

運動時に生じる下肢関節部の振動情報を利用したシューズの評価

永谷直久^{†1}, 昆陽雅司^{†2}

^{†1} 八戸工業大学, ^{†2} 東北大学大学院情報科学研究科

1 緒言

余暇の楽しみとしてランニングやウォーキングといった体を動かすことを嗜む人が増える中、フットウェアは単に足底や膝などへの衝撃を和らげるという目的だけでなく、「より素足に近い」といったような特徴や「履くだけでバランス感覚が鍛えられる」などのような付加価値をもった製品が数多く開発されてきている。

このようなシューズの評価は開発段階におけるシューズソール部の衝撃緩衝性や耐久性のような物理特性の評価や、履き心地などといった官能評価が行われてきた。加えて販売段階においては、足圧分布測定装置などを用いたプロネーションの評価も加味したユーザーにあったシューズの提案などが行われている。また、ユーザーが実際に使用している環境下でシューズの評価として、加速度センサを用いて衝撃緩衝性評価を行うなどの手法が用いられている[4],[5]。一方で、加速度センサを用いた手法では再現性が低いことから FEM を用いてシューズの評価を試みた報告がなされている[2]。しかし、これらの評価手法は衝撃緩衝性などの物理特性の評価を行う上では有益ではあるが、より素足に近いシューズなどのユーザーの知覚特性に関わる評価に対しての評価は難しい。特に、運動中の履き心地などには足底の皮膚感覚だけではなく、腱や筋骨格への負荷などにより生起される深部感覚などの複数の感覚が関わってくると考えられる。そのため、これからのシューズの評価にはこれら皮膚感覚および深部感覚を生起するような振動情報も重要な評価指標として検討する必要がある。

我々はこれまでに歩行運動中の下肢を伝搬する振動情報に着目し、振動情報と歩容の関係などに関する研究を行ってきた[1],[3],[7]。その結果、歩行運動中の下肢を伝搬する振動は下肢に存在する触覚受容器や筋紡錘を刺激するのに最適な、300Hz 以下の様々な周波数成分を持っていることを確かめた。特に、振動の低周波成分 (100 Hz 以下) と高周波成分 (100~300 Hz) では、波形が下肢筋活動からうける影響に差があることや[3]、歩行中の 50~150Hz の周波数成分を用いることで歩行周期の Heel Strike や Toe Off の推定が可能であることが分かった[7]。これらの実験を通して、歩行中のフットウェアを替えると波形にも影響があることを利用してフットウェアの判別や評価が行えないかと考えた。

そこで、本研究では歩行運動中の下肢を伝播する振動情報の解析から、フットウェアの評価指標として用いることができる要素の検討を行うことを目的とした。そのため、まず歩行周期のどのフェイズにおいてフットウェアの違いが振動情報として現れるのかを明らかにするために、wavelet 解析による振動周波数成分の時間応答の解析を行った。この結果から振動周波数成分のうち高周波数成分 (100~350Hz) の周波数帯に指標になる可能性がある振動成分があると考え、より詳細な振動情報の振幅時間応答の解析を行った。

2 研究方法

2.1 被験者に関して

歩行運動障害に関する既往症のない健康な 20 代前半の男子 5 名を被験者とした。実験を行う前に、各被験者には実験の内容および装置の緊急停止法等に関わる十分な説明を行い、実験参加の同意を得た。

2.2 実験装置

歩行運動中の下肢振動計測を行うために歩行は歩行運動補償装置（トレッドミル）上で行った。使用したトレッドミルは Bertec 社のデュアルベルト式トレッドミル ITR5018 である。ITR5018 は歩行速度を 0.1 m/s 刻みで調整可能であり、装置底部に配置されているフォースセンサにより歩行中の左右それぞれベルトにかかる 3 軸の力および 3 軸のモーメントの計測が可能である。

振動計測装置としては、ピエゾフィルムセンサ（東京センサ社製、SDT1-028K）を用いた。このピエゾフィルムからの信号を専用のプリアンプ（東京センサ社製、PA-20DB）を通し、同アンプ上にアナログフィルタ回路を形成してハイパスフィルタ（カットオフ周波数 12 Hz）およびローパスフィルタ（カットオフ周波数 1.6 kHz）を通すことで、運動による皮膚変形の影響を除去し、信号ノイズを低減するようにした。ピエゾフィルムを用いた理由は、計測可能な周波数域が広く (0.001 Hz~100 MHz)、センサが小型・軽量でありセンサ自体の慣性が皮膚の振動に与える影響が小さく、なおかつ音響インピーダンスが人体の音響インピーダンスに近い値であるため、歩行運動中における振動計測センサとして優れているからである。ピエゾセンサの人体への貼付は発汗によるズレがないように、通気性の良い運動用非伸縮テーピング（3M 社製、Multipore）を用いて固定した。

ピエゾフィルムからの信号とトレッドミルのフォースセンサの値をマルチチャンネルデータロガー（キーエンス社製、NR-600）を用いて、サンプリング周波数 5kHz、16bit で AD 変換を行い測定データとして解析を行った。

2.3 評価用フットウェアの種別

Figure 1 に実験において計測対象としたフットウェアを示す。実験では、一般的なランニングシューズとして販売されている A : Wave Rider と C : Vanquish の 2 種類、素足に近いランニングシューズとして B : Minimus の計 3 種類を用いた。



Figure 1. Snapshots of shoes

A: Mizuno-Wave Rider 15, B: New Balance-Minimus MR10, C: Adidas-Vanquish 6

2.4 実験方法

実験に際して、被験者には裸足または評価用のシューズと膝丈より短いショートズボンを着用してもらい、トレッドミル上で歩行運動をしてもらった。実験条件として、歩行速度は 4.0 km/h とし、立位正面に設置した注視点を注視しながら歩行してもらった。フットウェアの種類は裸足に加えて 2.3 節で説明した 3 種のフットウェアの計 4 条件（被験者 2 人のみ Vanquish 時の条件無し）。計測時間は

各条件において 30 sec 間、歩行開始から 10 ストライド程度経過後からの計測とした。歩行速度が 4.0 km/h の条件では 1 ストライドに約 1.2 sec ほどかかるので、各条件につき 20 ストライド以上の計測データが得られた。

被験者はピエゾフィルムセンサを両足の内果周辺および脛骨粗面下部の計 4 カ所に Figure2 のように固定し、ケーブルの影響を低減するためにケーブルは伸縮性のテーピングで固定した。



Figure 2. Overview of measurement points set-up

3 振動データの Wavelet 解析

3.1 解析手法

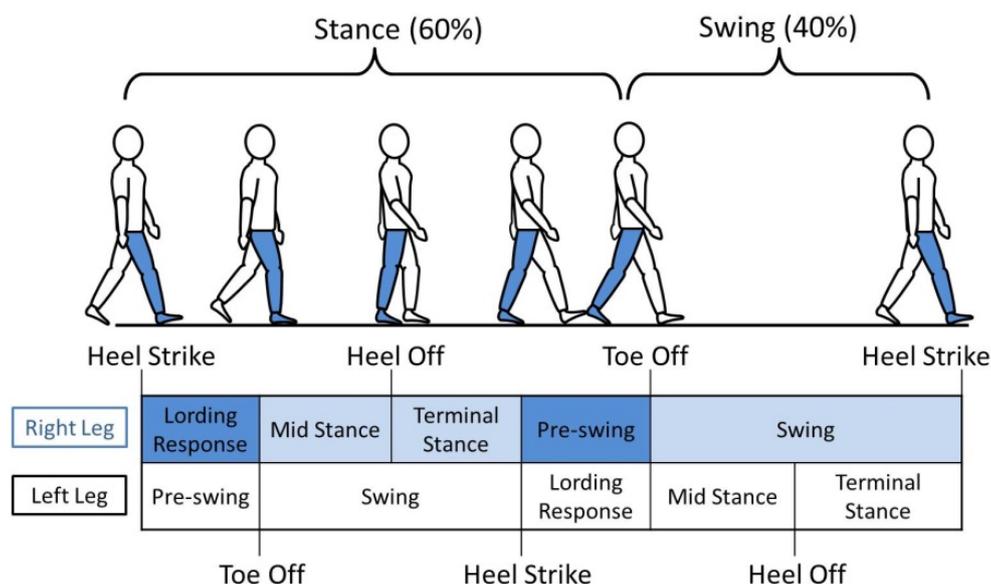


Figure 3. Common definition of gait phases (According to the RLANRC method)

実験により得られるデータは、ピエゾフィルムセンサからの振動データとトレッドミルに備わっているフォースセンサから算出される 3 軸の力および軸周りのモーメントである。

計測データの処理として、まず歩行運動時における振動データと歩容の関係を明らかにするためにトレッドミルのフォースセンサの値から踵接地 (HS: Heel Strike) および爪先離地 (TO: Toe Off) の検出を行った。歩容における歩行周期の定義は様々なものが提案されているが、本研究ではランチョ・ロス・アミーゴ方式[6]に基づき Figure 3 のように歩行周期を細分化し、両脚の HS および TO をトレッドミルのフォースセンサから得られる床反力の 30 N を閾値として検出した。

次に、歩行運動中の各フットウェア装着時における振動波形を比較検討するために Wavelet 解析を

行い、振動波形の周波数成分に関する時間応答を視覚化した。これまでの研究から、歩行運動中の下肢振動波形は100 Hz以下と100~300 Hzの周波数帯で大きな特徴の違いを見つけることができたので [3], 10~350Hzにおいて周波数解像度が高かった5次のガウス関数をマザーウェーブレットとして用いた。また、視覚化の際にカラーバーは wavelet 変換後のスケーリング値の中央値を用いて、それぞれ低周波数帯 (10~125 Hz) と高周波数帯 (100~350 Hz) における周波数成分が見やすいように調整した。

3.2 Wavelet 解析結果

振動データの Wavelet 解析結果の一例として素足と Wave Rider を装着した際の被験者 1 の結果を Figure 4 に示す。カラーマップグラフの縦軸は周波数であり、横軸は計測開始からのデータ点数である。サンプリング周波数が 5kHz のため、横軸の幅 1 が 2 sec を意味する。カラーマップの(a)は素足の wavelet 解析の低周波数帯の結果を、(a')は高周波数帯の結果をそれぞれ表している。カラーマップとともに下部にフォースセンサによる床反力データを併記した。

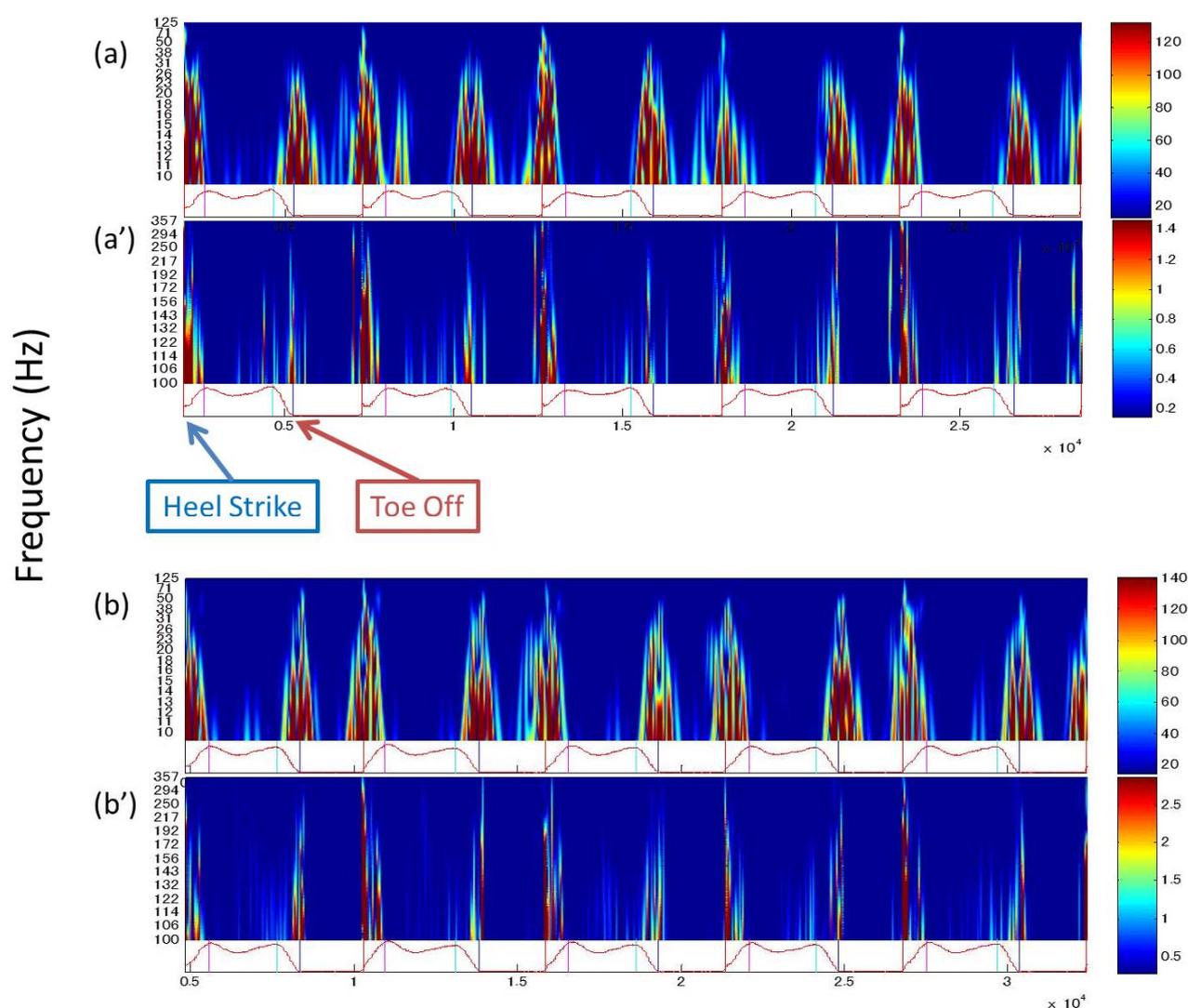


Figure 4. The example of the wavelet analysis. (Data-set from Subject 1)

Comparing the bare foot for a) low frequency-range with a') high frequency-range. The lower side is the ground reaction force. Figure b) and b') are the results of wearing the Wave Rider.

3.3 考察

測定された振動波形に対して Wavelet 解析を行った結果、全被験者においてフットウェアによらず Figure 4 のような Heel Strike (HS) および Toe Off (TO) 近辺で振動が発生していることが分かった。低周波数帯のスペクトルの特徴としては、従来の研究で示唆されたように HS・TO の周辺の前後に幅広く周波数応答の分布が見られ[7]、高周波数帯では HS・TO と同時に応答がみられるという傾向があった。また、低周波のスペクトルは素足と Wave Rider で強度・発生のタイミング等に大きな差異が見られなかったが、高周波においては素足時の全体の強度が小さく TO 付近で小さい傾向が見られた。

これらの傾向をふまえて、振動の生データに対して wavelet 解析で観察した高周波数帯成分を抽出するようにバンドパスフィルタ処理 (5 次バターワースフィルタ: カットオフ周波数 130~300 Hz) を行い、素足とフットウェアで比較した。代表例として Figure 5 に被験者 1 の(a) 素足時、(b) Wave Rider 着用時の振動波形にバンドパスフィルタ処理した波形データを示す。

Figure 5 の 2 つの波形を比較すると、HS 付近で増大する振動の振幅が Wave Rider より素足の方が収束が速く、TO 付近の振幅が素足の方が小さい傾向があることが分かった。そのため、より詳細に比較を行うために HS から逆脚の TO までの Loading Response (LR) と逆脚の HS から TO までの Pre-swing (PSw) の 2 つの歩行周期において振幅の時間変化を検証することとした。

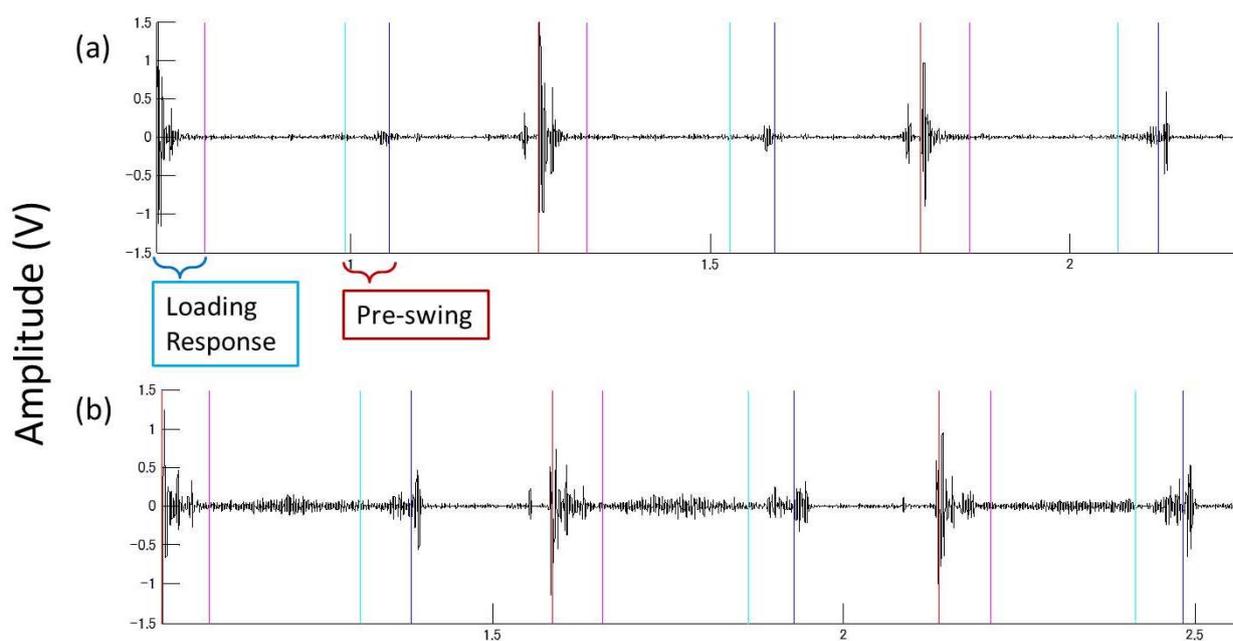


Figure 5. Band-passed waveforms of a) bare foot and b) wearing the Wave Rider. (Data-set from Subject 1)

4 振幅時間応答解析

4.1 解析手法

前節で見られた LR 期および PSw 期の振動の特徴をより詳細に比較するために、LR と PSw 間を時間軸上で 20 分割し、分割された区間内の振幅の積分値を求めた。各分割区間における積分値は各区間の時間で割り正規化した。得られたデータを箱髭図化し、各フットウェア条件における被験者ごとの LR・PSw 期の特徴の評価を行った。

4.2 結果

Figure 6,7,8 に被験者 3 人分の LR 期・PSw 期における振幅応答の箱髭図を示す。縦軸は振動の振幅を区間内で積分し区間時間で正規化した振幅量、横軸は 20 分割した中の区間数を表す。区間内の振幅量の最大値に関しては、個人差が大きかったため各グラフの縦軸の縮尺が異なるが個人内における LR と PSw 期それぞれにおける縮尺は統一してある。

素足、Wave Rider、Minimus の条件における LR および PSw 期の振幅時間応答を箱髭図により視覚化した結果、以下のような特徴が 3 人の被験者データから観察された。

- 1) 素足の条件では LR 期の初期に振幅の増大が見られ、後半には振動が見られない
- 2) 素足条件の PSw 期では LR 期とは逆に後半に振幅の増大が見られる
- 3) Wave Rider 装着時では LR 期の初期に振幅の増大と、後期にもう一度小さい振動が発生する
- 4) Wave Rider 装着時の PSw 期の特徴は一定の傾向が見えにくい、振幅の増加は初期か素足よりも前に発生する
- 5) 個人内で Wave Rider 装着時は LR 期の分散が素足より小さい傾向があるのに対して、PSw 期には逆に素足よりも分散が大きい
- 6) Minimus 装着時の LR 期の初期に振幅の増加が見られ、後半の増加は見られない
- 7) Minimus 装着時の PSw 期中期から後期にかけて振幅の増加が見られる
- 8) 個人内での分散は素足と Wave Rider の分散の特徴のどちらにも当てはまらず、個人差が大きい

これらの特徴のうち 1)~4)の特徴は 5 人の被験者中 4 人で見られ、1 人は素足・Wave Rider とともに後半で振幅が増加していた。PSw 期の特徴として、素足および Minimus では中期から後期にかけて振幅の増加が見られ、Wave Rider では個人差が大きく、また他の条件に比べると分散も大きいという傾向は被験者 5 人全員で見られた。

一般的なランニングシューズとの比較のために Vanquish のデータを同じく箱髭図として表すと、Figure 9 のようになり、被験者 1 のデータとしては Wave Rider との相関性が見られた。

Bare Foot

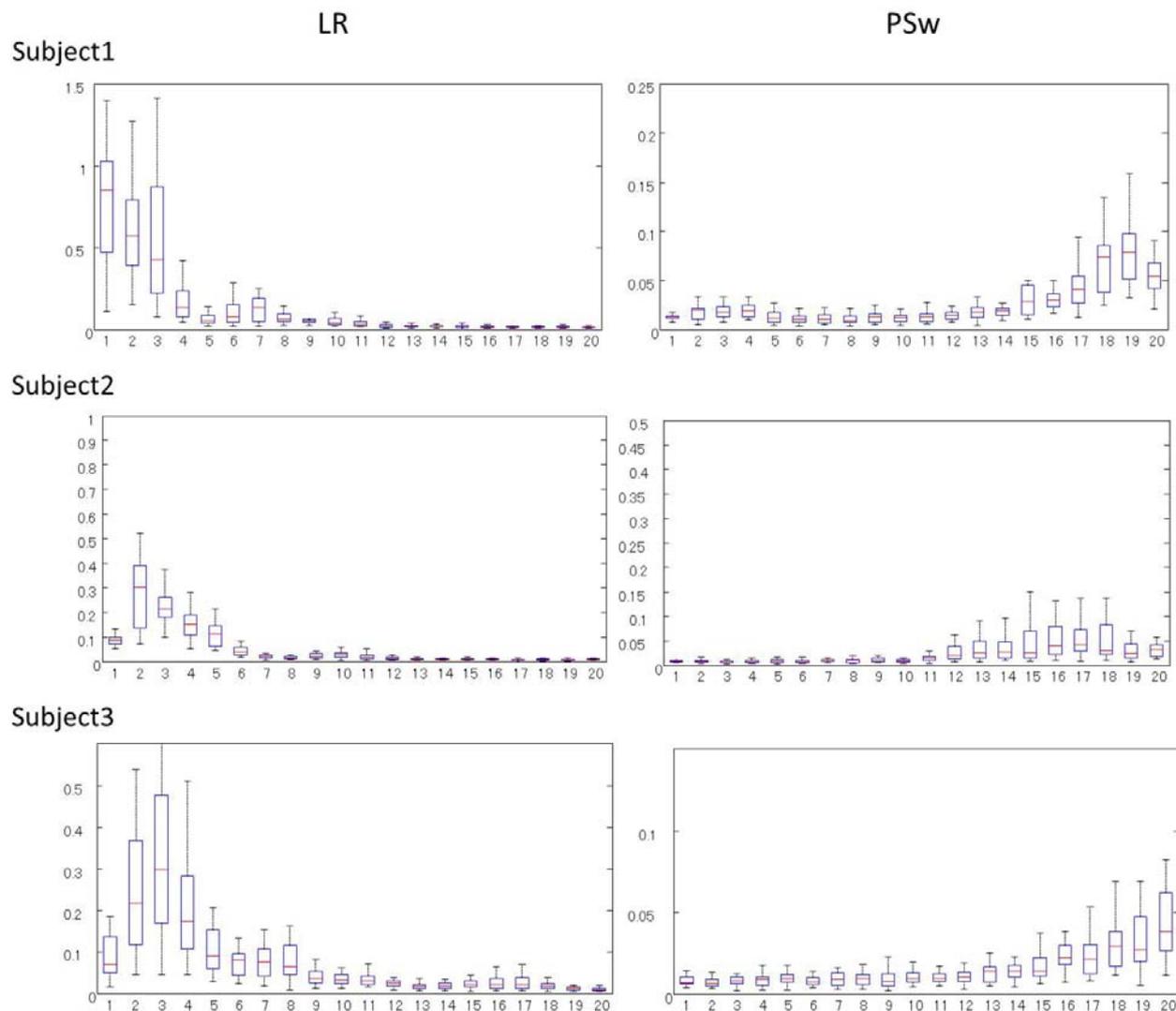


Figure 6. Bare foot: Box plot for amplitude responses during LR and PSw phase

Wave Rider

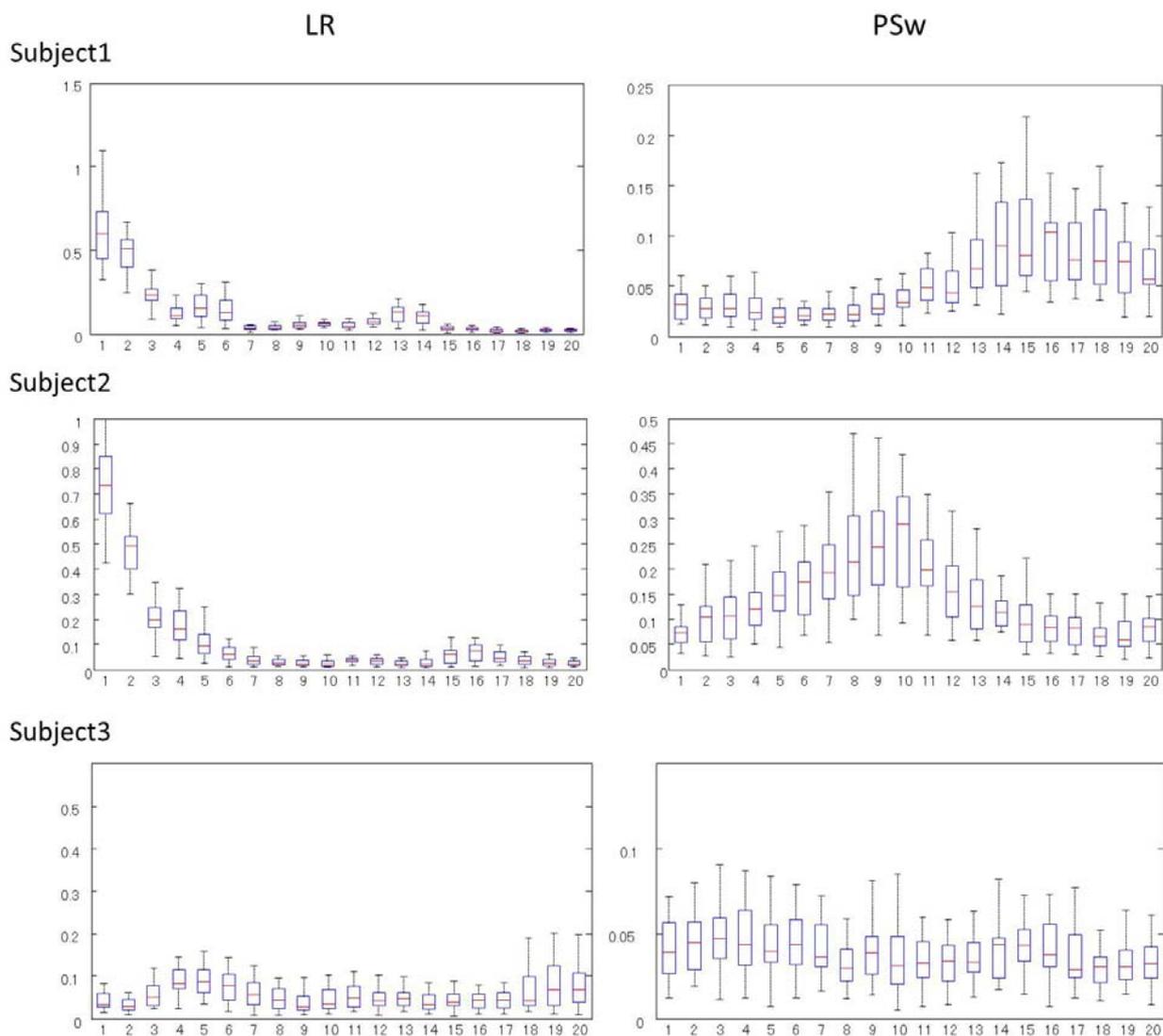


Figure 7. Wave Rider: Box plot for amplitude responses during LR and PSw phase

Minimus

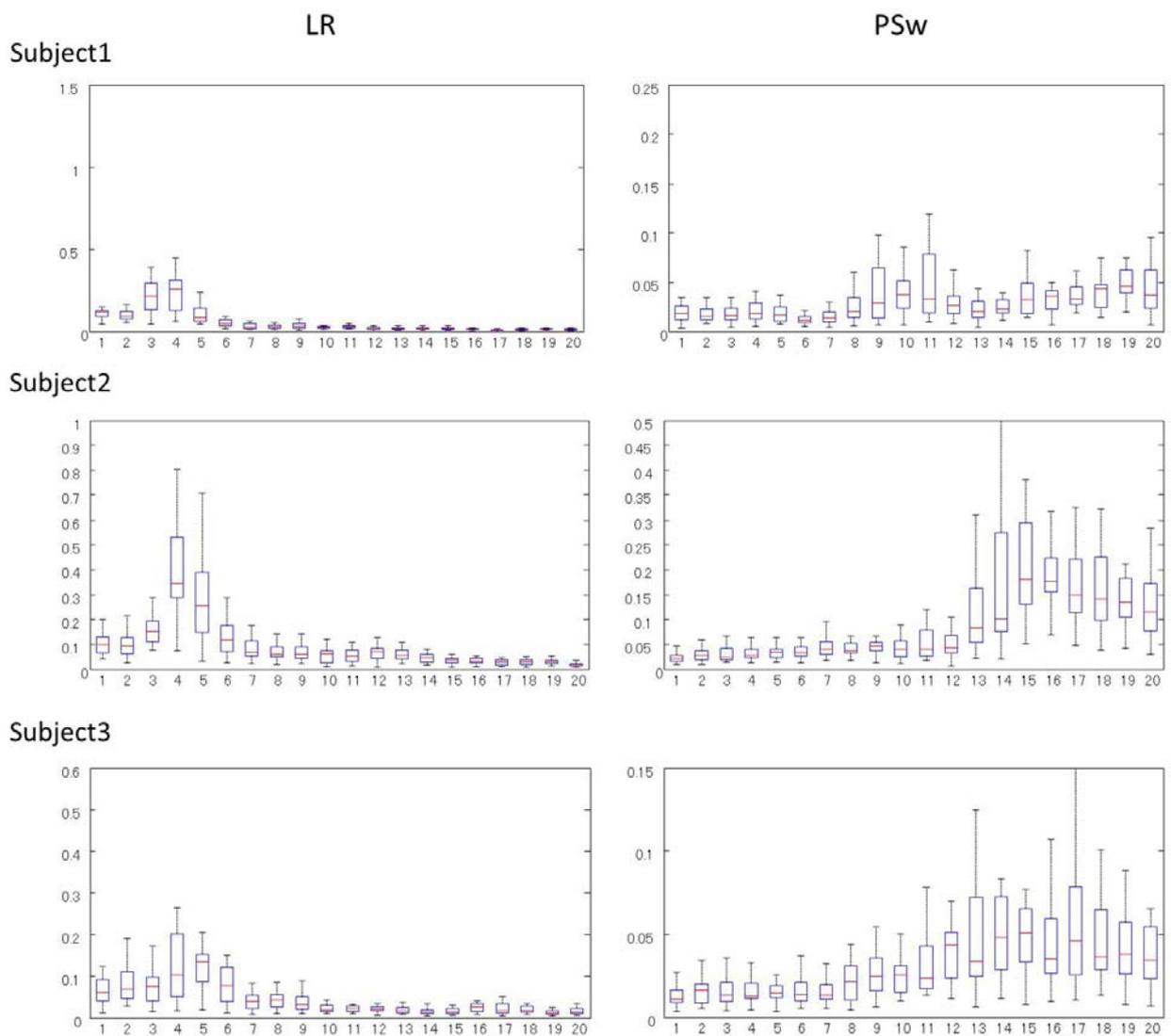


Figure 8. Minimus: Box plot for amplitude responses during LR and PSw phase

Vanquish

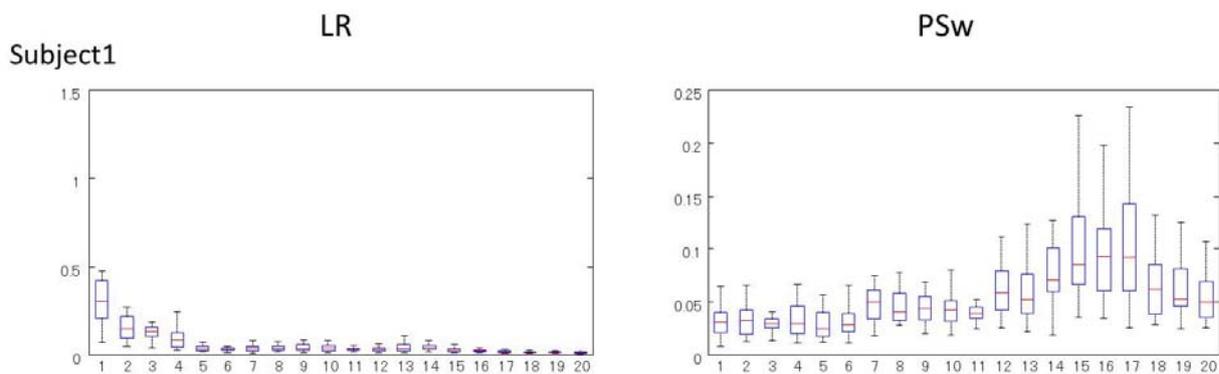


Figure 9. Vanquish: Box plot for amplitude responses during LR and PSw phase

4.3 考察

各フットウェア装着時の 130~300 Hz における振幅応答の特性と素足の特性の違いに関して、素足および全てのフットウェアで LR の初期に振幅の増加応答が見られたが、これは Heel Strike (HS) に起因する振動によって生じていると考えられる。一方で Wave Rider では LR 期中期以降でも振幅の応答が見られた。これは Figure 5 で示した振動の高周波数帯のバンドパス波形で示したように、Wave Rider 装着時には LR および PSw 期において振動波形の収束が素足に比べて緩慢であることが一つの要因であると考えている。この収束の緩慢さがソール部の衝撃緩衝性によりもたらされているのであれば、フットウェアの評価の指標として用いる事ができると考えられるが、今回の結果からは可能性を示すのみにとどまった。しかし、素足感を出すために足底のアウトソールに自由度を多く持たせ、ソール厚を薄くすることで軽量化も行っている Minimus 装着時の振動データからは、Wave Rider のような特性が観察されなかった。Minimus はむしろ素足の特性に近い振幅応答特性を示しており、振動の収束性という項目で検証を行うことで、さらなる要因の検証が可能となると考えられる。

また、歩行時の下肢振動波形は振幅などの個人差が大きいですが、個人内では比較的安定しており、平均振幅の小さい被験者はどのフットウェア条件でも振幅が小さく、高周波成分の発生ポイントも個人内では大きなズレがないことが確認できた。今後は振幅応答が似たような被験者をグループ分けするなどしてフットウェア以外の要因などが与える影響も考慮していくことが必要である。

5 結言

本研究では歩行運動中の下肢で計測される振動情報からフットウェアの評価を行うことができるのではないかと仮説に基づき、評価指標として用いることができる振動情報の絞り込みを行った。まず、歩行周期のどのフェイズにおいてフットウェアの違いが現れるのかを絞り込むために、wavelet 解析による振動周波数成分の時間応答の解析を行った。この結果から振動周波数成分のうち高周波数成分 (100~350Hz) の周波数帯に指標になる可能性がある振動成分があると考え、より詳細な振動情報の振幅時間応答の解析を行った。振幅の時間応答の解析に際して、バンドパスフィルタ処理を行った振動波形の特徴から、歩行周期のうち Loading Response (LR) 期と Pre-swing (PSw) 期の 2 つに解析対象を絞った。振幅の時間応答解析には時間軸方向に波形を分割・積分する手法により、LR 期および PSw 期におけるフットウェア由来の振動情報の絞り込みを行った。この結果、素足と一般的なランニングシューズである Wave Rider、そして素足感のあるランニングシューズとして販売されている Minimus では LR 期および PSw 期で振幅の応答特性が異なる傾向が見られた。これらのデータ解析の結果からランニングシューズとして一般に販売されているフットウェアでも、振動情報から弁別できる可能性が示された。特に、素足時の振動データと比較することで、同じランニングシューズの中でもより素足感に近いという製品を感覚知覚情報の観点から評価するといったような応用も考えられるため、今後は走行時の振動波形データを用いた検証も試みたいと考えている。

参考文献

- [1] 永谷直久, 深澤洗貴, 昆陽雅司, 田所諭, 歩行時の人体下肢関節部における振動伝播の計測, 第 33 回バイオメカニズム学術講演会 (SOBIM2012), 2012.
- [2] 西脇剛史, “FEM を用いたシューズの機能性評価法,” バイオメカニズム学会誌, Vol.24, No.2, 2000.
- [3] 深澤洗貴, 永谷直久, 昆陽雅司, 田所諭, 歩行時の人体下肢関節部における振動伝播の比較, 第 17 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 2012.

- [4] Jonson, G.R, “The Use of Spectral Analysis to Assess the Performance of Shock Absorbing Footwear,” Eng. In Medicine, Vol. 15, no.3, pp117-122, 1986
- [5] L. H. Light, G. E. McLellan, and L. Klenerman, “Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear,” J. Biomech., vol. 13, no. 6, pp. 477–480, Jan. 1980.
- [6] Observational gait analysis, Los Amigos Research and Education Institute, Downey, CA, 2001
- [7] Shuhei Kadoya, Naohisa Nagaya, Masashi Konyo and Satoshi Tadokoro, “A Precise Gait Phase Detection Based on High-Frequency Vibration,” International Conference on Robotics and Automation (ICRA2014), 2014. (accepted)