

歩行時の人体下肢における高周波振動伝播の計測

Measurements for High Frequency Vibration Propagation of Lower Limb during Gait

深澤洸貴, 永谷直久, 昆陽雅司, 田所諭

Koki Fukasawa, Naohisa Nagaya, Masashi Konyo, Satoshi Tadokoro

東北大学

Tohoku University

キーワード： 歩行 (gait), 振動伝播 (vibration propagation), 高周波 (high-frequency vibration)

連絡先： 〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-01 東北大学 情報科学研究科 昆陽研究室
深澤洸貴, Tel.:(022)795-7025, Fax.:(022)795-7023, E-mail: fukasawa@rm.is.tohoku.ac.jp

1. 緒言

ヒトは安定かつ効率的な歩行動作を実現するために、多様な感覚器官を用いて外界の情報を知覚し、状況に応じた制御を行っていると考えられる。中でも体性感覚は、自らの力や位置などを知覚する感覚であり、運動制御を行うために不可欠な感覚である。体性感覚は、深部感覚と皮膚感覚に分けられる。深部感覚は、手足の位置や力などを知覚する感覚であり、筋や腱、関節など皮膚に対して深部に位置する受容器によって知覚される感覚である。皮膚感覚は、皮膚の変形や振動などを知覚する感覚であり、主に皮膚表面に位置する機械受容器によって知覚される感覚である。このうち、一般的に運動制御に寄与するのは深部感覚であると考えられてきた。

しかしながら、ヒトが外界の変化に対し、瞬時に適応するためには、応答速度の速いセンサが必要である。したがって、応答速度の遅い深部感覚だけでなく、応答速度の速い皮膚感覚が利用されている可能性が考えられる。

そのため、我々は深部感覚だけでなく、皮膚感覚も運動制御に寄与していると考えている。これは、運動中に外界との相互作用によって生じた振動現象を、皮膚感覚によって知覚し、運動制御に利用しているという仮説である。

振動情報の運動制御への寄与を示唆する例として、例えば、Collinsらは足裏へホワイトノイズのような振動刺激を与えることで、立位静止時の重心動揺が軽減されるという報告をしている¹⁾。これは振動情報が運動制御に利用されている可能性を示唆している。そこで、本研究では振動情報と運動制御との関係を解明するための基礎的な知見を得るために、運動中の振動伝播特性について調査する。

本研究では、歩行時の下肢における振動を低周波 (100 Hz 以下) と高周波 (100 ~ 300 Hz) に分けて考え、特に高周波に着目する。下肢の関節部には、100 ~ 300 Hz 程度の高周波に対して感度が高く、未だ機能が明らかとなっていない機械受容器 (パチニ小体) が存在する²⁾。そのた

め、そのパチニ小体により、歩行によって生じた高周波を知覚している可能性がある。また、歩行は足裏と床面との衝突を伴う運動であり、下肢に高周波が生じている可能性が高い。さらに、歩行中の下肢の振動を計測した研究はなされていないが、高周波についてはあまり言及されていない。例えば、liikavainioらは膝関節下に取り付けた加速度センサによって下肢の振動を計測しているが、高周波については議論されていない³⁾。静止時の振動伝播特性においても、wakelingらによる下肢の筋をインパルス打撃した際の振動を計測した研究などがあるが、高周波の伝播特性に関しては述べられていない⁴⁾。

そこで、本研究では歩行時における下肢の高周波伝播特性を調べることを目的とする。具体的には、以下の4点を明らかにすることを目的とする。

- 1) 歩行時に下肢に高周波が生じているのか
- 2) どのタイミングで高周波が生じているのか
- 3) 高周波は何を起因として生じているのか
- 4) 振動はどこを伝播するのか(骨なのか、筋なのか)

まず、1~3を明らかにするために、歩行時の下肢の振動を計測する実験を行う。次に、振動の伝播経路を調べるために、座位静止時における筋活動変化時の足裏打撃による振動計測実験を行う。

2. 歩行振動計測

2.1 実験方法

歩行時に下肢において高周波が生じているか、どのタイミングで高周波が生じているかを調べるために、歩行中の下肢における振動計測実験を行った。

実験システムの概要を Fig. 1 に示す。計測システムは、振動センサと力覚センサで構成される。

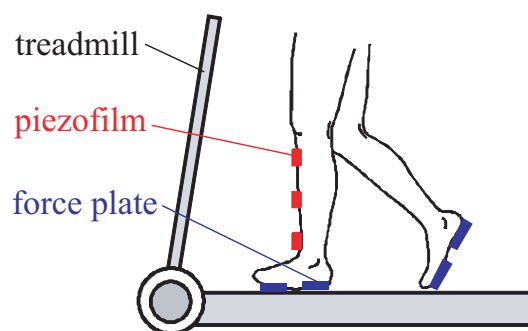


Fig. 1 Experimental configuration

振動センサは、ピエゾフィルム (Measurement specialties, SDT1-028K) とした。ピエゾフィルムを使用した理由は、以下の要求事項を満たすためである。

- 1) センサ自体の慣性が皮膚の振動に与える影響を小さくするために、小型・軽量であること
- 2) 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こと
- 3) 10 Hz ~ 300 Hz 程度の周波数帯が計測可能であること

ピエゾフィルムは、サージカルテープを用いて皮膚にしっかりと固定した。ケーブルは、ピエゾフィルムのセンサ面に触れないよう、サージカルテープを用いて皮膚に固定した。

力覚センサは、歩行周期の推定をするために足裏着用型のフォースプレート (テック技販, M3D-FP) を使用した。このフォースプレートは、踵踏力計測用とつま先踏力計測用の2枚から構成されている。また、加速度センサやジャイロセンサが付属されており、踵やつま先の加速度情報も得ることができる。さらに、専用ソフトにより解析を行う事で2枚のフォースプレートの計測結果を統合し、床面設置型の1枚のフォースプレートと同等の情報を得ることができる。

以上の実験装置を用いて、歩行時の下肢における振動計測実験を行った。定位置で歩行動作を行うために、被験者にはトレッドミル (アルインコ, AFW3010) 上で歩行させた。計測は片

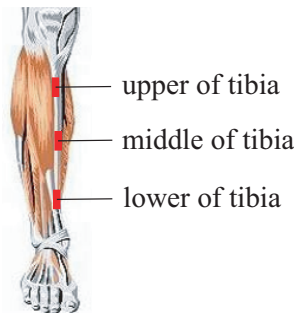


Fig. 2 Vibration measurement points

足に着目し，振動計測については左足のみ計測を行った．フォースプレートでは両足の計測を行った．

振動の計測位置は，Fig. 2 に示す 3 点 (A 脛骨粗面，B 脛骨中央，C 脛骨下部) とした．脛骨上の上記の 3 箇所を選択した理由を 4 点述べる．1 つ目は，高周波は剛性の高い骨部上を伝播すると考えられるためである．2 つ目は，筋肉や脂肪のある位置と比較して剛性が高いため振動が伝播しやすく，振動の減衰の影響が小さいと考えられるためである．3 つ目は，脛骨上の中でも，Fig. 2 に示す 3 点 (A 脛骨粗面，B 脛骨中央，C 脛骨下部) は骨と皮膚との間にある軟部組織が薄く，減衰の影響を受けにくいと考えられるためである．4 つ目は，歩行運動によって膝関節や足関節が回転することによる皮膚の変形の影響を受けにくい位置と考えられるためである．

歩行速度は，およそ一般人の平均歩行速度と考えられる 4.0 km/h とし，25 秒間の計測を行った．ピエゾフィルムのサンプリング周波数は 50 kHz，フォースプレートのサンプリング周波数は 100 Hz とした．

また，100～300 Hz の高周波を抽出するために，カットオフ周波数 150 Hz のハイパスフィルタ (5 次バターワースフィルタ)，カットオフ周波数 300 Hz のローパスフィルタ (5 次バターワースフィルタ) をかけた．

被験者は，健常な成人男性 3 名とした．

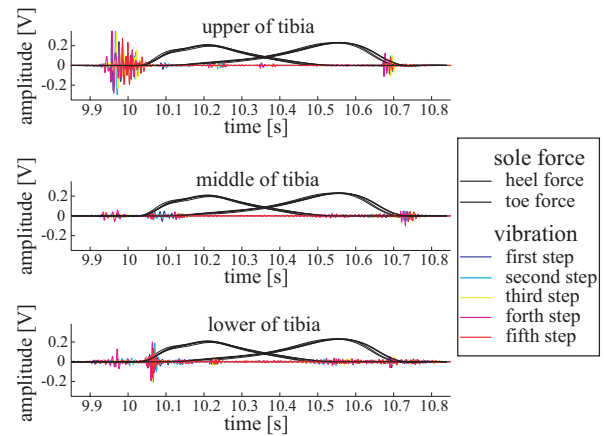


Fig. 3 Repeatability of high-frequency vibration during walking in subject1

2.2 計測結果

まず，同一被験者内における，各歩行周期毎の振動波形の再現性について確認する．次に，各被験者における代表的な波形について，被験者間の差異や，振動発生タイミングなどについて議論する．

2.2.1 再現性の評価

ある被験者について，5 歩分の振動波形を重ねて描画したものを Fig. 3 に示す．なお，Fig. 3 に示す波形は，低周波と同様に接地のタイミングを基準に，0.2 秒前～0.8 秒後までを切り出したものである．

Fig. 3 より，振幅や振動の発生タイミング共に毎歩ほぼ同じであることが確認された．これは他の被験者にも同様の傾向が見られた．

2.2.2 被験者間の差異

各被験者について，代表的な波形を選択し，被験者間の低周波の違いを考察する．代表的な波形として，歩行が十分安定したとみられる 10 歩目の振動波形を用いて，被験者毎の振動波形を比較する．各被験者についての代表的な波形を Fig. 4 に示す．Fig. 4 より，得られた結果を以下に示す．

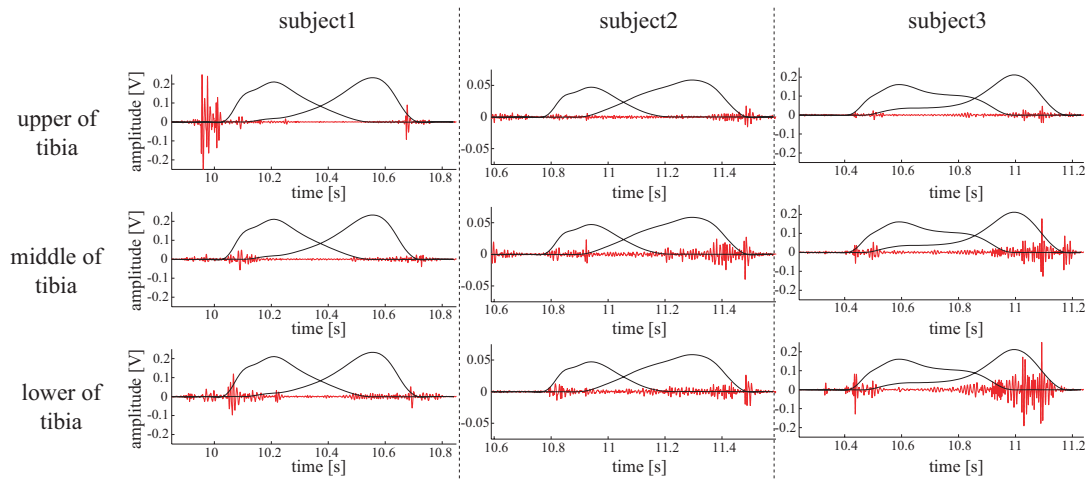


Fig. 4 Inter-subject variance of high-frequency vibration during walking

- 被験者 1 において、脛骨粗面における接地前の振動振幅が大きい。被験者 2, 3 についても振動は生じているが、振幅が非常に小さい
- 全ての被験者について、接地時の振動と離地時の振動共に、脛骨下部の振幅が最も大きく脛骨粗面の振幅が最も小さい
- (踵接地前の振動を含めれば) 被験者全員、全ての計測点において、振動の発生するタイミングは類似している

2.3 考察

2.3.1 再現性の評価

全ての被験者について、同一被験者内においては、振幅や振動発生タイミングが毎歩ほぼ同じであることから、高周波は再現性を有していると言える。そのため、高周波に関しては各被験者について代表的な波形を 1 つ選択し、その波形で議論することが可能と考えられる。

2.3.2 被験者間の差異

各被験者毎で振幅が異なる傾向が見られたことから、振幅に関しては個人差があると考えられる。これは、体重などの生体情報の違いや、歩容の違いなどによるものと考えられる。一方、

振動の生じるタイミングは被験者間で大きな差異はないため、個人差はないものと考えられる。

2.3.3 高周波の発生要因

高周波が発生するタイミングに着目することで、計測された高周波は以下の 5 つの振動に分類されると考えられる。

- 1) 踵接地前振動：踵接地の直前に生じている振動
- 2) 踵接地後振動：踵接地直後に生じている振動
- 3) つま先接地後振動：つま先接地直後に生じている振動
- 4) 踵離地後振動：踵離地からつま先離地までの間に生じている振動
- 5) つま先離地後振動：つま先離地の直後に生じている振動

この 5 つの振動の発生要因を考察する。

1 つ目の踵接地前振動は、被験者によって個人差はあるものの、およそ踵接地から 50 ~ 100 ms 前に高周波が生じている。踵接地の 50 ~ 100 ms 前は、膝関節角度が 0 度 (伸展状態) の極値をとるタイミングであるため⁵⁾、踵接地前振動は膝の伸展によって生じた衝撃に起因する可能性がある。

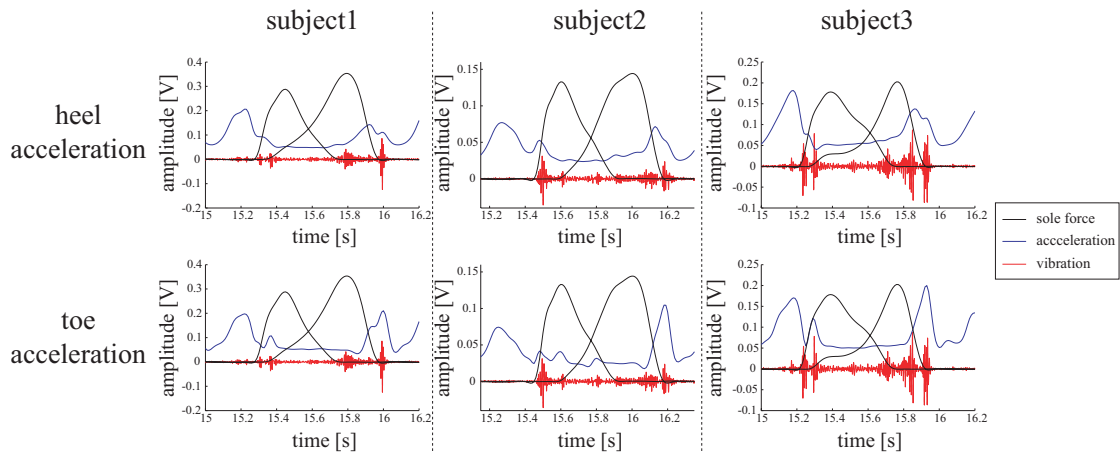


Fig. 5 High-frequency vibration soon after TO(toe off)

2つ目の踵接地後振動と3つ目のつま先接地後振動は、いずれも足裏踏力の立ち上がりの直後に高周波が生じているため、接地による衝撃が起因である可能性が考えられる。

4つ目の踵離地後の振動は、予備実験により、フォースプレートの有無による振動の違いを調べたところ、フォースプレート無しの場合に振動があまり観測されなかったため、足裏に装着したフォースプレートによる影響である可能性が示唆されている。

5つ目は、つま先離地直後の振動である。被験者全員において、つま先離地の直後に振動が生じている。この振動の生じる要因は、離地時の蹴り出しによる衝撃であると考えられる。その場合、つま先離地直後に足先の加速度がピークとなり、さらに加速度ピークと振動の発生タイミングが一致するはずである。そのため、つま先離地後振動の要因を検証するために、足先の加速度と高周波発生タイミングの比較を行った。加速度はフォースプレートにより計測された3軸加速度の大きさ(二乗和の平方根)とした。

結果を Fig. 5 に示す。まず、つま先離地直後に踵加速度、つま先加速度ともにピークをとっていることがわかる。このことから、つま先離地直後には下肢に何らかの衝撃が生じていると考えられる。

また、加速度ピークと振動の発生タイミングを比較すると、つま先の加速度と振動の発生タイミングがほぼ一致していることがわかる。これは、つま先蹴り出しの衝撃によって高周波が生じている可能性を示唆している。

3. 筋活動変化時の振動計測実験

振動が筋中も伝播するか調べるために、筋活動が変化した際の振動波形を比較する。筋活動が変化した際に、高周波の振動波形も変化するれば、高周波は筋中も伝播したと考えられる。

3.1 実験方法

実験システムを Fig. 6 に示す。実験システムは、打撃装置、振動センサ、筋電計で構成される。

打撃装置は小型加振機 (EMIC, 511-A) に固定されており、アルミ素材の $40 \times 60 \times 10$ mm の部分が可動部となっている。打撃面の上に足を乗せることで、足裏の特定の部位を打撃することが可能である。

筋活動の計測には、マーカ型の筋電計 (日本光電, WEB-7000) を用いる。この筋電計は面積が小さく場所を取らないため、振動計測の妨げにならないと考えられる。

振動センサはピエゾフィルムを用いる。

以上の実験システムを用いて、筋活動変化時の振動計測実験を行った。座位姿勢で打撃装置

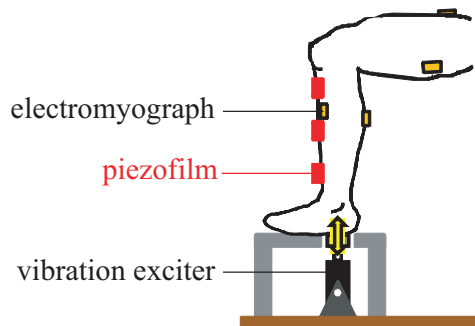


Fig. 6 Experimental configuration

の上に左足を乗せ，筋活動レベルを複数変化させた際の足裏打撃による振動を計測した．足を打撃装置に固定するような拘束はしなかった．

筋活動レベルは，随意収縮により制御させた．被験者には，拮抗関係の筋を同時に収縮させることで，姿勢を変化させずに足裏の押し付け力を変化させないような状態のまま，筋活動レベルのみを変化させるよう指示した．実験中は，被験者に筋電計のデータをリアルタイムでモニタリングしてもらい，筋活動の制御を行わせた．筋電の計測位置は，大腿部と下腿部の6点（大腿直筋，内側広筋，外側広筋，大腿二頭筋，前脛骨筋，腓腹筋内側頭）とした．筋活動レベルは，以下の2条件で変化させた．筋活動を4段階に変化させる制御方法は，脱力時を1段階目とし，それを基準に被験者の主観で4段階まで変化させることとした．

- 1) 大腿部の拮抗関係の筋（大腿直筋と大腿二頭筋）を4段階に変化させた場合
- 2) 下腿部の拮抗関係の筋（前脛骨筋と腓腹筋内側頭）を4段階に変化させた場合

打撃波形は，1 Hzの逆ノコギリ波とした．最大打撃力は5 N，打撃回数は1試行につき9打撃とした．打撃位置は以下の2条件とした．

- 1) 左足のつま先（拇指球）
- 2) 左足の踵

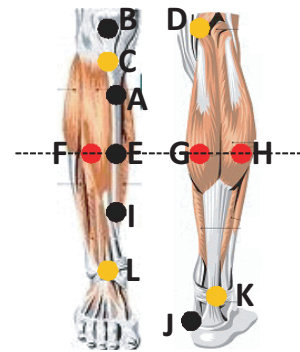


Fig. 7 Vibration measurement point

振動計測位置は，Fig. 7に示す12点とした．ピエゾフィルムを4つ使用し，12点の計測位置に対して以下の3回に分けて計測を行った．

- 1) 膝関節周辺（A：脛骨粗面，B：膝蓋骨，C：膝蓋腱，D：大腿二頭筋の腱）
- 2) 下腿中央部（E：脛骨中央，F：前脛骨筋，G：腓腹筋内側頭，H：腓腹筋外側頭）
- 3) 足関節周辺（I：脛骨下部，J：踵骨内側，K：アキレス腱，L：前脛骨筋の腱）

以上をまとめると実験条件は，筋活動レベルの変化が2通り（大腿部活動時，下腿部活動時），打撃位置が2通り（つま先打撃，踵打撃），振動計測位置が3通り（膝関節周辺，下腿中央，足関節周辺）の12条件である．

サンプリング周波数は20 kHzとし，10秒間の計測を行った．被験者は健常な成人男性1名とした．

3.2 実験結果

結果の例として，踵打撃時・大腿活動時の計測結果をFig. 8に示す．

左から4列目までが各計測位置における振動波形を表しており，右の2列は筋電波形を示している．筋電波形は，左側が大腿直筋，右側が前脛骨筋のものである．グラフは下の段ほど筋活動レベルが大きいことを表している．また，それぞれの条件において，5打撃分の振動波形の加算平均波形を描画している．

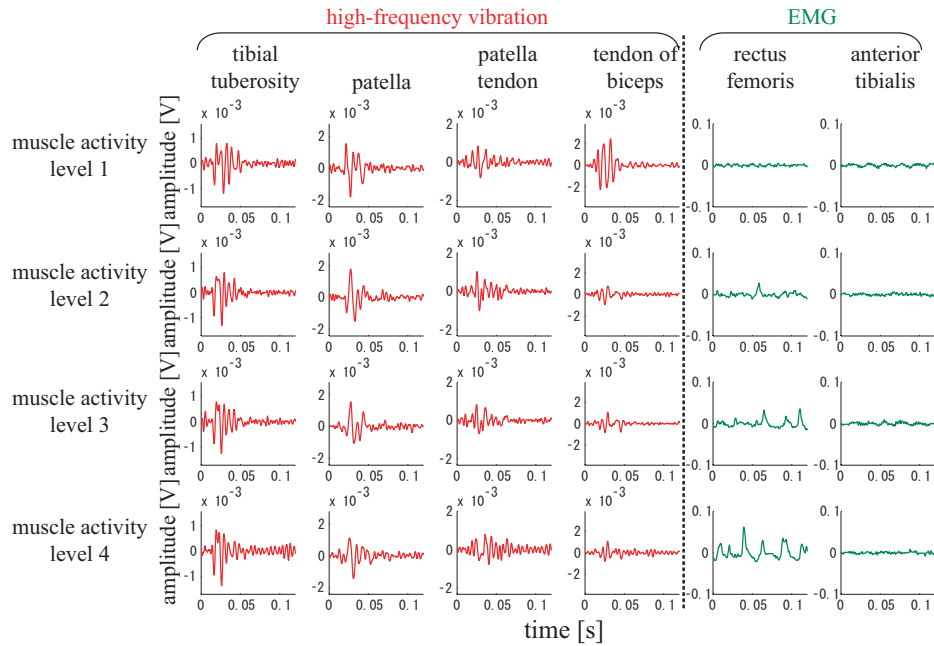


Fig. 8 High-frequency vibration on each muscle activate level (vibration measurement point : A ~ D, hitting point:heel, activating muscle:thigh muscle)

Fig. 8を見ると、筋活動が変化しても振動波形に変化が見られない計測位置や、左から2列目のように筋活動レベルが増加すると共に振動波形が変化する計測位置、また、左から4列目のように筋活動レベル1の時のみ振動波形が異なる場合の3通りの傾向が見られた。

全ての条件について、計測結果を以上の3パターンに分類した結果を Fig. 9 に示す。Fig. 9 より、踵打撃時において、下腿活動時は膝関節付近で振動波形が変化する傾向があるのに対し、大腿活動時は振動波形が変化する傾向は見られない。また、下腿活動時において、踵打撃時は膝関節周辺の振動波形が変化する傾向があるのに対し、つま先打撃時では膝関節だけでなく足関節付近でも振動波形が変化する傾向が見られる。

3.3 考察

筋活動が変化すると振動波形も変化する要因として、以下の2つが考えられる。

- 1) 活動している筋中を振動が伝播する場合
- 2) 筋活動の変化による関節剛性の違いが影響する場合

要因1を満たす場合、下腿活動時に膝関節付近で振動波形が変化するはずである。Fig. 9 より、

下腿活動時において踵打撃時とつま先打撃時どちらも膝関節周辺の振動波形が変化していることから、足裏にインパルス打撃が加わった際に生じる高周波は、骨だけでなく筋中也伝播すると思われる。

また要因2を満たす場合、例えば下腿活動時につま先を打撃した場合は、足関節剛性の影響が出ると考えられるため、下肢全体の振動波形が変化するはずである。Fig. 9 より、下腿活動時のつま先打撃時において、下肢全体での振動波形の変化が見られたことから、足裏にインパルス打撃が加わった際に生じる高周波は、関節剛性の変化の影響も受けると考えられる。

一方で、大腿活動時、つま先打撃において膝関節付近の振動波形が筋活動の影響を受けている現象は、要因1, 2では説明できない。要因1, 2以外の要因としては、筋活動による筋骨格の高速条件の変化などが考えられる。例えば、大腿部の活動によって腱の付着した脛骨が引きつけられ、脛骨の拘束条件が変化するために、脛骨上を伝播する振動が影響を受けた可能性などが考えられるが、詳細は今後明らかにする必要がある。

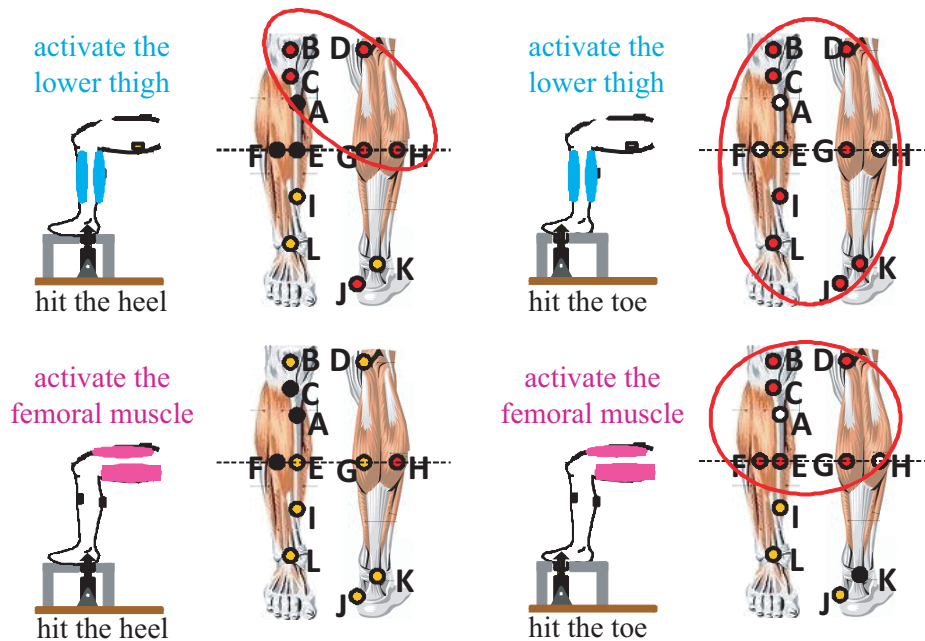


Fig. 9 Evaluation of muscle affects for vibration propagation

4. 結言

本稿では、歩行中の下肢の高周波の伝播特性の調査を目的とした。具体的には、歩行中に高周波が生じているタイミングを調べるために歩行時の下肢における振動伝播の計測を行い、高周波の伝播経路を調べるために筋活動変化時の足裏打撃による下肢の振動伝播の計測を行った。

歩行時の振動伝播の計測では、下肢では接地のタイミングだけでなく、踵接地前、つま先離地後など複数のタイミングにおいて高周波が生じていることが明らかとなった。また、つま先離地後振動はつま先で床面を蹴り出す際の衝撃が起因となって生じている可能性が示唆された。これらの結果は、高周波の振動情報を用いて歩行周期を同定するという技術への応用が期待される。

筋活動変化時の下肢の振動伝播計測では、筋の活動が変化した際に高周波の振動波形も変化する可能性があることから、高周波が筋中も伝播している可能性を示した。それだけでなく、筋活動によって関節の剛性が変化するなどで高周波の伝播特性が変化するなど、筋中を伝播しなくても高周波が筋活動の影響を受ける可能性が

示唆された。これらの結果をさらに調査することで、高周波の振動波形から下肢の筋活動を推定するといった技術への応用が期待される。

謝辞 本研究は内閣府の最先端・次世代研究開発支援プログラムの支援を受けて行われた。

参考文献

- 1) Attila A. Priplata, Benjamin L. Patriitti, James B. Niemi, Richard Hughes, Denise C. Gravelle, Lewis A. Lipsitz, Aristidis Veves, Joel Stein, Paolo Bonato and James J. Collins: "Noise-Enhanced Balance Control in Patients with Diabetes and Patients with Stroke," *Annals of Neurology*, vol. 59, pp.1-12, 2006.
- 2) P Katonis, A Papousidakis, A Aligizakis, G Tzanakakis, GM Kontakis, PJ Papagelopoulos, *Mechanoreceptors of the Posterior Cruciate Ligament*, *The Journal of International Medical Research*, 36, pp 387-393, 2008.
- 3) Tuomas Liikavainio, Timo Bragge, Marko Hakkarainen, Jukka S. Jurvelin, Pasi A. Karjalainen, Jari P. Arokoski, *Reproducibility of Loading Measurements With Skin-Mounted Accelerometers During Walking*, *Arch Phys Med Rehabil Vol 88*, July 2007.
- 4) James M. Wakeling, Benno M. Nigg, *Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity*, *J Appl Physiol*, 90, pp 412-420, 2001.
- 5) Neuman DA, *Kinesiology of the Musculoskeletal System; Foundations for Physical Rehabilitation*, Mosby, 2002.