

VR 歩行姿勢可視化システムを用いた高齢者歩容の分析

Gait Analysis of the Elderly using VR Gait Visualization System

○ 小嶋泰平(東京大) 檜山敦(東京大) 三浦貴大(東京大)

酒井正光(アイフォーレ) 廣瀬通孝(東京大)

Taihei KOJIMA, University of Tokyo
Atsushi HIYAMA, University of Tokyo
Takahiro MIURA, University of Tokyo
Masamitsu SAKAI, Iforet Co., Ltd.
Michitaka HIROSE, University of Tokyo

Abstract: In hyper-aged society, falling risk of the elderly caused by frailty became a large issue. Walking activity plays an important role and paid much attention in fitness for the elderly. However, if walking activity of the elderly is practiced with bad postures it may increase the risk of injury instead of prevention of frailty. In this study, we developed VR gait recording and visualization system and collected gait data from 99 participants. By classifying the collected data, we found that age of the participants negatively correlates with the arm swing width in walking. Also, the results showed that gait pattern differs in individuals rather than in age groups. Therefore, in some cases gait correction is important not only for the elderly but also for the younger people.

Key Words: Elderly, Gait Analysis, Visualization

1. 高齢社会におけるウォーキング活動

1-1 はじめに

日本において超高齢社会の到来が叫ばれて久しく、高齢者の生活をより豊かにすることが求められている。高齢者は加齢による虚弱化が進み健康面に問題を抱えがちであるが、適切に健康維持・増進活動を行うことでその健康寿命を延ばすことが重要である。

静岡県によるコホート調査⁽¹⁾などによれば高齢者に関して日常的な運動要因が死亡率の低下に大きく影響することがわかっており、健康増進の上で運動の有効性は広く認められている。

高齢者の運動習慣として、ウォーキング活動が盛んに行われている。加齢による虚弱化から筋力や骨密度が低下する高齢者にとっても負荷が比較的少なく、日常生活に密着した参入障壁の低い運動である。

しかし、必ずしも単純なウォーキング活動の促進が高齢者の健康維持・増進に有効であるとは言えない。身体部位ごとの筋力低下により歩行姿勢が悪化し、それに伴って局所的な負担の増大や転倒リスク等の上昇がしばしば発生する。これらは治癒力の低い高齢者の生活に大きな影響を与えることも多い。

したがって、本研究では歩行運動における姿勢に着目する。適切な歩行姿勢の教示によって特定部位への負荷の集中を防ぎ、転倒リスクを低下させることが可能と考える。

1-2 高齢者の歩行に関する研究

歩行運動は運動機能と視覚、体性感覚などの感覚機能が強調した運動であり、こうした機能が加齢によって低下しやすい高齢者は特に研究の対象になることも多い。例えば、Himann ら⁽²⁾は歩行速度と年齢の関係性を調査し、62歳を境に歩行動作に大きな変化が生じることを報告した。また、柳川ら⁽³⁾は若年者と高齢者の筋放電パターンと側方から撮影した映像データを分析し、下肢筋放電時間が高齢者において長いことや足関節の踏み込み角が高齢者の方が大きいことなどを明らかにした。また、Makihara ら⁽⁴⁾は性別や年齢によりあらわれる歩容特徴の解析を目的に多視点同期歩

容撮影システムを構築し、周波数解析により高齢者の前傾傾向や歩幅拡大傾向などを確認した。

これらの研究によって、高齢者に特有な歩行動作の特徴は数多く明らかにされている。しかし、こうした特徴を人物認証や年齢性別の分類器構築に利用する研究は数多いが、得られたデータを基に高齢者に歩行姿勢を指導・教示し改善を促す手法を十分検討しているものは限られている。そこで我々は正しい歩行姿勢の教示を目的にバーチャル空間で歩行姿勢を可視化するシステムを提案した⁽⁵⁾。本研究ではこのシステムを改良し歩行インストラクターの姿勢との比較検討を可能にした上でシステムを一般公開し、収集したデータを分析する。

1-3 本研究の目的

本研究では、モーションキャプチャを用いた三次元姿勢分析に着目し、バーチャル空間で歩行姿勢をわかりやすく可視化するシステムを構築し、このシステムを一般に公開してデータを収集、特徴を分析する。

2. VR 歩行姿勢可視化システムの概要

運動姿勢を把握し学習する際に、ビデオ撮影した姿勢の観察が行われることが多い。学習時は見本となる運動姿勢と自身の姿勢を比較し、見本の模倣を試みるのが有効とされている⁽⁶⁾。しかし、姿勢の模倣修正を行う際には見本を観察する学習者自身が見本と自身の動作を比較し、その差異を把握する必要があるが、単なる映像情報だけでは微妙な差異の把握に困難を伴う場合がある。撮影された動作映像には姿勢情報だけでなく動作者の体格等の外見情報が含まれており、これが姿勢の比較に影響を与えるため純粋に姿勢の細かな差のみに着目することが難しい。また、人体の全身運動においては身体の各部位が三次元空間中を移動するが、単なる映像情報では一方からの姿勢情報を確認するに留まり奥行き方向の情報が欠如する。

こうした問題を解決する上で、近年ではモーションキャプチャ技術を利用して純粋な三次元姿勢情報を分析する研究も進められている。歩行動作も生活上の基本動作として

研究されている⁷⁾。モーションキャプチャは三次元の運動姿勢を正しく記録・再生可能であるため、肉眼による他人の観察では把握しにくい動作の細部を明確に提示できる。

したがって本研究ではモーションキャプチャ技術を用いて、動作姿勢の可視化に際して不要な外見情報等を除外し、純粋に三次元姿勢情報のみに着目した観察が可能な歩行姿勢可視化システムを提案する。

2-1 モーションキャプチャによる歩行姿勢の取得

歩行姿勢の取得には Microsoft 社のカメラデバイスである Kinect V2 (以下 Kinect) を用いる。深度カメラで取得した点群情報を処理することで視体積中の人物骨格を認識する。深度情報の処理は Microsoft 社提供の Microsoft Kinect SDK2.0 を利用する。人体骨格上の 20 点を検出可能である。検出する骨格構造を Figure 1 に示す。

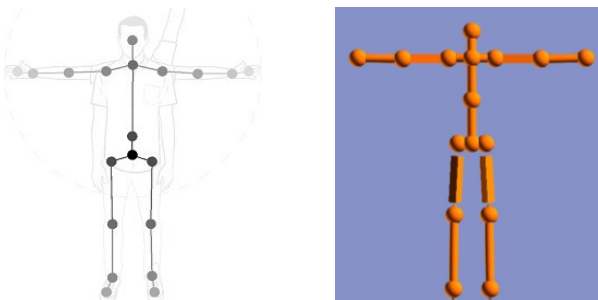


Figure 1: Skeleton from Kinect Figure 2: 3D Bone Model

Kinect の長所として以下の点が挙げられる。

- 非接触、マーカレスのモーションキャプチャ
- リアルタイムにデータを処理・確認可能

非接触でマーカレスであることは、動作を阻害しない点や各種マーカ取り付けの負荷がない点などで高齢者の姿勢計測に適している。また本システムは姿勢の記録と分析だけでなく、利用者にその姿勢を可視化しフィードバックするため、即座にデータを確認できる利点は大きい。

また、Kinect の短所としては以下の点があげられる。

- 高速な動作に対応できない
- 複雑な四肢の交差に対応できない

Kinect のモーションキャプチャは 30fps のフレームレートで動作し、スポーツ等の速い動作に十分対応可能とはいえない。しかし、本研究で対象とする歩行動作は比較的低速な動作であり計測上十分な分解能とみなせる。また、歩行動作においては四肢の複雑な交差は通常生じないため、Kinect による計測に適している。

Kinect で取得した姿勢情報を元にバーチャル空間上で歩行姿勢を可視化する。可視化には 3D ゲームエンジンである Unity3D を用いる。

2-2 可視化における着眼点

高齢者の転倒原因の多くは爪先の引っかかりとされており、加齢による下肢筋力の低下等が姿勢悪化の要因となる。爪先が低い摺足気味の歩行については、筋力の低下により踏み出す力・蹴りだす力が弱まること、足首の可動域が狭まること、膝関節の伸展が不十分であること、上体が前傾し重心が前方に偏ること、バランス能力の低下により片足支持が困難になることなど様々な要因を持つ。

本研究では先行研究⁸⁾等を基に、下記 5 項目に着目する。

- 前屈みになる
- 腕の振幅が小さくなる
- 歩幅が小さくなる
- 前後動揺が大きくなる
- 膝の伸展度合いが小さくなる

姿勢の可視化に当たっては、現状の姿勢を適切に表示すると同時に見本となる姿勢と比較可能であることが重要である。従って、上記 5 項目を見本となる理想姿勢と比較しながら観察可能な可視化システムを設計する。

3. 可視化システムの実装

3-1 歩行姿勢の測定条件

歩行姿勢の測定には前述した Kinect を用いる。Kinect は床面から約 50cm の位置に設置し、Kinect から約 1.5m~4m 離れた距離の範囲を人物が歩行する際の姿勢を測定する。約 1 周期半~2 周期分の歩行姿勢を計測可能である。

歩行姿勢の計測においてはトレッドミルなどを用いて歩行速度を一定に設定して計測する研究も見られる。しかし、トレッドミル歩行は室内平地歩行と比較して同一速度歩行における生体への負荷が高いことが報告されており⁸⁾、高齢者を対象とした計測には不向きである。本研究では普段通りの歩行姿勢を可視化することを目的とし、歩行速度は歩行者の自由に任せた。

3-2 歩行姿勢の可視化

純粋な姿勢情報のみを可視化するため、姿勢は関節の節点と骨格のみを持つ単純な棒人間状の 3D モデルを用いて表示する。他人の姿勢との比較等を可能にするため、異なる人物の姿勢情報も体格を正規化して同一の棒人間状 3D モデルにより表示する。棒人間状 3D モデルを Figure 2 に示す。取得する節点は全身 20 箇所であるが、手首と足首の細かな動きは今回対象から除外し、全身 16 箇所の節点を持つモデルとなっている。

歩行運動は並進運動であり、計測した姿勢情報をそのままバーチャル空間に可視化した場合、可視化された 3D モデルも動作に従い並進する。しかし、本研究では姿勢の可視化に焦点を当てているため、3D モデルを臀部の節点を基準にバーチャル空間中で固定し空中で歩行姿勢を取るような形式で表示する。

体格の正規化に関しては、Kinect で取得した元々の歩行者姿勢から骨格上各節点間の向きのみを抽出し、あらかじめ骨格長を設定した 3D モデルの各接点間の向きに適用することで正規化している。関節角のみが歩行者姿勢を反映し、体格は同一モデルとなる。正規化後のモデルは身長 170cm 男性の体格として設定する。可視化した先述の歩行特徴を Figure 3 に示す。左から順に腕の振幅が小さい、前屈みになる、歩幅が小さい、膝の伸展が小さい姿勢である。

3-3 インストラクター姿勢との比較

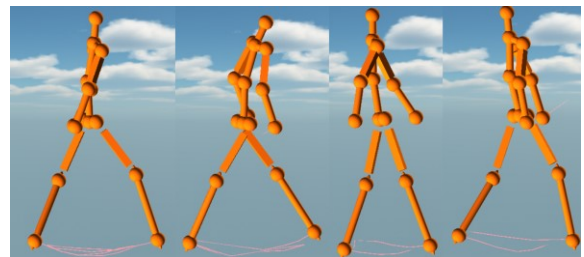


Figure 3 Visualized Bad Postures

可視化に際してはその人物の姿勢に加えて、理想とすべき歩行姿勢を体現するインストラクターの姿勢を比較対象として観察可能にした。インストラクターの姿勢は歩行指導の講演やセミナー等を行う健康運動指導士の女性の姿勢を計測して利用する。インストラクターの歩行姿勢を可視化した赤色の 3D モデルを計測者のオレンジ色の 3D モデルに重畳表示して比較する様子を Figure 4 に示す。

4. 一般でのシステム運用

3章で実装した歩行姿勢可視化システムを共同で研究を行っている株式会社アイフォーレのショールームにおいて歩行姿勢診断システムとして2014年12月に公開した。店舗スタッフの協力のもと一般の来客者の歩行姿勢を計測・診断して簡単なフィードバックを行うブースを運営した。この際来客者には研究内容について説明し同意を得ている。来客者の承諾を得られた場合は年齢情報も記録した。

手順としては以下のようにして行う。

1. 大学との共同研究として歩行姿勢を計測して確認できるシステムを運用していることを説明
2. 特殊なカメラの前で実際に数 m 歩行することですぐに歩行姿勢を棒人間で確認できることを説明
3. データを研究で使う可能性について説明。差し支えなければ年齢を確認、記録
4. Kinect の前で歩行し姿勢を計測
5. 記録した歩行姿勢を再生し、確認・インストラクターと重量表示して比較
6. 姿勢についてのフィードバックを行う

ショールームにおけるシステムの様子を Figure 5 に示す。

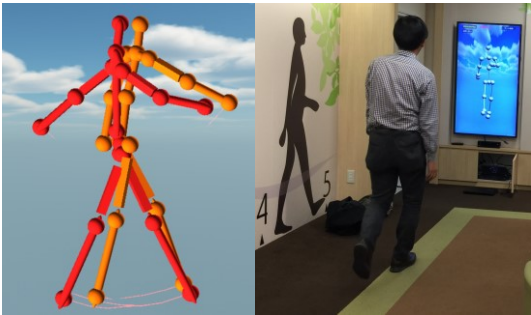


Figure 4 (Left) Red Instructor & Orange Learner

Figure 5 (Right) Gait Evaluation System in Show Room

5. 記録した歩行姿勢データの分析

5-1 分析の目的

公開した可視化システムで収集したデータを分析し、高齢者について着目した5項目について考察する。

5-2 分析項目の設定

先述の5項目と対応する変数を棒人間状3Dモデルに対して設定する。左右があるものは平均値を採用する。

- 前屈みになる・前後動揺が大きくなる
 - 手首の平均座標(前後方向)
 - ◇ 腕振りの方前への偏り度合い(前方が正)
 - ◇ Wrist Position(WP)と表記
 - 両肩の中心部の平均座標(前後方向)
 - ◇ 上半身の傾度合い(前方が正)
 - ◇ Shoulder Position(SP)と表記
- 腕の振りが小さくなる
 - 手首の座標の極大値極小値の差
 - ◇ 各腕の振幅
 - ◇ Arm Swing Width(AS)と表記
- 歩幅が小さくなる
 - 足首の座標の極大値極小値の差
 - ◇ 各脚の振幅(歩幅に近い)
 - ◇ Step Width(SW)と表記
- 膝の伸展度合いが小さくなる
 - 踏み出し足の大腿部と下腿部のなす角
 - ◇ 膝の角度(度数)
 - ◇ Knee Flexion Angle(KA)と表記

5-3 データ

データ数は全108件、そのうち年齢情報を得たものが61件であった。いずれかの項目で値が3シグマ区間を外れた被験者のデータを除外し、分析には全99件、うち年齢有り59件のデータを用いた。分析に用いた被験者は24歳から83歳までで平均年齢は56.4歳、年齢の標準偏差は17.5歳であった。年代ごとの被験者数を Table 1 に示す。

距離の単位はモデルを正規化した上で身長に対する百分率で表記する。座標は空間中に固定された腰のパーツを原点とし、原点から前後方向への距離を同様に身長の大きさに対する百分率で表記する。角度の単位は度(°)である。

Table 1 Age Groups of Participants

Age Group	20s	30s	40s	50s	60s	70s	80s
Participants	2	10	7	10	11	17	2

5-4 年齢と各項目の相関

各計測データと年齢との相関を Table 2 に示す。

Table 2 Coefficient of Correlation with Age

Age	Wrist Position	Arm Swing Width	Step Width
	-0.079	-0.280	-0.069
	Shoulder Position	Knee Flexion Angle	
	-0.045	-0.069	

各値はピアソンの積層相関係数である。無相関検定の結果、有意水準5%で年齢と腕の振り幅との間に負の相関が見られた。この2項目の散布図を Figure 6 に示す。

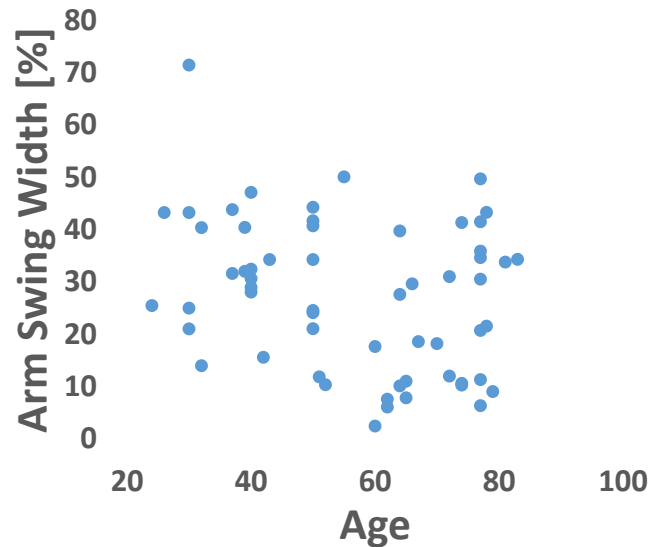


Figure 6 Age and Arm Swing Width

5-5 年齢以外の項目同士の相関

年齢以外の項目同士の相関係数を Table 3 に示す。各項目は単語の頭文字を取って略記する。

Table 3 Coefficient of Correlation with each feature

	WP	AS	SW	SP
WP	1			
AS	-0.28	1		
SW	-0.08	0.26	1	
SP	0.26	-0.07	0.17	1
KA	0.01	0.11	-0.20	-0.28

各値はピアソンの積層相関係数である。無相関検定の結果相関が見られた組み合わせを列挙する。

- 有意水準 1%
 - 手首の平均座標と腕の振り幅 (負)
 - 手首の平均座標と両肩中心部の平均座標 (正)
 - 腕の振り幅と歩幅 (正)
 - 両肩中心の平均座標と踏み出し時の膝角度 (負)
- 有意水準 5%
 - 歩幅と踏み出し時の膝角度 (負)

5-6 考察

先行研究によれば、加齢に伴い 2-2 節で挙げた各項目の特徴が発現することが予想された。しかし、今回の分析結果で年齢との相関が見られたのは腕の振り幅のみであり、その相関も弱い相関であった。高齢者は若年者に比べ多様なバックグラウンドを持つため身体状況に個人差が大きいことが知られているが、Figure 6 の散布図から歩行特徴の評価値は若年者群においても個人差が大きいことが見て取れる。つまり、全年齢層にわたって歩行特徴の評価値には個人間のばらつきがあり、年齢との相関が出にくいことがわかった。高齢者の姿勢改善を目的に設計した歩行姿勢可視化システムであるが、若年者に対しても姿勢改善が必要である可能性が浮き彫りとなった。また、今回は企業のショールームという一般に公開された場でデータの収集を行ったが、そうした場に訪れる高齢者は加齢による筋力低下が比較的軽微な可能性が高い。よって高齢者群のデータが内容としては若年者群寄りのデータだったと推測される。

年齢以外の項目同士の相関についても、強い相関が見られた組み合わせはなかった。弱い相関が見られた組み合わせのうち、腕の振り幅と歩幅の間の相関は安藤ら⁹⁾の結果と合致しており、腕振りの偏りと腕の振り幅、上体の傾きとの間の相関も予想の範疇と言える。

一方、予想と反する結果となったのは両肩中心の座標と踏み出し時膝角度の間の負の相関である。上体の前傾と膝の屈曲は共に加齢に伴う筋力低下等により引き起こされるため、両者には正の相関が見られると予想されたが、今回の計測では負の相関が確認された。原因としては、加齢による筋力低下等に因らない単なる個人差として前傾姿勢を持つ被験者の存在が考えられる。歩行中の下半身の動作は大部分が無意識であり、下肢筋力等の身体状況がそのまま反映されやすいのに対して、上半身の動作は個々人の意識や癖の影響を強く受けやすい。従って、膝が十分伸展する健全な被験者の中に前傾姿勢の歩行を行う被験者がいた可能性がある。特に、力強く歩こうという意識が人によっては前傾姿勢を引き起こす可能性があるため、そうしたデータが結果に影響したと推測される。

6. まとめ

本研究では、高齢者歩容を記録し、歩容の改善に有効な可視化とフィードバックを行うシステムを構築した。その上で、共同研究を行っている企業のショールームにおいてシステムを公開し一般来客者の姿勢情報を収集した。このデータに対して、腕の振り幅の減少や上体の前傾など的高齢化に伴い生じやすい姿勢特徴に着目して姿勢を分析した。

年齢と各項目の相関関係を調査したところ、腕の振り幅との間のみ弱い負の相関が見られた。したがって、高齢化による腕の振り幅の縮小に注意が必要であることが確認された。一方で、姿勢特徴の発現には個人差が大きく、若年者でも高齢者の歩行特徴を持つ場合やその逆の場合が散見された。将来的な転倒リスクを防ぐために、若年者でも

歩行姿勢の改善が必要な場合があると考えられる。今後データを増やしていくことで個人差の影響を軽減し、新たな相関を確認できる可能性があるため、データの収集を継続する予定である。

年齢以外の項目同士の相関関係を調査したところ、予想と反して上体の前傾傾向と踏み出し時の膝の屈曲角度の間に負の相関が見られた。これは加齢による筋力低下等とは無関係な個人の癖として前傾姿勢を取る被験者の影響と推測される。

今後の展望として、被験者の多様性を高めることが考えられる。今回 100 名ほどのデータを収集したが、企業のショールームの来客者という属性が結果に影響を与えた可能性がある。特に高齢者に関しては歩行能力が高いほど外出頻度が高くなる傾向にあるため、一般公開されているシステムによる計測ではデータに偏りが生じうる。正確なデータ分析のためにはより多様な被験者を募る必要がある。

歩行姿勢可視化システムとしては、今回の分析で得られた知見を基に今後姿勢の指導、教示により有効な可視化と評価フィードバックを検討する。具体的には、腕の振り幅や位置が前傾度合いや歩幅と連関していることから、歩行中の足の運びや身体全体のバランスを制御する上で腕の振り方に工夫を施した指導がある程度有効と考えられる。今後はシステムの継続的な利用による歩行姿勢の改善効果について検証したい。

謝辞

本研究の一部は(独)科学技術振興機構(JST)の研究成果展開事業【戦略的イノベーション創出推進プログラム】(S-イノベ)および株式会社アイフォーレの支援によって行われた。

参考文献

- (1) 平山 朋, 他, 静岡県高齢者コホート調査に基づく運動・栄養・社会参加の死亡に対する影響について, 東海公衆衛生学会, 2012.
- (2) Himann, et al., Age-related changes in speed of walking, *Med. Sci. Sports Exec.* 20, pp. 161-166, 1988.
- (3) 柳川和優, 他, 筋放電パターンからみた高齢者における歩行動作の特徴, *日本運動生理学雑誌*, vol. 9.1, pp. 33-45, 2002
- (4) Makihara, et al., Gait analysis of gender and age using a large-scale multi-view gait database, In *Computer Vision-ACCV 2010*, pp. 440-451, 2011
- (5) 小嶋泰平, 他, 高齢者のための VR 歩行姿勢可視化システム, *Proceedings of the Virtual Reality Society of Japan, Annual Conference*, vol. 19, pp. 278-281, 2014
- (6) 田淵一真, 他, 模倣学習と教科学習の調和による効率的行動獲得, *人工知能学会全国大会論文集*, no. 0, pp. 212-212, 2006.
- (7) CLOETE, et al., Repeatability of an off-the-shelf, full body inertial motion capture system during clinical gait analysis, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 5125-5128, 2010
- (8) 西田裕介, 他, トレッドミル平地歩行と室内平地歩行の相違 生理的反応と主観的運動強度での検討, *理学療法科学*, vol. 13, no. 4, pp. 199-204, 1998
- (9) 安藤正志, 他, 腕の振りが歩行におよぼす影響, *理学療法科学*, vol. 21, no. 2, p. 430, 1994