

人間のバランス評価法に関する研究

知能機械力学研究室

弘田悠将

1. 緒言

高齢者人口が増加する中で、高齢者の転倒予防トレーニングが重要視されている。トレーニングを有効かつ意欲的に行うためには、より正確で定量的な人間のバランス能力評価法が必要である。しかし現在の臨床現場で行われているバランス能力評価方法では、静的バランス評価であること、定量性に欠けること、測定にばらつきがあること、理学療法士の勤や経験にたよる部分が多いことなどの問題がある。

そこで本研究では、歩行時に必要な動的バランス能力を評価するための指標として、下肢関節角度、下肢筋力、柔軟性及び敏捷性、視覚、反射に着目し、これらを総合的に評価できるバランス評価法の開発を目指す。本稿では、下肢関節角度の可動域が歩行に及ぼす影響について検討した。

2. 実験装置および方法

実験には本研究室で製作された歩行解析装置(図1)を使用した^[1]。装置は6軸力センサと3軸力センサ、3個のジャイロセンサから成り、3方向(前後、左右、鉛直)の床反力と足首、膝、股関節の角度および角速度の推定が可能である。角度および角速度はY-Z平面に関してのみ測定する。計測は右足のみ行う。

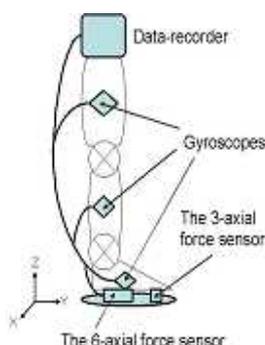


Fig.1 Sensor system

上記装置を用いて平地での歩行実験を行った。被験者は健康な20代男性で行った。条件として自由、足首拘束、膝拘束の3パターンで計測した。足首拘束にはテーピングを、膝拘束にはプラスチックパッド付きサポータをそれぞれ使用し、可動域に制限を設けた。

3. 結果および考察

それぞれの前後方向床反力を図2に示す。足首拘束の場合、歩行サイクルにおける蹴り(+), 踏み込み(-)ともに力が減少している。特に蹴りに関しては、約60%も力が減少している。膝拘束の場合、自由歩行と比べると蹴りの力が多少減少しているが、足首拘束時ほどの差はない。

次に、それぞれの足首角度の比較を図3に示す。角度は初期状態(直立状態)を0度とし、その位置から底屈方向が(+), 背屈方向は(-)である。自由歩行時は、歩行の癖が出やすく、その影響により歩行の途中からマイナス方向に平行して動いている。これを補正して、底屈の最大、背屈の最大、可動域の平均角度を求めたものを表1に示す。

今回の実験結果から、歩行時の推進力ともいえる蹴りには、足首の可動域が大きく関わっているといえる。膝拘束の場合、蹴りの力は自由歩行とあまり差がないにもかかわらず、踏み切り時の足首角度が小さいことから、その分つま先に負担がかかっていることが予想される。また負荷を与えたときの共通点として、着地時の角度が減少していることがわかる。拘

束を厳しくし、この角度がさらに制限されると、歩行がすり足になり、つまずきの原因につながると考えられる。

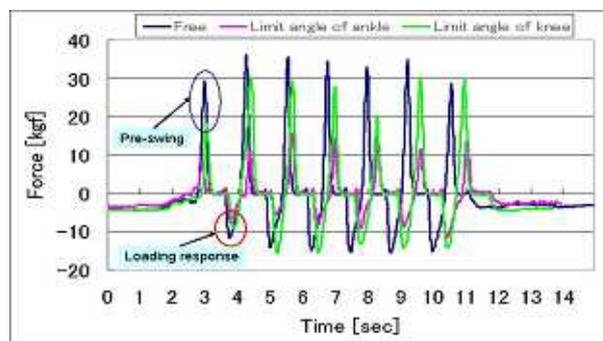


Fig.2 The floor reaction force of the Y direction

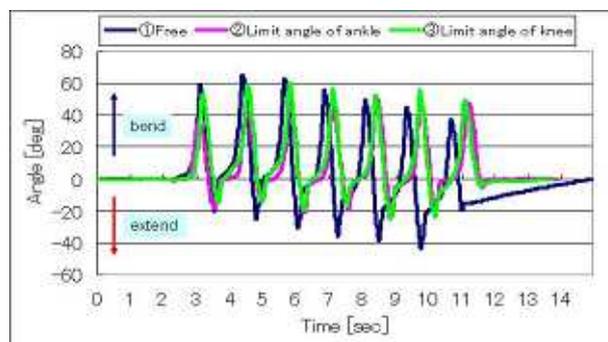


Fig.3 Angle of the foot

Table1 Average angle of foot [deg.]

	Pre swing	Loading response	Range of motion
Free	61	-27	88
Limit angle of ankle	46	-20	66
Limit angle of knee	55	-19	74

4. 結言

今回の結果から、歩行サイクルの踏み切りと着地に足首角度が大きく関係していることがわかった。今後は、可動域をさらに小さくした場合や、環境が変化(床の状態、障害物の有無など)した場合、あるいは歩行のテンポや歩幅を変えた場合の実験を行い、下肢関節角度が歩行に与える影響の大きさを検討する予定である。また、年齢層や性別、体格の異なる被験者で実験を行い、歩行の癖や特徴の違いがどのように現れるか検討する予定である。

参考文献

[1] 劉涛,他,機講論,(MECJ-06), pp. 23-24, 2006.