

令和 6 年 5 月 27 日現在

機関番号：32675

研究種目：若手研究

研究期間：2021～2023

課題番号：21K14376

研究課題名（和文）炭素繊維強化プラスチックを活用した中腰作業支援システムの開発

研究課題名（英文）Development of Low Back Pain Prevention System Using Carbon Fiber Reinforced Plastic

研究代表者

武田 伊織（Takeda, Iwori）

法政大学・理工学部・助手

研究者番号：70792266

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 2,300,000円

研究成果の概要（和文）：本研究は、炭素繊維強化プラスチック製の板バネを活用した中腰作業支援装具に関する。様々な厚さの板バネを用いて、10kgの重りを持ち上げ/降ろした際の筋使用量を、未着用時と比較した。計測する対象は、大腿直筋、腓腹筋、前脛骨筋の三つとした。33%の被験者で筋使用量の有意な減少が確認できた。残りのうち33%は、前脛骨筋の使用量が有意に増加した一方で、大腿直筋と腓腹筋の使用量が有意に減少した。これは、板バネを被験者自身の体重をかけて屈曲させるという、本研究の装具本来の使用法を習熟することで改善可能である。以上から、個人差はあるものの本装具が中腰作業時の筋使用量低減に一定の効果があることがわかった。

研究成果の学術的意義や社会的意義

本研究課題で提案したシステムを使用することで、スクワット姿勢時の下肢筋肉使用量低減が見込めることが明らかとなった。スクワット姿勢での作業は、腰椎を屈曲させないため、腰痛の防止に期待できる。本システムは動力を必要としないため充電が不要であり、構成も簡素なため歩行等の日常動作を阻害しにくい。介護施設職員の約90%が腰痛を訴えているという状況で、本研究が持つ社会的意義は非常に大きいと考える。

研究成果の概要（英文）：This study shows low back pain prevention system using plate spring made of carbon fiber reinforced plastic. The amount of muscle usage during lifting and lowering of a 10 kg weight was compared with that of a person not wearing the device. Three muscles were measured: rectus femoris, gastrocnemius, and tibialis anterior. 33% of subjects showed a significant decrease in muscle usage. Of the remaining 33%, the tibialis anterior muscle showed a significant increase in usage, while the rectus femoris and gastrocnemius muscles showed a significant decrease. This can be improved by learning to use the system as it should be used in this study, i.e., flexing the plate spring with the subject's own body weight. These results indicate that this system has an effect on reducing the amount of muscle use during mid-back work.

研究分野：腰痛防止

キーワード：中腰作業支援 CFRP 筋電 画像認識 腰痛防止

### 1. 研究開始当初の背景

作業療法士や工場労働者等の肉体労働を伴う職種は、我が国にとって無くてはならないものであるが、中腰作業に起因する腰痛が労働災害として問題となっている（T. Vos(2017)）。例えば、平成 30 年の労働者健康安全機構の調査によると、介護施設職員の約 90%が腰痛を訴えている（片山良仁(2018)）。この対策として腰痛防止システムが市販されているが、実際にリハビリテーションセンターで話を伺ったところ、充電の必要があり稼働時間が短いことや着脱の煩雑さが要因となり、購入したものの現在は使用していないそうである。

腰痛の原因の一つとして、腰椎の屈曲がある。中腰姿勢は車椅子に座った患者をベッドに移す際などに必要な、重心を下方に移動させるための姿勢であり、腰椎の屈曲を伴うことがある。一方“重心を下方に移動させる”という目的は、腰椎の屈曲以外にも、股・膝・足関節の屈曲、いわゆるスクワットでも達成可能である（図 1）。しかし、この動作は下肢関節への負荷が大きく、元の体勢への復帰も難しいため選択されることは少ない。逆に言えば、スクワット時の下肢関節への負荷を低減でき、かつ体勢の復帰を支援できれば、腰椎の屈曲という方策をとる必要がなくなり、結果として腰痛の防止が期待できると考えた。

ここで、軽量かつ優れたバネ性能を持つ炭素繊維強化プラスチック（Carbon Fiber Reinforced Plastics, 以下 CFRP）に着目し、脚前方に CFRP 製の板バネ 2 本を備えた中腰作業支援システムを考案した（図 2）。足関節の底屈時、装着者の体重によって L 字型の CFRP が変形し、復元力が発生する。復元力は脚を下から支えるようにはたらき、下肢の筋肉が体勢を維持するために本来果たすべき仕事を一部肩代わりする。また、体勢復帰も支援する。

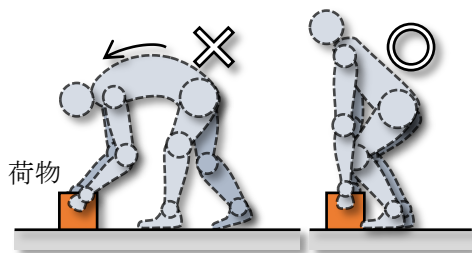


図1 荷物持ち上げ動作時の理想的な姿勢



図2 安全靴を活用した中腰作業支援システム

### 2. 研究の目的

上記の背景・課題から、本研究では CFRP を活用した中腰作業支援システムの開発を目的とする。この大目的達成のため、以下が必要である。

- (1) システム全体の形状決定
- (2) システムの作製と支援効果の実証

### 3. 研究の方法

研究目的に掲げた項目に準じて記述していく。

(1)では、中腰作業以外の、歩行や軽作業への影響を考慮し、システム全体の設計を行う。(2)では、実際に作製したシステムを用いて試験を行い、その際の筋電を計測することで筋活動を評価する。

### 4. 研究成果

#### (1) システム全体の形状決定

てこの原理より、脚との接触部が CFRP の屈曲部から遠いほど、つまりモーメントアームが長いほど、効率的に支援効果を得ることができる。一方で、作業療法士の方々からの要望によりシステムを脚に固定することができないため、動作を阻害しないよう小型化する必要がある。そこで、脚との接触部の位置が腓腹筋と前脛骨筋の使用量に及ぼす影響を調査した。実験は、地上から 500 mm 程度の位置にある重さ 10 kg の重りを、直立状態からスクワット姿勢を取りながら把持し、重りを持ち上げながら元の体勢へと復帰、同様に重りを元の位置に戻す、という動作を 5 回実施した（重りの重さはアメリカ合衆国国立労働安全衛生研究所 NIOSH の基準を参考とした）。用いる CFRP の厚さはすべて 3 mm とし、脚との接触部の高さを 310 mm (H)、210 mm (M)、そして 90 mm (L) の三段階に設定した（図 3(a)）。取得した筋電図は整流化した後、最大随意収縮（自発的に発揮できる最大の力）時の筋電位で正規化し、積分値を比較した。有意検定には Steel 法を用いた。全区間および動作の各フェーズにおける筋使用量を図 3(b)に示す。まず、全区間ではモーメントアームの短い M、L 条件において腓腹筋に有意な減少が見られ、モーメント

アームの長い H 条件は前脛骨筋に有意な増加が見られた。下肢が屈曲する区間（開始～把持，持上～降荷）では，この動作に寄与する前脛骨筋において，L 条件が有意に減少した一方，H，M 条件は増加する傾向が見られた。下肢が伸展する区間（把持～持上，降荷～復帰）では，この動作に寄与する腓腹筋が，L 条件で有意に減少した。結果として，モーメントアームの短い L 条件において筋活動の減少，すなわちアシスト効果が見られることとなった。これは，モーメントアームが長い条件ほど，CFRP を屈曲する際にねじれるなどして安定せず，バランスを取るために余計に筋肉を使用したためと考えられる。上記の結果をもとに，本研究で用いるシステムでは，脚との接触部を L 条件の位置にすることとした。実際の使用においても，コンパクトで装着違和感を低減し，かつ歩行時に CFRP 等が揺動しない。

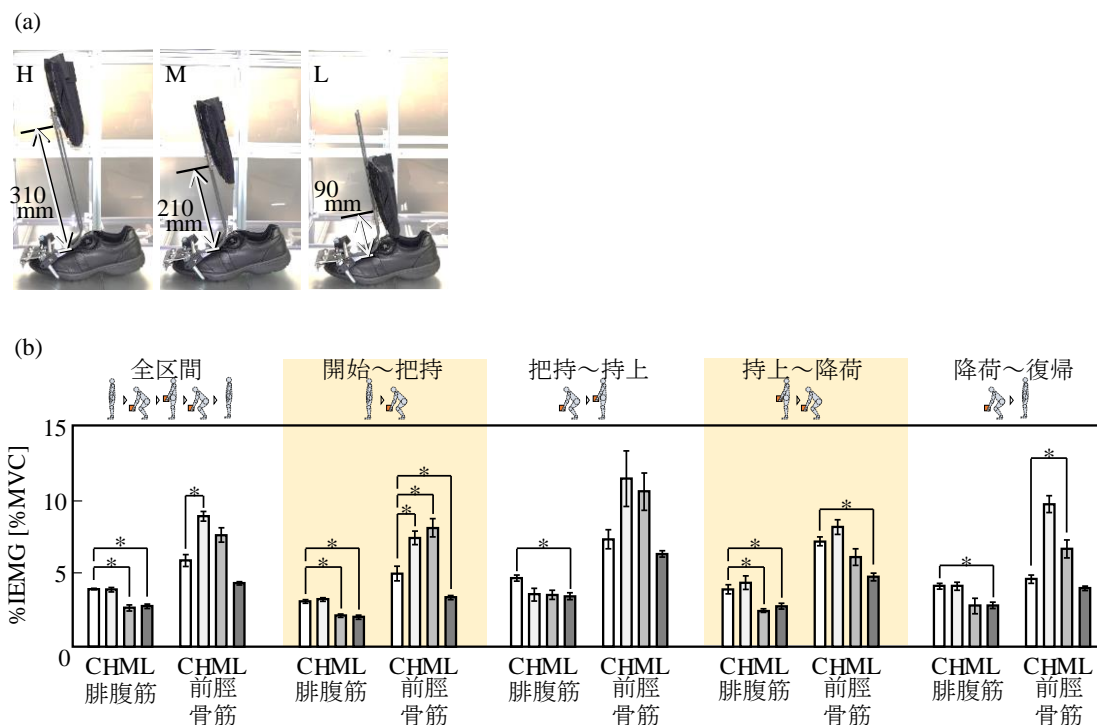


図3 中腰支援装置の下腿との接触部の位置が荷物持ち上げ動作時の筋使用量に及ぼす影響。  
 (a) CFRPと脚との接触部の位置。(b) 各フェーズにおける筋使用量。 (\* $p < 0.05$ )

脚との接触部の形状についてはトポロジ最適化（設計空間内で，耐荷重等の与えられた制約条件を満たす最適な構造を計算的に導く手法）を用いて検証したが，結果として設計空間に比して必要な構造部分は極めて少なくなった。構造部分が少なくても良いということは，しばしば装具で問題となる通気性を解決出来得る。ただし，以降の実験ではヒトを対象としているため，脚への負担や安全性を考慮して図2に示した形状で実施した。また，CFRPの積層構成は，屈曲方向を考慮し，加工業者と相談の上決定した。

## (2) 支援効果の実証

図2のシステムを用いた荷物持ち上げ/下げ試験を実施した。被験者は健康な  $21 \pm 0.9$  歳の男性9名で，平均身長  $172.2 \pm 6.5$  cm，平均体重  $57.8 \pm 6.6$  kgであった（±は標準偏差）。筋使用量の評価のため，右脚の前脛骨筋（Tib.），腓腹筋（Gas.），大腿直筋（Rec.）の筋電をそれぞれ取得した。それぞれ，足関節の背屈，膝関節の屈曲と足関節の底屈，股関節の屈曲という働きを主として司る。すべての被験者は，試験の前にシステムに慣れるために数十分の練習を行った。実験条件は概ね(1)と同様であるが，動作の速度を被験者間で統一するため，メトロノームを70 BPMで鳴らし，これに合わせて指示した（三谷保弘(2017)）。また，CFRPは2 mm，3 mm，4 mm，5 mmの4種類を用意し，各CFRPに対し5回連続で上げ下ろしする試技を，5回ずつ実施した。取得した筋電図は整流化した後，積分値を比較した。被験者間の比較は行わなかったため，最大随意収縮による正規化も実施しなかった。有意検定にはSteel法を用いた。筋電の計測に加え，修正Borgスケールによる主観評価の解析を行った。修正Borgスケールとは，表1に示すような，「痛い」や「使いづらい」といった定性的な主観評価を数値化して定量的に評価するために提案された手法である（Borg (1982)）。なお，筋電においては，筋電計トラブルの影響で取得したデータにノイズが多かったものや，操作ミスによりサンプリング周波数の設定が適当で無かった被験者のデータは，評価から除外した。

表1は，6名の被験者A～Fの，それぞれの筋使用量がシステム未着用条件と比べ，有意に増減したかどうかをまとめている。被験者Aは，3 mmのCFRPを用いたシステムを着用した際，腓腹筋の使用量が有意に減少した一方で，他の筋肉の使用量は有意に増減しなかった。同様に，

被験者 C は、4 mm および 5 mm のシステムで大腿直筋の使用量が有意に減少した。被験者 B および E は、前脛骨筋の使用量が有意に増加した一方、ある条件では他の筋肉の使用量が有意に減少した。ここで、前脛骨筋は足関節の背屈、すなわち下肢を屈曲させる際にはたらく筋肉である。一方で、本システムの CFRP 板バネは、筋肉のはたらきで屈曲させるのではなく、装着者の体重で屈曲させる必要がある。これは、筋肉のはたらきによって屈曲させた場合、得られる支援効果は筋肉から前借りしたにすぎず、運動全体としての筋使用量の低下が期待できないからである。こうした注意は事前の説明と練習に時間を割いてはいたが、習熟度合いには個人差があると思われる。加えて、前述のとおり条件統一のためメトロノームを用いて動作速度を管理したが、これにより“間に合わせよう”無理な動きをした可能性もある。逆に考えれば、正しい使用法に習熟する、あるいは動作の速度やタイミングを被験者に任せるなどすることで、改善が見込める。

表1 システム着用による筋使用量の有意増減

	A			B			C			D		
	Tib.	Gas.	Rec.	Tib.	Gas.	Rec.	Tib.	Gas.	Rec.	Tib.	Gas.	Rec.
2 mm			↑	↑								↑
3 mm		↓		↑	↓							↑
4 mm	↑			↑					↓		↑	↑
5 mm	↑	↓	↑	↑	↓	↓			↓			↑

	E			F		
	Tib.	Gas.	Rec.	Tib.	Gas.	Rec.
2 mm	↑	↓				
3 mm	↑					
4 mm	↑	↓	↓			
5 mm	↑	↓				

修正 Borg スケールでは、重りを持上げる際（4 mm、5 mm）と、重りを元の位置に戻す際（3 mm、4 mm、5 mm）において、システムの着用によってその負担が有意に軽減していた。他の動作時や、システム装着時の違和感等において有意差は無かった。有意差の認められた動作は共に、重りを持っている間の動作である。

以上のように、個人差はあるものの本システムが中腰作業時の筋使用量低減に一定の効果があることがわかった。時間が許せば、被験者の任意の速度での動作や、筋肉が疲労した状態での効果等について調査できれば興味深い。また、筋使用量に有意な減少がまったく見られなかった者や、そもそもシステムに中々慣れない者など、米国等の研究では調査対象から外されることもあるこうした被験者が、一体なぜうまく扱えないかという科学的な根拠について調査できれば面白い。

・その他の主たる成果

腰痛の原因は個人や状況により様々であるが、その中でもよく挙げられるものとして椎間板圧迫力がある。例えば米国では NIOSH による厳しい規定が存在しており、椎間板圧迫力が一定の値以下になるよう、一度に持てる荷物の重量が制限されている。また、工場等では作業中の椎間板圧迫力を逐次管理するソフトウェアも導入されており、ミシガン大学の 3DSPP はよく用いられている。このソフトウェアは、作業者の姿勢や荷物の重さから、椎間板圧迫力を算出することができる。一方で、こうしたソフトウェアの多くが現場監督者による手入力で行われており、データ取得に手間がかかる上、主観の要素を排除できない。

人工知能 (AI) による姿勢解析は、近年発展が目覚ましく、例えばその一つである OpenPose の精度は特定条件下では従来の反射マーカ式モーションキャプチャに比肩する (Takeda(2021))。もし AI によって椎間板圧迫力の算出ができれば、従来は手動で実施していた各種寸法、角度といったデータの取得を自動化でき、ヒューマンエラーの低減や計測者の主観に依らない解析が

期待できる。ただし、姿勢解析 AI による検出は、人間の目や関節中心など、“キーポイント”と呼ばれる姿勢に関係する部位に留まる。したがって、椎間板圧迫力の算出に必要なパラメータに関しては、OpenPose から得られる情報をもとに算出する必要がある。

まず、本課題で対象とする椎間板は L5/S1 とする。椎間板圧迫力の正確な値は *in vivo* で計測するほかないが、実際の作業現場でこれを直接計測することは非常に困難である。そのため、力とモーメントの釣り合いから算出する方法が確立されている。例えば、図 4 のような荷物持上げ姿勢をとった場合、椎間板圧迫力  $F_{L5S1}$  は、

$$F_{L5S1} = W_u \cos \theta + L_l \cos \theta + F_e - F_a$$

で表すことが出来る。ここで、 $W_u$  は L5/S1 より上の胴体、両腕、頭部の重量の合計、 $\theta$  は L5/S1 における腰椎の屈曲角度、 $L_l$  は荷物の重量、 $F_e$  は脊柱起立筋力、そして  $F_a$  は腹圧である。紙面の都合上詳細は省くが、最終的に必要な情報は、「被験者の体重」、「荷物の重量」、「L5/S1 の位置座標」、「L5/S1 における腰椎の屈曲角度」、「L5/S1 より上の身体の重心の位置座標」、そして「荷物の位置座標」である。

先行研究において、椎間板圧迫力を算出できる様々なツールと実際の測定データとの比較が行われており、中でも AnyBody というソフトウェアの精度が良いとの報告がある（二乗平均平方根誤差が 0.12 MPa. Rajace (2015)）。椎間板圧迫力の真の値は侵襲的な方法でしか計測できないため、AnyBody で算出された値と、OpenPose から得たデータをもとに導いた値とを比較することとした。

結果として、本課題で提案する手法と AnyBody による計算結果との二乗平均平方根誤差は 0.12 MPa 程度であった。少なくとも、既存の“精度の良い”とされるソフトウェアと近い値を算出することができると分かった。最終的に、Excel を用いて、OpenPose から得られた座標情報等を入力することで椎間板圧迫力の推定値を出力するソフトを構築した（図 5）。

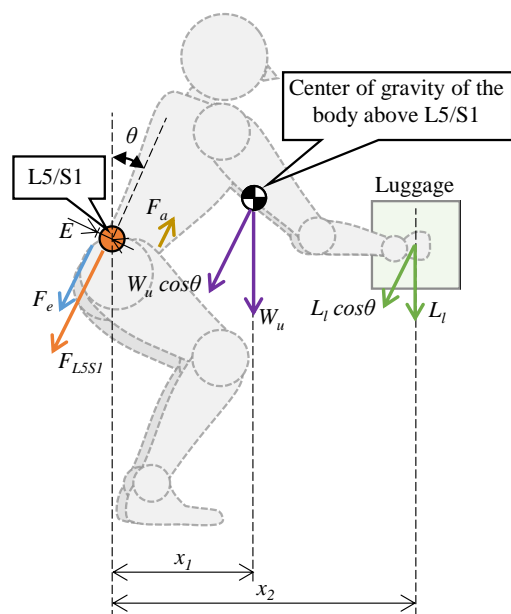


図4 荷物持上げ姿勢のモデル

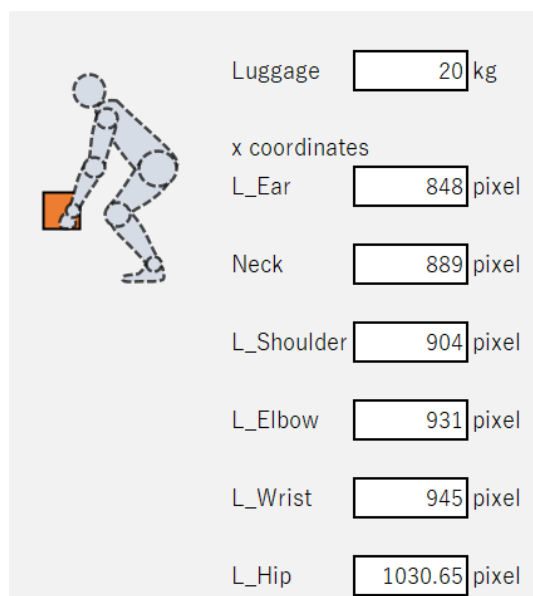


図5 椎間板圧迫力推定ソフトの入力画面（一部）

本手法では、前述の通り姿勢解析 AI が必要な座標すべてを推定してくれるわけでは無いため、所々大胆な仮定で必要なデータを計算している箇所が存在する。これが誤差要因となっていることは想像に難くない。また、荷物持上げに理想的とは言いがたいが、背骨が屈曲する姿勢などでは正確に計算することが出来ない。こうした課題は、姿勢解析 AI が腰椎や胸椎などの位置も推定できるようになることで完全に解決される。腰痛が世界的に大きな課題となり、AI の進歩も目覚ましい今日であるから、この限界が早期に解決されることに期待する。

#### <引用文献>

T. Vos, *Lancet*, 2017; 390: 1211-59  
 片山良仁, 「社会福祉施設の介護職職員における腰痛の実態調査、画像診断と予防対策に係る研究・開発、普及」, 労働者健康安全機構, 2018  
 G. A. Borg, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1982; 14(5): 377-81  
 三谷保弘, *理学療法科学* 2017; 32(5): 657-62  
 I. Takeda, *Comp. Meth. in Biomech. & Biomed. Eng.*, 2021; 24(8): 864-73  
 M. A. Rajace, *Appl. Ergonom.*, 2015; 48: 22-32

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕 計0件

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
--	---------------------------	-----------------------	----

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------