をウェアラブルモーションセンサを用いて定量評価することが目的である。ウェアラブルモーションセンサから得られる情報は加速度信号、角速度信号そのものである。その信号情報は生体動揺や身体運動、計測時のノイズも含まれており、そのまま解析処理や臨床応用に活かすことはできない。そのため、以下の行程を経て、本研究では臨床応用可能な情報に変換する。

2.5.1. 平均歩行速度

平均歩行速度は距離をストップウォッチを用いて計測した歩行時間で除して算出した。

$$\text{平均歩行速度}[m/s] = \frac{\text{歩行距離}[m]}{10m\text{の歩行時間}[s]} \quad (1)$$

2.5.2. 加速度信号・角速度信号の実効値 RMS (root mean square)

実効値とは加速度信号・角速度信号の平均的な大きさを表す。次式より求めた。

$$X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} x_i^2} \quad (2)$$

2.5.3. 大腿部 Pitch 方向スイング角度

得られた加速度, 角速度を用いて大腿部の各方向(Roll 角, Pitch 角, Yaw 角)の角度を算出した [23]。例として pitch 方向の角度の算出方法を説明する。加速度信号について前後方向加速度 α_{ap} に対して 0.2 Hz のローパスフィルタをかけ低周波成分を取り出した α'_{ap} を求めた。次に α'_{ap} から式(2)を用いて実効値 $\gamma \alpha_{ap}$ を求めた。式(3)より加速度信号から得られる pitch 方向角度 $\theta_{\alpha pitch}$ を求めた。

$$\theta_{\alpha pitch}(n) = \arcsin\left(\frac{\alpha'_{ap}(n)}{g}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \quad (3)$$

次に角速度信号について pitch 方向角速度 ω_{pitch} に対して 0.2 Hz のハイパスフィルタをかけて高周波成分を取り出した ω'_{pitch} を求め、式(4)から ω'_{pitch} の累積和を求めて時間分解能をかけ、pitch 方向角度, $\theta_{\omega pitch}$ を求めた。

$$\theta_{\omega pitch}(n) = \frac{1}{fs} \sum_{i=1}^n \omega'_{pitch}(i) \quad (4)$$

最後に、式(5)より $\theta_{\alpha_{pitch}}$ と $\theta_{\omega_{pitch}}$ から求める pitch 方向の角度 θ_{pitch}° とした.

$$\theta_{pitch}(n) = \theta_{\alpha_{pitch}}(n) + \theta_{\omega_{pitch}}(n) \tag{5}$$

2.5.4. 歩行周期と歩行率

上記 2.5.2 で示す大腿部 pitch 方向角度より算出した. 大腿部が最大屈曲する点として, 大腿部 pitch 方向角度の負のピークを検出し, n 番目のピークから n+1 番目のピークまでの時間間隔を n 番目の歩行周期として求めた (図 7).

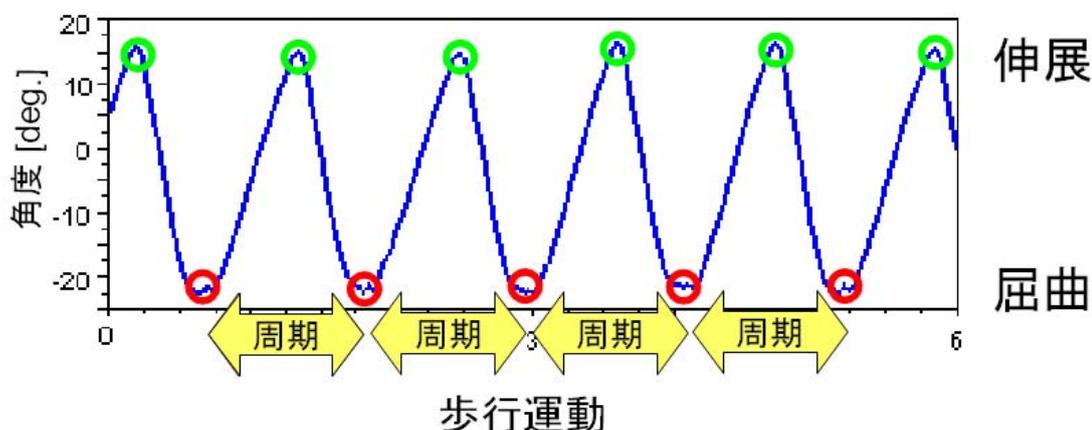


図 7 大腿部 pitch 方向角度と周期の算出区間の関係

歩行率は大腿部の pitch 方向角度から算出した歩行周期のうち, 左右それぞれ最初の 2 周期と最後の 2 周期を除いた区間の歩行周期の値から求めた. 左右の歩行周期から両大腿の平均歩行周期を算出して, 平均歩行周期を 1/2 にしたものを 1 歩あたりの平均周期とし, これを用いて 1 分間あたりの歩数を算出して歩行率とした (式(6)).

$$\text{歩行率} = \frac{60[s]}{\text{1歩あたりの平均周期}[s]} \tag{6}$$

2.5.5. ステップ時間

上記 2.5.3 の歩行率を求めた際に検出した, n 番目のピークから n+1 番目のピークの間で最大伸展を示す正のピークを検出し, この正のピークから n+1 番目のピークまでの時間間隔をステップ時間とした. このステップ時間は歩行中の股関節屈曲-伸展運動を検出

しており、歩行中の1歩の振り出し時間に相当する。

2.5.6. 腰部加速度の自己相関

歩行は高度に自動化された運動であり、健常成人では一定のパターンが反復・連続したもので構成されているものである [24]。そこで、歩行時の両脚の再現性について Moe-Nilssen 等の方法 [25] に従い、歩行時における左右方向加速度・上下方向加速度の自己相関関数 A を次式 (7) より算出した。

$$A(i) = \frac{1}{N - |m|} \sum_{i=1}^{N-|m|} x_i x_{i+m} \quad (7)$$

A=自己相関係数 A：自己相関の計算結果

x_i ：自己相関を求める離散データ

N：自己相関を求める離散データのデータ数

m=位相遅れ

腰背部の上下方向角速度の自己相関係数の例を図 8 に示す。自己相関係数は図 8 に示すように時間遅れが無い原点においてもっとも高い値を示し、その後周期的にピークが現れる。歩行中の腰背部上下方向加速度の場合、第 1 のピーク (以下 Ad1) は反対側の脚が接地した際に生じ、その次に現れる第 2 のピーク (以下 Ad2) は同側の脚が接地した際に生じる。このため、Ad1 は左右対称性、Ad2 は同側再現性の指標となると考えられる。本研究では (7) 式より求めた自己相関関数から Ad1 を左右対称性、Ad2 を同側再現性とし、評価指標とした。

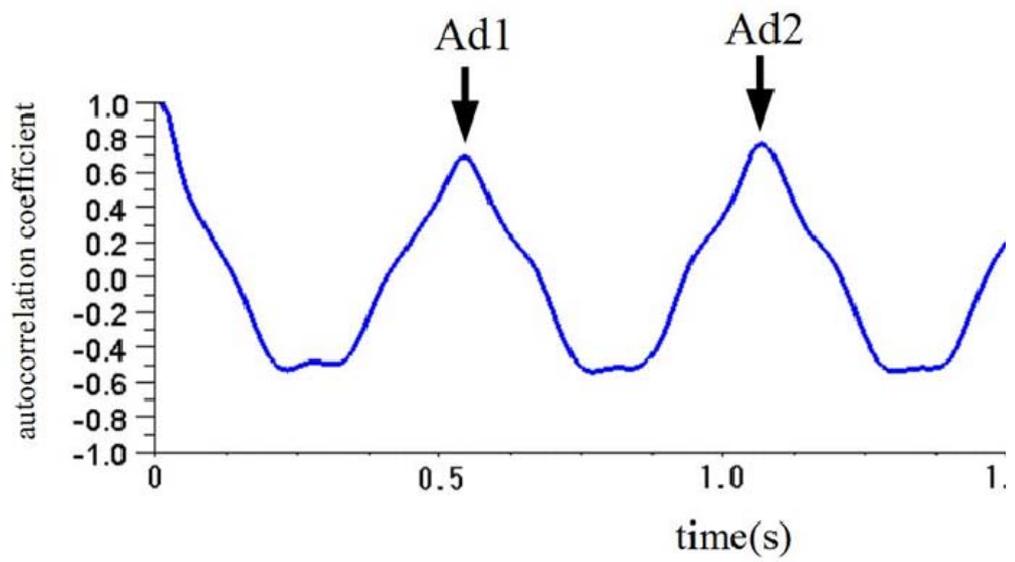


図 8 歩行時の自己相関関数の例 Ad1) 左右対称性 Ad2) 同側再現性

第三章 ウェアラブルモーションセンサ を用いた運動機能評価

3.1. 臨床における歩行評価, バランス評価

運動療法の効果判定の方法として療法士の観察と経験に基づいた歩行評価・歩行分析が行われる。臨床で用いられている歩行分析は、歩行速度や重心移動の滑らかさなど大局的観察から歩行の問題点に着目し、局在的な観察を進める。歩行時の下肢の可動性や滑らかな下肢の振り出し、左右対称性や再現性が保たれているかに着目して行われる。

歩行は日常生活活動の重要な要素であると主に多くの運動要素が複合された動作で、さまざまな観察・分析方法が提唱されている。疾病、外傷あるいは先天異常がもたらす歩行障害は、日常生活における活動制限や社会での参加制約の要因になる。正常歩行は、いろいろな器官系の機能が統合された結果であり、非常に効率の良い運動である [26]。そのため一部の器官系に機能障害があれば最適な運動パターンは乱れ、効率も低下する。換言すれば、歩行という生体现象の抽出によって移動能力の評価に加えて、平衡性、敏捷性、筋力、持久力などの多くの情報が得られる可能性がある。

観察による歩行分析は、研究、によって裏付けられた効率的な問題解決の方法であり、単なる人を説得するための手法ではない。特有の治療方法に依存しておらず、患者の筋骨格系の障害、機能的制限、潜在的障害の問題解決のためのシステム化されたモデルである。それは運動器と制御の障害を持つ患者との日々の臨床のために、多様な見方にとっても適した客観的臨床的診断ツールである [12]。この3章では、客観的臨床的診断ツールである歩行テストを定量評価が可能であるウェアラブルモーションセンサを用いた臨床応用を行ったので報告する。

高齢者の転倒要因は多種多様であるが、個人に由来する内的因子の代表的なものとして、加齢に伴う姿勢調整能力の低下、いわゆるバランス安定性の低下が挙げられる。バランス安定性の低下は、歩行障害をはじめとして、動的バランスを要する身体活動の制約となる。立位姿勢は完全に静止した安定状態ではなく、身体の各部位はわずかながら常に動き、姿勢動揺を生じている。姿勢動揺は環境に関わる情報が視覚系、前庭系および体制感覚系からの感覚入力として中枢神経系に伝達され、脊髄から大脳皮質までに至る種々のレベルにおいて統合され、同じ姿勢を保持するための運動出力が筋群に伝えられることでおこる、そのため、これらの系の一部に機能障害が生じるとバランスの安定性は低下し、時として立位保持が困難になる [27]。

静止姿勢の安定性に影響する主な要因は、1. 支持基底面の広さ、2. 支持基底面から重心までの距離、3. 重心線の支持基底面に対する位置である。物体が静止している時は、物体の重心線は支持基底面の中に位置する。重心線の位置が支持基底面の中心に使いほど

安定性は良く、辺縁に寄るほど安定性は悪くなる

重心を支持基底面内に留め、姿勢変化や移動の際に転倒を予防するために調整するバランス能力である。立位場面で何らかの内力、外力が加わり重心が支持基底面外に飛び出そうなときには前後、左右へ支持脚を踏み出すステップング反応やホッピング反応が生じる。その反応がバランス能力に当たる。そのバランス能力は加齢や疾病によって著しく低下することは承知の通りであり、転倒予防の観点からそのバランス能力、運動機能を維持することが重要である。

従来からバランス評価には様々な方法があり、主要なものに片足立ち時間計測や Berg Balance Scale や TUG などがあり、その信頼性、再現性は高い。TUG をウェアラブルモーションセンサを用いた臨床応用の報告を 3.2, 3.3 で述べる。

さらに、近年、Dite らが考案したバランス能力の評価法として Four Square Step Test (以下、FSST) がある。この評価方法は床に置いた障害物を前後左右に移動する時間を計測する評価法である。使用する物品は杖などの障害物とストップウォッチのみと簡易的に実施できるが、やはりこの評価方法も実施時間という指標と検査者の観察によるものであり、定性評価の一つにすぎない。ウェアラブルモーションセンサを用いた FSST の定量評価について 3.5 にて述べる。

3.1.1. 最大 10m 歩行テスト

非拘束度が高く臨床家に簡便で多くの情報を得やすい方法として歩行速度をあげることができる。歩行速度の計測法には、一定時間に歩いた距離を測る方法と一定距離を歩いた際の所要時間を測る方法とがあるが、臨床では後者の一定距離を歩いた際の所要時間をストップウォッチで計測する方法が合目的である [10]。この指標はリハビリテーション、特に理学療法の大きな目標である歩行獲得において、その歩行能力の簡便な計測方法として用いられる。計測値のバラつきや日内、日間変動を見ることによって対象者のパフォーマンスレベルを評価する代表的な指標である。課題が歩行で、評価尺度が時間ということで対象者や検者にも理解されやすい指標である。また、10m 歩行テストは簡便であり、廊下でも可能なことから、多数の人の歩行を効率よく検査するのに適している。

以下に、計測方法を示す。

【計測要素】 移動能力

【計測手順】

- 1 10mの計測区間の前後に3mの加速路，減速路をとった合計16mの平らな進行路を準備する。（計測環境によっては前後に2mの加速路減速路，6mの歩行路をとることもある）
- 2 10mの計測区間のスタートラインとゴールラインにテープを貼り，計測の開始線と終了線の目印をつける。
- 3 被験者に16mの歩行路上を教示に従い歩いてもらう。
- 4 教示は「できるかぎり速く歩いてください」に統一する。
- 5 検者は被験者の遊脚側の下肢がスタートラインを横切った時点から計測を始め，遊脚側下肢がゴールラインを横切った時点で計測を終る。所要時間はストップウォッチを用いて計測する。

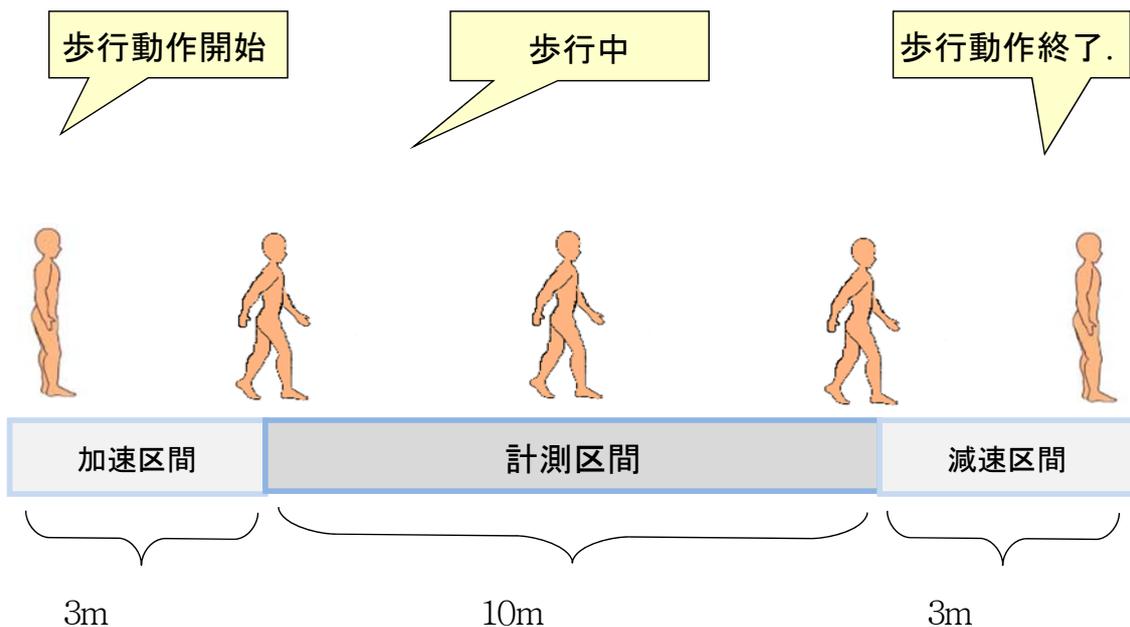


図 9 10m 歩行路の例

3.1.2. 快適 10m 歩行テスト

3.1.2 の最大歩行テストと同様のテストであるが，快適歩行テストは速度の負荷をかけず，被験者が日常生活で行われている歩行状態の速度を計測する。快適歩行速度では歩幅

や歩行率の変動が大きいため、どの値を代表値にするかの判断が難しい。

【計測要素】 移動能力

【計測手順】

- 1 10mの計測区間の前後に3mの加速路、減速路をとった合計16mの平らな進行路を準備する。(計測環境によっては前後に2mの加速路減速路、6mの歩行路をとることもある)
- 2 10mの計測区間のスタートラインとゴールラインにテープを貼り、計測の開始線と終了線の目印をつける。
- 3 被験者に16mの歩行路上を教示に従い歩いてもらう。
- 4 教示は「いつもどおりに歩いてください」に統一する。
- 5 検者は被験者の遊脚側の下肢がスタートラインを横切った時点から計測を始め、遊脚側下肢がゴールラインを横切った時点で計測を終る。所要時間はストップウォッチを用いて計測する。

3.1.3. TUG

バランスは位置を保持すること、ある場所から別の場所へ安定して移動すること、日常生活の動作を遂行すること、さらにはコミュニティーを自由に移動することに必要である。

日常生活に含まれる立ち上がり、歩行、方向転換、座り込みの機能的移動能力を評価するテストとして、TUGが開発された。TUGは座位から立ち上がり、歩行、方向転換、着座の一連の基本動作能力を評価する簡便な手法として知られている。TUGはバランスを評価するのに手広く使用されており、TUGの実施時間を用いて高齢者の転倒リスクの評価ができること報告がある [28] [29]。また、脳卒中やパーキンソン病、小脳障害、慢性関節炎など的高齢者を対象分とした分析では、検者間および、検者内の信頼性は高い。

最近では、TUGに含まれる、椅子からの立ち上がり、歩行、方向転換、座り込みについてそれぞれの時間を多機能ストップウォッチを用いて計測する方法も提案されている。若年者と転倒の危険性はない高齢者、危険性のある高齢者の比較では、危険性のある高齢者の時間が優位に長い。若年者と危険性のない高齢者では、歩行の速さに有意差がある。動作の時間計測によって、どのような動作に問題があるのか、治療対象となるのは何か、より詳細なテストを要するのは何かなど検出できると言われている [26]。

【計測要素】 移動能力（機能的移動能力）

【計測手順】

- 1 検者は肘掛けの無い椅子（シート高さ：460mm）の背もたれに背をつけて座る。
- 2 被験者にとって危険のない範囲で出来るだけ速く、一連の動作を行ってもらい。教示は「できるだけ速く回って戻ってください」に統一する。
- 3 被験者は、検査者の合図で TUG を開始し、立ち上がる。
- 4 歩行を開始する
- 5 3m 先に用意した椅子の周りを旋回する
- 6 出発時に腰掛けていた椅子に向かい歩行を開始する。
- 7 椅子に座るための旋回
- 8 椅子に座る

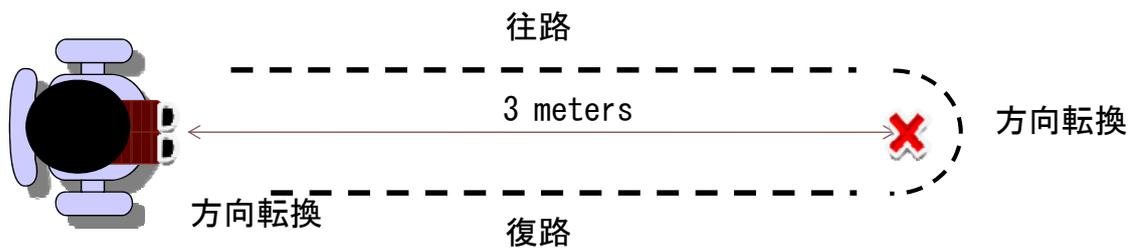


図 10 TUG 歩行路の例

3.1.4. 足踏みテストの説明

足踏み動作に含まれる運動構成は左右への重心移動、片足立ち、下肢の振り上げがあり、歩行動作にも類似している。違いは、前方への移動を伴わないため、下肢の振り上げ時の負荷が高いことが予想される。臨床場面では、省スペースでも実施可能な動的バランス評価、トレーニングとして用いられる。今泉 [30]の方法を基に足踏みテストを実施した。以下に方法を示す。

【計測要素】 動的バランス

【計測手順】

- 1 被験者を本人が希望する高さに設定した平行棒外に立たせる。
- 2 閉眼にて転倒の不安が生じた際には平行棒をつかむように提示。
- 3 指示は「左右 10 歩ずつ交互に足踏みをしてください。
できるだけ高く膝を上げてください」とした。
- 4 被験者は検者の合図で足踏みを開始する。

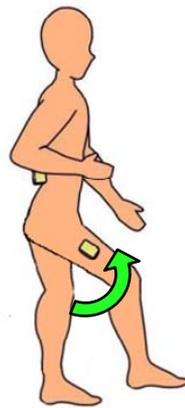


図 11 足踏みテスト

3.1.5. FSST の説明

FSST は Dite [31] らが開発したバランステストである。素早いステップでの障害物回避を考慮したバランステストで、低い障害物を超えて、前後・左右に素早くステップするスピードを計測する評価法である。

【計測要素】 移動能力（障害物回避能力）

【計測手順】

- 1 4本の棒を床面に十字に並べ4面に分け、運動の場を設定する。
- 2 被験者は4面の左手前(図11の1)で安静立位を取り、面1→2→3→4→1→4→3→2→1の順で移動をさせる。
- 3 指示は「棒に触れること無くできるだけ速く順序通りに移動してください。両足をそれぞれの面に接地してください。移動中は可能な限り体の向きを変えずに前方を向いてください」とする。
- 4 被験者は検者の合図で移動を始める。
- 5 1回の練習後、計測を行う。
- 6 計測中、杖への引っ掛かり、進行方向の誤り、1つの面に3歩以上歩をすすめた場合は再度計測する。

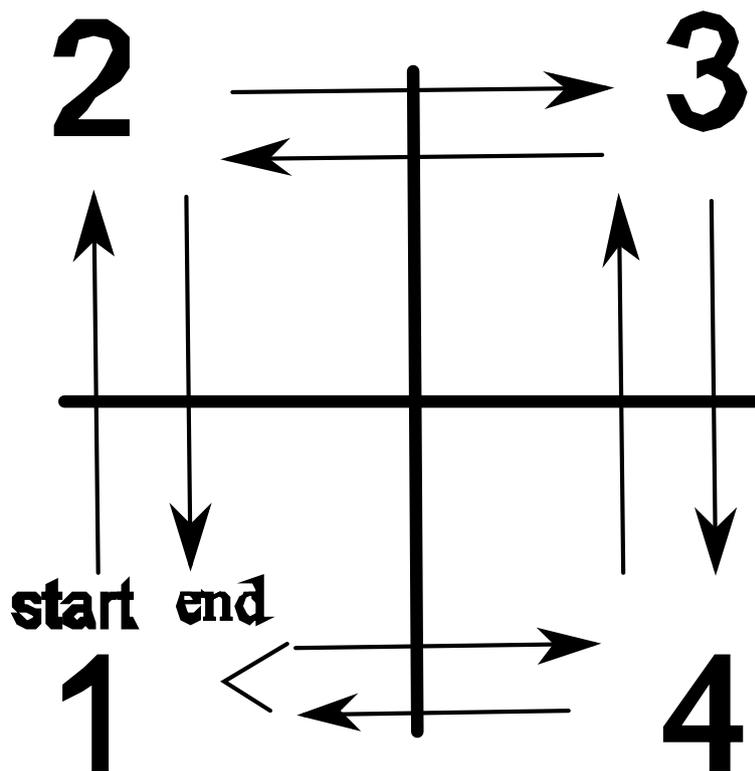


図 12 FSST の準備と方法

標準的な杖を床に置き、4つの領域を作る。領域1を開始位置とし1, 2, 3, 4, 1, 4, 3, 2, 1の順で杖をまたぐ。

3.2. ウェアラブルモーションセンサを用いた評価の臨床応用 10m 歩行テスト

3.2.1. 短期間の運動療法の効果をウェアラブルモーションセンサで見る

運動療法は運動機能を高めるために効果的な手法であることは明白であるが、その効果判定や対象者自ら実感するには時間を要する。短期間の運動療法でも歩行機能に影響を与えることは臨床的に経験する。その短期間の変化を、運動療法を受ける患者や介護保険利用者に伝えることは、対象者のモチベーションの向上が得られやすく、さらなる運動療法の継続、効果が期待できる。

歩行は、日常生活動作における最も基本的な動作の一つであり、歩行速度は簡便な運動能力の指標である。たとえば加齢に伴う歩行能力低下の指標として、また歩行障害のある場合は歩行能力の改善、維持の指標として用いられる。この指標は脳卒中リハビリテーションの大きな目標である歩行獲得において、その歩行能力の簡便な計測方法として用いられる。課題が歩行で、評価尺度が時間ということで対象者や検者にも理解されやすい指標であり、介護保険分野の運動機能評価として多く用いられる評価方法である。

しかしながら、自由歩行では歩幅や歩行率の変動が大きいため、どの値を代表値とするか判断が難しい。一方、最大努力による最大歩行速度(Maximum Walking Speed: MWS)では歩幅や歩行率は各人で決まるため変動が少なく、歩行周期の特性を見るのに適していると考えられる。運動療法の効果を評価するためには、歩行速度の計測、観察による主観的歩行評価に加え定量的な評価を行う必要がある。

3.2.2. 目的

短期間運動療法の効果判定を目的に、被験者に運動療法を1ヶ月間提供し、その前後の歩行テストを行った。加速度センサ・角速度センサを用いて快適歩行と最大歩行を計測し、歩行動作の再現性や麻痺側下肢、非麻痺側下肢の特徴について検討したので報告する。

3.2.3. 方法

3.2.3.1. 対象

対象は継続して通所リハビリテーションセンターを利用する慢性期脳卒中者6名とした。内訳は右片麻痺3名、左片麻痺3名、Brunnstrom stage Vであった。平均年齢 63.3 ± 9.7 歳であり、罹患期間は 64 ± 15.3 ヶ月であった。計測時のFIMは 124 ± 1 であった。日常生活で杖や装具は使用せず、歩行にてADLを過ごしている。

本研究では千葉大学工学部倫理委員会, (社)藤元早鈴病院 (現, 藤元メディカルシステム病院) 倫理委員会承認を得たのち, 被験者に実験の内容および主旨に関する十分な説明の上, 書面による承諾を得て行った。また, 実験中の安全の確保のために, 療法士が常に被験者の側方に付き添って行った。

3.2.3.2. 計測装置

計測には我々が開発したウェアラブルモーションセンサ(図5), 同期信号発生装置, およびPCを用いた。ウェアラブルモーションセンサの仕様を表3に示す。加速度と角速度の計測データはウェアラブルモーションセンサに搭載されたマイコンによりAD変換された後, Bluetoothを用いてPCへ送信し保存した。

計測では2個のウェアラブルモーションセンサを用いた。大腿部の大腿骨大転子と腓骨頭を結ぶ直線上で膝蓋骨上縁10cmの位置にそれぞれ装着した。

3.2.3.3. 計測方法

被験者には3.1.1, 3.1.2で示す10m歩行テストの快適歩行と最大歩行の2つの条件で歩かせた。快適歩行は「いつもどおりに歩いてください」と指示し, 最大歩行では「できるだけ早く歩いてください」と指示をした。歩かせた際に詳細な評価が可能なウェアラブルモーションセンサによる計測を実施した。同時に所要時間をストップウォッチにて計測した。計測はなるべく日常と同じ環境とするため, 普段使用している補助具をそのまま使用して行った。計測は1ヶ月間開けて2回行った。

3.2.3.4. 解析

2.5で述べた解析方法にて, 10m歩行において大腿部の加速度データ・角速度データを用いて解析を行った。解析対象としたパラメーターは歩行速度(1), 歩行率, ステップ時間, 大腿角度(roll, pitch, Yaw)である。大腿部に装着した3つの角速度からそれぞれroll方向, pitch方向, yaw方向の角速度情報が得られ, roll方向角速度は股関節内外転運動を検出, pitch方向角速度は股関節屈曲進展運動を検出, yaw方向角速度は股関節内外旋運動を検出する。得られた計測値を非麻痺側下肢と麻痺側下肢に分けて分析した。統計処理は, 快適歩行と最大歩行, 非麻痺側と麻痺側の比較については対応のあるt-検定で検討した。また, 快適歩行と最大歩行から得られた動作の再現性を比較するため, 級内相関係数

(Intraclass correlation coefficient : ICC)を求めて検証した.

3.2.4. 結果

1) 快適歩行と最大歩行の比較

快適歩行及び最大歩行時の各計測値を表 4 に示した. 快適歩行と最大歩行時の各計測値の比較において有意差が認められたのは歩行速度, 歩行率, 歩行周期であった. 有意差は見られなかったが大腿角度は最大歩行において増加の傾向が示された.

表 4 快適歩行と最大歩行における各計測値の比較(n=6)

		快適歩行(±)	全力歩行(±)	
歩行速度(m/min)		62.8(7.9)	65.2(15.3)	*
歩行率(step/min)		60.8(12.3)	68.3(14)	**
ステップ時間(SV)	非麻痺側	0.61(0.1)	0.56(0.1)	**
	麻痺側	0.65(0.1)	0.55(0.1)	**
大腿Roll角度	非麻痺側	12(2.7)	13(3.1)	ns
	麻痺側	10.1(2.5)	11(3.3)	ns
大腿Pitch角度	非麻痺側	33.9(3.3)	36.7(6.9)	ns
	麻痺側	33.2(6.2)	35.3(7.5)	ns
大腿Yaw角度	非麻痺側	22.5(2.5)	24.2(6.1)	ns
	麻痺側	22.9(4.9)	23.6(5.5)	ns

*:p<0.05 **:p<0.01 ns:not significant.

2) 快適歩行と最大歩行における計測値の再現性

快適歩行の速度, 麻痺側足の大腿 Pitch 角度, 最大歩行の速度, 歩行率に ICC=0.9 以上の高い再現性が見られた. 大腿角度では, 快適歩行, 最大歩行のいずれであっても大腿 Pitch 角度は ICC=0.8 以上を示した. 大腿 Roll 角度, 大腿 Yaw 角度は ICC=-0.39~0.77 とばらつきが見られた.

表 5 快適歩行における計測値の再現性 (n=6)

		1回目(±)	2回目(±)	ICC
歩行速度(m/min)		62.8(7.8)	63.6(8.2)	0.91
歩行率(step/min)		60.8(12.3)	62(9.7)	0.76
ステップ時間(SV)	非麻痺側	0.6(0.1)	0.56(0.1)	0.50
	麻痺側	0.65(0.12)	0.62(0.09)	0.76
大腿Roll角度	非麻痺側	12(2.7)	12(4.1)	0.15
	麻痺側	10.1(2.5)	11.3(2.5)	0.75
大腿Pitch角度	非麻痺側	33.9(3.3)	34.7(5.9)	0.81
	麻痺側	33.2(6.1)	32.8(7.9)	0.95
大腿Yaw角度	非麻痺側	23.1(2.4)	22.5(2.5)	-0.39
	麻痺側	22.9(4.9)	22.4(4)	0.68

表 6 最大歩行における計測値の再現性 (n=6)

		1回目(±)	2回目(±)	ICC
歩行速度(m/min)		65.2(15.3)	67.4(18)	0.96
歩行率(step/min)		68.3(14)	64.8(11.8)	0.90
ステップ時間(SV)	非麻痺側	0.55(0.1)	0.57(0.1)	0.34
	麻痺側	0.55(0.1)	0.50(0.12)	0.89
大腿Roll角度	非麻痺側	13.0(3.1)	12.9(3.9)	0.35
	麻痺側	11.0(3.3)	12.9(3.9)	-0.18
大腿Pitch角度	非麻痺側	36.7(6.8)	38.3(6.7)	0.81
	麻痺側	35.3(7.5)	37.7(7.7)	0.84
大腿Yaw角度	非麻痺側	24.2(6.1)	26.4(4.2)	0.46
	麻痺側	23.6(5.5)	25.7(5.5)	0.77

3) 麻痺側足と非麻痺側足の比較

快適歩行のステップ時間において $p < 0.05$ の有意差がみとめられた。再現性において、大腿 Roll 角度を除き、すべての項目で非麻痺側が低い値を示す結果となった。

3.2.5. 考察

リハビリテーションにおいて、歩行分析は障害の程度や治療効果を判定するために行われる重要な評価の一つである。中でも歩行速度の計測はストップウォッチと一定距離の歩行路があれば、臨床現場で簡単に計測できるため、頻繁に行われる。しかし重要なことは、対象者の持てるパフォーマンスを正確に計測し、介入前後の比較を行うことである。

本研究において、快適歩行と最大歩行における速度増加要因を調べたところ、歩行速度の増加に対して、歩行率の有意な増加とステップ時間の有意な短縮が確認でき、特に歩数を増大することで対応していることがわかった。高齢者の歩行速度は加齢とともに曲線的な低下を示し、50歳以降に若年群より有意に低くなると言われており、また、加齢に伴って、歩行中の下肢関節の可動性減少が見られ、それが高齢者の歩幅減少、歩行速度の低下の要因と考えられている。高齢者は歩行速度の低下に伴って、歩幅、歩調も低下するが歩幅の低下度のほうが大きく、若年者と同じ速度で歩く場合、高齢者は歩幅を大きくすることが困難なため、歩調を多くすることで速度調節を行う。つまり、歩行速度を増加させるためには、歩幅の拡大、単位時間あたり歩数の増大のどちらか一方あるいは両方が必要となる。

快適歩行、最大歩行の歩行速度と歩行率、大腿 Pitch 角度において ICC が 0.81~0.96 値

であった。ICC による再現性の解釈から、普通から優秀と解釈でき、高い再現性を示した。このことから歩行テストを実施する際に、快適歩行、最大歩行のどちらでも再現性のある計測値が得られることが分かった。しかしながら、最大歩行という課題により対象者の最大限の能力が引き出されたとき、非麻痺側下肢の roll 方向角度の再現性は低下した。

片麻痺者は運動麻痺に伴う筋力低下や筋緊張異常、感覚障害といった運動機能障害を有する中で目的とする動作を行う。非麻痺側は麻痺側の運動機能障害を補い、麻痺側に代わり動作を行う。健常者がつまさき立ちをする際には、主動作筋となる下腿三頭筋が活動する前に、膝関節、股関節を伸展位に保持するための筋活動が先行して見られる。Diner [39] は片麻痺患者では動作に先行した予備的筋活動が特に非麻痺側において失われていると報告した。また、Thilmann [40] らは、片麻痺者の非麻痺側は腱反射の異常、筋力低下などにより、十分な健側ではないと述べており、目的とする動作を安定した姿勢で達成するために、中枢神経系は常に麻痺側の運動速度に合わせて非麻痺側の運動速度を調節するなどその動作遂行のために必要な運動を適応している [41]。これらの所見は、運動が麻痺側によって規定され、非麻痺側が麻痺側の機能的要求を補助運動やごまかし運動によって代償していることを示している。本研究の結果から、非麻痺側下肢の roll 方向角度の再現性低下は非麻痺側下肢の代償動作そのものであり、ウェアラブルモーションセンサを用いることで歩行中の非麻痺側下肢への過度な荷重や非麻痺側への重心移動の偏りを評価することが可能である。

片麻痺者は麻痺側の重症度に応じた運動パターンを呈し、運動麻痺が強いほど運動パターンのバリエーションは少なくなる。歩行における非麻痺側下肢の役割は、麻痺側下肢活動時の身体の固定と歩行推進力の要である。歩行は下肢の立脚期と遊脚期の繰り返し動作であり、片麻痺者の随伴症状である運動障害は上下肢のみならず、体幹筋にも影響がある。麻痺側下肢の運動の際には、先行して体幹筋群が収縮し遠位部の下肢のコントロールを行う。非麻痺側下肢は体幹筋群と協調的に活動し身体の固定の機能を果たす。立脚期に最高位にある重心を両脚支持期直前の最低位に下げることによって位置エネルギーを運動エネルギーに変え、歩行の推進力に用いる。しかしながら、麻痺側下肢は股関節伸展方向の出力低下が顕著に見られ、歩行の立脚期に体重心を十分に引き上げる事が困難である。そのため、非麻痺側下肢によって重心の位置を最高位にまで引き上げ歩行時の推進力を作り出している。短期間運動療法の効果として歩行速度の維持することは可能であり、麻痺側下肢の運動機能は保てたが、非麻痺側下肢の代償機能を高めるトレーニングを導入する必要性が示唆された。

ウェアラブルモーションセンサを用いた 10m 歩行の定量評価を行うことで、歩行中時の歩行周期や下肢角度が詳細にわかり、リハビリテーション介入計画立案や運動療法の介入効果の検討の資料となる。今回の被験者は慢性期の脳卒中片麻痺者であり、歩行能力は日常生活を歩行で過ごすことができる。歩行能力の回復段階にある急性期や回復期の患者にウェアラブルモーションセンサを用いた歩行テストを行うことで、歩行動作における麻痺側下肢の回復過程や非麻痺側下肢の代償動作などが評価できる可能性が示唆された。

3.3. ウェアラブルモーションセンサを用いた臨床応用 Timed Up and Go test

3.3.1. TUG の一連の動作を角速度信号で区分、加速度信号で評価

高齢化が進む社会において、高齢者の転倒は大きな関心を寄せている。転倒は高齢者の健康を損なうだけではなく、積極的な身体活動の低下も引き起こす。転倒後の身体活動性の低下は、外出頻度の減少、日常生活動作の狭小化に通ずる問題となる。転倒に関連する骨折や障害の防止には、高齢者が有する転倒の危険性を評価する必要がある。高齢者を対象にした転倒に関するアンケートや聞き取り調査、バランステストなどの身体機能の評価テストがあるが、その評価する療法士の経験や直感的な判断に左右される事がある。

床反力計や VICON を代表にする 3 次元動作分析システムは、転倒リスクを客観的に評価することが可能であるが、機器は高価であり、機器が設置された限られた空間においてのみ評価ができるだけである。したがって、臨床評価のために小型で、低価格で、より定量的な方法を用いて転倒リスクの評価をする必要が求められる。

TUG は座位から立ち上がり、歩行、方向転換、着座の一連の基本動作能力を評価する簡便な手法として知られている。TUG はバランスを評価するのに手広く使用されており、TUG の実施時間を用いて高齢者の転倒リスクの評価ができると報告がある。Podsiadle [28] らは、転倒リスクを分類する閾値として TUG の実施時間を 13.5 秒が閾値であると報告した。

TUG はバランスと移動性の評価として高齢者から脳卒中片麻痺者、パーキンソン病を含む神経疾患にまで用いられている。TUG は立ち上がり、往路歩行、方向転換、復路歩行、座り込みの動作が含まれ、実測時間とその区分の動きを観察することにより転倒リスクを判断している。対象者の上下肢の可動範囲や速度、体幹の回旋の程度などを従来の伝統的な 3m の歩行路を持つ TUG では十分に観察することができないことから、歩行路を 7m に伸ばし、かつ、加速度センサ、角速度センサを用いた定量的評価が行える Instrumented Timed Up and Go Test (以下、iTUG) が開発された。

Luca らは [32]、TUG に含まれる複合運動がパーキンソン病患者でどのような特徴があ

るかの検証のために、パーキンソン病患者の iTUG を行い加速度信号を計測した。iTUG に含まれる立ち上がり、歩行、方向転換、座り込みの 4 つのコンポーネントに区分され、各コンポーネントの実施時間、RMS、滑らかさ、歩行周期とその変動係数などの 37 項目を指標としパーキンソン病患者と健常者を比較した。iTUG の実施時間に両群の有意差は得られなかったが、パーキンソン病患者の歩行中の体幹の動き、方向転換中の体幹の動きに滑らかさの低下が特徴として検出できた。また、立ち上がり時の前後方向加速度、方向転換時の左右方向・上下方向の滑らかさ、歩行中の前後方向の滑らかさを指標にすることで健常者との区別が可能である事を報告している。

3.3.2. 目的

東ら [33]は臨床現場での転倒リスクの判定は、療法士の主観に依存すると主張し、着用可能な加速度・角速度センサを用いた評価で定量的に TUG の評価ができることを提案した。東は三軸加速度計から入手された信号からの基本的な運動を特定するために腰部、両大腿の 3 箇所にウェアラブルモーションセンサを使用した。

身体の 3 箇所にウェアラブルモーションセンサを装着することは対象者の行動を抑制する可能性がある。したがって、セラピストによって、より容易に扱われるように、本研究では [34]腰部だけに取り付けられた慣性のセンサを使用し、高齢者の転倒リスクの分類分けを行った。

3.3.3. 方法

3.3.3.1. 対象

藤元早鈴病院（現、藤元総合病院）の 38 人（男性：20、女性：18）の高齢者を対象にした。TUG の実施時間の転倒リスクの分類の閾値として 13.5 秒との報告がある。それに従い、被験者の中で 13.5 秒内にテストを終了できた低転倒リスク者 17 名（ 63 ± 8.9 歳）と高転倒リスク者 21 名 71.1 ± 5.8 歳に分けた。

3.3.3.2. 計測方法

3.1.3 で示す TUG テストを実施し、同時にウェアラブルモーションセンサを腰部に装着し計測した。

本研究では千葉大学工学部倫理委員会, (社)藤元早鈴病院 (現, 藤元メディカルシステム病院) 倫理委員会承認を得たのち, 被験者に実験の内容および主旨に関する十分な説明の上, 書面による承諾を得て行った。また, 実験中の安全の確保のために, 療法士が常に被験者の側方に付き添って行った。

3.3.3.3. 計測装置

計測には我々が開発したウェアラブルモーションセンサ(図5), 同期信号発生装置, およびPCを用いた。ウェアラブルモーションセンサの仕様を表3に示す。加速度と角速度の計測データはウェアラブルモーションセンサに搭載されたマイコンによりAD変換された後, Bluetoothを用いてPCへ送信し保存した。

計測では1個のウェアラブルモーションセンサを用いた。被験者の第3腰椎近傍(以下, 腰背部)に装着した。

3.3.3.4. 解析

TUG-tに含まれる一連の動作を東ら [33]の方法と同様に腰部の角速度信号を用いて8つのコンポーネントに区分した。座位から体幹前傾, 前傾からの立ち上がり, 歩行(往路), 方向転換, 歩行(復路)座り込むための方向転換, 立位から体幹前傾, 前傾から椅子への着座に区分し, その区間の加速度信号, 角速度信号から算出した, 動作時間, 歩数, 歩行周期, ケイデンス, 速度, 3方向加速度RMS, 3方向角速度RMS, 角速度の振幅を指標に低転倒リスク者と高転倒リスク者を比較した。

3.3.4. 結果

図13ではTUG-tにおける総実施時間と各フェーズの時間を示す。高転倒リスク者の総実施時間が有意に遅い事が示された。

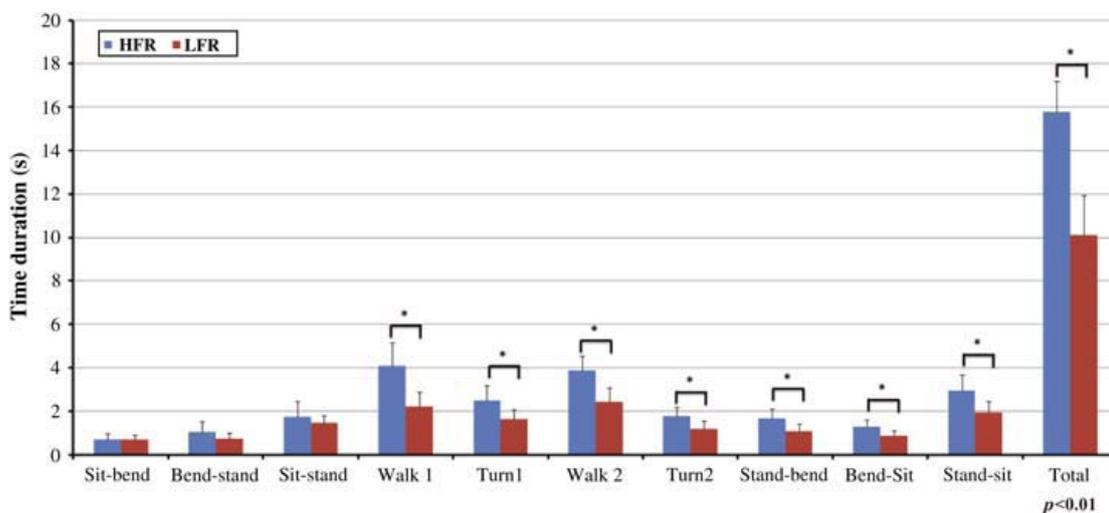


図 13 高転倒リスク者と低転倒リスク者の総実施時間と各フェーズ時間の比較

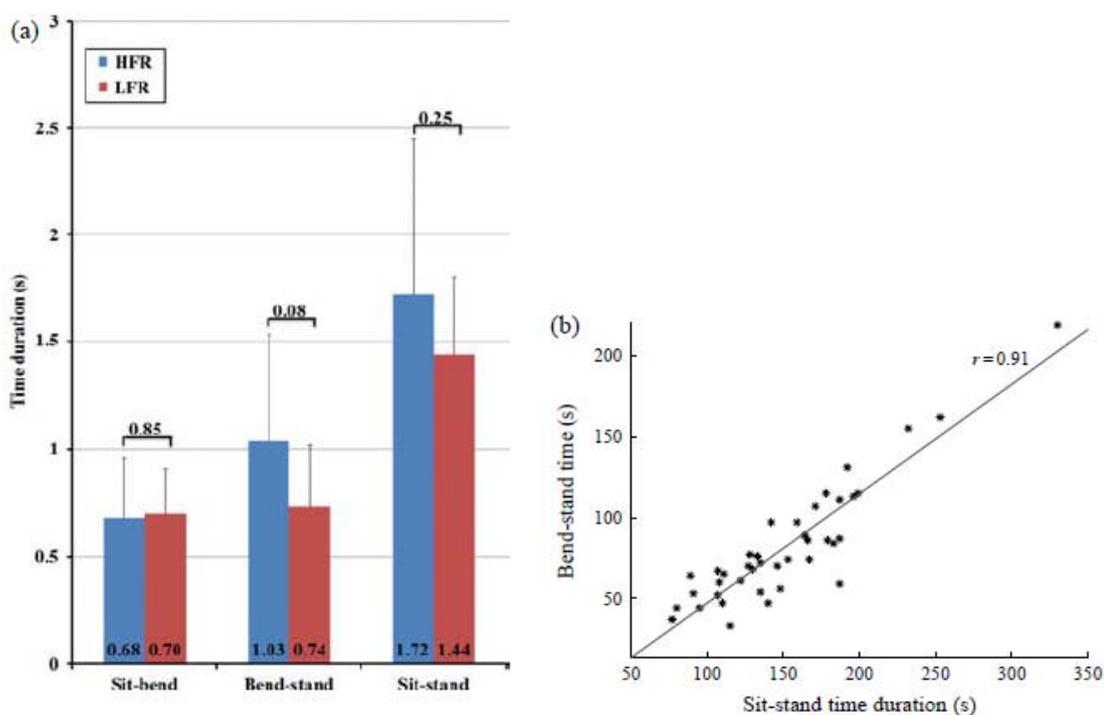


図 14 座位からの立ち上がり総時間と分割した相の比較

- (a) 座位からの前傾，前傾からの立ち上がり，座位からの立ち上がり時間の比較，
- (b) 座位からの立ち上がり時間と前傾から立ち上がりの相関関係

立ち上がり時間(Sit-stand)には座位から前傾(sit-bend)と前傾からの立ち上がり(Bend-stand)が含まれており，前傾からの立ち上がり時間に両群の差があった(図 14)立ち上がりの総時間と前傾からの立ち上がり時間には高い相関関係が見られ，高転倒リスク者ほど前傾からの立ち上がり時間が多く必要であった。

各フェーズの時間と TUG-t 総実施時間の相関関係 (図 15) では、歩行フェーズ(b) (d)に強い相関関係が見られ、方向転換(c) (e) (f), 立位からの座り込みでも相関関係が見られた。ここでも前傾からの立ち上がりでは低い相関関係であった。

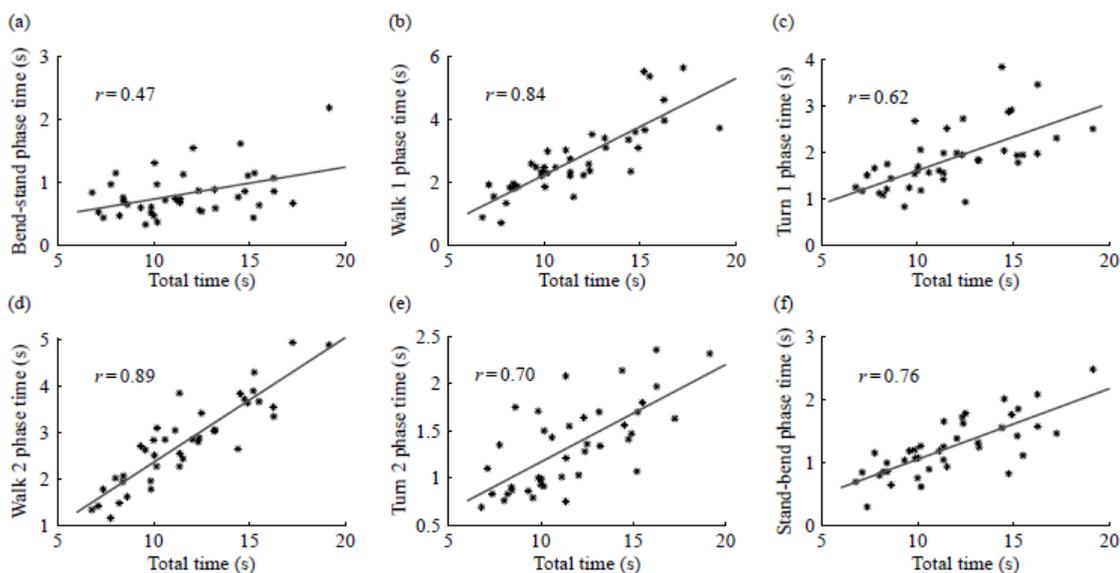


図 15 各フェーズ時間と TUG-t 総実施時間の相関関係

腰部加速度 RMS にも両群に差が見られ、前傾からの立ち上がり、立位からの座り込み時の上下加速度 RMS に低転倒リスク者が有意に増加した (図 16)。また、立位からの前傾と前傾からの座位のロール方向角速度 RMS でも同様に低転倒リスク者が有意に増加した。歩行フェーズ、方向転換フェーズにおいても同様に、低転倒リスクが有意に増加するという特徴的な差が見られた。

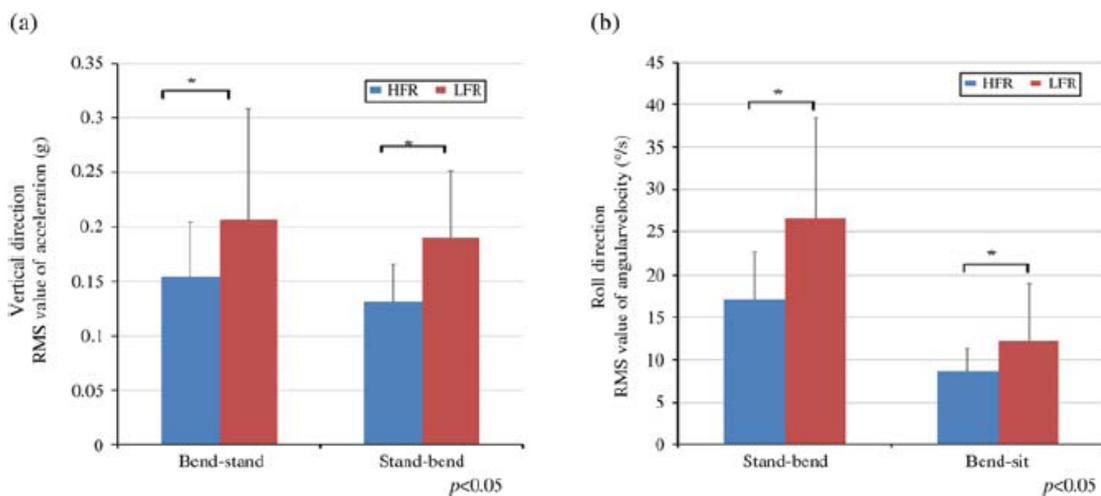


図 16 高転倒リスク者と低転倒リスク者のパラメーターの比較

(a) 前傾からの立ち上がりと立位から着座時の上下方向加速度 RMS の比較

(b) 立位から着座と着座から座位時の roll 方向角速度 RMS の比較

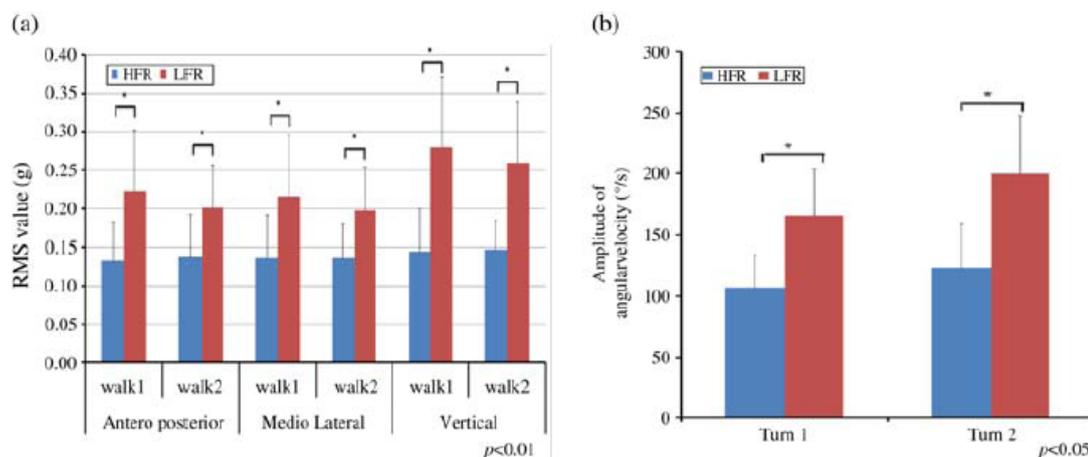


図 17 各フェーズにおけるその他のパラメーターの比較

(a) 全方向加速度 RMS の比較 (b) 方向転換の yaw 方向角速度の振幅の比較

現在の TUG-t における転倒リスクの判断は総実施時間によって行われるが、歩行フェーズにおいて時間がかかる者ほど RMS が低値を示し、転倒リスクが高い。方向転換フェーズでは、時間がかかり yaw 方向角速度の振幅が小さいものほど転倒リスクが高い結果となった。

3.3.5. 考察

角速度信号を用いて 8 つのコンポーネントに区分された区間ごとに対して、時間、歩数、平均歩数、歩行率、速度、前後上下左右方向の加速度 RMS, roll, pitch, yaw 方向角速度 RMS, 最大振幅角度の 78 項目のパラメーターを検出し 44 項目で高転倒リスク者の特徴を見出すことが可能であった。結果から高転倒リスク者は TUG-t の前傾からの立ち上がり動作に時間がかかる、歩行フェーズにおいて RMS が低い、方向転換フェーズにおいて yaw 方向角速度の振幅が小さい事がわかり、詳細な転倒リスクの判定が可能であることが示された。

高転倒リスク群を個別に評価すると、立ち上がりに時間を要する者、歩行よりも方向転換に時間を要するもの、立ち上がりは可能だが歩行に時間を要するものと相別に特徴を持つ被験者がいた。これは、臨床評価として用いられている TUG テストを、ウェアラブルモーションセンサを用いて定量評価することにより、セラピストは対象者の運動療法のために、どこを治療のターゲットにするべきなのかの指標を持つことができる。立ち上がりに時間がかかるものには立ち上がりに必要な筋力トレーニング、下肢を中心とした関節可動

域訓練，前後への重心移動訓練が選択肢にあげられる．方向転換では左右下肢への重心移動や片脚立ち訓練，歩行速度の改善には歩幅の拡大を中心としたトレーニング，座り込みでは後方への重心移動やしゃがみこみ時の体重を支えるための下肢筋力訓練などトレーニング方法を選択することが可能となる．機器を使用した運動機能評価が，運動療法の選択肢にもなり，効果判定の有益な情報の一つになることが示された．

3.4. ウェアラブルモーションセンサを用いた評価の臨床応用 足踏み

3.4.1. 動的バランステストの足踏み運動をウェアラブルモーションセンサで評価する

加齢に伴う身体への影響として筋力，持久力，柔軟性，バランス能力の低下が生じることは承知のとおりである．運動機能の中でも歩行に必要なとされる下肢の運動機能は日常生活においても重要な役割を担っており，下肢の運動機能の低下は生活の質(quality of life : QOL)の低下をもたらす要因の一つとなる．また，介護が必要になった主な原因の一つに転倒およびそれに伴う骨折が挙げられている．高齢者において転倒が発生する主な原因としては，筋力低下やバランス能力低下などの影響が大きいとされ下肢運動機能の低下は転倒の発生率を上昇させる要因となる．下肢運動機能の臨床評価として 10m 歩行テストが重に用いられるが，歩行計測は移動を伴うため転倒リスクが生じる．そのため，歩行の計測には安全の確保のための介助者や十分な長さの歩行路の設定が必要となる．在宅や病院、通所リハビリテーション等、施設での導入を考慮した際には，より省スペースで実施可能な動作による下肢運動機能の評価が求められる。

3.4.2. 目的

リハビリテーションの臨床評価で用いられる歩行評価に加え，十分な空間が確保できない環境でも省スペースで実施可能な評価方法として，片足立ち評価や足踏み運動評価がある．本研究では，下肢運動機能の定量的評価を目的に，自立歩行が可能な健常高齢者と下肢運動機能の低下が見られる介護保険制度で要支援1の認定を受ける高齢者を対象にウェアラブルモーションセンサを用いて歩行運動と足踏み運動を計測し，下肢運動機能評価について検討した．

3.4.3. 方法

3.4.3.1. 対象

被験者は介護保険制度で要支援1の認定を受ける高齢者10名（年齢 65.1 ± 11.8 歳，男性6名，女性4名：以下要支援1高齢者）及び，下肢に疾患を持たない健常高齢者6名（年齢 70.8 ± 6.6 歳，男性2名，女性4名：以下健常高齢者）とした。

3.4.3.2. 計測方法

計測では3.1.1で示す10m歩行テストを行った。10mの計測区間と計測区間の前後3mに予備路を設けた16mの直線のテストコース上を被験者の任意の速度で歩行する10m快適歩行と，同様の区間を出来るだけ速く歩く10m最大歩行を行わせた。ウェアラブルモーションセンサによる計測と計測区間の所要時間をストップウォッチを用いて記録した。また，足踏み運動では，ウェアラブルモーションセンサを装着した被験者に対し高く膝を上げるように指示を行い，左右各10歩ずつ，両脚をあわせて合計20歩，足踏み運動を行った。

3.4.3.3. 計測装置

計測にはウェアラブルモーションセンサ(図5)，同期信号発生装置，及びPCを用いた。ウェアラブルモーションセンサの仕様を表3に示す。加速度と角速度の計測データはウェアラブルモーションセンサに搭載されたマイコンによりAD変換された後，Bluetoothを用いてPCへ送信し保存した。また実験では3台のウェアラブルモーションセンサを用いたためウェアラブルモーションセンサ間の同期を確保するために同期信号発生装置を用いて実験開始前に同一の同期信号を入力し，計測開始の基準とした。

3.4.3.4. 解析

ウェアラブルモーションセンサのから得られた加速度信号・角速度信号から(1)平均歩行速度・(2)歩行率・(3)大腿部pitch方向スイング角度・(4)大腿部角速度の大きさ・(5)腰部角速度の左右対称性(Ad1)と同側再現性(Ad2)・(6)腰背部加速度実効値の指標を求めた。

3.4.4. 結果

快適歩行テストおよび最大歩行テストにおいて要支援者は平均歩行時間が有意に増加した (図 18). 同様に要支援者は最大歩行における歩行率の有意な低下 ($p < 0.01$) があった (図 19). 高齢者と要支援者では有意な差はなかったが, 快適歩行・最大歩行ともに要支援者は大腿部 pitch 方向の角度・角速度の低下の傾向がみられた (図 20). 大腿 pitch 方向角速度 RMS では, 要支援者は健常高齢者に比べて, 快適歩行, 最大歩行にそれぞれ有意な低下が見られた (図 21). 腰背部上下方向加速度の自己相関係数では要支援者は健常高齢者に比べて Ad1, Ad2 ともに低下する傾向がみられ, Ad1 (図 22) では快適歩行の前後・上下方向, 足踏みテストの前後・左右・上下方向に有意な低下が見られた. Ad2 (図 23) では快適歩行の前後, 上下方向で有意な低下が見られた.

腰部加速度 RMS (図 24) では要支援者は健常高齢者に比べ, 最大歩行の前後・上下方向で有意な低下が見られ, 足踏み運動では左右方向で有意な増加がみられた.

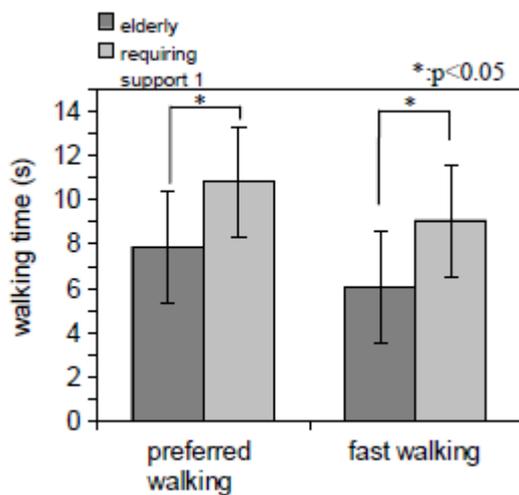


図 18 歩行時間の比較

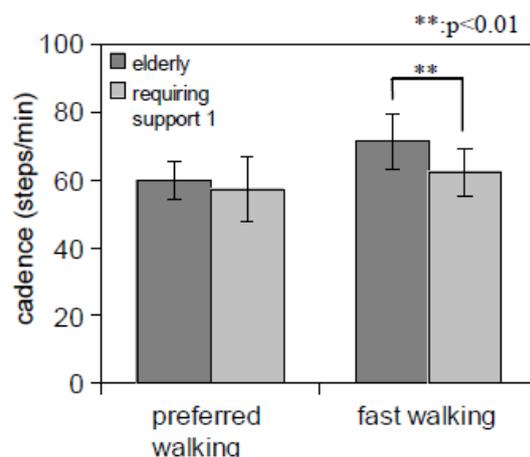


図 19 歩行率の比較

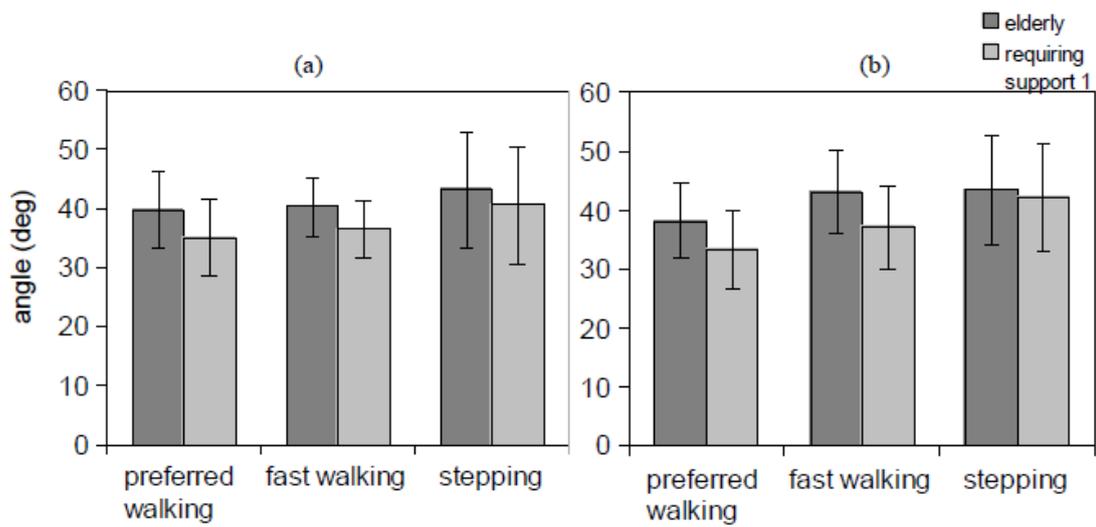


図 20 歩行テストと足踏みテスト時の大腿角度の比較

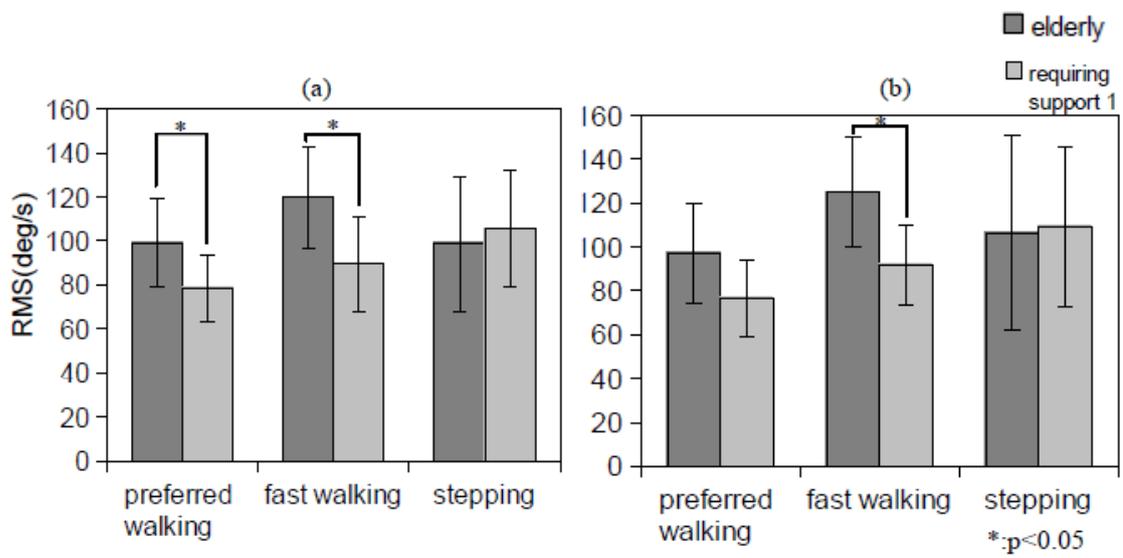


図 21 pitch 方向角速度 RMS の比較

(a) 左大腿 (b) 右大腿

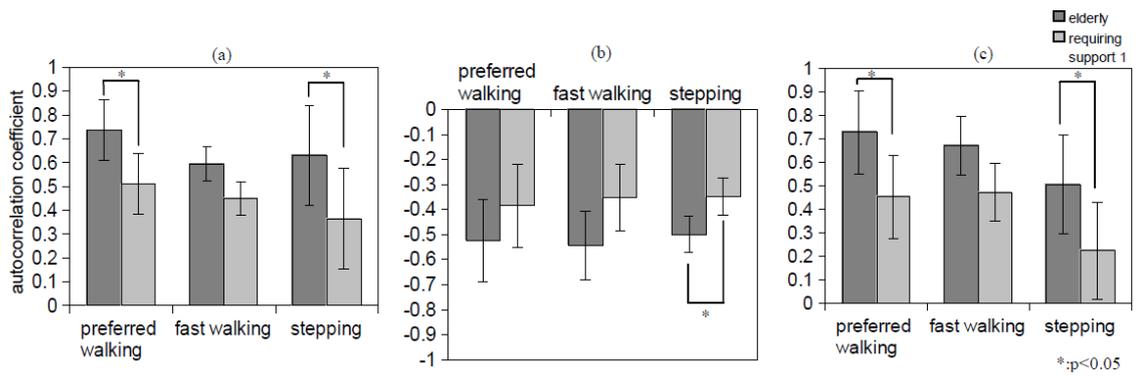


図 22 自己相関係数 Ad1 (a)前後 (b)左右 (c)上下

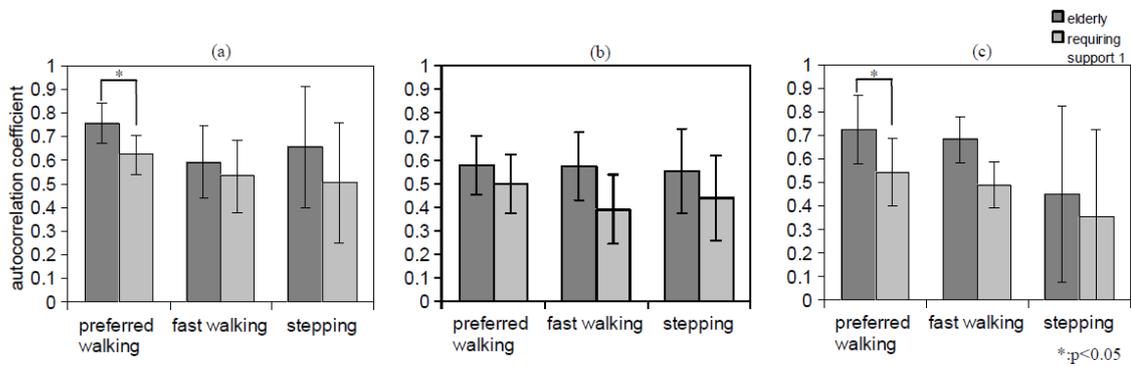


図 23 自己相関係数 Ad2 (a)前後 (b)左右 (c)上下

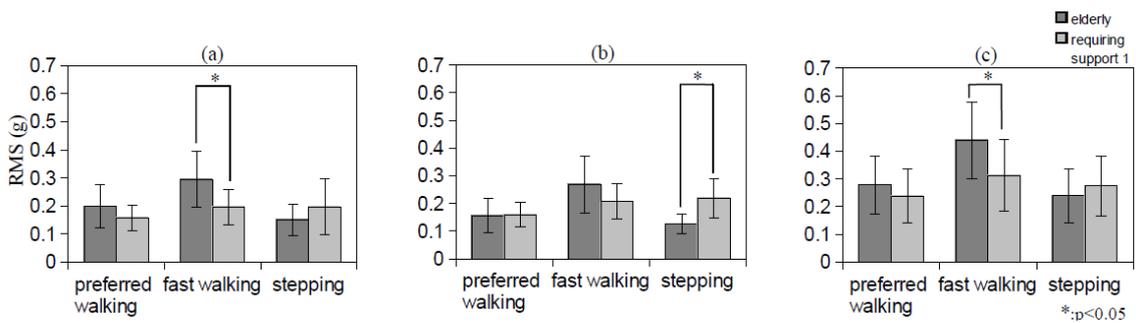


図 24 腰部加速度 RMS (a)前後 (b)左右 (c)上下

3.4.5. 考察

快適歩行テスト、全力歩行テストにおいて要支援者は平均歩行時間が有意に増加しており、歩行率の有意な低下、歩行テスト時の大腿 pitch 方向角速度・角度の低下から歩幅の減少、つまり、歩行能力の低下を確認することが可能であった。

歩行テストと足踏みテストにおける腰部加速度の自己相関についても要支援者は低下の傾向が見られた。Ad1 は左右対称性を、Ad2 は同側再現性を評価しており、バランスに関する指標である。左右対称性である Ad1 に着目すると、要支援者は快適歩行と足踏み運動において有意な低下がみられた。また、同側の再現性である Ad2 に着目すると、要支援者は低下する傾向にあったが、有意差を示したのは快適歩行だけである。要支援者では足踏み運動において左右対称性である Ad1 は全方向（前後、左右、上下）とも有意差に低下している。従って、これらの指標は要支援者の低下したバランス機能を評価できる。これらの結果からウェアラブルモーションセンサを用いて要支援者における可動域、バランスの低下傾向を定量的に示すことができた。

歩行テストと足踏みテストにおける腰部加速度 RMS では要支援者が快適歩行、最大歩行に置いて低下する傾向が見られた。加速度 RMS は歩行速度に対して速度の上昇とともに変化量も上昇する。また、バランス機能に障害が有る被験者は同じ歩行速度の健常者に比べ、値が上昇する。本研究結果では、要支援者の RMS は健常高齢者と比べ低下したことから、バランス機能の影響よりも歩行速度の低下が因子になったと考えられる。一方で、足踏みテストでは要支援者の RMS が大きくなっている。移動を伴わない足踏みテストでは、バランス機能のみを評価可能な指標として適しているとかがえられる。

3.5. Four Square Step test ウェアラブルモーションセンサを用いた定量評価

3.5.1. はじめに

歩行のリハビリテーションの効果判定として理学療法士は観察と経験に基づいた歩行テストやバランステストを使用する。臨床で用いられる歩行テストは、歩行の観察に加え、ストップウォッチを用いて歩行時間を計測するものであり、効果判定の情報としての有効性が報告されている [13]。一方で、バランス評価には3次元解析装置や床反力計を用いた方法 [10]があるが、大規模で高価な装置が必要であり、脳卒中片麻痺者（以下、片麻痺者）に対して行う際は、計測場所や機器に限界がある。そのため、臨床現場では、計測に時間がかからない、計測用具の使用や計測場面の設定が少ない、対象者への過度な負担とならない手法が望まれる [14]。

臨床で用いられているバランス評価には Podsiadlo らが開発した Timed Up & Go Test（以下、TUG） [28]や Functional Reach Test [35]がある。TUG は立ち上がり、歩行といった複合的な動作能力の評価が行え、転倒リスク判定 [29]や運動療法の効果判定 [36]で使用されている。一方、Dite らは、素早いステップでの障害物回避を考慮した FSST を提案した [31]。これは床に置いた棒に触れずに、前後左右にステップする総時間を計測する評価法である。この評価法は片麻痺者や整形外科疾患において有用な評価方法である [37]。前、後、左、右と、各方向への移動の観察から、対象者の重心移動の滑らかさや不安定な場面が観察できる。しかし、理学療法士を対象にしたアンケート調査 [14]では、FSST は「計測は比較的簡便で機器を必要としない」と評価されながらも、「被験者の重心移動に関する情報が不足しており、治療の問題点を指摘できない」という意見が見られた。

それは、従来の FSST では遂行時間の計測からバランス能力を評価するのみであり、身体機能を捉えるためには情報が不十分である。加えて、理学療法士の観察による評価は、理学療法士の経験や計測技量に依存する部分が大きく、定量的な各移動方向の相分けから動作毎の細かな評価には限界がある。ウェアラブルモーションセンサを用いることで歩行中の腰部・大腿部加速度 RMS や大腿部の角度変化 [23]、歩行周期を詳細に評価することが可能であり [38]、動作の定量評価が行える。片麻痺者は動的バランス機能が悪く、麻痺側方向への転倒リスクが高い [39]。FSST に含まれる前後左右移動には非麻痺側への重心の送り出しや、麻痺側への重心移動が確実に行われる。

3.5.2. 目的

そこで本研究の目的は、使用が簡便であるウェアラブルモーションセンサを用いて、FSSTの定量的な位相分け、前後左右移動時の詳細な評価の有用性を明らかにすることとした。

3.5.3. 方法

3.5.3.1. 対象

対象者は自宅で生活している片麻痺者 12 名（左片麻痺 6 名，右片麻痺者 6 名），健常高齢者（以下，高齢者）6 名とした。日常生活で精神機能に問題のある者は除外した。対象者情報を表 7 に示す。

表 7 対象者の属性

	average(sd)		
	left hemiplegia	right hemiplegia	elderly subjects
subjects	6	6	6
age	63.1(9.5)	70.3(9.1)	67.8(3.4)
duration of disease(m)	41.3(13)	37.5(9.6)	—————
degree of paralysis (brunnstrom stage)	v	v	—————

Brunnstrom stage is an evaluation method that classifies the recovery process of the paralysis, and the paralysis is divided into six stages. When the paralysis is severe, Brunnstrom stage reaches a low value.

片麻痺者は、脳血管障害により半身の麻痺を生じたもので、Brunnstrom stage は運動麻痺の回復過程を順序により判断するために考案された評価法である。麻痺の程度は I から VI の 6 段階で表され、数値が低いほど麻痺は重度である。被験者の Brunnstrom stage は全員 v であり、分離運動の進行、より多くの運動が可能となる段階であった。

本研究は千葉大学工学部倫理委員会、藤元総合病院倫理委員会（現、藤元メディカルシステム病院）の承認を得たのち、被験者に実験の内容および主旨に関する十分な説明を行った。その後、書面による承諾を得た。実験中の安全確保のために、理学療法士が常に被験者の側方に付き添った。

3.5.3.2. 計測方法

3.1.3で説明した、Diteらが提唱した方法に基づいてFSSTを実施した[31]。4本の棒を十字に並べて4面に分け、運動の場を設定した。被験者は4面の左手前(図12の1)で安静立位を取り、面1→2→3→4→1→4→3→2→1の順で移動をさせた。指示は「棒に触れること無くできるだけ速く順序通りに移動してください。両足をそれぞれの面に接地してください。移動中は可能な限り体の向きを変えずに前方を向いてください」とした。1回の練習後、計測を行った。計測中、杖への引っ掛かり、進行方向の誤り、1つの面に3歩以上歩をすすめた場合は再度計測した。

3.5.3.3. 計測装置

計測には三好ら[23]が開発したウェアラブルモーションセンサ(図5)、同期信号発生装置、およびパーソナルコンピュータを用いた。ウェアラブルモーションセンサの仕様を表3に示す。

また、ウェアラブルモーションセンサによる動作の計測と同時に動作の遂行状況をCCDカメラ(MTV-64G5DH, MINTRON)で撮影し、VTR(AQ-VU, TEAC)に記録した。

3.5.3.4. 角速度による移動方向の相分け

図25に示すように移動方向毎の施行時間を次のように仮定し検出した。FSSTに含まれる静止立位からの動き始めと移動後の立位を運動学的に捉えた場合、各動作の特徴的な初動のパターンは、前方への移動は股関節屈曲、後方への移動は股関節伸展、左右への移動は股関節外転になる。安静立位時に股関節は±5 dpsの範囲内で動揺を繰り返したため、股関節の各方向の角速度の閾値を±5 dpsとし、FSSTの実施前後の静止立位は下肢のピッチ方向角速度が閾値以内となる場所とした。静止立位からの前方への動き始め(図中a)は、先に出した下肢の大腿部に取り付けたピッチ方向角速度センサの出力が-5 dps以下になった最初の時刻として検出した。右方への動き始め(図中b)は、右大腿部に取り付けたロール方向角速度センサの出力が-5 dps以下になった時刻を検出した。後方への動き始め(図中c)は、先に出した下肢の大腿部に取り付けたピッチ方向角速度センサの出力が5 dps以上になった時刻を検出した。左方の動き始め(図中d)は左大腿部に取り付けたロール方向角速度センサの出力が5 dps以上になった時刻を検出した。移動の終了は右大腿部に取り付けたロール方向角速度センサの出力が5 dps以下になった時刻を検出した。同時に動作時の映

像を記録した。映像を PC に転送し、動画ソフト AQview (version 1.0.7.0, TEAC)で保存した。その後、AQview で動画を 1 フレーム 0.033s でコマ送り再生し、股関節の動き出しから次の相の動き出しのフレームで動画を停止し時間計測を行った。その経過時間を VTR による計測時間とした。

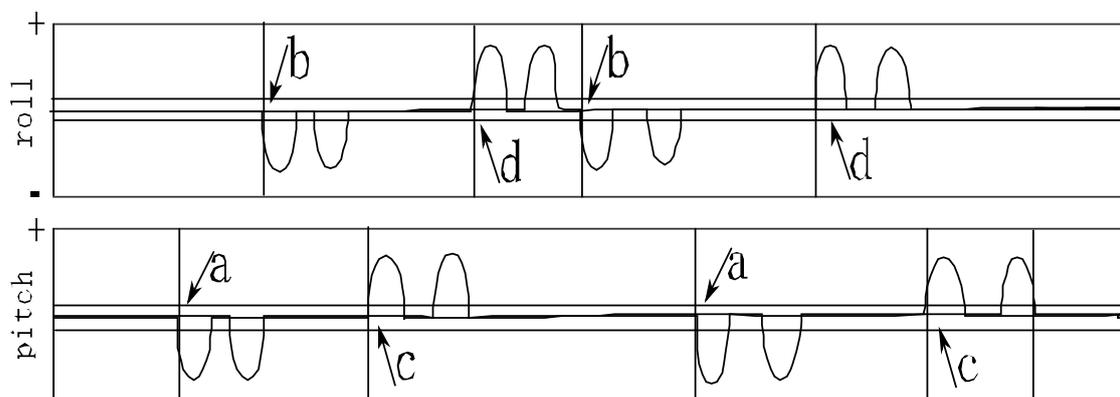


図 25 提案した角速度を用いた four square step test の相分け手法

(実線：右下肢，点線：左下肢，横点線：閾値，a：前，b：右，c：後ろ，d：左)

3.5.3.5. 解析

FSST の計測は 1 名につき練習も含め 2 回施行し、2 回目の計測データを統計解析の対象とした。大腿角速度を用いた FSST の相分け推定法の妥当性検討のため、左片麻痺者 6 例を対象に、ウェアラブルモーションセンサと同時計測した VTR による時間の相関関係を調べた。相関関数は Pearson の相関係数を用いた。

身体動揺や身体活動量の計測に加速度を用いた評価は有用であり、そのバランス評価に用いる腰部・大腿部加速度，腰部・大腿部角速度データは実効値 (Root Mean Square: RMS) を指標としている [20]。腰部・大腿部に取り付けたウェアラブルモーションセンサの加速度・角速度データから移動方向毎に RMS (数式 6) を求めた。RMS を算出した区間は 1→2, 2→3, 3→4, 4→1, 1→4, 4→3, 3→2, 2→1 の 8 区間とし (図 12)，各区間の到達時間を用いて被験者毎に正規化を行った。大腿部の加速度・角速度データから股関節の可動角度を算出し [23] [38] (数式 2, 3, 4)，振幅 (最大角度+最小角度:deg)，振幅/到達時間 (deg/s) を求めた。左片麻痺者と右片麻痺者と健常高齢者の 3 群間比較は Kruskal -Wallis 検定を用いて行った。統計上の有意水準はいずれも 5%未満とした。

3.5.4. 結果

1) センサと VTR を用いた計測値間の一致

本手法で推定した到達時間と VTR による到達時間の比較は左片麻痺者 6 例を対象として行った。表 8 に提案した推定法と VTR による FSST 到達時間の結果を示し、前後左右の各移動方向の到達時間を表 9 に示す。FSST 到達時間に関して、推定法と VTR との間に高い正の相関が示された。前後左右の各移動方向の到達時間に関して、推定法と VTR との間に高い正の相関が示された。図 26 に移動方向毎の相分けを検出した典型例を示す。仮定した通り a (前) の動き出しは右大腿部に取り付けたピッチ方向角速度センサの負の出力から検出可能であった。b(右)は右大腿部ロール方向角速度センサの負の出力から検出可能であった。1 度目の c (後) は、右大腿ピッチ方向角速度センサの正の出力から検出可能であった。2 度目の c (後ろ) は左大腿ピッチ方向角速度センサの正の出力から検出可能であった。d(左)は左大腿部のロール角速度センサの正の出力から検出可能であった。

表 8 VTR による計測時間と本手法による推定時間の比較

	correlation	m (s)	sd (s)
the presuming method	0.88 *	10.60	2.30
capital vtr		10.32	2.31

* $p < 0.05$

表 9 FSST の到達時間の相関係数 前後左右の到達時間

	capital vtr				m (s)	sd (s)
	front	back	left	right		
proposed method						
front	0.81 *				1.31	0.29
back		0.67 *			1.27	0.30
left			0.89 *		1.24	0.25
right				0.93 *	1.34	0.25
m (s)	1.36	1.32	1.29	1.33		
sd (s)	0.28	0.43	0.27	0.32		

* $p < 0.05$

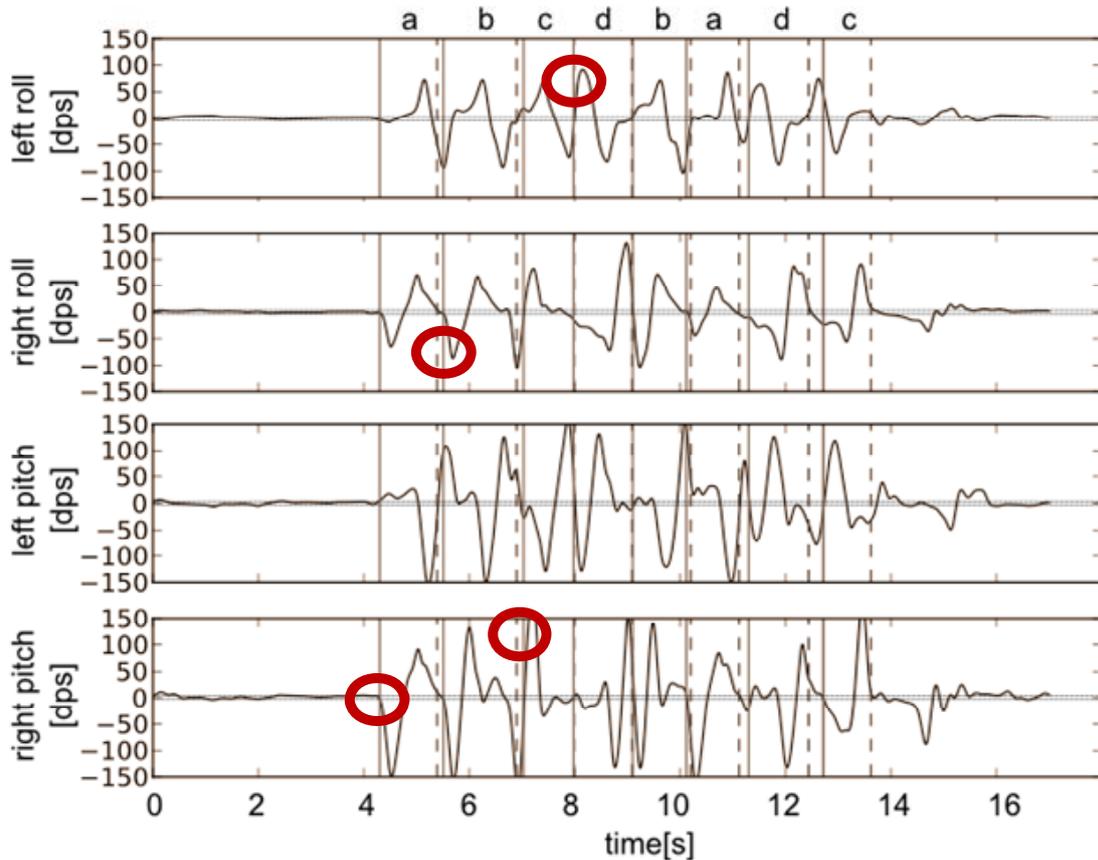


図 26 脳卒中片麻痺者の four square step test における角速度と相分け検出の典型例
 (ピッチ方向角速度+ : 伸展, - : 屈曲, 左ロール方向角速度+ : 外転, - : 内転, 右ロール方向角速度+ : 内転, - : 外転, 実線 : 動き出し, 点線 : 動き終わり, 横の点線 : 閾値, a : 前, b : 右, c : 後ろ, d : 左)

2) 片麻痺者と高齢者の到達時間の比較

左片麻痺者の FSST 到達時間は 10.60 ± 2.30 s, 右片麻痺者の FSST 到達時間は 10.84 ± 2.58 s であった. 高齢者の FSST 到達時間は 10.75 ± 2.30 s であった. Kruskal-Wallis 検定において 3 群に有意差は認められなかった. 前後左右の移動方向毎の時間の比較においても 3 群間に有意差は認められなかった.

3) 片麻痺者と高齢者の RMS の比較

左片麻痺者と右片麻痺者と高齢者の 3 群比較により有意差の認められた項目を表 10 に示す。左片麻痺と右片麻痺では有意差は認められなかった。片麻痺者と高齢者において有意差があった。片麻痺者に左右方向の腰部加速度 RMS の有意な増加を認めた。roll 方向と yaw 方向の腰部角速度 RMS の有意な減少を認めた。片麻痺者の左右移動では大腿部の pitch 方向の振幅、振幅/到達時間は健常者と同等に大きく、roll 方向の振幅、振幅/到達時間と yaw 方向の振幅、振幅/到達時間は小さくなった。

表 10 片麻痺者と高齢者の比較

		waist						acceleration						gyro								
		anterior - posterior			lateral			vertical			roll		pitch		yaw		roll		pitch		yaw	
direction of movement		lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly
forward											*	*	*									
right					*	*	*							*	*	*						
backward											*	*	*				*	*	*	*	*	*
left					*	*	*				*	*	*				*	*	*	*	*	*
		left thigh						acceleration						gyro								
		anterior - posterior			lateral			vertical			roll		pitch		yaw		roll		pitch		yaw	
direction of movement		lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly
forward					*	*	*													*	*	*
right					*	*	*							*	*	*				*	*	*
backward					*	*	*													*	*	*
left					*	*	*													*	*	*
		left thigh						amplitude of the thigh angle						amplitude of the thigh angle/performing time								
		roll			pitch			yaw			roll		pitch		yaw		roll		pitch		yaw	
direction of movement		lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly
forward																						
right														*	*	*				*	*	*
backward																				*	*	*
left					*	*	*													*	*	*
		right thigh						acceleration						gyro								
		anterior - posterior			lateral			vertical			roll		pitch		yaw		roll		pitch		yaw	
direction of movement		lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly
forward																						
right																						
backward																				*	*	*
left																				*	*	*
		right thigh						amplitude of the thigh angle						amplitude of the thigh angle/performing time								
		roll			pitch			yaw			roll		pitch		yaw		roll		pitch		yaw	
direction of movement		lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly	lt.hemi	rt.hemi	elderly
forward																						
right																						
backward																				*	*	*
left																				*	*	*

* $p < 0.05$

3.5.5. 考察

FSST は、ストップウォッチを用いて到達時間を計測し、その到達時間によりバランス能力を評価することができる簡便な評価法である。FSST の特徴は棒を用いて 4 面に分けた区間を前後左右に移動する点であり、前後左右への素早いまたぎ動作、ステップ動作、方向転換が必要であり [37]、立位姿勢を保持するバランス能力が必要となる。本来、バランス

評価ではテストの一連の動作から、柔軟性、筋瞬発性、平衡性、持久性、敏捷性といった行動体力の要素を含めた生体の構造と機能を検討する必要がある。従来の到達時間の計測による評価は、生体の時間的振る舞いを測るのみであり、身体機能を捉えるには情報が不十分である。したがって、詳細な評価は療法士の観察に委ねられることになるが、観察では限界がある。片麻痺者の身体状態は様々な要因が複雑に絡んでおり、全ての要因を療法士の観察で洗い出すことは困難であり不確実性を含んでいる。先行研究 [31] [37]では被験者の敏捷性やバランス能力を FSST の到達時間だけにより評価しており、FSST 遂行における、移動方向毎の詳細な評価はなされていない。FSST の到達時間や遂行中の観察だけでは、日常でも見られるような前後左右の移動を伴う重心移動を評価することはできない。

本研究では、ウェアラブルモーションセンサを使用し、得られた大腿部の角速度の変化から FSST の一連の動作を移動方向毎に分けることができた。位相に分けることにより、各動作を詳細に解析することができた。位相分けの問題点は以下であった。左片麻痺者における角速度から求めた推定法による前後左右の到達時間と VTR から求めた前後左右の到達時間の平均誤差を表 3 から読み解くと、前方が 0.05s、後方が 0.05s、左方が 0.05s、右方が 0.01s であり、誤差が生じる結果となった。サンプリングレートは角速度が 100 Hz (0.01 s)、VTR が 30Hz (0.033s) と最大 0.04s の誤差が生じる可能性がある。また、推定法と VTR による到達時間に誤差が生じた因子として、相移動後の立位時重心動揺制御のための大腿部の動きが影響したと考える。相移動後の立位は見かけ上停止しているように見えるが、重心は常時小刻みに動揺しており、その制御は足関節を中心に下肢全体にて行われる。FSST の相分けの条件として大腿角速度が $\pm 5\text{dps}$ 以内としたが、VTR で静止立位と判断しても相移動後の重心動揺制御のための大腿部の動きが影響したと考えられる。

FSST の各動作については以下の解釈が成り立つ。FSST で素早く前後左右に重心の移動を行うためには、支持下肢筋群、体幹筋群による支持性が重要である。前後左右移動時には棒をまたぐ必要があり、新たな支持基底面を獲得するために股関節屈曲・外転・外旋の運動要素を用いる。また、振り出した下肢へは新たに獲得した支持基底面で重心を制御する下肢の各関節のコントロールが必要となる。FSST の右方移動は右下肢から振り出し、左下肢の順で移動が完了する。右下肢の振り出しのためには、事前に左下肢への重心移動、荷重を行う必要がある。左方移動ではその逆となる。なお、内外転は roll 信号、屈伸は pitch 信号、回旋は yaw 信号に相当する。そこで、理学療法士が観察で行う腰部、下肢の内外転、屈伸、回旋の運動方向に着目し、理学療法士の主観に依存しない定量的な評価を行った。

片麻痺者と高齢者の FSST の比較において、到達時間に有意な差は認められなかった。到達時間を評価指標とした従来の方式では FSST のパフォーマンスに差がない解釈となる。移動方向ごとの評価結果では左右移動時に片麻痺者の特徴が見られた。それは片麻痺者の左右方向腰部加速度 RMS の高値、片麻痺者の roll 方向と yaw 方向の腰部角速度 RMS の低値、大腿部の roll 方向の振幅、振幅/到達時間と大腿部の yaw 方向の振幅、振幅/到達時間の低値であった。

左右移動時の左右方向の腰部加速度 RMS の高値は片麻痺者における重心偏位に寄るものと考えられる。片麻痺患者では動的バランス機能が悪く転倒しやすく、麻痺側方向への転倒リスクが高い [39]と報告されている。それは立位保持のために重心が非麻痺側に偏っているため、動作時の重心移動に時間がかかるからである [40]。片麻痺者は非麻痺側に重心が偏っているため、麻痺側下肢の事前の準備ができずに非麻痺側方向への移動に時間がかかる。片麻痺者では症例毎に筋出力や関節角度変化パターンは異なることが多く、極端な例では、ステップ毎でさえ変化する [41]。そのため、健常高齢者と比べ、左右移動時の左右方向腰部加速度 RMS に高い値を示したと考える。

片麻痺者の左右移動では大腿部の pitch 方向の振幅、振幅/到達時間は健常者と同等に大きく、roll 方向の振幅、振幅/到達時間と yaw 方向の振幅、振幅/到達時間は小さくなった。健常者では内外転、屈伸、回旋と股関節を複合的に動かし、床面に置いた棒をまたぐ事は容易であるが、片麻痺者では容易ではない。荷重時のような automatic な筋活動が起こりやすい環境では比較的強い筋活動を引き出すことが可能だが、基本的には随意運動の障害であり、股関節の複合的な随意運動は最も困難な課題の一つである。臨床上、股関節の外転と外旋のコントロールが困難な症例は多く、被験者の片麻痺者では外転と外旋の運動要素を代償するために、股関節の屈曲を大きく行い、横移動時に杖をまたぐ傾向にあったと考える。また、腰部の roll 方向角速度、yaw 方向角速度も健常者に比べ減少しており、下肢の複合的な運動を代償すると考えられる体幹機能も有効的に機能していなかったと予想される。腰部の roll 方向と yaw 方向の腰部 RMS の減少は前後移動でもみられた。前後移動では股関節の屈伸が運動の主になるため、左右移動のような棒をまたぐ際の股関節の外転・外旋の要素は少ない。被験者の片麻痺者の下肢は Brunnstrom stage V で麻痺は軽度と評価されるが、左右移動と同様に下肢の複合的な運動を代償する体幹機能も有効ではなかったことが予想される。

本研究のウェアラブルモーションセンサを用いることで、日常生活において物を避ける、人とのすれ違い時の接触を避けるなど左右方向への移動を余儀なくされる場面において、

転倒しやすい方向の指導や予防ができる可能性がある。FSST は到達時間によるパフォーマンスのテストと評価されていたが、前後左右へ移動方向毎による細部にわたる分類を行うことによって、動作時の情報が詳細に得られることができる。高齢者と片麻痺者を対象として検討・評価したが、個々の高齢者の結果を解釈する評価方法が臨床現場スタッフから求められている。今後はこのような課題についても取り組むため、臨床と研究を進めることが必要である。理学療法士の主観的な評価に加えウェアラブルモーションセンサを用いて FSST の移動の相分けをすることで、左右への移動や物を横に避ける際の転倒リスクアセスメントが行える可能性がある。

今回計測したウェアラブルモーションセンサを用いた FSST は従来の FSST によるバランス評価を補完する可能性があると示唆された。

第四章 ウェアラブルモーションセンサ を用いた3ヶ月に渡る要支援認定者の低頻 度運動療法の検証

4.1. ウェアラブルモーションセンサの長期的な臨床評価への応用

リハビリテーションの運動療法の効果は、患者や対象者に即時に影響が現れる即時効果と数週間、数ヶ月に亘り運動療法を重ねることで得られる継続効果の 2 種類がある。即時効果は、患者や対象者の自覚所見として痛みの軽減や感覚障害の変化、他覚所見として姿勢の調整、動作パターンの理解による動作時間の短縮などがある。継続効果としては、痛みの消失や感覚障害の寛解、姿勢の改善、歩行速度の向上、動作パターンの学習による動作時間の短縮、介護量の減少が挙げられる。

療法士の観察を中心とした主観的評価法では、長期的なリハビリテーションの効果判定がさらに曖昧さが増すことになる。長期的なリハビリテーションの効果判定は動作時間の変化や日常生活活動の変化など、他覚的所見として情報や結果が得られやすい項目が選択される。やはり、ここでも 10m 歩行テストが主流である。臨床評価を行った際の情報はカルテを始めとした診療記録に記載、入力することになるが、取り扱う情報も、聴取した自覚所見やストップウォッチを用いた計測の実施時間、角度計を直接身体に当てて計測した関節可動域の情報が主体である。また、評価尺度や記述するキーワードが統一されていないなどの問題も多い。本項では、長期的な運動療法の効果判定として臨床で多く用いられる 10m 歩行速度の変化を従来のストップウォッチを用いた評価に加え、ウェアラブルモーションセンサを用いた定量評価を行ったので報告する。

4.2. 目的

平成 20 年度介護保険事業状況報告書 [42]によれば、要介護・要支援認定者数は平成 18 年から平成 20 年のわずか 2 年間にかけて 256 万人から 467 万人と増加しており、被保険者数の増加率を大幅に超える割合で増加している。その中で加齢や疾病により軽度の介護支援が必要と認定された要支援 1 認定者は平成 18 年度が 53 万人。平成 20 年度には 57 万人と増加傾向にある。介護度が低い要支援の段階で運動機能や歩行機能の低下を予防することが出来れば、要介護者の増加を防ぐことが可能となる。平成 19 年国民生活基礎調査 [43]によれば、要支援状態になる主な原因は、関節疾患 18%、高齢による衰弱 16%、転倒・骨折 12.9%となっている。運動機能や歩行機能の低下を予防するためには、生活習慣病と共に高齢による衰弱、転倒・骨折などの老年症候群を積極的に予防することが重要である。

運動機能は加齢により低下して行くことが知られており、要支援状態、要介護状態に陥ることは、本人の日常生活活動能力や生活の質を低下させる。また、家族や介護者の身体的・精神的負担を増加させることにもつながるため、早期から予防する介護予防の取り組

みが推進されている。わが国では、平成 18 年度に介護保険法が改正され、多くの介護予防事業が公的事業として実施されており、虚弱高齢者の運動機能の改善や日常生活動作の円滑化を目的とした運動プログラムの有効性が明らかになっている [44]。運動プログラムは一定の期間、週 3～5 回のトレーニングの実施で筋力向上や転倒予防の効果が認められている [6] [7] [45] [46]。

現在の要支援認定者の通所リハビリテーション（以下、デイケア）の利用回数においては、地域包括支援センターが利用者の心身の状況、その置かれている環境、希望等を勘案して行う介護予防マネジメントを踏まえ、事業者と利用者の契約により、適切な利用回数、利用時間の設定が行われており、国において一律に上限や標準利用回数を定められてない。現行の利用実態や介護予防に関する介護保険制度平成 18 年 4 月改正関係通知 [47] 踏まえると、要支援 1 については週 1 回程度の利用が現状である。しかしながら週 1 回のデイケアでの運動療法を受ける要支援 1 認定者では効果的な運動であるかの検証はなされていない。そこで我々は、要支援 1 認定者を対象とした週 1 回の低頻度運動療法の歩行機能への影響を明らかにすることを目的に、ウェアラブルモーションセンサを用いてデイケア利用 3 ヶ月間の継続計測を実施した。

リハビリテーションの効果判定の方法として療法士の観察と経験に基づいた歩行評価・歩行分析があげられる。臨床で用いられている歩行分析は、歩行速度や重心移動の滑らかなさなど大局的観察から歩行の問題点に着目し、局所的な観察を進める。歩行時の下肢の可動性や滑らかな下肢の振り出し、左右対称性や再現性が保たれているかに着目して行われる。観察による評価に加え、ストップウォッチを用いた歩行計測の有効性も報告されている [13]。臨床的に歩行評価を行うときは大掛かりな機器を用いることは少なく、主に観察による主観的歩行評価を行うことが多い。それは療法士の経験や観察能力により手法が異なり、情報の管理、評価の再現性に疑問が残る。臨床現場で導入されている定量評価として、加速度センサ・角速度センサを組み込んだウェアラブルモーションセンサを使用した方法があげられる。先行研究から、対象者の共通した特徴的なパターンの検出や [20]、介護保険制度の介護度の上昇に伴い、歩行の安定性や身体活動度が低下する [22] ことが分かってきている。歩行時の加速度・角速度を計測することにより、歩行の定量評価が行える可能性が示されている。今回の検証は、客観的・定量的な評価が行えるウェアラブルモーションセンサに加え、従来のストップウォッチを用いた歩行評価を行った。

4.3. 方法

4.3.1. 対象

対象者の採用基準は、自宅で生活している介護認定で要支援 1 認定者とし、日常生活活動で精神機能に問題のあるものは除外とした。対象は継続してデイケアを利用する要支援 1 認定者 19 名とした。対象者は初期評価として、後述する計測項目を行った。対象者は週 1 回、2.6 に示す運動プログラムによる運動指導を受けた。デイケア利用者に対して行われる運動機能評価の期間に則り、その後 3 ヶ月に亘り、1 ヶ月毎に計測を実施した。3 ヶ月の利用が継続的に見え、かつ 3 ヶ月後の歩行評価が行えた 8 名を解析対象とした。1 週間に 3 回以上散歩や体操などの運動習慣を有するものが 4 名含まれた。欠落者は体調不良による利用休止や要介護認定の変化が理由であった。対象者情報を表 11 に示す。

表 11 対象者の情報

	ave(sd)
age (y)	66.1(9.2)
height (cm)	156(7.7)
weight (kg)	59.3(8.8)
stroke	6
disease osteoarthritis	1
disuse syndrome	1
use period of day-care(m)	26(7.3)
number of taking medicine	1.5(0.9)
movement custom.	4
non movement custom.	4

4.3.2. 説明と同意

本研究では千葉大学工学部倫理委員会,(社)藤元早鈴病院 (現, 藤元メディカルシステム病院) 倫理理委員会の承認を得たのち、被験者に実験の内容および主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。また、実験中の安全の確保のために、療法士が常に被験者の側方に付き添って行った。

4.3.3. 計測

計測項目は 3.1.1 で説明した、10 m 最大歩行テストとした。最大歩行は「できるだけ速く歩いてください」と指示をした。最大努力による最大歩行では歩幅や歩行率は各人で決まるため変動が少なく、歩行周期の特性を見るのに適している。10 m の計測区間の前後に

3 m の加速路，減速路をとった合計 16 m の平らな進行路を歩かせた．その際の歩行形態を詳細な評価が可能なウェアラブルモーションセンサにて計測した．加えて所要時間をストップウォッチにて計測した．計測はなるべく日常と同じ環境とするため，普段使用している補助具をそのまま使用して行った．

4.3.4. 装置

計測にはウェアラブルモーションセンサ(図 5)，同期信号発生装置，及び PC を用いた．ウェアラブルモーションセンサの仕様を表 3 に示す．加速度と角速度の計測データはウェアラブルモーションセンサに搭載されたマイコンにより AD 変換された後，Bluetooth を用いて PC へ送信し保存した．また実験では 3 台のウェアラブルモーションセンサを用いたためウェアラブルモーションセンサ間の同期を確保するために同期信号発生装置を用いて実験開始前に同一の同期信号を入力し，計測開始の基準とした．

計測はウェアラブルモーションセンサを 3 個使用し，被験者の第 3 腰椎近傍（以下，腰背部）と左右それぞれの大腿骨上で膝蓋骨上縁 10 cm の位置（以下，左右大腿部）にそれぞれ装着した．取り付け位置を図 6 に示す．加速度センサの感度は腰背部で ± 2.0 g，左右大腿部で ± 4.0 g とした．角速度センサの感度は ± 300 deg/s を選択した．

4.3.5. 分析方法

3.1.1 で述べた 10 m 最大歩行テストにおいて腰背部・大腿部の加速度データ・角速度データを用いて分析を行った．臨床で用いられている歩行分析は歩行速度や歩行周期，重心移動の円滑さ，下肢の振り出しの角度や再現性に着目して行われる．今回の分析対象として，平均歩行速度，腰部加速度の自己相関から導いた左右対称性，大腿 pitch 方向角度，歩行周期を選んだ．初回計測の結果をベースラインにし，計測最終月と比較した．検定は対応のある t 検定を用いて比較を行った．統計上の有意水準はいずれも 5%未満とした．

解析項目を以下に示す．

平均歩行速度 (数式 1)

大腿部 Pitch 方向スイング角度 (数式 3, 4, 5)

歩行周期と歩行率 (2.5.3 歩行周期と歩行率 数式 6)

腰部加速度の自己相関 (数式 7)

4.3.6. 運動プログラム

運動プログラムを実施するにあたり、体力水準・痛み・バランス能力・姿勢を評価し、種目・頻度・回数・負荷量などを考慮し個別にプログラムを作成した。運動プログラムは(表12)、デイケア利用日の2時間で、療法士とのストレッチ15分、エルゴメーター20分、トレッドミル15分、マシンによる筋力トレーニング5分×3機種、平衡機能トレーニング10分、運動指導を行った。運動開始の前後には血圧、脈拍などのバイタルサインチェック、簡単な問診、ウォーミングアップ及びクールダウンを行った。

表 12 運動プログラム

program	content	time
a. stretching	limb, trunk	15min
b. endurance training	treadmill ergo meter	15min 15min
c. weight training	muscle of lower limb muscle of trunk	5min
d. balance training	stand on one leg, step exercise	10min

4.4. 結果

表13, 14, 15に実施した10m歩行テストの計測結果を示す。本研究の10m歩行テストでは、被験者への直前の説明、センサの装着、歩行計測に約6分要した。従来のストップウォッチを用いた10m歩行計測では被験者一人あたりに約2分要した。

表 13 初回計測と三ヶ月後の計測結果

case	walking speed m/min		pitch angle left		pitch angle right		walking cycle sec		cadence step/min	
	first time	after three months	first time	after three months	first time	after three months	first time	after three months	first time	after three months
4	77.1	78.1	42.9	36.8	37.0	40.5	0.99	1.01	60.6	59.3
7	65.6	67.0	28.9	33.0	37.0	29.0	1.02	0.97	58.6	62.0
8	65.4	77.1	19.7	30.9	27.7	19.1	0.86	0.72	72.8	88.5
13	52.0	60.4	31.6	40.5	36.7	33.6	1.07	1.13	56.1	53.0
15	83.3	89.0	45.4	36.4	40.7	38.9	0.92	0.86	65.3	69.9
16	86.2	88.1	39.8	40.1	44.9	34.6	0.99	0.99	60.5	60.6
9	42.0	40.8	25.3	28.0	28.6	29.0	1.28	1.22	46.9	49.1
11	49.5	48.9	26.2	26.6	23.5	22.9	1.10	1.15	54.5	52.0
Ave(SD)	65.1(16.3)	68.7(17.7)	32.5(9.2)	34(5.3)	34.5(7.2)	31(7.4)	1.03(0.13)	1.01(0.17)	59.4(7.6)	61.8(12.7)

※

※

※:p<0.05, Paired sample t-test

表 14 腰部加速度の自己相関左右対称性 Ad1

case	lateral		vertical	
	first time	after three months	first time	after three months
4	-0.40	-0.49	0.52	0.54
7	-0.31	-0.46	0.37	0.53
8	-0.56	-0.31	0.70	0.75
13	-0.56	-0.59	0.79	0.55
15	-0.28	-0.34	0.32	0.40
16	-0.29	-0.43	0.70	0.65
9	-0.74	-0.61	0.63	0.59
11	-0.51	-0.45	0.37	0.34
Ave(SD)	-0.46(0.16)	-0.46(0.11)	0.55(0.18)	0.54(0.13)

表 15 腰部加速度の自己相関同側再現性 Ad2

case	lateral		vertical	
	first time	after three months	first time	after three months
4	0.63	0.43	0.78	0.75
7	0.38	0.57	0.43	0.49
8	0.69	0.78	0.84	0.85
13	0.61	0.42	0.74	0.43
15	0.56	0.45	0.78	0.65
16	0.64	0.55	0.65	0.51
9	0.74	0.58	0.60	0.47
11	0.67	0.43	0.57	0.45
Ave(SD)	0.61(0.11)	0.53(0.12)	0.67(0.14)	0.57(0.16)

4.4.1. 平均歩行速度

初回計測 65.1 ± 16.3 m/min と、3ヶ月後計測 68.7 ± 17.7 m/min の比較で有意差が認められた ($p < 0.05$).

4.4.2. 大腿部 pitch 方向スイング角度

左右で変化量が異なった。左大腿の初回計測は $32.5 \pm 7.2^\circ$ 、3ヶ月後計測では $34 \pm 5.3^\circ$ となり有意差は認められなかった。右大腿の初回計測は $34.5 \pm 7.2^\circ$ 、3ヶ月後計測では $31 \pm 7.4^\circ$ となり有意差が認められた ($p < 0.05$).

4.4.3. 歩行周期と歩行率

歩行周期は初回計測 1 ± 0.12 sec, 3ヶ月後計測 0.9 ± 0.16 sec であった。有意差は認められなかった。歩行率は初回計測 59.4 ± 7.6 step/min, 3ヶ月後計測 61.8 ± 12.7 step/min であった。有意差は認められなかった。

4.4.4. 腰背部加速度の左右対称性 (Ad1) と同側再現性 (Ad2)

左右方向加速度の Ad1 は初回計測 -0.46 ± 0.16 , 3ヶ月後計測 -0.46 ± 0.11 であった。上下方向加速度の Ad1 は初回計測 0.55 ± 0.18 , 3ヶ月後計測 0.54 ± 0.13 であった。有意差は認められなかった。左右方向加速度の Ad2 は初回計測 0.61 ± 0.11 , 3ヶ月後計測 0.53 ± 0.12 であった。上下方向加速度の Ad2 は初回計測 0.67 ± 0.14 , 3ヶ月後計測 0.57 ± 0.16 であった。有意差は認められなかった。

4.5. 考察

本研究の対象者数が少なく、得られた結果を要支援 1 認定高齢者全般に対して一般化することには限界があることを踏まえて考察する。

計測開始時は 19 名を対象としていたが、体調変化、要介護度の変化により対象者が減少した。これは要支援 1 認定者の介護状態が一定ではなく変化するものであり、変化を詳細に捉える必要性があることを意味する。従来のストップウォッチによる計測は簡便で一般的な手法であるが、歩行全体のパフォーマンスの評価であり、介護保険利用者の身体機能の変化を捉えるには情報が足りない。詳細な歩行評価は療法士の観察に委ねられる。歩行観察中の療法士の着眼点として、歩幅や歩行周期、下肢動きの対称性・再現性があり、その着眼点は運動療法の効果判定や転倒予測を目的としているが、観察では限界がある。要支援認定者の歩行状態は様々な要因が複雑に絡んでおり、すべての要因を療法士の観察で洗い出すことは困難であり不確実性を含んでいる。従って、定量的な情報を簡便に得られにくい。本研究のウェアラブルモーションセンサの結果では有意差は得られなかったが、療法士が観察で行う歩行評価の着眼点に注目して大腿 Pitch 角度や歩行周期、再現性、対称性などの評価項目を導くことが出来た。ウェアラブルモーションセンサによる定量評価は合理的な判断が出来、運動療法の効果判定や、訓練の優先順位の決定など有用な意思決定の場面で有力な情報となる。

今回計測した被験者の平均歩行速度は初回計測時 65.1 ± 16.3 m/min であった。これは、健常高齢者の歩行速度 139.8 ± 20 m/min [48] と比較すると、要支援 1 認定者の歩行速度の

低値は顕著であった。

3ヶ月後計測では 68.7 ± 17.7 m/min と有意に増加を示し、少人数ではあるが参加した対象者の歩行速度に影響を与えたことが分かった。

歩行速度は加齢とともに曲線的な低下を示し、50歳以降に若年群より有意に低くなる。また、加齢に伴って歩行中の下肢関節の可動性減少が見られ、それが歩幅減少、歩行速度の低下の要因と考えられる。歩行速度の低下に伴って、歩幅、歩行率も低下するが歩幅の低下のほうが大きい [49]。対象者の右大腿 pitch 角度に有意な低下が見られ、デイケアにて低頻度運動療法を受けていても大腿 pitch 角度の低下は完全に防ぐことは出来ないことが分かった。若年者と同じ速度で歩く場合、歩幅を大きくすることが困難なため、歩行率を多くすることで速度調節を行う。つまり、歩行速度を増加させるためには、歩幅の拡大、歩行率の増大のどちらか一方あるいは両方が必要となる。本研究結果は歩行周期、歩行率に有意な変化は認められなかったことから、低頻度運動療法は歩行周期、歩行率を維持する傾向にあることが分かった。

歩行速度が低下した2例の対象者は初回計測時と比べ3ヶ月後では、左右対称性、同側再現性が減少しており、左右対称性、同側再現性が歩行速度に影響を与えたことが予想される。速度が低下したもう一例では歩行速度増加の要素である大腿 pitch 角度、歩行周期、歩行率は増加しているが、速度増加には至っていない。それは、初回計測時に比べ、3ヶ月後計測では左右対称性、同側再現性がすべての項目で低下していたからである。健常成人の歩行では、上下左右の重心移動は一定のパターンが反復・連続したもので構成されているものである。それを裏付けるように、先行研究 [25] で得られた健常成人の上下方向の Ad1 は 0.89, Ad2 は 0.91, 左右方向の Ad1 は -0.85, Ad2 は 0.85 と高い再現性が見られた。歩行観察時にはその重心移動パターンと対称性・再現性に着目して、対象者の歩行特性を捉える。また対称性・再現性の乱れから外転歩行やぶん回し歩行、外旋歩行などの歩容の成因を探ることになる。

歩行速度の低下を抑えるには、歩幅の拡大と単位時間あたりの歩数の増加につながるトレーニングに加え、両下肢の対称動作、同側下肢の再現的な反復動作が有効であろう。

本研究から、ウェアラブルモーションセンサで歩行評価を実施することで以下のような提案が出来る。

ひとつめは、評価結果から大腿 pitch 角度・歩行周期・歩行率の、どの因子が歩行速度を低下させているのかの判定を行うことで、訓練の選択・導入を個人の歩行能力にあわせて実施することが出来る。例えば、歩行中の大腿の pitch 角度が小さい対象者には股関節

を中心とした可動性改善を目的としたストレッチ, Ad1 の低下には左右対称的なステップ訓練, Ad2 の低下には下肢の振り出しの反復訓練, 歩行周期の延長には下肢の振り出しを早める訓練など, 個人の歩行能力に合わせた訓練を選択・導入することで, 週 1 回の低頻度運動療法であっても歩行速度の改善を効率よく効果的に図ること・転倒予防への寄与が図れると考えられる。

ふたつめは, 1 ヶ月毎のウェアラブルモーションセンサによる歩行計測の実施である。従来, デイケア利用者の運動機能評価は 3 ヶ月毎に実施されており, その結果から介入方法の見直しを行う。しかし, 歩行評価に関してはストップウォッチを用いた時間計測が主であり, 能力低下要因を判定することが困難である。本研究でも従来の見直し期間を参考に, 計測から 3 ヶ月後の比較を実施した。1 ヶ月毎のウェアラブルモーションセンサを用いた計測により詳細に能力低下要因の変化を捉えることが可能であろう。また, ウェアラブルモーションセンサを用いた歩行計測は約 6 分で実施することが出来, 1 ヶ月毎の計測でも臨床現場への負担も少ないことが予想できる。

4.6. まとめ

本研究では, 週 1 回の低頻度運動療法が要支援高齢者の歩行能力への影響を明らかにすることを目的に, ウェアラブルモーションセンサを用いて歩行計測を行った。3 ヶ月に亘る低頻度運動療法を実施した結果, 最大歩行速度の有意な増加が認められた。週 1 回の低頻度運動療法により歩行速度増加の有意差と右大腿 pitch 角度減少の有意差を認め, 低頻度運動療法が歩行に与える影響を確認することが出来た。

要支援認定者や身体機能が弱化した虚弱高齢者など, 適切な運動介入を行うことによって機能回復が可能とされている。しかし, 要支援者とひとくくりに言っても, 身体機能には個人差が大きく, 同じような運動介入を行ったとしてもその効果の出現の仕方は個人によって異なることが予測される [50]。

高齢者の数は今後も増加傾向が予測されており, 予防的施策に利用できる社会的資源(マンパワー, 施設, 設備, 財政等々)は有限である。要支援 1 認定者のデイケア等による運動療法の頻度を増やすことは制度的に行いにくい現状において, 訓練量をもっと増やすためには, ホームエクササイズが有効ではないかと考える。しかしながら, 高齢になるほど運動を一人で継続することは難しいことが報告されており [51], また, 医師, 理学療法士, 作業療法士などによる指導が無いまま行くと, 誤った方法や, やり過ぎを招きかねない。今後は介入形態による違いについても検討されて行く必要がある。

第五章 臨床評価にモーションセンサを利用することの利点・欠点

5.1. ウェアラブルモーションセンサが選択される理由

5.1.1. 定量評価が求められている理由

我が国は超高齢化社会となり、健康長寿、高齢者の転倒予防、要介護者の増加を防ぐために、効果的なリハビリテーションが求められている。効果的なリハビリテーションや介護予防を目的とした運動療法は、医療費や介護保険費の増大を抑える可能性があるとして期待されている。効果的なリハビリテーションのためには科学的根拠に基づいた医療の提供が必要であり、そのため、今までの療法士の主観的評価法から、機器を用いた定量的評価法の臨床導入が求められている。

リハビリテーションの臨床教育の中で、先輩や上司から受ける指導は、観察に基づいた主観的評価が主体である。従来の療法士の経験と知識による主観的な評価は身体機能面だけではなく、精神機能面や人間性も評価項目に含み、対象者や患者の合わせて柔軟に対応することができる。先輩や上司とその場で同時に対象者を観察し動作の確認ができる主観的評価法は、臨床の合間に行われることが多く、日常的に容易に行われている。例えば、いつでもどこでもできるので、時間や整備に制限されないことが挙げられる、特別な準備もいらず、指導に必要な人員も最少人数で行えることがメリットである。

しかしながら、この療法士の経験に基づく評価法は一朝一夕で身につくものではなく、日々の努力と研鑽が必要となり、そのためには数年かかることが予想される。訓練された経験豊かな観察者でも動作中の関節角度の見極め誤差は数度あり、観察による分析でも定量的な関節角度の見極めは困難である。また、その指導方法も勤務する病院・施設の方針により特色があり、日本全体として統一されていない問題もある。効果的な分析を行うには、標準化された特別な観察能力の教育と日々のトレーニングが必要となる。

主観的評価法の問題点としては、その経験値を積むまでの期間だけではなく、情報の記録や共有、再現性に乏しい点があげられる。観察する場面は臨床の一場面の中であり、業務中にその場でカルテや業務日誌に評価結果を記載することは業務上困難な場合が多い。

その点、機器を用いた定量的評価では、情報がデジタルデータとして記憶媒体に残るため、人為的なミスの可能性も拭えないが情報の記録や共有、再現性の問題は解決される。臨床における歩行評価やトレーニングの効果判定を詳細に評価するためにはやはり、多様な機器を使用して定量的計測に基づいて評価することが必要である。

機器を使用した定量評価が求められる理由の一つに、観察による歩行分析の限界を補える点があげられる。観察による歩行分析の限界は、1.6で述べたように、①一時的な記憶であり、長期保存できない、②高速で起こっている身体の変容を目視では観察できない、③

運動は観察出来ても、筋出力や反力は観察できない、④個々の観察者の能力に依存している点がある。

機器を使用した際の計測データはパーソナルコンピュータに保存され、パーソナルコンピュータの保存領域の有る限り長期的に保存することが可能である。3次元動作解析装置で30~200Hz、重心動揺計で20~60Hz、床反力計で100~1000Hz、加速度センサ、角速度センサも100~1000Hzのサンプリング周波数を計測に用いることが多く、人間の目視を凌駕する情報量である。サンプリング周波数が高いほど詳細な情報を得ることが可能となり、身体動揺や動作の変容を客観的に定量的に捉えることが可能である。3次元動作解析装置、重心動揺計、床反力計を同時計測することで、観察では見えない床反力や関節モーメントの算出が可能である。ウェアラブルモーションセンサでは、歩行中のRMSから運動出力、歩行中の踵接地の衝撃なども算出できる。また、計測で得られたデータは対象者の動作そのものであり、そこに臨床経験の差や能力の差の影響は無い。機器を用いた定量評価は、観察による歩行分析の限界を補い、医師や療法士の評価を支援するツールである。

5.1.2. ウェアラブルモーションセンサが選択される理由

定量的な評価方法として、3次元解析装置や重心動揺計、床反力計などが開発され、計測装置を用いた歩行分析では、歩行を更に検査するためにコンピューターによる情報通信技術が導入されている装置が使用される。

主観的な運動学的動作解析から、計測・算出・信号解析による客観的な運動学的・運動力学的動作解析へと解析手法が展開されてきた。3次元動作解析装置を用いて関節運動の角度と時間、加速度などの運動学的要素が数値化され、筋電図学的には参加する筋の同定やその活動タイミング、また筋放電の大きさから発揮筋力の推定が可能になった。さらに床反力計との同時計測によって床面から受ける力のベクトルが計測可能となり、画像解析による関節位置と関節運動方向・加速度のデータに床反力ベクトルを加味することで関節モーメントやパワーなどの運動学的解析が行われるようになった。

しかしながら、3次元解析装置や重心動揺計、床反力計などは使用する機器が多く、センサを始めとする機器の管理、メンテナンス、操作方法の習熟と臨床現場では負担となる部分が多い。また機器自体も大掛かりで導入コストも高く臨床場面で用いるには限界がある。リハビリテーションの分野でウェアラブルモーションセンサの応用が進められているのは、定量評価として期待されているだけでなく、3次元解析装置などと比べ導入コストや機器の管理の条件が優れている事も評価法として選択される一因である。

リハビリテーションの対象者である患者や障害を有するものが、動作に困難な場面に出あうのは日常生活場面が多い。研究室や計測を目的とした環境でのみ評価が可能となる3次元解析装置などでは日常場面の身体運動を計測することは不可能である。ウェアラブルモーションセンサは年々、小型化がすすみ、無線が実装され、自宅やデイケアなどの屋内・屋外と、多くの場面で計測することが可能であり、活躍の幅は文字通り広がっている。ウェアラブルモーションセンサは目的に応じてセンサの数を1箇所（腰部） [21] [17]、2箇所（体幹と下肢、両下肢） [18] [19]、3箇所（腰部と両下肢 [23] [38]）と変更することが可能であり、拘束性が低く、患者、対象者への負担が抑えられより日常に近い状況で評価できる点も選択される理由である。評価すべき環境、動作、着眼点となる部位をターゲットに加速度信号、角速度信号を計測評価することが可能なのである。

5.2. 欠点

5.2.1. 自己開発のウェアラブルモーションセンサの運動機能評価には診療報酬点数が無い

EBMが提唱され、効果的なリハビリテーションの検証として研究機関や臨床現場では日々データの収集、解析、論文、学会発表などで公開が繰り返されている。

三次元動作解析装置や重心動揺計と同様の評価が行えるウェアラブルモーションセンサであるが、医療機器として認可されているものはMG-M1100 [52]やゲイトジャッジシステム [53]が主流であり高額な機器となる。本研究で開発使用したウェアラブルモーションセンサでは評価自体に診療報酬点数がつかない。耳鼻咽喉科学的疾患のめまいや身体動揺を検査するために3次元動作分析装置、床反力計、重心動揺計を用いた評価を行った際には250点（1回/月）の診療報酬点数が当てられている。日本リハビリテーション医学会の報告では、リハビリテーションの対象疾患、整形外科的疾患、脳血管系疾患、脳外科系疾患、神経内科学的疾患への適応も可能であるとされ、診療報酬上、認められた評価方法と位置づけられている。3次元動作解析装置や床反力計、重心動揺計が持つ評価指標が定義化されており、その一般性・再現性が周知されている。一方、ウェアラブルモーションセンサを用いた諸研究では、定義化された評価指標や解析方法が統一されていない。

ウェアラブルモーションセンサを用いた計測結果から、各疾患の特徴的な動作の検出方法の統一や評価指標の標準化、計測結果の療法士の理解、医師・患者への説明を重ね、有用性を訴えることで、診療報酬として評価される可能性は残されている。

5.2.2. 医師，療法士へのアウトプット，フィードバック方法の未確立

ウェアラブルモーションセンサの開発の進歩により，得られる情報の精度・量は増えつつ有る．さらなる精度の高い解析方法の開発が進んでいる中で，評価指標の統一は整理されていない．指標を示す言語や概念は開発者，医師，療法士の間で共通理解が得られつつあるが，定義として浸透していない現状があり，対象者への効果的なフィードバック方法が確立できていない点がある．

リハビリテーションの対象者，介護予防を受ける者の大半は高齢者であり，新しい言葉や表現を理解するのに時間を要する者が多数いることが予測される．ウェアラブルモーションセンサが示す評価指標を有効に伝えるためには，見やすいグラフを用いた結果表示，理解しやすい説明，評価結果の管理などの工夫が必要である．例えば，最大歩行テストの時間だけではなく，『横断歩道が青信号で渡れるか，渡れないか』やTUGから『転倒する可能性の有無と，その動作は立ち上がりと座り込みに注意すること』など，より具体的に提示することが必要であろう．

5.2.3. センサを固定するための装着方法

ウェアラブルモーションセンサは小型化が進み，無線でデータをパソコンに送ることができるため，拘束性は日々改善している．拘束性が少なくなるからこそ生じる問題はセンサの固定である．計測する動作と評価する部位によっては，腰部脊柱の直上や大腿骨大転子等の骨を中心としたランドマークにセンサの固定することになる．肥満者では脂肪などの軟部組織によるベルト固定ができないことや，皮膚の伸び縮みによる固定位置のズレ，歩行時の衝撃によるセンサの落下など計測中の事故は多い．手指や上肢の運動を計測する際には計測の基準線がずれてしまえば，正しい評価を行うことは困難である．固定性を高めるために，直接，人体にテーピングで貼り付ける案もあるが，高齢者の皮膚状態は脆く，テープを剥がす際に擦過傷が生じる可能性があり，センサの固定方法，装着方法は今後も改善する必要がある．

5.2.4. ウェアラブルモーションセンサを含む定量評価方法の実践指導の不足

日々の臨床経験，研修活動，上司，先輩からの指導を受けて療法士の経験値を積んでいくが，その卒後教育は地域格差，施設による差がある．卒後教育としての指導方法によってもまだ一定の基準は無く，先進的に定量評価を取り入れている病院・施設と伝統的な評

備手法を主にしているところがある。しかしながら、国家資格を取得したばかりの理学療法士はすぐに実践で活躍できることは少ない。近年の理学療法育成の教育機関、専門学校では、3次元動作解析装置の導入が義務付けられており、伝統的な評価法の教育に加え、卒前教育として機器を用いた定量評価も取り入れられているが、理学療法の歴史から、その教育を受けたものは未だ少ない。

本研究で示した様に、ウェアラブルモーションセンサを用いることで、歩行時の股関節の可動角度や歩行周期、歩行の再現性や対称性が評価でき、TUG や FSST などの複雑な一連の動作を区分することが可能である。ウェアラブルモーションセンサから得られた情報は、経験者を長く積んだ療法士の計測値でも、新人療法士の計測値でも、値は同じであり、そこに経験値や地域格差、施設による治療の指針などの影響は無い。つまり、機器を用いた定量評価はある一定水準以上の情報をもたらすことが可能であり、療法士の基礎的な評価能力を底上げすることが可能である。療法士を支援する定量評価としてウェアラブルモーションセンサが優れている点である。

5.3. ウェアラブルモーションセンサを用いた臨床評価の応用

脳卒中片麻痺者、介護保険認定者を対象に臨床の運動機能評価で用いられている 10m 歩行テスト、TUG、足踏み、FSST について、ウェアラブルモーションセンサを用いて定量的な評価を試みた。

5.2.1. 10m 歩行テスト

脳卒中片麻痺者を対象に臨床の運動機能評価で用いられる 10m 歩行テストの快適歩行速度、全力歩行をウェアラブルモーションセンサを用いて計測し、動作の再現性と麻痺側下肢、非麻痺側下肢の特徴を見出す試みを行った。

全力歩行速度は有意に増加し、角速度情報から得られた歩行率の増加と歩行周期の短縮が要因であることを的確に評価し、脳卒中麻痺者が歩行速度を高める際に歩数を増大することで対応していることが確認できた。

最大歩行という課題により対象者の最大限の能力が引き出されたとき、非麻痺側下肢の roll 方向角度の再現性は低下した。麻痺側下肢の機能を代償するために、非麻痺側のばらつきが生じ、再現性が低くなったと考える。

歩行中の大腿 pitch 角度は快適歩行、最大歩行を通して ICC が 0.81~0.96 値と再現性が高く、最大歩行では pitch 角度の増大傾向から、股関節屈曲伸展が歩行の推進力であるこ

とを裏付けた。非麻痺側股関節 roll 角度, yaw 角度はばらつきが目立ち, 歩行周期の断定には適さないことが分かる。しかしながら, その非麻痺側股関節 roll 角度, yaw 角度の再現性の低さは, 麻痺側下肢の動きを代償した結果であり, 新たな着眼点でもある。非麻痺側下肢は, 歩行中, 麻痺側を代償することは臨床でも観察されるが, その代償機能が十分に発揮できない被験者であったなら, 歩行速度の増加に対して, 両下肢ともに再現性は低かったことが予想される。ウェアラブルモーションセンサを両下肢に装着し, 全力歩行時の角度の再現性を計測することで, 非麻痺側の代償能力の有無, 程度を判断できる指標になる可能性が含まれる。今後の課題として全力歩行速度が不良な被験者の標準化を図るとともに, 代償機能の指標に応用することが必要であると考えられた。

5.2.2. TUG を用いた機能的移動能力の動作評価とその意義

従来の TGU は実施時間計測が指標であり, その転倒リスクの明確な判断基準は時間のみであった。TUG の観察による動作フェーズ区分は, 座位からの立ち上がり, 往路歩行, 方向転換, 復路歩行, 着座が限界であるが, 角速度信号を用いた TUG の動作フェーズの区分は更に細かく, 座位姿勢からの前傾, 前傾からの立ち上がり, 往路歩行, 方向転換, 復路歩行, 方向転換, 立位からの前傾着座, 前傾からの座位と区分分けが可能となった。また, 前傾からの立ち上がりと方向転換, 立位からの前傾着座に高転倒リスク者の特性が含まれることを検出した。この詳細な区分とその区分毎の加速度信号, 角速度信号から検出した指標から対象者毎の弱化した機能を見出すことができ, 運動療法のプログラムの一考を支援する情報を得ることが可能であった。

5.2.3. 足踏みを用いた下肢運動機能評価がもたらす可能性

足踏み動作に含まれる運動構成は左右への重心移動, 片足立ち, 下肢の振り上げがあり, 歩行動作にも類似しており, 臨床場面では, 歩行訓練前の重心移動訓練として用いることがある。本研究では足踏みテストが要支援者のバランス能力を評価できる可能性を示した。足踏みは, 前方への移動を伴わない左右への重心移動のため, 反復した重心移動コントロール訓練にもなり, 実施環境にとらわれない訓練, 評価テストとして有用性を持つ。

5.2.4. 角速度信号を用いた FSST の移動方向の区別とその意義

FSST は 4 面に分けた区間を前後左右に移動しその到達時間をストップウォッチで計測

する簡便な評価法である。前後左右への素早いまたぎ動作、ステップ動作、方向転換が必要であり、FSST の到達時間や遂行中の観察だけでは、日常でも見られるような前後左右の移動を伴う重心移動を評価することはできない。たとえ VTR の情報から移動歩行毎に区分を行ったとしても、移動方向毎の時間だけでは対象者の運動機能を評価することは困難である。本研究で用いた解析手法を用いることで、移動方向ごとに腰部、下肢の特徴を検出し、左右移動時に片麻痺者の特徴が見られた。それは片麻痺者ならでの一側に偏った動的バランスの戦略そのものである。

5.2.5. ウェアラブルモーションセンサを用いた長期的運動評価への応用

虚弱高齢者や要介護要支援認定者の体調は日々のリハビリテーション、継続的な運動療法を実施することで現在の体調や運動機能を保つ事が可能である。しかしながら、予備体力の低下している虚弱高齢者や要介護要支援認定者は風邪や転倒などを契機に体調不良、潜在的な疾患、あらたな疾患に罹患する、要介護度が高まることがある。本研究でも計測開始時は 19 名を対象としていたが、体調変化、要介護度の変化により対象者が減少した。これは要支援 1 認定者の介護状態が一定ではなく変化するものであり、変化を詳細に捉える必要があることを意味する。この運動機能の大きな変化は日々の評価では変化はごく僅かでも、日数を重ねることでその差は大きく広がる。介護保険分野では 3 ヶ月毎に運動機能評価を行い、運動療法対象者の初期評価と定期的な評価を繰り返し比較することを行う。しかしながらその評価もストップウォッチを用いた 10m 歩行テストや TGU の実施時間の計測、日常生活動作の問診や観察による評価が主流でありそこに定量評価は存在しない。

本研究のウェアラブルモーションセンサの結果では有意差は得られなかったが、療法士が観察で行う歩行評価の着眼点に注目して大腿 Pitch 角度や歩行周期、再現性、対称性などの評価項目を導くことが出来た。ウェアラブルモーションセンサによる定量評価は合理的な判断が出来、運動療法の効果判定や、訓練の優先順位の決定など有用な意思決定の場面で有力な情報となる。本研究結果は歩行周期、歩行率に有意な変化は認められなかったことから、低頻度運動療法は歩行周期、歩行率を維持する傾向にあることが分かった。また低頻度運動療法を介入していても歩行速度が低下した被験者では、初回計測時と比べ、左右対称性、同側再現性が減少しており、左右対称性、同側再現性が歩行速度に影響を与えたことが予想される。速度が低下したもう一例では歩行速度増加の要素である大腿 pitch 角度、歩行周期、歩行率は増加しているが、速度増加には至っていない。それは、初回計測時に比べ、3 ヶ月後計測では左右対称性、同側再現性がすべての項目で低下していたから

である。従来の観察による主観的な評価では、今回の定量評価から導いた左右対称性や同側再現性の低下が歩行速度の因子の一つであったことは、従来の観察による主観的な評価では導くことは困難である。

また、評価結果から、歩行速度低下者別に運動療法プログラムを組み直すことも可能であることを示すことができた。

5.3.6. 結語

本研究では、歩行テストや TUG などの機能的移動評価、前後左右へのステップを用いた FSST を動作のながれをとめることなく、臨床的に用いられている方法で計測し、定量評価情報を得ることを試みた。加速度信号は生体の運動出力を検出し対称性や再現性を定量的に評価することが可能であった。角速度信号は、動作フェーズを検出するために有効であり、療法士が行っていた観察による主観的な評価方法では区別することが困難な動作フェーズの特定が可能であった。また、歩行中の股関節の 3 次元的な可動角度を検出することができ、その信頼性の高さも実証した。

本研究のウェアラブルモーションセンサを用いることで、日常生活において物を避ける、人とのすれ違い時の接触を避けるなど左右方向への移動を余儀なくされる場面において、転倒しやすい方向の指導や予防ができる可能性がある。TUG や FSST は到達時間によるパフォーマンスのテストと評価されていたが、前後左右へ移動方向毎による細部にわたる分類を行うことによって、動作時の情報が詳細に得られることができる。

今回計測したウェアラブルモーションセンサを用いた定量評価は従来の観察による主観的な評価法では導けない情報を提供することができ、療法士の臨床評価を支援するツールであると示唆された。

5.3.7. 今後の展望

本ウェアラブルモーションセンサならびに、解析方法はリハビリテーションの定量評価に有効活用されることが期待される。具体的には、リハビリテーション介入開始時の初期評価、定期的な運動機能評価、担当者会議や本人、家族への説明時の客観情報の提示など多様な臨床場面で積極的に利用されることが期待される。本システムでは、説明時のフィードバック方法については言及していない。今後の課題としては計測から解析までの効率化、情報共有のためのフィードバック方法の確立、個人データの管理であると考えられた。

謝辞

本研究を開始するにあたり 社会人の著者に対して研究の機会を与えて頂き、暖かいご指導を賜りました，千葉大学フロンティア医工学センター 兪 文偉教授に心より深謝致します。また本研究に絶大なご支援とご指導を賜りました，大阪電気通信大学医療福祉工学部 田村俊世教授，関根正樹准教授に深く感謝致します。

本研究を遂行するにあたり，多大なるご協力と理解を賜りました，藤元登四郎 理事長，大悟病院 辻 美和先生をはじめとするリハビリテーション職員に深く感謝致します。

本研究の一部は独立行政法人 情報通信研究機構（NICT）の高齢者・チャレンジド向け通信・放送サービス充実研究開発助成金（平成 21 年度，平成 22 年度），医科学応用研究財団，JSPS 科研費 26350855，平成 24 年度地域イノベーション戦略支援プログラム「無意識計測・検査法によるヘルスケアシステムの開発」の助成を受けたものであり，ここに記して，感謝の意を表します。

引用論文

1. 国立社会保障・人口問題研究所. 日本の将来推計人口（平成 24 年 1 月推計）. 国立社会保障・人口問題研究所. (オンライン) (引用日: 2014 年 3 月 21 日.)
<http://www.ipss.go.jp/syoushika/tohkei/newest04/gh2401.pdf>.
2. 厚生労働省. 平成 24 年度 国民医療費の概況. (オンライン) 厚生労働省. (引用日: 2015 年 1 月 10 日.) <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-iryohi/12/>.
3. -. 平成 24 年度 介護保険事業状況報告（年報）. (オンライン) 厚生労働省. (引用日: 2015 年 1 月 10 日.)
http://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/12/dl/h24_gaiyou.pdf.
4. -. 平成 25 年 国民生活基礎調査の概況 IV介護の状況. (オンライン) (引用日: 2015 年 1 月 10 日.) <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa13/dl/05.pdf>.
5. -. 介護予防マニュアル（改訂版）. (オンライン) 2012 年. (引用日: 2015 年 1 月 10 日.)
http://www.mhlw.go.jp/topics/2009/05/dl/tp0501-1_1.pdf.
6. 橋立博幸, ほか. 高齢者における筋力増強運動を含む機能的トレーニングが生活機能に及ぼす影響: 理学療法学 39 (3), pp. 159-166. 2012.
7. 稲葉康子, ほか. 包括的高齢者運動トレーニングに参加した地域在住高齢者の長期的身体機能の変化: 日老医誌 43, pp. 368-374. 2006
8. 伊藤元, ほか. 健常男子の最大歩行時における歩行周期の加齢変化: 日老医誌 26(4), pp. 347-352. 1989
9. 木村貞治. EBPT の実現に向けて: 理学療法科学 22 (1), pp. 19-26. 2007
10. 内山靖, 小林武, 間瀬教史. 計測法入門, 測り方, 測る意味. 東京: 協同医書出版, pp. 156-193. 2003
11. 佐藤房郎. 臨床における歩行分析: 理学療法学 30 (4), pp. 249-253. 2003

12. 月城慶一, ほか. 観察による歩行分析. 東京 : 医学書院, p. 82. 2005
13. 西嶋尚彦 , 大塚慶輔. 高齢者の運動能力とその測定法 : 体力科学 52, pp. 97-104. 2003
14. 望月久 , 金子誠喜. 臨床的バランス能力評価指標に関するアンケート調査報告 : 理学療法学 24 (2) , pp. 205-213. 2009
15. 柗幸伸, ほか. 3 軸角速度センサを用いた動作分析の試み : 理学療法科学 20(2), pp. 93-98. 2005
16. WaiYinWong , ManSangWong. Measurement of Postural Change in Trunk Movements Using Three Sensor Modules : Instrumentation and Measurement 58(8), pp. 2737 - 2742. 2009
17. 柗幸伸. 3次元加速度計による重心動揺評価 : 理学療法科学 19 (4) , pp. 305-309. 2004
18. 大坂裕, ほか. 歩行分析における加速度計の適切な装着部位 : 理学療法科学 26(6), pp. 785-789. 2011
19. TamuraToshiyo, ほか. Classification of acceleration waveforms during walking by wavelet transform : Methods of Information in Medicine, vol.36 (4-5), pp.356-359. 1997
20. SekineMasaki, ほか. Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record : Medical Engineering & Physics, vol. 22(4), pp. 285-291. 2000
21. AkayMetin, ほか. Unconstrained monitoring of body motion during walking: IEEE Engineering in Medicine Biology Magazine, vol. 22(3), pp. 104-109. 2003
22. SekineMasaki, ほか. Investigating body motion patterns in patients with Parkinson's disease using matching pursuit algorithm : Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 42(1), pp. 30-36. 2004
23. 関根正樹, ほか. ウェアラブルモーションセンサを用いた片麻痺患者における歩行自

立度の定量化：生体医工学 49(1), pp. 212-219. 2011

24. 小椋一也, ほか. 通常歩行時の骨盤加速度に注目した歩行分析-若年者における歩行時加速度の特徴的パターンの同定に関する検討：理学療法科学 20(2), pp. 171-177. 2005

25. 木藤伸宏, ほか. 加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下腿運動の解析：理学療法学 31(1), pp. 86-94. 2004

26. 本井幸介, ほか. 姿勢・歩行速度の無高速同時計測法に関する基礎的検討：生体医工学 41(4), pp. 273-279. 2003

27. 竹之下航洋, ほか. 携帯型加速度モニタ装置を用いた高齢者の定量歩行評価システム：生体医工学 43(1), pp. 140-150. 2005

28. 山田実, ほか. 体幹加速度由来歩容指標による歩容異常の評価：理学療法学 33(1), pp. 14-21. 2006

29. 大瀧保明, 佐川貢一, 猪岡光. 加速度センサとジャイロを用いた連続歩行分析アルゴリズム：日本機械学会論文集 (C編) 67 (655), pp. 192-198. 2001

30. 三好寿顕, ほか. ワイヤレスモーションセンサによる健常高齢者と要支援者における下肢運動機能の評価：電気学会論文誌 C 132(1), pp. 104-110. 2012

31. 中村隆一, 齋藤宏. 基礎運動学 第5版：医歯薬出版, pp. 333-334. 2000

32. MoeNilssen, R HelbostadJL. Estimation of gait characteristics by trunk accelerometry：J Biomech 37, pp. 121-126. 2004

33. 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩. 臨床運動学 第3版. 東京：医歯薬出版, 2002.

34. -. 臨床運動学 第3版. 東京：医歯薬出版, pp. 403-404. 2002

35. PodsiadleD, RichardsonS. The timed "Up & Go" a test of basic functional mobility for frail elderly persons：Journal of the American Geriatrics Society 39(2), pp. 142-148. 1991

36. Shumway-CookA, BrauerS, WoollacottM. Predicting the probability for fall in

community dwelling older adults using the Timed Up & Go Test : Phys Ther 80, pp. 896-903. 2000

37. **今泉寛**. 高齢障害者の移動能力における簡易評価法の開発とその有効性 : 昭和医学会誌 59 (1) , pp. 73-86. 1999

38. **DiteW , TempleVA**. A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults : Arch Phys Med Rehabil 83, pp. 1566-1571. 2002

39. **DienerH-C**. The coordination of posture and voluntary movement in patients with hemiparesis : J neurol 240, pp. 161-167. 1993

40. **ThilmannAF , FellowsSJ**. Pathological stretch reflexes on the "good" side of hemiparetic patients : J Neurol Neurosurg Psychiatry 53, pp. 208-214. 1990

41. **長谷公隆**. 代償運動とそのメカニズム (1 2) - 片麻痺患者における代償運動 : 臨床リハ 8 (10) , pp. 984-989. 1999

42. **LucaPalmerini, ほか**. Quantification of Motor Impairment in Parkinson' s Disease Using an Instrumented Timed Up and Go Test : IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING 21 (4) , pp. 664-673. 2013

43. **東裕二, ほか**. 脳卒中片麻痺者における Timed Up and Go test の動作フェーズの検出に関する検討 : 生体医工学 44 (4) , pp. 739-746. 2006

44. **Nor Aini Zakariaab, ほか**. Quantitative analysis of fall risk using TUG test : Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering 18(4), pp. 426-437. 2015

45. **DuncanPW, WeinerDK , ChandlerJ**. Functional reach, a new clinical measure of balance : J Gerontol 45(6), pp. 192-197. 1990

46. **島田裕之 , 内山靖**. 高齢者に対する 3 ヶ月間の異なる運動が静的・動的姿勢バランス機能に及ぼす影響 : 理学療法学 28(2), pp. 38-46. 2001

47. 藤原求美, ほか. Four Step Test の信頼性と妥当性について, 脳卒中患者・骨関節疾患患者・健常高齢者における検討 : 理学療法学 33(6), pp. 330-333. 2006
48. 桑江豊, ほか. ウェアラブルモーションセンサを用いた要支援認定者の3ヶ月に亘る低頻度運動療法の前後比較 : 生体医工学 50(6), pp. 535-542. 2012
49. 猪飼哲夫. 高齢者・片麻痺者の転倒とバランス機能 : リハビリテーション医学 43(1), pp. 140-150. 2006
50. 山本澄子, ほか. 片麻痺患者の歩行と短下肢装具 : 医歯薬出版, p. 96. 2005
51. 高橋正明, 山本澄子. MOOK6 運動分析 : 三輪書店, p. 98. 2000
52. 厚生労働省. 平成20年介護保険事業状況報告(年報)について.(オンライン)2010年.(引用日:2011年6月2日.)
<http://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/08/dl/01.pdf>.
53. -. 平成19年国民生活基礎調査.(オンライン)2009年.(引用日:2010年12月13日.)
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa07/toukei.htm>.
54. 加藤雄一郎, 川上浩, 太田寿城. 高齢期における身体活動と健康長寿 : 体力科学 55, pp 191-206. 2006
55. 伊藤祐介, ほか. 介護予防事業の運動介入が運動機能及び健康関連 QOL に及ぼす影響について : 理学療法学 25 (5), pp 779-784. 2010
56. 大高洋平, ほか. エビデンスからみた転倒予防プログラムの効果 : 1. 狭義の転倒予防 : リハビリテーション医学 40(6), pp 374-388. 2003
57. 厚生労働省. 介護保険制度平成18年4月改正関係通知等.(オンライン)2008年.(引用日:2010年3月20日.)
<http://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/hoken/seido/0604/dl/06-1.pdf>.
58. 伊藤元, ほか. 健常老年者における最大歩行速度低下の決定因—重心移動と歩行率の関係— : 理学療法学. 17(2), 1990. ページ: 121-123. 1990

59. 植松光俊. MOOK6 運動分析 : 三輪書店, pp 127-128. 2000
60. 新井武志, ほか. 地域在住高齢者の身体機能と高齢者筋力向上トレーニングによる身体機能改善効果との関係 : 日本老年医学会. 3, pp 781-788. 2006
61. 日野原重明. 循環器疾患予防のための生活習慣に関する研究 : 日本公衆衛生誌. 29(7), pp 309-319. 1982
62. 株式会社 LSI. 歩行分析計 MG-M1110. 歩行分析計. (オンライン) 株式会社 LSI. (引用日: 2015 年 5 月 15 日.) <https://www.searchgait.com/medical/product/mg-m1100.html>.
63. パシフィックサプライ株式会社. ゲイトジャッジシステム. パシフィックサプライ株式会社. (オンライン) パシフィックサプライ株式会社. (引用日: 2015 年 5 月 18 日.) <http://www.p-supply.co.jp/products/436>.

本研究に関連した研究発表論文

〈論文〉

1) 桑江 豊, 三好 寿顕, 関根 正樹, 辻 美和, 藤元 登四郎, 田村 俊世: ウェアラブルモーションセンサを用いた要支援認定者の3ヶ月に亘る低頻度運動療法の前後比較, 生体医工学, Vol. 50, No. 6, pp. 535-542, 2012

2) 桑江 豊, 関根 正樹, 田村 俊世, 藤元 登四郎, 兪 文偉: ウェアラブルモーションセンサを用いた脳卒中片麻痺者の Four Square Step Test における前後左右移動の評価, 生体医工学, Vol. 53, No. 1, pp. 32-39, 2015

〈参考論文〉

1) 三好寿顕, 沼田崇之, 桑江豊, 関根正樹, 辻美和, 岡部一郎, 原圭太, 藤元登四郎, 田村俊世: ワイヤレスモーションセンサによる健常高齢者と要支援者における下肢運動機能の評価, 『電気学会論文誌C』(電子・情報・システム部門誌) Vol. 132, pp.104-110, 2012

2) Nor Aini Zakaria, Yutaka Kuwae, Toshiyo Tamura, Kotaro Minato Shigehiko Kanaya: Quantitative analysis of fall risk using TUG test, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 18, Issue 4, pp.426-437, 2015

〈学会発表〉

1) 沼田崇之, 関根正樹, 田村俊世, 桑江豊, 辻美和, 三好寿顕, 花田恵太郎: "ワイヤレスモーションセンサを用いた高齢者の下肢運動機能の評価" 生体医工学シンポジウム 2010. 札幌

2) 沼田崇之, 関根正樹, 田村俊世, 桑江豊, 辻美和, 三好寿顕, 花田恵太郎: "ワイヤレスモーションセンサを用いた足踏み運動による高齢者の歩行能力の評価" 第50回日本生体医工学学会大会 2011. 東京

3) Yutaka K, Sekine M, Higashi Y, Fujimoto T, Tamura T: "What physical examination is reliable for evaluating walking performance in hemiplegic patients - By monitoring in wearable motion sensors. "World Congress 2012 Medical Physics and Biomedical Engineering 2012. Beijing

- 4) 桑江豊, 木村裕一, 関根正樹, 藤元登四郎, 田村俊世: "脳卒中片麻痺者におけるワイヤレスモーションセンサを用いた **Four Square Step Test** の有用性の検証" 生体医工学シンポジウム 2012. 大阪
- 5) 桑江豊, 関根正樹, 藤元登四郎, 田村俊世: "ウェアラブルモーションセンサを用いた脳卒中片麻痺者の **Four Square Step Test** における側方移動の評価" 生体医工学シンポジウム 2013. 福岡
- 6) 桑江豊, 関根正樹, 藤元登四郎, 田村俊世, 兪文偉: "ウェアラブルモーションセンサを用いた脳卒中片麻痺者の **Four Square Step Test** における前後左右移動の評価" 生体医工学シンポジウム 2014. 東京