

平成 26 年度

順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科 修士論文

コンプレッションウェアの着用が
ランニングにおける
下腿筋群の振動に及ぼす影響

氏名 大野 日向

論文指導教員 桜庭 景植

合格年月日 平成 27 年 2 月 23 日

論文審査員

主査

廣津信義

副査

柳谷登志雄

副査

桜庭景植

目次

第 1 章 緒言.....	1
第 2 章 関連文献の考証.....	3
第 1 節 コンプレッションウェア着用による効果.....	4
(1) コンプレッションウェアとは.....	4
(2) コンプレッションウェアの着用が競技能力に及ぼす影響.....	5
(3) コンプレッションウェアの着用が筋力に及ぼす影響.....	5
(4) コンプレッションウェアの着用が持久力に及ぼす影響.....	6
(5) コンプレッションウェアが生理的応答変化に及ぼす影響.....	6
第 2 節 運動時に生じる筋の振動.....	7
(1) 運動時に生じる筋の振動とは.....	7
(2) 筋の振動が身体に与える影響.....	7
(3) 運動時に生じる筋の振動を定量する方法.....	8
(4) 運動時に生じる筋の振動を分析する方法.....	9
第 3 章 目的.....	11
第 4 章 方法.....	12
第 1 節 被験者.....	12
第 2 節 実験デザイン.....	12
(1) 使用したコンプレッションウェア.....	12
(2) 周囲径の測定.....	12
(3) 下腿部の筋横断面の撮像と体積の算出.....	12
(4) ランニング時に生じる下腿部の筋群における振動の測定.....	13
(5) ランニング時の接地時間の算出.....	14
(6) ランニング時に生じる下腿部の筋群における振動の分析.....	14
第 3 節 実験期間および環境条件.....	15
第 4 節 統計処理.....	15
第 5 章 結果.....	16
第 1 節 コンプレッションウェアの着圧による下腿部の筋群における変化.....	16
(1) 下腿部の筋群における断面積.....	16
(2) 下腿部の筋群における体積.....	16

第2節	ランニング時に生じる下腿部の筋群における振動.....	16
(1)	接地時間.....	16
(2)	接地時における加速度.....	16
(3)	接地から離地までのパワーの総和.....	17
(4)	10Hz から 20Hz の周波数帯域におけるパワーの総和.....	17
第6章	考察.....	18
第1節	コンプレッションウェア着用による接地時における加速度の最大値の低下..	18
第2節	コンプレッションウェア着用による振動量の変化.....	20
第3節	コンプレッションウェア着用による下腿筋群における体積の差について.....	21
第4節	コンプレッションウェアの着用が振動に及ぼす影響について.....	21
第5節	本研究の限界について.....	22
第7章	結論.....	23
第8章	要約.....	24
	引用文献一覧.....	25
	Abstract.....	29
	図表.....	31
	資料 1.....	41

第1章 緒言

近年、競技スポーツや健康作りを目的とした運動時にコンプレッションウェアを着用する人が増加している。コンプレッションウェアとは、身体に適度な着圧が課されるように設計されたスポーツウェアの総称である。コンプレッションウェアの着圧によって筋や組織が圧迫されることで、パフォーマンスは向上し、運動中や運動後の疲労を軽減すると言われている²²⁾。たとえば、Y社のコンプレッションウェアの宣伝においては、“筋の振動を抑制する”，“身体の動きをスムーズにする”，“筋力パフォーマンスを高める”そして“筋疲労を軽減する”と記載されている。しかし、これらの科学的根拠は乏しく、示されていない。

コンプレッションウェアが、パフォーマンスを向上させる知見はいくつか報告されている。たとえば、段階的に速度を増加させ被験者が耐えられる限界までランニングを行かせた際の総走行距離が増加することや¹⁹⁾、連続的な垂直跳びを行かせた際の跳躍高の低下を抑制することが報告されている²⁰⁾。よって、アスリートをはじめスポーツ愛好家などに対してコンプレッションウェアは有益である可能性が高いと考えられる。これらの効果が得られる科学的根拠として、コンプレッションウェアの着用により生理的応答変化が向上することが挙げられている。Belluyeら⁴⁾はコンプレッションウェアの着用により、より少ない酸素摂取量でトレッドミル上でのランニングを継続することができたと述べている。Kemmlerら¹⁹⁾は、最大運動強度下のランニング時の血中乳酸濃度の上昇がコンプレッションウェアを着用することで抑制されたと報告している。パフォーマンスおよび生理的応答変化が向上した要因として、コンプレッションウェアの着圧により筋や組織が圧迫されることが考えられる。筋や組織が圧迫されることにより運動時の筋群や関節周りのモーメントに対して力学的な変化が加わることが予想される。それによりエネルギー消費が抑制され、運動の効率が向上した可能性が考えられる。さらに、筋や組織が圧迫されることでたわんだ筋や組織が押さえつけられ、運動時に生じる筋の振動が抑制されることが期待される。このように、コンプレッションウェアによる物理的な動きの変化を捉えることで、パフォーマンスや生理的応答変化が向上したメカニズムが明らかになる可能性が考えられる。そこで、本研究ではコンプレッションウェア着用により得られた効果の要因であると考えられているコンプレッションウェアが運動時に生じる筋の振動に与える変化について力学的観点から検討する。

コンプレッションウェアの効果としてメーカーの広告では、運動時に生じる筋の振動を

抑制させると謳っている。運動時に生じる筋の振動は、主にジャンプ動作や繰り返し動作時に発生し、ランニングにおいては接地・離地を繰り返すごとに連続して起きている³⁸⁾。また、振動が筋に及ぼす影響に関する先行研究では、人工的に大腿部に振動を与えた結果、膝関節の伸展筋筋力が低下することが報告されている⁴⁴⁾。さらに、人工的に筋に振動を与えることにより筋力発揮時の運動単位の動員数は増加することや¹³⁾、振動する台に立った時の筋活動が増加することが報告されている^{13,43)}。振動によって筋活動が増加するメカニズムについて、Griffin ら¹³⁾は振動が筋に加わることにより筋紡錘が引き伸ばされ、筋放電が生じることを報告している。これらのことから、運動時に生じる筋の振動が、パフォーマンスを低下させ、筋を疲労させる可能性が考えられ、振動を抑制することは運動を行う上で重要であると考えられる。

以上のことから本研究では、はじめにコンプレッションウェアの着圧が下腿筋群に及ぼす影響について、下腿筋群の形状の変化から検証する。そして、コンプレッションウェアの着用がランニングによって生じる下腿筋群の振動への影響について着目し、コンプレッションウェアの効果を検討する。コンプレッションウェアを着用することによってランニング時に生じる筋の振動を抑制することが出来れば、余分な筋活動を抑制し、筋疲労を軽減させる可能性が考えられる。コンプレッションウェア着用による運動時に生じる振動の変化は、短時間の運動においては微細な変化に過ぎないことが推測される。しかし、マラソンなどの長時間の運動においては、微細な変化が積み重なり、障害予防や疲労軽減などに対して大きな効果が得られる可能性が考えられる。さらに、本研究で得られた結果は今後のウェアの開発・改良に有益な知見をもたらすことができると考える。

第2章 関連文献の考証

本章では、本研究の題材が近年着目されているものなのか否かについて明らかにし、論理を展開する上で必要な知見を整理する。

本研究では、コンプレッションウェアの着用がランニングによって生じる下腿筋群の振動への影響について着目した。よって、研究を進行する上で論理を展開するためにコンプレッションウェアと筋に生じる振動について2015年1月17日の時点で公表されている学術論文を文献検索サイト PubMed にて調査した。

コンプレッションウェアに関する学術論文について、文献検索サイト PubMed を使用して検索すると、「Compression wear」で378編と多くの論文を検索することができる。また、そのうち過去10年間で公表された論文は222編であった。よって、近年コンプレッションウェアは注目されている研究題材と言える。さらに、詳細にコンプレッションウェアに関する学術論文について検索すると「Compression wear / Performance」で32編、「Compression wear / Muscle」で29編、「Compression wear / Physiological」で11編、「Compression wear / Fatigue」で31編の論文がそれぞれ検索できる。これらのように、コンプレッションウェアに関する学術的知見は数多く報告されており、主に競技能力、生理的応答変化に着目して検証されている。よって、第1節にてコンプレッションウェアの定義と由来、コンプレッションウェア着用による効果については「競技能力」、「筋力」、「持久力」、「生理的応答変化」の4つの観点から関連文献の考証を行う。それに伴い、第1節の構成は、(1) コンプレッションウェアとは (2) コンプレッションウェアの着用が競技能力に及ぼす影響 (3) コンプレッションウェアの着用が筋力に及ぼす影響 (4) コンプレッションウェアの着用が持久力に及ぼす影響 (5) コンプレッションウェアが生理的応答変化に及ぼす影響とした。

さらに、本研究ではコンプレッションウェアが運動時に生じる筋の振動に及ぼす影響に着目して研究を行った。そのため、筋に生じる振動に関する学術論文について、文献検索サイト PubMed を使用して検索すると、「Muscle vibration」で3306編と非常に多くの論文を検索することができる。また、そのうち過去10年間で公表された論文は1393編であった。よって、近年筋に生じる振動は注目されている研究題材と言える。さらに、詳細に筋に生じる振動に関する学術論文について検索すると「Muscle vibration / Performance」で439編、「Muscle vibration / Fatigue」で170編、「Soft tissue / Vibration」で290編の論文がそれぞれ検索できる。これらのように、筋に生じる振動に関する学術的知見は数

多く報告されており、主に筋に生じる振動が運動を阻害することや振動を利用することでトレーニング効果が高まることなどが言われている。よって、第2節にて運動時に生じる筋の振動を定義し、筋の振動が身体に与える影響について、筋の振動を定量する方法および分析方法について関連文献の考証を行う。それに伴い、第2節の構成は(1)運動時に生じる筋の振動とは(2)筋の振動が身体に与える影響(3)運動時に生じる筋の振動を定量する方法(4)運動時に生じる筋の振動を分析する方法とした。

第1節 コンプレッションウェア着用による効果

(1) コンプレッションウェアとは

コンプレッションウェアは、従来の足を細く見せるなどのファッションに用いられるようなタイツと異なり、身体に適度な着圧が課されるように設計されたスポーツウェアの総称であると言われている²²⁾。コンプレッションウェアには、上半身を圧縮するシャツタイプや下半身を圧縮するタイツタイプ、そして腕や脚などの限定した部位のみを圧縮するタイプなど様々な種類のものが販売されており、着圧については着用部位全体に均一に圧が加わるものや、段階的に圧が変化し、着用部位によって加わる圧が異なるものなどもある。よって、着圧は様々であるものの、運動時の身体に対して有効な着圧の程度は明らかにされていない。松本ら²⁴⁾は、大腿部に6種類(0,10,20,30,40 および 50 mmHg)の強度で圧迫した際の膝関節伸展トルクに及ぼす影響について調査している。その結果、20 mmHg条件でのみ膝関節伸展トルクが増加し、40 および 50 mmHg条件では膝関節伸展トルクが減少したことを報告している。このことから、着用部に対して適度な圧が加わらなければ筋力向上などの効果は得られず、逆に阻害してしまう可能性も示唆される。コンプレッションウェアの起源について佐藤ら³⁴⁾は、着圧が高い衣服が日本で初めて、スポーツ場面の使用を目的として販売されたのは1991年と述べている。それ以前は、下肢静脈瘤やリンパ浮腫の治療¹⁴⁾および術後の深部静脈血栓症の予防³⁴⁾などを目的として医療分野において弾性ストッキングやタイツが使用されていたことが報告されている。静脈疾患患者を対象にした研究では、安静時に弾性ストッキングを着用することで、下肢における血液貯流を軽減させること³⁵⁾、歩行中に弾性ストッキングを着用することで、下肢静脈の鬱滞が抑制させることが報告されている¹⁾。一方、静脈疾患を有さない一般男性を対象にした研究であっても同様の効果が得られることが報告されており¹⁵⁾、このような背景からスポーツ現場でも着圧によって筋や組織を圧迫するコンプレッションウェアが使用されるように

なつたと考えられる。

(2) コンプレッションウェアの着用が競技能力に及ぼす影響

コンプレッションウェアの着用が競技能力に及ぼす影響については、簡易的な運動であるため比較しやすいことや同じ動作が繰り返される点から主にジャンプ動作およびランニング動作の2つの観点から検討している。

コンプレッションウェアの着用がジャンプ動作に及ぼす影響について検討した先行研究によると、運動習慣のある男女20名を対象にした研究では、コンプレッションウェアを着用することによって反動付き垂直跳びの跳躍高が増加したことを報告している²⁰⁾。また、トップリーグに所属する男女バレーボール選手36名を対象にした研究では、反動付き垂直跳びの最大跳躍高がコンプレッションウェアを着用することで増加したことを報告している。さらに、コンプレッションウェア着用条件の連続して10回垂直跳びを行った時の跳躍高の低下がコンプレッションウェアを着用することで抑制されたことを示唆している²⁰⁾。これらのことから、コンプレッションウェアを着用することでジャンプ動作の向上が期待される。

コンプレッションウェアの着用がランニング動作に及ぼす影響について検討した先行研究によると、Doanら¹⁰⁾は大学陸上競技部に所属する短距離および跳躍を専門種目とする男子10名を対象に60m走を行わせ、コンプレッションウェアの効果を調査している。その結果、コンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件で疾走時間に差はみられなかったが、ランニング時の接地期における股関節屈曲の関節角度が非着用条件に比べ、コンプレッションウェア着用条件で低値を示したことを報告している。このことから、ランニング時の重心の上下動を抑制させることを示唆している。

(3) コンプレッションウェアの着用が筋力に及ぼす影響

松本ら²⁴⁾は、健康な一般成人男性28名を対象に、大腿部にコンプレッションウェアの着圧に相当する20 mmHgの圧を与え、経皮的な電気刺激により誘発した等尺性膝関節伸展トルクを測定した。その結果、0 mmHg条件に比べ20 mmHg条件で等尺性膝関節伸展トルクが増加したことを報告している。膝関節伸展トルクが増加した要因として、大腿部を圧迫することで大腿四頭筋の筋腹部分の振動が抑制され、筋張力がより効率的に膝蓋腱に伝えられたことを示唆している。

(4) コンプレッションウェアの着用が持久力に及ぼす影響

コンプレッションウェアの着用が持久力に及ぼす影響について検討した先行研究によると、Ali ら²⁾は運動習慣のある大学生男子 14 名を対象に、コンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件でシャトルランを行わせ、1 時間後に 10 km 走を行わせた。その結果、シャトルランの総走行距離、10 km 走の完走タイム、心拍数、自覚的運動強度に条件間で差はみられなかったが、運動終了の 24 時間後に筋痛の程度がコンプレッションウェアを着用することで抑制されたことを報告している。さらに、Kemmler ら¹⁹⁾は、ランニングクラブに所属する男性ランナー 21 名を対象に、疾走速度が段階的に増加するトレッドミル上でのランニングを被験者が耐えられる限界まで行わせた。その結果、コンプレッションウェアを着用することで、総疾走時間と総仕事量が増加し、ランニング時の無酸素性作業閾値も増加したことを報告している。また、Miyamoto ら³⁰⁾は、成人男性 16 名を対象にトレッドミル上で時速 12 km のランニングを 30 分行わせ、ランニング前後の磁気共鳴画像診断装置 (MRI) による T2 強調画像を取得し、コンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件で比較した。その結果、コンプレッションウェアを着用することで大腿筋群における T2 の値が低値を示し、筋疲労が軽減されたことを報告している。

(5) コンプレッションウェアが生理的応答変化に及ぼす影響

コンプレッションウェア着用によるパフォーマンスの向上および疲労を軽減させる要因として、生理的応答変化の向上が挙げられている。ウォーキングやランニングなどの運動においては、コンプレッションウェアの高い着圧により、筋の収縮と弛緩を繰り返して血流の循環を促すミルキングアクションの効果が高まることで、静脈還流量が増加し、血液循環が促進されるとも考えられている。早田ら³⁵⁾は、下腿のみを覆うコンプレッションウェアの着圧により、静脈の血管張力が下がることで、下肢静脈コンプライアンスが上昇し、静脈還流が促進されることを報告している。また、Perrey³³⁾は、コンプレッションウェアの効果として、15~20 mmHg の圧が、着用部に加わることで、組織圧が上昇することにより、末梢の筋血流が増加し、筋内の酸素動態が改善すると述べている。さらに、村瀬ら²⁹⁾は、健康な成人男性 14 名を対象に、下腿を覆うコンプレッションウェアを着用させ、自転車エルゴメーターを疲労困憊になるまで行わせた。その結果、筋酸素飽和度が上昇したことを報告している。これらのことから、筋酸素飽和度と静脈還流量は密接な関係があ

り、筋酸素飽和度が上昇することによって、静脈還流が促進されることが示唆されている。さらに、コンプレッションウェアを着用することで、酸素摂取量や心拍数が増加することも報告されている^{4,16)}。石井ら¹⁶⁾は、自転車エルゴメーターを用いたランブ負荷試験において、無酸素性作業閾値における運動強度の心拍数および酸素摂取量が増加したと報告している。また、Belluyeら⁴⁾は訓練されたランナー6名を対象に、10 km, 12 km, 14 km, 16 kmを最大酸素摂取量80%の運動強度でランニングを行った。その結果、運動開始前と運動終了後の酸素摂取量の差から算出したエネルギーコストがコンプレッションウェアを着用することで抑制されたことを報告している。また、その要因としてランニング中に生じた軟部組織の振動が抑制されたことにより、少ないエネルギーで運動を続けることができたことと示唆している。

第2節 運動時に生じる筋の振動

(1) 運動時に生じる筋の振動とは

コンプレッションウェアを着用することによるパフォーマンスなどの向上や疲労を軽減させる要因として、力学的観点では運動時に生じる筋の振動が抑制されることが考えられている。しかし、コンプレッションウェアを着用することで実際に筋の振動が抑制されるか否かについては科学的根拠が乏しく、示されていない。本研究において運動時に生じる筋の振動は、先行研究に倣い^{6,7,8,10,42,43,44)}、筋や脂肪などの皮下組織を含めた軟部組織に生じる振動と定義した。軟部組織の振動は、主にジャンプ動作や繰り返し動作時に生じることが報告されている。また、歩行やランニング動作などの接地・離地を繰り返す運動においては、接地毎に軟部組織の振動が生じることが報告されており、軟部組織の振動を減少させることにより疲労が軽減することが示唆されている⁹⁾。

(2) 筋の振動が身体に与える影響

運動時に生じる筋の振動は、動きを阻害する因子として考えられている。Bongiovanniら⁹⁾は、健常な男女25名を対象に脛骨上に貼付した振動機で150 Hzの振動を足関節背屈筋力発揮時に与えた。その結果、最大発揮筋力が低下し運動単位の動員数が増加したことを報告している。またDupuisら¹¹⁾やGilioliら¹²⁾は、振動が身体に加わることで、神経伝達速度や固有感覚受容器の感受性が低下し、筋発揮の立ち上がり速度が低下し、最大筋力に到達する時間が遅くなることや関節位置覚が低下することを報告している。

Wakeling ら⁴³⁾は運動習慣のある大学生男女 20 名に対して、振動する台に立たせたところ、通常立位時にはみられなかった筋活動が発生したことを報告している。Griffin ら¹³⁾によると筋に振動を与えると人体の筋腱複合体は収縮と弛緩を繰り返すと述べている。さらに、6 Hz の振動を腓腹筋に与えると腓腹筋は全長の約 1 % の伸張とそれに伴う筋電図の増加を報告している。このことから、振動刺激による筋線維の伸張が伸張反射を誘発していることを示唆している。伸張反射とは、筋線維の集合体である筋が受動的に急に引き伸ばされた直後に、筋の長さを一定に保つために反射的に起こる筋収縮である。つまり、筋の長さを感じ取る筋紡錘が振動による筋の伸張を感じ、筋が一定の長さを保つために筋が反射的に収縮することのより、筋放電が生じると言われている³⁹⁾。さらに、森ら²⁸⁾は健康成人男性 13 名を対象にスクワットを行わせ、振動機によって人工的な振動刺激を 0, 18, 30 Hz の条件で与えた際の筋活動を測定した。その結果、より高い周波数の刺激を与えることで筋活動が増加したことを報告している。また、その要因として振動刺激を与えたことで緊張性振動反射によって筋活動が増加したことを示唆している。緊張性振動反射とは、骨格筋に微細振動刺激が加わることにより、 α 運動神経が興奮し、発生した遠心性インパルスによって筋収縮が起こることである⁴⁰⁾。さらに、伊藤ら¹⁷⁾は健康成人 7 名を対象にスクワットおよび膝関節 30° 屈曲位にて振動板を用いて 10 Hz と 30 Hz の振動刺激を与えた。その結果、より高い周波数の振動刺激でトレーニングを行った方が METS と脈拍数が増加したことを報告している。

以上のことから、運動時に筋に振動が生じることで、最大発揮筋力や神経伝達速度、固有感覚受容器の感受性が低下することが明らかにされている。よって、運動時に生じる筋の振動は動きを阻害する因子となり得る可能性がある。さらに、振動によって筋紡錘が刺激され筋活動が生じることから、振動を抑制することはパフォーマンスの向上や疲労の軽減につながると考えられる。

(3) 運動時に生じる筋の振動を定量化する方法

筋の振動を定量する方法として、加速度計を皮膚表面に貼付する方法や反射マーカを皮膚表面に貼付して、高速度カメラで反射マーカの動きを撮影し、モーションキャプチャシステムを用いて分析する方法が主に用いられている。さらに、比較項目としては物体に力が作用した際に生じる加速度や物体の移動量を示す変位、1 秒間あたりの振動数を示す周波数で振動を評価している。Coza ら⁹⁾は、一般大学生男子 6 名、女子 4 名を対象に、

歩行時の大腿部の筋および皮下組織を含めた軟部組織における振動を加速度計とモーションキャプチャシステムの2つの方法で評価し、比較した。その結果、大腿部の最大加速度と試技間の誤差に測定方法の違いに大きな違いはみられなかったと報告している。しかし、加速度計で軟部組織の振動を測定した方が周波数を比較した時の試技間差が低値を示すことを報告している。このことから、ランニング時の歩行に比べて、さらに動的な運動である振動を測定する際には、加速度計を用いて軟部組織の振動を定量することを推奨している。

本研究は、コンプレッションウェアを着用することによってランニング時における筋の振動の変化に着目して研究を行う。その際の筋における振動の変化は、微細なものであることが考えられるため、本研究では加速度計を腓腹筋内側部に貼付し、振動を計測する。

(4) 運動時に生じる筋の振動を分析する方法

運動時に生じる筋の振動を分析する方法として、周波数解析（スペクトル解析）が用いられている^{6,7,42}。周波数解析とは、ある現象の波形をフーリエ変換することで成分周波数ごとに分解することを指す。ある現象の波形は、1秒間に振動する回数が異なるいくつかの単振動が合成することで構成されており、周波数解析を行うことで各振動におけるパワーの周波数分布を示すことができる。周波数解析することによって得られたパワーは、フーリエ変換の途中式から各周波数成分における振幅の2乗に比例する。よって、パワーの単位は分析対象とした波形の振幅の単位²となる。また、周波数解析におけるパワーは信号や波の強さを単位時間あたりの値に変換したものである。つまり、各周波数がある現象の波形にどの程度含まれているかを示すことができる。よって、力学的な仕事率を意味するパワーとは意味が異なるが、周波数解析におけるパワーと力学的なパワーは比例関係である場合が多いとされている¹⁸。周波数分布は、一般的に1秒間に振動する回数が少ない単振動の合成である低周波域と1秒間に振動する回数が多い単振動の合成である高周波域に分類することができる。5 Hz から 20 Hz の周波数帯域の振動が身体に加わると、身体の固有振動数と共振し、振幅が大きくなることで伸張反射によって筋活動が高まると報告されている^{13,25}。また、25 Hz 以上の周波数帯域の振動が身体に加わると、緊張性振動反射によって筋活動が高まると報告されている^{23,28,32,40}。一方で、ランニング時に生じる筋の振動は、接地時の衝撃によって生じた成分周波数である 1 Hz から 9 Hz を取り除いた 10 Hz から 100 Hz の周波数帯で構成されていることが明らかになっている^{6,9,42,43}。

以上のことから、コンプレッションウェアと運動時に生じる筋の振動は共に近年注目されている研究題材であることが明らかになった。また、コンプレッションウェアが運動時に生じる筋の振動に及ぼす影響について調査した学術論文は PubMed で検索するとジャンプ動作時における着地時の振動の程度を反射マーカの移動量で比較しているものだけであった。よって、コンプレッションウェアがランニング時に生じる振動に及ぼす影響について調査した研究は行われてはいない。さらに、コンプレッションウェア着用による効果は、筋や組織が圧迫されたことで得られたと考えられている。しかし、コンプレッションウェアの着圧によって筋や組織の形態や形状の変化について調査した研究は行われておらず、コンプレッションウェアに関する研究を行う上で、着用時の身体の変化を確認する必要があると考える。

第3章 目的

コンプレッションウェアの着用がランニング時に生じる下腿筋群の振動に及ぼす影響について検討した。

第4章 方法

第1節 被験者

被験者は、順天堂大学に在籍する下肢に傷害を有さない男子中長距離競技者 5 名（平均年齢：22.4±3.8 歳、身長：170.1±2.1 cm、体重：58.6±2.9 kg）とした。

被験者の下腿部の最大周囲径を測定し、企業が記したウェアの適合サイズをもとにサイズを選定した（下腿長近位 30 %における下腿周囲径：35.0±3.4 cm、ウェアの適合サイズ：32 から 42 cm）。コンプレッションウェアを着用しない条件（非着用条件）とコンプレッションウェアを着用する条件（着用条件）の 2 条件でそれぞれ測定を行った。

被験者には実験に先立って、本研究の目的、内容、手順や考えられる危険性、また事故等が発生した場合の対処や保障について、口頭および文書によって十分な説明を行い、被験者として同意を得た（資料 1）。

なお、本研究は順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科倫理委員会の承認を得た上で実施した（順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科倫理委員会第 26・14 号）。

第2節 実験デザイン

(1) 使用したコンプレッションウェア

本研究で使用したコンプレッションウェアは、腰部から足首を覆う着圧が腰部から足部にかけて段階的に着圧が高くなるロングスパッツタイプ（STB A2005 ,YONEX 社製：下腿部着圧：19.7 mmHg を使用した（図 1）。

(2) 周囲径の測定

使用するコンプレッションウェアのサイズを選定するために、下腿部の周囲径をメジャーで測定した。測定は、立位にて被験者の両脚に体重が均等にかかった状態で行った。膝関節裂隙から外果までを下腿長とし、下腿長の近位 30 %の位置で測定した。その位置の周囲径をそれぞれ 3 回測定し、その平均値を用いた。単位は cm とした。

(3) 下腿部の筋横断面の撮像と体積の算出

コンプレッションウェアの着圧が下腿筋群の形状に与える変化をみるために、0.2 T の四肢専用磁気共鳴画像診断装置 E-SCAN XQ（ESAOTE 社製）を用いて、下腿部横断面画像を仰臥位にて撮像した。測定部位は、膝関節裂隙から外果までとし、スピンエコー法に

て T1 強調画像を撮像した (TR : 970 msec、TE : 18 msec、NEX : 2、マトリックス : 192 × 192、FOV : 170 × 170 mm、スライス幅 : 5 mm)。横断像から医療用画像解析ソフト OsiriX (ノーステック社製) を用いて、膝関節裂隙から外果までの下腿部の断面積を 3 回測定し、平均値を用いた。単位は cm^2 とした。なお、下腿部の断面積は皮下脂肪を除いたものとした (図 2)。また、算出した下腿部の断面積とスライス幅の積の総和から下腿部の体積を算出した (図 3)。単位は cm^3 とした。比較項目は、加速度計の貼付位置における断面積の最大値と加速度計の貼付位置における体積とした。加速度計の貼付位置における断面積の最大値は、加速度計 (高さ : 45 mm) の中心が下腿長の近位 30 % に位置するように腓腹筋内側部に貼付した部位における横断像の断面積の最大値とした。また、加速度計の貼付位置における体積は、加速度計の中心が下腿長の近位 30 % の位置になるように腓腹筋内側部に貼付した部位の 45mm 分の断面積の総和とした。

(4) ランニング時に生じる下腿部の筋群における振動の測定

ランニング時に生じる下腿筋群における振動の測定には、3 軸加速度計 (小型無線ハイブリッドセンサ II waa-010, ワイヤレステクノロジー社製 : 幅 40 mm : 高さ 45mm : 厚さ 12 mm : 質量 20 g : サンプル周波数 1000 Hz) を用いた。下腿筋群の振動を測定するために加速度計の中心が下腿長の近位 30% の位置になるように腓腹筋内側部に貼付した。なお、下腿長は膝関節裂隙から外果までとした。加速度計の軸は、水平器 (水準器ツーウェイ E-6044, エツミ社製) を用いて、X 軸 (前後方向) をトレッドミルの滑走面と平行になるように、Y 軸 (上下方向) を脛骨の長軸方向と平行になるように固定した。また、Z 軸 (左右方向) は X 軸と Y 軸それぞれが直行になる軸とした (図 4)。なお、コンプレッションウェア着用条件では加速度計を皮膚上に貼付した状態でその上にウェアを着用した。

被験者にトレッドミル (LANDICE 8700 Personal Trainer 2, LANDICE 社製) 上でのランニングと本研究で設定した走速度に慣れるまでウォーミングアップを行わせた後に、ランニング時に生じる下腿筋群における振動を計測した。設定した走速度は一般的なランナーの走速度と言われている $3.33 \pm 0.167 \text{ m/s}$ (= 5.0 min/km) とした。また、トレッドミルの速度はタコメーター (AZ-8001 Digital Contact Tachometer, HENGXIN 社製) を用いて、設定した走速度の範囲内に収まるように速度を被験者毎に調整し、速度が安定した状態を確認してから下腿筋群における振動の測定を開始した。さらに、本研究では微細

な変化を比較するため着用するシューズ（アキレス社製：質量 256 g）を統一し、踵接地でランニングを行うように被験者に指示し、接地パターンを統制した。振動の測定ではランニング中における加速度の波形の最大値と最低値の変動が 10%以内に収まっているものを安定した波形と定義した。1 分程度安定した波形が計測されたものを成功試技とし、下腿筋群における振動の分析を行った。また、上記のプロトコルをコンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件の 2 条件で 2 試技ずつ実施させた。なお、条件間と試技間で十分な休息を取り、無作為に最初に実施する条件を選定した。

(5) ランニング時の接地時間の算出

本研究では、ランニングにおける接地時に生じる下腿筋群の振動のみを分析対象とした。よって、接地から離地を定義するために接地時間を算出した。接地時間はハイスピードカメラ（EXLIM EX-F1, CASIO 社製：サンプリング周波数 300 Hz）を用いて、矢状面からランニング時の足部の動きを撮影した。接地時間は、右足部の踵が接地してからつま先が離地するまでとした（図 5）。10 歩分の接地時間を算出し、その平均値を接地時間とした。単位は s とした。

(6) ランニング時に生じる下腿部の筋群における振動の分析

本研究で計測された加速度の実測値は、下腿の足の動きや接地時のトレッドミルとシューズの摩擦などで生じた加速度を含んでおり、下腿筋群の振動で生じた加速度のみを抽出されていない。Boyer ら⁹⁾はランニング中に生じる下腿筋群の振動においては、100 Hz 以上の周波数は減衰すると報告している。よって、下腿筋群の振動で生じた加速度のみを抽出するためにランニング中の加速度信号は LabChart 7 ver.7.3.5（バイオリサーチセンター社製）を用いて 100 Hz のローパスフィルタで 100 Hz 以上の周波数を取り除いた。また、連続した加速度の波形から加速度の最大値の変動係数が 10%以内になる 20 歩を抽出した。抽出した 20 歩から加速度の最大値を検出した時点を接地とし、ハイスピードカメラから算出した接地時間を用いて離地した時点を定め、接地から離地を定義した。連続した接地から離地の加速度の 5 歩分をさらに抽出し、平均したものを分析対象とした（図 6）。比較項目は、コンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件の上下の振動の揺れ幅（Y 軸）を比較するために接地時の加速度の最大値とした。単位は m/s^2 とした。

また、接地から離地までの振動の特性を明らかにするため周波数解析を行った。Boyer^{7,8)}やWakeling⁴²⁾の方法を参考にランニング時に生じる振動における周波数の範囲である10 Hzから100 Hzの周波数分布を分析対象とした(図7)。周波数分布は、横軸は周波数(Hz)、縦軸はパワー[(m/s²)]²を示す。比較項目は、コンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件における振動の頻度を比較するためにパワーの総和とした。単位はパワーの総和[(m/s²)]²とした。さらに、ランニングの踵接地時の衝撃による下腿筋群に生じる振動の主な周波数帯域は10 Hzから20 Hzであることが報告されている⁴²⁾。よって、10 Hzから20 Hzの周波数帯域におけるパワーの総和を条件間で比較した。

第3節 実験期間および環境条件

2014年11月から12月にかけて、下腿部横断面積の測定は、スポーツ医学実験室で行い、下腿筋群における振動の測定は、スポーツバイオメカニクス研究室で行った。実験期間中のスポーツバイオメカニクス研究室の平均室温は22.7±1.1℃、および相対湿度は51.4±4.7%であった。

第4節 統計処理

各測定項目における変数は、平均値±標準偏差(Mean±SD)で示した。各測定項目における条件間の差の検定には、統計処理ソフトSPSS version 22.0を使用して、対応のあるt-testを用いた。統計処理の有意水準は危険率5%未満とした。

第5章 結果

第1節 コンプレッションウェアの着圧による下腿部の筋群における変化

(1) 下腿部の筋群における断面積

各条件の加速度計を貼付した位置の断面積の値を図8に示した。断面積は、加速度計(高さ:45 mm)の中心が下腿長の近位30%の位置になるように腓腹筋内側部に貼付した部位の断面積の最大値で評価した。その結果、コンプレッションウェア非着用条件の断面積は $78.7 \pm 9.2 \text{ cm}^2$ であったのに対し、コンプレッションウェア着用条件の断面積は $77.2 \pm 7.7 \text{ cm}^2$ であり、両条件の間に有意差はみられなかった。

(2) 下腿部の筋群における体積

各条件の加速度計を貼付した位置の体積の値を図9に示した。体積の値は、加速度計の中心が下腿長の近位30%の位置になるように腓腹筋内側部に貼付した部位の横断像9スライス(45 mm)の断面積の総和で評価した。その結果、コンプレッションウェア非着用条件の体積は $424.6 \pm 49.3 \text{ cm}^3$ であったのに対し、コンプレッションウェア着用条件の体積は $418.4 \pm 48.8 \text{ cm}^3$ であり、両条件の間に有意差がみられた($p < 0.05$)。つまり、両条件間の体積には $6.2 \pm 0.9 \text{ cm}^3$ の差があり、コンプレッションウェア着用条件の体積はコンプレッションウェア非着用条件と比較し、1.5%減少した。

第2節 ランニング時に生じる下腿部の筋群における振動

(1) 接地時間

各条件の接地時間を図10に示した。接地時間の値は、右足部の踵が接地してからつま先が離地するまでとし、10歩の平均値で評価した。その結果、コンプレッションウェア非着用条件の接地時間は $0.24 \pm 0.01 \text{ s}$ であったのに対し、コンプレッションウェア着用条件の接地時間は $0.23 \pm 0.01 \text{ s}$ であり、両条件の間に有意差はみられなかった。

(2) 接地時における加速度

各条件の接地時における加速度の最大値を図11に示した。接地時における加速度の値は、5歩分の接地から離地までの加速度を平均し、最大値で評価した。その結果、コンプレッションウェア非着用条件の加速度の最大値は $108.6 \pm 23.6 \text{ m/s}^2$ であったのに対し、コンプレッションウェア着用条件の加速度の最大値は $80.3 \pm 17.5 \text{ m/s}^2$ であり、両条件の間

に有意差がみられた ($p<0.05$)。つまり、両条件間の加速度の最大値には $28.3\pm 6.1 \text{ m/s}^2$ の差があり、コンプレッションウェア着用条件の加速度の最大値はコンプレッションウェア非着用条件と比較し、 26.0% 減少した。

(3) 接地から離地までのパワーの総和

各条件の接地から離地までの振動におけるパワーの総和の値を図 12 に示した。パワーの総和の値は、接地から離地までの振動を周波数解析し、 10 Hz から 100Hz 間の周波数分布における各周波数のパワーの総和で評価した。その結果、コンプレッションウェア非着用条件のパワーの総和は $124.4\pm 42.5 [(\text{m/s}^2)]^2$ であったのに対し、コンプレッションウェア着用条件のパワーの総和は $51.8\pm 9.8 [(\text{m/s}^2)]^2$ であり、両条件の間に有意差がみられた ($p<0.05$)。つまり、両条件間の接地から離地までの振動におけるパワーの総和には $72.6\pm 32.7 [(\text{m/s}^2)]^2$ の差があり、コンプレッションウェア着用条件の接地から離地までのパワーの総和はコンプレッションウェア非着用条件と比較し、 41.6% 減少した。

(4) 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域におけるパワーの総和

各条件の 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域におけるパワーの総和の値を図 13 に示した。 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域におけるパワーの総和の値は、 10 Hz から 20 Hz 間の周波数分布における各周波数のパワーの総和で評価した。その結果、コンプレッションウェア非着用条件のランニングの接地時におけるパワーの総和は $53.8\pm 22.1 [(\text{m/s}^2)]^2$ であったのに対し、コンプレッションウェア着用条件の 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域におけるパワーの総和は $17.6\pm 12.7 [(\text{m/s}^2)]^2$ であり、両条件の間に有意差がみられた ($p<0.05$)。つまり、両条件間の 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域における下腿筋群のパワーの総和には $36.2\pm 9.3 [(\text{m/s}^2)]^2$ の差があり、コンプレッションウェア着用条件の 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域における下腿筋群のパワーの総和はコンプレッションウェア非着用条件と比較し、 32.8% 減少した。

第6章 考察

本研究では、コンプレッションウェアの着用による下腿筋群の形態および形状の変化と、コンプレッションウェアがランニング時に生じる下腿筋群の振動に及ぼす影響について検討した。コンプレッションウェア着用による様々な効果は、筋や組織が圧迫されたことで得られるとされている。そこで、着用したことによる振動などの現象の変化について検討する前に、コンプレッションウェアの着圧によって筋がどのような状態であったのかを確認した。また、コンプレッションウェア着用による効果の1つとして、運動時に生じる筋の振動が抑制されると言われている。よって、加速度計を腓腹筋内側部に貼付し、ランニング時に生じる下腿筋群の振動を測定した。

本研究の主な結果を以下に示す。

- ① MRI を用いて評価した加速度計を貼付した位置の体積がコンプレッションウェアを着用することで減少した。
- ② 加速度計を用いて評価したランニングの接地時における加速度の最大値がコンプレッションウェアを着用することで非着用時に比べ低値を示した。
- ③ 加速度信号を周波数解析して評価した接地から離地までの下腿筋群におけるパワーの総和がコンプレッションウェアを着用することで非着用時に比べ低値を示した。
- ④ 加速度信号を周波数解析して評価したランニングの踵接地時の衝撃による下腿筋群に生じる振動の主な周波数帯域である 10 Hz から 20 Hz までのパワーの総和がコンプレッションウェアを着用することで非着用時に比べ低値を示した。

本章では、コンプレッションウェアの着圧によって下腿筋群の形状に変化があったことが確認された。よって、下腿筋群の形状の変化がランニングの接地時における下腿筋群の振動に及ぼした影響について考証する。それに伴い、本章の構成は第1節コンプレッションウェア着用による加速度の最大値の低下、第2節コンプレッションウェア着用による振動量の変化、第3節コンプレッションウェア着用による下腿筋群における体積の差、第4節コンプレッションウェアの着用がランニング時における下腿筋群の振動に及ぼす影響、第5節本研究の限界とした。

第1節 コンプレッションウェア着用による接地時における加速度の最大値の低下

本研究では、ランニングの接地時における加速度の最大値がコンプレッションウェアを着用することにより抑制された。また、本研究では脛骨の長軸方向と平行である Y 軸の加

速度を評価した。これらのことから、コンプレッションウェアを着用することで、ランニングの接地時における上下方向の振動の揺れ幅が小さくなったと言える。接地時における加速度の最大値がコンプレッションウェアを着用することで低値を示した要因として、コンプレッションウェアの着圧により、下腿筋群が圧迫されたことが挙げられる。下腿筋群が着圧によって圧縮されることで密度が増加し、下腿筋群が硬くなったことが考えられる。下腿筋群が硬くなったということは、下腿筋群の弾性が低下し、ばね定数が大きくなったことが示唆される³⁷⁾。ばね定数とは、物体にある力が作用した時の引き伸ばされやすさや動きやすさを示す定数である。ばね定数と振幅には相関があり、ばね定数が大きければ、同程度の力が作用しても物体の変位量は小さくなるとされている²⁰⁾。このことから、コンプレッションウェアの着圧によって下腿筋群のばね定数が大きくなり、ランニングの接地時に生じた力の影響を下腿筋群が受けにくい状態であったことが考えられる。以上のことから、下腿筋群の加速度の最大値がコンプレッションウェアを着用することでコンプレッションウェアを着用することで低値を示すようになったことが考えられる。振動の揺れ幅が大きければ、筋紡錘やゴルジ腱器官が筋の大きな伸張を感知し、筋が一定の長さを保つために筋が反射的に収縮する伸張反射の作用が高まる。よって、振動の揺れ幅が大きければ、より筋活動が高まるとされている⁴⁰⁾。このことから、コンプレッションウェアを着用することで加速度の最大値が低値を示したことから、伸張反射による筋活動の高まりを抑制させる可能性が示唆される。

第2節 コンプレッションウェア着用による振動量の変化

本研究では、ランニング時における振動の特性を明らかにするため周波数解析を行い、Boyerら^{7,8)}の方法を参考にランニング時に生じる振動における周波数の範囲である10 Hzから100 Hzの周波数帯域を分析対象とした。その結果、10 Hzから100 Hzにおけるパワーの総和がコンプレッションウェアを着用することにより低値を示した。パワーの総和は、各周波数におけるパワーの総和で算出している。各周波数におけるパワーは、ある特定の周期で揺れる波形が分析対象とした波形の中に含まれていた頻度の程度を示す。つまり、10 Hzから100 Hzに生じたパワーの総和は接地から離地までに生じた振動の量を示すことが考えられる。このことから、ランニングの接地から離地までに生じた振動の量はコンプレッションウェアを着用することで抑制されたことが示唆される。

一方で、ランニングの踵接地時の衝撃によって下腿筋群に生じる振動の主な周波数帯域

は 10 Hz から 20 Hz と報告されている。よって、10 Hz から 20 Hz の周波数帯域におけるパワーの総和を条件間で比較した。その結果、10 Hz から 20 Hz におけるパワーの総和がコンプレッションウェアを着用することで低値を示した。このことから、ランニングの接地によって下腿筋群に生じた振動がコンプレッションウェアを着用することで抑制されたことが考えられる。また、20 Hz から 100 Hz における周波数帯域の振動は、接地に伴って生じた振動の余波によって生じたことが考えられ、コンプレッションウェア着用により接地時の振動が抑制されたことで下腿筋群に伝わる振動が弱まったことが示唆される。つまり、ランニングの接地時の振動刺激が抑制されたことにより、ランニングの接地から離地までに生じた振動が抑制されたことが考えられる。さらに、コンプレッションウェアを着用することで 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域におけるパワーが低値を示し、20 Hz 以上の周波数帯域における周波数分布の特性が変化した要因として、下腿筋群の固有振動数が変化したことが挙げられる。物体の固有振動数は、質量や密度、弾性力に依存しており、特に物体の密度と比例関係にあることが物理の基礎理論として言われている³⁸⁾。Wakeling ら⁴³⁾は、ランニング時における下腿筋群の固有振動数は収縮と弛緩を繰り返すため下腿筋群の密度が変化し、10 Hz から 50 Hz の間で変動することを報告している。物体は、物体の固有振動と同じ周波数の振動刺激が加わると共振し、振幅が大きくなると言われている。ランニングの踵接地時の衝撃によって下腿筋群に生じる振動の主な周波数帯域は 10 Hz から 20 Hz であることから、コンプレッションウェア非着用時のランニング時における下腿筋群の固有振動数と共振することで 10 Hz から 20 Hz の周波数帯域における振幅が大きくなる可能性が考えられる。その一方で、コンプレッションウェアを着用することによって加速度計を貼付した位置の体積が減少していたことから、下腿筋群が圧縮されたことで下腿筋群の密度が増加していたことが考えられる。よって、コンプレッションウェア着用時の下腿筋群の固有振動数が変化したことが示唆される。このことから、ランニングの踵接地時の衝撃によって下腿筋群に生じる振動の主な周波数帯域である 10 Hz から 20 Hz のパワーはコンプレッションウェアを着用することで減少し、条件間の周波数帯域におけるパワーの大きさの特性に関しても変化したことが考えられる。さらに、ある一定の周期で振動している物体に対して外力を加えると、物体の振動の周期が変化することが報告されており²⁵⁾、コンプレッションウェアの着圧によって下腿筋群に対して外力が加わったことがランニングの接地から離地までに生じた振動が変化したことが考えられる。

以上のことから、コンプレッションウェアを着用することでランニングの接地から離地

までに生じる下腿筋群の振動は抑制され、振動の特性も変化することが明らかになった。振動が抑制されたということは、筋が引き伸ばされて生じる伸張反射による筋活動の高まりや骨格筋に微細振動刺激が加わることにより、 α 運動神経が興奮することで生じる筋放電を抑制させることが考えられる。つまり、コンプレッションウェアを着用することにより、振動によって生じる余分な筋活動を抑制させることができ、筋疲労を軽減させる可能性が示唆される。

第3節 コンプレッションウェア着用による下腿筋群における体積の差について

本研究では、MRIを用いて膝関節裂隙から外果までの下腿部横断画像を撮像し、コンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件で比較した。その結果、コンプレッションウェアを着用することで加速度計を貼付した位置の体積が減少することが確認された。このことから、コンプレッションウェアの着圧によって下腿筋群の形状および形態を変化させ、ランニングの接地から離地までに生じる振動を抑制させたことが考えられる。さらに、振動する物体そのものが減少したことによって、振動する量も小さくなる可能性についても示唆される。

その一方で、コンプレッションウェアの着圧によって下腿筋群の形状および形態を変化させることによってランニングフォームなどの下肢の動かし方についても変化が起きる可能性が考えられる。全体の体積をコンプレッションウェア非着用条件とコンプレッションウェア着用条件で比較すると（図14）、コンプレッションウェアを着用することで加速度計を貼付した位置の体積が減少した分、近位部の体積が増大している傾向にあった。このことから、膝関節回転軸周りの下腿の慣性モーメントが小さくなったことが考えられ、ランニング時の一定の加速度を得るために必要なモーメントが小さくてすむ可能性が示唆される⁵⁾。このようにコンプレッションウェアを着用することによってランニングフォームなどに変化を及ぼす可能性が考えられる。よって、今後ランニングフォームを動作解析し、各関節角度の変化や各関節に生じるモーメントの変化を調査することが必要であると考えられる。

第4節 コンプレッションウェアの着用が振動に及ぼす影響について

本研究では、コンプレッションウェアを着用することで下腿筋群が圧迫され、ランニングにおける接地時の下腿筋群の振動の振幅が減少した。さらに、ランニングの接地から離

地まで生じた振動を周波数解析で振動の特性を条件間で比較した。その結果、ランニングの接地から離地までに生じた振動量はコンプレッションウェアを着用することで抑制されることが明らかになった。また、振動が抑制された要因としてランニングの踵接地時の衝撃によって下腿筋群に生じる振動の主な周波数帯域とされている 10 Hz から 20 Hz の振動量がコンプレッションウェアを着用することで減少したことが示唆された。よって、下腿筋群に加わる振動が抑制されたことにより伸張反射や緊張性振動反射による余分な筋活動の高まりを抑制させた可能性が考えられる。さらに、10 Hz から 20 Hz の周波数帯域の振動が身体に加わると身体の固有振動数と共振し、人は不快感を感じるとされている。このことから、人が不快に感じる振動がコンプレッションウェアを着用することで抑制され、主観的な疲労感にも影響を及ぼすことが示唆される。

第5節 本研究の限界について

本研究ではコンプレッションウェアを着用することで、着圧 (19.7 mmHg) によって下腿筋群が圧迫され、形状が変化することで、ランニングにおける接地時の振動に影響を及ぼすことが明らかになった。しかし、被験者によって下腿部の形状や大きさが異なるため、下腿部に加わる圧も被験者ごとに異なることが考えられる。つまり、厳密には被験者間の条件が統制されておらず、着圧によって得られた効果にばらつきがある可能性が考えられる。よって、コンプレッションウェアの着用がランニング時に生じる振動に及ぼす影響について検討する上で、着用部に加わる着圧を統一して研究を行う必要がある。一方で、本研究で示された振動の変化が、筋活動の高まりを抑制させるのか、筋疲労を軽減させるのかなどの筋に対してどのような影響を及ぼすかについて検証する必要がある。また、本研究では3軸加速度計を用いてランニング時の振動を測定したが、上下方向の軸以外は、客観的に軸を設定するマーカがないことや被験者間で下腿の形状が異なることから全ての軸の統制ができなかった。よって、本研究では接地時の上下の振動に絞って分析を行った。しかし、筋の振動は上下だけでなく前後、左右にも生じており、筋の振動を評価するためには全ての方向の振動を総合的に評価すべきであると考えられる。さらに、ランニング動作は複合的な関節運動であるため下腿筋群の振動だけでなく、大腿筋群についても今後調査する必要があると考えられる。

第7章 結論

コンプレッションウェアの着用によりランニングの接地に伴う下腿筋群の振動が減少したことで、ランニングの接地中に生じる振動が抑制された。そのため、本研究ではコンプレッションウェアを着用することにより、ランニング中に生じる筋疲労の要因となる振動に変化を及ぼし、コンプレッションウェアの有用性の一因が示唆された。

第8章 要約

【目的】 コンプレッションウェアの着用がランニング時に生じる下腿筋群の振動に及ぼす影響について検討した。

【方法】 被験者は、順天堂大学に在籍する下肢に傷害を有さない男子中長距離競技者 5 名（年齢：22.4±3.8 歳、身長：170.1±2.1 cm、体重：58.6±2.9 kg、下腿周囲径：35.0±3.4 cm）とした。また、下肢全体を覆うコンプレッションウェアを着用する条件（着用条件）とコンプレッションウェアを着用しない条件（非着用条件）で実施した。はじめにコンプレッションウェアの着圧が下腿筋群の形状に与える変化を確認するため、磁気共鳴装置を用いて膝関節裂隙から外果までの横断画像を取得し、下腿筋群の横断面積を算出した。さらに、算出した横断面積から加速度計貼付位置における下腿筋群の体積を条件間で比較した。次にランニングの接地時における下腿筋群の振動を測定した。ランニング時における下腿筋群の振動は、被験者にトレッドミル上で 3.33 m/s (5.0 min/km 相当) にてランニングを行わせ、腓加速度計を腹筋内側部に貼付して計測した。得られた振動から接地から離地までの加速度を抽出し、振動の特性を明らかにするため周波数解析を行った。比較項目は、振動の大きさを示す接地時の加速度の最大値と振動量を示す接地から離地までのパワーの総和、ランニングの踵接地時の衝撃によって下腿筋群に生じる振動の主な周波数帯域である 10 Hz から 20 Hz のパワーの総和であった。

【結果】 加速度計貼付位置の体積（非着用条件：424.6±49.3 cm³、着用条件：418.4±48.8 cm³）は、コンプレッションウェアを着用することで非着用条件に比べ有意に低値を示した（P<0.05）。ランニングの接地時における加速度の最大値（非着用条件：108.6±23.6 m/s²、着用条件：80.3±17.5 m/s²）は、コンプレッションウェアを着用することで非着用条件に比べ有意に低値を示した（P<0.05）。また、接地から離地までのパワーの総和（非着用条件：124.4±42.5 [(m/s²)]²、着用条件：51.8±9.8 [(m/s²)]²）、10 Hz から 20 Hz における周波数帯域のパワーの総和（非着用条件：53.8±22.1 [(m/s²)]²、着用条件：17.6±12.7 [(m/s²)]²）は、共にコンプレッションウェアを着用することで非着用条件に比べ有意に低値を示した（P<0.05）。

【結論】 コンプレッションウェアの着用によりランニングの接地に伴う下腿筋群の振動が減少したことで、ランニングの接地中に生じる振動が抑制された。そのため、本研究ではコンプレッションウェアを着用することにより、ランニング中に生じる筋疲労の要因となる振動に変化を及ぼし、コンプレッションウェアの有用性の一因が示唆された。

引用文献一覧

- 1) Agu, O. Baker, D. & Seifalian, A.M (2004) . Effect of graduated compression stockings on limb oxygenation and venous function during exercise in patients with venous insufficiency. *Vascular*, 12, 69–76.
- 2) Ali, A. Caine, M.P. & Snow B.G. (2007) . Graduated compression stockings: physiological and perceptual responses during and after exercise. *Journal of Sports Sciences* 25 (4), 413-9
- 3) 浅井武. (2006) . スポーツ動作における力学的モデリング. *Japan Journal of Physical Education, Health and Sport Sciences* 51,3, 241-251.
- 4) Belluye, N. Perrey, S. Bringard, A. (2006) . Aerobic Energy Cost and Sentional Responses During Submaximal Running Exercise Positive Effects of Wearing Compression Tights. *International Sports Medicine*, 27(5), 373-8.
- 5) Bongiovani, L.G. Hagbarth, K.E. & Stjernberg, L. (1990) . Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *The Journal of Physiology* 423,1, 15-26.
- 6) Boyer, K.A. & Nigg, B.M. (2006) . Muscle tuning during running : implications of an un-tuned landing. *Journal of biomechanical engineering* 128,6, 815-822.
- 7) Boyer, K.A. & Nigg, B.M. (2006) . Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment. *Journal of biomechanics* 39,4, 645-651.
- 8) Cochrane, D.J. (2011). The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. *Journal of sports science & medicine* 10(1), 19.
- 9) Coza, A. Nigg, B.M. & Fliri, L (2010) . Quantification of Soft-Tissue Vibrations in Running : Acclerometry Versus High-Speed Motion Capture. *Journal of Applied Biomechanics* 26, 367-372.
- 10) Doan, B. Kwon, Y.H. Newton, R. Shim, J. Popper, E. Rogers, R. & Kraemer, W. (2003) . Evaluation of a lower-body compression garment. *Journal of Sports Sciences* 21 (8), 601-610.
- 11) Dupuis, H. & Jansen, G. (1981) . Immediate effects of vibration transmitted to the hand. *Studies in Environmental Science* 13, 76-86.
- 12) Gilioli, R. Tomashini, M. Bulgheroni, C., & Grieco, A. (1981) . Effects of vibrating tools

- on the peripheral vessels and the peripheral nervous system in workers of an iron foundry. Preventive suggestions. *Studies in Environmental Science* 13, 97-129.
- 13) Griffin,L.Garland,S.J.Ivanova,T. & Gossen,E.R. (2001) .Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans. *The Journal of physiology* 535,3, 929-936.
- 14) 平井正文,岩田博英,早川直和 (2005) .浮腫と弾性ストッキング.静脈学 16, 101-107.
- 15) Ibegbuna,V.Delis,K.T.Nicolaides,A.N. & Aina,O. (2003) .Effect of elastic compression stockings on venous hemodynamics during walking. *Journal of vascular surgery* 37(2), 420-425.
- 16) 石井好二郎, 相場久仁香, & 木下藤寿 (2012) .段階的弾性タイツの着用が漸増運動負荷試験中の DPBP(double product break point)に及ぼす影響.臨床スポーツ医学 29,10,1069-1073.
- 17) 伊藤康弘,山田英司,森田伸,田仲勝一,内田茂博,藤岡修司, &山本哲司 (2007) . Whole body vibration training 中の足幅と周波数の違いが代謝当量に及ぼす影響. 日本理学療法学会 2006(0), C0257-C0257.
- 18) 金谷健一 (2003) これなら分かる応用数学教室-最小二乗法からウェーブレットまで -. 東京, 共立出版株式会社, pp73-101.
- 19) Kemmler,W.von Stengel,S.Köckritz,C.Mayhew,J. Wassermann,A. & Zapf,J (2009) . Effect of compression stockings on running performance in men runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 23(1), 101-105.
- 20) Kraemer,W.J.Bush,J.A.Bauer,J.A.Triplett-McBride,N.T.Paxton,N.J.Clemson, A. & Newton,R.U (1996) . Influence of compression garments on vertical jump performance in NCAA Division I volleyball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 10(3), 180-183.
- 21) Kraemer,W.J.Bush,J.A.Newton,R.U.Duncan,N.D.Volek,J.S.Denegar,C.R. & Sebastianelli,W.J (1998) . Influence of a compression garment on repetitive power output production before and after different types of muscle fatigue. *Research in Sports Medicine An International Journal* 8(2), 163-184.
- 22) MacRae,M.B.A.,Cotter,J.D.& Laing,R.M. (2011) .Compression Garments and Exercise. *Journal of Sports Medicine* 41 (10) , 815-843

- 23) Martin, B.J. & Park, H.S. (1997) . Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 75(6), 504-511.
- 24) 松本奈々, 宮本直和, 浦中宏典. (2013) . 大腿部への圧迫が電気刺激による誘発膝関節伸展トルクに及ぼす影響. *Journal of training science for exercise and sport トレーニング科学*, 25, 1, 55-60.
- 25) Mester J., Spitzenfeil P., Schwarzer J., & Seifriz F. (1999). Biological reaction to vibration - implications for sports. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2, 211-226
- 26) Miao T. & Sakamoto K. (1995) . Effects of weight load on physiological tremor. The AR representation, *Applied Human Science* 14, 29-36.
- 27) Miao T. & Sakamoto K. (1995) . Effect of weight load on physiological tremor. The AR representation, *Applied Human Science* 14, 7-14
- 28) 森公彦, 市橋則明, 建内宏重, 宮坂淳介, 西村純, & 中村孝志 (2007) . スクワットにおける高頻度振動刺激が下肢筋活動に与える影響. *日本理学療法学会大会*, A0637-A0637.
- 29) 村瀬訓生, 大澤拓也, 藤岡正子, 江崎和希, 下村浩祐, 木目良太郎, & 勝村俊仁 (2010) . 段階的弾性タイツ着用が自転車運動中の末梢血行動態に及ぼす影響—運動体位の相違による検討—. *J Jpn Coll Angiol* 50, 467-473.
- 30) Miyamoto, N. & Kawakami, Y. (2014) . Effect of Pressure Intensity of Compression Short-Tight on Fatigue of Thigh Muscles. *Medicine and science in sports and exercise*.
- 31) Nigg, B. M. & Wakeling, J.M. (2001) . Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and sport sciences reviews* 29(1), 37-41.
- 32) 中林紘二, 松本典久, 水野健太郎, 藤本一美, 中川佳郁, & 甲斐悟. (2013). 外側広筋に対する振動刺激が膝関節伸展運動時の筋活動量に及ぼす影響. *理学療法科学* 28(3), 383-387.
- 33) Perrey S. (2008) . Compression Garments Evidence for their Physiological Effects . *The Engineering of Sport* 7(2), Springer, 319-328.
- 34) 佐藤聡 (2009) . エクストリームウェア究極の服をつくる技術. *技術評論社*, 24-33
- 35) 早田剛, 三浦隆, 岩崎徹治, 宮地元彦 (2006) . 段階的弾性ストッキング着用による下腿圧増加が下腿静脈コンプライアンスを増加させる. *体力科学*, 55, 421-428.
- 36) 田川善彦, 山本耕之, 松尾重明, 宮崎憲一郎, 志波直人, 井上明生, & 清水紀和 (1995) . Evaluation of Impact on Human Body at Heel Contact. *日本機械学会論文集 C 編*

61(590), 3859-3865.

37) 高橋大輔,藤田雅士,柳谷怜兵,高橋弘彦. (2010) .無酸素性運動に及ぼすタイツ着用の効果.運動生理学,一般研究発表抄録,日本体育学大会予稿集,61,133.

38) Takanokura,M. & Sakamoto,K (2005) .Neuromuscular control of physiological tremor during elastic load. Med Sci Monit 11(4), 152.

39) Takanokura,M.Makabe,H.Kaneko,K.Mito,K.,& Sakamoto,K (2007) . Coordination of the upper-limb segments in physiological tremor with various external loads. Med Sci Monit 13(9), 385.

40) 田中喜代次,大久保善郎,辻大士 (2013) .加速度トレーニングの基礎理論と基礎的研究.臨床スポーツ医学 30(6),507-514.

41) 戸島雅宏,西谷泰 (2004) .下肢静脈瘤肢における仰臥位弾カストッキングおよび間欠的空気圧迫装置使用時の深部静脈血行動態の検討.静脈学,15,217-223

42) Wakeling,J.M.Liphardt,A.M. & Nigg,B.M (2003) . Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. Journal of biomechanics 36(12), 1761-1769.

43) Wakeling,J.M. & Nigg,B.M (2001) . Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. Journal of Applied Physiology, 90(2), 412-420

44) Wakeling,J.M.Nigg,B.M.& Rozitis,A.I. (2002) . Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. Journal of Applied Physiology, 93(3), 1093-1103.

Abstract

The effect of wearing the compression wear on the vibration pattern of the lower leg muscle during running motion

[Purpose] The purpose of this study was to examine the effect of a compression wear on vibration pattern of the lower leg muscles which occurs during running.

[Methods] Five healthy male [age: 22.4 ± 3.8 y/o, height: 170.1 ± 2.1 cm, weight: 58.6 ± 2.9 kg, lower leg circumference: 35.0 ± 3.4 cm] middle and long distance runners enrolling Juntendo University participated in this study. The protocol was performed with (Wearing Condition) and without (Non Wearing Condition) the compression wear which covers the whole lower leg. The volume of the lower leg muscles was calculated from transverse images between the knee joint and the lateral malleolus taken by a magnetic resonance imaging to confirm the effect of the pressure from the compression wear on the shape of the lower leg muscles. The volumes of the muscles at the level of the accelerometer position were compared between the two conditions. Next, the vibration patterns of the contact phase during running were measured. The running protocol was performed at the speed of 3.33 m/s (5.0 min/km equivalency) on a treadmill. The vibration pattern was measured by an accelerometer fixed on the surface of the medial part of the gastrocnemius. The acceleration during foot contact phase was extracted, and the frequency was analyzed to clarify the characteristics of the vibration pattern. The maximum acceleration which shows the size of the vibration, the total power of the frequency which shows the quantity of vibration, and the total power of the frequency from 10 Hz to 20 Hz which shows frequency band of the vibration stimulation during the contact phase of running were compared between the two conditions.

[Results] The volume of the muscles at the level of the accelerometer position of the Wearing Condition was significantly lower than that of the Non Wearing Condition (Non Wearing Condition : 424.6 ± 49.3 cm³, Wearing Condition : 418.4 ± 48.8 cm³) ($P < 0.05$). The maximum acceleration during the foot contact phase of Wearing Condition was significantly lower than that of Non Wearing Condition (Non Wearing

Condition : $108.6 \pm 23.6 \text{ m/s}^2$, Wearing Condition : $80.3 \pm 17.5 \text{ m/s}^2$ ($P < 0.05$). The total power of the frequency during the contact phase of Wearing Condition was significantly lower than that of Non wearing Condition (Non Wearing Condition : $124.4 \pm 42.5 \text{ [(m/s}^2\text{)]}^2$, Wearing Condition : $51.8 \pm 9.8 \text{ [(m/s}^2\text{)]}^2$ ($P < 0.05$). The total power of the frequency from 10 Hz to 20 Hz of Wearing Condition was significantly lower than that of Non wearing Condition (Non Wearing Condition : $53.8 \pm 22.1 \text{ [(m/s}^2\text{)]}^2$, Wearing Condition : $17.6 \pm 12.7 \text{ [(m/s}^2\text{)]}^2$) ($P < 0.05$).

[Conclusion] The size of the vibration stimulation to the lower leg muscles during the contact phase while running significantly decreased; therefore, the quantity of vibration of the lower leg muscles decreased which occurs during running by wearing the compression wear. Wearing the compression wear caused changes on vibration patterns, which is one of the factors that causes muscle fatigue during running, and one factor of the usability of the compression wear was suggested

図表一覧

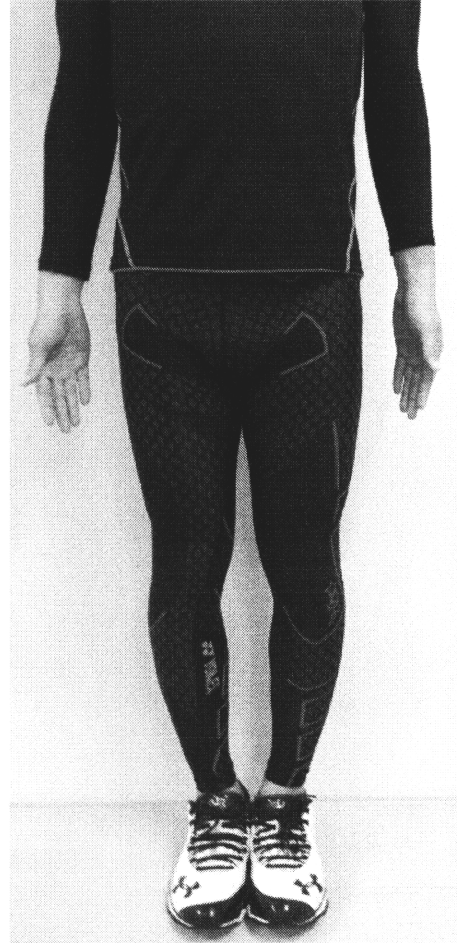
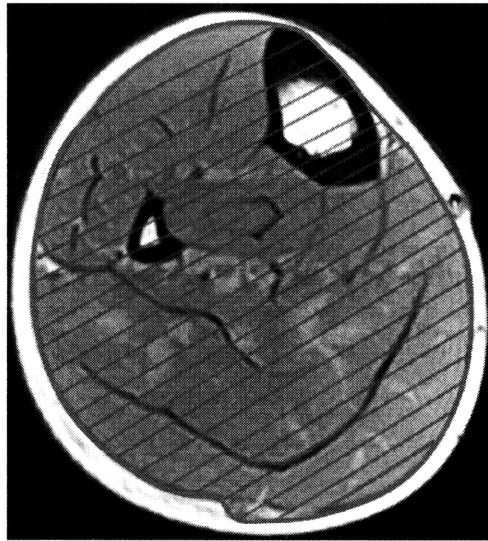


図 1. 使用したコンプレッションウェア



下腿部断面積

図 2. 下腿部の筋群における断面積

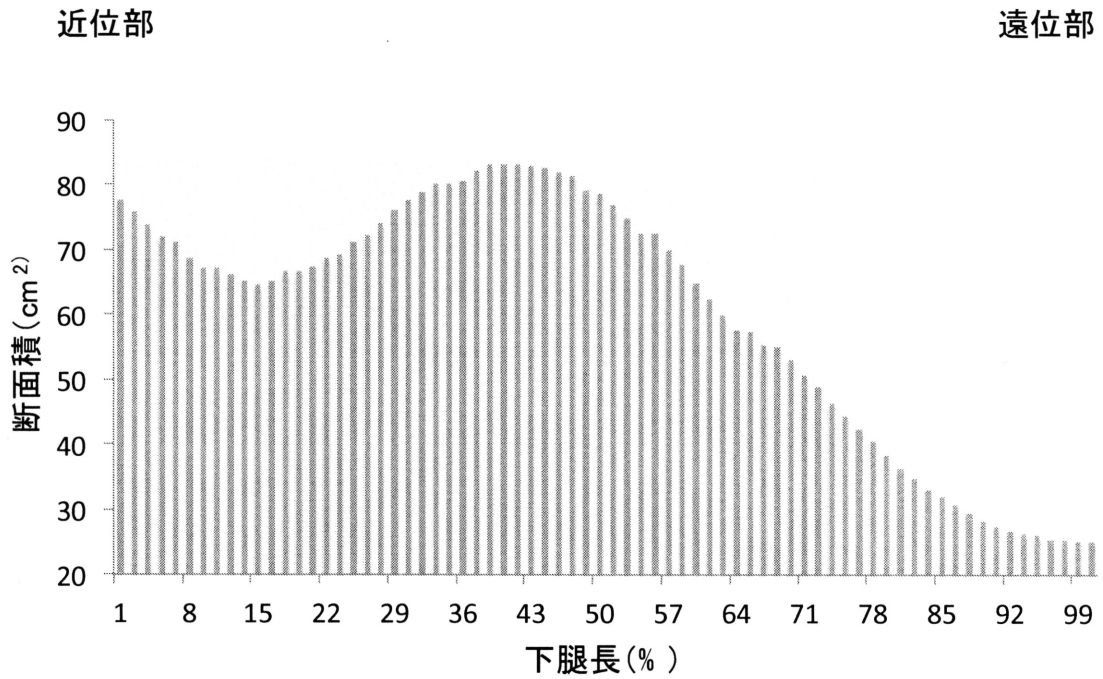


図 3. 下腿部の筋群における体積

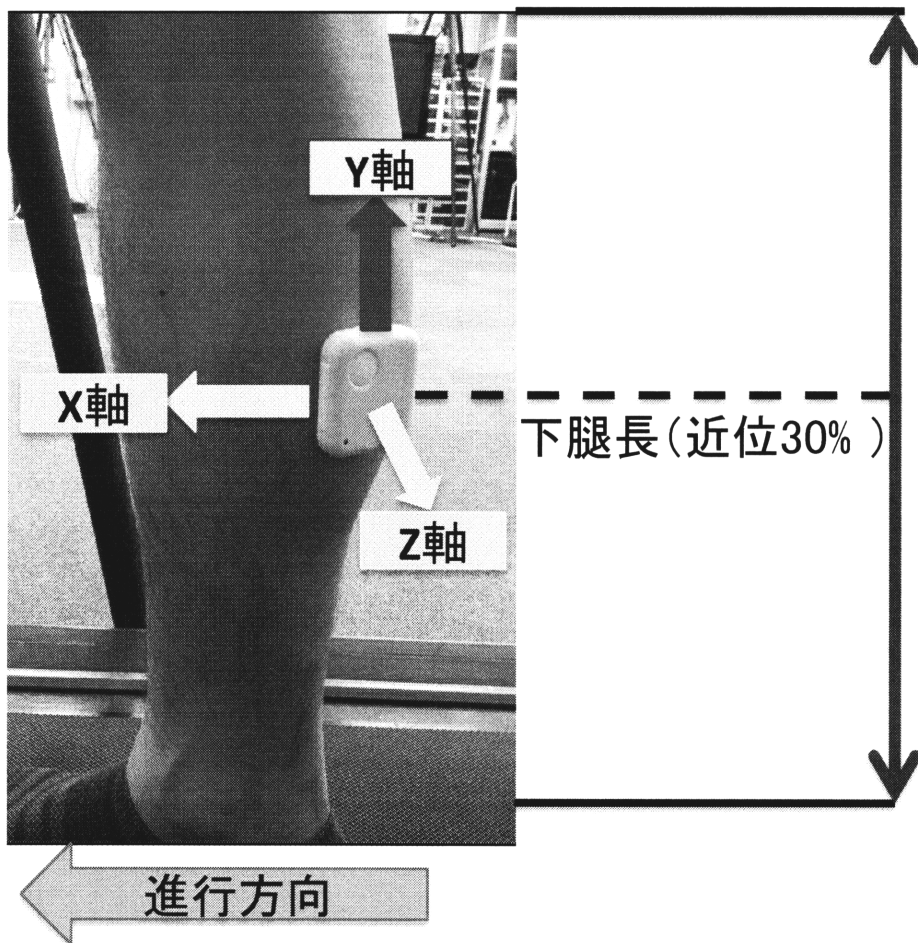


図 4. 加速度計の貼付位置



接地 → 離地

図 5. 接地・離地

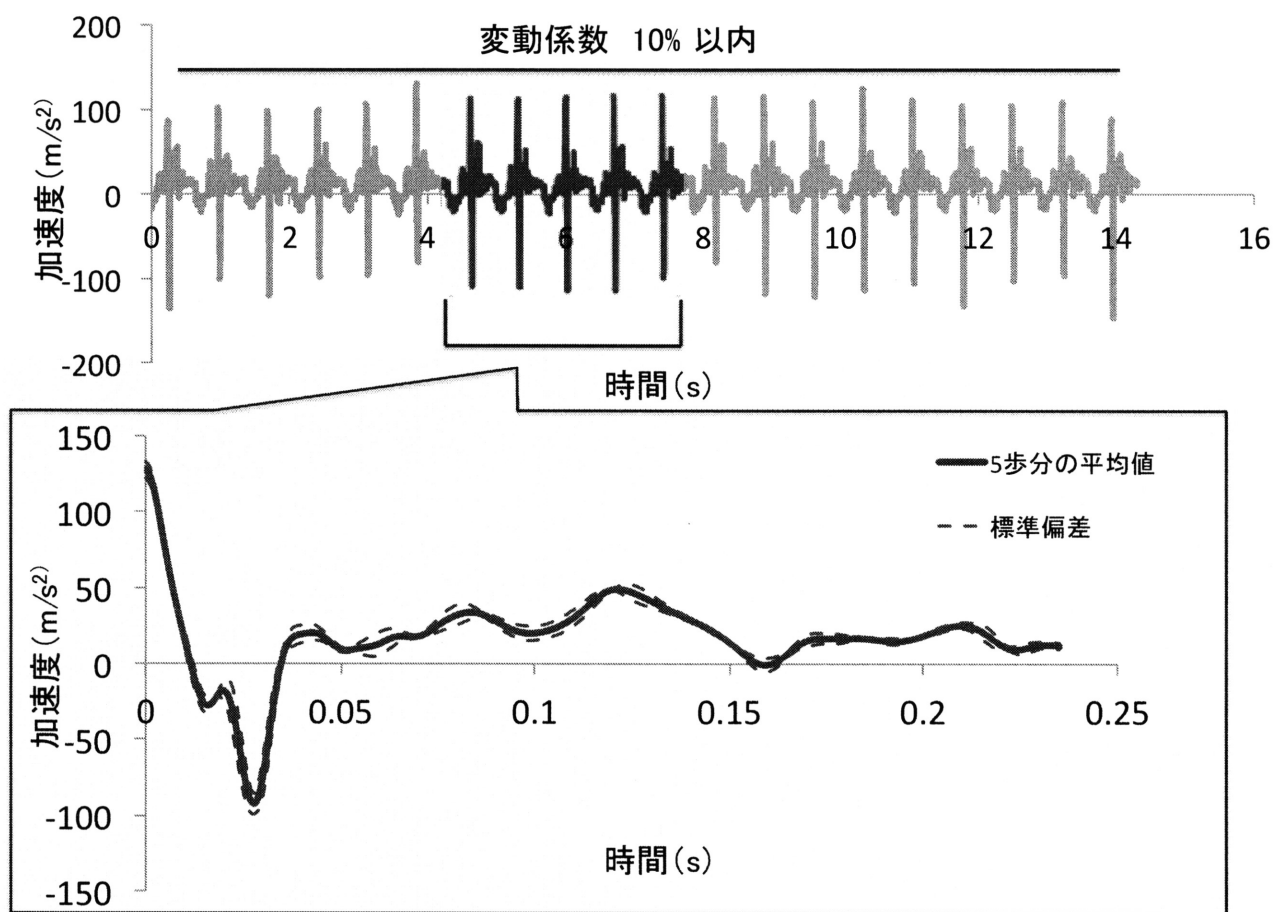
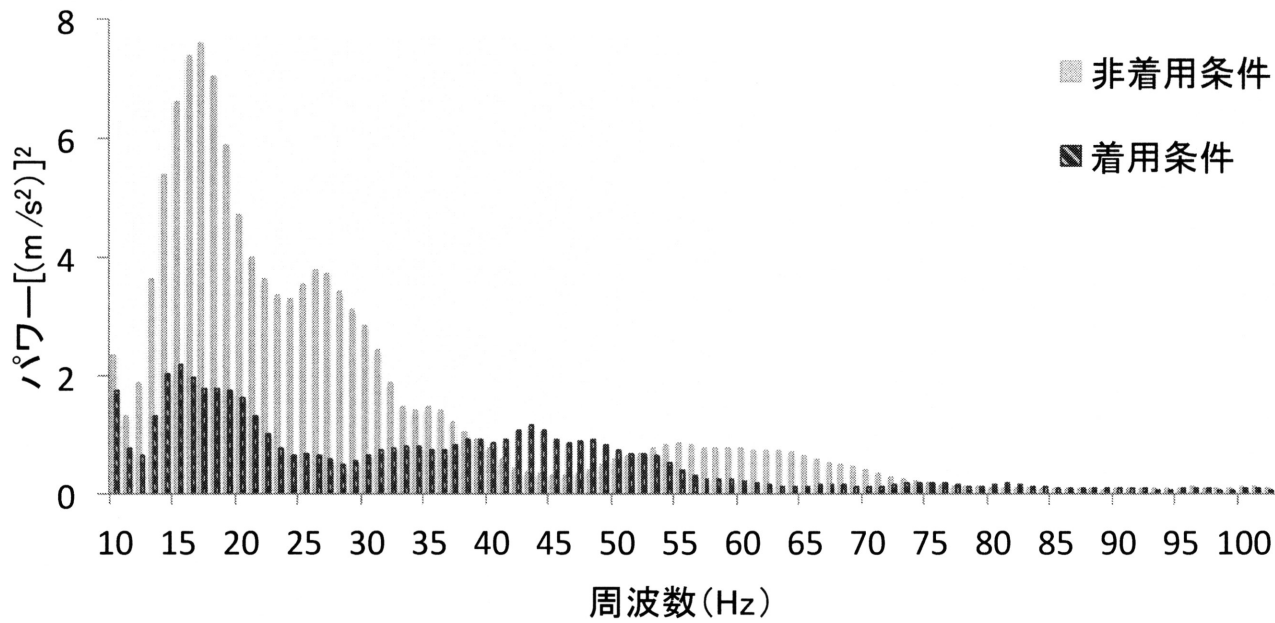


図 6.5 歩分の接地から離地までの加速度の平均値 (Y 軸)



非着用条件 : コンプレッションウェア非着用条件

着用条件 : コンプレッションウェア着用条件

図 7. 周波数帯の分布図

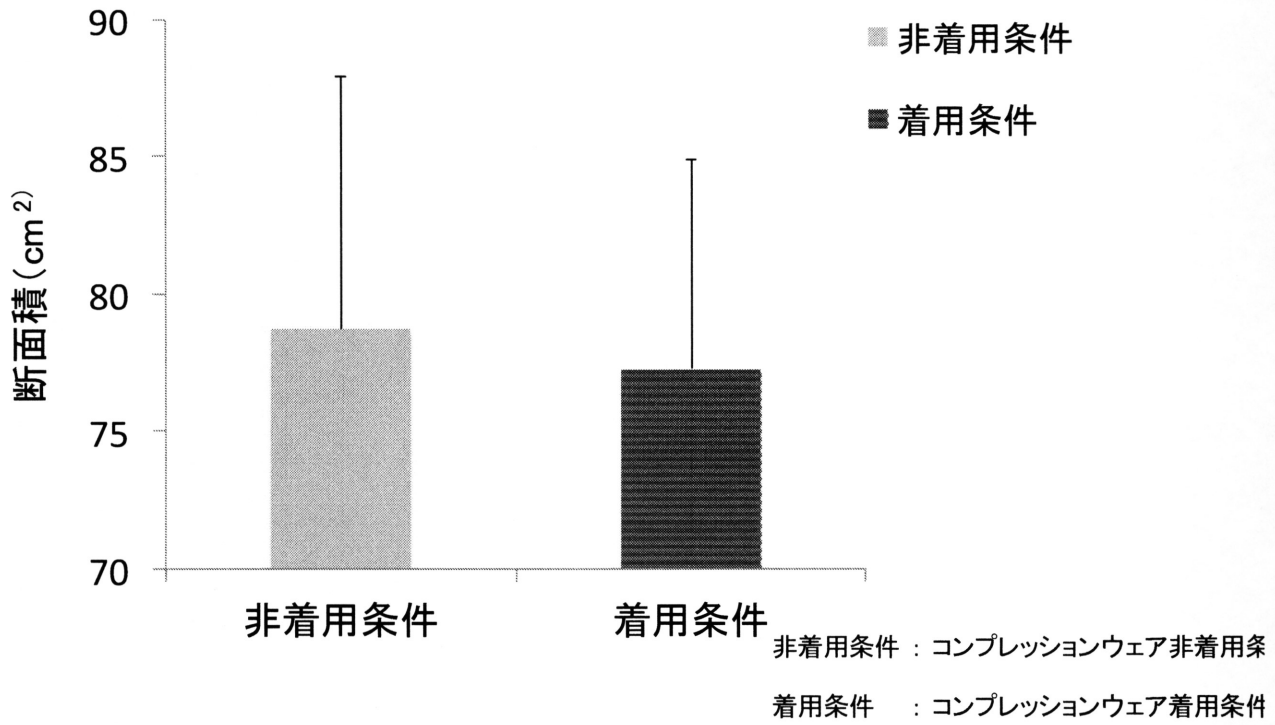


図 8. 加速度計貼付位置の断面積

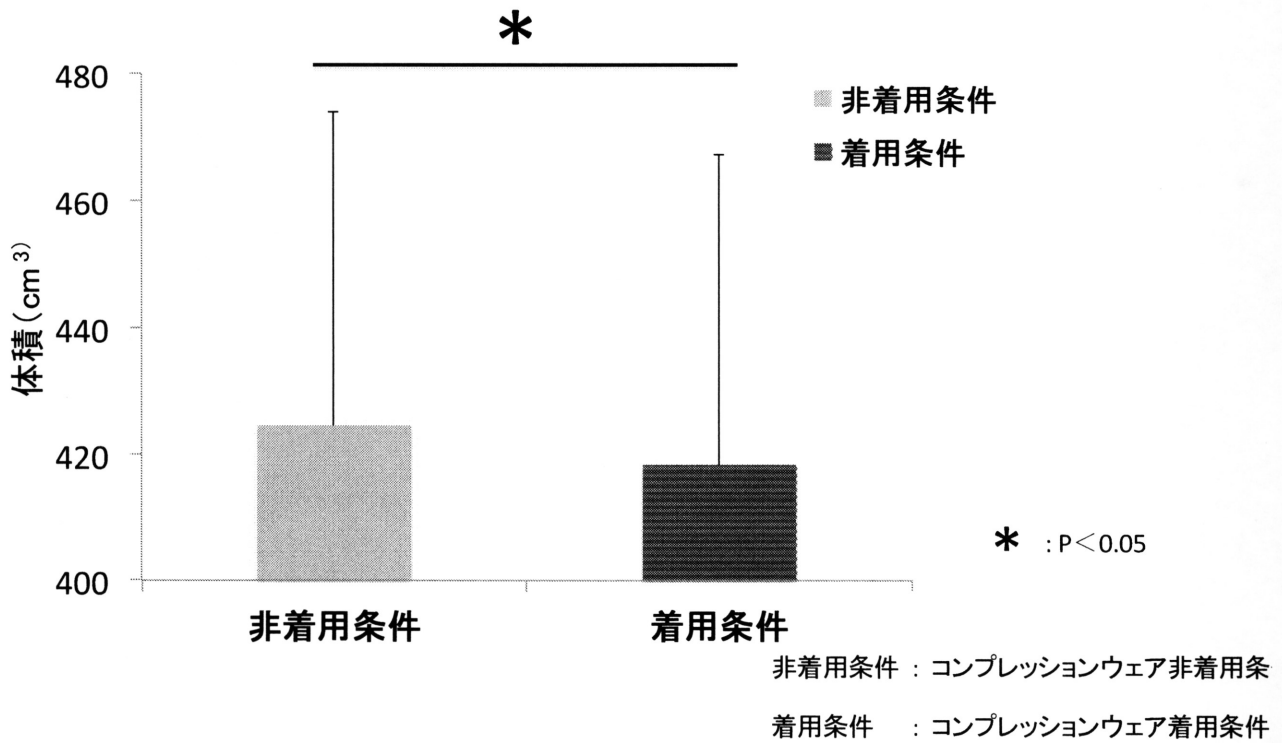


図 9. 加速度計貼付位置の体積

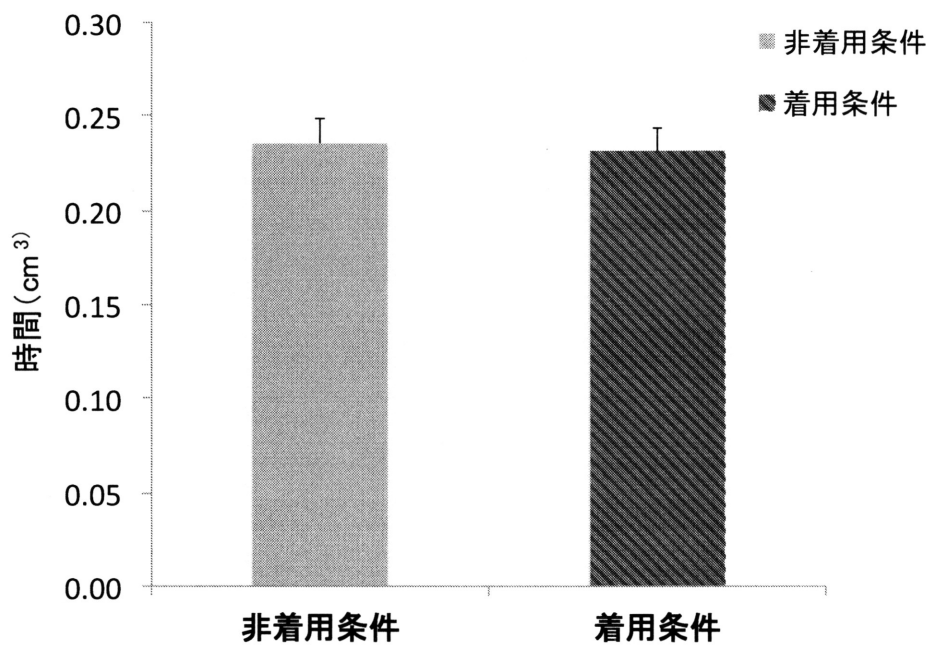


図 10. 接地時間

非着用条件 : コンプレッションウェア非着用条件

着用条件 : コンプレッションウェア着用条件

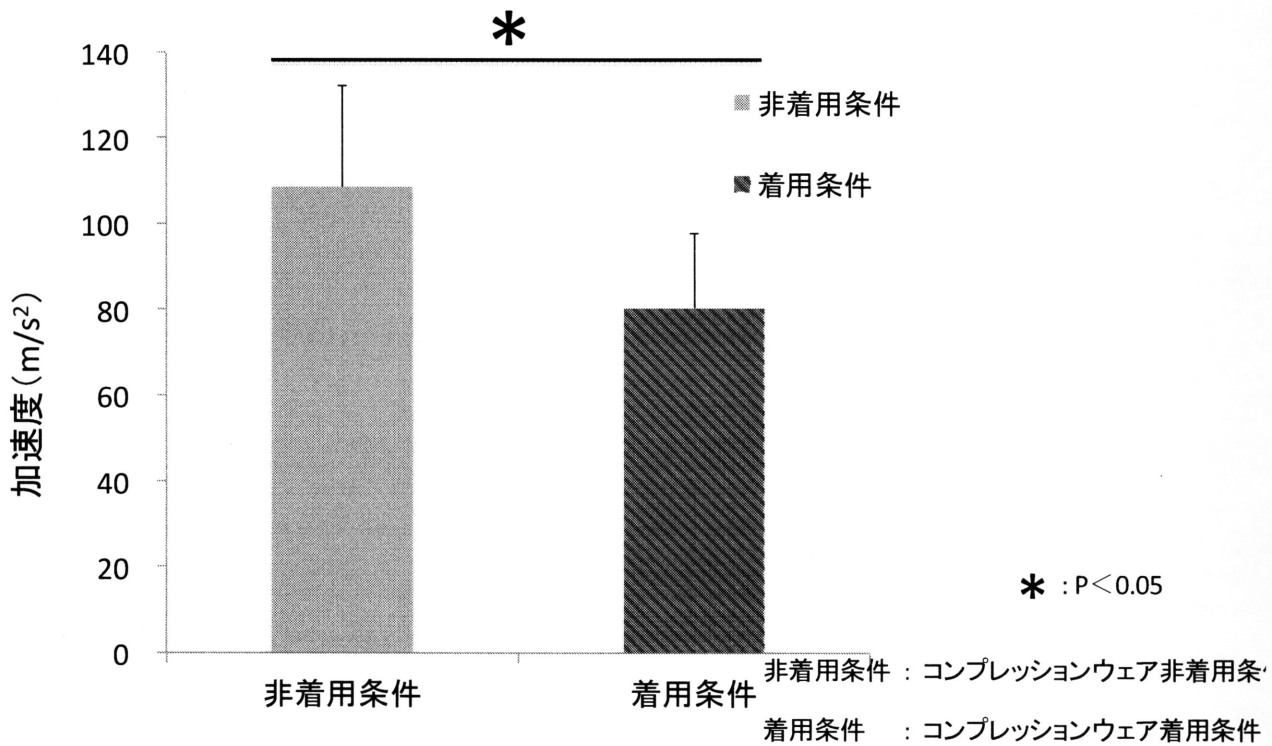


図 11. 接地時における加速度の最大値

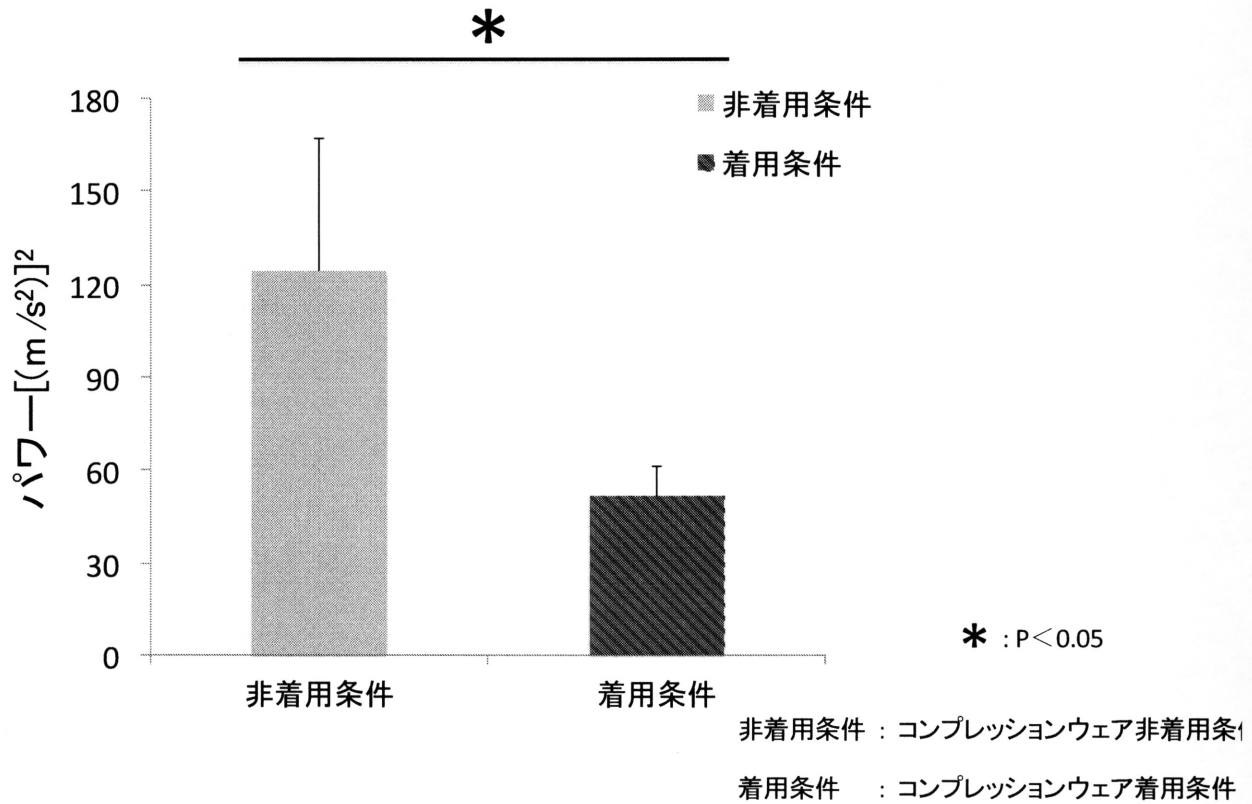


図 12. 接地から離地までのパワーの総和

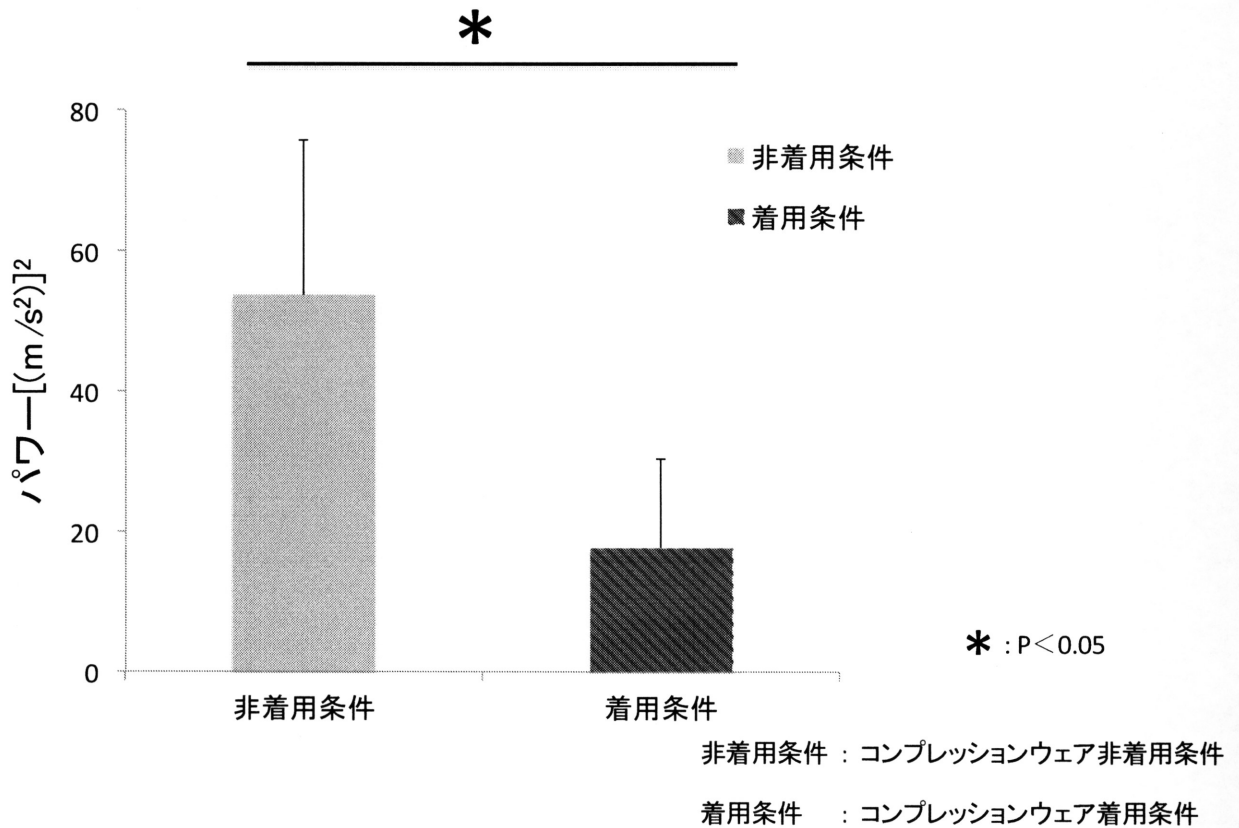


図 13. 10Hz から 20Hz の周波数帯域におけるパワーの総和

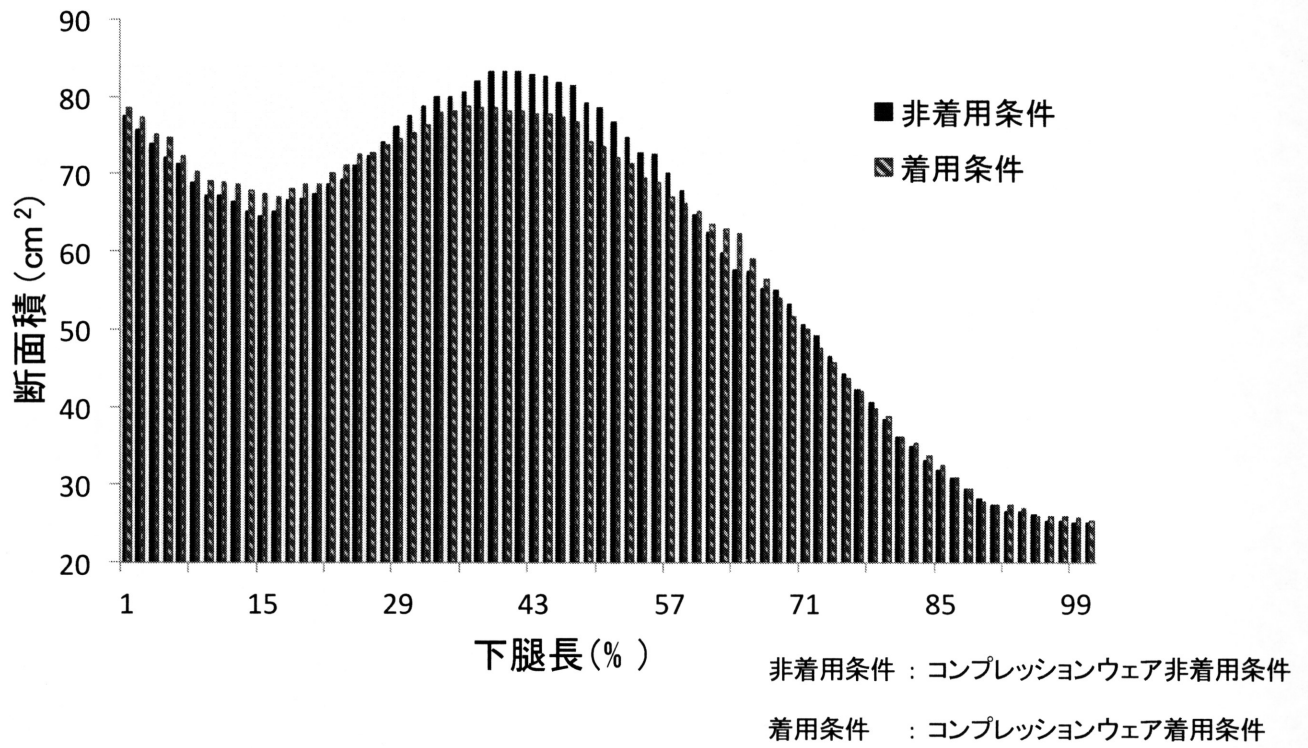


図 14. 下腿筋群の体積変化

資料 1

被験者のお願い

順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科

博士前期課程 2年 大野日向

私は、以下の実験を計画しています。ついては被験者として貴君に協力していただきたくお願い申し上げます。実験内容を理解され、本研究の被験者としてご協力いただける場合には、同意書に署名をお願い致します。なお、何か質問等がありましたら、遠慮なくお申し出下さい。

題名

コンプレッションウェアの着用がランニング動作に及ぼす影響

実験概要

本研究では、トレッドミルを用いたランニング中に発生する下肢筋群の振動について、腓腹筋内側部の皮膚表面上に加速度計を用いて定量することで、コンプレッションウェア着用の効果を検証します。この時のランニングのペースは 3.33m/s ($=5\text{min/km}$) とし、ランニングの時間は 1 分程度とします。上記のプロトコルをコンプレッションウェア着用条件とコンプレッションウェア非着用条件の計 2 条件で 2 試技ずつ行っていただきます。なお、試技の間に十分な休息を設けます。トレッドミル上のランニングに関しては、トレッドミルからの落下による傷害が生じる危険性が考えられていますが、本研究で用いるランニングプロトコルはごく短時間であり、ランニング速度もそれほど速くないことから、危険性は非常に低いと考えられます。また、測定途中で痛み・違和感等がある場合には自発的に中止していただいて構いません。

さらに、実験で用いるコンプレッションウェアによる下肢筋群への着圧の相対的な程度を検証するために、核磁気共鳴映像装置 (MRI) により撮影した下腿部の横断画像から定量します。

同意書

同意日 平成 26 年 月 日

本研究の内容を理解し、被験者として協力することに同意します。

被験者氏名 _____ 印

研究責任者氏名 _____ 印