

Gait Analysis for Evaluation of Rehabilitation Process by Using an Accelerometer

加速度センサを用いた歩行計測による リハビリテーションプロセスの評価

Masanori Shima, Shima Okada

Faculty of Science and Engineering, Kinki University
Research Institute Science and Technology, Kinki University
3-4-1 Kowakae, Higashi-Osaka, Osaka, Japan

(Received January 27, 2016)

要旨

歩行は人間にとって最も基本的な運動である。そのため歩行能力の低下は日常生活において多大な影響をもたらす。本研究では加速度センサを用いた歩行計測を行い、重心動揺を算出、歩行を定量的に評価する手法を提案する。加えて、提案手法を右膝前十字靭帯損傷者に適用し、術後のリハビリにおける改善過程の評価を行う。実験方法として、健常者と被リハビリ者に対して、重心位置である腰背部に加速度センサを貼付し、平地で歩行計測を行わせる。この際にメトロノームを116bpmに設定し、音にあわせて歩行を行わせる。この実験により得られた加速度データに対して2階積分を行い、重心の変位を算出する。さらに積分誤差やドリフトにより発散した値を回帰式により減算し、相対変位を求める。この解析により得られた上下、左右方向の相対変位を重心移動軌跡として歩行の評価に用いた。結果は健常者の前額面内における重心移動軌跡が左右対称であることに対して、初期段階のリハビリを行っている被リハビリ者は第4象限から第2象限を反復移動していた。これは右足を庇っているため右足に体重をあまり乗せずに左足に切り返していたためである。2か月にわたって歩行計測を行った結果、計測結果は被リハビリ者の重心移動軌跡のグラフの第1象限から第4象限に向かって縦の線が伸びていた。これは、リハビリ効果により右足に体重をのせる過程を示していると考えられる。このことから、提案手法を用いることにより被リハビリ者はリハビリにより歩行が改善されていることが定量的に評価された。

Abstract

Gait is one of the common motions for human. The purpose of this research is to assess the rehabilitation process for the patient injured right knee by gait measurement using accelerometer. The sensor was attached to lower back of the subject. Subjects were instructed to walk on the hallway with metronome. The metronome was set to 116 bpm. We estimated the center of mass (CoM) after calculating the second integral of the acceleration data obtained from the experiment. Relative displacement fitted regression formula is calculated because integration error noise and drift exude calculated displacement. The result shows the healthy subjects gait drawing a symmetry CoM. The patient gait draws oblique lines because the patient walked with protecting right knee. The patient gait comes to healthy subject's trajectory because the patient putting weight on right by rehabilitation effects. We could assess the gait improvement by using our proposal method.

1. 緒言

歩行は人間にとって最も基礎的な運動である。厚生労働省の平成 25 年度国民栄養調査によると人間は一日に平均歩数が男性で 7099 歩、女性で 6249 歩の歩行を行っており、ほぼ毎日人間は歩行を行っている¹⁾。現在、運動器の障害によって、介護、介助が必要な状態になる、またはそうなるリスクが高いロコモティブシンドロームが注目されている²⁾。また歩行は脳と運動器が密接に関わっていると考えられており臨床においてすでに歩行能力と脳血管障害、バランス機能、白質病変、脊柱後彎とバランス能力についての評価が行われている³⁾⁶⁾。

また歩行評価は理学療法士の主観的評価において行われる。そのため、医学や工学に関わる多くの研究者たちは歩行解析の研究を進めてきた。光学式のモーションキャプチャシステム、Kinect センサ、床反力計などを用いた歩行解析が行われているが、計測場所に制限がある⁷⁾¹¹⁾。

上記の問題を解決するために、加速度センサを用いて歩行解析を行う研究が進められている。重心位置の計測を主とするため、体の重心位置の近くである腰背部または下腹部に加速度センサを貼付するため、計測場所に制限が少ない。

そこで本研究では、加速度センサによる歩行評価手法を提案し定量的な歩行解析を提案する。この提案手法を用いてスポーツ活動によって最も損傷を受けやすいといわれている膝関節¹²⁾を負傷した右膝前十字靭帯損傷者と健常者の重心移動軌跡の比較を行い、右膝前十字靭帯損傷者のリハビリによる歩行の回復の過程を示す。

2. 歩行について

2.1 歩行運動

歩行は、生活をしていく中で最も基本的な運動であり、立脚期と遊脚期を繰り返しながら行っている。下肢の異常がない場合には年齢、歩行速度、性別にかかわらず同様の歩行サイクルを行っている¹³⁾。しかし、脳に異常がある場合はその限りではない。歩行には歩行リズムと姿勢維持は歩行を行うことにおいて最も重要である。それらは主に神経機構において脳幹と脊髄に依存し、脳幹-脊髄（投射）系が本質的な機能を担っている。また小脳や大脳基底核が脳幹に作用して歩行を調節している¹⁴⁾。

2.2 歩行周期

右脚の踵設置から次の右脚の踵設置までの幅をストライド幅という。このストライド幅にかかるまでの時間を歩行周期という。歩行周期は両脚支持期から始まり、立脚期と遊脚期から成り立っ

ている。両足支持期とは両足が接地している状態であり、歩行周期の中に 2 回行われる。次に立脚期とは脚が地面についた瞬間から始まり、地面に足が接地している状態をいう。遊脚期とは脚が地面から持ち上げられる時から始まり、地面から浮いている期間のことをいう。一般的な歩行速度では全ストライドの中で立脚期が 60%であり、遊脚期が 40%である。しかし、歩行速度が異なると立脚期と遊脚期の割合も異なる。歩行周期は年齢によってさまざまである。また歩行が遅くなると両足支持期が増加し、歩行速度が増加すると両足支持期が減少する。走行時において両足支持期は完全に消失する。また健常成人の場合の歩行は 111～122 step/分 とされている¹⁵⁾。

2.3 ロコモティブシンドローム

近年、日本は超高齢社会になり、高齢者の数が圧倒的に増加している。主な原因として、平均寿命の上昇が挙げられる。高齢者になると関節の痛みや、バランス能力の低下などが発生する恐れがある。ロコモティブシンドロームとは運動器に障害が発生することによって介護、介助が必要になる状態や、そのリスクが高くなっている状態である。

平成 22 年の厚生労働省国民生活基礎調査によると要支援、要介護になった原因として 21%が運動器の障害となっている。これが進行すると、QOL (quality of life) の低下により寝たきりになることがある。主な徴候と症状としては関節や背部の痛み、関節や脊柱の可動域制限、バランス能力の低下、下肢や体幹の筋力低下などの徴候、症状が存在する。また健康寿命とは健康上の問題がない状態で日常生活をおくれる期間のことであり、平均寿命と健康寿命の間には、男性で約 9 年、女性で約 12 年の差がある¹⁵⁾¹⁶⁾。

3. 計測装置

歩行計測には ZMP 株式会社のピエゾ型の慣性センサモジュール (IMU-Z Sheet) を使用する。慣性センサは、加速度と角速度を同時に計測することのできるセンサである。この慣性センサの特性として、シート型であることがあげられる。これにより、人体への貼付が容易になり、人体の動作計測に利用できるようになっている。

歩行リズムをもたせるために YAMAHA 社のデジタルメトロノーム (ME-D1) を使用する。このデジタルメトロノームには 40-208 bpm まで変更でき、それぞれ 4 bpm ごとに設定することができる。またスピーカとボリュームがそれぞれついて被験者が音に合わせて歩行することができる。

4. 実験方法

歩行計測は、平らな室内の廊下で行った。歩行距離は40mとした。図1に慣性センサの貼付位置を示す。慣性センサは被験者の重心位置である腰背部に貼付する。その際、計測中にセンサの線が引っ張られないために図のように線をたゆませておいた。



図1 加速度センサ貼付位置

ピエゾ型の加速度センサを用いているために、重力成分を検出する。ここでは重力成分を極力抑えたいため、IMU-Z SheetのソフトにあるZero offsetを行う。現在の値(約3秒間の平均値)を0となるようなオフセット値を計算する。このZero offsetを行う際に正しい立ち姿勢にした状態にする必要がある。そこで、実験前に垂直な壁に対して、体の後頭部、肩甲骨、臀部、踵を壁にあて、Zero offsetを行った。次に表1に被験者の身体情報を示す。

表1 被験者の身体情報

被験者	A	B	C	D
性別	男性	男性	男性	女性
年齢	22	22	22	20
身長[cm]	166	174	166	155

被験者A, B, Cは健常者、被験者Dは右膝前十字靭帯損傷者(被リハビリ者)であった。被リハビリ者は、術日から7週間後より計測を開始した。理由として、術後から一ヶ月間は松葉杖を用いて歩行を行っていたため、被験者の負担を減らすために7週間後開始とした。術日の7週間後からの歩行計測を初日として、8週間後、9週間後、10週間後、11週間後、15週間後と計測を行い2ヶ月間にわたって歩行計測を行った。

5. 加速度による相対変位の算出方法

計測より得られた加速度データに対して歩行中の重心動揺の軌跡を算出する。加速度を積分し、さらに積分すると変位を算出することができる。しかし加速度データをそのまま数値積分するだけでは変位を算出することはできない。加速度センサによる重力加速度の検出、センサ自体のノイズ、貼付した際にセンサ自体の傾きや体幹の傾きによって、ただ積分しただけでは積分誤差やドリフトにより、結果は発散するからである。

ここで、センサ自体のノイズや重力加速度、センサ自体の傾き、体幹の傾きによる低周波成分を除去するためにデジタルハイパスフィルタを用いて低周波成分を除去する。カットオフすべき周波数は歩行周期よりも長い周期の加速度、主に上体の傾きによるものであることがわかっている。ゆえに、歩行周期の2倍の秒数をカットオフ周波数とした。歩行周期の算出方法として、メトロノームより歩行リズムにあわせて歩行を行わせているため、メトロノームの設定により算出することができる。以上を考慮に入れ、次式によりカットオフ周波数を算出する。

$$\omega_c = \frac{\text{歩行リズム}[bpm]}{60 \times 2 \times 2} \quad (1)$$

これにより、低周波成分を取り除いた加速度を積分することにより速度が得られる。しかし加速度信号を単純に積分しただけでは積分誤差やドリフトより結果は発散する。ここで1次回帰式による補正を行う。得られた加速度の積分データに対して1次回帰式を求める。この積分データから1次回帰式に従った直線増加分を減算する。こうして得られた速度を相対速度と呼ぶ。

次に加速度の2階積分により変位を求める。ここでは、加速度成分が2乗に影響を及ぼすので、2次回帰補正を行う。相対速度の積分データを算出し、積分データに対して2次回帰式を求める。この2次回帰式は相対速度の数値積分データから変位の増加分を減算することによって求められる。こうして得られた変位を相対変位と呼ぶ。

6. 実験結果

健常者A, B, Cの重心移動による相対変位について全額面内でリサーチグラフにしたものを図2に示す。これらの被験者はそれぞれ形の異なるリサーチを描いている。しかし、どの被験者も左右対称的であることが確認できる。被リハビリ者の術後から7週間後、8週間後、9週間後、10週間後、11週間後、15週間後の前額面内リサーチ

をそれぞれ図3に示す。被リハビリ者の前額面内リサージュはリハビリの効果によりリサージュが変化している。初めは重心の位置を左右に振れず中心に寄っていることに対して、術後から15週間後の計測では左右に重心を振る動きになっていることが確認できる。

7. 考察

まず、健常者の歩行について考察を行う。健常者の重心移動は左右に対称的になっていることがわかる。これは健常者が左右の足に均等に体重を乗せながら歩行していることが表れている。しかし、健常者においても重心移動軌跡は健常者全員異なり、完全な左右対称のリサージュとはならなかった。原因の一つとして、体型の違いが挙げられる。足の長さや足を出すタイミングなどにより波形が変化したと考えられる。また、人の体形は完全な左右対称とはなっていない。このため、歩行中に重心の傾きが生じ、完全な左右対称のリサ

ージュグラフにならなかったと考えられる。

次に右膝前十字靭帯損傷者のリハビリの過程について考察を行う。術後7週間経過した際の計測では、重心移動軌跡は健常者に比べ左右対称的な動きをしていないことがわかる。これは右脚が痛むために右脚が着地した際にすぐに左足に切り返すためだと考えられる。術後から8週間後では術前と同じように右脚が痛むため右脚をすぐに右脚に切り返しており、中心に重心がよっている。これはあまり右脚に体重を乗せることができていないためすり足に近い歩行を行っていると考えられる。9週間後から重心が左右に広がっており少しずつ左右対称に動作できていることが確認できる。15週間後には健常者に近いリサージュラフとなっていることが確認できる。右足をかばいながらの歩行から、少しずつ右足へ重心をのせるようになり、健常者が行う左右対称な重心移動を伴う歩行に改善されたためである。

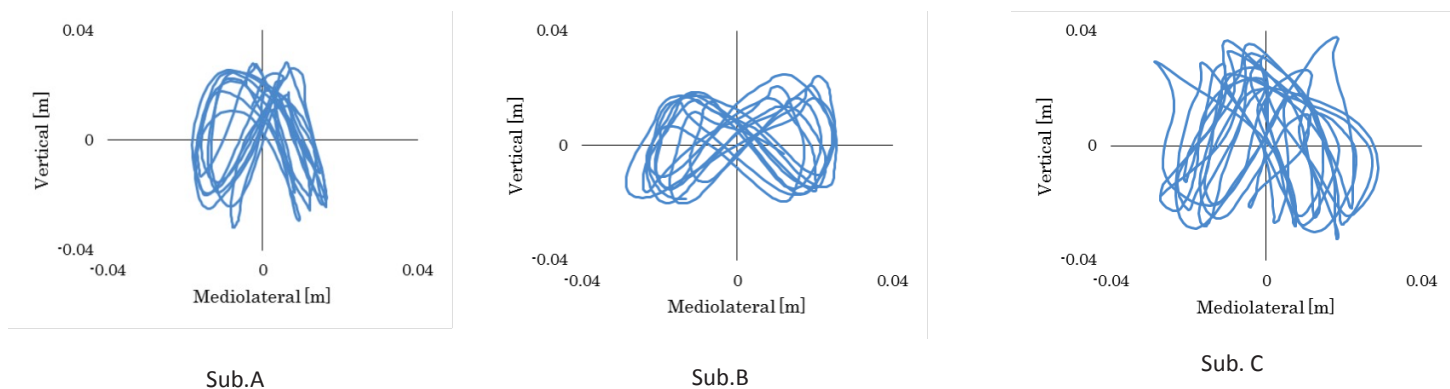


図2. 健常者の歩行解析結果

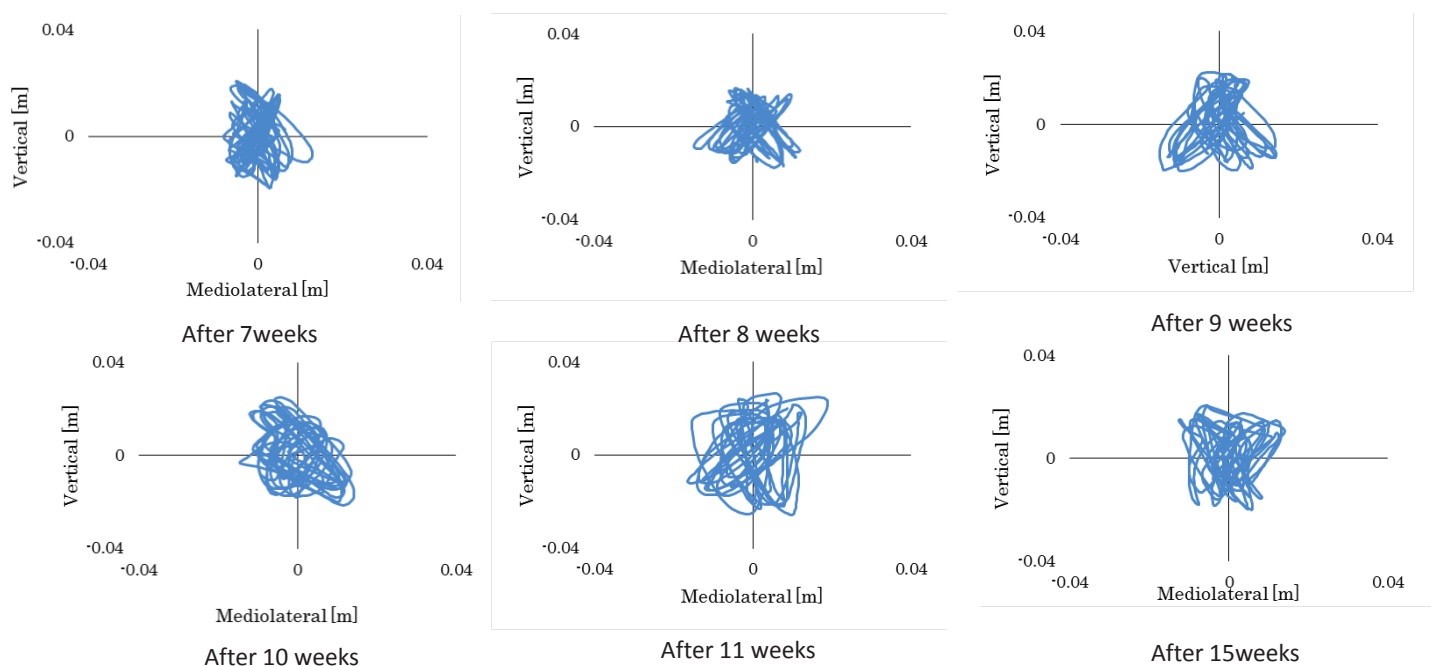


図3. 被リハビリ者の歩行解析結果

8. 結言

本研究では加速度センサを用いた歩行計測を行い、この提案した方法による重心位置の視覚化を行った。またこの手法を用いて被リハビリ者のリハビリによる改善過程を評価した。被リハビリ者は術前には右脚を庇う歩行を行い、術後にはさらに重心の軌跡が乱れた。ここから円を描くようになり、上下方向が改善されている。さらにここから左右方向が改善されていき健常者との重心移動軌跡が近い軌跡を行うようになった。以上より被リハビリ者のリハビリによる改善過程を評価することができた。

本研究からリハビリにおける改善過程を評価することができた。このことから今後は他の症状における計測を行い、症状による歩行の変化をさらに定量的に評価することが課題とされる。

参考文献

- [1] 厚生労働省, 平成 25 年国民健康・栄養調査結果の概要(2013).
- [2] 中村耕三:ロコモティブシンドローム, メディカルレビュー社 (2012), p46.
- [3] 山本澄子:脳血管障害の歩行分析, (2001), 理学療法科学, 第 17 卷 1 号,p3-10.
- [4] 猪飼哲夫, 辰濃尚, 宮野佐年:歩行能力とバランス機能の関係, (2006), リハビリテーション医学, 第 43 卷,p828-833.
- [5] 境穰祐:加速度センサを用いた歩行分析とその臨床応用, (2009), 立命館大学大学院修士論文
- [6] 坂光徹彦,浦辺幸夫,山本圭彦:脊柱後彎変形とバランス能力および歩行能力の関係, (2007), 理学療法科学, 第 22(4),p489-p494.
- [7] Jacquelin Perry,Judith M. Burnfield: GAIT ANALYSIS Normal and Pathological Function Second Edition, (2012), 医歯薬出版株式会社
- [8] Marianne J. Floor-Westerdijk, H. Martin Schepers, Peter H. Veltink, Edwin H. F. van Asseldonk, and Jaap H. Buurke :Useof Inertial Sensors for Ambulatory Assessment of Center-of-Mass Displacements During Walking, (2012), IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 59, NO. 7, pp2080-2084.
- [9] 宮島春菜, 山本正信:Kinect からの歩行動作による個別識別, (2013), 映像メディア学会誌, Vol.67,No.11,p J417~J420.
- [10] 岡田誠, 才藤栄一, 大塚圭, 櫻井宏明, 武田斉子, 寺西利生, 鈴木由佳理, 岡西哲夫, 寺尾研二, 加賀順子, 金田嘉清:トレッドミル歩行と平地歩行における床反力の比較, (2002), 理学療法学, 第 29 卷 6 号, p209~217.
- [11] 鈴木良和, 佐藤晴彦, 下田隼人:デジタルビデオカメラを用いた矢状面歩行解析におけるマーカ

位置の計測誤差, (2008), 理学療法学, 第 35 卷第 3 号, p89-p95.

- [12] 新井保久,八島寛,永渕秀光,加賀浩,古屋和彦,田畑稔,石田秀雄,八島武嗣,北畑みどり,巖一郎:膝前十字靭帯損傷に対する脛骨粗面前方移行術の理学療法について, (1989), 運動生理, 第 4(1),p11-p16.
- [13] 牧川方昭, 吉田正樹:運動のバイオメカニクス-運動メカニズムのハードウェアとソフトウェア, (2008), コロナ社
- [14] 土屋和雄, 高草木薫, 荻原直道:身体適応-歩行運動の神経機構とシステムモデル, (2010), オーム社, pp2-11.
- [15] 中村耕三:リハ・ケアスタッフ必携 実践!ロコモティブシンドローム第 2 版-自分の足で歩くためのロコトレ, (2014), 三輪書店,p12~p13.
- [16] 竹之下航洋, 西山健人, 川越雅弘, 牧川方昭:携帯型加速度モニタ装置を用いた高齢者の定量歩行評価システム, (2005), 生体医工学, 第 43(1), 140-150.
- [17] 飯田健夫:感覚生理工学, (2009), コロナ社, p29-p30
- [18] 室津義定, 大場史憲, 米澤政昭, 藤井進, 小木曾望:システム工学 第二版, (2006),森北出版, pp75-76.
- [19] 石村園子, 優しく学べる統計学, (2006),共立出版, p38.
- [20] 牧川方昭, 吉田正樹, 南部雅幸, 塩澤成弘, 岡田志麻:ヒト心身状態の計測技術一人に優しい製品開発のための日常計測一, (2010), コロナ社 p190-p191