

日常生活動作の生体工学的調査研究

中島 康博, 安河内義明, 綿貫 幸宏
 武田 秀勝, 橋本 伸也*, 田中 敏明*
 小島 悟*, 武田 涼子*, 伊福部 達**
 井野 秀一**, 敦賀 健志**

Study of Daily Living Activities

Yasuhiro NAKAJIMA, Yoshiaki YASUKOUCHI, Yukihiro WATANUKI
 Hidekatsu TAKEDA*, Shinya HASHIMOTO*, Toshiaki TANAKA*
 Satoru KOJITMA*, Ryoko TAKEDA*, Toru IHUKUBE**
 Shuichi INO**, Kenji TSURUGA**

抄 録

バランス能力は日常生活に欠かせない能力の一つで、転倒に代表される高齢者の事故を防ぐ上で、特に重要である。転倒が起こる内的要因として、バランス能力の低下、筋力の低下、反応時間の遅延などが代表的である。これらを測定するために、足底の床面かたさをいくつか変化させ、それによって立ち上がり動作時のバランスがどのように変化するかを測定した。その結果、高齢者は特に足関節を使ったバランス能力が衰えており、足底の状態に対する対応が鈍いことがわかった。

1. はじめに

バランス能力は、歩く、立つ、座る、向きを変える等、日常生活には欠かせない能力の一つで、高齢者や障害者が日常生活活動で自立できるかどうかの重要な指標となっている。特に、転倒に代表されるような高齢者の事故は、バランス能力の低下が主な原因と思われる。また、このほかにも、筋力低下、刺激に対する反応の遅れ、歩行異常などが挙げられる。

そこで、本研究では動的なバランス能力に注目し、日常生活によくある動作を、重心動揺、筋活動、関節運動に関して解析し、若年者群と高齢者群を比較検討することで、日常生活において安全で安定した動作や生活を行う指標を検討することを目的とした。また、これらは高齢者等をサポートするための福祉機器設計開発への応用も期待される。

2. 実 験

2.1 方 法

今回の実験は、椅子からの立ち上がり動作を対象としている。立ち上がり動作を選んだ理由は、この動作が日常で最も多く行う動作の一つであり、動作の不安定度も大きいからである。また、この動作は腰や下肢などの身体にかかる負荷が



図1 実験風景

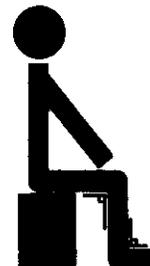


図2 動作前の下肢の姿勢

* 札幌医科大学、** 北海道大学

非常に大きいため、福祉機器において非常に要望の高い部分でもある。この実験では、足底面からの感覚刺激を変化させ、これによる筋活動、重心動揺、関節の挙動を比較することにした。

被験者は裸足で膝関節 90 度、足関節 90 度の端座位となるように椅子の高さを調節し、両上肢を腹部に組んだ状態で座らせた (図 1、図 2)。このとき両足は肩幅程度に平行に置いた。この状態から腕を腹部に組んだまま立ち上がり動作を行った。

2.2 測定機器

測定機器は、立ち上がり動作中の関節挙動について、3 次元動作解析装置 ELITEplus (BTS 社製) を用いた。測定点には赤外線マーカ 6 個 (肩峰、腸骨稜最高部、大転子、大腿骨外側上顆、外顆直下、第 5 中足骨頭) を用いて体幹、及び下肢の角度変化を測定した (図 3)。重心動揺の測定には、床反力計解析システム (キスラー社製) を用い、被験者の足底部に設置し、重心の床平面への投影を記録した (図 4)。下肢の筋活動は表面筋電計を用いて測定した。測定部位は大腿直筋、内側ハムストリングス、前脛骨筋、内側腓腹筋で両足について測定した (図 4)。

また、3 次元動作解析装置及び床反力計解析システムはサンプリング周波数 100Hz で測定した。同じく表面筋電計は 500Hz で測定した。

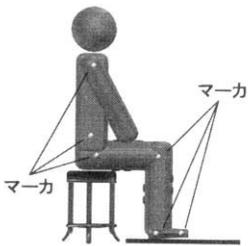


図3 マーカーの貼付位置



図4 床反力計と表面筋電計

2.3 対象

被験者は、若年者群 (6 名、平均年齢 22.5 ± 2.4 才)、及び高齢者群 (4 名、平均年齢 65.6 ± 1.8 才) の 2 群とした。被験者は、バランス能力に大きく影響する視覚機能及び ADL 面での障害はないものとした。

2.4 床面の材質

足底感覚を変化させるため、床面材質は平坦な硬い床面 (hard surface) とスポンジ状の柔らかい床面 (soft surface) の 2 種類を用意した (図 5)。

以上の条件の下で、各群は再現性の確認のため、それぞれ 3 回立ち上がり試験を行った。

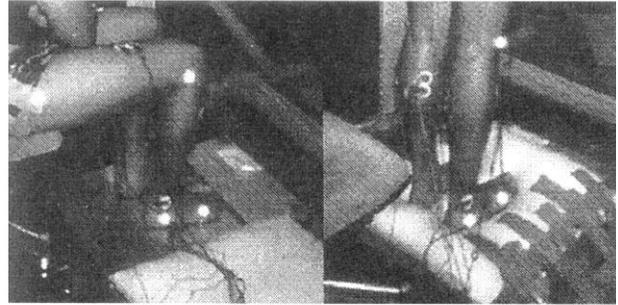


図5 床面形状 (左: hard surface 右: soft surface)

3. 結果及び考察

3.1 重心動揺データ

重心動揺について、高齢者のデータ (代表値) は図 6、7 のようになった。hard surface に対し、soft surface では前後方向に 90cm → 101cm、左右方向に 38cm → 60cm と動揺が大きくなっている。対して若年者は、図 8、9 のように前後で 99cm → 114cm、左右で 19cm → 34cm となっている。

前後方向では若年者の動揺が大きくなっているが、若年者の方が身長が 10% 程度高いので、その分を考慮するとほぼ同じと言える。左右方向では明らかな差異が見られる。年齢別の重心動揺の振幅 (図 10) を見ると、左右方向は若年者に対し約 2 倍の開きがある。特に soft surface では動揺は 60cm にも達する。これは、足底位置の外に重心が位置することになり、非常に不安定な状態におかれていると言える。

重心動揺の縦横比 (左右 / 前後) も、若年者は 0.19 → 0.30、高齢者は 0.42 → 0.59 となっており、明らかに左右バランスの衰退が目立っている。

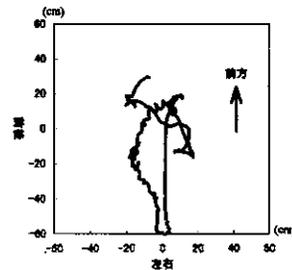


図6 重心動揺グラフ (高齢者、hard surface)

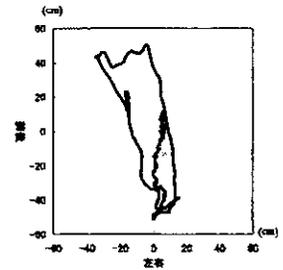


図7 重心動揺グラフ (高齢者、soft surface)

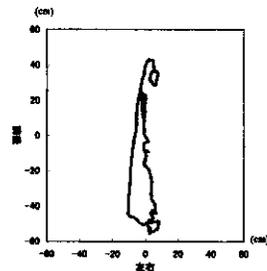


図8 重心動揺グラフ (若年者、hard surface)

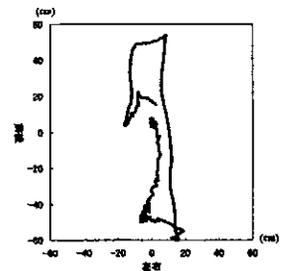


図9 重心動揺グラフ (若年者、soft surface)

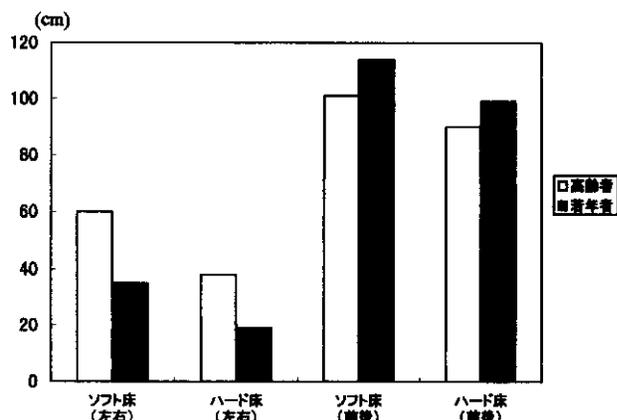


図10 重心動揺の最大振幅

3.2 体幹の挙動

体幹及び下肢関節の挙動(図11、12、13)だが、体幹については若年、高齢者ともにスタートする時刻は変化がない。立ち上がり動作初期の前方への重心移動を開始している。次に、体幹屈曲の速度だが、高齢者では変化がないが、若年者では soft surface の方が早く極大点に達している。やはり、若年者は床面に対応するため素早く体を沈め、バランスをとろうとしていると思われる。対して高齢者はどちらに対しても同じ角速度で大きく沈み込んでいる。これは、年齢による関節の反応の衰えが主な原因で、床面への対応が遅れていると思われる。

体幹屈曲の極大点は若年者ではソフト床面では早くなるのに対し、高齢者では逆に遅くなっている。また、極大点の高さは双方とも soft surface で5度ほど大きくなっている。これは soft surface の弾性でかかどが沈み込み、重心が後方へずれるため体幹をより大きく傾けることで重心を前方へずらそうとする動作と思われる。

この後の立ち上がりまでの動作だが、若年者はほぼ同じ傾きのカーブで体幹を持ち上げているが、高齢者は soft surface の方でやや緩やかに(極大点から動作完了点まで0.2秒ほど遅く)なっている。床面の沈み込みによる重心の後方移動が起こるため重心をやや前方に置きつつ動作を行っている。

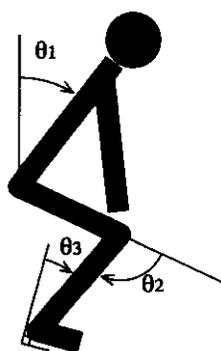


図11 関節角度の定義

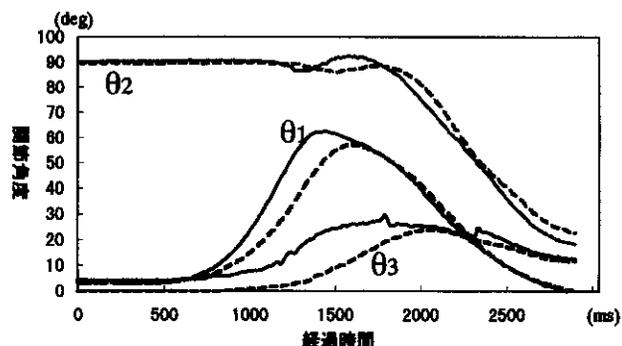


図12 関節角度の変化(若年者)

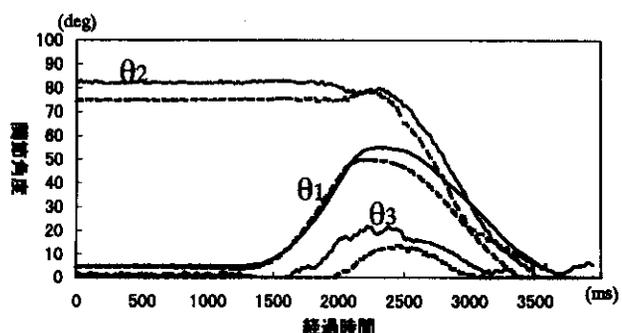


図13 関節角度の変化(高齢者)

3.3 膝関節の挙動

次に膝の挙動だが、hard surface では若年者、高齢者ともに体幹屈曲開始点と極大点のほぼ中間で膝の動作が始まっている。また、若年者は膝角度が5度ほど伸展し、少し曲げられた後大きく伸展する。一方高齢者は、若年者の立ち上がり初期の浅い膝伸展は見られない。これは高齢者では、端座位の状態から体幹屈曲の間に腰を浮かせる(膝を伸展させる)ことができないため、無意識のうちに腰を椅子に沿って滑らせていると思われる。

また、若年者は soft surface では、膝の角度が hard surface よりも深くなっている。床の不安定さに対処するために重心を低くしていると考えられる。一方高齢者は、膝の角度は逆に浅くなっている。やはり椅子から滑るように床についているため、床の沈みで膝が伸びていると思われる。この後の立ち上がり完了点までの挙動には大きな違いは見られない。

3.4 足関節の挙動

足関節の動作については、若年者は体幹屈曲開始後すぐにかかとの背屈が始まっている。soft surface では、床の沈み込みの分にかかどが沈み、結果として背屈角度がハード床よりも大きくなっている。対して高齢者は、足関節動作は膝関節動作の開始点付近で始まっている。これは、前述のように高齢者の椅子からの滑り動作を裏付けるものといえる。

また、足関節の動作全体で見ると、若年者のグラフがなだ

らかなのに対し、高齢者の方は背屈角が5～10度程度小さく、動作が急でぎこちなさが目立つ。特に、soft surfaceでは、足関節の動揺が顕著で、立ち上がり動作完了後も動揺している。soft surfaceでは床面が不安定な上、足底がその不安定さをとらえ切れていない様子が見て取れる。足底感覚はバランス感覚への入力に重要な部分を占めていると言われており、足底感覚の鈍化が床面状態の認識を遅らせていると考えられる。また、今回の測定で最も顕著な違いが現れていることから、足関節の動作不安定がバランス能力低下の直接原因と考えられる。

3.5 立ち上がり動作全体について

立ち上がり動作全体のパターンについては、立ち上がりに必要な時間は高齢者はhard surfaceで2.2秒、soft surfaceで2.5秒、若年者ではともに2.4秒となっており、床面の違いによる立ち上がり時間の差異が高齢者で認められた。立ち上がり動作はいずれも、体幹屈曲の極大点0.3～0.4秒手前で膝の角度変化が起こっている。また、若年者は体幹屈曲開始と足関節背屈開始がほぼ同時刻でやや遅れて膝関節の動作が始まる。この開始点はhard surface、soft surfaceともに変化は見られない。対して高齢者は、体幹屈曲が先に起こり、その後膝関節と足関節がほぼ同時に動作開始している。

また、極大点のパターンだが、若年者はhard surface、soft surfaceともに体幹屈曲極大→膝屈曲極大→足関節背屈極大のパターンで一致しており、各点の間隔はほぼ一定である。対して、高齢者はhard surfaceでは若干若年者とほぼ同様だが、間隔がやや狭い。またsoft surfaceでは極大点がほぼ同時刻になっている。これは各関節への負荷がほぼ同時に最大となっていることを意味しており、この動作に対する人体への負担の大きさを示している。

3.6 下肢の筋活動

筋活動について、若年者のhard surface（図14）については、筋肉の収縮する時点と膝、足関節の駆動する時点はほぼ一致している。対して、soft surface（図15）については立ち上がり開始の直前に大腿直筋に軽い緊張が見られる。ハムストリングスは動作の終了時までほとんど働いていないが、立ち上がり動作終了直前に軽い緊張が見られる。緊張の度合いはsoft surfaceの方がかなり大きくなっている。この緊張は立ち姿勢における体のバランスをとるもので、soft surfaceでは床面が不安定なため、強い緊張を必要としていると思われる。また、前脛骨筋の活動量はsoft surfaceの方が小さくなっており、逆に腓腹筋がやや大きくなっている。これは、soft surfaceでは足底の接地点、つまり立ち上がり時の支点をかかへと移すために、前脛骨筋が働きつま先を浮かせようと働くのだが、soft surfaceの場合はかかとの部分が深く沈み込むため、前脛骨筋を働かせてつま先を浮か

せる必要がないためと考える。逆に腓腹筋は、床が沈むために、立ち上がる時及びにより多くの筋力を必要とすると思われる。

一方、高齢者（図16、17）だが、前脛骨筋の活動については若年者との差異は見られないが、腓腹筋はhard surfaceにおいては活動があまり見られない。また、soft surfaceにおいても立ち上がり動作直後は強く働いているが、立ち上がり終了付近ではまったく働いていない。腓腹筋は足関節操作によるバランスに重要な役割を果たしており、高齢者はこの働きが弱いためにバランス能力が低下していると考えられることができる。

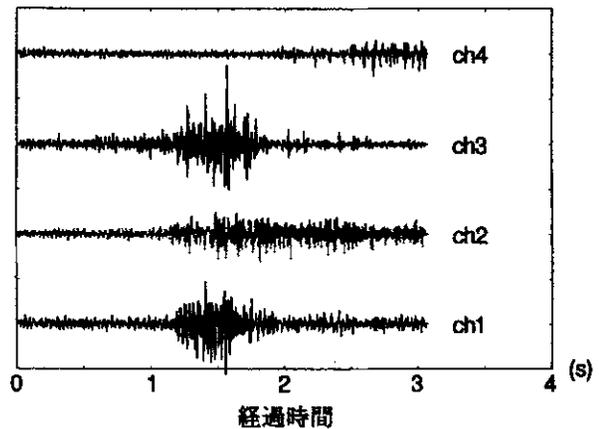


図14 立ち上がり時の筋活動（若年者、hard surface）
（ch1：前脛骨筋、ch2：腓腹筋、ch3：大腿直筋、ch4：ハムストリングス）

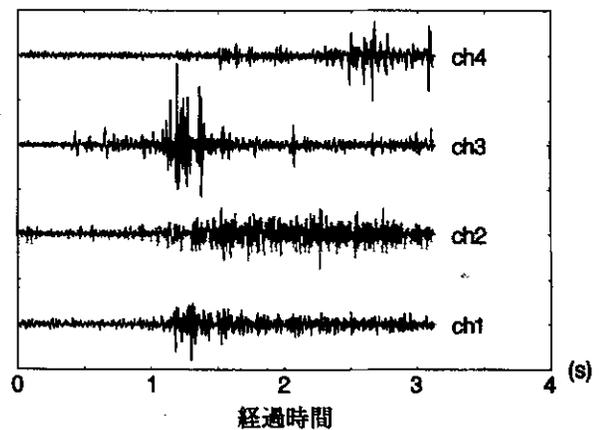


図15 立ち上がり時の筋活動（若年者、soft surface）

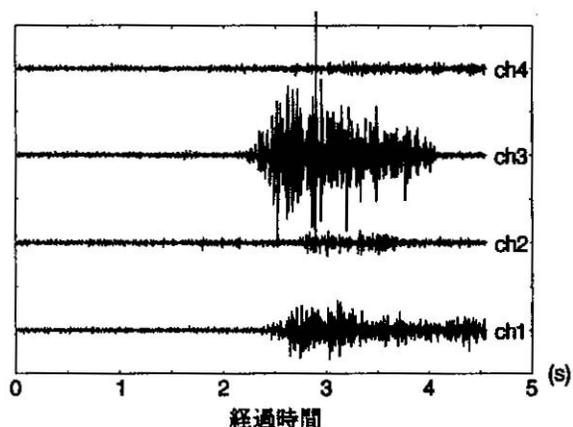


図16 立ち上がり時の筋活動（高齢者、hard surface）

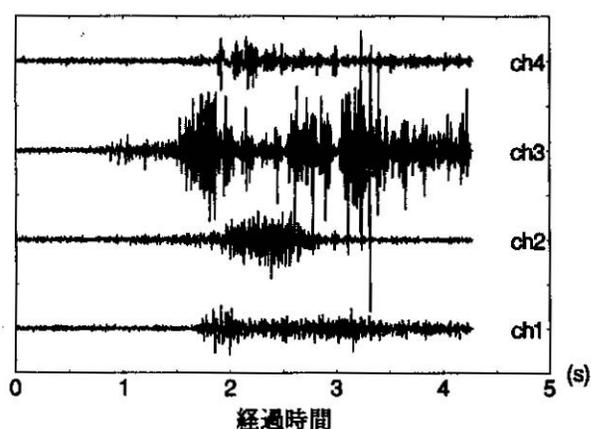


図17 立ち上がり時の筋活動（高齢者、soft surface）

4．生体的な観点から見た立ち上がり補助法

現在の電動立ち上がり補助椅子は不等関節を用いたものが多く、座った状態から立った状態まで腰をなめらかな軌道で運ぶように設計されている。しかし、今回の実験結果からみて、軌道は腰を前方に軽くスライドさせ、それから斜め前方へ緩やかなカーブを描くのが理想的であると考えられる。立ち上がり補助椅子は、あくまでやや足腰の弱った高齢者を補助するのが役割なので、できる限り今までその人が行ってきた動作に追従するような設計が望ましい。

また、立ち上がりを補助し、かつ筋肉を使わないことによる退化を起ささないようにするためには、使用者の動作に合わせて、機器側はわずかの補助力で使用者の筋肉を主体に動作するようなパワーアシスト型の機器となるような設計が理想的である。

5．まとめ

日常生活での事故を防ぎ、高齢者等をサポートする福祉機器のための基礎データを収集するため、高齢者のバランス能力の衰えを測定した。

- ・実験対象は、日常に多い動作の中でバランスの崩れやすい、椅子からの立ち上がり動作とした。
- ・比較検討のため、若年者群と高齢者群の2群を測定した。また、バランス能力に負荷をかけるため、床面のかたさを2種類用意した。
- ・測定内容は、体幹及び下肢関節の挙動、人体の重心動揺、下肢筋群の筋活動とした。
- ・soft surfaceでは、高齢者は左右方向の重心動揺が、hard surfaceに対して倍近く大きくなっており、左右バランスの不均衡が目立った。
- ・関節挙動や筋活動から見て、高齢者は足関節で最も顕著な能力低下が現れた。
- ・高齢者は立ち上がり時の関節角極大時点が非常に近く、下肢の主要関節に負荷がかかりやすくなっている。

以上より、高齢者は足関節まわりの機能強化または福祉機器によるサポートを行う必要性が高くなっていると言える。立ち上がり補助椅子についても通常の立ち上がり動作に合わせた軌道を通るような設計が望ましい。また、立ち上がり補助椅子は立ち上がりをサポートしつつ、下肢に適当なレベルの負荷をかけることで下肢の退化を防ぎ、リハビリテーションの一端を担うような機器となることが望ましい。

謝 辞

本研究を行うにあたり、ウェルフェアテクノハウス研究会の皆様にご多大なご協力を頂きました。ここに記して感謝の意を表します。