

体幹加速度のスペクトル解析結果を用いた人工股関節全置換術後患者の歩容解析

米田 昌弘^{*1}, 池淵 充彦^{*2}, 福田 寛二^{*3}, 加藤 良一^{*4}
中土 保^{*5}, 中島 重義^{*6}, 中村 博亮^{*2}

Gait analysis of total hip arthroplasty patients based on the spectral analysis results of trunk acceleration

Masahiro YONEDA^{*1}, Mitsuhiko IKEBUCHI^{*2}, Kanji FUKUDA^{*3}, Ryoichi KATO^{*4},
Tamotsu NAKATSUCHI^{*5}, Shigeyoshi NAKAJIMA^{*6} and Hiroaki NAKAMURA^{*2}^{*1} Department of Civil and Environmental Engineering, Kindai University
3-4-1 Kowakae, Higashi-Osaka-shi, Osaka 577-8502, Japan^{*2} Graduate School of Medicine, Osaka City University
1-4-3 Asahi-machi, Abeno-ku, Osaka-shi, Osaka 545-8585, Japan^{*3} Department of Rehabilitation Medicine, Kindai University
377-2 Onohigashi, Osakasayama-shi, Osaka 589-8511, Japan^{*4} Osaka City University Hospital
1-4-3 Asahi-machi, Abeno-ku, Osaka-shi, Osaka 545-8585, Japan^{*5} KANKIKAI Healthcare Corporation TSUJI-GEKA Rehabilitation Hospital
3-24 Ikutamae-machii, Tennouji-ku, Osaka-shi, Osaka 543-0072, Japan^{*6} Graduate School of Engineering, Osaka City University
3-3-138 Sugimoto, Sumiyoshi-ku, Osaka-shi, Osaka 558-8585, Japan

Received: 4 March 2019; Revised: 22 June 2019; Accepted: 5 August 2019

Abstract

The purpose of this study is to investigate the gait improvement for patients after total hip arthroplasty (THA) by using accelerometers attached to the trunk of body before and after surgery (initial gait after THA, in hospital, at discharge, 3 months after THA, 6 months after THA, 1 year after THA). Thirty patients (mean age 61.1 ± 11.1 years old) were selected. Twelve healthy subjects (mean age 24.1 ± 2.6 years old) were also selected as a control group. Dynamic load factor (DLF) corresponding to the vertical walking force and lateral displacement of the trunk are calculated using power spectrum density for time history trunk signals measured by the accelerometers. The parameter PR in the fore and posterior directions is also obtained which is defined as the power spectrum ratio of $0.5fw$ to fw component where $0.5fw$ is half frequency component of the gait cycle fw . Based on these results, it was confirmed that the parameter PR in the fore and posterior directions, DLF in the vertical direction and lateral displacement of the trunk were the useful evaluation indices in order to evaluate the gait improvement for THA postoperative patients.

Keywords : Gait analysis, Total hip arthroplasty patients, Accelerometer, FFT analysis, Rehabilitation

1. 緒 言

THA は Total Hip Arthroplasty の略語で、日本語では人工股関節全置換術と呼ばれるものである。具体的には、

No.19-00103 [DOI:10.1299/transjsme.19-00103], J-STAGE Advance Publication date : 13 August, 2019

^{*1} 近畿大学理工学部 社会環境工学科 (〒577-8502 大阪府東大阪市小若江 3-4-1)

^{*2} 大阪市立大学医学部 リハビリテーション医学教室 (〒589-8585 大阪府大阪市阿倍野区旭町 1-4-3)

^{*3} 近畿大学医学部 リハビリテーション医学教室 (〒545-8511 大阪府大阪狭山市大野東 377-2)

^{*4} 大阪市立大学医学部付属病院 (〒589-8585 大阪府大阪市阿倍野区旭町 1-4-3)

^{*5} 歓喜会社外科リハビリテーション病院 (〒543-0072 大阪府大阪市天王寺生玉前町 3-24)

^{*6} 大阪市立大学大学院工学研究科 (〒558-8585 大阪府大阪市住吉区杉本 3-3-138)

E-mail of corresponding author: yoneda@civileng.kindai.ac.jp

変形性股関節症や関節リウマチ、大腿骨頭壊死、骨折などにより変形した関節を、金属やセラミック、ポリエチレンなどでできた人工股関節に入れ替える手術のことであり、手術後は時間の経過とともに歩行能力が改善されることになる(重枝他, 2014)。THA 術後患者の歩容改善効果を評価するため、今までにも様々な歩容解析が医療分野でなされているが、最も研究報告が多いのは3次元動作解析装置と床反力計を用いた手法である(南角他, 2005)(Picelli et al., 2010)(重枝他, 2014)。また、測定項目は、歩行時間・空間因子(歩行周期、歩行速度、ケイダンス(cadence)、ストライド長、ステップ長、歩隔)、身体の質量中心・床反力・股関節屈伸角度・股関節屈伸モーメント・骨盤傾斜角度などである。ただし、3次元動作解析装置と床反力計は装置そのものが高額であることに加え、一般に計測や解析に長時間を要すること、測定データも動作解析の専門家以外には直感的に理解しにくいなど、臨床面での普及を妨げる最大の因子になっているとの指摘もなされている(加賀谷他, 2010)。それゆえ、近年では、臨床への応用という観点から、加速度計を用いた歩行分析(田中他, 1996)(池淵他, 2008)も改めて注目されるようになってきている。ただし、加速度計を用いたこれまでの歩容解析は、重心加速度やRMS値の算出ならびにリサーチ図の作成(香川他, 2009)などに多用されており、跛行を定量的に診断できる手法としては未だ確立されていないのが実状であった。

このような状況のもと、著者らは、健常者歩行と非健常者歩行の相違を客観的に区分できる指標として、鉛直方向ではDLF(Dynamic Load Factorの略記)、前後方向ではPR(Power spectral Ratioの略記)ないしはGS(Gait Stageの略記)、左右方向では横変位が有用であることを報告している(米田他, 2018)。ここに、DLFは日本語では歩行荷重係数と呼ばれ、歩行者の体重にDLFを乗じることで、動的な歩行荷重の大きさを算定できる指標である。また、PRは、左右の下肢で1秒間に床面を踏みしめる回数に相当する成分(歩調成分)を f_w 成分と記した場合、 f_w 成分に対する $0.5f_w$ 成分のパワースペクトル比である。参考までに、医学用語と対比させれば、 $0.5f_w$ 成分は第1ピーク、 f_w 成分は第2ピークに対応する成分(池淵他, 2008)であり、それぞれ非健常者歩行の1st harmonic, 2nd harmonicに対する成分であると言い換えることもできる。このPRは歩行の左右非対称性を表す指標であり、歩行実験で得られた加速度波形をスペクトル解析してPRを求めれば、簡単な数式に代入するだけで歩行特性GS(米田他, 2018)を算定することも可能である。

著者らは、上述した3つの評価指標を、左右下肢の非対称性が認められた片麻痺患者に適用してその有用性を検討している(米田他, 2018)。ただし、歩容形態は明らかに相違するものの、人工股関節全置換術後患者(以下、THA術後患者と記す)であっても、同じように左右非対称性を呈することから、これら3つの指標を適用すれば、THA術後患者の経時変化にともなう歩容改善を定量的に評価できる可能性が高いと考えられる。

ところで、THA術後患者に対しては、市販のバランスWiiボードを利用した安価な床反力情報取得装置についての研究報告(松橋他, 2017)などもなされているが、現時点では未だ研究段階であり、今までのところ安価で簡便な計測方法とそれにもとづく客観的指標は提示されていない。一方、THA術後患者の歩容が改善すれば、当然のことながら、鉛直方向と前後方向および左右方向の動きが変化すると予想される。そこで、著者らは、THA術後患者を対象として、片麻痺患者の歩行診断で採用したDLF(鉛直方向)、PRとGS(前後方向)、横変位(左右方向)を客観的な定量的評価指標として数値化し、経時変化ごとに対比することとした。なお、先行研究(米田他, 2018)では左右腰部に加速度計を装着したが、医療分野では従来から伝統的に正中付近に加速度計を装着した計測が行われている。実際、本研究で対象としたTHA術後患者と健常者の歩行実験も、先行研究が公表される以前に、正中付近に加速度計を装着して実施されたものである。ただし、正中付近に加速度計を装着した場合であっても、3つの評価指標(DLF, PRとGS, 横変位)は算出でき、THA術後患者の歩行診断に適用できる可能性が高いと考えている。

そこで、本研究では、THA術後患者30名と健常者12名の歩行実験データをFFT(Fast Fourier Transformの略記)と呼ばれる手法でスペクトル解析することとした。解析対象としたデータは、手術前と手術後(歩行開始、入院中、退院直前、術後3ヶ月、術後6ヶ月、術後1年)である。その結果、THA術後患者の歩行特性評価に対しても、予想した通り、DLF(鉛直方向)、PRないしはGS(前後方向)、横変位(左右方向)が有意な指標になり得ることがわかった。また、これらの評価指標は退院直前ないしは術後3ヶ月経つと手術前の数値と概ね一致し、これ以降は術後の経過とともにどの数値も徐々にではあるが有意に改善することも明らかとなった。これらの知見は、THA術後患者の歩容改善を客観的に評価する上できわめて有用であると考えられ、ここにその検討結果を報告する。

なお、歩行と歩容の使い分けについて、本文では、両下肢による移動を意味する場合には歩行を、歩行時の姿勢や動作などの特徴を表す場合には歩容を用いることとした。

2. 方 法

2・1 対象者

被験者は、THA 術後患者 30 名（平均年齢 61.1 ± 11.1 歳，身長 152.7 ± 5.5 cm，体重 521.3 ± 62.2 N）である。なお、本研究で使用した THA 術後患者の歩行実験データは、倫理審査委員会による承認が義務化されていなかった 2006 年 1 月から 2009 年 1 月に測定されたものである。被験者に対しては、研究の趣旨と内容、得られたデータの取り扱いなどを十分に説明し、同意を得ている。対照は 20 歳代の健常人 12 名（平均年齢 24.1 ± 2.6 歳）で、同様に同意を得た。

2・2 実験方法

THA 術後患者の歩行実験は、専用ベルトにウェアラブル加速度計（松下電器産業(株)製）のセンサーユニットを取り付けた後、これを被験者の正中（第 2 腰椎棘突起）に装着して 10m の自由歩行を行ったものである（池淵他，2008）。データのサンプリングタイムは $\Delta t = 0.016$ s であり、Blue-Tooth を介して無線でホスト端末に収集した。ちなみに、実験は、原則として、各被験者に対して、手術前、歩行開始、入院途中、退院直前、術後 3 ヶ月（独歩）、術後 6 ヶ月（独歩）、術後 1 年（独歩）において実施している。なお、入院途中の杖歩行を計測した術後日数は患者によって幾分異なり、たとえば、15 番目の患者では歩行開始が術後 5 日、入院途中が術後 10 日、退院直前が術後 18 日である。また、21 番目の患者では歩行開始が術後 7 日、入院途中が術後 10 日、退院直前が術後 24 日である。

このように正中で測定された鉛直方向・前後方向・左右方向の加速度波形から、計測開始直後と計測終了直前を除く定常的な測定データを抽出した後、FFT によるスペクトル解析を実施して次章に示す指標を算出した。

2・3 有意性の検証

術後の歩行開始を基準として、手術前、入院途中、退院直前、術後 3 ヶ月（独歩）、術後 6 ヶ月（独歩）、術後 1 年（独歩）との有意性を有意水準 5% の t 検定（両側検定）によって検証する。検証結果は 5 章で詳述するが、歩調（歩数/秒）、DLF、PR、GS、横変位の各指標について、有意水準が 5% 未満であれば歩行特性に有意な差異が認められたと判断できる。

3. 評価指標

THA 術後患者でも、片麻痺患者と同じく、床面を踏みしめる力の増加、左右下肢に起因した動作の重複と振幅差の低減、横変位の減少が生じれば、歩容が改善したと考えられる。それゆえ、THA 術後患者であっても片麻痺歩行で採用した評価指標（米田他，2018）がそのまま適用できると推察される。そこで、本研究では、定量的な評価指標として以下の 3 つを採用した。

3・1 DLF（鉛直方向）

歩道橋では、歩行者が通行すると共振現象で利用者が不快に感じるような大きな振動が生じることがある。それゆえ、工学の分野では、共振現象に最も関与する fw 成分（歩調成分）について、橋面を踏みしめる鉛直歩行荷重を算定する研究が従来から実施されている（米田，2011）。具体的には、図 1 に示すような加速度波形（鉛直方向）のスペクトル解析結果を用いて、 fw 成分の最大加速度 a を求めた後、重力加速度 g ($\approx 9.81 \text{m/s}^2$) で除した a/g を DLF として算定するものである。なお、歩行荷重係数 DLF を算出できれば、 fw 成分の動的な歩行荷重（最大値の平均）は、被験者の体重に DLF を乗ずることによって算定できる。参考までに、図 2 は過去に実施された実験報告（小堀他，1974）をもとに床反力の動的成分（床反力の測定値から体重分を除去した成分）と慣性力（体重 $W \times \text{DLF}$ ）を対比したものであるが、この図からも両者は比較的良好に一致していることがわかる。

DLF を用いて THA 術後患者の歩容改善を定量的に評価した場合、手術後の歩行開始直後では手術前よりも値は

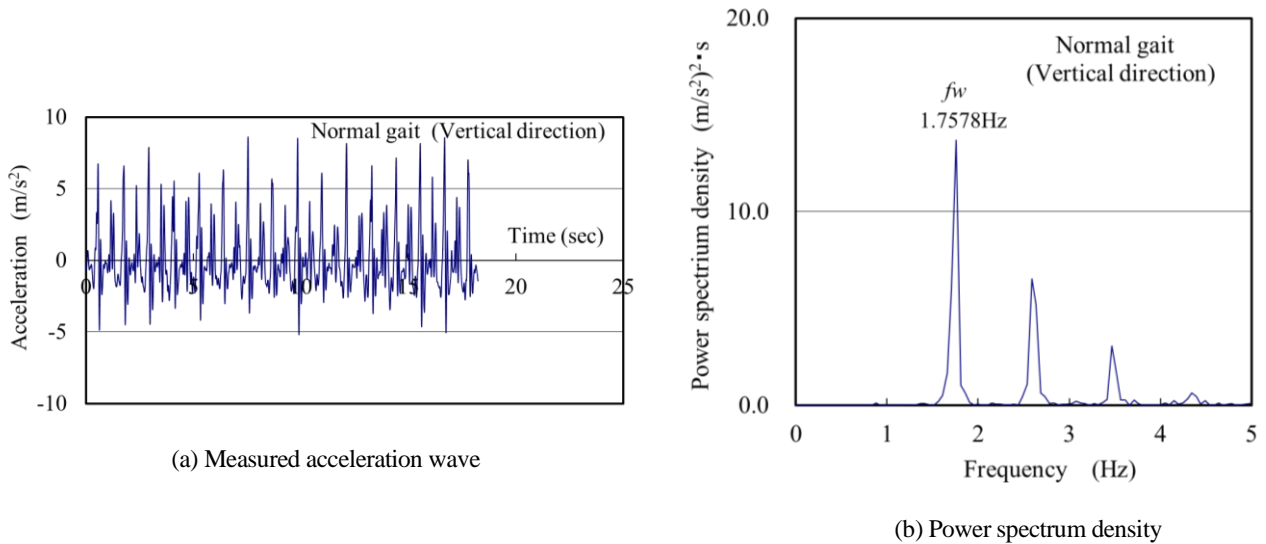


Fig.1 Measured acceleration wave and its power spectrum density by FFT analysis (Vertical direction).

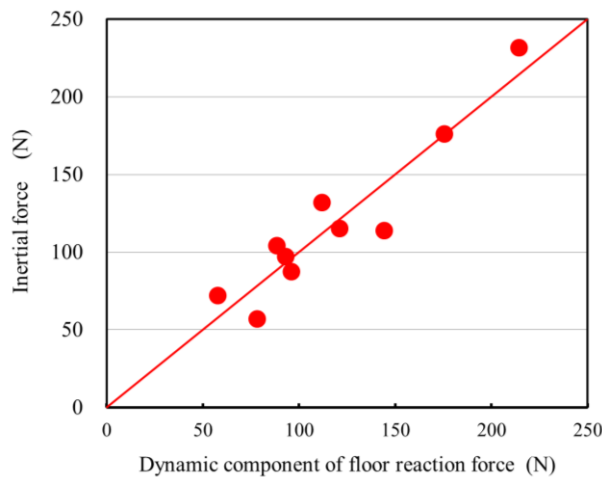


Fig.2 Relationship between dynamic component of floor reaction force and inertial force. It can be seen that the inertial force corresponds well with the dynamic component of floor reaction force.

小さくなるが、手術後の経時変化とともにDLFは徐々に大きくなると推察される。

3・2 PRとGS（前後方向の歩行特性）

加速度波形をスペクトル解析すると、健常者では一般に f_w 成分が主成分になることが知られている。これに対して、左右下肢の動作が非対称な歩行では、図3に示すように必ず f_w の半分に相当する $0.5f_w$ 成分が現れる。ちなみに、この $0.5f_w$ 成分が観測される理由として、左右下肢に起因した動作の重複と振幅差が考えられている（米田他，2018）。それゆえ、THA術後患者でも正中で測定した加速度波形をスペクトル解析すれば、必ず $0.5f_w$ 成分が観測されると考えられる。そこで、本研究でも、左右下肢による動作の非対称性を表すPRを評価指標として採用する。なお、PRを表示すれば、

$$PR = \frac{0.5f_w \text{成分のパワースペクトル}}{f_w \text{成分のパワースペクトル}} \quad (1)$$

となり、このPRを歩行実験結果から求めれば、歩行特性GSは次式で算出することができる。ここに、GSは値が

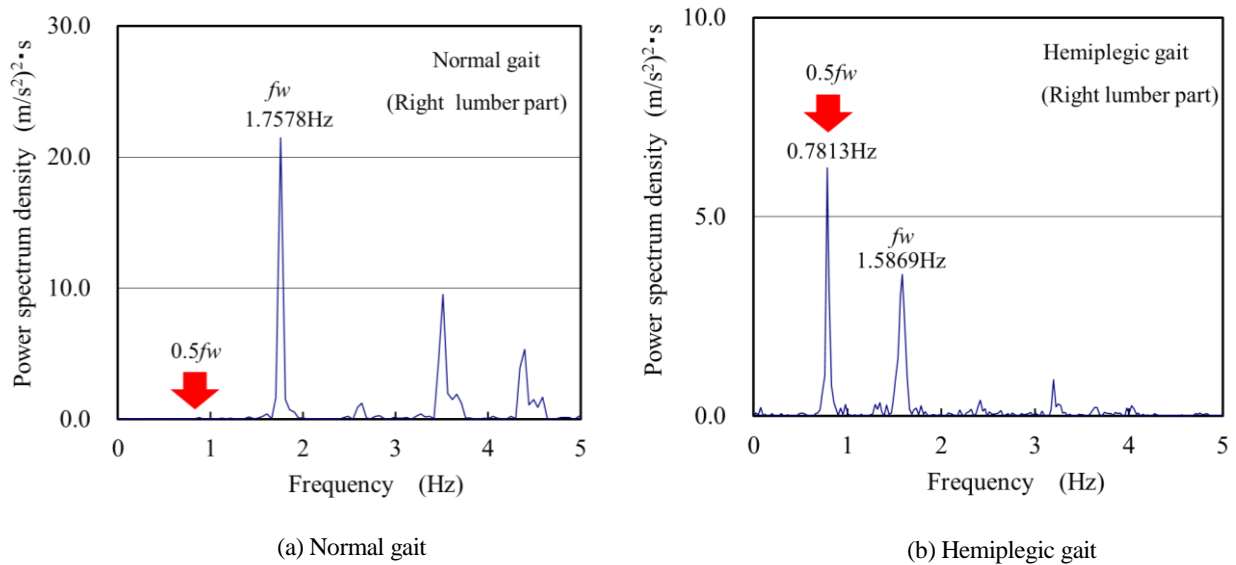


Fig.3 Power spectrum density by FFT analysis. In case of hemiplegic gait, the component with frequency of $0.5f_w$ (half frequency component of the gait cycle f_w) is obviously prominent. This figure is quoted from (Yoneda et al.,2018).

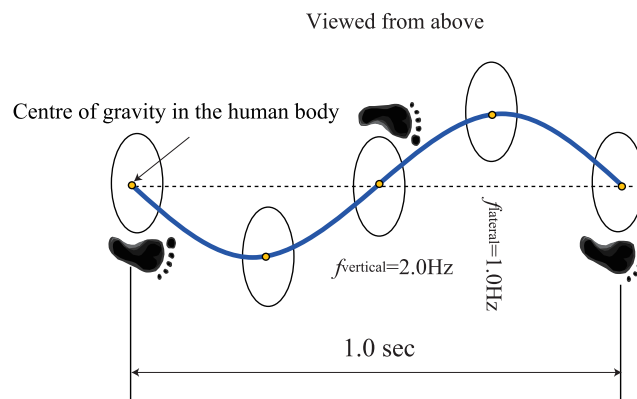


Fig.4 Relationship between vertical and lateral frequency. The lateral component is half of the gait cycle f_w ($f_w=2.0\text{Hz}$). This figure is quoted from (Yoneda et al.,2018).

大きくなると左右下肢の非対称性が軽減し、歩容が改善したことを表す。

$$GS = \left(\frac{150}{PR} \right)^{0.2} \quad (2)$$

参考までに、GSは1.0～6.0までの実数で表し、1.0は歩行不可、6.0は左右下肢の相違が非常に少なくほぼ完璧に歩行できる健常者を想定している。なお、26人の一般健常者を対象とした歩行実験では、全員が $GS \geq 3.9$ であった(米田他, 2018)。このPR (GS) を用いてTHA術後患者の歩容改善を定量的に評価した場合、手術後の歩行開始直後では手術前よりも大きくなる (GSは小さくなる) が、手術後の経時経過とともに徐々に小さくなる (GSは徐々に大きくなる) と推察される。

3・3 横変位 (左右方向)

たとえば、人が2歩/秒 ($f_w=2\text{Hz}$) で歩いた場合、図4に示すように左右方向の動きは1.0Hzとなり、結果として $0.5f_w$ 成分に対応するパワースペクトルが主成分となって現れる (Fujino et al.,1993) (米田他, 2018)。ところで、加速度波形 (左右方向) の $0.5f_w$ 成分に対応するパワースペクトルを P_f とし、加速度振幅を a 、波形の継続時間を T とすれば、

$$P_f = a^2 \times \frac{T}{2} \quad (3)$$

の関係式が成立する。それゆえ、 P_f と T を式(3)に代入すれば、 $0.5fw$ 成分の加速度振幅 a を求めることができる。また、 $0.5fw$ 成分の周波数 f はスペクトル解析結果から判定できることから、歩行にともなう横変位も簡単に求めることができる。なお、この横変位を用いてTHA術後患者の歩容改善を定量的に評価した場合、手術後の歩行開始直後では手術前よりも大きくなるものの、それ以降は術後の経過とともに横変位は徐々に小さくなると推察される。

なお、本来は、横変位を身長などで無次元化するのが望ましいと考えられる。ただし、身長が150cmと170cmの患者を想定して両者の比を計算しても0.882であることから、患者への説明と理解の容易さを優先し、著者らはあえて横変位を無次元化しないこととした。

4. 解析結果と考察

4・1 DLF (鉛直方向)

加速度波形 (鉛直方向) のパワースペクトルを用いて、THA 術後患者の DLF を算定した。全患者に対する経時変化と DLF の関係を図 5 に示す。この図からわかるように、手術前の DLF は患者ごとに大きく相違していることから、ここでは図 6 に示すように、手術前および手術後における全患者の平均値を求めて考察する。なお、

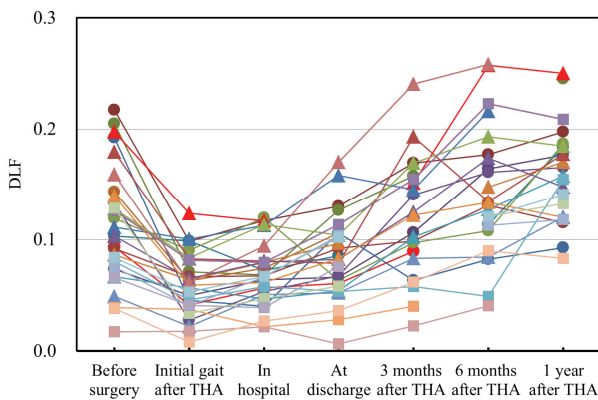


Fig.5 Relationship between chronological change and DLF for all patients. It is possible to grasp that DLF shows the increasing tendency as time passes after THA.

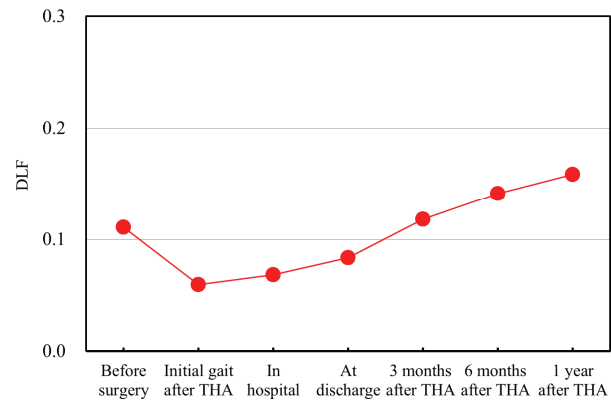


Fig.6 Relationship between chronological change and DLF (average value of all patients). DLF which was 0.111 before surgery has decreased to 0.059 (53.2% before surgery) at the initial gait after THA. As DLF increases with the postoperative progress after the initial gait after THA, it can be seen that the gait characteristics gradually improves.

Table 1 Results of statistical processing (THA postoperative patients).

Index	Before surgery	Initial gait after THA	In hospital (Gait with a cane)	At discharge	After surgery		
					3 months	6 months	1 year
Number of steps (steps/s)	1.898±0.229*	1.492±0.242	1.569±0.220	1.832±0.225*	1.911±0.204*	1.962±0.206*	1.970±0.168*
DLF	0.111±0.051*	0.059±0.027	0.068±0.027	0.084±0.036*	0.118±0.051*	0.141±0.055*	0.158±0.043*
PR	0.761±0.529*	1.532±1.582	1.001±1.216	0.661±0.547*	0.628±0.614*	0.453±0.540*	0.202±0.074*
GS	2.948±0.496*	2.774±0.561	2.911±0.548	3.101±0.636*	3.313±0.603*	3.538±0.593*	3.819±0.310*
Lateral displacement (cm)	1.801±0.868*	3.510±1.908	3.010±1.363	2.164±0.840*	1.971±1.099*	1.780±0.956*	1.574±0.955*

Note) Data are presented as means±standard deviations. The numerical value with a star mark is within the significance level of 5% for comparison with the value of initial gait after THA.

Table 2 Results of statistical processing (Healthy subjects).

Index	Healthy subjects
Number of steps (steps/s)	1.994±0.093*
DLF	0.285±0.037*
PR	0.006±0.003*
GS	6.370±0.858*
Lateral displacement (cm)	1.107±0.270*

Note) Data are presented as means±standard deviations. The numerical value with a star mark is within the significance level of 5% for comparison with the value of initial gait after THA.

本章では具体的な数値も提示することから、評価指標のすべての算定値（平均値±標準偏差）を表1と表2に示すこととした。

4・1・1 結果

図6と表1からわかるように、術前は0.111であったDLFは、術後の歩行開始時には0.059（術前の53.2%）まで低下している。ただし、これ以降は術後の経過とともにDLFが大きくなり、退院直前では0.084（術前の75.7%）、術後3ヶ月では0.118（術前の106.3%）となり、術前の数値は術後3ヶ月の値と概ね等しくなっていることがわかる。また、これ以降も、術後6ヶ月では0.141（術前の127.0%）、術後1年では0.158（術前の142.3%）まで数値が改善している。ここに、THA術後患者で経時変化とともにDLFが増加するのは、歩容の改善にともない、歩行時に床面を踏みしめる力が増加したと考えれば理解できる。

一方、DLFは、後述する図7からもわかるように、歩調（1秒間あたりの歩数）によって変化する。そこで、パワースペクトルのピーク値から、THA術後患者の平均歩数（ f_w 成分の周波数）を算定し、手術前および手術後における経時変化を把握した。その結果を図8に示す。図8と表1からわかるように、手術前は1.898歩/秒であった歩調が術後の歩行開始時には1.492歩/秒（術前の78.6%）まで低下している。一方、これ以降は術後の経過とともに歩調が徐々に大きくなり、退院直前では1.832歩/秒（術前の96.5%）、術後3ヶ月（独歩）では1.911歩/秒（術前の100.7%）まで改善し、これ以降はほぼ一定の値（術後6ヶ月では1.962歩/秒、術後1年では1.970歩/秒）を呈していることがわかる。

4・1・2 考察

図6に示したDLFの経時変化は、歩容の改善を考えれば当然予想される結果である。ただし、従来の医療分野では、工学的な指標であるDLFは知られておらず、当然のことながらDLFを用いた歩容改善効果に関する研究も全く実施されていなかった。参考までに、26人の健常者歩行（50歳以上は8人）のDLFを算定した結果（米田他, 2018）によれば、すべての健常者でDLF \geq 0.1となっている。これに対し、THA術後患者では、図6からわかるようにDLF \geq 0.1となるのは退院直前～術後3ヶ月であり、術後快復は概ね順調であったことがわかる。また、図7は、手術前、退院直前、術後1年のDLFに着目し、全被験者の歩調（1秒あたりの歩数）との関係を示したものである。この図には、対照とした健常者に加え、歩道橋の設計で用いられる算定式（梶川, 1982）も付記しているが、この図7からも、歩容改善は退院直前（図中の■印）<手術前（図中の▲印）<術後1年（図中の○印）となっていることを概ね把握することができる。

ところで、健常者の平均歩調（ f_w 成分の周波数）は2歩/秒と言われており、実際、本研究で対照とした健常者の平均歩調は、表2からわかるように、1.994±0.093歩/秒であった。一方、図8に示した歩調の経時変化は歩容の改善を考えれば当然予想される結果であり、それゆえ、歩調もTHA術後患者の経時快復を定量的に評価できる補足的な指標になり得ると考えられる。

医療分野における床反力計を用いた歩容解析は、歩行の各相における筋活動や関節モーメントを正確に判定できる反面、装置が高額で一般の臨床現場に普及しているとは言えない。また、床反力計では、微細な術後の変化を捉えることができない（Moyer et al., 2018）。これに対して、本研究で採用した歩行荷重係数DLF（重心加速度/

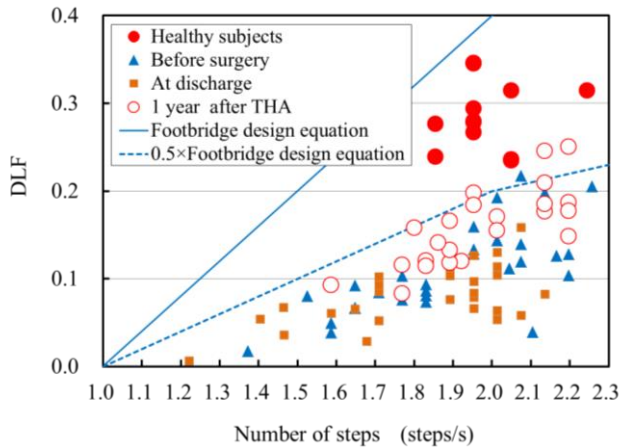


Fig.7 Relationship between number of steps and DLF (average value of all patients). From this figure, it is also possible to grasp the relationship immediately “at discharge<before surgery<1 year after THA”.

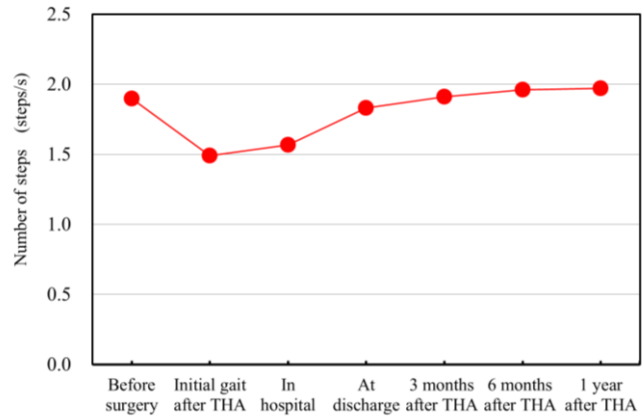
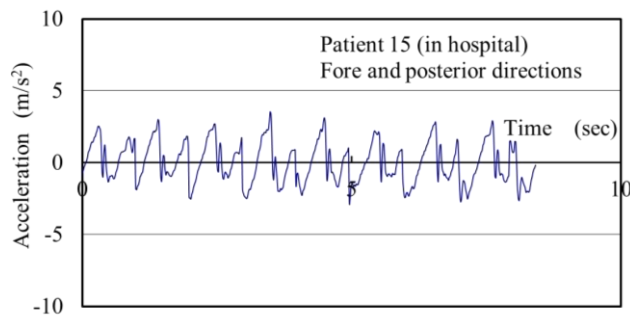
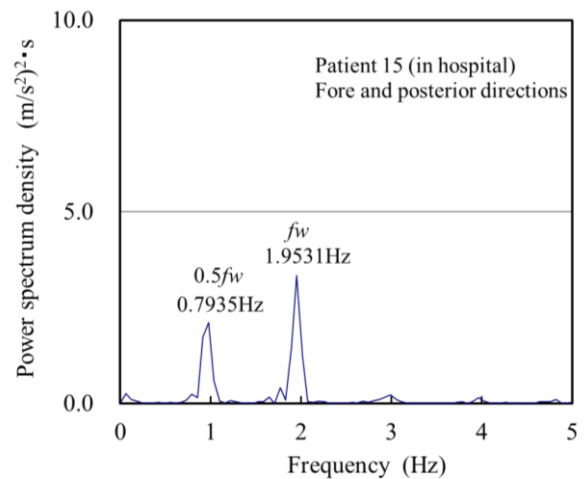


Fig.8 Relationship between chronological change and number of steps (average value of all patients). The number of steps which was 1.898 steps / second before surgery has decreased to 1.492 steps/second (78.6% before surgery) at the initial gait after THA. As the number of steps increases with the postoperative progress after the initial gait after THA, it can be seen that the gait characteristics gradually improve.



(a) Measured acceleration wave



(b) Power spectrum density

Fig.9 Measured acceleration wave and its power spectrum density by FFT analysis. Even in THA postoperative patient, the component with frequency of $0.5f_w$ (half frequency component of the gait cycle f_w) is obviously prominent.

重力加速度)は、加速度波形をスペクトル解析すれば容易に算出できるものである。また、歩行時に床面を踏みしめる動的な力成分は、DLFに歩行者の体重を乗ずれば算定できる(米田他, 2018)。それゆえ、歩調である f_w 成分のDLFは、THA術後患者の歩容改善(経時快復)を定量的に評価できる客観的な指標の一つであると考えられる。

4・2 PRとGS (前後方向)

入院中であった15番目の患者に対する測定結果(前後方向の加速度波形)とそのパワースペクトルを、図9に例示する。この図から、THA術後患者であっても確かに $0.5f_w$ 成分が検出されていることがわかる。そこで、図10に示すように、THA術後患者のPR(全患者の平均値)を求めることとした。また、このPRを式(2)に代入して歩行特性であるGSも算出した。その結果を図11に示す。ところで、PRとGSは式(2)からわかるように基本的に同じ

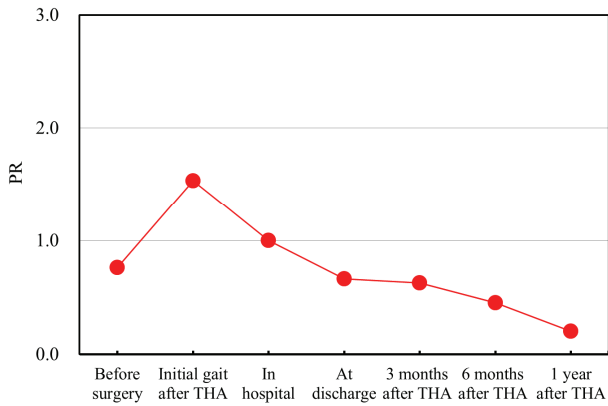


Fig.10 Relationship between chronological change and PR (average value of all patients). PR which was 0.761 before surgery has increased to 1.532 (201.3% before surgery) at the initial gait after THA. As PR decreases with the postoperative progress after the initial gait after THA, it can be seen that the gait characteristics gradually improve.

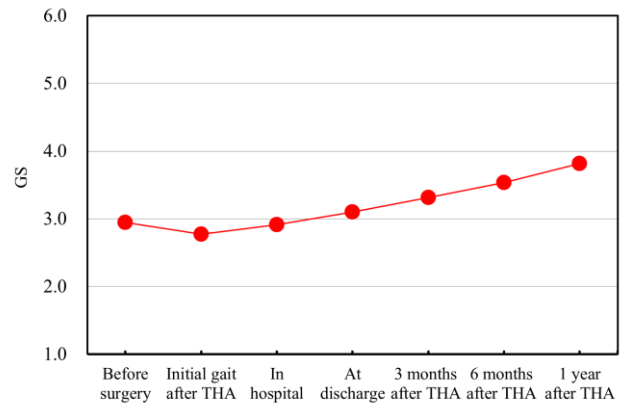


Fig.11 Relationship between chronological change and GS (average value of all patients). GS which was 2.948 before surgery has decreased to 2.774 (94.13% before surgery) at the initial gait after THA. As GS increases with the postoperative progress after the initial gait after THA, it can be seen that the gait characteristics gradually improve.

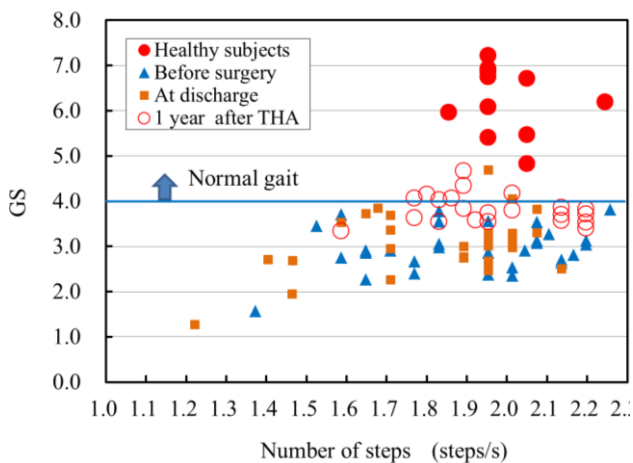


Fig.12 Relationship between number of steps and GS (average value of all patients). From this figure, it can be seen that it takes one year after surgery that GS becomes approximately 4.

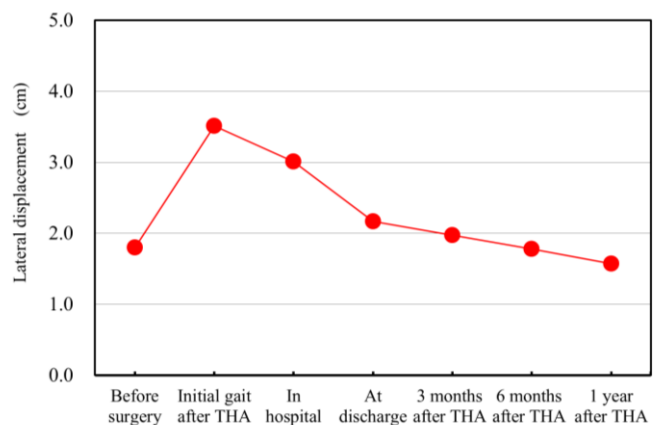


Fig.13 Relationship between chronological change and lateral displacement (average value of all patients). Lateral displacement which was 1.801 cm before surgery has increased to 3.510 cm (194.9% before surgery) at the initial gait after THA. As lateral displacement decreases with the postoperative progress after the initial gait after THA, it can be seen that the gait characteristics gradually improve.

指標であることから、ここではGSの結果について述べる。

図11と表1からわかるように、手術前は2.948であったGSは、手術後の歩行開始時には2.774（術前の94.1%）まで低下している。ただし、これ以降は術後の経過とともにGSが徐々に大きくなり、退院直前では3.101（術前の105.2%）、術後3ヶ月では3.313（術前の112.43%）となり、術前の数値は退院直前で概ね等しい結果となっていることがわかる。また、これ以降も、術後6ヶ月では3.538（術前の120.0%）、術後1年では3.819（術前の130.6%）まで数値が改善している。ここに、THA術後患者で経時変化とともにGSが増加するのは、歩容の改善にとともに、左右下肢に起因した動作の重複と振幅差が低減したと考えれば理解できる。

参考までに、健常者歩行（26人）を解析した結果によれば、健常者の全員（26人）がGS \geq 3.9（PR $<$ 0.15）で

あった(米田他, 2018). また, 本研究で対照とした健常者では, 平均年齢が若いこともあり, $GS \geq 4.8$ ($PR < 0.06$)であった. これに対し, THA術後患者では, 図11からわかるように $GS \approx 4.0$ となるのは術後1年であり, 左右下肢の非対称性が健常者の最小値と同程度となるのには少なくとも1年の期間を要することがわかる. さらに, 図12は, 手術前(図中の▲印), 退院直前(図中の■印), 術後1年(図中の○印)のGSに着目し, 全被験者の歩調との関係を示したものであるが, この図からも $GS \approx 4.0$ となるのは術後1年を要することがわかる.

図10と図11に示した経時変化は, 歩容の改善を考えれば当然予想される結果である. それゆえ, ここに示したPRとGSも, THA術後患者の歩容改善(経時快復)を定量的に評価できる指標の一つであると考えられる.

4・3 横変位(左右方向)

THA術後患者の歩行を観察すると, 左右方向に大きな動揺をともなうような歩行形態が見受けられる. ただし, 従来はTHA術後患者の横変位を計測してその数値を患者にフィードバックするという発想がなかったのも事実である. そこで, 加速度波形(左右方向)のパワースペクトルから, 図13に示すように $0.5fw$ 成分に対応する横変位(全患者の平均値)を算定した. ここに, $0.5fw$ 成分に着目したのは, 歩行(歩調は fw)にともなう左右方向の変位は3.3で述べたように $0.5fw$ 成分が卓越するからである. 図13と表1より, 術前は1.801cmであった横変位は, 術後の歩行開始時には3.510cm(術前の194.9%)まで大きくなっていることがわかる. ただし, これ以降は術後の時間経過とともに横変位が小さくなり, 退院直前では2.164cm(術前の120.2%), 術後3ヶ月では1.971cm(術前の109.4%), 術後6ヶ月では1.780cm(術前の98.8%), 術後1年では1.574cm(術前の87.4%)まで改善している. なお, 術後の時間経過とともに横変位が徐々に小さくなったのは, 術後における外転筋力の快復が大きく寄与していると解釈できる.

参考までに, 左右腰部に加速度計を装着した場合, 横変位(左右腰部の平均値)は健常者で2cm程度の値を呈することもわかっている(米田他, 2018). これに対し, THA術後患者では, 図13からわかるように横変位が2cm程度以下となるのは退院直前~術後3ヶ月であり, 術後快復は概ね順調であったことがわかる. ここに示した横変位の経時変化は歩容の改善を考えれば当然予想される結果であり, それゆえ, 左右方向の横変位($0.5fw$ 成分)も, THA術後患者の快復過程や治療効果などを定量的に評価できる指標の一つであると考えられる.

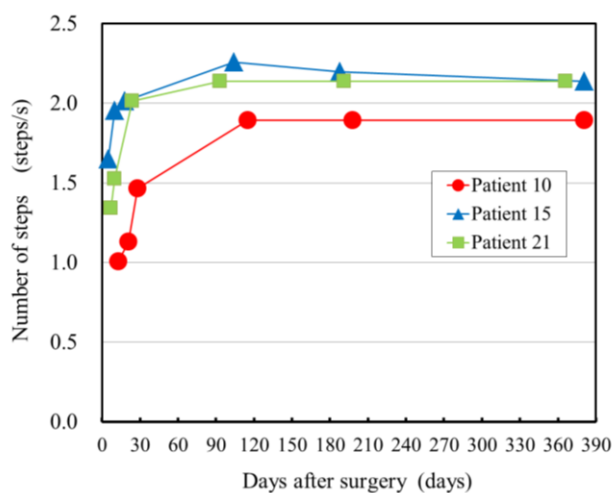


Fig.14 Relationship between days after surgery and number of steps (patient 10, 15, 21). It can be seen from this figure that the number of steps recovers quickly until 3-4 months after surgery and then gently recovers towards the first year after surgery.

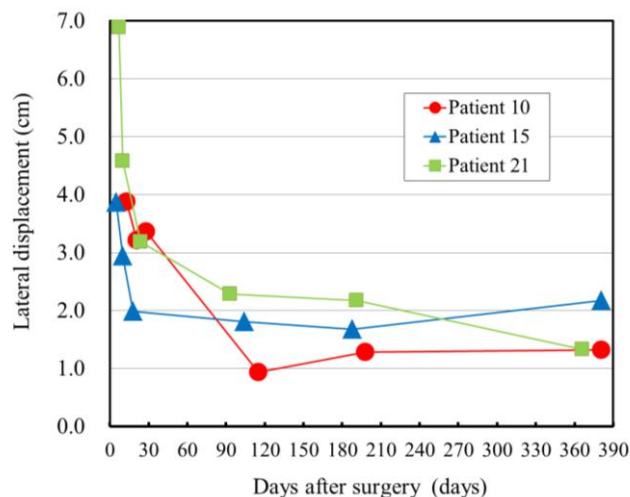


Fig.15 Relationship between days after surgery and lateral displacement (patient 10, 15, 21). It can be seen from this figure that the lateral displacement decreases quickly until 3-4 months after surgery and then gently decreases towards the first year after surgery.

5. 統計処理

THA術後患者と健常者の歩行実験結果から求めた歩行評価指標 (DLF, PRとGS, 横変位) については、それぞれ平均値と標準偏差を算出し、その結果をすでに表1と表2に示しているが、ここでは主として統計処理した結果について記述する。なお、補足的な指標とした歩調 (歩数/秒) もこれらの表に付記している。

表1と表2において、有意性が認められた数値には*印を付しているが、この結果から、歩行開始に対する有意水準は、入院途中だけを除き、手術前、退院直前、術後3ヶ月 (独歩)、術後6ヶ月 (独歩)、術後1年 (独歩)、健常者歩行において、それぞれ5%未満で有意な差異が認められることがわかる。ちなみに、健常者の平均値は、術後1年のTHA術後患者の数値と比較してすべての指標で上回っているが、これは健常者の平均年齢が 24.1 ± 2.6 歳であり、THA術後患者と比べて若いことにも関係すると思われる。

参考までに、図14と図15は、3人の患者に着目して、歩調と術後日数の関係、横変位と術後日数の関係をそれぞれ例示したものである。これらの図から、歩調や横変位が急速に改善するのは術後3、4ヶ月までであり、これ以降は術後1年までゆっくりとした回復基調を呈していることがわかる。一方、海外では、65人のTHA術後患者 (平均年齢は61歳) を対象として、術後65週にわたって6分間の歩行距離を測定した事例が報告されている。この報告によれば、術後3、4ヶ月までは歩行距離の急速な回復が認められたのに対し、その後は術後1年をかけてゆっくりと回復する傾向を呈している。この知見は、ここで提示した歩容改善とも概ね対応しており、本評価指標の有用性を検討する上でも興味深い結果であると言える。

6. まとめ

本研究は、THA術後患者を対象として、手術前と手術後 (歩行開始、入院途中、退院直前、術後3ヶ月、術後6ヶ月、術後1年) の歩行実験データをスペクトル解析して歩行評価指標を算出し、歩容の経時変化を定量的に評価したものである。得られた主要な結果を以下にまとめる。

(1) 評価指標として着目したのは、鉛直方向のDLF (歩行荷重係数)、前後方向のPR (左右下肢に起因した動作の重複と振幅差を表す指標) とGS (Gait Stageの略記)、左右方向の横変位である。また、歩調 (1秒間に床面を踏みしめる回数) についても補足的な指標とした。30名のTHA術後患者についてこれらの指標の平均値を算出したところ、手術前に比べて歩行開始直後の数値はすべて悪化したが、術後の経過とともに数値が徐々に改善する結果が得られた。

(2) 今回のTHA術後患者では、DLFの平均値が健常者の最低値である $DLF \geq 0.1$ となるのは退院直前～術後3ヶ月であった。また、横変位が健常者と同じく2cm程度以下となるのも退院直前～術後3ヶ月であった。

(3) 一方、GSの平均値が健常者の最低値である $GS = 4.0$ となるのは術後1年であり、左右下肢の非対称性が健常者と同程度となるのには少なくとも1年程度の期間を要する。

(4) 歩行開始を基準とした評価指標の有意水準は、入院途中だけを除き、手術前、退院直前、術後3ヶ月 (独歩)、術後6ヶ月 (独歩)、術後1年 (独歩)、健常者歩行において、それぞれ5%未満で有意な差異が認められた。

このように、本研究で採用した歩行評価指標 (DLF, PRとGS, 横変位, 歩調) は、THA術後患者を対象とした歩容評価に適用できる可能性が高く、THA術後のリハビリテーションに有意義な情報を与えるものと思われる。ただし、本研究では、術前後の脚長差には着目していない。脚長差があると筋力がしっかりしていても、骨盤は揺れて歩容が劣化すると予想される。また、両側性と片側性によっても歩容が変化することから、今後はこれらを考慮した検討も必要であると考えている。

一方、大腿骨骨折患者が歩行する場合にも、左右下肢が非対称性を呈することから、本文で提示した歩行評価指標が適用できる可能性がある。また、神経疾患を持つ患者の識別や転倒予測の評価についても、提案した評価指標の有用性を検討していく所存である。

文 献

Fujino, Y., Pacheco, B.M., Nakamura, S. and Warnitchai, P., Synchronization of human walking observed during lateral vibration of a congested pedestrian bridge, Earthquake engineering and structural dynamics, Vol.22(1993), pp.741-758.

- 池渕充彦, 岩城啓好, 箕田行秀, 高岡邦夫, 中土保, 加藤良一, 今久保伸二, 赤坂波子, 中島重義, *Wearable 加速度計を用いた変形性股関節症患者における離散コサイン変換による歩行解析*, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.29(2008), pp.325-329.
- Jospt perspectives for patients, Total hip replacement: How long does it take to recover?, *Journal of Orthopaedic & Sports Therapy*, Vol.41, No.4(2011), DOI:10.2519/jospt.2011.0502.
- 香川真二, 千田廉, 木村愛子, 前田真依子, 眞淵敏, 道免和久, *リサーチ用図形を用いた歩行加速度データの可視化評価の開発と臨床の有用性*, 理学療法学, Vol.36, No.1(2009), pp.18-23.
- 加賀谷斉, 渡辺章由, 松田文浩, 加藤洋平, *失調の簡易動作解析*, *リハビリテーション医学*, Vol.47, No.9(2010), pp.612-614.
- 梶川康男, *振動感覚を考慮した歩道橋の使用性照査法に関する研究*, 土木学会論文報告集, No.325(1982), pp.23-33.
- 小堀為雄, 梶川康男, 城戸隆良, *振動感覚を考慮した歩道橋の設計*, *橋梁と基礎*, Vol.8, No.12(1974), pp.23-29.
- 松橋彩, 坂下挙人, 竹中裕, 吉井秀仁, 曾我野健一, 棚橋英樹, 山田喜久, 橋本孝治, 瀧上伊織, 秋山政彦, 青木隆明, *安価で簡便な身体動揺解析技術「GF-スキャン」を用いた人工股関節置換術患者の歩行分析*, *運動器リハビリテーション*, Vol.28, No.3(2017), pp.257-263.
- Moyer, R., Lanting, B., Marsh, J., Al-Jurayyan, A., Churchill, L., Howard, J. and Somerville, L., *Postoperative gait mechanics after total hip arthroplasty - a systematic review and meta-analysis*, *JBJS Reviews*(2018), DOI: 10.2106/JBJS.RVW.17.00133.
- 南角学, 神先秀人, 石倉隆, 川那辺圭一, 中村孝志, *術後早期における人工股関節全置換術後患者の歩行分析-歩行中の股関節伸展角度の減少が重心移動に及ぼす影響-*, 理学療法科学, Vol.20, No.2(2005), pp.121-125.
- Picelli, A., Camin, M., Tinazzi, M., Vangelista, A., Cosentino, A., Fiaschi, A. and Smania, N., *Three-dimensional motion analysis of the effects of auditory cueing on gait pattern in patients with Parkinson's disease: a preliminary investigation*, *Neurological Sciences*, Vol.31(2010), DOI:10.1007/s10072-010-0228-2.
- 重枝利佳, 山本澄子, 石井慎一郎, 牧田浩行, *人工股関節全置換術後患者の歩行分析-術後12ヶ月間の追跡調査-*, 理学療法科学, Vol.29, No.4(2014), pp.609-613.
- 田中尚文, 園田茂, 村岡慶裕, 富田豊, 千野直一, *小型加速度計による歩行分析の再現性および妥当性の検討*, *リハビリテーション医学*, Vol.33, No.8(1996), pp.549-553.
- 米田昌弘, *加速度波形のパワースペクトルを用いた歩行者の歩行特性簡易算定法*, 土木学会論文集 A1 (構造・地震工学), Vol.67, No.3(2011), pp.539-544.
- 米田昌弘, 福田寛二, 大井通正, 三橋亜由美, 西田篤司, 松田昌弘, 糸数万紀, *腰部加速度波形のスペクトル解析結果を用いた片麻痺患者の歩行分析とその定量的評価指標*, 日本機械学会論文集, Vol.84, No.865(2018), DOI:10.1299/transjsme.18-00238.

References

- Fujino, Y., Pacheco, B.M., Nakamura, S. and Warnitchai, P., *Synchronization of human walking observed during lateral vibration of a congested pedestrian bridge*, *Earthquake engineering and structural dynamics*, Vol.22(1993), pp.741-758.
- Ikebuchi, M., Iwaki, H., Minoda, Y., Takaoka, K., Nakatsuchi, T., Kato, R., Imakubo, S., Akasaka, N. and Nakajima, S., *Gait analysis by discrete cosine transform (DCT) in patients with osteoarthritis of the hip using a wearable accelerometer*, *Japanese Journal of Clinical Biomechanics*, Vol.29(2008), pp.325-329 (in Japanese).
- Jospt perspectives for patients, Total hip replacement: How long does it take to recover?, *Journal of Orthopaedic & Sports Therapy*, Vol.41, No.4(2011), DOI:10.2519/jospt.2011.0502.
- Kagawa, S., Chida, Y., Kimura, A., Maeda, M., Mabuchi, S. and Domen, K., *Development of visual evaluation of gait acceleration data with lissajous figure: utility for rehabilitation*, *Japanese physical therapy association*, Vol.36, No.1(2009), pp.18-23 (in Japanese).
- Kagaya, H., Watanabe, A., Matsuda, F. and Kato, Y., *Simple motion analysis for ataxia patients*, *The Japanese journal of rehabilitation medicine*, Vol.47, No.9(2010), pp.612-614 (in Japanese).
- Kajikawa, Y., *Some considerations on ergonomical serviceability analysis of pedestrian bridge vibrations*, *Proceedings of Japan Society of Civil Engineers*, No.325(1982), pp.23-33 (in Japanese).

- Kobori, T., Kajikawa, Y. and Kido, T., Pedestrian bridge design based on human vibration sensibility, *Bridge and Foundation Engineering*, Vol.8, No.12(1974), pp.23-29(in Japanese).
- Matsubashi, A., Sakashita, K., Takenaka, H., Yoshi, H., Sogano, K., Tanahashi, H., Yamada, Y., Hashimoto, K., Takigami, I., Akiyama, H. and Aoki, T., Gait analysis of patients after total hip arthroplasty surgery using “GF-scan” system that is inexpensive and convenient body sway analysis, *Journal of musculoskeletal medicine*, Vol.28, No.3(2017), pp.257-263 (in Japanese).
- Moyer, R., Lanting, B., Marsh, J., Al-Jurayyan, A., Churchill, L., Howard, J. and Somerville, L., Postoperative gait mechanics after total hip arthroplasty - a systematic review and meta-analysis, *JBJS Reviews*(2018), DOI: 10.2106/JBJS.RVW.17.00133.
- Nankaku, M., Kanzaki, H., Ishikura, T., Kawanabe, K. and Nakamura, T., Gait analysis of patients in early after total hip arthroplasty surgery, Effects of reduced hip extension while walking on displacement of the center of gravity-, *Journal of Physical Therapy Science*, Vol.20, No.2(2005), pp.121-125(in Japanese).
- Picelli, A., Camin, M., Tinazzi, M., Vangelista, A., Cosentino, A., Fiaschi, A. and Smania, N., Three-dimensional motion analysis of the effects of auditory cueing on gait pattern in patients with Parkinson’s disease: a preliminary investigation, *Neurological Sciences*, Vol.31(2010), DOI:10.1007/s10072-010-0228-2.
- Shigeeda, R., Yamamoto, S., Ishi, S. and Makita, H., Analysis of gait total hip arthroplasty patients: a one-year follow-up study, *Journal of Physical Therapy Science*, Vol. 29, No. 4(2014), pp.609-613(in Japanese).
- Tanaka, N., Sonoda, S., Muraoka, Y., Tomita, Y. and Chino, N., Reproducibility and validity of gait analysis using portable accelerometer, *The Japanese journal of rehabilitation medicine*, Vol.33, No.8(1996), pp.549-553 (in Japanese).
- Yoneda, M., A simplified method to identify human walking force based on the body response spectrum obtained by FFT analysis, *Journal of Japan Society of Civil Engineers, Ser. A1 (Structural Engineering & Earthquake Engineering)*, Vol.67, No.3(2011), pp.539–544 (in Japanese).
- Yoneda, M., Fukuda, K., Oi, M., Mitsubashi, A., Nishida, A., Matsuda, M. and Itokazu, M., Quantitative evaluation indices for hemiplegic gait characteristics based on power spectrum density for time history signals measured by accelerometers attached to the lumbar part, *Transactions of the JSME(in Japanese)*, Vol.84, No.862(2018), DOI:10.1299/transjsme.18-00238.