

# 高齢者転倒防止能力の足指間圧力計測による推定

山下 和彦\*\*，斎藤 正男\*\*

\*\*東京電機大学工学部情報通信工学科

## 1. はじめに

1 年間に転倒・転落したか，転倒・転落しそうになった高齢者は 69.8%におよぶ<sup>1)</sup>．転倒は大腿骨頸部を損傷することが多く，いちじるしく日常生活動作（Activity of Daily Living：ADL）を低下させ，寝たきりの原因となる．健康寿命延長のためには，自分自身の身体機能の状態を定期的に把握し，転倒予防を心掛けることが求められる．

転倒予防には筋力トレーニングと姿勢保持能力の向上が最も有効とされており<sup>2)</sup>，転倒発生と歩行速度は有意な関係を示している<sup>2-5)</sup>．このことから転倒予防のためには，下肢筋力と姿勢保持能力を評価することが望まれる．姿勢保持能力，すなわちバランス能力を構成する要素は，大きく 2 つに分けられる．すなわち三半規管や前庭系などの感覚器と，姿勢の傾きを鉛直方向に保つという立場からの下肢筋力の制御から成り立つ．例えば，片足立ちなどを訓練することで，バランス能力が再獲得できるが，転倒しないために姿勢を保持するのは下肢筋力による要素も大きい．この 2 つのうちどちらが欠けても転倒は起りうる．そのうち我々は，まず下肢筋力に着目した．

自治体などでは，高齢者の転倒予防のために，転倒予防教室を開催している．しかし，転倒に関して高齢者の身体機能を定量的かつ簡便に計測する方法は，確立されていない．従来の下肢筋力計測装置であるエルゴメータやサイベックスなどは，非常に大型で持ち運びが困難であった．そのため，地域の健常高齢者が気軽に計測できなかった．再現性が少ない，あるいは半定量的評価の例としては，10m 歩行速度，最大 1 歩幅，息こらえ，片足立ちの持続時間などがある<sup>6-9)</sup>．これらは高齢者の身体機能や転倒予防の評価のために有効であるとされているが，計測に多くの人員や時間がかかり，結果にあいまいな点が多い．

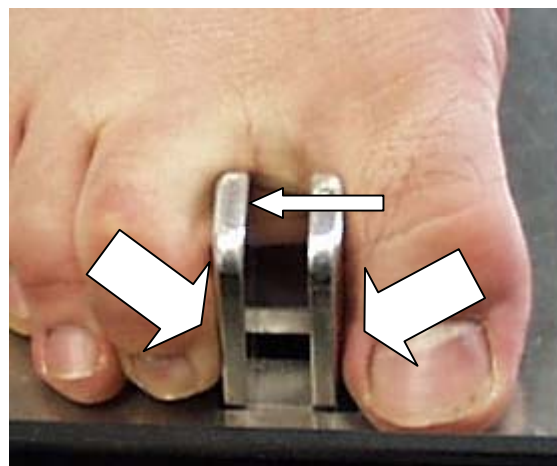
これらの問題を解決するために，本研究では簡便な高齢者の下肢筋力の評価を目的として，足指

間圧力計測器を試作・開発した．装置の評価を行うために，10m 歩行など一般的に行われている計測方法との関係を調べた．足指間圧力は新しい概念であり，足母指と足第 2 指の間の圧力を計測するもので，本研究ではこの力を足指の挟力と定義し，計測するものである．

## 2. 解剖学的背景

本研究では，足母指と足第 2 指間の挟力に着目した．その理由は，足母指と足第 2 指の間には適当な距離があることと，足母指の自由度が他の指よりも大きいこと計測に適していることである．そして後述する筋の構成からも理由付けされる．また，足底部方向に握り込む運動である把持力も計画項目として考えたが，この運動には膝屈曲力が作用しがちなため用いなかった．

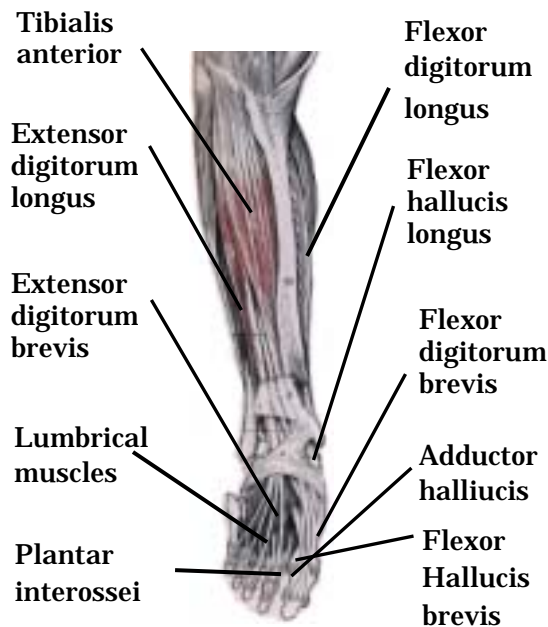
Fig.1 に足指を挟み込む運動を示す．足母指と足第 2 指を真横に動かして力を発揮するには，筋の構造上困難である．自然な挟み込み運動には，Fig.1 中 と示したように，足母指の屈曲に伴う外転が起る．足第 2 指以降は，Fig.1 中 と示したように，屈曲に伴って内転が起る．そうすることで，計測のセンサ部が のように動作して，計



第 1 図 握り込み動作  
Fig.1 Clipping action

測が可能となる。

そこでこの挟力を発揮するための筋活動を，Fig.2 により解剖学的見地から検討する．Table.1 には，Fig.2 に示した筋の機能を記載した．足母指と足第 2 指によって挟み込む際に，直接作用する筋は，足底の母指内転筋(Adductor hallucis, AH)と底側骨間筋(Plantar interossei, PI)であるが，足指の動きは Fig.2 に示した短母指屈筋(Flexor hallucis brevis, FHB)，長指屈筋(Flexor digitorum longus, FDL)，長母指屈筋(Flexor hallucis longus, FHL)，短指屈筋(Flexor digitorum brevis, FDB)，虫様筋(Lumbrical muscles, LM)，長指伸筋(Extensor digitorum longus, EDL)から強い腱索を受け，これらの筋群の協調作用によって力が生じる<sup>10,11)</sup>．これらの筋群は，母指の固定と歩行中の立脚相最終期に重要な働きをする．足指を挟み込む運動は，単純な動



第 2 図 下肢解剖図<sup>11)</sup>  
Fig.2 Anatomy of lower limb muscles

表 1 . 筋の機能

Table.1 Function of the muscle

| name                      | function                           |
|---------------------------|------------------------------------|
| Adductor hallucis         | great-toe adduction                |
| Plantar inteossei         | digitus-secundus abduction         |
| Flexor hallucis brevis    | adduction and flexion of great-toe |
| Flexor digitorum longus   | secundus to fifth finger flexion   |
| Flexor hallucis longus    | great-toe flexion                  |
| Flexor digitorum bevis    | secundus to fifth finger flexion   |
| Lumbrical muscles         | secundus to fifth finger flexion   |
| Extensor digitorum longus | ankel pronation                    |
| Tibialis anterior         | ankel dorsiflexion                 |
| Extensor digitorum brevis | extension of foot finger           |



第 3 図 足指間圧力計測器  
Fig.3 Device for toe-gap force measurement

作ではなく，足尖の内転，足底の回内，軽度の伸展などを伴っている<sup>10)</sup>．前脛骨筋(Tibialis anterior, TA)は，足底部の内側アーチを構成するすべての要素を引き上げるように働く<sup>10)</sup>．

以上の考察によれば，足母指と足第 2 指間の挟力の計測は，Fig.2，Table.1 に示した筋群を総合的に評価することである．手指の握力が，上肢の末梢筋の総和を表わす<sup>8,9)</sup>のと同じように，本研究では，下肢末梢筋の協調によって足指間圧力が得られることを次節で明らかにする．

### 3 足指間圧力計測器

#### 3・1 概要

試作した足指間圧力計測器の形状を Fig.3 に示した．Fig.1 には，実際の利用例を示し，挟力の動作を明らかにした．Fig.3 のように足を装置に置き，Fig.1 のようにセンサ部を足母指と足第 2 指で強く握り込むことでその圧力が表示される．つまり足指部の挟力を計測している．足母指と足第 2 指で握り込むことの実際利用面からの利点は，膝伸展力などの外力が加わりにくいこと，下肢筋力を計測するのにアーチファクトが入りにくいことと，計測の容易さである．

本装置は，小型・軽量で持ち運びが簡単であり，理学療法士のような特別な知識を持つ計測者がいなくても，高齢者自身が安全に下肢筋力の計測が可能である．さらに，構造や操作が単純であり，計測結果が即座に理解できるため，機械嫌いで新

しいものを敬遠しがちの高齢者にも、受け入れやすく関心を持ちやすいと考えた。足関節と膝関節が 90 度になるように高さを調節した椅子に座ることで、より定量的にかつ安全に計測が可能である。

### 3・2 仕様

試作器は、足母指と足第 2 指でセンサ部を握り込むと、表示部にはその圧力として [N] で表示される。外寸は 400 (縦) × 200 (幅) × 40 (高) mm、重さは 4 kg、材質はアルミ製である。かかとを装置に付けて計測を行うことで、足関節の角度変化が小さく、膝関節などから混入するアーチファクトを極力排除できるように、この外寸とした。そして 4 kg とやや重めに設定することで、装置をしっかり固定することができる。これもアーチファクトの混入防止に有効である。

計測原理は、握力計に類似した機構を用い、足母指と足第 2 指より入力された力は、計測部の移動距離を比例に調節された機械的な機構を介して、ダイヤルゲージの指針を回転させる。その精度は、1 N である。計測の最大目盛は 100 N である。握力計と同じように、指針がその最大値で停止する構造になっており、補助者がいなくても計測が可能である。

足指間圧力が 1 N 以下の高齢者もありうるが、今回対象としているのは、健常高齢者であり、足

指間圧力が少ない傾向にある女性でも 5 N 程度は得られる。しかし、将来的に対象者を広く検討する場合には、0.1 N の精度まで向上させる必要がある。そのために、ストレインゲージなどを用いた計測器を開発し、精度の改善を試みている。

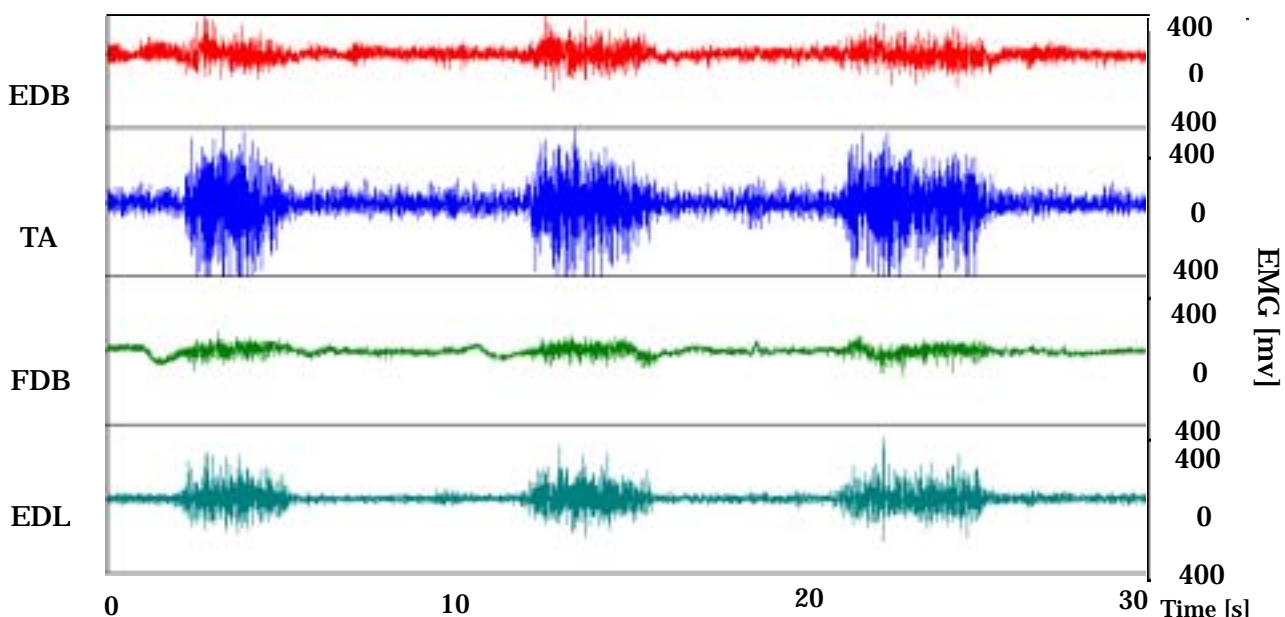
センサ部の幅は、2 cm で、この幅は若年者や健常高齢者が、手指を使わず、足の指先を広げるだけで握り込める程度の幅である。しかし車椅子利用者やほぼ寝たきり者などで、ADL が低下しており足指の可動域の狭い人は、手指を使わなければならない場合もある。

装置の機構部分は、簡単のために機械式としたため、PC などへの接続はできないが、将来的にはストレインゲージなどで電氣量に変換し A/D コンバータを介して PC と接続できるよう改良する計画である。

### 3・3 足指間圧力発生にかかわる筋電図

先に述べた握力との相似、すなわち下肢末梢筋の協調が足指間圧力の発揮力を得るとの仮説を検証するために、足指間圧力発生にかかわる筋の筋電図を調べた。Fig.4 は足指間圧力発生にかかわる筋の筋電図である。計測した筋は、2. で論じた筋の中の代表的なものを選んだ。上から短指伸筋(EDB)、前脛骨筋(TA)、短指屈筋(FDB)、長指伸筋(EDL)である。

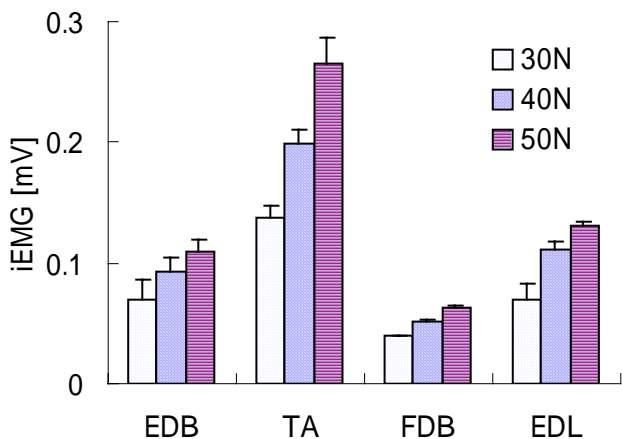
筋電図を採取する電極には、一對の銀 - 塩化銀



第 4 図 足指間圧力発生にかかわる筋電図  
Fig.4 EMG related Toe-gap force generation

表面電極（直径 30 mm）を用い，電極間距離を 20 mm として装着した．装着箇所は，あらかじめ筋活動の振幅の大きい場所を調べて決定した．サンプリング周波数は 200 Hz，時定数は 0.03 s とした．

設定した条件は，椅子座位姿勢で膝関節と足関

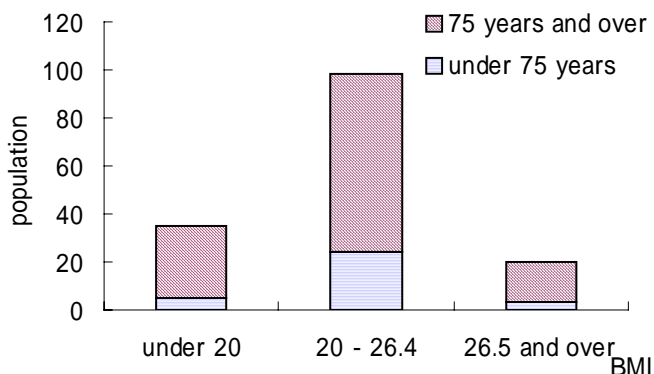


第 5 図 足指間圧力発生時の積分筋電図  
Fig.5 Relation between integrated EMG and toe-gap force

節の角度を 90 度になるように椅子の高さを調節し，足指間圧力計測器の計測部を 3 回挟み込む運動を繰り返した．Fig.4 の横軸は時間を表わし，縦軸は活動電位である．

筋電位は筋の収縮の有無を示し，定性的には筋放電が大きければ筋収縮（筋力）が大きい，が，比例関係にはない<sup>11)</sup>．そのため，厳密な意味での直接的な筋力と足指間圧力の関係を論じることは難しいが，積分筋電図（以下 iEMG）を用いて大まかな推定は可能である．

iEMG は，30 [N]，40 [N]，50 [N]の足指間圧力を発生させ，得られた筋電図を全波整流した後，積分値を求め，それぞれの足指間圧力の強度を iEMG の平均的变化量として比較検討した．Fig.5 は 20 歳代男性による足指間圧力発生時の iEMG の結果の一例である．



第 6 図 被験者の BMI  
Fig.6 BMI of examinee

が大きくなると，iEMG が大きくなることがわかった．すなわち EDB では 30 [N]に比べて 50 [N]では約 1.9 倍，TA では 1.6 倍，FDB では 1.9 倍，EDL では 1.9 倍大きい．どの筋も挟力の大きさに対して比例に活動する．したがって，足指間圧力と筋発揮力の間には，比例的な関係があり，足指間圧力が大きければ，筋活動も大きいと推定された．

以上の筋電図計測から Fig.1 で示したような，挟み込み動作が，Table.1 の筋の機能と合わせて下肢末梢筋群の協調作用であることが観察でき，足指間圧力と筋活動の関係も明らかになった．下肢末梢筋群の協調作用と足指間圧力の関係は，握力の上肢末梢筋の協調作用による瞬間的的最大筋力で，上肢筋力の総和を反映することと同義であると考えられる．以上により，足指間圧力計測による，下肢筋力の評価の可能性が推測できた．

#### 4．足指間圧力と身体機能

##### 4・1 目的

以上，解剖学的観点および筋電図から足指間圧力の意義を検討した．以下では，本研究で試作した足指間圧力計測器の実際的応用の可能性を検討するために，足指間圧力計測の結果と，従来の身体機能計測の結果を比較する．

##### 4・2 実験方法

被験者として，東京都板橋区板橋健康福祉センターの転倒予防教室と静岡県浜松市のデイサービスセンター，および茨城県旭村のデイケアセンターに通う 153 名（男性 22 名，女性 131 名：平均年齢  $79.6 \pm 6.3$  歳（69～95 歳））の方々に協力をお願いした．75 歳未満の人数は 31 名，75 歳以上は 122 名である．すべてデイケアセンターに通っている高齢者で，自立あるいは要支援クラスの身体機能を有している．被験者には，実験開始前に実験の主旨を説明し，了解を得た．

Fig.6 に被験者の身体的特徴として体格指数 (Body Mass Index: BMI)<sup>16)</sup>の年齢分布を示す．痩せ型 (BMI 20 未満) が 22.9%，標準型 (BMI 20 - 26.4) が 64.1%，肥満型 (BMI 26.5 以上) が

Fi  
g.5  
より，  
足指  
間圧  
力の  
挟力

13.1%であった。

#### 4・3 計測項目

以下に計測項目を示す。

- a : 10m 歩行自由速度
- b : 10m 歩行最大速度
- c : 最大 1 歩幅 (左右)
- d : 握力 (左右)
- e : 長座位体前屈
- f : 足指間圧力 (左右)

a から e の計測項目は、一般的に高齢者の身体機能として計測されているものである<sup>6-9,13,14</sup>。

a , b の 10m 歩行は、心理的要因や環境要因など様々絡み合うが、最も影響が大きいものは下肢筋力である。すなわち 10m 歩行速度は、瞬発力など動的筋力<sup>17</sup>を反映していると考えられる。実験で被験者は、スタート位置に立ち、自発的に到達点に向けて歩行を開始した。到達点はスタート位置から 13m の距離にあり、10m までの歩行時間を計測することで、歩行相の加速期と歩行維持期の計測が可能である。この計測には、歩行減速期

この下肢筋力は、アイソメトリック収縮、すなわち静的筋力<sup>17</sup>と考えられる。計測方法は、足部を前後方向に最大限開き、その距離を維持して調べた。その際、手などで足を支持することを禁止した。最大 1 歩幅は、左右 2 回ずつ計測した。最大 1 歩幅計測では、不安定な姿勢を被験者に要求するため、転倒の危険がある。被験者の転倒を防止するために、実験補助者を付けた。

d の握力は瞬間的最大筋力を表わし、上肢末梢筋の協同作業によるもので<sup>13</sup>、上肢の筋力を反映すると考えられる。市販の握力計を用いて左右ともに 2 回計測した。

e の長座位体前屈は、文部科学省の指針<sup>6</sup>)に沿って計測を行った。

f の足指間圧力は Fig.3 に示した計測器により計測した。被験者は椅子座位の姿勢を取り、左右 2 回計測した。

#### 4・4 転倒歴の調査

足指間圧力と転倒の関係を調べるために、過去 1 年間における転倒歴の調査を行った。方法は、

表 2 計測結果と足指間圧力との相関  
Table.2 Relation between conventional examination and toe-gap force

|  | under 75 years | 75 years and over | average      | Mean ± SD<br>correlation (R, L) |
|--|----------------|-------------------|--------------|---------------------------------|
| toe-gap force (right) [N]              | 31.1 ± 11.5    | 25.7 ± 11.3       | 26.8 ± 11.5  |                                 |
| toe-gap force (left) [N]               | 31.8 ± 12.4    | 25.2 ± 10.4       | 26.5 ± 11.1  |                                 |
| age                                    | 71.1 ± 2.3     | 81.8 ± 5.0        | 79.6 ± 6.3   | + , *                           |
| height [cm]                            | 152.5 ± 7.9    | 145.9 ± 7.1       | 147.3 ± 7.8  | NS , *                          |
| weight [kg]                            | 51.7 ± 6.8     | 48.2 ± 8.9        | 48.9 ± 8.6   | * , *                           |
| BMI                                    | 22.3 ± 2.8     | 22.6 ± 3.7        | 22.5 ± 3.5   | NS , NS                         |
| 10 m by normal walking speed [s]       | 8.77 ± 1.67    | 10.91 ± 3.02      | 10.49 ± 2.93 | -** , -+                        |
| 10 m by max. walking speed [s]         | 6.57 ± 1.50    | 7.89 ± 1.95       | 7.62 ± 1.93  | -+ , -+                         |
| back and forth step-width (right) [cm] | 102.1 ± 19.8   | 84.9 ± 18.6       | 88.4 ± 20.0  | + , +                           |
| back and forth step-width (left) [cm]  | 101.6 ± 20.6   | 85.1 ± 19.2       | 88.4 ± 20.5  | + , +                           |
| max. grip strenght (right) [kgf]       | 23.4 ± 5.2     | 18.6 ± 5.1        | 19.5 ± 5.5   | + , +                           |
| max. grip strenght (left) [kgf]        | 21.6 ± 4.8     | 17.5 ± 5.1        | 18.3 ± 5.3   | + , +                           |
| trunk flexion [cm]                     | 36.1 ± 9.8     | 25.5 ± 10.6       | 27.0 ± 11.1  | ** , +                          |

\* P < 5 % , \*\* P < 1 % , + P < 0.5 %

NS: Not significant, -: negative

は含まれていない。10m 歩行は、自由歩行を 1 回、その後最大速度歩行を 2 回行った。

c の最大 1 歩幅は、姿勢を保持するための下肢筋力と前後方向の股関節の柔軟性が要求される。

静岡県浜松市および東京都板橋区では、それぞれの保健所の保健婦による聞き取り調査を行い、茨城県旭村では、著者が直接聞き取る方法で無作為に 82 名の対象者を調べた。

#### 4・5 解析方法

解析は前期高齢群である75歳未満と後期高齢群である75歳以上に分けて行ったが、ここでは簡単のために全年齢の平均値の各項目と足指間圧力を比較した。関係を明らかにするための方法には、スピアマンの順位相関係数の検定を用い、結果を表中に示した。

Table.2 に年齢別の計測結果と、全体の計測結果の平均値と標準偏差を示す。各項目それぞれ2回の計測を行っているが、よい方の値を計測結果とした。

転倒歴に対する解析は、転倒歴のある群とない群の2群に分け、独立なt検定を行うことで関係を調べ、Fig.7に示した。

#### 4・6 計測結果

Table.2 より5%以下の危険率で、BMI以外のすべての計測項目が足指間圧力の相関が認められた。

すなわち10m自由歩行では、足指間圧力の右足と危険率1%以下、左足と0.5%以下で逆相関の有意差が認められ、10m最大速度歩行では、左右足ともに危険率0.5%以下で逆相関の関係があることがわかった。ここでは、10mの歩行時間と足指間圧力を比べているので、この結果は、歩行が遅いほど足指間圧力が低い傾向にあることを意味する。

最大1歩幅では、足指間圧力の左右足とも危険率0.5%以下で相関が認められた。

握力と足指間圧力では、どちらも左右ともに危険率0.5%以下で相関が認められた。

長座位体前屈では、足指間圧力の右足と危険率1%以下、左足と0.5%以下の相関が認められた。

転倒歴の調査結果より、転倒群は22名、非転倒群は60名であった。そして転倒群と非転倒群の左右の足指間圧力の強度を調べたが、危険率10%以下の有意差であったため、参考データにとどめる。Fig.7に示すように、転倒歴のある人は

転倒歴のない人に比べて、足指間圧力の強度が、

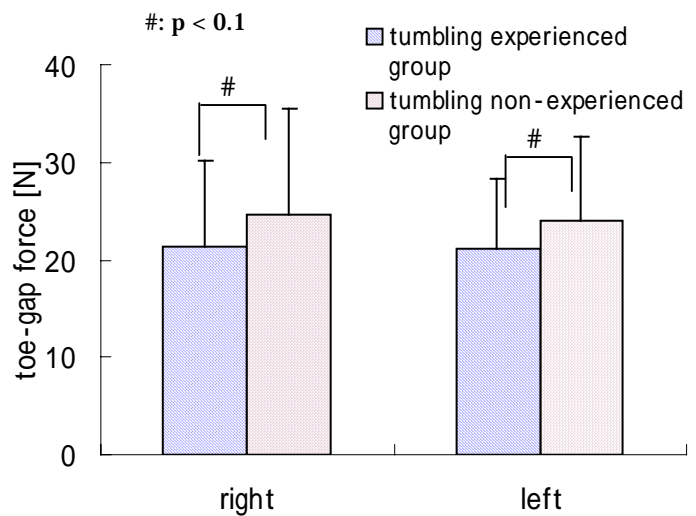


図7. 転倒歴と足指間圧力

Fig.7 Tumbling history and toe-gap force

右足で約15%、左足で約13%低い結果が得られた。

#### 5. 検討

##### 5・1 筋力と足指間圧力

結果より、10m自由歩行および最大速度歩行は、歩行速度が遅いほど、足指間圧力、すなわち下肢筋力が小さいことがわかった。歩行速度は、下肢筋力のうち瞬発力などの動的筋力に関係している。歩行の蹴り出し期に重要な足関節モーメントは、足関節周囲の筋活動に由来する<sup>15)</sup>。足指間圧力計測は、足関節周辺の筋活動の総和を反映していることをFig.4,5で示した。動的筋力は、転倒の予測に重要である。さらに歩行速度と転倒には有意な相関がある<sup>2-5)</sup>ことから足指間圧力と転倒の関係も推測できる。以上のことから、足指間圧力を計測することは、間接的に動的筋力を推定することでもあり、転倒リスクを評価する上で有用であることが示唆される。

同様に、上肢筋力を表わす握力と足指間圧力にも相関が認められた。筋機能は、一般的に全身的に低下するため、上肢と下肢の筋機能は強い相関を持って低下する。この考えから、高齢者の下肢筋機能を握力によって計測する<sup>7)</sup>方法が提案され

ているが、握力は下肢筋力を直接反映するものではないため、直接的に下肢筋機能を評価するためには、足部の筋機能を調べる本計測器の方が、適切であると考えられる。

### 5・2 柔軟性と足指間圧力

下肢の前後方向の柔軟性と、その姿勢を維持するための筋力を要求される最大1歩幅も、足指間圧力に相関が認められた。有効な筋力発揮には、関節に適度な柔軟性が必要である。実験を行った被験者のほとんどは、日常的に運動を実践していないので、加齢とともに筋力が低下し、柔軟性も低下している。すなわち足指間圧力と最大1歩幅の相関関係は、柔軟性のみを反映するのではなく、加齢による関節可動域の減少と周辺の筋力の低下を反映すると考えられる。

### 5・3 転倒歴と足指間圧力

Fig.7 から転倒歴と足指間圧力の関係は、有意差が危険率8%以下と有意水準を満たしていない。しかし大体の傾向として転倒経験者の方が非転倒経験者に比べて足指間圧力が左右足ともに15%程度低いことが推測できた。

転倒には、下肢筋力と平衡機能が密接な関係にある。転倒歴と足指間圧力の関係が推測されたことで、転倒リスクの評価に利用可能であると考えられる。

以上、足指間圧力と今まで計測されてきた身体機能計測との関係を調べた。足指間圧力が10m歩行などの従来の計測にとって代われるかどうかは断言できないが、少なくとも足指間圧力を計測することで、下肢筋機能を定量的に評価でき、高齢者の転倒リスクを推定するための新しい指標になることが示された。

### 6. 結論

本研究により足指間圧力計測の有効性が示された。足指間圧力は下肢筋力と関係があり、総合的な評価を行えることがわかった。

開発した試作装置は、小型・軽量で持ち運びが可能であり、煩雑な解析が必要ないので、施設や自治体、家庭などで容易に使用できる。装置の仕様、価格的にも施設、家庭を問わず利用可能であると考えられる。したがって、年に1回程度の身体機能計測ではなく、足指間圧力を随時気軽に計測することで、高齢者自身が自分の身体機能を理解でき、身体機能向上へのモチベーション、転倒予防の推進や運動指導の効果の検討に利用できると考える。

謝辞：本研究を進めるにあたり快く実験に御協力頂いた静岡県浜松市と東京都板橋区、茨城県旭市の保健所の皆様と高齢者の皆様、足指間圧力計測器の試作に御協力頂いた天竜精器研究所の関島政彦氏に心から感謝申し上げます。

### 文 献

- 1) 平成12年度高齢者の事故と生活・行動事故防止の方向と課題，東京都生活文化局，(1998)
- 2) Province MA, Hadley EC, et al : The effects of exercise on falls in elderly patients : A preplanned meta-analysis of the FICSIT trials., JAMA 273, 1341-1347, (1995)
- 3) 鈴木隆雄他：地域高齢者の転倒発生に関連する身体的要因の分析的研究 - 5年間の追跡研究から - 日老医誌，36，472 - 478，(1999)
- 4) Obuchi S et al : Relationship between walking ability and risk of falls in community dwelling elderly in Japan., Jap. Phys. Ther Sci, 6, 39-44, (1994)
- 5) Lord S. R, McLean D, and Stahers G. : Physiological factors associated with injurious falls in older people living in the community, Gerontol., 38, 338-346, (1992)
- 6) 文部省：新体力テスト（有意義な活用のために），文部省（2000）
- 7) 厚生労働省老健局計画課監修：介護予防研修テキスト，22-26，86-95，社会保険研究所

(2000)

- 8) 木村みさか, 田中靖人, 岡山寧子: 歩行テストからみた高齢者の体力, *Jap. Journal of Sports Science*, **14-4**, 435-444 (1995)
- 9) 木村みさか, 岡山寧子, 小松光代, 奥野直, 長井由香, 佐藤勇輝: 平衡性指標と歩行能の関連からみた高齢者の立位姿勢保持能, *体力科学* **27**, 83-93 (1998)
- 10) I.A.Kapandji, (荻島秀男監訳): 関節の生理学 下肢, 168-216, 医歯薬出版 (1992)
- 11) 大西昇, 土屋和夫, 伊藤宏司, 伊藤正美: 立位時トラッキング動作の解析と評価, *バイオメカニズム* **5**, pp.168-178, 東京大学出版 (1980)
- 12) W. Kahle, et al. 越智 淳三 訳: 分冊解剖学アトラス 運動器 , 254-260, 270, 文光堂 (1994)
- 13) 日丸 哲也: 老年期の心理的諸特徴, 垣内出版社 (1979)
- 14) 山下和彦, 梅沢淳, 牧内隆雄, 田中甲子, 斎藤正男: 高齢者における運動機能の短期的訓練効果, *医用電子と生体工学*, p.343, **39**, 特別号 (2001)
- 15) 文部省: 新体力テスト (有意義な活用のために), 文部省, (2000)
- 16) 田中義孝: 変形性股関節症および人工関節置換術例の歩行分析, *日整会誌*, **67**, 1001-1013 (1993)
- 17) 武藤芳照, 黒柳律雄他: 転倒予防教室, 44-45, 日本医事新報 (1999)
- 18) Rolf Wirhed, (金子公宥他訳): 目で見る動きの解剖学, 16-20, 大修館(1991)