

足底知覚学習トレーニングが
高齢者の歩行安定性に及ぼす影響
—転倒予防を目的として—

研究代表者

中野 英樹^{1) 2)}

共同研究者

森岡 周³⁾

川見 清豪⁴⁾

福本 貴彦⁵⁾

- 1) 摂南総合病院認知神経リハビリテーションセンター，理学療法士
- 2) 畿央大学大学院健康科学研究科神経リハビリテーション研究室，大学院生
- 3) 畿央大学健康科学部理学療法学科，教授
- 4) 東大阪山路病院リハビリテーション科，理学療法士
- 5) 畿央大学健康科学部理学療法学科，准教授

〒571-0041

大阪府門真市柳町 1-10

TEL:06-6909-0300 FAX:06-6906-0897

提出年月日

2011年2月26日

【はじめに】

世界保健機構の2010年世界保健統計によると、日本人の平均寿命は83歳で193カ国中第1位であり、さらに60歳以上の人口の割合も日本は29%で世界第1位となっている。また、国立社会保障・人口問題研究所の2010年人口統計資料集の発表によると、日本の高齢化率は22.57%と世界第1位であり、2050年には37.84%に達し、3人に1人以上が65歳以上の高齢者になると推測されている。このように高齢社会が進行し、超高齢社会を迎えた今、在宅医療にて高齢者の要介護状態を予防・改善することは非常に重要な問題である。

厚生労働省の2007年国民生活基礎調査によると、「転倒・骨折」が原因で要支援・要介護と認定された人は全体の9.3%を占めている。地域在住高齢者における年間転倒発生率は10～20%であることが報告されており¹⁻³⁾、さらに要介護認定を受けた高齢者の年間転倒発生率は25.3%であることが報告されている⁴⁾。また、転倒既往者は再転倒を起こす危険性が高く⁵⁾、転倒への恐怖心により身体活動量が低下することが報告されている⁶⁾。このようなことから、在宅医療にて高齢者の転倒予防を図ることは重要な問題である。

高齢者の転倒要因の1つとして、加齢と共に衰える立位姿勢制御能力の低下が報告されている⁷⁾。ヒトの立位姿勢制御には視覚系、体性感覚系、前庭迷路覚系からの求心性情報が重要な役割を果たしている⁸⁾。なかでも床と唯一接地している足底の体性感覚は立位姿勢制御に深く関与していることが報告されている⁹⁻¹⁰⁾。しかしながら、足底の体性感覚は加齢に対して直線的に低下することが報告されており¹¹⁾、転倒経験のある高齢者の足底感覚は、転倒経験のない高齢者よりも有意に低下することが報告されている¹²⁾。このようなことから、立位姿勢制御能力を向上させ、高齢者の転倒を予防・改善させるため、足底感覚に着目した臨床介入が必要になると考える。足底感覚に着目した先行研究として、足底での硬度弁別を用いた知覚学習トレーニングにより、高齢者の立位重心動揺およびファンクショナルリーチが有意に向上することが報告されている¹³⁾。従来、転倒と相関がある指標として下肢筋力、片脚立位保持時間、立位重心動揺、ファンクショナルリーチなどが多く用いられてきた。しかしながら、これらの指標は歩行能力を直接評価するものではない。高齢者の転倒の多くは歩行中に生じることが報告されていることから¹⁴⁾、転倒の評価として歩行中の分析が重要であると考え。近年、歩行能力を直接評価する方法として、加速度センサを用いた歩行中の加速度変化を分析する方法が提案されている¹⁵⁾。そこで本研究では、足底の硬度弁別を用いた知覚学習トレーニングが高齢者の歩行安定性に及ぼす影響について、無線型3軸加速度計を用いて明らかにすることを目的とした。

【対象と方法】

1. 対象者

対象は 65 歳から 84 歳までの地域在住高齢者 72 名（男性 39 名，女性 33 名）とした。その詳細を表 1 に示す。いずれの対象者も本研究の課題遂行に支障となるような整形疾患，神経疾患，精神疾患は認められなかった。また，全ての対象者に対して本研究の目的と内容，利益とリスク，個人情報の保護および参加の拒否と撤回について十分に説明を行った後に参加合意に対して自筆による署名を得た。なお，本研究は摂南総合病院研究倫理委員会に申請し，研究実施の承認を得た。

対象者 72 名をコンピューターの乱数発生プログラム (Microsoft Office Excel 2010 RAND 関数) を使用して，介入群 36 名（男性 20 名，女性 16 名）と対照群 36 名（男性 19 名，女性 17 名）に無作為割付けした。その詳細を表 2 に示す。なお，この作業は第三者が行った。群の割付け情報は，対象者とアウトカム評価者およびデータ解析者に対して盲検化を行い，著者と介入実施者に対しては盲検化しなかった。図 1 に対象者の割付けから群間比較までの流れを示す。

2. 知覚学習トレーニング

36 名の介入群には，床に設置したスポンジの硬度を足底で弁別する課題（以下，弁別課題）を立位姿勢にて実施した¹³⁾。弁別課題には，表面素材や形状は同じだが硬度の異なる 5 段階のスポンジ（イノアック社製）を用いた（図 2-A）。弁別課題は，介入実施者と対象者の 2 人 1 組で実施した。まず，介入実施者は床にスポンジを設置し，対象者にはスポンジ上に立位姿勢をとってもらった（図 2-B）。その後，対象者には足底がスポンジから離れないように足部を前後に動かしてもらいながらスポンジを踏んでもらい，そのスポンジの硬度の弁別を求めた。図 3 に弁別課題の流れを示す。まず，対象者には上昇系列（スポンジ 1 から 5 まで），下降系列（スポンジ 5 から 1 まで）に 10 回，スポンジの硬度の弁別を行いながらそのスポンジの硬度の記憶を求めた（言語フィードバックあり）。その後，ランダム表に基づき 10 回，硬度の異なるスポンジを設置し，対象者にはどの硬度のスポンジであるかの弁別を求めた（言語フィードバックなし）。この時の正答数を記録し，これを弁別能力の指標とした。なお，ランダム表はコンピューターの乱数発生プログラム (Microsoft Office Excel 2010 RAND 関数) を使用して作成し，10 回のランダム表には 5 段階のスポンジが各 2 回ずつ含まれるように作成した。

一方，対照群には，コントロール課題として硬度の弁別は求めずに同様の課題を同回数実施した。これらの課題は 14 日間で計 10 日間実施し，計 10 日間の課題前後における歩行中の加速度変化を測定した。

3. データ測定

加速度の測定には，無線型 3 軸加速度計 (Bycen 社製，LegLOG) を用いた（図 4）。無線

型 3 軸加速度計の大きさは縦 38×横 38×厚さ 11mm, 重量は 18.2g であり, サンプリング周波数 200Hz にて記録された. 記録された加速度データは, Bluetooth ワイヤレステクノロジーによりリアルタイムでパーソナルコンピュータに転送された.

加速度計の装着部位は, Auvinet ら¹⁶⁾や Moe-Nilssen ら¹⁷⁾の報告と同様に, 対象者の重心位置に近く, 重心移動に近似する第 3 腰椎棘突起部とし, ゴムベルトを用いて固定した. 対象者には加速・減速路を 2.5m ずつ含む 15m の直線歩行路を自由歩行条件下にて歩行してもらい, 中間 10m の歩行中の加速度を測定した. また, ストップウォッチを用いて中間 10m の歩行時間を計測し, 歩行速度を算出した. また, 靴が歩行速度¹⁸⁾やバランス能力¹⁹⁾, 加速度²⁰⁾に与える影響を除外するために, 裸足にて歩行を行った.

加速度計より得られたデータから X 軸 (左右方向), Y 軸 (上下方向), Z 軸 (前後方向) の Root Mean Square (以下, RMS) を算出した. RMS は, 歩行の安定性を表す指標として有用であり, この RMS の値が大きいくほど身体の動揺が大きく, 不安定な歩行であることが報告されている²¹⁻²⁴⁾. また, RMS は歩行速度の影響を受け, その 2 乗倍に比例することから²¹⁾, 歩行速度の 2 乗値で除すことで調整した.

RMS は以下の式にて算出した.

RMS (Root Mean Square)

$$\text{RMS}\{a(t)\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} a^2(t) dt \right)^{\frac{1}{2}}$$

加速度信号 : a

4. 解析

計 10 日間の弁別課題における正答数の比較には, 一元配置分散分析を使用し, post hoc test として Tukey 法を用いて統計処理した. 計 10 日間の弁別課題前後の RMS の比較には, paired t-test を用いて統計処理した. なお, 統計処理には Dr. SPSS2 (SPSS 社製) を使用した. 有意水準は全て 5%未満とした. また, 専用の解析ソフト (Bycen 社製) を使用し, 加速度計より得られたデータからリサージュ波形を求めた (図 5).

【結果】

1. 計 10 日間の弁別課題における正答数の変化 (表 3)

課題日数が進むにつれて正答数の有意な増加を認めた。post hoc test では、1 日目と比較して 5-6-7-8-9-10 日目に有意な増加を認めた ($p < 0.01$)。

2. 計 10 日間の弁別課題前後の RMS の比較 (表 4)

介入群では、課題前と比較して課題後の X 軸, Y 軸, Z 軸の RMS に有意な減少を認めた ($P < 0.01$, $P < 0.05$)。一方、対照群では有意な差を認めなかった。

【考察】

介入群における計 10 日間の弁別課題の正答数の変化において、課題日数が進むにつれて正答数の有意な増加を認めた。このことからスポンジの硬度弁別課題を用いた知覚学習トレーニングにより足底の弁別能力が向上したことが考えられる。

計 10 日間の弁別課題前後の RMS の比較において、介入群では課題前と比較して課題後の X 軸, Y 軸, Z 軸の RMS に有意な減少を認めた。一方、対照群では有意な差を認めなかった。介入群と対照群では、計 10 日間の弁別課題において足底から入力された感覚情報は同じである。しかしながら、介入群では足底から入力された感覚情報を記憶して弁別するという知覚過程が含まれている。運動学習理論において知覚能力が向上するに伴い、運動能力が向上することが報告されている²⁵⁻²⁶⁾。これは、ある運動実行に必要な知覚能力が向上することで、その運動に対する内的基準 (internal reference)²⁷⁾ が確立され、この内的基準と実際の運動が比較照合されることで、運動の細かな修正が可能となり、運動能力が向上するというものである。歩行制御では視覚系、体性感覚系、前庭迷路覚系からの求心性情報が重要な役割を果たすことが報告されている⁸⁾。また、本研究で実施した足底の体性感覚弁別課題時には、運動前野、補足運動野といった体性感覚情報の比較照合や運動プログラムの生成に関与する運動関連領域が賦活することが報告されている²⁸⁾。これらの報告から本研究においては、スポンジの硬度弁別課題により足底の体性感覚情報を弁別する能力が向上し、歩行制御に必要な足底の体性感覚情報を適切に知覚することができるようになったことで歩行中の動揺の細かな修正が可能となり、RMS が減少したと考える。

本研究により、スポンジの硬度弁別課題を用いた足底知覚学習トレーニングによる足底の弁別能力の向上によって、歩行中の RMS が有意に減少することが明らかとなった。しかしながら、弁別課題によって得られた歩行制御の向上がどれくらいの期間、維持できるかについては検討できていない。また、その歩行制御の向上が実際に転倒を予防できるかどうかについても検討できていない。さらに対象者の能力に見合った課題難易度や課題期間、頻度の設定についても検討できていない。今後は、実際に転倒経験のある高齢者を対象としたリハビリテーション分野へ広く展開し、横断的または縦断的に介入効果を検討していくことで、足底知覚学習トレーニングが歩行制御にどのような影響を寄与するかについて明らかにしていきたいと考える。

【謝辞】

本研究を実施するにあたり多大なご協力をいただいた対象者の皆様，研究協力者の方々に心から深く感謝いたします。本研究は，公益財団法人在宅医療助成勇美記念財団の助成を受けて実施した。

【参考文献】

- 1) Rubenstein LZ: Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*. 2006, 35(Suppl 2): ii37-ii41.
- 2) 柴田博 (研究代表者): 地域の高齢者における転倒・骨折に関する総合的研究. 平成7年度～平成8年度科学研究費補助金研究成果報告書. 1997.
- 3) 新野直明 (主任研究者): 総括研究報告書平成11年度厚生労働省長寿科学総合研究「地域の高齢者における転倒・骨折の発生と予防に関する疫学的研究」報告書. 1999.
- 4) 鈴川芽久美, 島田裕之, 牧迫飛雄馬, 渡辺修一郎, 鈴木隆雄: 要介護高齢者における転倒と骨折の発生状況. *日本老年医学会雑誌*. 2009, 46(4): 334-340.
- 5) Teno J, Kiel DP, Mor V.: Multiple stumbles: a risk factor for falls in community-dwelling elderly. A prospective study. *J Am Geriatr Soc*. 1990, 38(12): 1321-1325.
- 6) Tinetti ME, Richman D, Powell L.: Falls efficacy as a measure of fear of falling. *J Gerontol*. 1990 Nov;45(6):P239-43.
- 7) Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins JJ.: Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture*. 2003, 18(2): 101-108.
- 8) Shumway-Cook A, Woollacott MH: *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. 3rd ed, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2006, pp163-191.
- 9) Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ.: Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res*. 2004, 157(4): 526-536.
- 10) Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ.: The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*. 2004, 156(4): 505-512.
- 11) 森岡 周, 宮本謙三・他: 年代別にみた立位姿勢バランス能力と足底二点識別覚の変化過程. *理学療法ジャーナル*, 2005, 39(10): 919-926.
- 12) Menz HB, Morris ME, Lord SR.: Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2006, 61(8): 866-870.
- 13) Morioka S, Hiyamizu M, Fukumoto T, Kataoka Y, Yagi F.: Effects of plantar hardness discrimination training on standing postural balance in the elderly: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2009, 23(6): 483-491.
- 14) Cali CM, Kiel DP.: An epidemiologic study of fall-related fractures among institutionalized older people. *J Am Geriatr Soc*. 1995, 43(12): 1336-1340.
- 15) Maffiuletti NA, Gorelick M, Kramers-de Quervain I, Bizzini M, Munzinger JP, Tomasetti S, Stacoff A.: Concurrent validity and intrasession reliability of the IDEEA accelerometry system for the quantification of spatiotemporal gait

- parameters. *Gait Posture*. 2008, 27(1): 160-163.
- 16) Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, Barrey E. : Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*. 2002, 16(2): 124-134.
 - 17) Moe-Nilssen R, Helbostad JL. : Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*. 2002, 16(1): 60-68.
 - 18) Arnadottir SA, Mercer VS. : Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Phys Ther*. 2000, 80(1): 17-27.
 - 19) Lord SR, Bashford GM. : Shoe characteristics and balance in older women. *J Am Geriatr Soc*. 1996, 44(4): 429-433.
 - 20) Light LH, McLellan GE, Klenerman L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J Biomech*. 1980, 13(6): 477-480.
 - 21) Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. : Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*. 2003, 18(1): 35-46.
 - 22) Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*. 2003, 32(2): 137-142.
 - 23) Latt MD, Menz HB, Fung VS, Lord SR. : Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Exp Brain Res*. 2008, 184(2): 201-209.
 - 24) Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. : Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait Posture*. 2004, 20(3): 291-298.
 - 25) Schmidt, Richard A. : A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychol Rev*. 1975; 82(4): 225-260.
 - 26) Schmidt RA. : Motor schema theory after 27 years: reflections and implications for a new theory. *Res Q Exerc Sport*. 2003, 74(4): 366-375.
 - 27) Kawato M. : Internal models for motor control and trajectory planning. *Curr Opin Neurobiol*. 1999, 9(6): 718-727.
 - 28) 中野英樹, 三鬼健太, 生野達也, 奥埜博之, 森岡 周 : 座位姿勢における足底の知覚学習課題が脳活動に及ぼす影響 fNIRS による検証. *理学療法学*. 2009; 36(Suppl. 2): 764.

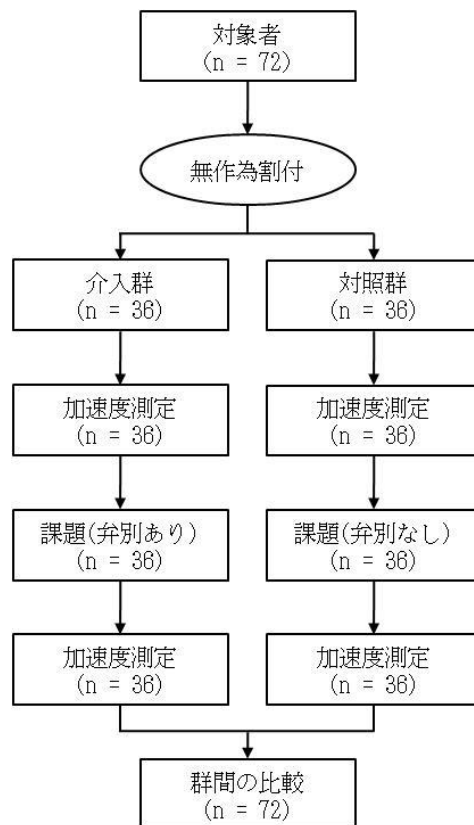
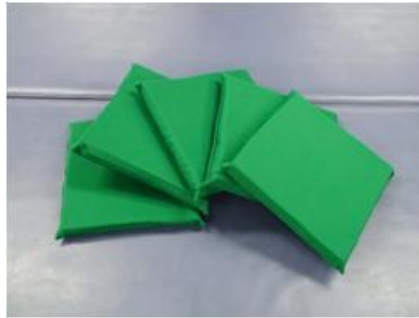


図 1 : 対象者の割付けから群間比較までの流れ



A : 硬度の異なる 5つのスポンジ



B : 課題環境

図 2 : 使用器具と課題環境

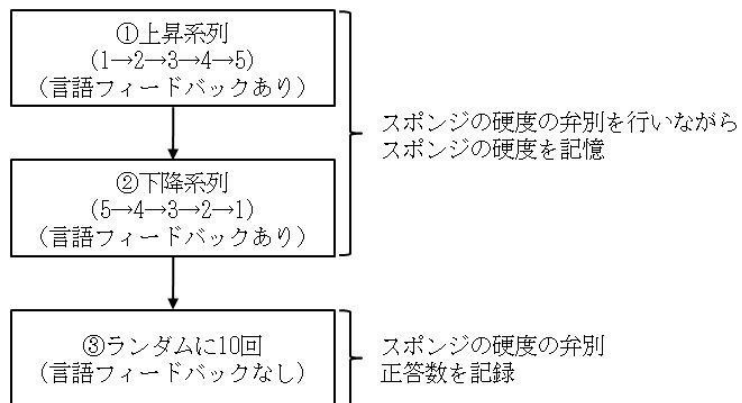
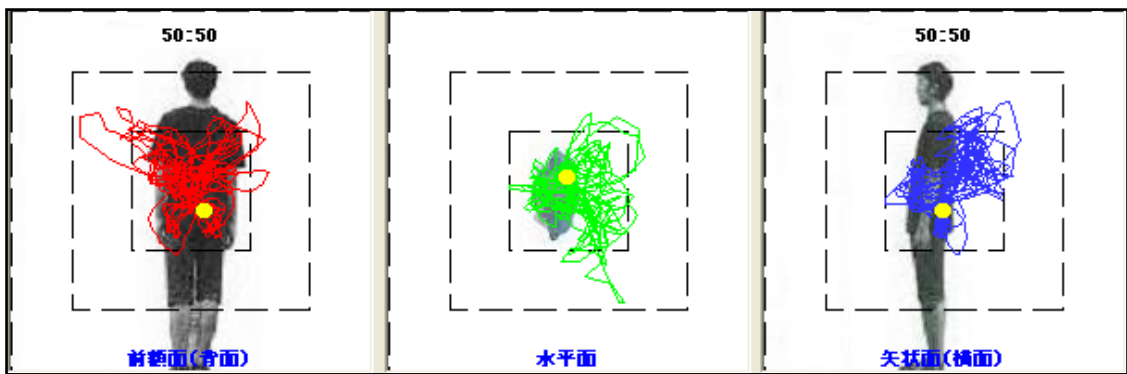


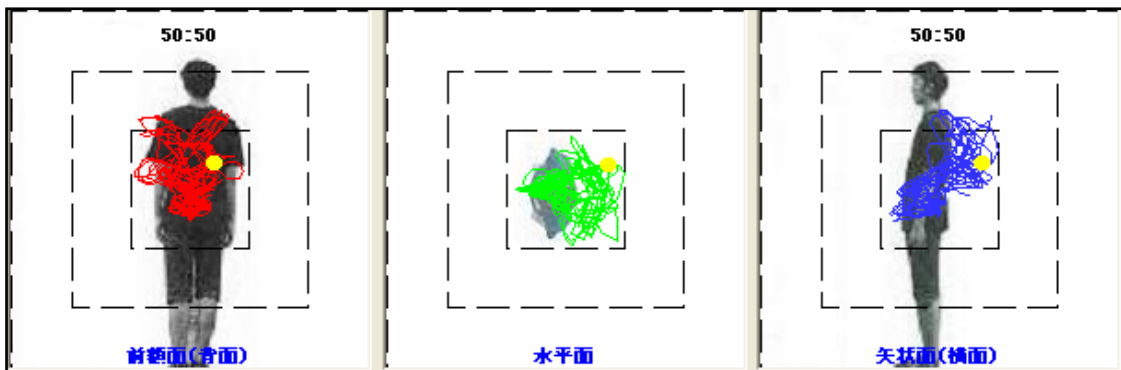
図 3：弁別課題の流れ



図 4 : 加速度計 (Bycen 社製, LegLOG)



A : 課題前



B : 課題後

図 5 : 介入群における課題前後のリサーチ波形

表 1 : 対象者の詳細

		対象者 (n = 72)	
男/女	(人)	39/33	
年齢	(歳)	74.58	± 6.63
身長	(cm)	157.56	± 10.01
体重	(kg)	53.21	± 10.21
Mean ± SD			

表 2 : 介入群と対照群の詳細

	介入群 (n = 36)	対照群 (n = 36)	p値
男/女 (人)	20/16	19/17	—
年齢 (歳)	73.44 ± 6.68	75.72 ± 6.47	0.15
身長 (cm)	157.14 ± 9.68	157.97 ± 10.46	0.73
体重 (kg)	53.00 ± 10.15	53.42 ± 10.41	0.86

Mean ± SD

表 3 : 計 10 日間の弁別課題における正答数の変化

	日										F値	p値
	1日目	2日目	3日目	4日目	5日目	6日目	7日目	8日目	9日目	10日目		
平均値	4.14	4.71	5.14	5.71	6.29	6.86	7.29	7.43	7.29	7.43	4.54	< 0.01
標準偏差	2.54	2.50	1.57	1.70	1.11	1.07	1.11	0.98	0.95	0.53		

最大 : 10, 最小 : 0

表 4 : 計 10 日間の弁別課題前後の RMS の比較

		介入群 (n = 36)					
		前		後		p値	
歩行速度	(m/s)	14.38	± 4.15	14.79	± 2.95	0.27	
X軸RMS	(m/s ²)	1.01	± 0.63	0.76	± 0.36	0.00 **	
Y軸RMS	(m/s ²)	1.15	± 0.86	0.88	± 0.43	0.01 *	
Z軸RMS	(m/s ²)	1.10	± 0.95	0.83	± 0.29	0.04 *	
		対照群 (n = 36)					
		前		後		p値	
歩行速度	(m/s)	14.14	± 4.06	14.08	± 3.90	0.80	
X軸RMS	(m/s ²)	0.91	± 0.56	0.97	± 0.58	0.23	
Y軸RMS	(m/s ²)	1.20	± 0.87	1.21	± 0.86	0.81	
Z軸RMS	(m/s ²)	1.10	± 0.86	1.10	± 0.84	0.90	

Mean ± SD, ** : p < 0.01, * : p < 0.05

【本研究を終えての感想】

約1年間をかけて、研究計画を常に吟味しながら研究を実施することで自分の仮説を検証するという大変有意義な経験をすることができました。本研究に対してご助成を賜りました公益財団法人在宅医療助成勇美記念財団に対して心から深く感謝いたします。