

Experimental apparatus for fall behavior of human by using parallel wire mechanism (consideration of evaluating fall at sitting posture)

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/00008217

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



パラレルワイヤ駆動機構を用いた人体の転倒実験装置*

(座位での転倒評価の検討)

立矢 宏^{*1}, 荒井優樹^{*2}, 奥野公輔^{*2}
宮崎祐介^{*1}, 西村誠次^{*3}

Experimental Apparatus for Fall Behavior of Human by Using Parallel Wire Mechanism (Consideration of Evaluating Fall at Sitting Posture)

Hiroshi TACHIYA^{*4}, Yuki ARAI, Kosuke OKUNO,
Yusuke MIYAZAKI and Seiji NISHIMURA

^{*4}School of Mechanical Engineering, College of Science and Engineering, Kanazawa University,
Kakuma-machi, Kanazawa-shi, Ishikawa, 920-1192 Japan

This study describes an equipment to evaluate potential of fall of human in seated position. The equipment can make a subject fall safely by supporting the upper body with a wire parallel mechanism. Therefore, the equipment can measure behavior of a subject at fall moment and obtain evaluation data of fall behavior. The wire parallel mechanism consists of four wires connecting the base chair to the output link and can generate spatial 3DOF motion. The output link is attached to the thorax of a subject so as to support and control 3DOF motion of the upper body. Each wire has strain-gages to detect its tension. Furthermore, a force-plate is set on base chair to measure the center of pressure (COP) for comparison. The equipment uses measured wiretension, posture of the wire parallel mechanism and COP as evaluation of fall. The wire-tensions change sharply at fall moment and the posture of the mechanism show the tendencies of potential of fall of a subject clearly. Further human body can be supported by the wire parallel mechanism after falling. Thus, it has been confirmed that the proposed equipment can measure potential of fall of human safely.

Key Words: Fall, Parallel Wire Mechanisms, Medical Engineering, Medical Equipment, Mechanism, Robot

1. 緒言

健康者には容易であっても、障害者にとって転倒を生じやすい動作は日常多々あり、いったん転倒を生じてしまうと、その後の危険回避や起き上がりなどは非常に困難である。また、高齢者にとって転倒は骨折の危険性が高く、軽症であっても大きな精神的不安を与える。そこで、転倒のし易さ、回避能力等をあらかじめ評価し、転倒予防のための訓練や、注意を促すことは重要である。しかし、転倒に関する実験時には、被験者が実際に転倒し負傷してしまうようなことは絶対に避けなければならない。そこで、臨床現場では被験者を実際に転倒させることはせず、立位に関しては人体の重心のふらつきと転倒経験の相関に関する調査結果等を評価資料⁽¹⁾⁽²⁾としたり、座位に関しては両臀部、両足部で支持する荷重変化で評価⁽³⁾したりすることを試みているが、実際の転倒に関する能力を直接、定量的に評価する方法は確立されていない。

ヒトの転倒挙動を定量的に測定するためには、転倒時の姿勢、負荷などを測定すると同時に、転倒後も人

体を安全に保護する実験装置の開発が必要である。また、測定の実験性を確保するために、試験時の動作を規定することが望まれる。そこで、本報では人体に装着し、通常はその位置姿勢を過度に拘束することなく身体の動作方向を規定して、さらに、人体のバランスが不安定になったときには姿勢を保持する装置を提案し、同装置を用いた転倒挙動測定の可能性を検討する。

著者らは先に腰部などの麻痺のため支持が不自由となった体幹動作を補助するパラレルワイヤ駆動機構を用いた上体動作支援装置を開発し⁽⁴⁾、同装置が姿勢変化および姿勢保持に有効であることを示した。パラレルワイヤ駆動機構はワイヤで出力節を駆動するため可動部の小型・軽量化が可能であり、かつ、柔軟性を有することから、身体になじみやすく体に装着する機構に適する。同機構を転倒に対するバランス維持能力の測定時に身体に装着し、機構で身体を保持すれば、転倒後の被験者の安全が確保できるとともに、ワイヤの長さや張力などを測定することで、転倒時のヒトの姿勢や作用する負荷を測定・評価することが期待できる。

そこで本報ではパラレルワイヤ駆動機構を用いた転倒実験装置を提案し、同装置を用いた転倒の測定方法

* 原稿受付 2009年10月19日。

^{*1} 正員、金沢大学理工研究域機械工学系(〒920-1192 金沢市角間町)。

^{*2} 金沢大学大学院自然科学研究科。

^{*3} 金沢大学医薬保健研究域保健学系(〒920-0942 金沢市小立野5-11-80)。

E-mail: tachiya@t.kanazawa-u.ac.jp

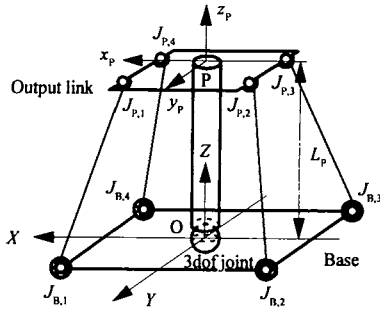


Fig. 1 Spatial 3dof parallel wire mechanism

Table 1 Positions of the connecting wires [mm]

i	$J_{B,i}(X, Y, Z)$	$J_{P,i}(X, Y, Z)$
1	(300, 300, 0)	(205, 95, 300)
2	(-300, 300, 0)	(-205, 95, 300)
3	(-300, -300, 0)	(-205, 95, 300)
4	(300, -300, 0)	(205, 95, 300)

について検討するとともに、実際にバランス維持能力の測定実験を行い、提案する装置の有用性を確認する。なお、ヒトの転倒は立位、座位いずれでも生じるが、立位状態では身体の支持面が小さく、また、運動をともなうことが多いためバランスを崩し転倒しやすい。しかし、健常者以外にとっては、支持面が大きく、比較的安定した座位状態においても、足を組む動作時などにバランスを崩し転倒することが多々あり、その予防・訓練は重要である。そこで、本報では特に座位姿勢での転倒挙動の測定を対象とする。

2. 転倒実験装置

本報で提案する転倒実験装置には、先に報告した上体動作支援装置を利用する。装置の主要部分は図1に示す3自由度のパラレルワイヤ駆動機構である。 n 自由度(n は自然数)のパラレルワイヤ駆動機構は、 $n+1$ 本以上のワイヤが必要であり⁶⁾、本機構では3自由度とするために必要な最小の4本のワイヤを用いている。ベースと体幹のサポート部となる出力節は、3自由度の球対偶を介して長さが L_p の支柱で連結されている。図1の機構を用いることでベース部分に座した被験者が腰部を中心とした3自由度の回転運動が可能となり、体幹の前後屈、回旋、側屈が行える。

機構の構造、位置、姿勢は、図1に示す、ベース上の静止座標系 $O-XYZ$ 、支柱の先端である点 P を原点とする動座標系 $P-x_p y_p z_p$ で表す。座標系 $O-XYZ$ の X および Y 軸は座面内にあり、 Y 軸を装置前面方向とする右手直交座標系である。出力節の姿勢は、 X 、 Y および Z 軸周りの順に回転する出力節の角変位 α 、 β および γ

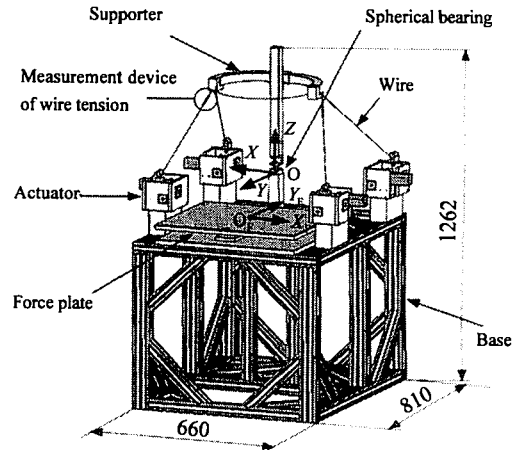


Fig. 2 Experimental apparatus [mm]



(a) Front view

(b) Side view

Fig. 3 Situation of attaching the equipment

で表し、座標系 $O-XYZ$ と $P-x_p y_p z_p$ の各軸方向が、それぞれ一致する場合を初期姿勢とする。初期姿勢でのワイヤとベースおよびワイヤと出力節との連結部、 $J_{B,i}$ および $J_{P,i}$ ($i=1\sim 4$)の位置を、座標系 $O-XYZ$ を用いて表1に示す。また、支柱の長さ L_p は300mmとした。以上の値は装着性およびワイヤ張力を抑制するように決定した⁶⁾。

本報では、被験者転倒実験時における同機構出力節の姿勢を転倒の評価値として検討する。また、機構の各ワイヤには作用する張力を測定するため、ひずみゲージを貼り付けた金属製のプレートを連結する。さらに、パラレルワイヤ駆動機構による測定値との比較のため、転倒までの座面内での重心位置も測定する。そのために、座面にはフォースプレートを設置する。

パラレルワイヤ駆動機構と、フォースプレートを組合せ製作した転倒実験装置の概略を図2に示す。フォースプレートは縦(Y 軸方向)および横(X 軸方向)の長さがそれぞれ440mmおよび550mmであり、 XY 平面に作用する鉛直荷重を大きさ1.0N、位置1.0mmの分解能で測定できる。フォースプレート上には、その中心を原点とする座標系 $O_f-X_f Y_f$ を設ける。

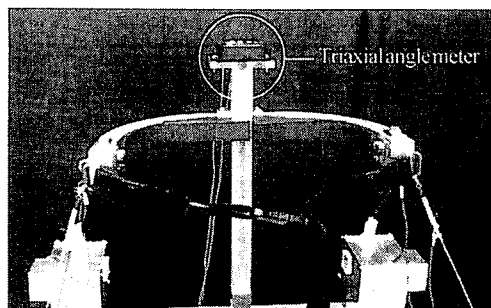


Fig. 4 Position of the angle meter

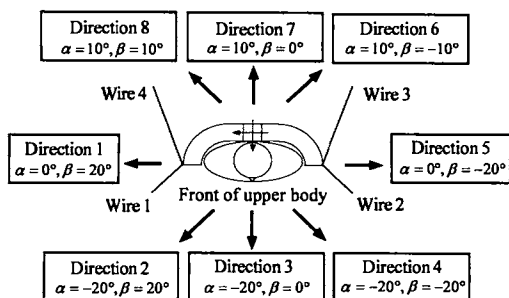


Fig. 5 Operating direction

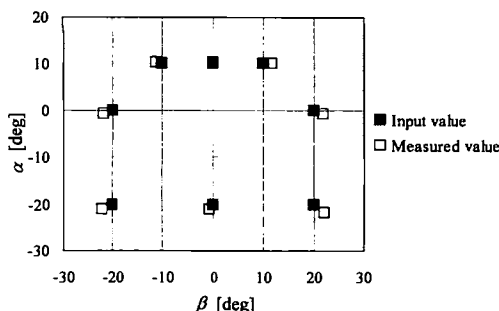


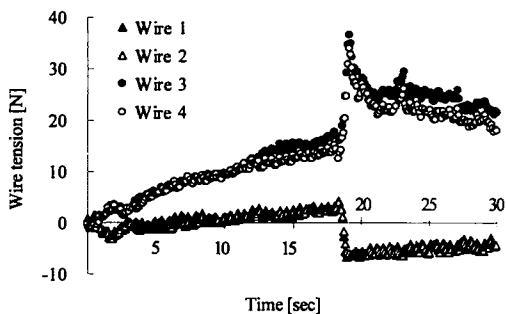
Fig. 6 Measured and input values of the device

以上の転倒実験装置を人体に装着した正面および側面からの様子を図3(a)および(b)に示す。

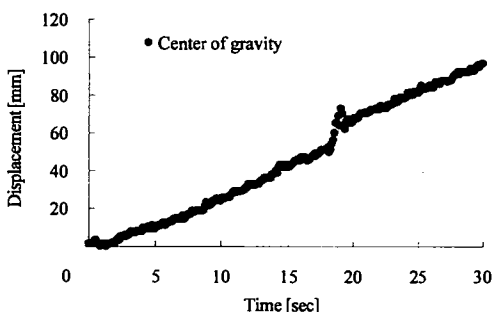
3. 装置の動作精度

本装置は人体の転倒によって大きな衝撃力が作用する場合であっても精度の高い動作が求められる。そこで、図4のように支柱の上端部に3軸角度センサ(Micro Strain製, 3DM-GX1, 分解能:0.087deg)を設置し、転倒実験装置の高負荷時における実際の動作角度を測定して指令値と比較する。

実験では、被験者がサポート部に負荷をかけないように装置の動作とともに体幹を傾斜させた後、任意の姿勢で自ら脱力し装置に負荷を作用させる。負荷が装置に作用した後も、あらかじめ与えた指令値により目



(a) Changes of the wire tensions (Direction 3)



(b) Displacement of the center of gravity (Direction 3)

Fig. 7 Changes of the wire tensions and center of gravity

標角度まで装置を傾斜させ続け、停止後にその傾斜角度を測定した。実験は α および β を変化させ、図5に示す8方向に動作させた。なお、 γ は常に零とした。

身長177cm、体重60kg、24歳の健康男性である被験者Aによって得た装置の傾斜角の測定値を指令値と比較し図6に示す。なお、縦軸は装置の回転角 α 、横軸が回転角 β を表している。図6の全ての実験結果から求めた指令値と測定値の最大誤差は2.2度となった。対象とする転倒実験では数度程度の誤差は許容される値とし、実験では角度センサによる測定を行わず、装置の指令値をそのまま姿勢の変化量とした。

4. 転倒瞬間の検出

転倒した瞬間の重心移動距離および装置の角度を測定するためには、転倒した瞬間を特定する必要がある。著者らは、装置装着状態で転倒した場合に被験者がワイヤに支持されることで、原点から重心位置までの距離およびワイヤ張力の値が急激に変化すると予想した。そこで、同装置を用いた転倒の模擬実験を行い、重心位置およびワイヤ張力を測定し、これらの測定値の時間変化に着目した転倒瞬間の検出法を検討する。

実験では、まず、被験者を足底が接地しない座位姿勢で装置に着座させ、装置を動作させた。このとき、被験者はサポート部に負荷をかけないように装置の動作

とともに体幹を傾斜させ、任意の位置で脱力し転倒を模擬する。実験は図5に示す1～5の方向に関してそれぞれ行い、重心位置およびワイヤ1～4に生じる張力を測定した。なお、測定間隔は100msecとした。以降の章における実験での測定間隔も同じとする。

図7(a)に被験者Aが図5に示す3の方向へ身体を傾斜させ測定した、装置動作開始時からの経過時間とワイヤ張力との関係を示す。また、図7(b)には装置動作開始からの経過時間と重心移動距離との関係を示す。ただし、ワイヤ張力および重心移動距離の値は、実験開始時の値を零としている。

図7(a)で動作開始後、張力が時間とともに緩やかに増加しているのはワイヤの微小な巻き取り誤差によると考えられる。図7(b)で重心移動距離が時間とともに増加するのは体幹を徐々に傾けているためである。

図7(a), (b)より、ワイヤ張力および重心移動距離は、動作開始後18秒頃まで時間に対してほぼ一定の割合で増加するが、18～19秒の間で急激に増加する。図7(a)における測定値の変化は、被験者が転倒して装置動作方向へ寄りかかり、動作方向とは逆方向に配置したワイヤに張力が生じたためであり、図7(b)における測定値の変化は、転倒後の体幹の揺動のためである。以上の結果より、ワイヤ張力および重心位置は転倒時に急激に変動するため、これらから転倒瞬間を特定することが可能である。本実験では転倒が18～19秒の間で生じている。

表2には装置動作開始から18.0, 19.0秒後のワイヤ3, 4の張力および重心移動距離を示す。転倒瞬間においてワイヤ張力は倍以上に変化することに対し、重心移動距離の変化は20%程度である。すなわち、測定値の変化量に閾値を設け、閾値を超えた時間を転倒瞬間とする場合、測定値の変化が大きいワイヤ張力はより確実に判別を行うことが期待できる。なお、同じ傾向が他の方向への転倒実験すべてで測定された。

以上のことから本報ではワイヤ張力の急変から転倒瞬間を判断する。

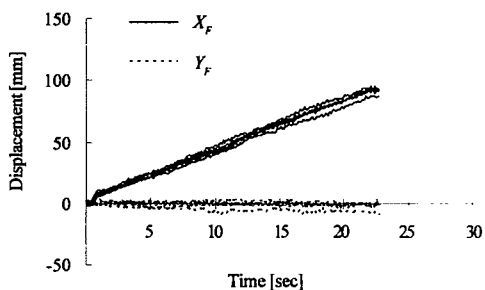
5. 体幹動作の再現性確認実験

提案する装置は、そのサポート部で被験者の動作を誘導して、実験時における動作方向を規定し、再現性の高い測定を行うことを目的としている。確認のため、装置を装着する場合と装着しない場合で複数回、被験者の体幹を特定の方向へ動作するよう指示し、フォースプレートで重心位置の時間変化を測定し比較した。

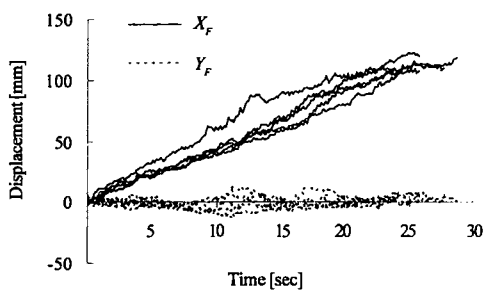
実験では被験者Aを足底が接地しない座位姿勢で装

Table 2 Measured values at fall

Measured value	Elapsed time	
	18.0s	19.0s
Tensions of the wire 3	17N	35N
Tensions of the wire 4	14N	31N
Displacement of the center of gravity	51mm	64mm



(a) With support



(b) Without support

Fig. 8 Changes of the center of gravity

置に着座させた。装置を装着する場合には、サポート部に負荷をかけないように装置の動作とともに体幹を傾斜するよう被験者に指示し、連続して5回測定を行った。装着しない場合には、まず、装置を装着した状態で以上のように装置とともに体幹を傾斜する動作を5回練習し、その後装置を外して練習した動作を再現するように指示し連続して5回測定を行った。体幹の動作方向は X_F 軸正方向となる図5の1の方向とした。

図8(a)に装置を装着した場合、図8(b)に装着しない場合での装置動作開始からの経過時間に対する X_F 方向および Y_F 方向への重心位置変化の測定結果をすべて示す。なお、各測定での X_F および Y_F 方向の結果は、それぞれ実線および破線で結び示した。

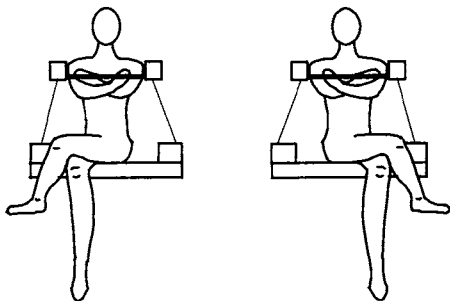
図8(a)より装置を装着した場合は時間とともに X_F 方向へ重心位置が線形に変化し、また、 Y_F 方向への重心位置のふらつきはわずかで、さらに、いずれの測定値もほぼ同じ傾向を示している。一方、図8(b)より装置

を装着しない場合では X_c 方向の重心位置の変化にばらつきが生じており、 Y_c 方向への重心位置のふらつきも大きく、各測定結果の傾向および動作終了時間も異なっている。図8(a),(b)それぞれで、各時間における X_c および Y_c 方向の重心位置の標準偏差を算出し、全時間にわたる平均値を求めた。その結果、図8(a)では X_c 方向が2mm、 Y_c 方向が3mm、図8(b)では X_c 方向が8mm、 Y_c 方向が4mmとなり、装置を装着することで試験時の動作がよく規定されることが確認された。

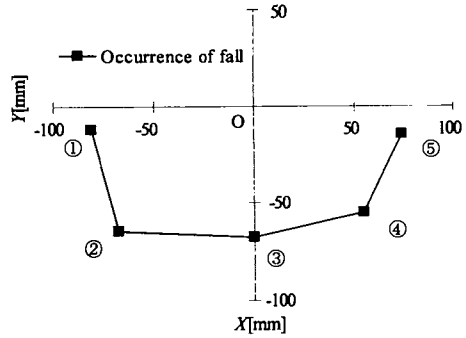
6. 転倒実験

転倒実験を実際に実施し、装置の姿勢および重心の移動距離を測定することで、転倒評価に対する装置の有用性を検討する。本報では特に、座位時における足組みでの転倒について検討する。靴や靴下を履くための足組み動作は、片麻痺患者にとって患側へ体重を移動させる必要があり、身体の支持が困難な動作である。そのため片麻痺患者は座位での足組み姿勢で転倒を生じやすい。足組み姿勢における各患者の転倒のし易さを評価できれば、靴や靴下を履く動作における危険性の判別が各患者に応じて可能になる。そこで転倒実験装置を用い、被験者が足組み姿勢で体幹を動作させた場合の転倒に関する評価を検討する。

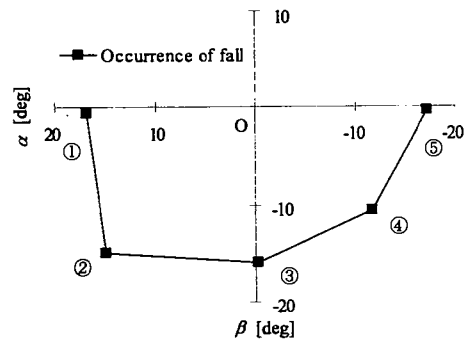
実験時の被験者の姿勢は、両足底部を接地せず、体幹前方で腕を組み、図9に示すような膝窩部での足組み姿勢状態とした。なお、日常動作では下肢片側の足底部を接地させることが多いが、今回は座位評価のための簡便な試験的肢位として足部の接地位置、支持力の変化等の影響を除くため、両足底部を接地させていない。被験者には同姿勢でサポート部に負荷をかけないよう限界を超えるまで装置の動作に追従してもらい、転倒時の重心位置と装置角度を測定した。なお、転倒瞬間は4章で述べたようにワイヤ張力が急変した瞬間とした。動作方向は足組みによる影響が生じやすいと



(a) Left leg over the right leg (b) Right leg over the left leg
Fig. 9 Sitting posture with legs crossed

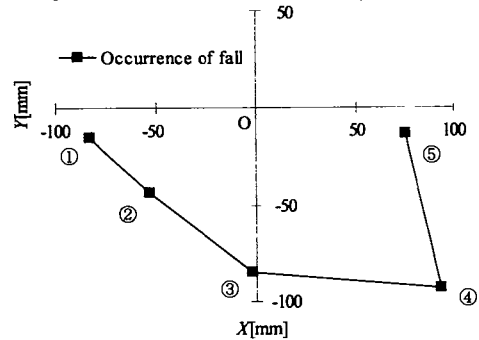


(a) Center of gravity

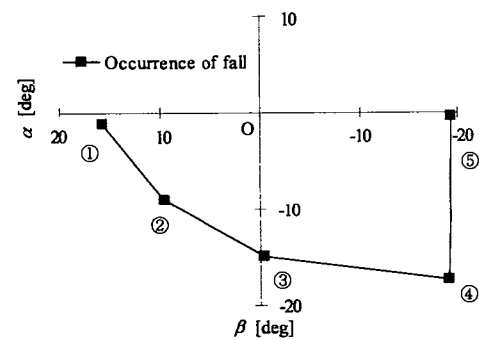


(b) Device angle

Fig. 10 Occurrence of fall (Left over the right leg)



(a) Center of gravity



(b) Device angle

Fig. 11 Occurrence of fall (Right over the left leg)

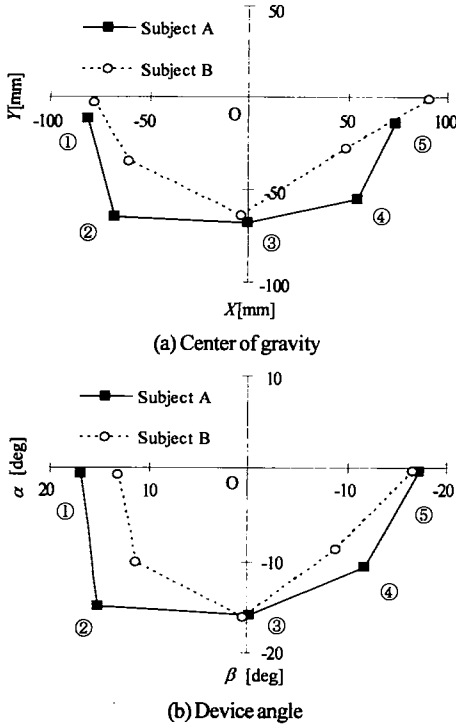


Fig. 12 Individual difference of occurrence of fall (Left over the right leg)

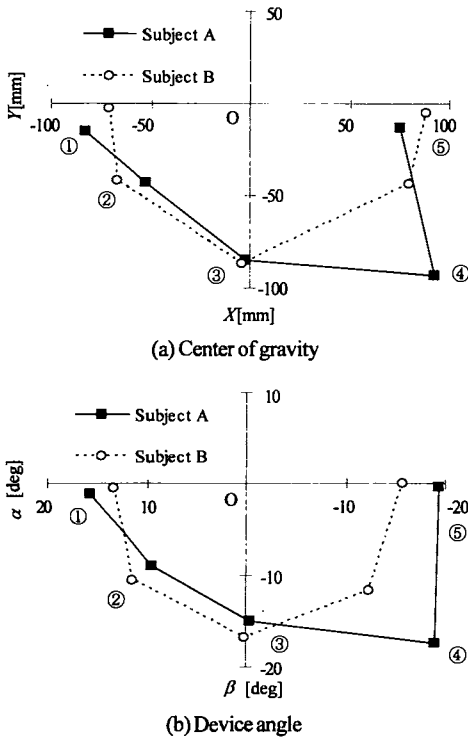


Fig. 13 Individual difference of occurrence of fall (Right over the left leg)

考えられる図5に示す体幹前面の1~5の方向とした。

被験者Aによる、左足を右足の上に重ねた足組み姿勢での測定結果を図10に、右足を左足の上に重ねた足組み姿勢での測定結果を図11に示す。図10(a), 11(a)には転倒瞬間の重心位置を、図10(b), 11(b)には転倒瞬間の装置角度をそれぞれ■で示し、各方向への変化がわかりやすいように実線で結んでいる。

図10および11において装置角度および重心位置の結果を比較すれば、被験者Aは足を上に組んだ方向に転倒が生じやすいことがわかる。特に、方向2と4における装置の回転角 α (X軸周回転角)を比較すれば、図10(b), 11(b)のいずれにおいても、足を上に組んだ方向に対し、そうでない方向の転倒までの傾斜角度は1.5倍程度となっている。このように、図10, 11に示す転倒瞬間の重心位置および装置角度から、足組姿勢の転倒における特徴が確認できる。

次に、本転倒実験装置による転倒能力の個人差の評価について検討するため、別の被験者で同じ実験を行った。被験者は、身長173cm、体重60kgの22歳健康男性であり、以後、被験者Bと記す。図12は左足を右足の上に重ねた足組み姿勢、図13は右足を左足の上に重ねた足組み姿勢での実験であり、各図(a)は転倒瞬間の重心位置を、(b)は転倒瞬間の装置角度を示し、図10, 11と同様にワイヤ張力から判定した転倒瞬間を○で示している。なお比較のため、図12, 13中には被験者Aの転倒瞬間を■で示す。また、被験者Aの転倒瞬間は実線で結び、被験者Bの転倒瞬間は破線で結んでいる。

測定結果より、被験者Bも足を上に組んだ方向へ転倒しやすいことがわかる。しかし、被験者Aと比較すれば、転倒が生じる装置角度、重心位置ともに、左右の偏りはかなり小さく、また、全般的に転倒を生じやすいことがわかる。このように、本装置の測定結果より、各個人の転倒しやすさの比較が可能である。

以上の実験における、フォースプレートによる重心位置とパラレルワイヤ駆動機構による装置角度の測定結果を転倒評価値として比較・検討する。座位姿勢における不安定な状態では、体幹や頸部の屈曲を生じさせて姿勢の安定を保つことから⁶⁾、ヒトは重心位置を変化させずに体幹の姿勢を変化させることができる。したがって、本報での測定結果に示されたように転倒瞬間においても重心位置は大きく変動しない場合がある。これに対して、転倒時には装置が体幹を支持するためワイヤ張力が急変し、転倒瞬間の判断は先述のようにいずれの実験でもワイヤ張力の変化を用いる方が

より容易である。また、装置の角度から転倒能力の傾向、個人差なども表されている。よって、簡易的にはフォースプレートを設置せず、パラレルワイヤ駆動機構のみで人体の支持、誘導と転倒の測定を行なうことが可能であり、結果として、装置の小型化、低コスト化を図ることが期待できる。

7. 結 言

本報では座位姿勢での転倒に対するヒトのバランス維持能力の測定をおこなう転倒実験装置を提案した。得られた結果を以下に要約する。

- (1)提案する転倒実験装置は、装置の位置決め機能により再現性の高い実験が可能であり、被験者の転倒後も体幹を保持し安全を確保できる。
- (2)本装置を用いれば、ワイヤ張力の変化より転倒瞬間を容易に判別でき、また、転倒能力の定性的な評価を装置角度から行い得る。
- (3)足組み姿勢の被験者を対象に転倒実験を実施し、身体の傾斜方向に対する転倒しやすさが容易に測定可能であること、個人間の能力の違いを評価できることを確認した。

今後は提案する装置を用い、多数の被験者に対して実験を行い、転倒予防に有用な転倒の評価指標を確立していくことが課題である。

なお、本研究は科学研究費補助金（基盤研究（C））（課題番号:20560129）の助成により実施された。ここに記して感謝の意を表す。

参考文献

- (1) Imamoto, K., Kitamura, F., Kita, Y., Takada, M., Hiura, M. and Fujimoto, E., Physical risk factors related to the fall and bone fracture in the elderly -Transitional changes of the bone stiffness, muscular strength and postural sway-, *Journal of nursing, Shiga University of Medical Science*, Vol. 3, No. 1(2005), pp.13-19
- (2) Horikawa, E., Nakkamura, T., Matsui, S., Okamura, N., Higuchi, M., Arai, H., Sasaki, H., Tsukahara, Y. and Kodama, M., An Analysis of the Relationships between Postural Stability Measures and Falling in Older People, *Bulletin of College of Medical Sciences*, Tohoku University, Vol.8, No.2(1999), pp.183-190
- (3) Nishimura, S., Ikuta, M., Sibata, K. and Yokoyama, M., Balance during crossed left foot sitting, *Memoirs of Kanazawa University School of Paramedicine*, Vol.18(1994), pp.63-67
- (4) Tachiya, H., Sano, I., Okuno, K., Miyazaki Y. and Yoshida, H., Development of the Upper Body Motion Assist System Using a Parallel Wire Mechanism by Evaluating the Driving Tensions (Machine Elements and Manufacturing), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers. C*, Vol.73, No.727(2007), pp.833-840
- (5) Kawamura, S., Kino, H., Choe, W. and Katsuta, K., A Motion Control Scheme in Wire Length Coordinates for Parallel Wire Drive Systems, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.16, No.4(1998), pp.546-552
- (6) Nishimura, S., Ikuta, M., Sibata, K., Mugii, N. and Yokoyama, M., Sitting Balance during Crossed Foot in Hemiplegia and Parkinson's Disease, *Memoirs of Kanazawa University School of Paramedicine*, Vol.19(1995), pp.109-114
- (7) Nishimura, S., Ikuta, M., Sibata, K., Mugii, N., Yokoyama, M. and Simazaki, E., Balance during crossed foot by center of pressure and sway area, *Memoirs of School of Health Sciences Faculty of Medicine Kanazawa University*, Vol.20(1996), pp.9-13
- (8) Morishita, M., Amimoto, K., Asou, Y., Kusano, R. and Kurihara, Y., Postural Reaction of the Elderly to Tilting in the Sitting Position, *Journal of Physical Therapy Science*, Vol.21, No.2(2006), pp.175-180