モーションセンサーを用いた高齢者の体力測定手法

川井 明[1]　谷口 伸一[2]　李 慧麗[2]　和泉 志津恵[1]

概要：日本は超高齢社会と言われ、高齢者の社会保障費の増加による財政負担が大きな課題となっている。高齢者は加齢にともない自立体力が低下し、日常生活に支障をきたす。特に、歩行能力の低下による転倒事故は、骨折から寝たきり生活へ移行するリスクをもたらす。本研究では高齢者の歩行を容易にモーションキャプチャーできる測定システムを提案する。提案システムは、Kinect モーションセンサーとプログラミング言語 Scratch で構成し、限られた室内空間でも正確に高齢者の歩行データを取得できる。歩行の座標データを解析して、歩行能力を測定し、問題点を発見する。分析の結果を高齢者へのフィードバックや医師への参考資料として利用する。

A Physical Condition Measurement Method for Elderly People Using Motion Sensor

Akira Kawai[1]　Shinichi Taniguch[2]　Huili Li[2]　Shizue Izumi[1]

1. まえがき

現在、日本は超高齢社会と言われ、高齢者の社会保障費の増加による財政負担が大きな課題となっている。その解決策として、一人ひとりの高齢者が住み慣れた地域で健康的な老後生活を可能にする環境を整備することは地域と行政が連携してすすめる喫緊の課題である。一方、高齢者も自らの健康に気を配り健康寿命を延伸して社会保障費の削減に努める意識を持つことが重要である。ひいては高齢者一人ひとりの健康努力が住みやすい地域を形成し、そして国家財政を健全にするという正の連鎖をもたらすと考える。

高齢者は加齢にともない自立体力が低下して、様々な日常生活に支障をきたす。そのなかで、歩行能力の低下は外出頻度が低下して引きこもりがちになり、孤立や孤独など精神障害につながるリスクとなる。また、歩行能力の低下による転倒事故は、骨折から寝たきり生活へ移行するリスクをもたらす。このように歩行能力の低下は要介護への移行リスクを高め、高齢者の QoL(Quality of Life) を著しく悪化させる。

6 年後の 2025 年には団塊の世代が後期高齢者となることから老人ホームの増設などの施療法的な措置と考えられる。さらに、介護職員の育成も課題であり人材不足が続いている。そのため、箱モノを作っても稼働率が低いという新たな問題を引き起こしている。したがって、高齢者一人ひとりが健康寿命の延伸に努力し、そして若い世代のために社会保障を維持していく意識を持つことが大切となる。

そこで、筆者らは、健康な生活を送るための基礎である歩行能力に着目している。高齢者の主要な死因であるがんや心疾患などの疾病を緩和する療法は複雑な要因が絡み合い、これを研究対象にすることは筆者らの研究範囲と能力を超えるため困難であるが、歩行能力の維持や改善は、情報技術を活用した適切な測定法を確立して、医療従事者でなくても容易に利用できるようにすることで可能になると考えている。自立体力測定における歩行能力の測定は、一定区間を何秒で歩けるかを計測する方法が一般的である。しかし、歩き方は一人ひとり異なるため、時間による計測だけでは不十分だと考えられる。さらに歩き方の癖として見逃されることが将来の歩行機能の障害をもたらす要因を含んでいる場合がある。従来の方法では、それらを測定できないという欠点が指摘できる。また、バランス能力も重要な測定項目である。この検査では重心動揺計が一般的に用いられている。しかし、測定機器が高コストであり、そ

1　国立大学法人　滋賀大学データサイエンス学部
DataScience Faculty, Shiga University
2　国立大学法人　滋賀大学経済学部経済学研究科
Graduate School of Economics, Shiga University

© 2019 Information Processing Society of Japan

の操作は難しく容易に導入できるものではない。そこで、本研究では Microsoft 社の Kinect というモーションセンサーを用いて高齢者の歩行をモーションキャプチャし、その座標データを解析して一人ひとりに応じた現在の歩行状態を提示することで、高齢者一人ひとりが、その結果を参考にして日常的な歩行動作やさらには歩行運動にフィードバックできるシステムの研究と開発を目的としている。さらに、歩き方によって将来どのような歩行障害が起こるかを推定することによる歩行機能の改善を考えている。

2. 関連研究

大高 [1] は、高齢者の転倒予防を目的に研究を行った。高齢者の 3 人に 1 人は 1 年間に一度以上の転倒を経験することを明らかにし、その転倒による不慮の事故は、窒息に次ぐ第二位の割合を占め、交通事故を上回っていることを報告した。さらに、転倒は大腿骨近位部骨折をはじめとした高齢者の骨折の主原因となり、それが要介護に移行する主要な原因の 1 つでもあることも指摘している。また当該研究では、死亡事故全般についても調査しており、図 1 のとおり 20 から 30 代は交通事故での死亡率が一番高く、図 2 では高齢者層は転倒・転落などの事故での死亡率が高いことがわかる。さらに、転倒・転落は死亡の引き金であり、外傷が身体と心理機能に大きな影響をもたらし死亡につながっているのである。また、骨折に伴い、高齢者の生活環境と QoL が大きく変わり、リハビリなどによる機能改善がみられず要介護状態へ移行するケースが多い。

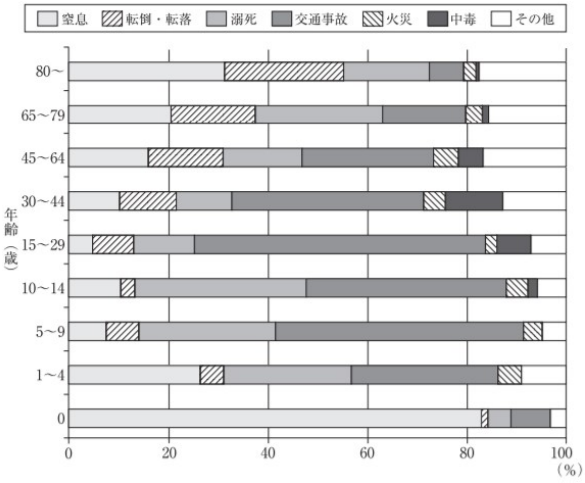

図 1　2013 年の年齢別における不慮の事故の内訳

高齢者の転倒は深刻な社会問題であるといえる。当該研究では、医療・保健の視点から転倒予防問題を検討し、転倒による高齢者の生活への影響を明らかにしたが、転倒予防のための方策までは言及していない。そこで、筆者らは、転倒予防のために歩行機能計測手法と機能改善に関する研究を取りあげた。

紅林ら [2] は、学校における技術教育を効果的に実施する目的で、Microsoft 社製のモーションセンサー Kinect を用いて動作を定量的かつ視覚的に分析できるシステムを開発し、「鉋がけ」の動作分析を例とした実証実験を示した。提案手法のプロセスは以下の 4 つからなる。

(1) 関節部位認識、
(2) 座標値変更、
(3) データ保存、
(4) データ分析と視覚化

提案手法では、各関節の座標は 3 次元座標系で (x, y, z) で表示し、単位は mm である。一定時間間隔でデータを取得保存し、時間の経過における変位、空間における変位、アニメーションによるモーションの再生の 3 つ分析項目を実現するためのプログラムを作成した。このプログラムにより鉋がけ動作の運動軌跡は 3D グラフと 2D グラフで描画できる。

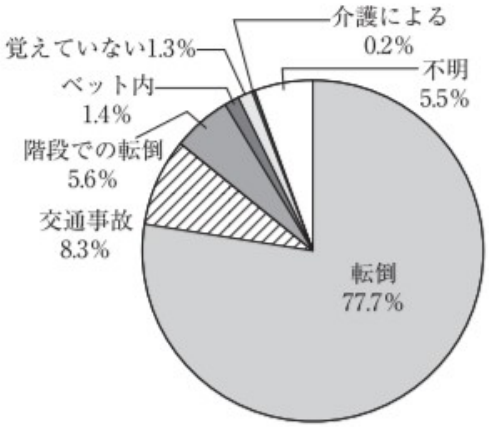

図 2　大腿骨近位部骨折の原因

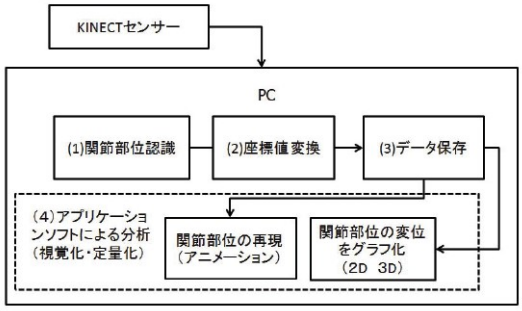

図 3　紅林らの分析システムダイヤグラム

楠本はバランス能力は加齢に伴い低下していく、特に高齢者におけるバランスや下肢筋力の衰えは、転倒や骨折の明らかな原因となり、寝たきりなどの要介護状態になる危険性を増加させると指摘し [3]，Kinect センサー及び Scratch を用いた新たなバランス能力計測システムを開発した。20 名の健康状態が良好な 20 歳代女性を対象として静止立位計測という実証実験を行っている。頭部動揺変位を X 軸、Y 軸、Z 軸の長さから計算して、頭部動揺変位最

© 2019 Information Processing Society of Japan

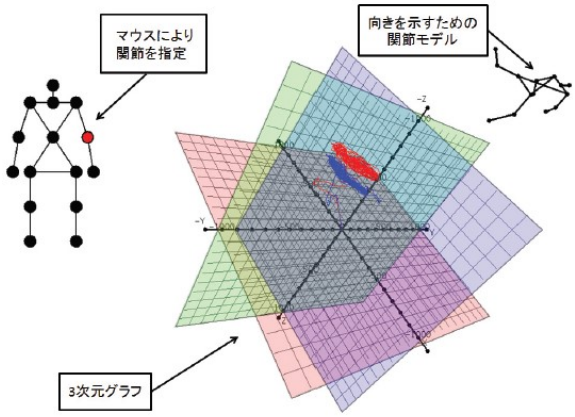

図 4　データの変位を視覚化する関節モデル

大振幅、頭部矩形面積、頭部動揺体積の 3 つ計測項目をバランス能力指標として、実験者の静止状態バランス能力判断を行っている (図 5)。データの信用性を確認するために同じ実験者による再テスト法を採用し、IBM SPSS で頭部動揺変位最大振幅、頭部矩形面積、頭部動揺体積の級内相関係数（ICC）を求めている。

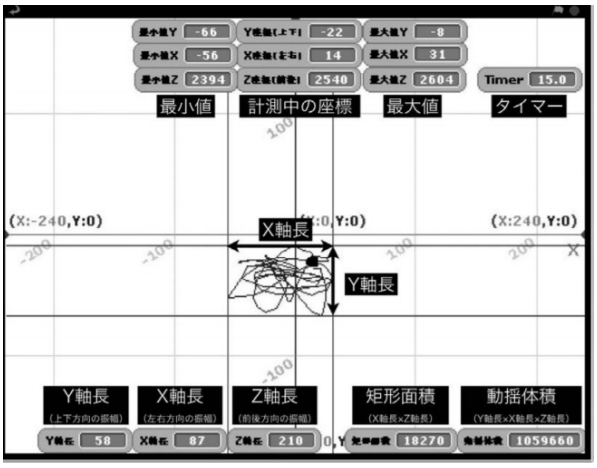

図 5　Scratch による頭部動揺変位

この研究では Kinect と Scratch という比較的容易なプログラムによって全身 20 の関節部位の三次元位置座標が取得できることを示し、Kinect を用いた頭部動揺変位を計測指標としたバランス計測システムの妥当性は高いと報告した。しかし、筆者らの調査により、Scratch でプログラムを作成した場合は Scratch のオリジナル座標と Kinect から取得した実際の座標系は違うので、データの再現性について検討する必要性があると考えている。

松田ら [4] は身体バランスの測定法として、重心動揺計などを用いた方法を行っているが、この方法は力学的計測法であり、身体のどの部位がどのように作用しているかまでは測定できないと指摘した。丸山ら [5] は高齢者が自立し、快適な生活を送るために、高齢者の運動能力の維持が大切になると指摘した。そこで高齢者の運動能力を評価するために、バランス評価のための身体モデルを提案し、光学式計測であるモーションキャプチャ・システムを用いて測定を行った。そして、身体モデルにおける頭部重心動揺と身体の各関節角度により身体バランスを評価した。

濱本ら [6] はデジタルサイネージ分野への応用を目的として、Kinect を用いた歩行動作の分析によるユーザ認証について検討した。このシステムでは、MMD フリーソフトを利用し、Kinect センサーから人の実際の動作データを取得する。被験者に Kinect センサーから離れた 3.2 m のところから歩き始め、1.2 m までの直線歩行データを取得する。データ分析としては被験者一人ひとりの骨格座標値の変化を周期的関数とみなしてフーリエ変換を行い、特徴的パワースペクトルから男女を判別するにとどまっている。しかし、パワースペクトルに着目している点で統計的手法の一つとして興味深いと思われた。

杉浦ら [11] は Kinect の活用例として、対象物までの距離を近赤外線パターンの幾何学的な歪みとして独自のアルゴリズムで演算し計測できることを示した。Anderson ら [8] は Kinect を利用してリアルタイムに目標姿勢との誤差フィードバックを受け取ることで運動姿勢の矯正を支援しており、実験により従来のビデオ観察学習と比較して短期的に大きな効果を確認した。大野ら [9] は、歩行機能診断を実施する際、運動能力とバランス能力を把握することが必要であること。また、各々の検査項目に対して高価な医療機器とデータ分析作業が必要となるため、歩行機能診断を行う場合、結果的に診療報酬点数が高くなり、年金生活の高齢者にとっては経済的な負担となっていることを指摘している。

先行研究により、健康寿命を延伸するための一つの対策として転倒予防の重要性が明らかになった。しかし、従来の高度な医療機器による歩行機能診断は高齢者の身体的負担、さらに経済的負担が大であり、これからの高齢社会に対応した新たな歩行機能診断手法の確立が求められる。モーションセンサーとして Kinect の活用例を調査したが、これを応用することは有用であると判断できた。

3.　Kinect による歩行機能のデータ解析手法

3.1　健康寿命と歩行機能計測の現状

超高齢社会は様々な社会問題をもたらすが、出生率の低下と労働力の不足問題として深刻である。さらに、高齢者医療や福祉などの社会保障費の増大は財政を圧迫する。たとえば、第一次ベビーブームの団塊世代が 2015 年に 65 歳以上の前期高齢者になり、7 年後の 2025 には 75 歳以上の後期高齢者になるため、75 歳以上人口の割合が 18.1%に達すると推測されている。厚労省の推計では、社会保障費のうち医療給付費は、2012 年度の 35.1 兆円から、2025 年には 54.0 兆円に拡大すると指摘している。また、介護給付金（19.8 兆円）と合わせると社会保障給付費全体の 49.5%を

© 2019 Information Processing Society of Japan

高齢者層が占め、年金（40.6%）を超える規模になると目されている。このように、社会保障費問題は喫緊の課題である。

高齢化と少子化が同時に進行している日本は、この問題に対して様々な対策を講じているが、そのなかで健康寿命を延伸することが、労働力の確保、社会保障費の低減、高齢者にやさしい国づくりなどの点から世界の模範となる解決策の一つと着目できる。

健康寿命の延伸に向けた政策としては、2000 年から「健康日本 21 」と呼ばれる国民健康づくり、生活習慣病の予防や防止、地域間の健康格差の縮小などに取り込む運動を展開している。さらに、第二次段階では、「ロコモティブシンドローム（ロコモ） 」の認知度を上げ、その予防の重要性を理解することで、要介護者の減少と健康寿命の延伸を目指している [10]。

その政策に対応して高齢者が各々の自立体力能力を測定して客観的に自分の自立状態を認知することがロコモ問題を解決するポイントだと考える。自立体力の低下を老化と放置してしまっていては、気づいたときには日常生活に困難をきたし、転倒事ゆえによる要介護状態に移行したり、外出頻度が減少して、孤立・孤独にともなう精神状態の悪化を招くことになる。ゆえに、健康状態が良好な老後生活は自立体力能力の維持に密接に繋がっており、自立体力測定の機会を拡大して各々の自立体力を客観的指標で知ることが不可欠である。

一般的に、自立体力に関する評価は歩行能力、手作業、姿勢変換、身体調整という 4 つの項目で評価される。その中では、歩行能力は基本となる重要な評価指標である。歩行能力の縦断的な加齢変化の研究によれば ADL や能力低下、施設入所、死亡の予測因子となる。これらより、運動能力の中でも特に歩行能力の加齢変化に着目し、その正確な情報を提供することは必要であり意義深いと考える [11]。

3.2 歩行機能計測に関する問題点

一般的に、歩行能力の測定方法は単純に力学的もしくは時間として評価することが多い。そのなかで高齢者に向けた歩行能力の測定方法には二つがあり、10m 歩行テスト法と身体バランス測定法である。しかし、これらを基準として見ると信頼性が乏しいという指摘がある [11]。以下、その点について考察する。

3.2.1 10M 歩行テスト法の問題点

10m 歩行テスト法とは 10m の距離を何秒で歩けるかという歩行速度を測定することにより、高齢者の歩行速度から自立体力を評価しようとするものである。たとえば、速度が速いと評価されるグループでは、生活機能が高い、スポーツ参加意欲が高く経験者も多い。その反面、転倒経験が多く健康状態に支障をきたすリスクとの関連が見られる。能力を過信したことによると考えられるが、歩行速度の速いグループの生活機能変化を予測する指標になりうる可能性を示唆している [11]。

現在、高齢者の歩行能力を測定する代表な方法として医療・介護分野で応用されている。また、理学療法における研究報告では治療効果の確認の指標としても用いられることが多く歩行能力や日常生活活動能力の向上との関連も報告されている [13]。

10m 歩行テスト法により高齢者の転倒リスクを推測する評価の信頼性については多数の先行研究で検証されており、その妥当性を否定するものではない。しかし、ただ歩行速度の値に基づき、身体機能を全面的に評価するのは不十分ではないかと考える。なぜならば、高齢者は 60 歳あたりを過ぎると、歩幅の減少、歩調（ピッチ）の減少、歩隔（両脚の間隔）の増大、上体の揺れ幅の増大などの歩行特徴が顕著になり歩行速度の減少が起こるからである。このような特徴を考慮し個人差を含めた歩行速度の評価を行う必要があると考える。すなわち、10m 歩行テスト法は、歩行姿勢の変化を考慮しておらず、筆者らは、歩行姿勢の変化・特徴を認識することが、自らの歩行能力の改善つながるに重要な要素である考える。歩行速度の変化は歩行特徴の変化に基づくものであると考え、自らの歩行姿勢の特徴（欠点）を見直して転倒予防に力を入れるべきと考える。

3.2.2 身体バランス能力測定法の問題点

身体バランス能力評価は歩行機能診断の一つの基準になっている。身体バランス能力の評価は、開眼片足立ち、Functional Reach Test（FRT）、Timed up and go test（TUG）などの簡易な評価と、重心動揺計（たとえば、足圧中心測定装置）を用いる足圧中心軌跡の動揺面積、動揺軌跡長などの測定法がある。重心動揺計は医療検査機器であるためバランス機能を客観的に数値化できる点で優れており、バランス能力や転倒との関連性について幅広く研究に応用されている [14], [15]。しかし、医療機器であるため、専門的な操作が要求されることや検査や分析に時間を要するなど、臨床場面より実験室レベルでの効果尺度として用いられている研究が多い [16]。また、高額機器であることも関係して一般的な医療や介護施設等での利用普及には適さない状況である。ゆえに、重心動揺計を用いた身体バランス能力評価方法は精度が高いが、健常な高齢者を含む一般的な場面での利用には向かいないと考えられる。

さらに、バランス能力評価は静的と動的に分けられ、移動動作にとっては動的バランスがより重要であると報告されている [17]。先行研究では、静的バランス能力に関する評価が多く動的バランスの実験が少ない傾向にある。そこで、本研究では動的バランスの評価に着眼し、それを簡易に実現できる手法を提案したい。

© 2019 Information Processing Society of Japan

3.3 Kinect を用いる計測システム

3.3.1 Kinect センサーの特徴

Kinect はマイクロソフトから発売されたジェスチャー・音声認識によって操作ができるゲーム機用に開発されたデバイスである。Kinect は RGB カメラ、深度センサーおよびマイクロフォンを内蔵しており、近赤外線を放射し、物体から反射された信号を利用し、プロセッサの処理を通じ、利用者の位置、関節、顔などの情報を認識できるものである。Kinect は利用者が特徴なマーカを着用せずに全身 25 個関節の 3 次元座標のモーションキャプチャができる利便性に大きな特徴を持っている。価格が 2 万円という低廉性も応用範囲を拡大するうえで魅力的な特徴である。そのため、医療、教育、ロボットなどの研究領域に活用される研究事例が多い。

したがって、Kinect を高齢者の歩行能力測定用として使用することで、特殊なマーカの必要がなく、測定の作業負担を大幅に減らし、また、被験者に与える心身の負担がなく自然で正確なデータの取得が期待できる。さらに、Kinect は小型軽量でポータブルなため、使用場所の制限が極めて少ない。そのため、測定場所が自由に決められ、高齢者の住む場所での計測が可能になる。Kinect の測定特性や精度を考慮した計測システムを開発することで、身体の各部位・関節のデータ分析から転倒リスクなどに関する研究を格段に行いやすくなる。

3.3.2 提案歩行能力の計測システム

筆者らは歩幅、歩行速度、膝の上下動き幅、腕ふり幅、体幹の揺れ幅による高齢者 (以下、被験者と記す場合がある) の歩行特徴に基づき、被験者個々の歩行能力を測定するシステムを行う。

計測装置はマイクロソフト社が開発した Kinect for windows　V2 センサー及びノートパソコン（Dell xps 15、intel(R) Core(TM) i5-6300HQ CPU@2.3GHz 2.30GHz、メモリ 8GB、Windows10-64biti）を用いた。プログラミング言語には Scratch1.4 と Kinect2Scratch SDK1.5 を利用した。プログラムは自由に設定できる時間周期 (本研究では 0.2 秒とした) に 、両足（foot-left, foot-right)、両手（hand-left, hand-right)、両膝（knee left knee right）腰（spine base)、背中（spine mid)、首元（spine shoulder）の 3 次元位置座標値を取得する。取得した座標データは、excel でも分析できるように CSV 形式ファイルとして書き出す。なお、Scratch は 3 次元処理ソフトウェアではないので、Kinect のオリジナル座標系は XY の 2 次元座標系になり、z 軸の座標は Scratch で表示できない。そのため、本システムでは座標値の x 軸及び y 軸は Scratch の座標値を使うため距離単位は不明となる。一方、z 軸の座標値は Kinect 本体に内蔵されている近赤外線カメラにより計測できた距離であるため、距離単位は m になる。z 軸に関して、筆者らは精度検証という予備実験を通し、Kinect2Scratch SDK1.5 から z 軸座標値を正しく取得できることを検証し、Scratch を用いて書き出される z 軸座標値と実際に測れる値が一致

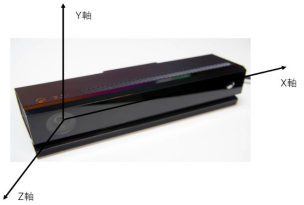

図 6　Kinect に対応する計測の座標系

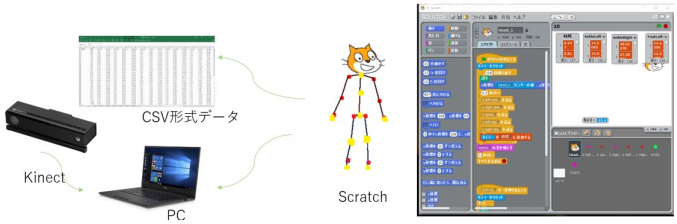

図 7　計測システムの実行例

4. 計測実験及びデータ分析

4.1 被験者

滋賀県では、この、まちづくりの一環として、平成 26 年度から健康寿命延伸プロジェクトを実施し、健康資源を発掘している。昨年 12 月、厚生労働省が発表した都道府県別の平均寿命で、滋賀県は男性 1 位、女性 4 位となった。滋賀県米原市は「お茶の間創造事業」という地域福祉活動を推進している。筆者らはこの事業と連協し、本研究の計測手法とそのシステムの有効性を検証するために滋賀県米原市河内会館で計測実験を行った。60 歳代から 80 歳代の 16 名（うち男性 2 名、女性 14 名）の高齢者に協力してもらい当日の身体状態と計測内容に対する理解を確認した上で、実験を実施した。また、各被験者の歩行特徴を相対的・絶対的評価するために、年齢、性別、運動習慣、転倒歴についてのアンケート調査も行った。

4.2 計測環境

畑田 [18] は、高齢者の動的バランスを計測するために、足踏みテストからステップ回数や足の接地時間に着目し、ステップ動作による測定法を考案した。その結果、ステップ動作実験から、高齢者の足踏み動作が動的バランス能力を計測するテストとして利用できると指摘した。

本研究では足踏みテストに加えて、Kinect センサーに対して正面（前後）方向および左右方向の歩行動作を計測した。ただし、Kinect センサーは被験者の認識範囲が大きくなく、データの精度を確保するために歩行範囲を限定する必要がある。スペックデータによれば、奥行（Depth）の取

© 2019 Information Processing Society of Japan

得誤差が 0.5m - 0.8 m、被写体の検出範囲が 0.5m - 4.5 mとなっている。

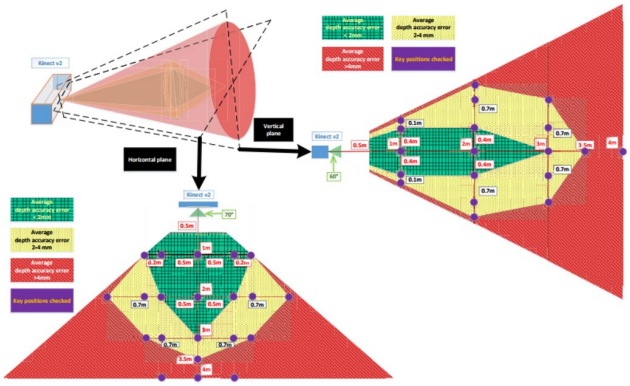

図 8　Kinect V2 の震度カメラの認識範囲

LIN ら [19] は、図 8 の精度について評価した。図の右側はセンサーの上下 (y) に対する Depth(z) の計測を示しており、紫色の点が計測点である。図の下側は左右 (x) に対する Depth(z) の計測を示しており、紫色の点が計測点である。そして、緑色で表示された部分は精度が一番高い区域をあらわしており、誤差が 2mm 以下の区域である。また、黄色で表示された部分は誤差が 2-4 mm の区域である。黄色までの区域が計測に良いと考えられている。

そこで、図 9 のように、Kinect を高さ 1m の三脚に固定して、正面方向は 2m から 4m の範囲を移動範囲とした。また、左右方向は 2m 以内であれば精度が良いと考えられるので、本体の中心を軸として左右各 1m とした。

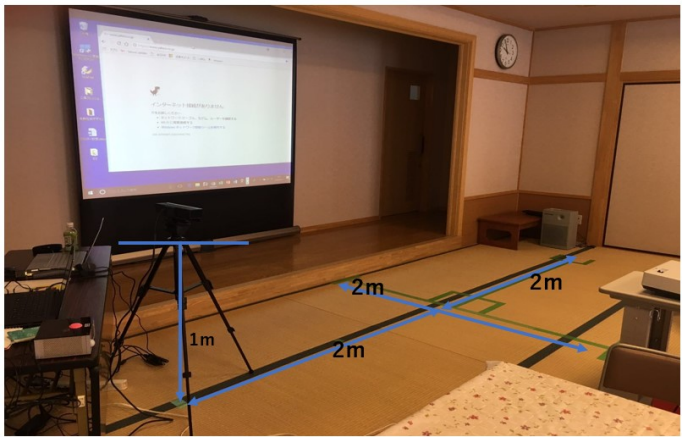

図 9　実験中、被験者の移動範囲

前後方向歩きは Kinect の真正面 4m から 2m までの直線を歩行する。左右方向歩きは Kinect と 2m を離れた位置にある平行線を左右端から一回ずつ 2m 直線歩行する。

一人は 3 種類の歩行動作を計測した。また、計測データと歩行動作を照合し検討するためにビデオで撮影した。

図１５、１６，１７

図 10　歩きテスト：前後方向

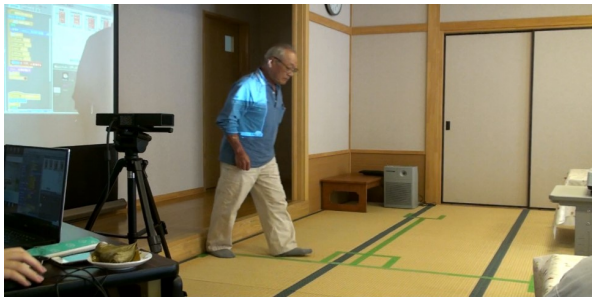

図 11　歩きテスト：左から右へ

図 12　歩きテスト：右から左へ

4.3　計測項目

本実験では、以下の 5 項目について計測をした。

(1) 歩行速度
(2) 歩幅
(3) 膝の上下可動域
(4) 腕のふり幅
(5) 体幹の揺れ幅

本稿の投稿時点、平均歩行速度及び歩幅の 2 項目について分析を完了したため、以下で紹介する。

4.3.1　歩行速度

高齢者の歩行速度は歩行能力における重要な評価基準であり、寿命にも関連する能力の一つである。歩行速度に関連する体力要素を明確にした上で、それらの体力要素を維持、向上させる取り組みが不可欠であると考えられる。

本研究では、前後方向と左右方向の三種類の歩行動作テストを通じ、16 名の被験者の歩行速度を求めた。歩くコースは前方・左右方向 2m 各 1 回、3 回の算数平均を求めた。16 名の被験者の平均速度を求めた結果を表 2 に示す。

© 2019 Information Processing Society of Japan

表 1　16 名被験者の歩行速度

No	年齢	性別	平均速度（m/s）
1	65	男性	0.505
2	70	男性	0.642
3	75	女性	0.506
4	不明	女性	0.499
5	75	女性	0.436
6	不明	女性	0.599
7	80	女性	0.529
8	70	女性	0.572
9	70	女性	0.705
10	60	女性	0.588
11	70	女性	0.545
12	70	女性	0.516
13	70	女性	0.777
14	80	女性	0.549
15	80	女性	0.570
16	75	男性	1.097

2011 年米国の Quach　L[20] らは、高齢者 763 名を対象に歩行速度と転倒について調査した。高齢者の通常歩行速度を、[1] 遅い（0.6m/秒以下）、[2] 少し遅い、[3] 健常者と同じ、[4] 速い（1.3m/秒）、の 4 グループにわけて、転倒回数に関する調査を行った。その結果、[1] 遅いまたは [2] 速いグループで、転倒発生率が高いことが分かった。

本研究での歩行実験を通じ、16 名の被験者の中では 12 名の歩行速度が 0.6 m/秒より遅い、3 名は 0.6-1.0m/秒での範囲以内、1 名は 1m/秒より早い。Quach L らの結論により、12 名の被験者は速度が遅く転倒発生率高いと判断される。速度がやや遅い 3 名の被験者は転倒可能性があると判断される。1 名の被験者は健常者の速度に達するということを推測した。

ただし、一般的な歩行速度テストは実験場所として比較的大きい室外で実施し、10m〜5m を歩いて実験する。本研究の実験距離は Kinect が人間の全体に認識できかつ精度が良いと判断される範囲内に設定して 3 種類の実験を行っている。実験環境が異なるため、Quach の結果をそのまま適用することはできないと思われる。

4.3.2　歩幅

加齢により歩幅が狭くなるのは、高齢者の顕著な歩行動作変化の特徴である。歩幅の減少は主には膝伸展筋力が低下によるもので、膝などの関節に障害を及ぼすことが多いとされる。本研究では、前方と左右方向歩きの三種類の歩きテストを通じ、Kinect を用いて歩幅の測定を行った。

実験で計測された 16 名の被験者の歩幅を表 4 に示す。

古名ら [21] は歩行の運動学的変数における加齢変化の特徴について検討するため、65 歳以上の男性 475 名と女性 656 名を調査対象として歩行検査を行った。（表 3）

本研究の実験結果は、歩行距離が 2m に制限されたため、歩幅がやや小さな値となっている。しかし、年代との関連はおおよそ一致しているといえるため、本研究の歩行実験で取得した足関節データから歩幅が測れられることを示すことができた。しかし、自由歩行に比べて計測区間が短いので、被験者の歩行に与える影響に誤差などを追加実験から検証する必要があると考えている。

表 2　16 名被験者の歩幅

No	年齢	性別	平均歩幅（m）
1	65	男性	0.410
2	70	男性	0.531
3	75	女性	0.462
4	不明	女性	0.246
5	75	女性	0.316
6	不明	女性	0.497
7	80	女性	0.351
8	70	女性	0.390
9	70	女性	0.450
10	60	女性	0.290
11	70	女性	0.274
12	70	女性	0.426
13	70	女性	0.450
14	80	女性	0.361
15	80	女性	0.324
16	75	男性	0.622

表 3　古名らの歩幅計測結果

年齢台	男性	女性
65-69	0.67 ± 0.09	0.59 ± 0.09
70-74	0.62 ± 0.09	0.53 ± 0.10
75-79	0.59 ± 0.12	0.51 ± 0.09
80-	0.51 ± 0.10	0.44 ± 0.10

5.　終わりに

高齢者の歩行能力の維持と改善を目指し、KINECT センサー及び Scratch を用いた歩行能力計測システムを開発した。本システムの一人あたりの計測時間は 3 分間程度であり、GUI により操作が簡易である特徴を有している。予備実験と実証実験を通じ、このシステムから 5 項目の計測し、うち歩行速度及び歩幅に対する分析を行った。

今後、膝の上下可動域、腕のふり幅、体幹の揺れ幅の分析を行い、歩行能力の計測精度がより向上するように、提案システム及びデータ分析手法の改善を行う。また、本提案システムを高齢者や医療従事者にとっても扱いやすくするために、ユーザビリティ面の改善もしたい。

謝辞

本研究の一部は、科学研究費補助金（19K04393、代表：川井明）の助成を受けたものである。

© 2019 Information Processing Society of Japan

参考文献

[1] 大高 洋平, “高齢者の転倒予防の現状と課題.” 日本転倒予防学会誌, Vol.1, pp.11-20, 2015.

[2] 紅林 秀治, 小林 健太, 兼宗 進, “KINECT センサーを用いた簡易動作分析システムの開発.” 情報処理学会研究報告, Vol.2013-CE-118, NO.20, pp.1-7, 2013.

[3] 楠本 欣司, “Kinect を用いた新たなバランス能力計測システムの開発と基礎的研究.” 活水論文集. 健康生活学部編 57, pp.7-15, 2014.

[4] 松田 雅弘, 塩田 琴美, 高梨 晃, 野北 好春, 川田 教平, 宮島 恵樹, 細田 昌孝, 渡邉 修, “腰部ベルト装着時の静的・動的立位バランスの特性.” 理学療法科学, 24（4）, pp.489-492, 2009.

[5] 丸山 智章, 小坂 浩気, “モーションキャプチャ・システムを用いた身体バランス評価モデルの基礎的検討.” 茨城工業高等専門学校研究彙報 (48), 21-25, 2013-03.

[6] 濱本 和彦, 加藤 勇也, “KINEC を利用したユーザ認証に関する研究.” 平成 23 年度電子情報通信学会東京支部学生会研究発表会.

[7] 杉浦 司, 中村 薫, “Kinect for Windows SDK 実践プログラミング.” 工学社, ISBN-13: 978-4777518005, 2013.

[8] F.Anderson,T.Grossman,J.Matejka,and G.Fitzmaurice, “YouMove: enhancing movement training with an augmented reality mirror.” proceedings of the 26th annual ACM symposium on User interface software and technology UIST’13. pp.311-320,2013

[9] 大野 尚則, 奥谷 知克, 藤井 優武, “高齢者の歩行機能診断を目的とした運動特徴量計測.” 情報処理学会 インタラクション 2012, pp.735-740, 2012.

[10] 健康寿命の延伸に向けた最近の取り組み, 入手先 ⟨https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/14/dl/1-03.pdf⟩ 厚生労働省白書, 平成 26 年度.

[11] 杉浦 美穂, 長崎 浩, 古名 丈人, 奥住 秀之, “地域高齢者の歩行能力 4 年間の縦断変化.” 体力科学 47, pp.443-452,1998.

[12] Wikstrom EA. “Validityand Reliabilityof Nintendo Wii FitBalanceScores.” J Athl Train．47（3）: pp.306-313，2012.

[13] 飯田 修平, 青木 主税, “10m 歩行テストの信頼性［第一報］最速歩行と通常歩行の計測順序の違いによる影響.” 理学療法科学.32（1）: pp.81-84，2017.

[14] Fernie GR, Gryfe CI, Holliday PJ, Llewellyn A, “The relationship pf postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects.” Age Ageing, 11: pp.11-16, 1982.

[15] Maki BE, Holliday PJ, Tropper AK, “Fear of falling and postural performance in the elderly.” J Gerontol, 46; M123-131, 1991.

[16] 島田 裕之, 内山 靖, 原田 和宏, 大渕 修一, Stephan Lord, 鈴木 隆雄, “姿勢バランス機能の因子構造：臨床的バランス機能検査による検討．” 理学療法学, 33 : 283-288，2006.

[17] 河西 謙吾, 小澤 拓也, 政田 純兵, 河合 あづさ, “動的バランス評価としての足踏み動作の有効性の検討.” 第 49 回日本理学療法学術大会.

[18] 畑山 雄也, 出村 慎一, 山次 俊介, 中田 征克, 元祐 謙吾, 内山 応信, “高齢者の動的バランス能力を捉える有効なテスト方法の検討.” 日本体育学会大会号, 2001, 52 巻, 第 52 回（2001）, p. 442-442, 2017.08.25.

[19] Lin Yang，Longyu Zhang，Haiwei Dong，Abdulhameed Alelaiwi，Abdulmotaleb El Saddik, “Evaluating and Improving the Depth Accuracy of Kinect for Windows v2.” IEEE Sensors Journal，Volume: 15, Issue:8, pp.4275-4285, Aug.2015

[20] Quach L, et al. “The nonlinear relationship between gait speed and falls: the Maintenance of Balance, Independent Living, Intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study.” J Am Geriatr Soc. 2011 Jun;59(6):1069-73.

[21] 古名 丈人, 伊東 元, 長崎 浩, 橋詰 謙, 丸山 仁司, 衣笠 隆, “高齢者の歩行速度、歩幅、歩行率、および歩行パターン.” 理学療法学 2 巻学会特別号（第 29 回青森）, 1994.

© 2019 Information Processing Society of Japan