

に関連するとされている 4)。運動トレーニングはバランス能力、下肢の筋力及び歩行能力などの改善を通して、転倒リスクを軽減できることが知られている 5-8)。太極拳は中国の伝統的な格闘技を元に 17 世紀前に考案されたもので 9)、ゆっくりとした連続的なポーズから構成された運動であるが 10-12)、他の運動トレーニング同様に体力の向上や転倒予防に有用であることが報告されている 13, 14)。しかし殆どの報告において太極拳は週 3 回以上の高い実施頻度かつ長期にわたる介入を行い、さらにポーズが複雑な介入を行っている 15-23)。介入期間の長期化による運動指導コストの問題や、複雑で多くの動作を含んでいる太極拳運動は高齢者にとっては必ずしも覚えるのが容易ではない。そこで我々は太極拳の基本要素を含む、習得が容易かつ短期間で体力向上効果が期待できる運動プログラムの開発を行うこととした。

ところで、高齢者では速筋線維の萎縮が著明である 24)。太極拳は緩徐な動きのため速筋成分の利用は期待できない。そこでバランス能力にも寄与する速筋の利用を考慮して、太極拳同様中国武術の一つ長拳の入門拳法であるカンフー体操の要素をトレーニングに加えることとした 25)。カンフー体操は打つ、蹴る、ジャンプなどの動作が含まれる拳術で、敏捷性に富んでおり 25)、中国では青少年の発育の促進に利用されている 25)。カンフー体操実施には、一定のバランス能力

と不安定姿勢を支えるだけの下肢筋力が必要である。そこでプログラム初期には太極拳を習得し、後半にカンフー体操を実施することとした。

本研究では以上のような背景に基づいて考案した 8 式太極拳に達成度に応じて 6 式カンフー体操を組み合わせた高齢者にも覚えやすく簡便な新運動プログラムの効果を検証するために、歩行訓練、筋力強化トレーニング、バランストレーニングを組み合わせた従来型転倒予防トレーニングの比較を行う無作為割付け比較試験を実施した。

B. 研究方法

1. 対象者の募集、除外基準及びランダム割付け

2005 年 6 月に、宮城県仙台市宮城野区鶴ヶ谷地区在住の 71 歳から 89 歳までの 2002 年度 26)、2004 年度 27)の転倒予防運動教室の参加者 191 名(2002 年：68 名；2004 年：123 名)に対して、太極拳を取り入れた転倒予防運動教室への参加を書面にて通知した 112 名(回収率 58.6%)から説明会参加への回答を得た運動教室の事前説明会は地区集会所にて二日間実施し、太極拳を取り入れた運動プログラムの目的、内容、期間や参加費用等の詳細を伝え、無作為割付けを行うことについて説明を実施した。その結果、説明会参加者のうち 80 名から運動教室の参加と研究に関する同意を得た。今回の研究では過去 3 年間の運動教室参加者を対象と

したため、除外基準は特に設定しなかった。対象者を年齢、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。

2. 運動プログラム

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。運動内容はウォーミングアップ(ストレッチを中心とするもの)20分間、運動プログラム(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)40分間、クールダウン(ストレッチを中心とするもの)10分間とした。ウォーミングアップ並びにクールダウンは両群合同で実施した。

太極拳プログラムの指導は、中国武術指導歴10年以上の講師が担当した。また従来型転倒予防プログラムには高齢者を対象にした運動指導の研修を受けた健康運動指導士が担当した。

介入群、対照群いずれも20分間の主運動を10分間の休憩を挿んで二回実施した。介入群は8式太極拳(連続的に8つの姿勢をとる太極拳)あるいはカンフー体操を実施した。表1に介入群運動プログラムの期分けを示す。まず、最初の2ヶ月間に8式太極拳を教授し、その後6式のカンフー体操を導入した。対照群の従来型運動プログラ

ムは前半の20分にセラバンドによる上下肢の筋力訓練を行い、後半の20分には、音楽に合わせた集団的な歩行訓練を実施した(26)。

3. 評価

運動プログラム開始前の2005年6月に対象者に対し体力測定を実施した。体力測定では転倒リスクのスクリーニングツールであるTimed up & go test (TUGT) (28)、持久性運動能力の指標である6分間歩行テスト(29)、バランステストであるForward Functional Reach(F-FR)(30)及び柔軟性を評価する長座体前屈テストを行った。

TUGTは通常の速さで被測定者に椅子から立ち上がり3m前方の目標に向かって歩行し、目標位置で方向転換後、再び3m歩行してもとの椅子に座る一連の動作を行わせ、その時間を計測した。2回実施後平均値を用いた。なお体力低下がみられる高齢者を対象とするため、あえて急ぐ必要がないこと、普段の生活に準じた速度で実施することを教示した。

6分間歩行では、周径40mの一辺10m円形のライン上を6分間にできるだけ歩くように指示した。歩いた周数から、歩行距離(最小単位10m、10m以下切り捨て)を求めた。

F-FRは開脚立位にて上肢を前方90度挙上位で静止後、足部固定にて両上肢を挙上位のまま最大限前方へ伸展させ、手首の前方への移動距離(投影距離)を計測した。2

回実施し平均値を用いた。

長座体前屈は長座体前屈計（竹井機器工業株式会社、新潟）を用いて2回測定し、平均値を求めた。

運動教室約1週間後に運動教室開始前と同様に体力測定を実施し、介入前後の運動プログラムの効果を評価した。

4. 統計解析

解析対象者は介入前後の二回の体力測定が実施できたもの（介入群, N=31; 対照群, N=37）とした。また、介入前後の評価に参加しても体調や痛みなど理由で測定できなかった項目については欠損値として取り扱った。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。全ての統計解析には、Statistical Analysis System(SAS) Version 9.1 (SAS Institute Inc, Cary, NC, USA.)を用いて、 $p<0.05$ を統計学的有意水準とした。

C. 結果

1. 対象者決定の流れ

介入前の体力測定を受けた80名を介入群: (41名); 対照群 (39名) に無作為に割り付けた。運動介入を開始してからの脱落者は介入群が10名、対照群は2

名、その理由は、介入群において入院2名、風邪3名、不明2名、また対照群では不明2名であった(図1)。そのため、介入後体力測定の参加者は介入群では31名で対照群では37名となった。運動教室への平均参加回数は介入群と対照群でそれぞれ9.1回、10.1回であった。

2. 介入前における対象者の特徴と体力の特性

表2は介入前の介入群と対照群との特性並びに体力測定の結果を示す。年齢、性別、BMI、TUGT、F-FR、6分間歩行、長座体前屈いずれも、介入群と対照群との間に差異は認められなかった(Pの範囲: 0.19-0.87)。そして、介入後の体力測定者不参加者を除外した最終解析でも、両グループ間では有意差は見られなかった(Pの範囲: 0.19-0.92)。

3. 介入群と対照群の正味の差の比較

解析対象者には介入前と介入後両方の体力測定の参加者(介入群, N=31; 対照群, N=37)を含む。表3は両群間の介入前後の変化量の比較を示している。両群の間で体力測定値の変化はいずれも有意ではなかった(Pの範囲: 0.47-0.96)。

4. 各群では介入前後の体力変化

表4, 5に両群の体力測定値の介入前後群内比較を示す。介入群の介入前後のTUGTの平均値±標準偏差はそれぞれ10.8±2.9と9.9±1.8(秒)であった。対照群の介

入前後の TUGT の平均値±標準偏差はそれぞれ 10.0±2.4 と 9.1±1.9(秒)であった。いずれも介入前後で統計的有意差が認められた ($P<0.05$)。介入群では 18 名の TUGT が改善し、12 名は遅くなった。対照群では 23 名の TUGT が改善し、14 名は遅くなった (尤度比 = 0.03, $P=0.86$)。介入前の高転倒リスク者 ($TUGT \geq 15$ 秒)²⁸⁾は 介入群で 2 名、対照群で 1 名いたが、介入後に何れも TUGT が 15 秒未満になった。一方、介入群、対照群とも F・FR、6 分間歩行及び長座体前屈などのテストにはいずれも統計的有意差は見られなかった ($P>0.16$)。

D. 考察

本研究では太極拳にカンフーを組み入れた新しい運動プログラムを作成し、転倒リスクに関連する体力に対する効果を検証した。その結果 3 ヶ月間、計 12 回の新しい転倒予防運動介入により転倒発生に関連する歩行能力が改善した。新しい太極拳プログラムによる改善効果はすでに有効性が明らかになっている従来型転倒予防トレーニングの効果と有意差がなかった。

今回の太極拳を取り入れた新運動プログラムの介入では歩行時のバランス指標である TUGT の有意な改善が認められた。TUGT は転倒リスクを評価する簡易なツールとして推奨され、その妥当性も検証されている²⁸⁾、TUGT の成績が 15 秒以上であることは転倒リスクの鋭敏な予測因子である

ことが知られている²⁸⁾。したがって TUGT15 秒以上を高転倒リスクのカットオフポイントとすることができる。我々の研究では介入前に 3 名(介入群: 2 名; 対照群: 1 名)の高齢者が高転倒リスク者 ($TUGT > 15$ 秒)であったが介入後にはいずれも TUGT が 15 秒未満にまで改善された。本研究は観察期間も短く実際の転倒リスクの変化を知ることはできないが、TUGT の改善は転倒リスクの軽減につながる可能性がある。

太極拳が転倒リスクを軽減する可能性についてはすでに先行研究にて指摘されている¹³⁾。その奏功機序については様々な可能性がある。太極拳はその動きが特徴的で一連の動きを通して維持される中腰姿勢、各方向への重心移動、片脚での体重支持、滑らかな方向転換、ゆっくりでかつ止まらない腹式呼吸など、全体的に見ると円の動きを主体とするゆっくりとした重心移動をさせる運動である。足首の機能はバランス機能に対して重要である³¹⁻³³⁾が、太極拳は足首の機能の改善に有効である^{34, 35)}。また、作動筋と拮抗筋のアンバランスが関節の不安定性と運動障害の原因になると考えられている³⁶⁾が、太極拳は膝関節の屈筋と伸筋の筋力及び作動筋と拮抗筋のバランスを改善させ³⁷⁾。更に太極拳は片足立位時間を延長させることも知られている³⁸⁾。このような効果が太極拳には期待され、今回みられた TUGT 試験の改善にはこれらのメカニズムが働いているの

かもしれない。

これまでに行われた太極拳の効果を検証した介入研究の介入期間、運動量と介入の効果について我々の研究と比較すると、一部研究は70歳以上の高齢者を対象にして10式或いは24式太極拳による転倒発生への効果の無作為割り付け対照試験(RCT)である16, 18, 23)。これらの研究では全て介入群において転倒発生の減少が見られている。ただし介入回数は30-72回であった。他の五つの研究も高齢者を対象として12, 24, 108式の太極拳による体力改善への効果を報告している。これらの研究でも体力測定値の有意な改善が見られているが、介入回数は32-220.8回であった15, 17, 20, 21)。われわれの研究では転倒発生が減少したか否かは観察期間が短いため現時点ではいえないが、転倒リスクの軽減につながる可能性のあるTUGTの成績が改善しており、われわれの運動プログラムの介入の回数が12回と上述の先行研究の半分以下であるにも関わらず効果があったことを示唆している。今後経過を追跡していきたい。

一方本研究同様に高齢者を対象にした太極拳のコンプライアンス向上を目的に太極拳のポーズを減らした6, 10式(ポーズ)太極拳による体力と転倒発生への影響に関する二つの研究19, 22)では介入回数は30回以上であるにも関わらず有意な体力測定値の改善は見られなかった。我々の運動プ

ログラムも同様にポーズの数を少なくした8式太極拳に最後の4週に実施した6式カンフー体操を加えている。先に述べたように介入頻度は12回と、少なくとも改善がみられている。参加者の体力レベル、指導者の経験などが異なり直接比較することはできないが、カンフーを取り入れたことにより、短期間で一定の効果を得られた可能性もあったと考えられている。もちろん敏捷性の高い運動要素を加えた効果が従来の太極拳に相加的な効果があるかどうかについてはさらなる介入研究が必要である。

本研究において対照群の参加者は従来型の転倒予防トレーニングを実施した。従来型トレーニング後も介入群と同様にTUGTの改善がみられ、他の体力測定値には変化がなかった。従来型転倒予防トレーニングはセラバンドによる上下肢の筋力訓練と音楽のリズムに合わせた歩行訓練から構成されており、セラバンドや椅子を必要とし、参加者の関心を持続させるには指導者の技量を要する。これに対して太極拳を取り入れた転倒予防トレーニングはいかなる機材も使わずに、自重を利用し、いつでも、どこでも、一度習得すれば一人でも簡単にできる運動プログラムである。従って、太極拳を取り入れた転倒予防トレーニングは従来型の転倒予防訓練に比してアドヘレンスの高いプログラムの可能性がある。今後その維持効果について検討していきたい。

一方、脱落者数をみると対照群(2名)よりも介入群(10名)のほうが多く、太極拳運動プログラムのコンプライアンスが従来型の運動プログラムに及ばない可能性がある。太極拳のポーズの習得にかかる期間に個人差があるため、集団訓練の場合習得が遅い参加者の意欲が低下する可能性がある。指

導方法の工夫により改善できる余地があると考えられた。また立位および歩行時に杖などの補助具を必要とする場合、太極拳を行うことは困難であり、虚弱高齢者を対象とする場合適応を考慮する必要がある。いずれも今後検証が必要である。

表 1. 太極拳を取り入れた運動プログラムの期分け

第 1-3 回	第 4-6 回	第 7-8 回	第 9-12 回
太極拳 1-4 式	太極拳 5-8 式	太極拳 1-8 式	太極拳 8 式+カンフ 一体操 6 式

表 2. 対象者の特徴

特徴	介入群 (n=41)	対照群 (n=39)	P 値
年齢(才)	77.4±4.0	77.2±3.9	t(78)=0.21; p=0.84
性別(女性; %)	68.3	56.4	$\chi^2(1)=1.20; p=0.27$
BMI(kg/m ²)	23.7±3.8	24.7±3.5	t(78)=-1.16; p=0.25
TUGT(秒)	10.7±2.7	10.2±2.4	t(78)=1.03; p=0.31
FR(cm)	23.6±5.8	23.4±5.7	t(78)=0.16; p=0.87
6 分間歩行(m)	379.0±73.9*	401.6±75.9*	t(74)=-1.32; p=0.19
長座体前屈 (cm)	28.3±9.2**	29.8±9.6	t(77)=-0.75; p=0.45

BMI=body mass index; TUGT=timed up and go; FR=functional reach.

注: 変数の値=平均±標準偏差; *: n=38; **: n=40.

表 3. 介入群と対照群の正味の差の比較

体力	介入群 (n=31)	対照群 (n=37)	P 値
TUGT(秒)	-0.6±1.7*	-1.0±2.2	t(65)=0.72; p=0.47
F-FR(cm)	0.10±4.6	0.04±6.2	t(66)=0.05; p=0.96
6 分間歩行(m)	11.8±43.3**	13.4±75.5***	t(55.8)=-0.10; p=0.92
長座体前屈(cm)	0.6±5.4**	0.2±4.9****	t(62)=0.39; p=0.70

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

注：変数の値=平均±標準偏差; *: n=30; **: n=28; ***: n=35; ****: n=36.

表 4. 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 5. 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

ところが、先行研究^{15, 18, 37)}では太極拳によりバランス能力が改善したことが報告されているが、本研究ではバランステストであるFRは介入前後で有意な改善が見られなかった。これには、三つの原因が考えられる。①介入期間が短く、回数が少なかったためFRを改善させるのに至らなかった；②本研究では非運動群を設定していないので非運動群に比べて改善したかどうかは不明である；③F-FRは体幹の可動性を反映し、重心変位の限界との関連は弱いことが指摘されている³⁹⁾。したがってバランスの改善があったとしてもF-FR測定値に反映されないとしても不思議ではない。TUGTはバランス能力を反映するともいわれており²⁸⁾、本研究におけるTUGTの改善はバランスの改善に対応している可能性もある。

本研究にはいくつかの限界がある。まず、我々の研究では非運動群との比較を行っていないため、介入効果が運動効果によるものかどうかは本来判定できない。従来型の運動プログラムと効果において差がみられないことから、一定の効果が得られていると結論づけており、従来型運動プログラムに介入効果があることが前提になっている。又、本来目的としている転倒予防効果の有無に関してはフォローアップの結果が得られていないため言及できない。今後転倒予防効果について追跡をする予定

である。

E. 結論

本研究では、太極拳の効果を強化するために他の運動を組み入れた運動プログラムを作成し、その効果を試みた。その結果、この運動プログラムは従来型転倒予防トレーニングと同様に高齢者に対する有意な体力改善効果を示した。

今後フォローアップ研究を行い、今回の運動プログラムが高齢者の転倒を予防する運動プログラムとして有効であることを確認する必要がある。また今後太極拳の効果を更に効果的に生かせるように他の運動を組み入れた家庭でも行えるより安価な新運動プログラムを開発していきたい。

F. 健康危険情報

なし

G. 知的財産権の出願・登録状況

特になし

引用文献

- 1) GILLESPIE, L. D., GILLESPIE, W. J., ROBERTSON, M. C., LAMB, S. E., CUMMING, R. G. & ROWE, B. H. Interventions for preventing falls in elderly people. *Cochrane Database Syst Rev.* (2003), CD000340.
- 2) PROVINCE, M. A., HADLEY, E. C., HORN BROOK, M. C., LIPSITZ, L. A., MILLER, J. P.,

- MULROW, C. D., ORY, M. G., SATTIN, R. W., TINETTI, M. E. & WOLF, S. L. The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. *Jama.* (1995), 273, 1341-1347.
- 3) BLAKE, A. J., MORGAN, K., BENDALL, M. J., DALLOSSO, H., EBRAHIM, S. B., ARIE, T. H., FENTEM, P. H. & BASSEY, E. J. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age Ageing.* (1988), 17, 365-372.
- 4) LI, J. X., HONG, Y. & CHAN, K. M. Tai chi: physiological characteristics and beneficial effects on health. *Br J Sports Med.* (2001), 35, 148-156.
- 5) FUJITA, K., NAGATOMI, R., HOZAWA, A., OHKUBO, T., SATO, K., ANZAI, Y., SAUVAGET, C., WATANABE, Y., TAMAGAWA, A. & TSUJI, I. Effects of exercise training on physical activity in older people: a randomized controlled trial. *J Epidemiol.* (2003), 13, 120-126.
- 6) SHERRINGTON, C., LORD, S. R. & FINCH, C. F. Physical activity interventions to prevent falls among older people: update of the evidence. *J Sci Med Sport.* (2004), 7, 43-51.
- 7) Chang, J. T., S. C. Morton, L. Z. Rubenstein, et al. Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Br. Med. J.* 328:1-7, 2004.
- 8) Gillespie, L. D., W. J. Gillespie, M. C. Robertson, S. E. Lamb, R. G. Cumming, and B. H. Rowe. *Interventions for Preventing Falls in Elderly People.* New York: John Wiley & Sons, 2003.
- 9) *China Sports: Simplified Taijiquan*, ed 2. Beijing, China Publications Center. (1983).
- 10) XU, S. & FAN, Z. Physiological studies of Tai Chi in China. In: Qu M, Yu C, eds. *China's Sports Medicine.* New York, NY: Karger. (1988), 70-80.
- 11) DELZA, S. *Tai Chi Chuan.* Rev ed. Albany, NY: State University of New York Press. (1985).
- 12) CHENG, J. *Tai Chi Chuan: a slow dance for health.* *Physician Sports Med.* (1999), 27, 109-110.
- 13) KLEIN, P. J. & ADAMS, W. D. Comprehensive therapeutic benefits of Taiji: a critical review. *Am J Phys Med Rehabil.* (2004), 83, 735-745.
- 14) WANG, C., COLLET, J. P. & LAU, J. The

- effect of Tai Chi on health outcomes in patients with chronic conditions: a systematic review. *Arch Intern Med.* (2004), 164, 493-501.
- 15) ZHANG, J. G., ISHIKAWA-TAKATA, K., YAMAZAKI, H., MORITA, T. & OHTA, T. The effects of Tai Chi Chuan on physiological function and fear of falling in the less robust elderly: An intervention study for preventing falls. *Arch Gerontol Geriatr.* (2006), 42, 107-116.
- 16) LI, F., HARMER, P., FISHER, K. J., MCAULEY, E., CHAUMETON, N., ECKSTROM, E. & WILSON, N. L. Tai Chi and fall reductions in older adults: a randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* (2005), 60, 187-194.
- 17) CHOI, J. H., MOON, J. S. & SONG, R. Effects of Sun-style Tai Chi exercise on physical fitness and fall prevention in fall-prone older adults. *J Adv Nurs.* (2005), 51, 150-157.
- 18) LI, F., HARMER, P., FISHER, K. J. & MCAULEY, E. Tai Chi: improving functional balance and predicting subsequent falls in older persons. *Med Sci Sports Exerc.* (2004), 36, 2046-2052.
- 19) WOLF, S. L., SATTIN, R. W., KUTNER, M., O'GRADY, M., GREENSPAN, A. I. & GREGOR, R. J. Intense tai chi exercise training and fall occurrences in older, transitionally frail adults: a randomized, controlled trial. *J Am Geriatr Soc.* (2003), 51, 1693-1701.
- 20) LI, F., HARMER, P., MCAULEY, E., DUNCAN, T. E., DUNCAN, S. C., CHAUMETON, N. & FISHER, K. J. An evaluation of the effects of Tai Chi exercise on physical function among older persons: a randomized controlled trial. *Ann Behav Med.* (2001), 23, 139-146.
- 21) LAN, C., LAI, J. S., CHEN, S. Y. & WONG, M. K. 12-month Tai Chi training in the elderly: its effect on health fitness. *Med Sci Sports Exerc.* (1998), 30, 345-351.
- 22) WOLF, S. L., BARNHART, H. X., ELLISON, G. L. & COOGLER, C. E. The effect of Tai Chi Quan and computerized balance training on postural stability in older subjects. *Atlanta FICSIT Group. Frailty and Injuries: Cooperative Studies on Intervention Techniques.* *Phys Ther.* (1997), 77, 371-381; discussion 382-374.
- 23) WOLF, S. L., BARNHART, H. X., KUTNER, N. G., MCNEELY, E., COOGLER, C. & XU, T. Reducing frailty and falls in older

- persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. Atlanta FICSIT Group. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. J Am Geriatr Soc. (1996), 44, 489-497.
- 24) COGGAN, A. R., SPINA, R. J., KING, D. S., ROGERS, M. A., BROWN, M., NEMETH, P. M. & HOLLOSZY, J. O. Histochemical and enzymatic comparison of the gastrocnemius muscle of young and elderly men and women. J Gerontol. (1992), 47, B71-76.
- 25) (社)日本武術太極拳連盟長拳教材編集委員会 編集 (1998) 普及用長拳(長拳教材 VOL.1), 社団法人 日本武術太極拳連盟, 東京, p. 64.
- 26) 藤田和樹 & 永富良一 高齢者に対する運動トレーニングの効果. 臨床栄養. (2004), 104, 665-675.
- 27) 永富良一, 芳賀博, 楊光, 島貫秀樹, 矢野秀典, 若居佐恵子, 邱玉婧, 高喆 & 郭輝 虚弱高齢者に対する転倒骨折予防訓練の効果改善プログラムの研究. 平成16年度厚生労働科学研究費助成金(痴呆・骨折臨床研究事業) 転倒骨折予防運動訓練の効果改善プログラムの研究 (H16-痴呆・骨折-017) 統括・分担研究報告書. (2005), 7-16.
- 28) WHITNEY, J. C., LORD, S. R. & CLOSE, J. C. Streamlining assessment and intervention in a falls clinic using the Timed Up and Go Test and Physiological Profile Assessments. Age Ageing. (2005), 34, 567-571.
- 29) ENRIGHT, P. L., MCBURNIE, M. A., BITTNER, V., TRACY, R. P., MCNAMARA, R., ARNOLD, A. & NEWMAN, A. B. The 6-min walk test: a quick measure of functional status in elderly adults. Chest. (2003), 123, 387-398.
- 30) WEINER, D. K., DUNCAN, P. W., CHANDLER, J. & STUDENSKI, S. A. Functional reach: a marker of physical frailty. J Am Geriatr Soc. (1992), 40, 203-207.
- 31) WINTER, D. A., PATLA, A. E., PRINCE, F., ISHAC, M. & GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. J Neurophysiol. (1998), 80, 1211-1221.
- 32) KESHNER, E. A., ALLUM, J. H. & HONEGGER, F. Predictors of less stable postural responses to support surface rotations in healthy human elderly. J Vestib Res. (1993), 3, 419-429.
- 33) WOOLLACOTT, M. H. & SHUMWAY-COOK, A. Changes in posture control across the life span--a systems approach. Phys Ther. (1990), 70, 799-807.
- 34) MCGIBBON, C. A., KREBS, D. E., PARKER, S.

- W., SCARBOROUGH, D. M., WAYNE, P. M. & WOLF, S. L. Tai Chi and vestibular rehabilitation improve vestibulopathic gait via different neuromuscular mechanisms: preliminary report. BMC Neurol. (2005), 5, 3.
- 35) VAN DEUSEN, J. & HARLOWE, D. The efficacy of the ROM Dance Program for adults with rheumatoid arthritis. Am J Occup Ther. (1987), 41, 90-95.
- 36) SODERMAN, K., ALFREDSON, H., PIETILA, T. & WERNER, S. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. (2001), 9, 313-321.
- 37) TSANG, W. W. & HUI-CHAN, C. W. Comparison of muscle torque, balance, and confidence in older tai chi and healthy adults. Med Sci Sports Exerc. (2005), 37, 280-289.
- 38) TSE, S. K. & BAILEY, D. M. T'ai chi and postural control in the well elderly. Am J Occup Ther. (1992), 46, 295-300.
- 39) JONSSON, E., HENRIKSSON, M. & HIRSCHFELD, H. Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? J Rehabil Med. (2003), 35, 26-30.

分担研究報告書

下肢疲労が歩行安定性に及ぼす効果の検証

分担研究者 大滝保明 東北大学大学院工学研究科助手

研究要旨：転倒の要因には様々なものがあるが、歩行時のダイナミックなバランスの欠如は転倒につながる可能性が知られている。歩行不安定性を加速度センサーで検出し、信号処理により不安定さが評価可能になれば、転倒ハイリスク者のスクリーニングだけではなく、未然に転倒を防ぐことも可能になるかもしれない。そこで健康な若年被験者 17 名を対象に、自転車エルゴメータで疲労困憊にいたるまでおよそ 20 分のペダリングを行い、疲労前後に体育館内フロアに 20m の平坦な歩行路を設定し、腰部中央に装着した加速度センサーから得られる時系列データの処理を行った。

研究協力者

Muhammad Arif (Pakistan Institute of Engineering and Informatics.)

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、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など実務的な問題は解決されていない。本研究では、加速度センサーを装着するし、歩行中の不安定要素を加速度信号の非線形時系列分析によ

り検出し、もって転倒リスクの予測が可能かどうか検討することを目的とした。

B. 研究方法：

疲労課題：21 歳から 39 歳まで(平均 25 ± 4 歳)の健康な被験者 17 名 (身長 $174 \pm 4\text{cm}$, 体重 $67 \pm 6\text{kg}$) を対象に、自転車エルゴメータを用いて漸増法による負荷を加え、約 20 分程度で疲労困憊にいたるような負荷を加えた。

歩行テスト：体育館の平坦なフロア上に 20m の歩行路を設定し、3 軸加速度センサー (Analog Device 社製 ADXL105EM-3 tri-axials) を腰部中央、ほぼ重心の位置に装着し、データはパナソニックのデータロガーに保存した。

データ処理：得られた加速度信号に対して、非線形時系列分析を実施した、具体的には Wavelet entropy 解析などを実施した。

C. 研究結果

表 1 に示したように疲労課題により歩行速度には差がみられないものの、疲労後に歩幅が減少し、それを代償するように歩行率が増加していることがわかる。一方、表 2 に示すように垂直、前後、左右各方向の歩行時の加速度の実効値は疲労後に左右方向の加速度が有意に増加していた。表 3 には歩行時の加速度の振幅を示しているが、疲労課題後にはいずれの方向にも有意に増加することから、疲労後には不安定要因が増加することがわかった。表 4 にはウェーブレットエントロピー解析の結果を示す。加速度の実効値とは裏腹に、垂直および前後方向でエントロピーが有意に増加することが認められた。

D. 考察

脚部の疲労に伴う歩行安定性の低下を重心位置に装着した 3 軸加速度センサーで検出することを試みた。疲労課題後には、加速度の振幅やばらつきを反映するエントロピーの有意な変化がみられた。しかし個人差は大きく、転倒リスクの高い高齢者のスクリーニングに有用かどうかは今後の検討が必要である。

E. 結論

疲労前後で歩行時に加速度信号の有意な変化がみられることが明らかになった。しかしまだ高齢者の転倒リスクを反映するか否かは不明であり、今後の検討が必要である。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

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

Table 1: Basic gait parameters

Gait Parameters	Before Fatigue	After Fatigue	p-value
Cadence (steps/min)	112(7)	116(8)	0.0003
Speed (m/s)	1.06(0.19)	1.06(0.16)	ns
Step Length (m)	0.57(0.13)	0.55(0.11)	0.059

Table 2: RMS values of Acceleration in Lateral, Vertical and Ant/post

Accelerations (g)	Before Fatigue	After Fatigue	p-value
RMS (Lateral)	0.15(0.03)	0.17(0.03)	0.002
RMS (vertical)	0.248(0.05)	0.265(0.05)	ns
RMS (ant/post)	0.224(0.04)	0.231(0.05)	ns

Table 3: Amplitude Variability in Lateral, Vertical and Ant/post directions

Direction	Before Fatigue	After Fatigue	p-value
Lateral	0.07(0.01)	0.088(0.025)	0.003
Vertical	0.065(0.01)	0.0827(0.02)	0.0007
Ant/post	0.058(0.01)	0.0744(0.02)	0.003

Table 4: Wavelet Entropy

Direction	Before Fatigue	After Fatigue	p-value
Lateral	1.503(0.08)	1.502(0.08)	ns
Vertical	1.2240(0.11)	1.353(0.15)	0.003
Ant/post	0.992(0.21)	1.208(0.23)	0.001

IV. 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 TSUJI††

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

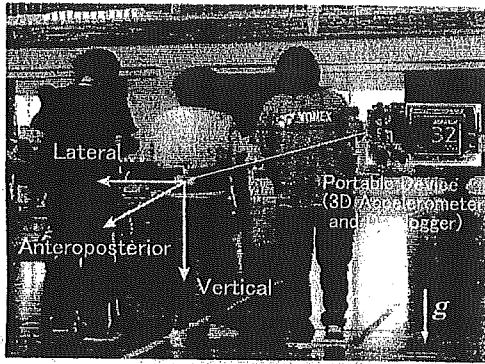


Fig. 1 View of the experimental study. The subject (center) wore the portable instruments. Three-dimensional accelerations during walking were measured

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

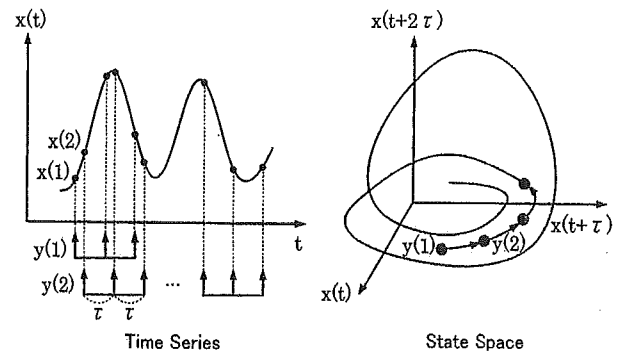


Fig. 2 Reconstruction of an attractor trajectory in the state space (in case of the embedding dimension $d = 3$)

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.

$$SD = \text{Mean}\{S(1 \dots 100)\},$$

$$S(i) = \text{Std}\{a_{i,1 \dots N}\}, N = 12. \quad (3)$$

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