

200500385 B

厚生労働科学研究研究費補助金

痴呆・骨折臨床研究事業

転倒骨折予防訓練の効果改善プログラムの研究

(H16-痴呆・骨折-017)

平成16年度～17年度 総合研究報告書

主任研究者 永富良一（東北大学大学院医学系研究科）

平成18（2006）年 3月

目 次

I. 研究組織	2
II. 総合研究報告	3
永富良一		
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	13
IV. 新聞等の報道	50

I. 研究組織

主任研究者

永富良一

東北大学大学院医学系研究科機能医科学講座運動学分野・教授

分担研究者

芳賀 博

東北文化学園大学医療福祉学部保健福祉学科・教授

大滝保明

東北大学工学研究科・助手

研究協力者

河西敏幸（東北文化学園大学医療福祉学部保健福祉学科・助教授）

伊藤弓月（東北文化学園大学医療福祉学部保健福祉学科・助手）

植木章三（東北文化学園大学医療福祉学部保健福祉学科・教授）

伊藤常久（東北生活文化大学短期大学部・講師）

矢野秀典（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

牛 凱軍（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

楊 光（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

島貫秀樹（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

若居佐恵子（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

曹 玲（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

郭 輝（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

小嶋恭子（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

中島絹絵（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

本川 亮（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

王 芸（東北大学大学院医学系研究科運動学分野・大学院生）

Arif Muhammad (Pakistan Institute of Engineering and Applied Sciences・助教授)

II. 総合研究報告

転倒骨折予防運動訓練の効果改善プログラムの研究

主任研究者 永富良一 東北大学大学院医学系研究運動学分野・教授

研究要旨：転倒はさまざまな要因によっておこる、環境、不注意、運動機能、特定の薬剤の服薬などの複合要因である。転倒予防にはそれぞれの要因を総合的に考慮する必要があるが、運動機能面の支援が有用であることが知られている。しかし、運動機能の低下が原因になり転倒リスクが高くかつ予防効果が期待できる対象者をどのようにスクリーニングするか、どのようにして効果的な運動機能訓練ができるか、さらに訓練終了後にどのように効果を維持するかなど実務的な問題は解決されていない。そこで本研究では、仙台市宮城野区鶴ヶ谷地区の70歳～84歳までの高齢者住民を対象に検証を行った結果、1)週1回5ヶ月間の運動教室参加は1年間の体力低下を有意に防ぐが、期間が限られている運動教室の効果評価には直後の体力向上よりも、1年間の体力推移の評価が重要であること、2)運動教室参加対象者になる転倒骨折ハイリスク者のスクリーニングには質問紙Motor Fitness Scaleが有用であること、3)転倒予防プログラムの効率化および効果維持のために参加者の能力別に運動訓練を指導することは集団訓練の指導者の負担軽減につながること、4)地域高齢者による自主運動サークル活動は効果的な体力の維持手段であること、5)短期間に習得可能な簡易太極拳も十分な体力維持効果があること、がわかった。いずれのプログラムも参加要件を満たすもののうち20%程度の参加しか得られなかったことは、プログラムを画一化するよりも、むしろ都市部では多様なプログラムに参加する機会と情報提供が充実していることが重要である。最後に転倒予防プログラムに参加しなかった理由を調査した結果、主治医の意見によるものが30%を越えた。医学的な根拠の詳細は不明だが、高齢者においては運動に伴うリスクを軽減しながらできるだけ多様な身体活動を維持し、運動を行わないことに伴う大きなリスクを考慮する必要がある。

分担研究者

芳賀 博 東北文化学園大学・教授

大滝保明 東北大学工学研究科・助手

A. 研究目的

転倒はさまざまな要因によっておこる、
環境、不注意、運動機能、特定の薬剤の服薬

などの複合要因である。転倒予防にはそれぞれの要因を総合的に考慮する必要があるが、運動機能面の支援が有用であることが知られている。しかし実際に、運動機能の低下が原因になり転倒のリスクが高くかつ予防効果が期待できる対象者をどのようにスクリーニングするか、またどのようにして効果的な運動機能訓練ができるか、訓練終了後にどのようにその効果を維持するかなど実務的な問題は解決されていない。そこで本研究では、仙台市宮城野区鶴ヶ谷地区の70歳以上の高齢住民を対象に、これらの課題を克服し転倒予防訓練の効率化をはかることが期待される以下の7つの研究を行った。

- 1) これまで地域で実施されてきた運動プログラムの参加により、参加しなかった場合に比べて運動機能に違いがあるかどうかをケースコントロールスタディにより検証した。
- 2) 運動機能低下が要因になって転倒リスクが高い一般高齢住民の質問紙を利用した簡単なスクリーニング方法の検討を行った。
- 3) 効率的な集団運動訓練実施方法として参加者の体力レベル別に転倒予防訓練を実施することの有用性を、従来型の体力レベルのばらつきが大きいグループと転倒関連体力に及ぼす効果を比較する無作為割り付け対照試験により行った。
- 4) 地域全体でみた運動訓練による転倒

予防効果の効果的な維持手段として地域高齢者住民を運動支援リーダーとして養成し、リーダーによる自主的運動サークルが転倒リスクの軽減につながるかどうかを検討した。

- 5) 維持効果をはかる手段として高齢者が自宅でも実施可能な簡易太極拳プログラム（8式太極拳＋6式カンフー体操）を考案し、従来型筋力および歩行トレーニングと転倒関連体力に及ぼす効果を無作為割り付け対照試験により比較検討した。
- 6) 地域における転倒予防・介護予防策はプログラムが効率化しても参加者が少なくは実効を持たない。しかし上記のいずれのプログラムも参加者は参加要件を満たすものの20%程度であった。そこで運動教室参加要件を満たしながら教室に参加しなかった理由の調査を実施した
- 7) 最後に個人における転倒リスク評価のための加速度センサーを利用した携帯型身体活動モニタリングデバイスの利用可能性について検討を行った。

B. 研究方法

本研究は、デバイス研究以外はずべて仙台市宮城野区鶴ヶ谷地区の70歳以上の高齢者住民を対象に実施した。

- 1) 運動教室参加効果を検証するケースコントロールスタディ： 鶴ヶ谷地区において

2002年7～8月および2003年7～8月に実施した「寝たきり予防健診」（2002年に70歳以上の全住民2720名中1198名が受診）受診者のうち兩年受診し研究に同意した671名中、timed-up & go test, functional reach test, 10m最大歩行速度、脚伸展パワーの4つの転倒関連体力テストの総合成績が2002年度受診者中下位1/3に属することを選択基準にした転倒予防運動教室参加者60名と、年齢、性別、各体力項目をマッチングさせた運動教室に参加しなかった120名の1年間の体力変化を比較し、反復測定ANOVAにより解析した。

2) 質問紙による転倒骨折ハイリスク者のスクリーニング：宮城野区保険福祉センターの協力の下に2004年、2005年兩年度いずれも6月に健康度自己評価、老研式活動能力指標、Motor Fitness Scale (MFS得点:Kinugasa et al 1998)、身体機能（聴力、視力、移動能力等）、社会交流、介護サービス利用の有無過去6ヶ月の転倒経験の有無とそれに伴う骨折の有無などを問う質問紙を同地区70歳～84歳の全住民2582名(2004年6月), 2898名(2005年6月)に送付した。2004年、2005年の有効回答数はそれぞれ2049(回収率74.9%)および2083(回収率71.9%)であった。MFS得点階級別の転倒経験者および転倒骨折経験者の割合を算出しMFSのReceiver Operating Characteristics 曲線を描き、それぞれのスクリ

ーニングテストとしての有用性を検討した。

3) 能力別集団転倒予防運動訓練プログラムの有用性の検討： 仙台市宮城野区鶴ヶ谷地区に居住する70歳～84歳の高齢者2,582名に質問紙調査を実施し、motor fitness scale (MFS) 8点以下で、1) 強度の聴力、視力、起居および移動能力障害者、2) 要介護2以上の介護認定者を除外した574名に対し案内を送付し124名が本研究に参加した。Timed up & go test (TUGT) の下位4分の1を重度体力低下者、その他を軽度体力低下者と定義し、それぞれをA, B, Cの3グループに無作為に割り付けた。3つの運動クラスに対して、すべて週1回3ヶ月間の運動介入を実施した。ただし、体力別運動クラスAおよびBでは、軽度体力低下者と重度体力低下者を分け別々の教室で運動指導を行い、体力混在型運動クラスCでは、軽度および重度体力低下者を合わせて運動指導を実施した。

4) 自主運動グループによる体力維持効果： 鶴ヶ谷地区において高齢運動推進リーダーを公募し、運動プログラムやレクリエーション指導に関する養成講習会を受講した54名を活動の中核に2004年6月に仙台市宮城野区鶴ヶ谷地区在住者70-84歳の高齢者2,057名を対象に郵送した質問紙のうちMFS10点以下の234名を対象に2002年12月より地区内6会場で月2回のペースで転倒

予防を考慮した軽運動を実施。推進員に対して月1回の定例会を設け、専門スタッフによるフォロープログラムを実施し、運動やレクリエーションの指導法、グループワーク等を行ってきた。2005年6月のMFSを含む質問紙の結果をプログラム非参加者と比較した。

- 5) 簡易太極拳プログラムの検証： 2002年度、2004年度に同地区で寝たきり予防健診において体力下位 1 / 3 あるいはMFS8点以下の転倒予防運動教室参加者191名(2002年：68名；2004年：123名)のうち太極拳を取り入れた転倒予防運動教室に参加を希望した80名を年齢、性別による層別化無作為割付け法を用いて介入群(41名)と対象群(39名)に分けた。運動介入期間は2005年9月から11月までの3ヶ月間とした。介入群、対照群とも同じ会場で2カ所に分かれ、週1回、1回当たり70分間の運動プログラムを計12回実施した。運動内容は介入群：太極拳とカンフー体操；対照群：セラバンドによる上下肢の筋力訓練と音楽に合わせた歩行訓練を実施した。介入前後に体力測定を実施し、介入効果の判定は介入群と対照群の改善量の正味の差と各群の介入前後の比較によるものとした。連続変数(年齢、FR、TUGT、6分間歩行、長座体前屈)の群間比較にはt検定、カテゴリー変数(性別)の群間比較には χ^2 検定を行った。連続変数の介入前後の群内の変化には反復測

定による分散分析で行った。

- 6) 運動プログラム不参加理由の調査：2004年6月にMFS 8点以下の574名のうち運動教室不参加の意思表示をした233名に対し、不参加理由を問うアンケートを実施した。同意が得られたものに対しては電話による聴取も実施した。165名より有効回答を得た。
- 7) 携帯型加速度センサーによる歩行安定性の評価： 加速度センサーを利用し直線歩行時の安定性をapproximate entropyで評価した。若年被験者17名に対して片脚の最大収縮を反復し疲労困憊到らせた前後で20m直線歩行時の3軸各方向の加速度信号の時系列分析を行った

C. 研究結果

- 1) 転倒予防運動教室参加者と非参加者の1年間の体力の比較(ケースコントロールスタディ)： 非参加者の体力(Functional Reach)は1年で低下するのに対して、週1回5ヶ月間の運動訓練参加者は体力の向上はみられないが、低下もみられなかった(表1)。
- 2) 質問紙MFSによる転倒ハイリスク者のスクリーニング： 2004年のアンケート回答者の分析からROC曲線からMotor Fitness Scale(MFS)のcut-off値は転倒者10点、転倒骨折者7点とするのが適切であることが明らかになった(図1A, B)。

- 3) 能力別運動クラスの効果：効率的な運動訓練実施方法としてTimed Up & Go testの成績により能力別に分けた3ヶ月の転倒予防教室の効果を、能力別に分けない教室と比較する無作為割り付け対照試験を行った。参加者は2004年の質問紙調査においてMFS8点以下だったもののうち参加を希望した95名であった。運動訓練の内容は週1回3ヶ月間の筋力トレーニングを主体とした。MFSはいずれのグループでも平均2点向上した。参加者の体力維持効果に統計的な差はみられなかった。
- 4) 自主運営運動サークルの効果：地域全体で定期的な運動による転倒予防効果の維持をはかる手段として鶴ヶ谷地域において60歳以上のボランティア運動支援リーダーを養成し、養成したリーダー主導による自主運動サークルを地域内7カ所の集会所、コミュニティセンターで月2回開催した。参加者募集はMFS10点以下の住民に対して行い、129名が一年以上継続して参加している。高齢推進リーダーは、当初研究者側から提示した統一運動プログラムを実施していたが、6ヶ月をすぎて各グループ独自の運動メニューを取り入れはじめ、自立した活動が実現している。約半年間のプログラム効果としては、非参加者ではMFS得点、老研式活動能力得点、及び要介護リスク得点等が有意に低下したのに対し、参加者では維持、あるいは有意な低下がみられなかった(表2)
- 5) 簡易太極拳+カンフー体操プログラムの効果：認知度が高く、かつ実施に伴い上達し、自宅でも実施可能なプログラム(太極拳)の体力に対する効果を筋力トレーニング/歩行訓練を主体とする従来型運動訓練プログラムと無作為割り付け対照試験で検証したところ、12回(週1回3ヶ月)の簡易太極拳(8式)プログラムの効果は従来型プログラムと差がなく、十分な効果が得られることがわかった(表3, 4)。
- 6) 運動教室不参加の理由：2004年度の能力別の運動教室の参加要件を満たすが参加を希望しなかったMFS8点以下の234名を対象に参加を希望しなかった理由を調査し、126名から回答を得た。その結果、主治医の意見に基づく32.7%、交通手段の欠如が17.7%、運動訓練に対する自信がない17%であった(表5)。
- 7) 携帯型加速度センサーによる歩行安定性の評価：若年被験者17名に対して自転車エルゴメータによる疲労課題前後で、リアブノフ指数、approximate entropyが増加し、不安定化する傾向がみられたが、指数自体は個人差が大きく、評価指標としてはさらなる検討が必要である(別刷り参照)。

表 1. グループ間の体力変化量の比較 (2002-2003 年; age, sex, 高血圧, うつ傾向補正)

	運動教室	対照群	共分散分析 (P value)
	(n=60)	(n=120)	
TUGT (秒)	-0.13 ± 0.31	0.03 ± 0.19	0.64
FR (前 ; cm)	0.2 ± 0.8	-1.6 ± 0.5	0.04
max-speed (m/sec)	0.005 ± 0.03	0.015 ± 0.02	0.76

TUGT=timed up and go; FR=functional reach.

注 : 変数の値=平均 ± 標準偏差.

表 2.

2004年及び2005年における参加有無別にみたMFS得点, TMIG得点, 転倒率等の比較

	全体		参加群			非参加群	
	2004年	2005年	2004年	2005年		2004年	2005年
MFS得点							
全体	9.87 ± 4.21	9.54 ± 4.31 **	9.09 ± 3.68	9.13 ± 3.80 n.s.	n.s.	9.94 ± 4.24	9.58 ± 4.35 **
男性	11.04 ± 3.58	10.74 ± 3.76 **	9.77 ± 2.97	9.61 ± 3.11 n.s.	n.s.	11.10 ± 3.60	10.80 ± 3.78 **
女性	8.95 ± 4.43	8.60 ± 4.48 **	8.86 ± 3.87	9.00 ± 4.01 n.s.	n.s.	8.95 ± 4.50	8.55 ± 4.54 **
老研式活動能力得点							
全体	11.35 ± 2.50	11.12 ± 2.72 **	12.00 ± 1.26	11.96 ± 1.51 n.s.	n.s.	11.30 ± 2.56	11.04 ± 2.79 **
男性	11.48 ± 2.32	11.23 ± 2.55 **	11.51 ± 1.52	11.84 ± 1.49 n.s.	n.s.	11.49 ± 2.35	11.21 ± 2.59 **
女性	11.26 ± 2.62	11.02 ± 2.85 **	12.17 ± 1.13	12.00 ± 1.52 n.s.	n.s.	11.14 ± 2.73	10.90 ± 2.96 **
要介護リスク得点							
全体	2.43 ± 0.79	2.37 ± 0.80 **	2.32 ± 0.90	2.36 ± 0.75 n.s.	n.s.	2.44 ± 0.78	2.38 ± 0.81 **
男性	2.56 ± 0.72	2.48 ± 0.77 **	2.42 ± 0.85	2.39 ± 0.76 n.s.	n.s.	2.57 ± 0.71	2.49 ± 0.77 **
女性	2.32 ± 0.83	2.29 ± 0.83 n.s.	2.29 ± 0.91	2.34 ± 0.75 n.s.	n.s.	2.33 ± 0.82	2.28 ± 0.83 n.s.
転倒率 (%)							
全体	21.5 (339/1578)	22.9 (363/1582) n.s.	27.6 (35/127)	28.3 (36/127) n.s.	n.s.	21.0 (304/1451)	22.5 (327/1455) n.s.
男性	17.7 (123/693)	18.7 (130/696) n.s.	19.4 (6/31)	25.8 (8/31) n.s.	n.s.	17.7 (117/662)	18.3 (122/665) n.s.
女性	24.4 (216/885)	26.3 (233/886) n.s.	30.2 (29/96)	29.2 (28/96) n.s.	n.s.	23.7 (187/789)	25.9 (205/790) n.s.
立ち上がりリスク群 (%)							
全体	20.7 (329/1592)	24.3 (379/1557) **	27.1 (35/129)	23.0 (29/126) n.s.	n.s.	20.1 (294/1463)	24.5 (350/1431) **
男性	10.6 (74/698)	14.8 (102/687) **	12.9 (4/31)	12.9 (4/31) n.s.	n.s.	10.5 (70/667)	14.9 (98/656) **
女性	28.5 (255/894)	31.8 (277/870) *	31.6 (31/98)	26.3 (25/95) n.s.	n.s.	28.1 (224/796)	32.5 (252/775) **
外出頻度リスク群 (%)							
全体	20.5 (326/1589)	19.5 (294/1507) n.s.	14.1 (18/128)	14.2 (18/127) n.s.	n.s.	21.1 (308/1461)	20.0 (276/1380) n.s.
男性	19.9 (139/698)	20.8 (139/667) n.s.	25.8 (8/31)	22.6 (7/31) n.s.	n.s.	19.6 (131/667)	20.8 (132/636) *
女性	21.0 (187/891)	18.5 (155/840) n.s.	10.3 (10/97)	11.5 (11/96) n.s.	n.s.	22.3 (177/794)	19.4 (144/744) n.s.

** : p<0.01, * : p<0.05

※転倒率, 立ち上がりリスク群, 外出頻度リスク群についてはMcNemar検定を用いた

図1A MFSによる転倒者の検出 (ROC曲線)

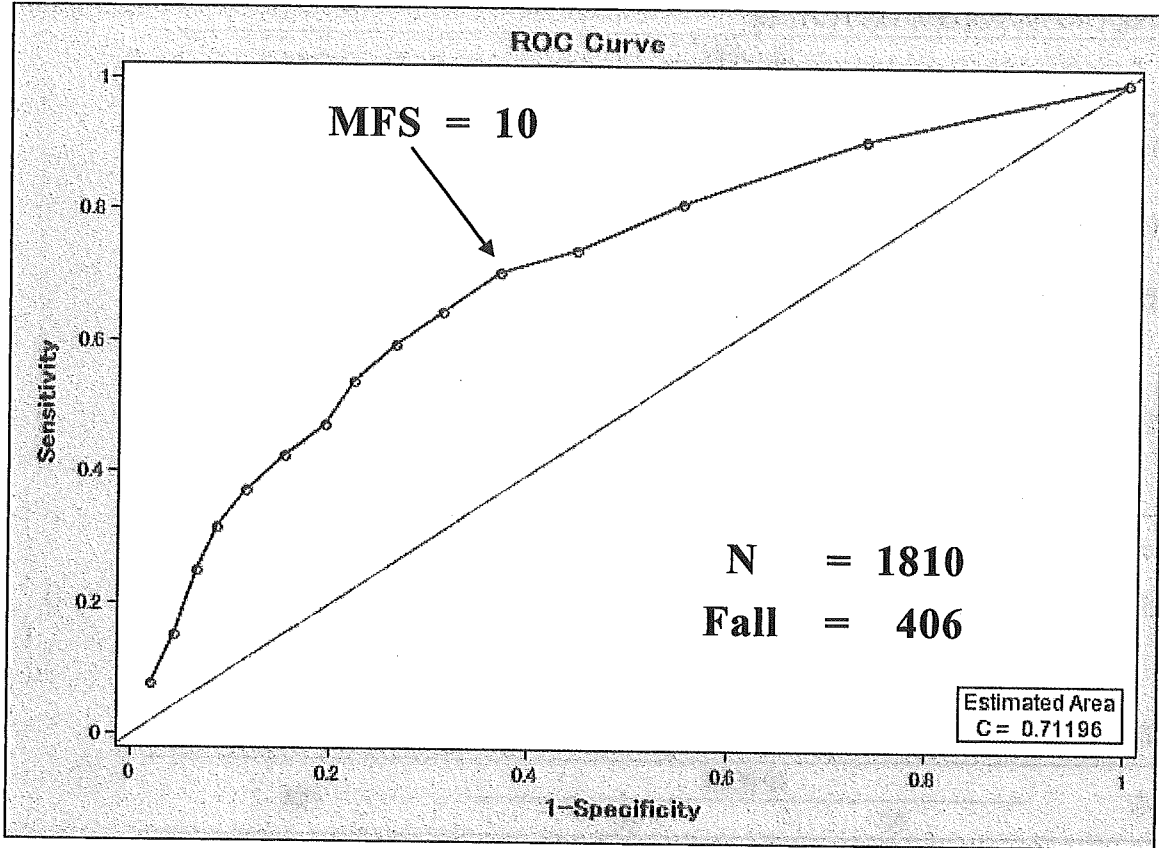


図1B MFSによる転倒骨折者の検出(RC曲線)

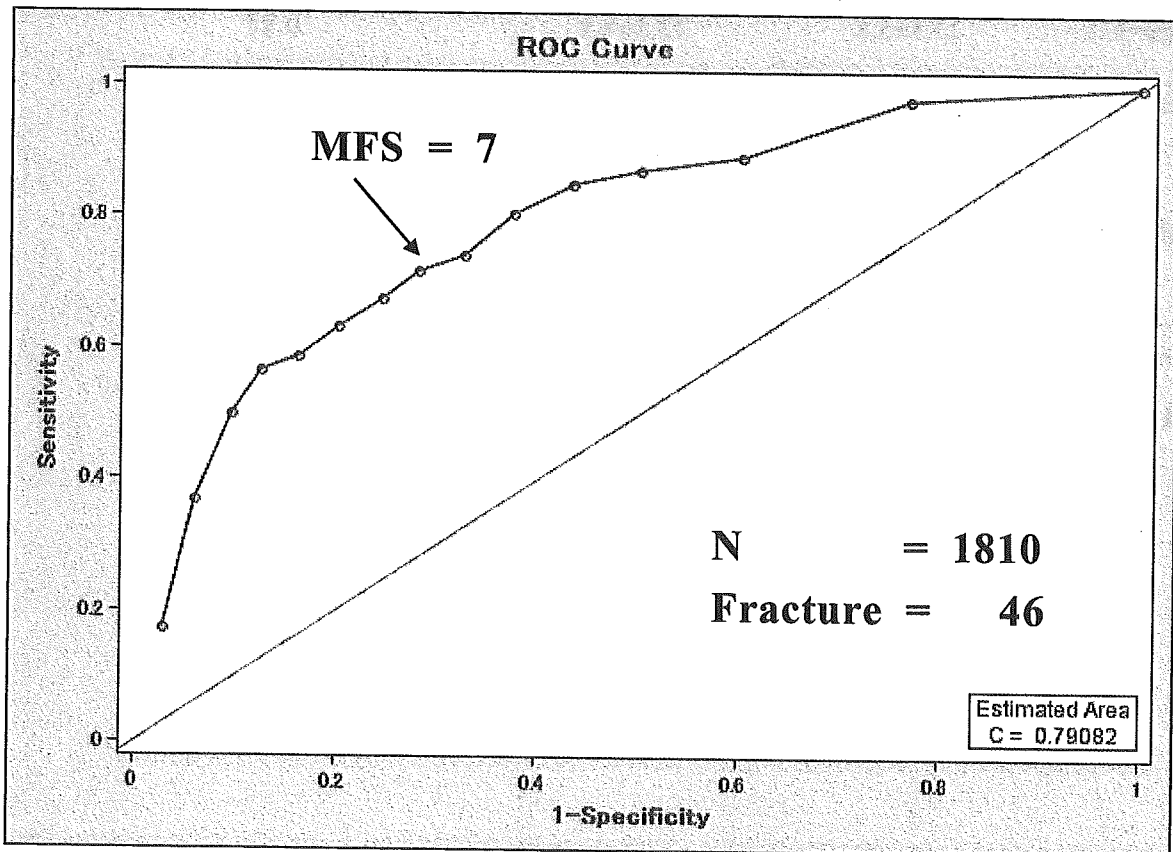


表3. 介入群での介入前後の体力の比較

	介入群		P値
	前	後	
TUGT(秒)(n=30)	10.8±2.9	9.9±1.8	<0.05
F-FR(cm)(n=31)	24.1±5.7	24.2±6.0	0.90
6分間歩行(m)(n=28)	385.0±69.7	396.8±72.4	0.16
長座体前屈(cm)(n=28)	28.7±9.5	29.4±8.7	0.53

TUGT=timed up and go; F-FR=forward-functional reach.

注：変数の値=平均±標準偏差

表4. 対照群での介入前後の体力の比較

体力	対照群		P値
	前	後	
TUGT(秒)(n=37)	10.0±2.4	9.1±1.9	<0.05
FR(cm)(n=37)	23.5±5.8	23.5±4.8	0.97
6分間歩行(m)(n=35)	408.9±73.4	422.3±83.6	0.30
長座体前屈(cm)(n=36)	30.2±8.9	30.3±7.0	0.86

TUGT=timed up and go; F-FR=forward-functional reach.

注：変数の値=平均±標準偏差

表 5. 体力測定不参加理由

理由	人数	%
時間が取れなかった	10	6.8
病気で通院中、お医者さんに運動を止められている	48	32.7
家庭の事情のため	6	4.1
外出が困難、または外出の手段がない	26	17.7
体力や運動することに自信がない	25	17.0
もうすでに自分で運動をしている	7	4.8
人前に出るのが億劫	6	4.1
自分の体力に自信がある	4	2.7
運動や健康にあまり煩わされたくない	5	3.4
その他	10	6.8
回答不備	18名	

Ⅲ. 研究成果の刊行に関する一覧表・別刷

論文発表

1. Ohtaki Y, Susumago M, Suzuki A, Sagawa K, Nagatomi R, and Inooka H. Automatic classification of ambulatory movements and evaluation of energy consumption utilizing accelerometers and a barometer. *Microsyst Technol* 11: 1034-1040, 2005.
2. Niu K, Hozawa A, Fujita K, Ohmori K, Okutsu M, Kuriyama S, Tsuji I, and Nagatomi R. Influence of leisure-time physical activity on the relationship between C-reactive protein and hypertension in a community-based elderly population of Japan: the Tsurugaya project. *Hypertens Res* 28: 747-754, 2005.
3. Ohtaki Y, Arif M, Suzuki A, Fujita K, Inooka H, Nagatomi R, and Tsuji I. Assessment of Walking Stability of Elderly by Means of Nonlinear Time-Series Analysis and Simple Accelerometry. *JSME Int J* 48:607-612. 2005
4. 矢野 秀典、楊 光、若居佐恵子、島貫 秀樹、中島 絹絵、郭 輝、石井 賢治、張 秀敏、牛 凱軍、小野 悠介、齋藤 輝樹、東 洋平、松生 香里、鈴木 玲子、芳賀 博、辻 一郎、永富 良一、地域虚弱高齢者に対する体力レベル別運動指導の効果. *日本老年医学雑誌* 43, 2006(掲載予定)

Assessment of Walking Stability of Elderly by Means of Nonlinear Time-Series Analysis and Simple Accelerometry*

Yasuaki OHTAKI**, Muhammad ARIF***, Akihiro SUZUKI****,
Kazuki FUJITA†, Hikaru INOOKA**, Ryoichi NAGATOMI†† and Ichiro TSUJII††

This study presents an assessment of walking stability in elderly people, focusing on local dynamic stability of walking. Its main objectives were to propose a technique to quantify local dynamic stability using nonlinear time-series analyses and a portable instrument, and to investigate their reliability in revealing the efficacy of an exercise training intervention for elderly people for improvement of walking stability. The method measured three-dimensional acceleration of the upper body, and computation of Lyapunov exponents, thereby directly quantifying the local stability of the dynamic system. Straight level walking of young and elderly subjects was investigated in the experimental study. We compared Lyapunov exponents of young and the elderly subjects, and of groups before and after the exercise intervention. Experimental results demonstrated that the exercise intervention improved local dynamic stability of walking. The proposed method was useful in revealing effects and efficacies of the exercise intervention for elderly people.

Key Words: Biomechanics, Human Engineering, Information Processing and Signal Analysis, Walking Stability, Accelerometer, Nonlinear Time-Series Analysis, Medical Application

1. Introduction

Falls pose a serious hazard to elderly people. Hip fractures caused by fall accidents account for more than 10% of elderly persons with bed-bound status in Japan. Furthermore, impaired mobility and fear of falling diminish a person's ability to perform activities of daily living^{(1),(2)}. Aging effects on motor control have been implicated as a key factor in adjusting posture during walking. Sensory feedback and muscular strength play impor-

tant roles in maintaining stability against the presence of unpredictable external perturbations or internal variations of gait. Although falls result from complex and multifactorial problems, falls among elderly persons might relate to their difficulty in maintaining walking stability. In addition, recent randomized controlled trials that have tested the effectiveness of intervention for elderly people have indicated that exercise training markedly increases their aerobic capacity and muscle strength, which might engender improvement of their postural stability^{(3),(4)}. Nevertheless, no practical technique has been demonstrated to evaluate their stability improvements in terms of walking stability.

Traditionally, personal walking ability has been assessed in clinical fields with a main emphasis on quantifying the regional amounts of body sway or statistical mean deviation of gait variability. It has been reported that increased variability of gait patterns is related with an increased risk of falling in elderly persons^{(5),(6)}. Recently, some advanced techniques using nonlinear time series analyses have been proposed to investigate gait variability and dynamic stability in continuous walking⁽⁷⁾⁻⁽¹⁰⁾. Dynamic stability represents a resilient ability to main-

* Received 7th June, 2005 (No. 05-4070)

** Graduate School of Engineering, Tohoku University, 6-6-04 Aza Aoba, Aramaki, Aoba-ku, Sendai 980-8579, Japan.

E-mail: ohtaki@niche.tohoku.ac.jp

*** Pakistan Institute of Engineering and Applied Science, P.O. Nilore, Islamabad, Pakistan

**** Instruments Technology Research Co. Ltd., 2-1-40 Takamori, Izumi-ku, Sendai 981-3203, Japan

† Center for Preventive Medicine and Salutogenesis, Tohoku Fukushi University, 6-149-1 Kunimigaoka, Aoba-ku, Sendai 989-3201, Japan

†† Graduate School of Medicine, Tohoku University, 2-1 Seiryomachi, Aoba-ku, Sendai 980-8575, Japan

tain certain continuous vibratory motion by accommodating internal or external perturbations. In other words, dynamic stability indicates robustness of periodic gait patterns when subjected to internal or external perturbations. Moreover, dynamic stability has two aspects: local stability and global stability. For this study, local stability is defined as the sensitivity of the dynamical system to small perturbations or gait variability which produced by one's locomotor system itself, whereas the global stability is defined as the capacity of the locomotor system to resist external perturbations such as slips or trips⁽¹¹⁾. Non-linear time series analyses specifically elucidate temporal variations in the gait pattern. Dingwell et al. computed largest Lyapunov exponents to quantify the local dynamic stability of neuropathic patients⁽¹²⁾. Buzzi et al. applied largest Lyapunov exponents in joint kinematics between elderly and young subjects, and reported that elderly subjects showed less dynamic stability than young ones⁽¹³⁾.

This study was intended to present a practical method to assess dynamic walking stability using a portable and wearable instrumentation unit, then to present its feasibility in assessing effects of an exercise intervention on walking performance in elderly people. The method employed a measurement of three-dimensional acceleration of the body, and computation of largest Lyapunov exponents of the time series acceleration data, which directly assess the local stability of the dynamic system. Straight walking in self-selected speed was investigated experimentally. First, differences in gait variability and local dynamic stability between elderly and young subjects were investigated. Secondly, effects and efficacies of six-month interventions, including aerobic exercise training for elderly persons, were investigated in an experimental study using the proposed method.

2. Experiment

Seven healthy young adults (26.1 ± 1.9 yr) and 52 elderly persons (76.4 ± 4.3 yr) participated in our experiment. Detailed characteristics of the subjects are shown in Table 1. The elderly subjects were those who participated in the comprehensive geriatric assessment (The Tsugayaya Study) performed in the suburban district in Sendai City in 2002–2003^{(14),(15)}. They were selected considering the following exclusion criteria: moderate to severe motor impairment or neurological deficit, history of coronary heart disease, joint pain or arthritis, mental or other conditions, history of fracture of a lower extremity or injurious fall within six months, and presence of cardiovascular abnormality revealed by exercise training. All subjects gave signed informed consent.

The intervention was designed for elderly subjects as a five-month fall-prevention training program conducted and supervised by medical doctors and physical therapists. The training program was intended to improve both

Table 1 Results for the continuous twelve steps (six strides) walking in comparison of a young and elderly subject. Significant differences ($p < 0.05$) are marked with asterisks

	Young	Elderly
Male/Female	5/2	28/24
Age	26.1 (1.9)	76.4 (4.3)
Height [cm]	170.8 (4.5)*	154.8 (10.3)*
Weight [kg]	58.46 (4.07)*	59.25 (12.88)*
Step Number	14.4 (1.3)*	18.6 (2.2)*
Cadence [step/min]	109.2 (7.9)*	117.4 (9.9)*
Walking Speed [m/s]	1.26 (0.03)*	1.06 (0.15)*
CV Gait Cycle	0.057 (0.020)	0.064 (0.053)
SD Lateral	0.075 (0.024)	0.073 (0.028)
SD Vertical	0.067 (0.021)	0.086 (0.039)
SD Ant. post.	0.052 (0.014)	0.064 (0.026)
LyEp Lateral	0.060 (0.016)	0.069 (0.029)
LyEp Vertical	0.047 (0.026)	0.064 (0.032)
LyEp Ant. post.	0.048 (0.027)	0.056 (0.026)

static and dynamic body balance by strengthening muscular groups involved in standing and walking. Subjects attended two-hour classes once a week. The class training comprised stretching, balance training, and strength training including flexible rubber-band exercises.

Functional physical capacities were measured in medical and fitness examinations before and after the intervention. Muscle strength and range of motion (ROM) of lower extremities are important determinants of the physical functional capacity of elderly persons. The passive ranges of knee flexion and ankle dorsiflexion angles were measured by an experienced physical therapist using a hand-held goniometer. The muscle strength of the lower leg extensors and hip abductors were examined using a calibrated dynamometer (Biodex 3; Biodex Medical Systems, New York, USA). The hip abductor muscle strength was divided by the bodyweight (BW). The functional reach test of dynamic balance criteria measures the maximum distance one can reach forward and laterally while maintaining a fixed base of support⁽¹⁶⁾.

For the walking test, we have developed a portable device consisted of IC accelerometers (± 2 G, ADXL202E; Analog Devices Inc., MA, USA) with 16-bit duty cycle converter, Li-Ion batteries, microprocessor units, and a compact flash card. This equipment is sufficiently small and lightweight ($100 \times 55 \times 18.5$ mm, 97 g) to be carried without any restriction. Figure 1 shows that the equipment was attached to the center of the lower back, representing the center of gravity of the body using a back supporter. Three-dimensional acceleration as lateral, vertical and anteroposterior directions were measured by the portable equipment with sampling frequency of 100 Hz. All subjects wore rubber-soled walking shoes. Subjects

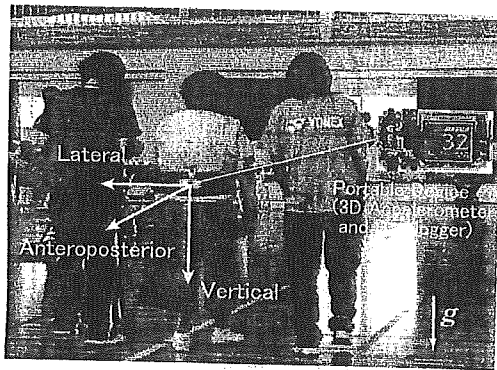


Fig. 1 View of the experimental study. The subject (center) wore the portable instruments. Three-dimensional accelerations during walking were measured

were instructed to walk at their self-selected speed on a 16 m straight track without any restriction. The beginning and the end of the straight track, separated by 3 m, were considered as transition phases of walking. Constant walking phase in the middle 10 m of the track was applied to the calculation.

3. Analysis

Our nonlinear technique reveals temporal variations in the gait pattern. This variability was assumed to occur within the locomotor system, which provides the ability to accommodate perturbations. Lyapunov exponent estimation was applied to evaluate the local dynamic stability of walking. The methods are based on examining structural characteristics of a time series that is embedded in an appropriately constructed state space. First, the state space was properly reconstructed from the obtained acceleration data for each direction after determining the appropriate time delay and embedding dimension:

$$y(t) = (x(t), x(t+\tau), \dots, x(t+(d-1)\tau)). \quad (1)$$

Therein, $y(t)$ represents the d dimensional state vector, $x(t)$ is the original acceleration data, τ is the time delay, and d is the embedding dimension. A schematic representation of the reconstruction process is shown in Fig. 2. A valid state space must include a sufficient number of coordinates to unequivocally define the state of the attractor trajectories. Time delay τ was determined as a time when the autocorrelation coefficient of the data becomes less than the reciprocal value of the natural log. The embedding dimension d was determined using the global false nearest neighbors algorithm⁽¹⁷⁾. In our case, the embedding dimension was four, to form a valid state space. Similar results were found for all directions and all subjects.

Estimation of the largest Lyapunov exponent performed with the method proposed by Kantz⁽¹⁸⁾. The Lyapunov exponent λ was defined as the following.

$$D(\Delta t) = D(0)e^{\lambda \Delta t}. \quad (2)$$

The notation $D(\Delta t)$ denotes the displacement between

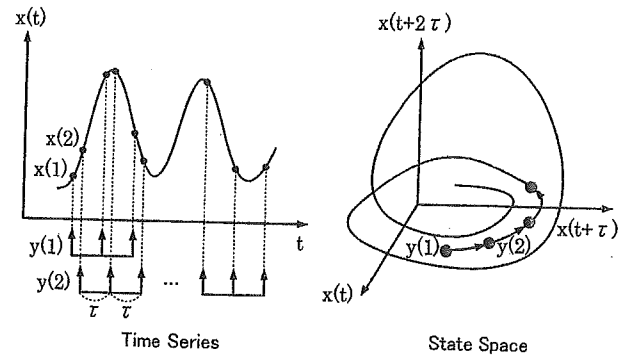


Fig. 2 Reconstruction of an attractor trajectory in the state space (in case of the embedding dimension $d = 3$)

neighboring trajectories after the Δt interval. The notation $D(0)$ is the initial distance between neighboring points. The Lyapunov exponent λ quantifies the average exponential rate of divergence of neighboring trajectories in a reconstructed state space. That exponent is calculated as the slope of the average logarithmic divergence of the neighboring trajectories in the state space. A higher value of the Lyapunov exponent indicates a greater divergence of the attractor in the state space, that is, less stability of the dynamic system.

We calculated the exponent from acceleration data of 12 continuous steps (six strides) for steady 10-m walking. Data were analyzed without filtering to avoid complications associated with linear filtering effects on nonlinear signals. It was also assumed that the level of measurement noise would be consistent for all data.

We also evaluated traditional variability indexes for the gait factors. In order to recognize the gait cycle from time series data, distinct spikes in the vertical acceleration were detected as a heel strike instance. Subsequently, the step number, gait cycle (s), and cadence (step/min) were calculated. Coefficients of variation (CV) were calculated for gait cycle variation. Furthermore, each stride was normalized to 100 sample points, then variation of the acceleration waveform pattern in strides was evaluated as a mean value of the standard deviation (SD) across all data points (six-strides), as follows. The notation $a_{i,n}$ indicates i -th data point of the n -th stride.

$$\begin{aligned} SD &= \text{Mean}\{S(1 \dots 100)\}, \\ S(i) &= \text{Std}\{a_{i, 1 \dots N}\}, N = 12. \end{aligned} \quad (3)$$

All above calculations were programmed using MATLAB (The Mathworks, Inc.). ANOVA was used to test for significant between group differences. All statistical investigations were processed using SPSS computer software (SPSS, Inc.).

4. Result

Figure 3 shows a typical example of acceleration waveforms measured respectively in the young subject in

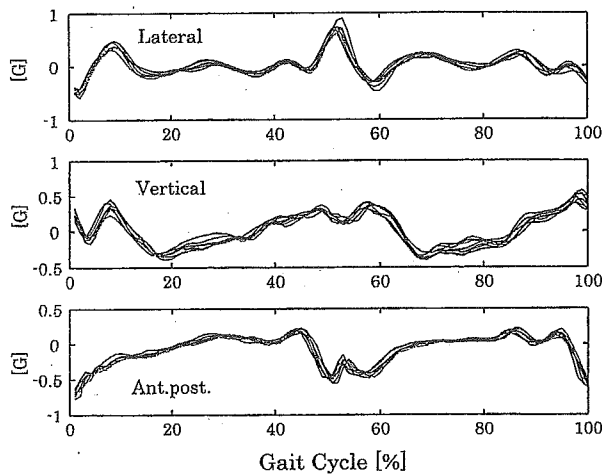


Fig. 3 Example of trunk acceleration during six strides (12 steps) walking in a young subject

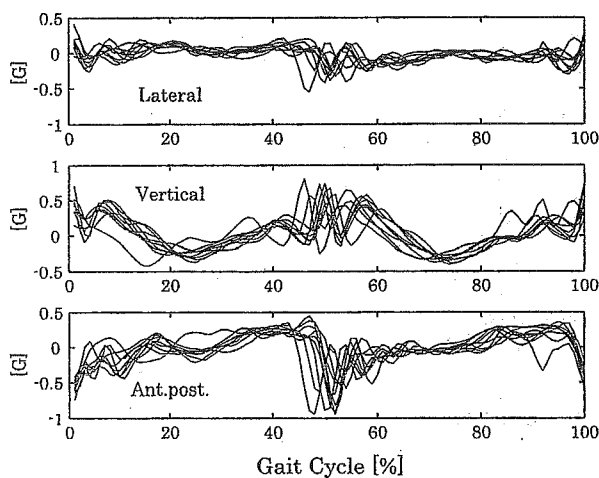


Fig. 4 Example of the trunk acceleration during six strides (12 steps) walking in an elderly subject

lateral, vertical, and anterior posterior directions. Figure 4 shows the same elderly subject before intervention. That subject illustrated more variability than young subjects had in all directions. Table 1 shows results of analyses with comparison between young and elderly subjects. Significant differences were found in the step number, cadence, and walking speeds ($p < 0.05$). Elderly subjects walked significantly more slowly than young subjects. The Lyapunov exponents of elderly subjects were slightly higher than those of young subjects, indicating less local dynamic stability, but no statistical significance was observed ($p = 0.05$). It is noteworthy that elderly persons demonstrated almost identical instability at much slower walking speeds than did young subjects. Results suggested that aging diminished the local dynamic stability of walking, consequently decreasing elderly subjects' walking speed to improve stability to compensate for variations of gait.

Table 2 shows results of male elderly subjects with

Table 2 Comparison of a male elderly subject before and after the exercise intervention. The standard deviation is shown in parentheses. Significant differences ($p < 0.05$) are marked with asterisks

	Before	After
N	28	
Age	75.9 (4.2)	75.9 (4.2)
Height [cm]	162.4 (7.0)	162.4 (7.0)
Weight [kg]	65.6 (12.0)	66.3 (12.1)
ROM Ankle [deg]	15.5 (5.2)	17.6 (5.6)
ROM Knee [deg]	137.1 (10.8)	138.3 (7.9)
Hip Abductors		
Strength [kg/BW]	1.22 (0.24)*	1.45 (0.31)*
Leg Extension	683.5 (179.5)	686.2 (212.8)
Power [watts]		
Functional Reach		
– Forward [cm]	26.4 (4.8)	27.1 (5.0)
– Lateral [cm]	15.9 (2.4)*	19.7 (2.3)*
Step Number	17.5 (1.4)	17.2 (1.2)
Cadence	116.5 (11.1)	118.7 (7.9)
[step/min]		
Walking Speed	1.27 (0.16)	1.31 (0.17)
[m/s]		
CV Gait Cycle	0.067 (0.067)	0.068 (0.042)
SD Lateral	0.076 (0.036)	0.072 (0.019)
SD Vertical	0.089 (0.049)	0.081 (0.026)
SD Ant. post.	0.068 (0.032)	0.083 (0.032)
LyEp Lateral	0.065 (0.026)*	0.048 (0.018)*
LyEp Vertical	0.057 (0.026)	0.046 (0.020)
LyEp Ant. post.	0.051 (0.023)*	0.038 (0.018)*

comparison between groups before and after the exercise intervention. Mean values of the right and the left side records were calculated for the ROM, the hip abductors muscle strength, the lower leg extensor power, and the functional reach. For male subjects, significant improvements were found in the hip abductors muscle strength and the lateral functional reach ($p < 0.05$). The Lyapunov exponents after the exercise intervention indicated significantly lower values in the lateral and the anteroposterior direction, which indicated improvement of local dynamic stability. Table 3 shows that female elderly subjects also presented significant improvements in the muscle strength of hip abductors and the lateral functional reach. Additionally, a significant increase of the forward functional reach and decrease of the step number were also observed. The Lyapunov exponents of the group after exercise intervention were significantly lower than those of the before group in all directions. No remarkable differences in SD and CV values were found between the groups before and after, in either male or female elderly subjects.

According to those results, we hypothesized that strengths of hip abductors contributed to improvement of the local dynamic stability while walking. Figures 5 and 6 show relationships between the strength of hip abductors and the Lyapunov exponents in the group of after exercise

Table 3 Comparison of a female elderly subject before and after the exercise intervention. Significant differences ($p < 0.05$) are marked with asterisks

	Before	After
N	24	
Age	77.0 (4.5)	77.0 (4.5)
Height [cm]	146.0 (5.2)	146.0 (5.2)
Weight [kg]	51.9 (9.8)	51.6 (8.8)
ROM Ankle [deg]	19.9 (7.5)	18.0 (5.5)
ROM Knee [deg]	141.6 (15.4)	141.4 (15.2)
Hip Abductors		
Strength [kg/BW]	0.89 (0.25)*	1.07 (0.28)*
Leg Extension	252.8 (111.0)	264.4 (100.2)
Power [watts]		
Functional Reach		
– Forward [cm]	23.4 (5.2)*	24.7 (4.7)*
– Lateral [cm]	15.1 (2.5)*	18.0 (3.3)*
Step Number	20.04 (2.27)*	19.67 (2.24)*
Cadence	118.64 (8.56)	117.98 (8.42)
[step/min]		
Walking Speed	1.14 (0.18)	1.16 (0.16)
[m/s]		
CV Step	0.061 (0.032)	0.074 (0.038)
SD Lateral	0.071 (0.018)	0.076 (0.023)
SD Vertical	0.084 (0.025)	0.085 (0.031)
SD Ant. post.	0.061 (0.017)	0.077 (0.021)
LyEp Lateral	0.075 (0.032)*	0.056 (0.019)*
LyEp Vertical	0.073 (0.038)*	0.048 (0.019)*
LyEp Ant. post.	0.062 (0.029)*	0.043 (0.014)*

intervention, respectively, for the male and female elderly subjects. Remarkable correlations were observed in the female elderly subjects ($p < 0.05$), but not in the male elderly subjects. Hip abductors are known to contribute to stabilizing the pelvis in biped locomotion. Further investigation is required to ascertain specific effects of muscle building or balance training on improvement of walking stability.

Results of the traditional variability index used in this study did not reveal significant differences between subjects before and after the intervention. Elderly persons' walking patterns reflect not only the direct effects of aging, but also some adaptive mechanisms developed to compensate for their diminished physical performance. They acquired their own gait pattern, engendering variability in the acceleration waveform. However, standard deviations merely provided a picture of the overall level of variability in the gait patterns. Although they provided a general picture of the level of variability, no information is apparent about any temporal structure of the variations involving with time⁽¹³⁾. In contrast, the technique used to analyze nonlinear dynamic systems illustrates both spatial and temporal aspects of the data.

In the experimental study, a short walking distance was chosen to avoid effects of fatigue from elderly persons' walking. According to a pre-experiment, 16 m was

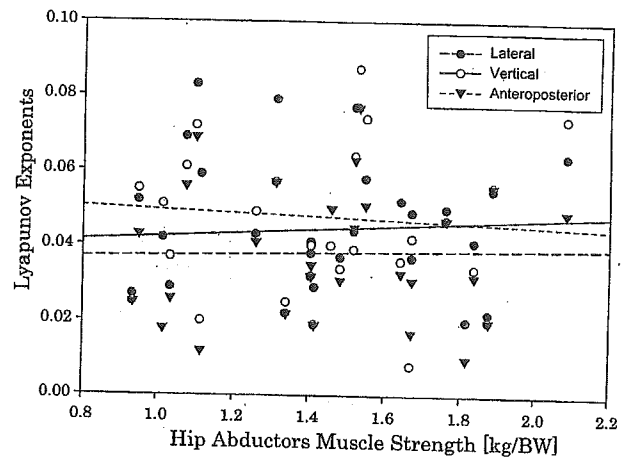


Fig. 5 Relationships between the strength of hip abductors and Lyapunov exponents in male elderly subjects after the exercise intervention

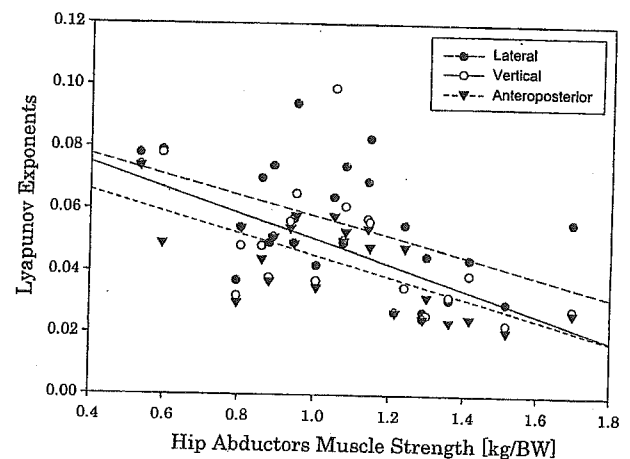


Fig. 6 Relationships between the strength of hip abductors and Lyapunov exponents in female elderly subjects after the exercise intervention

a feasible and proper condition to assess stable continuous walking. It is important to mention that estimation of Lyapunov exponents is sensitive to the data size and the observation time⁽¹⁷⁾. Therefore, estimation accuracy of Lyapunov exponents was rather low in this study. However, we quantified the exponential rate of divergence of trajectories, which followed trends of Lyapunov exponents. Consequently, we assumed that our indices were reliable for this inter-subjective study to assess relative improvement of walking performance.

The proposed method was adequate to quantify the nature of the dynamic system, which changes the states continuously while walking. It should also be emphasized that the method analyzes the dynamic stability of walking using a light-weight portable instrument that is easy to wear and convenient to use. A quantitative measure of walking stability might provide a promising method to assess personal risk of falls. It might also contribute to designing of proper training strategies and monitoring of