

## 全方向移動型歩行訓練機の知能化実現

(加速度・角速度変化による躓きの認識)

## Realization of Intelligent Omni-Directional Walking Training Machine

(Recognition of stumble by change in acceleration and angular velocity)

○ 松原有志 王碩玉 三浦直樹 姜銀来 (高知工科大学)

Yuushi MATSUBARA, Shuoyu WANG, Naoki MIURA, Yinlai JIANG, Kochi University of Technology

**Key Words:** Walking Training, Acceleration, Angular Velocity, Rehabilitation

## 1. 緒言

加齢につれて関節可動領域の低下・筋力の低下・バランス能力の低下が起り、多くの高齢者の方が転倒を経験している。転倒が原因で骨折し、結果的に寝たきりになり介護が必要になってしまう。文献[1]この流れをストップさせることができれば、歩行訓練により各能力を向上し転倒を防止となり、結果的には活気のある社会づくりに貢献できる。しかし現在歩行訓練に用いられている簡易的な歩行訓練機は前後移動だけに限定された動きのものがほとんどである。そこで文献[2]では、より訓練効果の高い訓練を行うために、前後のみではなく、左右・斜め・方向転換などの動き、すなわち全方向に移動可能な歩行訓練機が提案された、さらに文献[3]では臨床試験により有効性が示された。

歩行訓練を行う際には、転倒事故が絶対無いように安全性を保証することが必須である。歩行中の転倒パターンは主に2種類に分けられる。一つ目は、要訓練者は歩行訓練機には付いていけなくなり前方に倒れてしまうパターンである。二つ目は、途中では立位筋力の不足により立位を維持できなくなるパターンである。全方向移動型歩行訓練機を用いて歩行訓練を行う際には、これまでは転倒防止対策として、セーフティー・バーで転倒パターン1、跨るタイプのハーネスで転倒パターン2を完全には防止できている。しかし、セーフティー・バーやハーネスは、歩行訓練途中に要訓練者の身体を当てることで、不自然な歩行が見られる。また、どちらも転倒が発生してしまっからの受動的な対処法である。

もし、セーフティー・バーを無くしてかつパターン1の転倒防止ができれば、ゆったりとしたスペースを確保し、より自然な歩行訓練を実現することが可能となる。そこで、本研究では、要訓練者の歩行姿勢をリアルタイムで測定して、転倒パターン1を発生する直前で、歩行訓練機の色度や向きを変えることにより、付いていけなくなってしまう転倒パターン1の防止対策を提案する。そのため、本報告では、転倒パターン1の過程においては、関節など速度や加速度の変化を明らかにする。よって、転倒パターン1を防ぐための歩行訓練機の動きや向きを制御するタイミングを調べる。

本報告では著者が製作した加速度センサとジャイロセンサを用いた計測システムを使用し、被験者に取り付ける。被験者が通常歩行から擬似的転倒をした場合の各センサの出力の変化より、転倒に至るまでに歩行訓練機が被験者の転倒を認識できるかを検討する。

## 2. 計測システム

人間の歩行を分析・評価する上で腰の運動が重要であることは文献[4]で既に報告されている。よって、本報告では腰背部にセンサを取り付けることとした。センサには加速度センサとジャイロセンサを用いて計測を行う。

計測システムは制御基板とセンサ基板に別れており、制御基板の外形寸法は縦75mm、横95mm、高さ30mm、でセンサ基板の外形寸法は縦75mm、横95mm、高さ30mmで両基板間は約2mの導線で接続されてある。センサ基板のみを訓練者が身に付けるので大きな負担なく、歩行することが出来る。制御基板とセンサ基板をPhoto.1, Photo.2に示す。センサ基板の3軸加速度センサと2軸ジャイロセンサから出力されたデータは制御基板を経由して、RS232 シリアル通信でパソコンに転送し保存される。なお、サンプリング周波数は10Hzとした。

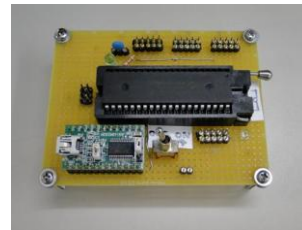


Photo. 1 Control Board



Photo. 2 Sensor Board

## 3. 実験内容

実験の際には歩行・転倒を行う被験者、計測を行う実験者、被験者に転倒を誘発させる役割の実験協力者の3名で行う。なお、本報告での被験者は20代の男性健常者1名(身長180cm、体重65kg)。

被験者は約4mの通常歩行を行った後、実験協力者が予め被験者の両足先に取り付けておいた約2mの紐を自然な転倒になる様に任意のタイミングで後方に引っ張る事で被験者は転倒を誘発され擬似的転倒をする。この動作の計測を行った。自然な転倒だと著者と被験者が感じるまで計測を繰り返し、その計測データのみを記録した。なお、引っ張

られる足は実験ごとにランダムとした。

#### 4. 実験結果・考察

##### 4-1 加速度変化

計測したデータから歩行前の直立状態を基準とした加速度変化を以下に示す Fig. 3 が 3 回目の実験時, Fig. 4 が 1 回目の実験時のデータである。

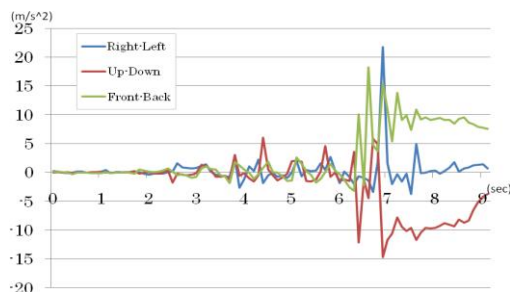


Fig. 3 Change in Acceleration

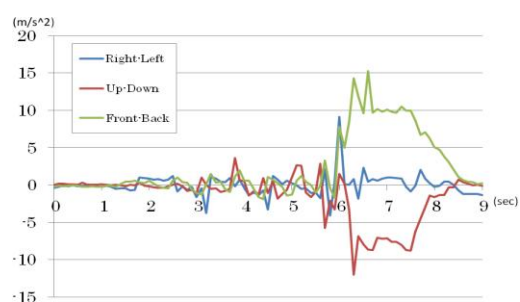


Fig. 4 Change in Acceleration

転倒により各系とも大幅な変化が見てとれるが, Right-Left の系にも大きな変化があるのは転倒によって大きくバランスを崩した事が見てとれる。また, 通常歩行時はUp-Downの系とFront-Backの系の山がほぼ同期しているのに対して, 転倒時直前にはその山と谷が逆になっており通常歩行とは違うことが認識できる。

Fig. 5 に 4 回目の実験時の加速度変化を示す。

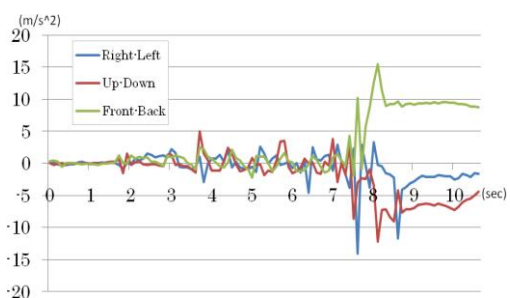


Fig. 5 Change in Acceleration

Fig. 3, Fig. 4 に比べて Fig. 5 の 4 回目は転倒時の Right-Left の系の変化が逆方向に向いていることから転倒時に躓いた足が違う為マイナス方向への大きな加速度が計測されたと想像できる。このことから転倒時の Right-Left の系を計測することでどちらの足で躓いているかが分かり, 研究目的である躓きの認識に加速度変化を調べることは有効であると分かった。

##### 4-2 角速度変化

3 回目の実験時に計測したデータから直立状態の平均値を基準として角速度変化率を以下に示す Fig. 6 は 3 回目, Fig. 7 は 4 回目の計測データである。

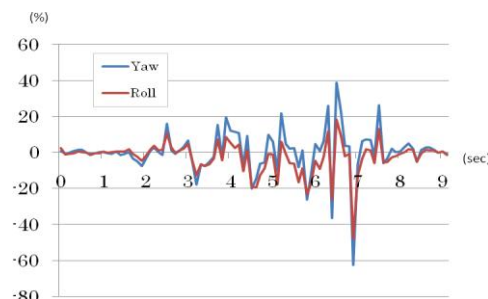


Fig. 6 Change in Angular Velocity

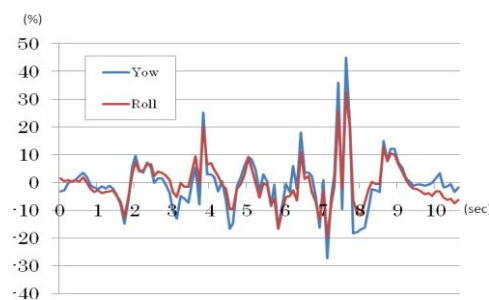


Fig. 7 Change in Angular Velocity

Fig. 3 と比較すると転倒時に変化があるものの, Fig. 3 の加速度変化の様な大きな変化はない。これは他の記録も同様であった。また, 転倒後も歩行時のような変化が見てとれる。このことから転倒における角速度より加速度から認識を行う方が転倒を認識しやすいのではないかと考えられる。

##### 4-3 今後の展開

今回の実験で試みた転倒の誘発方法では健常者が歩行訓練機を使用した際に訓練速度が遅い為, 転倒には至らない場合が多いことが既に実験を行い分かっている。その為, 歩行訓練機を使用した際の転倒を認識する為の実験にはこの誘発方法は使えず, 別の実験方法を考案する必要がある。

#### 5. 結言

健常者における擬似的転倒を加速度と角速度を腰部に限定して計測を行った。加速度の変化から転倒を認識できるような変化があることが分かった。転倒の認識において, 角速度より加速度変化が重要な項目であることが分かった。

#### 参考文献

- (1)内閣府,平成 21 年度 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況, p.30, 2010 .
- (2)王碩玉,河田耕一,石田健司,山本博司,木村哲彦,全方向移動型歩行訓練機,第 17 回ライフサポート学会学術講演会論文集 vol17, p.48, 2001.
- (3)王碩玉,井上寛之,河田耕一,井上善雄,永野正展,石田健司,木村哲彦:全方向移動型歩行訓練機の開発と筋力増加の効果検証,2007 年福祉工学シンポジウム論文集, p.176-177, 2007
- (4)小椋一也,大淵修一,小島基永,古名丈人,潮見泰藏:通常歩行時の骨盤加速度に注目した歩行分析,理学療法科学, Vol. 20: No. 2; p.171-177, 2005