

リハビリテーション医療への適用を考えた片麻痺歩行の定量的評価手法  
に関する研究米田 昌弘<sup>\*1</sup>A study on quantitative evaluation method for hemiplegic gait from the viewpoint of application  
to medical rehabilitationMasahiro YONEDA<sup>\*1</sup><sup>\*1</sup> Department of Civil and Environmental Engineering, Kindai University  
3-4-1 Kowakae, Higashi-Osaka-shi, Osaka 577-8502, Japan

Received 6 January 2016

## Abstract

The purpose of this study is to investigate the quantitative evaluation method for the hemiplegic gait characteristics by accelerometers installed in the right and left lumbar part. As the results of experiment on human walking the author has already examined, it is known that not only the component with frequency of  $2fw$ ,  $3fw$ , but also the component with frequency of  $0.5fw$ ,  $1.5fw$ ,  $2.5fw$  where  $fw$  is the pace frequency is observed. A FFT analysis for both hemiplegic gait and normal walking test results is carried out paying attention to the component with frequency of  $0.5fw$  (half component of the pace frequency). Based on these analytical results, it is revealed that the component with frequency of  $0.5fw$  in the traveling direction is obviously prominent for the hemiplegic gait compared with measured values of normal gait. This led to the conclusion that the half component of the pace frequency is the useful evaluation index for the hemiplegic gait from the viewpoint of rehabilitation.

**Key words** : Hemiplegic gait, Accelerometer, Medical rehabilitation, FFT analysis, Half component of the pace frequency

## 1. 緒 言

ミレニアムブリッジで歩行者による大きな水平振動が問題 (Dallard et al., 2001) になって以降, 橋梁工学の分野では, 水平歩行外力も含めた, 歩行者による歩行外力が改めて注目を浴びるようになった. ただし, 歩行外力を厳密に測定する場合には特別な実験装置を製作する必要があり, 歩行外力に関する研究はこれらの実験装置を製作した一部の研究機関に限られてきた (岡本他, 1992). これに対して, 著者は, 歩行にともなう腰部の加速度応答を FFT (Fast Fourier Transform) でスペクトル解析してパワースペクトルを算出するとともに, このパワースペクトルをそのまま用いて, 歩行外力を算定する方法を提案している (米田, 2011). また, このパワースペクトルを用いる算定手法を適用して, 歩行にともなう鉛直歩行外力を計測するとともに, わが国ではほとんど研究がなされていなかった歩行外力の高次成分について詳細な検討も実施している (米田, 2013). その結果, パワースペクトルを用いて算定した健常者の高次成分 (2 倍や 3 倍などの左右腰部で同位相を呈する成分) は諸外国で報告されている値と概ね一致すること, また, 鉛直歩行外力にはそれまで知られていなかった左右腰部で逆位相を呈する成分 (0.5 倍, 1.5 倍, 2.5 倍などの成分) も存在することなどの研究成果を報告している.

ところで, 橋梁工学における“歩行”に関する研究は, 歩行者によって歩道橋が振動する程度を把握して歩道橋の使用性を検討する場合がほとんどである (梶川, 1982) (田中, 加藤, 1993) (小幡他, 1996) (深田他, 2010) が, 医療分野においては歩容分析という観点から研究が実施されている. これは, 中枢神経系や筋骨格系に異常

をきたし、運動障害が生じた患者のリハビリテーションにおいて、歩行機能の獲得や改善がきわめて重要な項目に位置づけられているからである。また、加齢とともに歩行特性も変化することから、高齢化が進行している現代社会においては、歩行リハビリテーションの重要性が高まりつつあるのも背景にある。それゆえ、歩行を定量的に分析し、歩行障害を客観的に評価する指標を提案する試みも数多くなされている(大橋他, 2008)(今井他, 2010)が、一般的な医療現場においても適用できるような簡便で安価な診断手法としては確立されていないようである。しかしながら、医療現場では、医師や療法士の目視による評価に依存する場合が多いこともあり、歩行に関する客観的な評価指標の確立とその医療現場への導入が強く望まれている。

歩行特性の分析は、3次元動作解析装置や床反力計、電気角度計など様々な機器や手法を用いて行われているが、臨床への応用という観点から、近年では加速度計を用いた歩行分析も注目されている。たとえば、リハビリテーション医療の中で最も多い疾患の一つである脳卒中片麻痺に対して、3次元加速度計を用いて計測した加速度情報を2回積分することで、歩行中における腰部の空間的な変位(上下、左右、前後方向)を算出し、片麻痺歩行の定量化とパターン分類に関する試みもなされている(西他, 2009)。

しかしながら、振動工学を専門とする工学者としては、波形の定量化やパターン分析を行う前に、計測した加速度波形をスペクトル解析するのが常套手段であると考えるが、医療現場ではスペクトル解析はあまり一般的ではないようである。これは、医療分野では伝統的な運動力学的分析にもとづき、歩行速度、ケータンズ(歩数/分)、歩行率(単位時間あたりの歩数)、歩幅(1歩の距離)、重複歩距離(=ストライド長)、立脚時間、遊脚時間などを歩行パラメーターとして採用してきたことにも大きく関係すると考えられる。

そこで、本研究では、代表的な歩行障害の一つである片麻痺歩行に着目し、健常者による通常速度歩行に加え、健常者が片麻痺を模擬した歩行を行い、左右の腰部で計測した加速度波形をFFTでスペクトル解析することとした。ちなみに、片麻痺患者の異常歩行には引きずり歩行やぶん回し歩行などがあるが、本研究の健常者による歩行実験では、基本的に引きずり歩行を模擬するものとし、ぶん回し歩行は補足的に実施するものとした。なお、ここに、引きずり歩行とは強ばった足を引きずるようにする歩行であり、ぶん回し歩行とは麻痺側下肢を半円形の軌跡を描くように振り出す歩行のことである。実験の結果、片麻痺を模擬した歩行では、ぶん回しも含め、健常者の通常速度歩行と比較して、歩調の0.5倍成分が顕著に卓越する現象を見出すことができた。また、この卓越現象は、鉛直方向よりも前後方向でより顕著であることもわかった。

以上の結果を踏まえ、本文では、被験者腰部の前後方向における0.5倍成分と歩調である1倍成分のパワースペクトル比 $PSD_{0.5}/PSD_1$ が片麻痺歩行の評価指標になり得ることを提示するとともに、0.5倍成分と1倍成分のみを抽出するバンドパスフィルター処理した加速度波形から、片麻痺歩行のパターン認識を行う手法についても言及した。さらには、実際の片麻痺患者を対象とした歩行実験も行い、提案した評価指標の有用性を確認したので、ここにその検討結果を報告する。

## 2. 片麻痺を模擬した健常者の歩行実験

### 2・1 計測方法

片麻痺の引きずり歩行特性を把握するため、以下の要領で健常者による歩行実験を実施した。

- (1) 被験者の左右腰部における鉛直方向と前後方向の加速度応答を計測するため、小型加速度計((株)東京測器研究所製 ARF-50A)を図1に示すように市販のメジャーを代用した治具上に取り付ける。ここに、被験者から見て上向きと進行方向を加速度の正の方向とした。なお、医療分野では、加速度計を第2腰椎部位一箇所に装着バンドで固定するのが一般的である(窪田他, 1986)が、この設置方法では左右腰部で逆位相を呈する成分を検出できない。
- (2) 電子メトロノームは使用せず、被験者が各自の歩きやすい自由な速度で、移動距離20mを通常速度歩行する。次に、それぞれの被験者は、同様に各自の歩きやすい自由な速度で、左足を引きずる右足主体歩行と右足を引きずる左足主体歩行を行う。
- (3) ストップウォッチを用いて移動距離20mに要する歩行時間を測定する。

使用した動ひずみ測定器は、(株)東京測器研究所製のDC-204R/DC-204Raである。計測のサンプリングタイムは $\Delta t=0.005$  sであり、10Hzアナログローパスフィルターを施して左右腰部での加速度応答を計測した。ちなみに、



Fig.1 Setup of accelerometers on a person being tested.

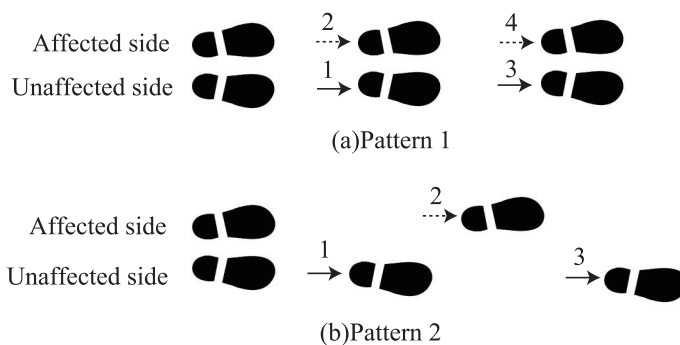


Fig.2 Two walking patterns.

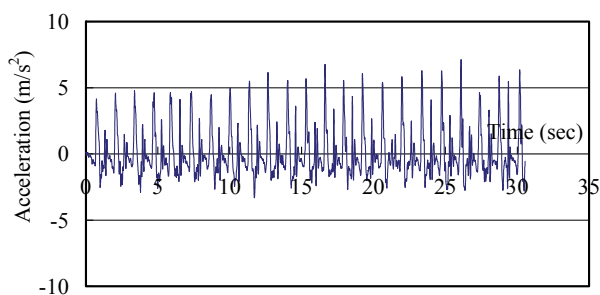


Fig.3 Measured acceleration in the vertical direction of the right lumbar part of male subject A (Pattern 1; Walking with the right foot mainly).

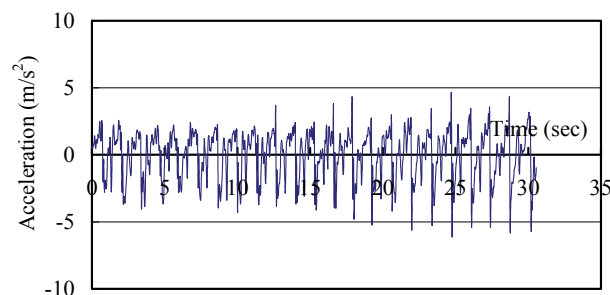


Fig.4 Measured acceleration in the traveling direction of the right lumbar part of male subject A (Pattern 1; Walking with the right foot mainly).

被験者は研究当時 60 才だった男性の健常者（身長が 175cm, 体重が 85kg $\approx$ 833N）と、年齢が 20~22 才の健常者（男性が 9 人, 女性が 3 人）である。ただし、全員が健常者であることから、片麻痺の引きずり模擬歩行にあたっては、杖を持たない片麻痺患者が麻痺側の下肢を引きずって歩行するビデオを何回も見て事前に練習を繰り返した後、歩行実験に臨むものとした。

なお、ここでの引きずり模擬歩行では意図的なふん回しは行っていないが、模擬した麻痺側の足は全員が踵では着地せず、足底全体で着地する歩き方であった。さらに、多くの被験者は、模擬した麻痺側のつま先を大きく外側に開いて歩行していたが、これは実際の片麻痺患者に多く認められる歩き方であったことを述べておく。ただし、厳密に言うと、片麻痺とは一方の側における上下肢の麻痺のことであるが、ここでは下肢の引きずりのみを模擬するものとしている。

## 2・2 健常者 A の歩行特性

典型的な事例として、はじめに、年齢が 21 才の男性健常者 A(身長が 180cm, 体重が 64kgf $\approx$ 627N) が左足を引きずる模擬歩行した場合の実験結果を提示する。なお、左足を引きずる模擬歩行では、右足を主体的に使用して歩行するが、この際、図 2 に示すように、麻痺側の左足が非麻痺側（健側）である右足の横にきて両足が揃うように歩行する場合（歩行パターン 1）と麻痺側の左足が非麻痺側（健側）である右足よりさらに前方に送り出され、両足が揃わないように歩行する場合（歩行パターン 2）の 2 つの歩行パターンを設定した。

ちなみに、歩行パターン 2 は軽微な片麻痺歩行で、膝の曲がり量は少ないものの、通常歩行に比較的近い歩き方を想定したものである。それゆえ、下肢の麻痺の程度をブルンストロームステージ（大橋他, 2008）で評価するとステージ V か VI に対応すると考えられる。一方、歩行パターン 1 は、歩行パターン 2 よりも重度の片麻痺歩行であることから、ステージ IV か V に相当すると考えられる。ここに、ブルンストロームステージとは、上肢・手指・下肢における麻痺の程度を I~VI（ローマ字で表記）の 6 段階に分けて評価するもので、数字が大きいほど良いとされている。なお、下肢のブルンストロームステージに対する概略のイメージは、「ステージ I~II が自力

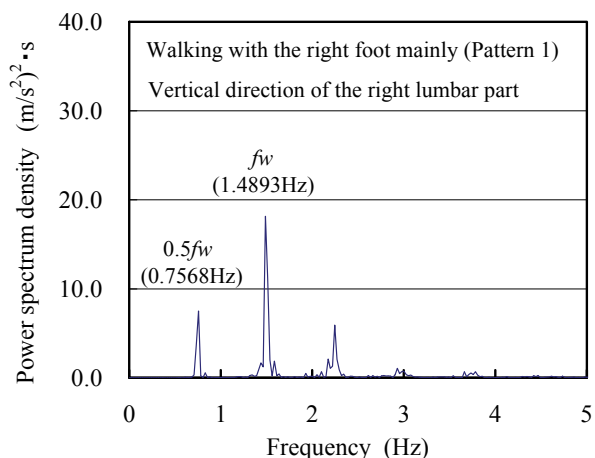


Fig.5 Power spectrum density by FFT analysis for the measured acceleration shown in Fig.3 (Pattern 1).

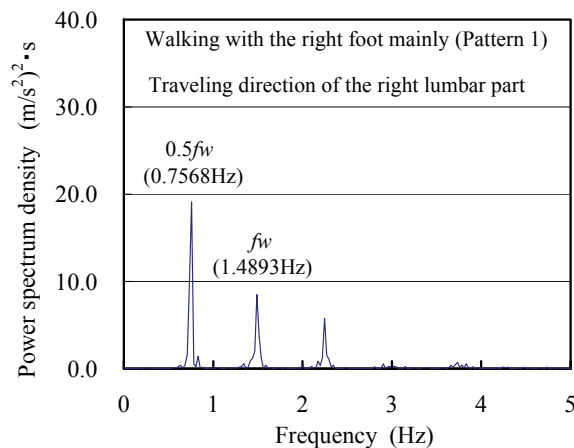


Fig.6 Power spectrum density by FFT analysis for the measured acceleration shown in Fig.4 (Pattern 1). The component with frequency of  $0.5fw$  is obviously prominent.

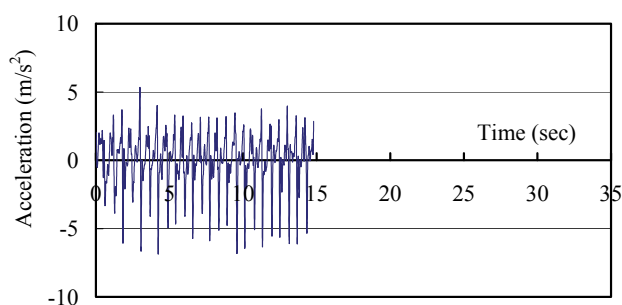


Fig.7 Measured acceleration in the traveling direction of the right lumbar part of male subject A (Normal gait).

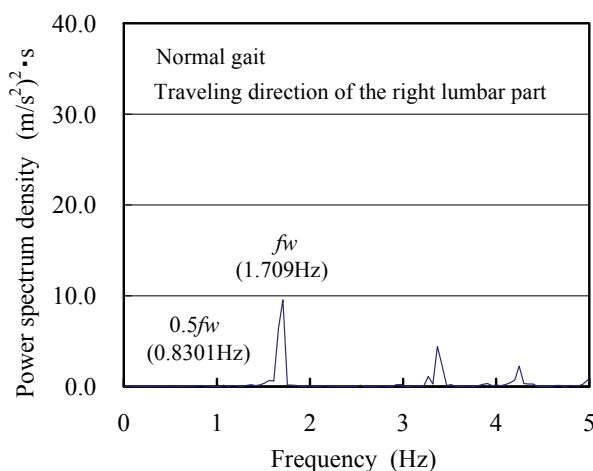


Fig.8 Power spectrum density by FFT analysis for the measured acceleration shown in Fig.7 (Normal gait).

移動不可(下肢で自分の体重を支えられない)、「ステージⅢが長下肢装具と杖で歩行可能(長距離移動は車イス)」、「ステージⅣが短下肢装具(足首)と杖で歩行可能」、「ステージⅤが杖のみで歩行可能」、「ステージⅥが杖なしでも歩行可能」となるが、ブルンストロームステージと歩行は必ずしも相関せず、安易にブルンストロームによる段階で歩行可能かどうかを決定することは危険であるとも言われている。それゆえ、工学者にとってやや難解な判断が必要となるブルンストロームステージについては深く言及せず、本研究では概略のイメージとして、歩行パターン1は歩行可能であるがやや重度の片麻痺引きずり歩行を、歩行パターン2は軽微な片麻痺引きずり歩行で通常歩行に比較的近い歩き方を、それぞれ想定すれば良いと考えている。

図3と図4は、男性健常者Aが右足主体歩行すなわち左足引きずり模擬歩行(歩行パターン1)をした場合の右腰部における鉛直ならびに前後方向の時刻歴波形を示したものである。また、それぞれの波形をFFTでスペクトル解析して算出したパワースペクトルをそれぞれ図5、図6に示すが、これらの図から、左足を引きずる右足主体歩行(歩行パターン1)した場合には、歩調成分である1倍成分(1.4893Hz)に加え、0.5倍成分(0.7568Hz)が明確に生じていることがわかる。また、0.5倍成分(0.7568Hz)のパワースペクトルは、鉛直の加速度成分(図



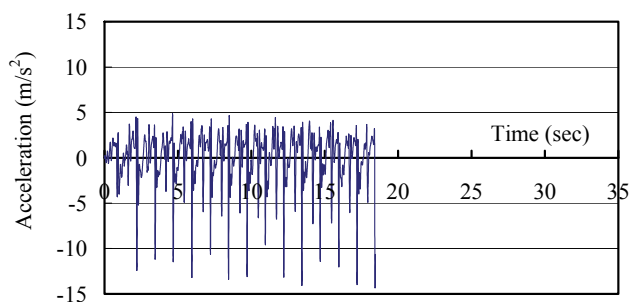


Fig.9 Measured acceleration in the traveling direction of the right lumbar part of male subject A (Pattern 2; Walking with the right foot mainly).

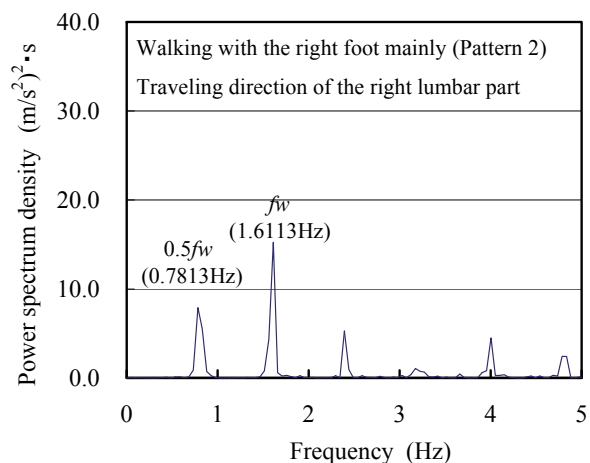


Fig.10 Power spectrum density by FFT analysis for the measured acceleration shown in Fig.9 (Pattern 2).

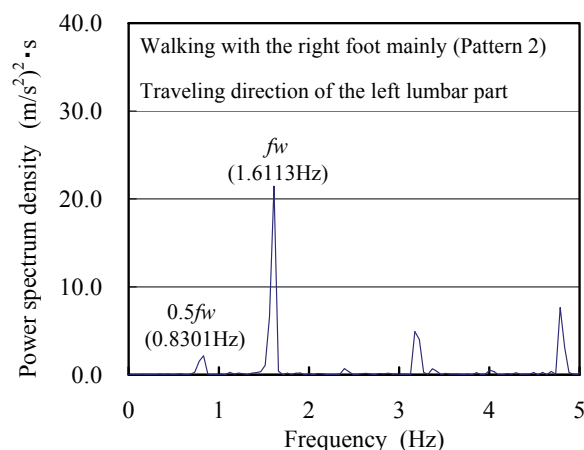


Fig.11 Power spectrum density by FFT analysis (Pattern 2; Walking with the right foot mainly). This data was obtained in the traveling direction of the left lumbar part of male subject A.

5を参照)よりも前後方向の加速度成分(図6を参照)の方がより顕著で1倍成分よりも大きな値を示していることもわかる。このように0.5倍成分が卓越する現象は、今まで報告されていなかった知見である。なお、2.2Hz付近のピークは1.5倍成分であるが、この成分は個人差があり被験者によって値が大きく相違したことから、本研究では対象としない。

これに対し、図7は男性健常者Aが正常な通常歩行した場合の時刻歴波形であり、図8はそのパワースペクトルである。この図8より、男性健常者Aが通常歩行した場合には歩調に対応する1倍成分(1.709Hz)が卓越し、0.5倍成分はほとんど生じていないことがわかる。なお、図4と図7を比較すれば、20m区間を歩行する所要時間は通常の健常者歩行時の方が片麻痺の引きずり模擬歩行時よりも短くなっているが、これについては歩行速度として次章で考察する。

一方、軽微な片麻痺を想定した歩行パターン2について、右腰部前後方向の時刻歴波形とそのパワースペクトルをそれぞれ図9、図10に示す。図10から、歩行パターン2の左足を引きずる右足主体歩行であっても歩調に対応する1倍成分(1.6113Hz)に加え、0.5倍成分(0.7813Hz)も明確に生じていることがわかる。ただし、図11に示した左腰部前後方向のパワースペクトルから、男性健常者Aが右足主体歩行した場合、前後方向であっても

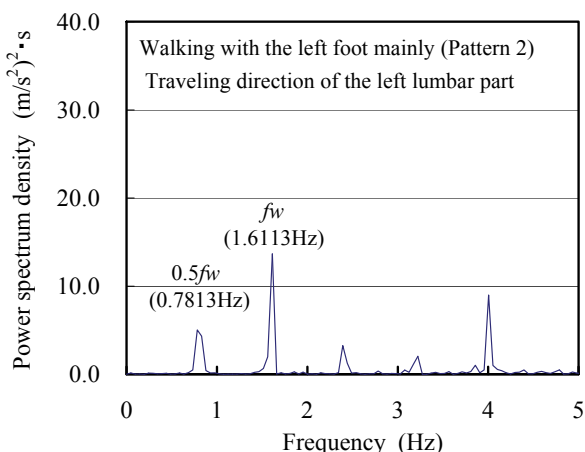


Fig.12 Power spectrum density by FFT analysis (Pattern 2; Walking with the left foot mainly). This data was obtained in the traveling direction of the left lumbar part of male subject A.

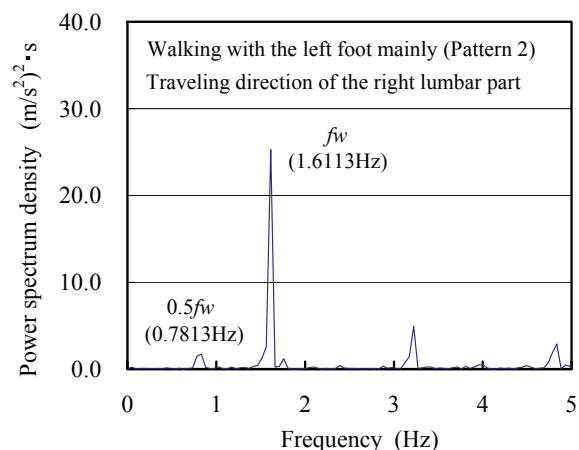


Fig.13 Power spectrum density by FFT analysis (Pattern 2; Walking with the left foot mainly). This data was obtained in the traveling direction of the right lumbar part of male subject A.

左腰部の0.5倍成分はさほど顕著には生じていないことがわかる。この理由として、右足主体歩行では、右下肢をややつぱらせて、速度変化が大きくなるように、かかと→土踏まず→つま先の順で地面に着地するのに対し、麻痺を模擬して膝をあまり曲げない左足は足底全体が地面に着地するためと考えられる。なお、図12と図13は右足を引きずる左足主体歩行を行った場合の左腰部前後方向と右腰部前後方向のパワースペクトルをそれぞれ示したものであるが、これらの図から左足主体の右足引きずり歩行を行った場合には、右腰部よりも左腰部において0.5倍成分(0.7813Hz)が明確に生じる結果となっていることがわかる。

以上、男性健常者Aの歩行特性から、健常者が右足主体歩行をした場合には主体側である右腰部、左足主体歩行をした場合には主体側である左腰部において明確な0.5倍成分が認められることがわかった。また、この0.5倍成分は、鉛直方向よりも前後方向の加速度成分においてより顕著に現れ、健常者が普通に歩行した場合には非常に小さな値しか示さないことから、腰部前後方向成分の0.5倍成分が片麻痺引きずりの歩行特性に対する客観的な評価指標になり得る可能性が高いと推察された。

### 3. 片麻痺歩行の定量的評価手法

前章では、男性健常者Aが片麻痺を模擬した引きずり歩行と通常歩行を行った場合の特性について例示したが、本章では被験者全員のデータを取りまとめ、リハビリテーション医療に適用できる片麻痺歩行の定量的評価指標について工学的見地から論ずることとする。

#### 3・1 パワースペクトル比 $PSD_{0.5}/PSD_1$

まず、やや重度の片麻痺歩行を想定した歩行パターン1について、左足を引きずる右足主体歩行の右腰部前後方向と左腰部前後方向におけるパワースペクトルから、0.5倍成分と1倍成分のパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を算出した。歩行速度に対するそれぞれの結果を図14、図15に示す。なお、ここに0.5倍成分と1倍成分のパワースペクトル  $PSD_{0.5}$  ならびに  $PSD_1$  は、パワースペクトルのピーク値を含む上位4つ目までを機械的に合計して算出するものとした。これは図16に示すように、FFTで算定したパワースペクトルのピーク値が正確に算出できなくて台形状となっても、

$$P_f \doteq P_1 + P_2 + P_3 + P_4 \quad (1)$$

で評価できることによる(米田, 2011)。

図14と図15には、通常歩行の結果を白塗り記号として付記しているが、これらの図より、健常者の通常歩行では、パワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  は最大でも0.2程度以下であり、非常に小さいことがわかる。これに対し

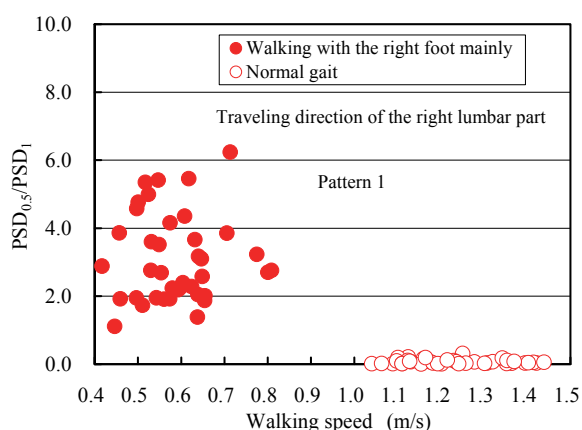


Fig.14 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the right lumbar part (Pattern 1; Walking with the right foot mainly). This data denotes that the ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  for the walking with the right foot mainly is obviously larger compared with that for the normal gait.

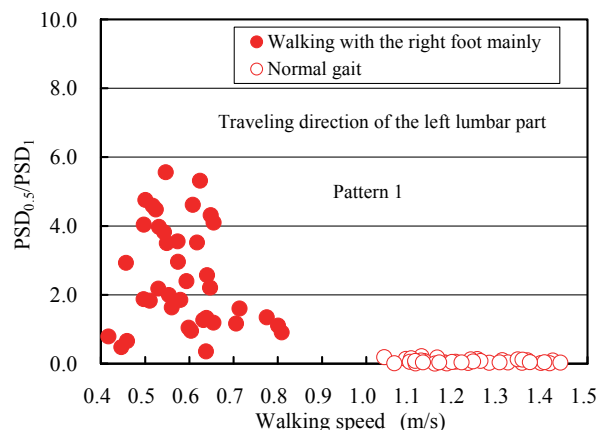


Fig.15 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the left lumbar part (Pattern 1; Walking with the right foot mainly). This data denotes that the ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  for the walking with the right foot mainly is obviously larger compared with that for the normal gait.

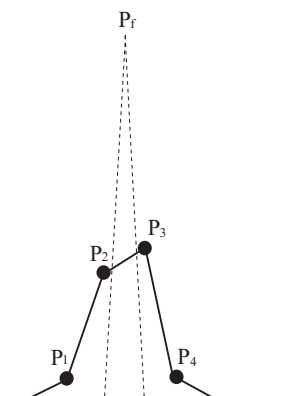


Fig. 16 Trapezoidal power spectrum density.

て、塗りつぶし記号で示した歩行パターン1の右足主体歩行では、個人差は大きいものの、パワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  はおおそ 1~6 の範囲に分布していることがわかる。また、右足主体歩行では、右腰部前後方向 (図 14 を参照) の方が左腰部前後方向 (図 15 を参照) より、やや大きいパワースペクトル比を示す傾向にあることもわかる。一方、図 17 と図 18 は、横軸に歩行速度をとって左足主体歩行の左腰部前後方向と右腰部前後方向におけるパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を示したものである。これらの図より、歩行パターン1の左足主体歩行でも、個人差は大きいものの、右足主体歩行と同じく、健常者の通常歩行と比較して非常に大きなパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を呈していること、左腰部前後方向 (歩行で主体的に用いる左足側) の方が右腰部前後方向より、やや大きいパワースペクトル比を示す傾向にあることがわかる。

次に、軽微な片麻痺歩行で通常歩行に比較的近い歩き方である歩行パターン2について考察する。この歩行パターン2の右足主体歩行について、右腰部前後方向におけるパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  と歩行速度の関係を図 19 に示す。この図より、歩行パターン2のパワースペクトル比はおおよそ 0.2~1.6 程度の範囲にあり、歩行

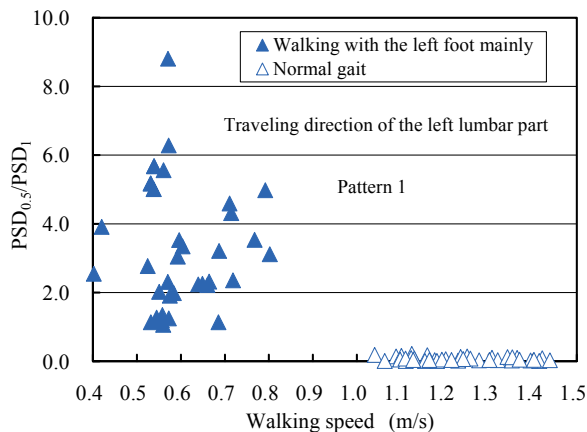


Fig.17 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the left lumbar part (Pattern 1; Walking with the left foot mainly). This data denotes that the ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  for the walking with the left foot mainly is obviously larger compared with that for the normal gait.

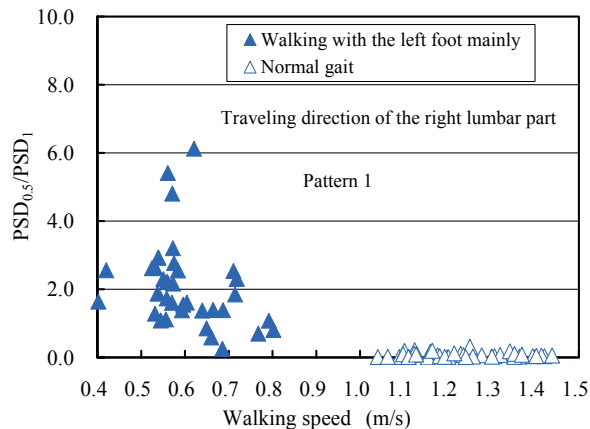


Fig.18 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the right lumbar part (Pattern 1; Walking with the left foot mainly). This data denotes that the ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  for the walking with the left foot mainly is obviously larger compared with that for the normal gait.

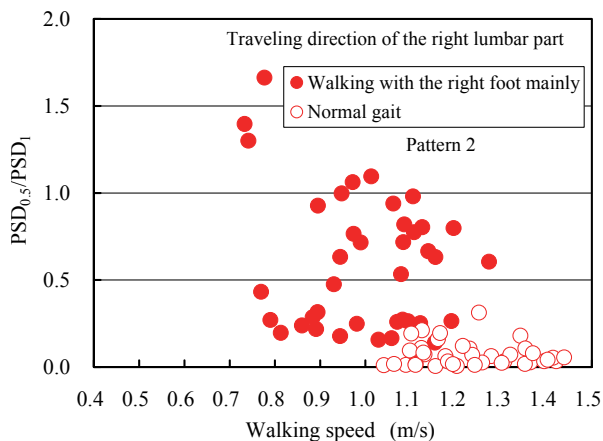


Fig.19 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the right lumbar part (Pattern 2; Walking with the right foot mainly). This data denotes that the ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  for the walking with the right foot mainly is obviously larger compared with that for the normal gait.

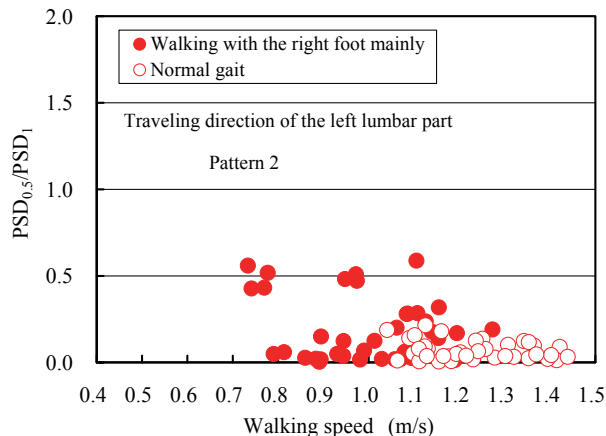


Fig.20 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the left lumbar part (Pattern 2; Walking with the right foot mainly).

パターン 1 と比較してパワースペクトル比は 1/3 程度まで低下するが、それでも健常者の通常歩行と比較して、明らかに大きなパワースペクトル比を呈していることがわかる。ただし、図 20 は右足主体歩行の左腰部前後方向におけるパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  と歩行速度の関係を示したものであるが、幾分大きな値を呈するケースは認められるものの、健常者の通常歩行と比較して明確な差異が認められない結果が多いことがわかる。一方、図 21 と図 22 は、横軸に歩行速度をとって左足主体歩行の左腰部前後方向と右腰部前後方向におけるパワースペクトル比を示したものである。これらの図より、歩行パターン 2 の左足主体歩行でも、個人差は大きいものの、



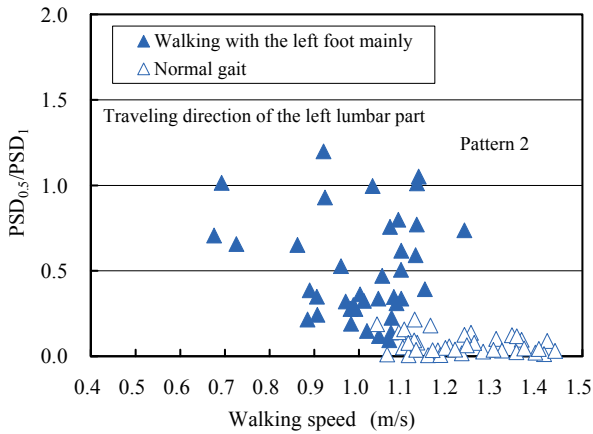


Fig.21 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the left lumbar part (Pattern 2; Walking with the left foot mainly). This data denotes that the ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  for the walking with the left foot mainly is obviously larger compared with that for the normal gait.

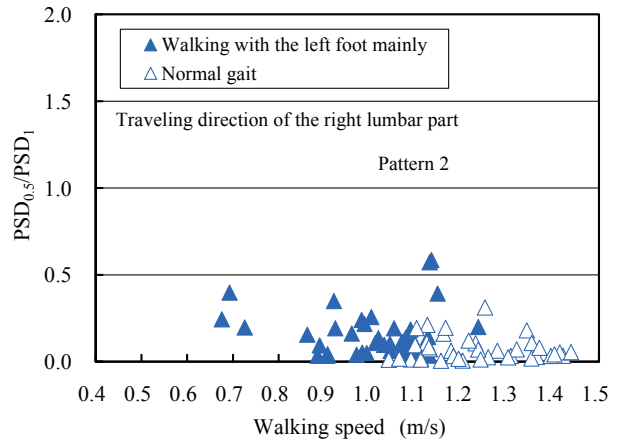


Fig.22 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the right lumbar part (Pattern 2; Walking with the left foot mainly).

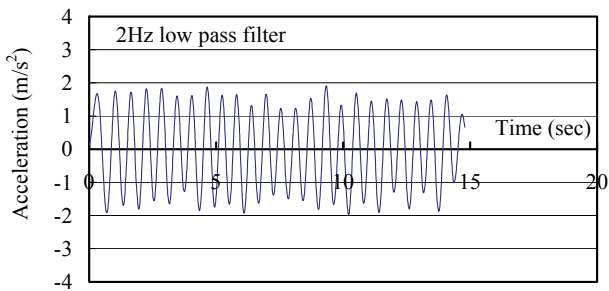


Fig.23 Acceleration obtained from the low-pass filtered wave of 2.0Hz in the traveling direction of the right lumbar part of male subject A (Normal gait).

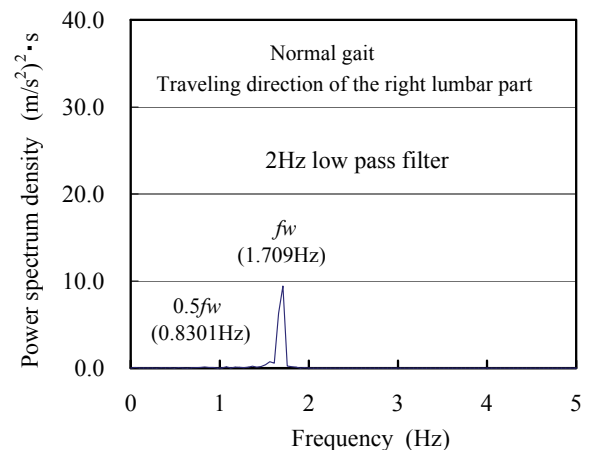


Fig.24 Power spectrum density by FFT analysis for the acceleration shown in Fig.23 (Normal gait).

左腰部前後方向（歩行で主体的に用いる左足側）の方が右腰部前後方向よりも、健常者の通常歩行と比較して明らかに大きなパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を呈していることがわかる。なお、片麻痺引きずり歩行でも通常歩行と同程度の小さなパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を呈する結果が幾つか認められるが、これらは片麻痺の引きずり歩行を上手く模擬できず通常歩行にきわめて近い歩行であったためと考えている。

以上より、健常者による歩行実験ではあるが、パワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  (0.5倍成分と1倍成分のパワースペクトル比) は、リハビリテーション医療への適用という観点から、片麻痺引きずり歩行に対する定量的な評価指標になり得る可能性が高いと推察された。

### 3・2 加速度波形のパターン認識

前節で述べたように、被験者の腰部前後方向で計測した加速度波形からFFTでパワースペクトルを算出すれば、パワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を算定できる。それゆえ、リハビリテーションに携わる医師や療法士がフィル

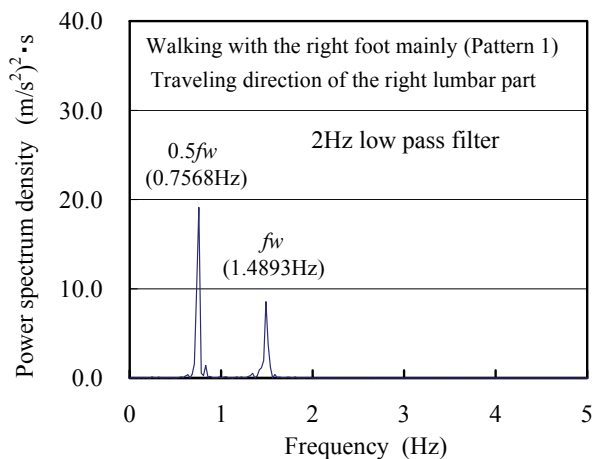


Fig.25 Power spectrum density by FFT analysis for the acceleration shown in Fig.26 (Pattern 1).

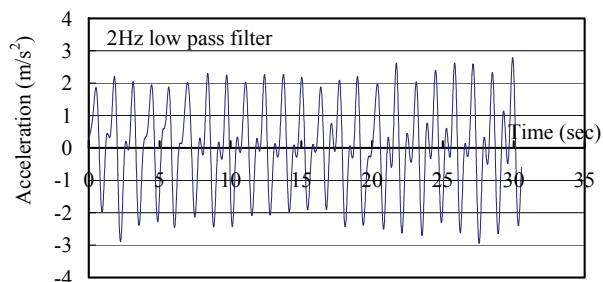


Fig.26 Acceleration obtained from the low-pass filtered wave of 2.0Hz in the traveling direction of the right lumbar part of male subject A (Pattern 1)

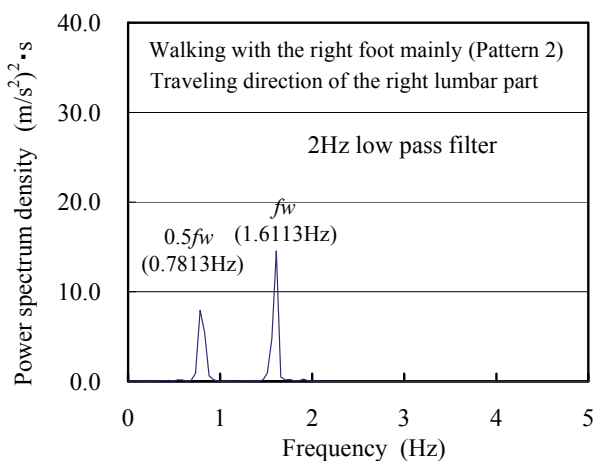


Fig.27 Power spectrum density by FFT analysis for the acceleration shown in Fig.28 (Pattern 2).

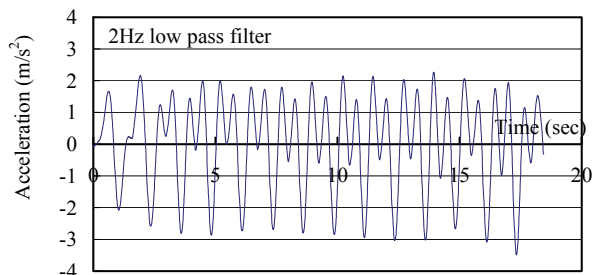


Fig.28 Acceleration obtained from the low-pass filtered wave of 2.0Hz in the traveling direction of the right lumbar part of male subject A (Pattern 2).

ター処理に関する知識を有していれば、腰部の加速度波形にローパスフィルターやバンドパスフィルターを施すことで、片麻痺患者の歩行特性に対して加速度波形からパターン認識を行うことも可能であると考えられる。そこで、以下では、男性健常者 A が通常歩行した場合、パターン 1 とパターン 2 の右足主体歩行した場合のそれぞれについて、ローパスフィルター処理した波形の特徴について例示する。

まず、男性健常者 A が通常歩行した場合（歩調に対応する 1 倍成分は 1.709Hz）について、逆フーリエ変換法で 2Hz ローパスフィルター処理した時刻歴波形（右腰部前後方向）とそのパワースペクトルをそれぞれ図 23、図 24 に示す。男性健常者 A も含め、通常歩行では、図 24 からわかるように、0.5 倍成分は 1 倍成分と比べて非常に小さい。それゆえ、図 23 に示したように、男性健常者 A の通常歩行では、歩調成分が明確に卓越した加速度波形のパターンを呈していることがわかる。

次に、男性健常者 A がパターン 1 の右足主体歩行した場合（歩調に対応する 1 倍成分は 1.4893Hz）に着目し、2Hz ローパスフィルター処理した右腰部前後方向の結果について考察する。パターン 1 の右足主体歩行では、図 25 のパワースペクトルからわかるように、0.5 倍成分は 1 倍成分よりも卓越していることがわかる。それゆえ、図 26 からわかるように、パターン 1 の右足主体歩行における加速度波形では、明らかに卓越した 0.5 倍成分（0.7568Hz）に若干の 1 倍成分が重なった波形パターンを呈している。

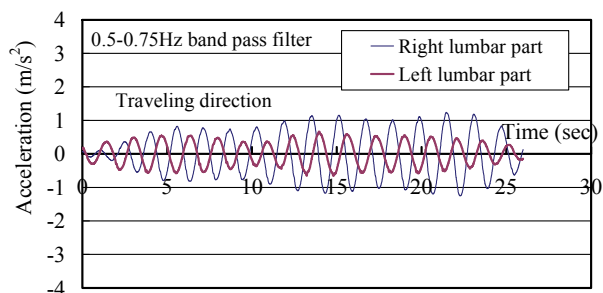


Fig.29 Half component of the pace frequency estimated from the band-pass filtered wave of 0.5-0.75Hz (Left foot circumduction gait).

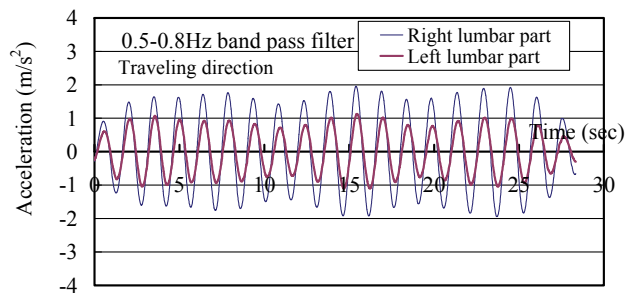


Fig.30 Half component of the pace frequency estimated from the band-pass filtered wave of 0.5-0.80Hz (Pattern 1; Walking with the right foot mainly).

最後に、男性健常者 A がパターン 2 の右足主体歩行した場合 (歩調に対応する 1 倍成分は 1.6113Hz) に着目し、2Hz ローパスフィルター処理した右腰部前後方向の結果について考察する。パターン 2 の右足主体歩行では、図 27 に示したパワースペクトルからわかるように、0.5 倍成分と 1 倍成分は概ね同じ程度の卓越である。それゆえ、図 28 からわかるように、パターン 2 の右足主体歩行における加速度波形では、0.5 倍成分 (0.7813Hz) と 1 倍成分 (1.6113Hz) が概ね同じ程度だけ混在した波形パターンを呈する結果となっている。

ここで例示した加速度波形のパターン認識法は、パワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を評価指標とする方法に比べて、ローパスフィルターやバンドパスフィルター処理を施す必要はあるが、波形パターンを直接認識できることから、医師や療法士をはじめとする医療従事者にとって歩行の正常性や歩容の改善を判断しやすい方法であると考えられる。それゆえ、比較的簡便なパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  を評価指標とする手法を 1 次評価手法とした場合、加速度波形のパターン認識は 1 次評価手法を補填する 2 次評価手法として位置づけられるものと考えられる。

### 3・3 ぶん回し歩行

本研究の片麻痺模擬歩行では、基本的に引きずり歩行を模擬するものとしたが、実際の片麻痺患者の中には麻痺側下肢を半円形の軌跡を描くように振り出す“ぶん回し歩行”を行うケースも見受けられるようである。そこで、ぶん回しについても模擬歩行実験を実施した結果、引きずり模擬歩行と全く同様に、足をつっぱるようになる主体歩行側の腰部前後方向には歩調の 0.5 倍成分が明確に出現することがわかった。ただし、引きずり模擬歩行とぶん回し模擬歩行ではいずれも 0.5 倍成分が卓越するものの、やや極端なぶん回し模擬歩行を行った場合には左右腰部の位相特性が異なる結果も認められたことから、ここではその事例を紹介することとする。

まず、60 才の健常者が左足をぶん回しする模擬歩行を行って左右腰部での加速度波形を測定した。その測定結果をスペクトル解析した後、バンドパスフィルター処理を施して左右腰部前後方向の 0.5 倍成分のみを抽出した。その結果を図 29 に示す。一方、図 30 は、比較のため、歩行パターン 1 の左足引きずり模擬歩行を行った場合について、同様に左右腰部前後方向の 0.5 倍成分のみを抽出したものである。これらの図を比較すれば、幾分大きなぶん回し歩行では、左右腰部の加速度波形に明確な位相差が生じていることがわかる。それゆえ、ぶん回し歩行では、左右腰部での位相差を算出すれば、ぶん回しの程度を定量的に把握できる可能性があると考えられる。

### 3・4 歩行速度

まず、やや重度の片麻痺歩行を想定した歩行パターン 1 について、歩調  $f$  と歩行速度  $v$  の関係を整理した。その結果を図 31 に示す。なお、この図には、健常者が通常歩行した場合の歩調と歩行速度の関係も付記している (梶川, 1982) (米田, 2014)。図 31 より、歩行区間を 20m とした今回の歩行実験 (被験者各自が自分の歩きやすい自由な速度で歩いた実験) では、健常者による通常歩行の歩調は 1.6~2.1 歩/秒の範囲にあり、歩行速度は従来から知られている歩行速度式である

$$v = 0.8f - 0.2 \quad (2)$$

で概ね表示できることがわかる。これに対して、歩行パターン 1 では、歩調は 1.1~1.7 歩/秒で、若干のばらつきはあるものの、歩行速度は概ね

$$v = 0.8f - 0.55 \tag{3}$$

で表されることがわかる。

一方、図 32 は軽微な片麻痺歩行を模擬した歩行パターン 2 の歩調と歩行速度の関係を示したものである。この図より、個人差によるばらつきは認められるものの、歩調は 1.1~1.9 歩/秒の範囲にあり、歩行速度は従来から知られている健常者の歩行速度式である式(2)で概ね表されることがわかる。

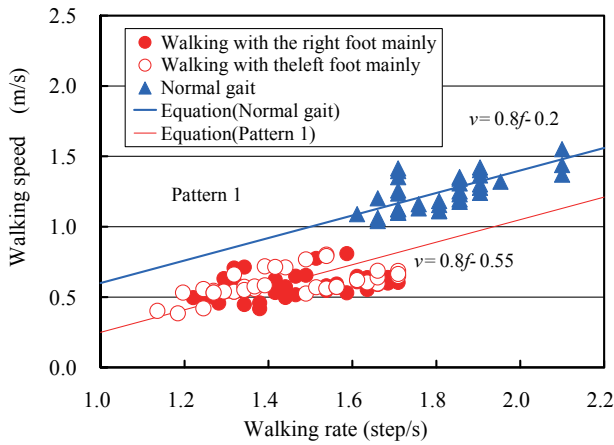


Fig.31 Relationship between walking rate and walking speed (Pattern 1).

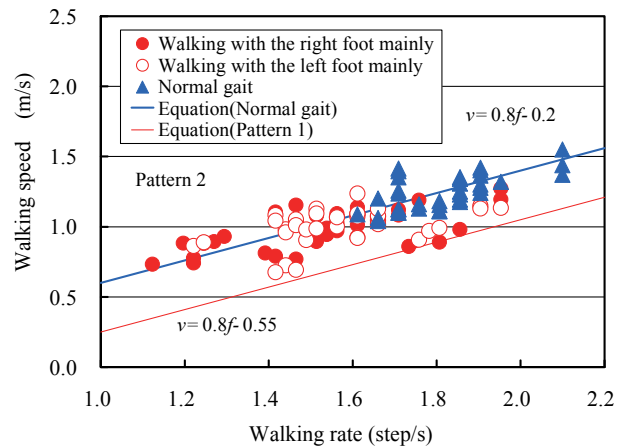


Fig.32 Relationship between walking rate and walking speed (Pattern 2).



Fig.33 Walking test for the hemiplegia patient.

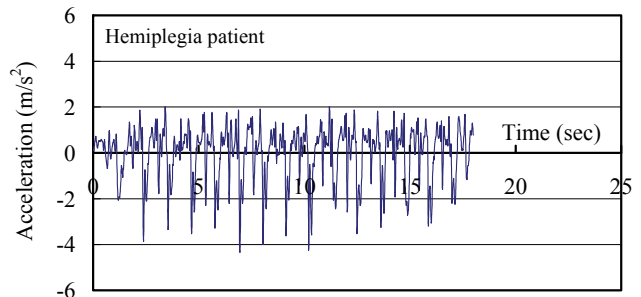


Fig.34 Acceleration obtained from walking test for the hemiplegia patient.

#### 4. 実際の片麻痺患者に対する測定例

片麻痺患者の歩行能力は麻痺の程度に大きく依存し、歩行補助を必要としない人から、自力歩行ができず車いすを必要とする人まで様々である。また、歩行可能な片麻痺患者であっても、ぶん回し歩行をする場合や転倒の危険性を少なくするため、“麻痺側のつま先を大きく外側に開いて歩く”、“かかとではなく足底全体で接地して歩く”など、片麻痺患者の歩行には幾つの特徴が認められるようである。それゆえ、実際の片麻痺患者に対する歩行実験を行い、歩行にともなって 0.5 倍成分が卓越する現象を確認することは、本研究の有用性を評価する上で必要不可欠であると言える。

そこで、本章では、実際の片麻痺患者を被験者とした歩行実験結果を提示する。なお、実験にあたっては、患者が通院する東大阪生協病院（大阪府東大阪市長瀬町 1-7-7）での倫理委員会で承認を得た上で、研究の趣旨と内容、得られたデータは研究の目的以外には使用しないこと、個人情報漏洩対策は十分に行うことなどを患者に説明し、紙面で同意を得た片麻痺患者に対して実施したことを述べておく。



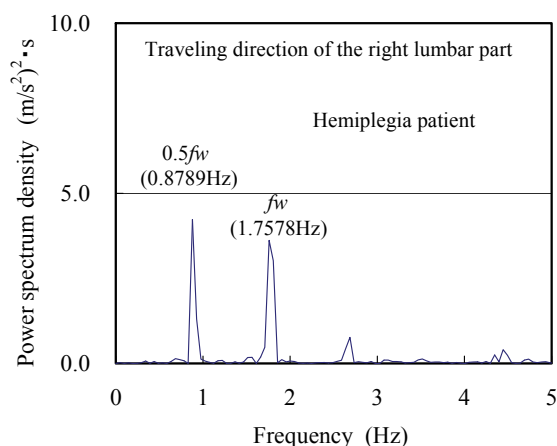


Fig.35 Power spectrum density by FFT analysis for the acceleration shown in Fig.34 (Hemiplegia patient). The component with frequency of  $0.5f_w$  is obviously prominent.

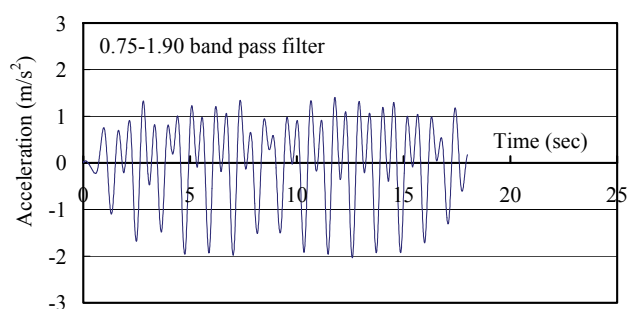


Fig.36 Acceleration obtained from the band-pass filtered wave of 0.75-1.00Hz in the traveling direction of the right lumbar part of hemiplegia patient.

#### 4・1 実験概要

実験に協力をいただいた患者 B さん(身長は 167cm, 体重は  $64\text{kgf} \approx 627\text{N}$ )の年齢は 66 才(実験当時)で, 2013 年 3 月に右視床を出血し, 左半身麻痺の診断を受けている。ただし, 麻痺の程度は軽く, 杖を使用しなくても歩行が可能であることから, 理学療法士は下肢の麻痺に対してブルンストロームステージ V の判断を下している。

歩行実験にあたっては, 病院施設の制約もあり, 歩行距離を 15m(前章までの健常者の模擬歩行実験では 20m)とした。また, 計測チャンネル数を左右腰部の横方向を追加して 6 チャンネルとしたが, それ以外の計測条件は 2 章と基本的に同じである。患者は普段通りに装具は装着せず, 杖も持たないで 15m の距離を通常速度歩行した。実験の状況を図 33 に示すが, 計測の開始と終了は付き添った実験補助員が行うものとした。ちなみに, 片麻痺患者 B さんの歩行を概観すると, ぶん回しは認められず, 健側(非麻痺側)の右足をつっぱらせて左足(麻痺側)を前に送り出すような歩行をしていた。

このように, 実際の片麻痺患者である B さんは, 健常者の右足主体歩行と同じく健側の右足をつっぱるような歩行をしていたことから, 次節では右腰部前後方向に大きな 0.5 倍成分が現れる可能性があるとの予想を立てて解析を実施した。

#### 4・2 実験結果と考察

歩行実験は 3 回実施したが, ここでは 1 回目の実験結果を提示する。片麻痺患者 B さんの右腰部前後方向における加速度波形を図 34 に示す。また, この加速度波形に対して FFT 解析で得られたパワースペクトルを図 35 に示すが, この図から, 片麻痺患者 B さんの右腰部前後方向の加速度波形には, 歩調に対応する 1 倍成分(1.7578Hz)に加え, 0.5 倍成分(0.8789Hz)が明確に観測されていることがわかる。このように, 健常者による片麻痺模擬歩行のみならず, 実際の片麻痺患者においても歩調の 0.5 倍成分が卓越する現象を確認できた意義はきわめて大きいと考えている。

図 36 には, バンドパスフィルター処理を施して 0.5 倍成分と 1 倍成分のみを取り出した右腰部前後方向の加速度波形を示す。この図から, 0.5 倍成分と 1 倍成分は, 図 35 に示したパワースペクトルから推察されるように, 概ね同じ程度だけ卓越していることがわかる。また, バンドパスフィルター処理をさらに施して, 0.5 倍成分と 1 倍成分をそれぞれ抽出することとした。0.5 倍成分と 1 倍成分の時刻歴波形をそれぞれ図 37, 図 38 に示すが, これらの図から, 歩行開始直後と歩行終了直前の過渡的な区間を除いて, これらの成分が定常的に生じていることがわかる。

図 39 からわかるように, 歩調が 2 歩/秒であれば水平の加振周波数は 1.0Hz となる。このように, 歩行にともなう水平方向の加振周波数は, 歩調の半分になることが知られている(Fujino et al., 1993)(米田, 2012)。そこで,



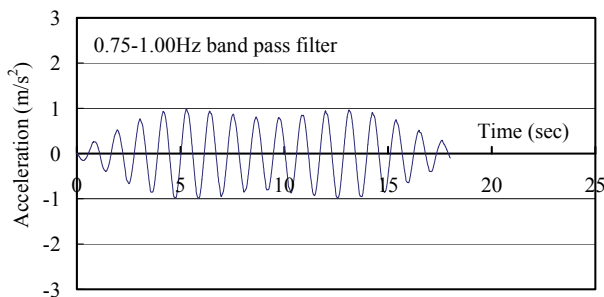


Fig.37 Acceleration obtained from the band-pass filtered wave of 0.75-1.00Hz in the traveling direction of the right lumbar part of hemiplegia patient. This data denotes the half component of the pace frequency is obviously occurred.

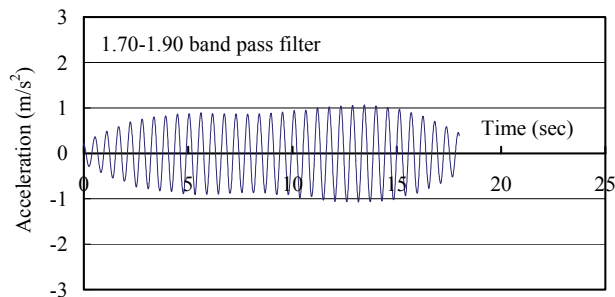


Fig.38 Acceleration obtained from the band-pass filtered wave of 1.70-1.90Hz in the traveling direction of the right lumbar part of hemiplegia patient. This data denotes the component of the pace frequency is obviously occurred.

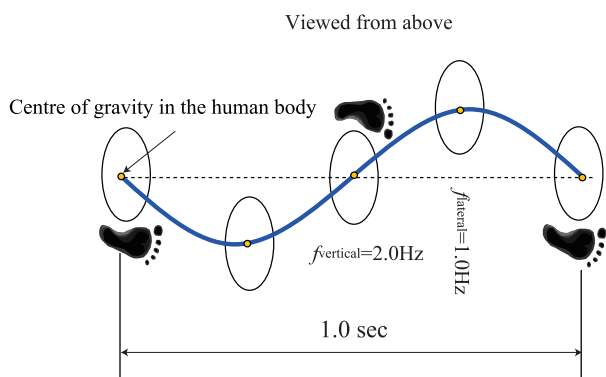


Fig.39 Relationship between vertical and lateral frequency.

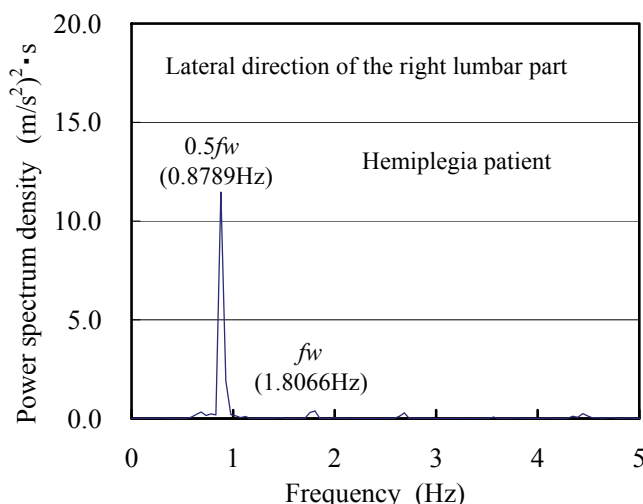


Fig.40 Power spectrum density by FFT analysis for the acceleration in the lateral direction of the right lumbar part of hemiplegia patient.

右腰部水平方向の加速度波形をスペクトル解析したところ、図 40 に示すパワースペクトルが得られた。この図から、片麻痺患者 B さんの歩行では、横方向にも歩調の 0.5 倍成分が明確に卓越し、変位に換算すると約 4cm もの動きが生じていることがわかった。また、左右腰部の前後方向と横方向の加速度波形から 0.5 倍成分のみを抽出したところ、歩行にともなって腰部の 0.5 倍成分が図 41 に示すような動きを呈することもわかった。なお、健常者の正常歩行実験から、健常者では前後方向の 0.5 倍成分は非常に小さく、横方向の変位は 1.8cm 程度であった。それゆえ、片麻痺歩行で生じる 0.5 倍成分の特異な動きは、左右での非対称な動作によって前後方向の連動性が顕在化したためと考えられる。

一方、図 42 は、片麻痺患者 B さんの左右腰部前後方向における加速度波形に対して、歩行速度とパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  の関係を整理したものである。この図から、予想通り、左腰部には右腰部で認められたような大きな 0.5 倍成分は生じていないことがわかる。また、図 43 は片麻痺患者 B さんの歩調と歩行速度の関係を示したものであるが、B さんの通常速度歩行に対応する歩調は 1.73~1.81 歩/秒の範囲にあり、歩行速度はパターン 1 の歩行速度式である  $v=0.8f-0.55$  で概ね表示できることがわかる。

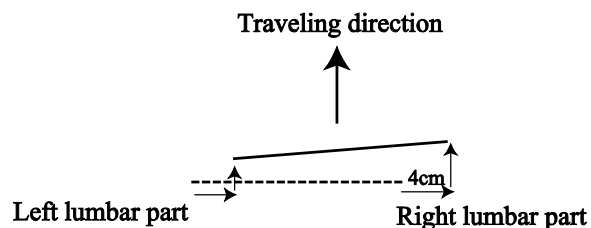


Fig.41 Movement of the half component of the pace frequency.

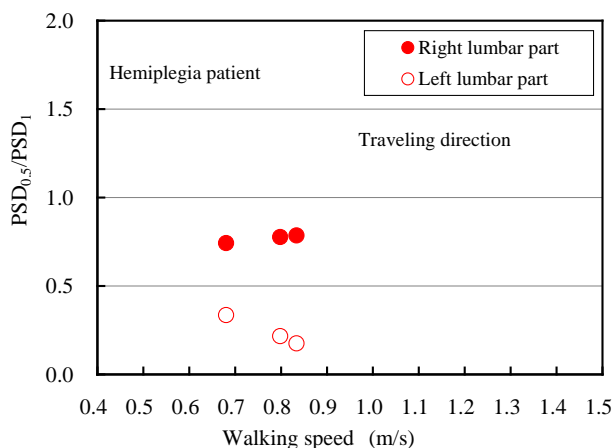


Fig.42 Relationship between walking speed and power spectrum density ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  in the traveling direction of the lumbar part (hemiplegia patient). This data denotes that the ratio of  $PSD_{0.5}$  to  $PSD_1$  at the right lumbar part is obviously larger compared with that at the left lumbar part.

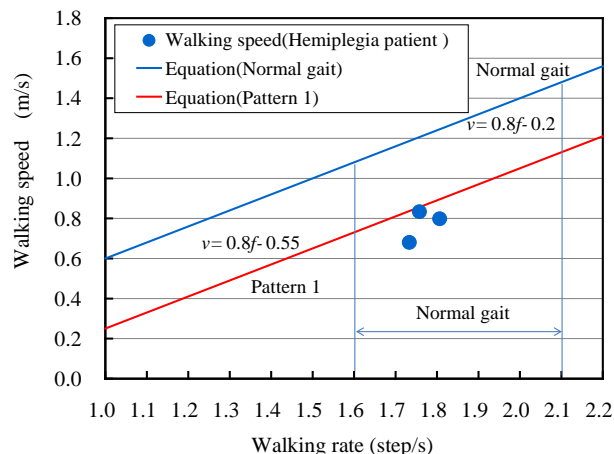


Fig.43 Relationship between walking rate and walking speed (Hemiplegia patient).

以上、実際の片麻痺患者の歩行実験でも、腰部前後方向の加速度波形に 0.5 倍成分が明確に現れる現象を確認できたことから、歩調の 0.5 倍成分に着目した片麻痺歩行の定量的評価手法は、リハビリテーション医療において有用な評価手法になり得る可能性が非常に高いと考えている。それゆえ、今後は医工連携研究を本格的にスタートさせて、より多くの臨床データを収集するとともに、片麻痺歩行の程度とパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  の関係を定量的に評価する所存である。

## 5. 結 言

本論文は、健常者による通常歩行と片麻痺模擬歩行ならびに実際の片麻痺患者を対象とした歩行実験から、片麻痺歩行に対する定量的評価指標について検討したものである。得られた主要な結果を以下にまとめる。

- (1) 健常者による通常歩行に加え、健常者が片麻痺を模擬した歩行を行った結果から、腰部前後方向におけるパワースペクトル比  $PSD_{0.5}/PSD_1$  が片麻痺患者の引きずり歩行とぶん回し歩行に対する客観的な評価指標になり得る可能性が非常に高いことがわかった。
- (2) 0.5 倍成分と 1 倍成分だけを抽出するバンドパスフィルター処理を施した加速度波形は、片麻痺歩行をパターン認識する 2 次評価手法になり得る可能性が高い。
- (3) 健常者が両足が揃うように歩行するパターン 1 の引きずり模擬歩行をした場合、歩調は 1.1~1.7 歩/秒の範囲にあり、若干のばらつきはあるものの、歩行速度  $v$  と歩調  $f$  には  $v = 0.8f - 0.55$  の関係式が成立する。これに対し

て、健常者が両足が揃わないように歩行するパターン2の引きずり模擬歩行をした場合、歩調は1.1~1.9歩/秒で、個人差によるばらつきは認められるものの、従来から知られている健常者の歩行速度式である $v=0.8f-0.2$ で表される。

(4) 実際の片麻痺患者Bさんが、普段通りに装具は装着せず、杖も持たないで15mの距離を通常速度歩行した場合についても計測した。腰部の加速度波形を解析した結果、健側である右腰部前後方向の加速度波形には、歩調に対応する1倍成分に加え、0.5倍成分が明確に現れることを実際に確認することができた。この0.5倍成分は健常者が普通に歩行した場合には非常に小さな値しか示さないことから、歩調の0.5倍成分(前後方向)に着目した片麻痺歩行の評価指標は、実際のリハビリテーション医療に適用できる可能性が高いと考えられる。

以上の結果を踏まえ、今後は提案した評価手法について、実際の片麻痺患者に対する更なる適用ならびに様々な異常歩行を呈する歩行障害者に対する適用を通して、リハビリテーション医療への応用を考えた研究を継続する予定である。

## 謝 辞

本研究を実施するにあたって、近畿大学医学部整形外科・リハビリテーション科の福田寛二教授から貴重なご助言を頂いた。また、実際の片麻痺患者を対象とした歩行実験を実施する際には、東大阪生協病院の橘田亜由美医師ならびに同病院のリハビリテーション室に所属する療法士の皆さまに多大なるご協力をいただいた。紙面を借りて厚くお礼を申し上げます。

## 文 献

- Dallard, P., Fitzpatrick, A. J., Flint, A., Le Bourva, S., Low, A., Ridsdill Smith, R. M. and Willford, M. , The London Millennium Footbridge, The Structural Engineer, Vol.79, No.22(2001), pp.17-33.
- 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.
- 深田宰史, 梶川康男, 日出平洋一, 河島淳一, 端部分離した外ケーブル併用 PC 吊床版歩道橋の振動使用性, 構造工学論文集, Vol.56A(2010), pp.274-286.
- 今井 樹, 須藤裕美, 潮見泰蔵, 脳卒中患者を対象とした理学療法研究における評価指標の使用動向に関する調査, 理学療法科学, Vol.25, No.4(2010), pp.603-606.
- 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.
- 窪田俊夫, 山口恒弘, 中川武夫, 山崎信寿, 森 健一郎, 片麻痺歩行の安定性に関する定量的評価方法について, 総合リハ, Vol.14, No.2(1986), pp.123-128.
- 西 辰徳, 松村さつき, 和田義明, 三宅美博, 腰軌道解析による片麻痺歩行の定量化とパターン分類の試み, ヒューマンインタフェースシンポジウム論文集(2009), pp.647-652.
- 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一, 人間の振動感覚に基づいた歩道橋の使用限界状態に関する研究, 土木学会論文集, No.537/I-35(1996), pp.217-231.
- 大橋ゆかり, 篠崎真枝, 坂本由美, 片麻痺歩行のブルンストロームステージによる歩行周期の変化, 理学療法科学, Vol.23, No.3(2008), pp.805-809.
- 岡本章司, 安部雅人, 藤野陽三, 中野善浩, 水平横振動する床上での人の歩行特性, 土木学会論文集, No.441/I-18(1992), pp.177-184.
- 田中信治, 加藤雅史, 設計時における歩道橋の振動使用性照査法, 土木学会論文集, No.471/I-24(1993), pp.77-84.
- 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, 人道吊橋を対象とした水平加振歩行実験と神経振動子を組み込んだ動的応答解析, 土木学会論文集 A1 (構造・地震工学), Vol.68, No.3(2012), pp.569-582.
- 米田昌弘, パワースペクトルを用いた鉛直歩行外力の算定とその高次成分の評価, 構造工学論文集, Vol.59A(2013), pp.332-339.
- 米田昌弘, 腰部加速度波形のパワースペクトルを用いて算出した歩行者の衝撃力比, 土木学会論文集 A1 (構造・地震工学), Vol.70, No.3(2014), pp.457-462.

## References

- Dallard, P., Fitzpatrick, A. J., Flint, A., Le Bourva, S., Low, A., Ridsdill Smith, R. M. and Willford, M., The London Millennium Footbridge, *The Structural Engineer*, Vol.79, No.22(2001), pp.17-33.
- 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.
- Fukada, S., Kajikawa, Y., Hidehira, Y. and Kawashima, J., Vibration serviceability for the PC stress ribbon pedestrian bridge with external tendons and supports, *Journal of Structural Engineering*, Vol.56A(2010), pp.274-286 (in Japanese).
- Imai, I., Suto, H. and Shiomi, T., A survey of trends of use of assessment indices for stroke patients in physical therapy research in Japan, *Rigakuryoho Kagaku*, Vol.25, No.4(2010), pp.603-606 (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).
- Kubota, T., Yamaguchi, T., Nakagawa, T., Yamazaki, N. and Mori, K., Quantitative evaluation on stability in the hemiplegic gait, *Sogo Rihabiriteshon*, Vol.14, No.2(1986), pp.123-128 (in Japanese).
- Nishi, T., Matsumura, S., Wada, Y. and Miyake, Y., Quantification and pattern classification of hemiplegic gait by accelerometer, *Proceedings of Human interface symposium (2009)*, pp.647-652 (in Japanese).
- Obata, T., Hayashikawa, T. and Sato, K., Study on vibration serviceability limit state of pedestrian bridges based on human vibration sensibility, *Journal of Japan Society of Civil Engineers*, No.537/I-35(1996), pp.217-231 (in Japanese).
- Ohasi, Y., Shinozaki, M. and Sakamoto, Y., Changes of hemiplegic gait cycle with brunstrom stage, *Rigakuryoho Kagaku*, Vol.23, No.3(2008), pp.805-809 (in Japanese).
- Okamoto, S., Abe, M., Fujino, Y. and Nakano, Y., Characteristics of human walking on a laterally shaking floor, *Journal of Japan Society of Civil Engineers*, No.441/I-18(1992), pp.177-184 (in Japanese).
- Tanaka, S. and Kato, M., Design verification criteria for vibration serviceability of pedestrian bridge, *Journal of Japan Society of Civil Engineers*, No.471/I-24(1993), pp.77-84 (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., Full scale measurements and dynamic response analyses taking into account the neural-oscillator for human-induced lateral vibration on existing pedestrian suspension bridge, *Journal of Japan Society of Civil Engineers, Ser. A1 (Structural Engineering & Earthquake Engineering)*, Vol.68, No.3(2012), pp.569-582 (in Japanese).
- Yoneda, M., Some considerations on higher components of human walking vertical force measured by using FFT power spectrum, *Journal of Structural Engineering*, Vol.59A(2013), pp.332-339 (in Japanese).
- Yoneda, M., Human walking and running force based on body response spectrum obtained by FFT analysis, *Journal of Japan Society of Civil Engineers, Ser. A1 (Structural Engineering & Earthquake Engineering)*, Vol.70, No.3(2014), pp.457-462 (in Japanese).