

OS1-1

介護作業用スマートスーツ・ライトの軽労化効果検証

Verification of KEIROKA of Smart Suit Lite for Care Work

○ 今村由芽子 (北大) 田中孝之 (北大) 鈴木善人 (スマートサポート)

瀧澤一騎 (北大) 山中正紀 (北大)

Yumeko IMAMURA, Hokkaido University

Takayuki TANAKA, Hokkaido University

Yoshihito SUZUKI, Smart Support Inc.

Kazuki TAKIZAWA, Hokkaido University

Masanori YAMANAKA, Hokkaido University

**Abstract:** We are developing a passive power assist supporter called Smart Suit Lite. Smart Suit Lite is a compact and lightweight power assist device that utilizes the elastic belts. KEIROKA technology is assistive technology to reduce the physical fatigue during works. In this study, to achieve KEIROKA by Smart Suit Lite, we optimized the elastic belts of the Smart Suit Lite for care workers by utilizing the relation between the target motions and the corresponding muscle forces. Furthermore, through a trial experiment, we found that wear comfort was strongly correlated with the assistance perceived the user. Thus, we have improved the Smart Suit Lite from the aspect of wear comfort, and verified the enhancement of the assistance provided by the device. In user testing, 90% of the participants reported a decrease in load on the low back during care work.

**Key Words:** Power assist, Biomechanics, Human body dynamics model

1. 序論

現在、少子高齢化に伴い、筋力補助や動作支援を目的としたパワーアシスト装置の研究開発が盛んに行われている。中でも特にパワーアシストスーツは社会的注目度も高い。

例えば、山海らの HAL<sup>(1)</sup>のようにセンサやモータ等を用いて補助力を制御するアクティブ型や、山崎らの介護者腰部負担軽減衣服<sup>(2)</sup>のように弾性材などの受動的な力のみを利用するパッシブ型の装置が開発されている。ここで、人と接する現場や作業スペースが限られる現場では大型・高出力の装置の導入は難しく、簡便性・安全性が重要となる。このような問題に対し、我々は「軽労化」という考えを提案している。軽労化技術とは、必要以上の増力をせずに、身体への負担や疲労を取り除く技術を指す。従来多く研究開発されてきた自動化や増力化を行うロボット技術のように「本来できない作業ができるようになる」技術ではなく、「できる作業をより楽にできるようにする」技術とすることができる。この考えに基づき、弾性材を用いた小型・軽量のパッシブ型筋力補助装置“スマートスーツ・ライト”(Smart Suit Lite : SSL)の研究開発を行う。

特に本研究では、特定動作補助用 SSL の設計手法を構築し、介護作業の補助に最適化した“介護用 SSL”の開発を行った。本報ではその軽労化効果の検証実験とモニター試験結果について報告する。

2. スマートスーツ・ライト

スマートスーツ・ライトの構造と補助原理について述べる。Figure 1(a) に SSL のプロトタイプを示す。肩と膝とをゴムベルトでつなぎ、その途中でベルトを腰まわりに引きベルクロテープで固定している。腰まわりのベルトの固定位置を調整することにより、装着者の体形にゴムベルトの長さを合わせることで、作業負担に応じて補助力を調整することが可能である。

また Fig.1(b) は側面から見た模式図であり、2次元的に

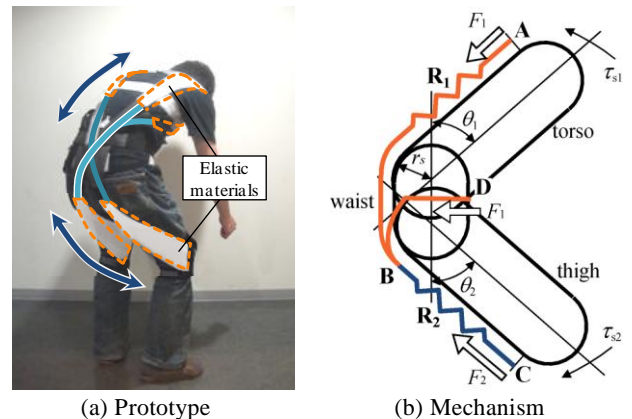


Fig. 1 Smart Suit Lite

補助メカニズムの概要を示している。弾性力  $F_1$  を発生する上半身の弾性材  $R_1$  と、弾性力  $F_2$  を発生する脚部の弾性材  $R_2$  が B 点で動滑車によってつながれている。装着者が姿勢を変化させた際の AC 間の体表面の伸びを  $\Delta_{AC}$ 、AB 間の伸びを  $\Delta_{AB}$ 、BC 間の伸びを  $\Delta_{BC}$  とする。このとき、弾性材  $R_1$  は B で折り返しているため伸長量は  $2\Delta_{AB}$  となり、弾性係数  $k$  のとき得られる弾性力はそれぞれ、

$$F_1 = 2k\Delta_{AB} \quad (1)$$

$$F_2 = k\Delta_{BC} \quad (2)$$

となる。 $2F_1=F_2$ 、 $\Delta_{AC}=\Delta_{AB}+\Delta_{BC}$  の関係から上下の弾性材伸長量の比率  $\Delta_{AB}:\Delta_{BC}=1:4$  が求められる。

したがって、腰部関節と股関節を伸展させる補助トルク  $\tau_{s12}$  は、

$$\tau_{s12} = \tau_{s1} + \tau_{s2} = \frac{2}{5}r_s k\Delta_{AC} + \frac{4}{5}r_s k\Delta_{AC} = \frac{6}{5}r_s k\Delta_{AC} \quad (3)$$

となる。ここで、 $r_s$  は弾性材のモーメントアームである。さらに、点 D において弾性力の一部が腰周りに働く力  $F_t$

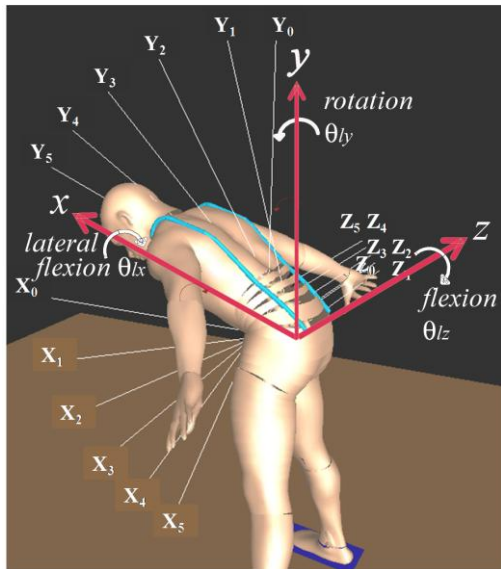


Fig. 2 Skin segment model

となり、コルセットのように体幹を締め付ける。

$$F_t = F_1 = \frac{2}{5} k \Delta l_{AC} \quad (4)$$

装着者が腰を屈めるほど弾性材伸長量 $\Delta l_{AC}$ は増大するため、負担の大きい姿勢になるほど $\tau_{s12}$ 、 $F_t$ ともに大きくなり、大きな補助効果が得られることがわかる。

### 3. 介護作業用スマートスーツ・ライトの弾性材設計

モーション・ベースト・アシスト法に基づき、スマートスーツ・ライトに用いる弾性材の設計を行う。モーション・ベースト・アシスト法とは動作と筋発揮力の関係を基に設計を行う設計手法であり、具体的には以下の手順に従う。

Step 1. 補助対象動作を解析し、補助対象部位を特定する。

Step 2. 3次元動作計測により、補助対象動作の3次元データを取得する。 $\Delta t$ をサンプリング周期、 $n$ を人体モデルの自由度、 $\theta_i (i=1, \dots, n)$ を関節角度とすると、時刻 $j\Delta t$ に姿勢 $\theta_j = [\theta_1 \ \theta_2 \ \dots \ \theta_n]$ が計測され、動作全体は $\mathbf{M} = [\theta_1 \ \theta_2 \ \dots \ \theta_N]$ のように表すことができる。ここで、 $N$ はサンプリング点数である。

Step 3. 動作 $\mathbf{M}$ を筋骨格モデル $\mathbf{G}_{SIMM}(\cdot)$ によって解析し、補助対象筋の発揮力 $\mathbf{F}_h$ 、筋発揮力の各関節に対するモーメントアーム $\mathbf{r}_h = \{r_{ij}\}$ との関係を得る。それらから動作に必要な関節トルク $\boldsymbol{\tau}_h$ を求める。

$$[\mathbf{F}_h, \mathbf{r}_h] = \mathbf{G}_{SIMM}(\mathbf{M}) \quad (5)$$

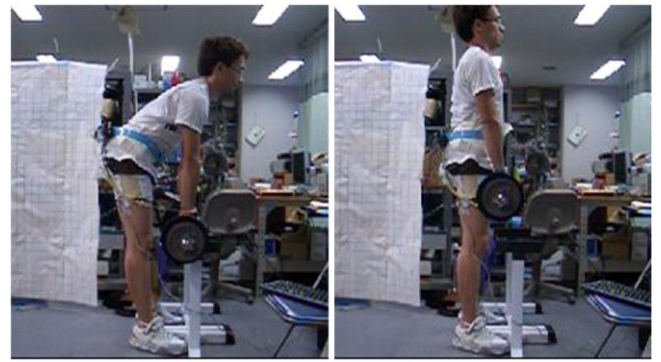
$$\boldsymbol{\tau}_h = \mathbf{r}_h \mathbf{F}_h \quad (6)$$

Step 4. Figure 2 に示すスキンセグメント・モデル $\mathbf{G}_{SKIN}(\cdot, \cdot)$ によって、ある弾性材配置 $\mathbf{P}_s$ のときの動作 $\mathbf{M}$ に対する弾性材の伸長量 $\Delta l$ 、各関節に対するモーメントアーム $\mathbf{r}_s$ を得る。

$$[\Delta l, \mathbf{r}_s] = \mathbf{G}_{SKIN}(\mathbf{M}, \mathbf{P}_s) \quad (7)$$

Step 5. 弾性材配置を変化させて Step 4 を繰り返し、補助トルク $\boldsymbol{\tau}_s$ の最適点を見つけ、弾性材配置 $\mathbf{P}$ を決定する。ここでは弾性係数 $k$ は一定とする。

$$\boldsymbol{\tau}_s = \mathbf{r}_s k \Delta l \quad (8)$$



(a) Flexed posture

(b) Standing posture

Fig. 3 Experiment scenery

Step 6. 補助トルク $\boldsymbol{\tau}_s$ のうち人間の発揮トルク $\boldsymbol{\tau}_h$ と同方向の成分のみが補助効果を持つと仮定すると、決定した弾性材配置による伸長量 $\Delta l$ 、モーメントアーム $\mathbf{r}_s$ より、補助率 $\hat{\eta}$ を実現するために必要な弾性係数 $k$ は次式のよう求められる。

$$k(j\Delta t) = \hat{\eta} \frac{|\boldsymbol{\tau}_h(j\Delta t)|^2}{\Delta l(j\Delta t) \mathbf{r}_s(j\Delta t) \cdot \boldsymbol{\tau}_h(j\Delta t)} \quad (i=1, \dots, N) \quad (9)$$

Step 7. 求めた弾性係数 $k$ を伸長量に対してプロットし、弾性特性曲線 $\hat{k}(\Delta l)$ をフィッティングにより求める。こ

こで、弾性特性曲線は繊維メーカで取り扱われている弾性素材の組み合わせで実現できる範囲から決定するため、次式によって定義する。 $a_1$ 、 $a_2$ は特性を決定する係数である。

$$\hat{k}(\Delta l) = a_1 \Delta l^{a_2} \quad (10)$$

この手順に従い、介護動作中に脊柱起立筋に対して25%の補助率を持つ弾性材の特性・配置を設計した。また設計した弾性材と、その配置を再現したスマートスーツ・ライトを実際に製作した<sup>(3)</sup>。

## 4. 筋活動の計測による補助効果の検証

### 4-1 実験条件

定量的な負担軽減効果検証のための筋活動量計測を行った。実験条件を Table 1 に示す。被験者は SSL 着用状態と非着用状態で、それぞれデッドリフト動作をくり返した。デッドリフトとは Fig. 3 に示すように膝を曲げずにバーベルを持ち、そのまま上体を起こす動作である。この動作中の脊柱起立筋の活動は20~50[%MVC]であることを確認しており、これは事前に調査した介護職員による介護動作と同程度の運動強度である。動作中は脊柱起立筋、腹直筋の表面筋電図を計測し、筋活動量を求めた。筋電位の計測には S&ME 社製 データロガー DL2000 を使い、最大随意収縮時の出力により正規化を行った。5動作を1セットとし、セット間の30秒程度の小休憩中に BorgScale によって疲労状態を確認し、被験者が「かなりつらい」と評価した次のセットで計測終了とした。BorgScale は主観的運動強度の指標であり、運動によって被験者自身がどの程度の負担を感じているかを数値で表すものである<sup>(4)</sup>。なお、着用と非着用の試験は1週間以上間を空けて行い、筋疲労残留の影響を排除した。また、各被験者には事前に実験内容について十分に説明し実験協力の同意を得た。

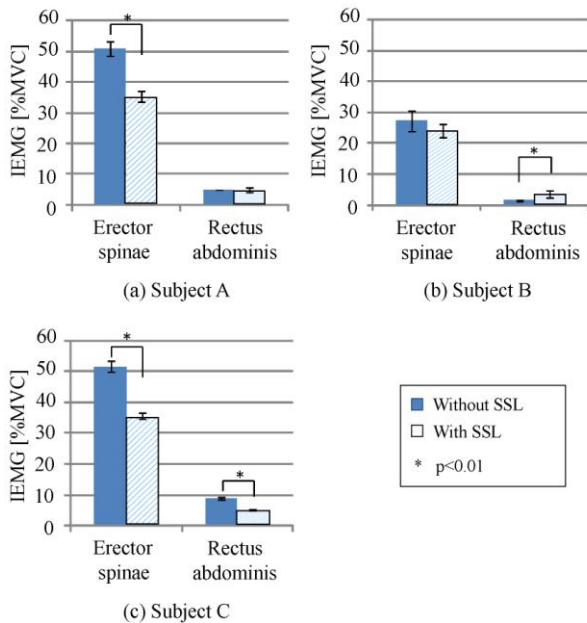


Fig. 4 Comparison of muscle activations

Table 1 Experiment condition

Participants	A (Student, male, 1.73m, 67.2kg) B (Student, male, 1.72m, 61.8kg) C (Care worker, female, 1.61m, 62.0kg)
Motion period	4 sec
Weight of barbell	30.5 kg
Height of cradle	0.55 m

#### 4-2 結果・考察

動作中の平均筋活動量[%MVC]を Fig. 4 に示す. ただし, 平均筋活動量の算出は 2 セット目から, 2 回の計測のうち回数が少ない方の最終セットまでの区間を対象範囲とした. すべての被験者で補助対象である脊柱起立筋の活動量の減少し, 3 名中 2 名は危険率 1% で有意差が認められた. また拮抗筋である腹直筋の活動には顕著な変化は見られず, スマートスーツ・ライトが動作の妨げになっていないことが確認された. 被験者 B の筋活動量に有意差が見られなかった理由として, 被験者の元々の筋力に起因している可能性が考えられる. 被験者 A, C は元々 50[%MVC] 程度の筋活動量であるのに対し, 被験者 B は 30[%MVC] 程度の出力となっており, 他 2 名と比べると被験者 B は筋力があり今回のデッドリフト動作の負担が小さかったといえる. 筋力が高く補助の必要性が低い装着者では補助効果が減少する可能性についての検証は今後の課題である.

ここで補助効果の評価関数として次のような負担軽減率  $\eta$  を定義する. ただし,  $V_{EMG0}$  は通常時の筋活動量,  $V_{EMG}$  はスーツによる補助があるときの筋活動量であり, それぞれ動作区間  $T$  で積分する. これはスマートスーツの補助による筋活動量の減少率を表す.

$$\eta = \left( 1 - \frac{\int_0^T V_{EMG} dt}{\int_0^T V_{EMG0} dt} \right) \times 100 \quad (11)$$

Table 2 に脊柱起立筋の負担軽減率  $\eta$  を示す. 負担軽減率の平均は 24.4% であった. これは設計上での補助効果に近く, 提案手法とそれにより設計したスマートスーツ・ライトの有効性が確認できた.

Table 2 Assist rate

Participants	$\eta$ [%]
A	30.5
B	11.5
C	31.1

Table 3 Mean variation in VAS

	Wearing SSL	Without SSL	Difference
Total (n=20)	30.1	29.5	+0.6
Uncomfortable (n=13)	34.3	28.4	+6.0
Comfortable (n=7)	22.1	31.5	-9.4

## 5. モニター試験

### 5-1 実験条件

実フィールドでの有用性を確かめるため, 病院に勤務する 20 代から 60 代の介護職 20 名 (女性 19 名, 男性 1 名) を対象としたモニター試験を行った. 被験者は SSL を着用して 5 日間勤務し, 通常の勤務時と疲労感等を比較しアンケートに回答した.

### 5-2 結果

#### (1) 疲労感

被験者は勤務前の疲労感と勤務後の疲労感を Visual Analog Scale (VAS) により評価した. VAS は 100[mm] のスケールを用い, 被験者の主観的な評価を数値化する手法である<sup>(5)</sup>. 通常時と SSL 着用時の勤務による疲労感の増加を比較する. VAS 変化量 (通常時の VAS 増加量と SSL 着用時の VAS 増加量の差分) は SSL の着用による疲労感の減少を表す. Table 3 に VAS の結果を示す.

全被験者の平均では, VAS 変化量に有意な差はない. しかし被験者を SSL の着用感が悪いと答えたグループと着用感が悪くないと答えたグループに分けた結果, 着用感が悪くないと答えたグループでは VAS 変化量が大きく減少しており, アシスト効果が現れていることがわかった.

#### (2) 作業別の腰部負担軽減効果

いくつかの介護作業に関して, SSL の補助が有効であったかどうかを評価した. Figure 5 にその結果を示す. 着用感が良かったグループでは, 全ての作業において半数以上が「SSL が効果的であった」と回答した. それに対し, 着用感が悪かったグループでは逆に半数以上が「補助効果が感じられなかった」と回答している.

これらの結果から, 主観的な補助効果は着用感の間には相関がある可能性が考えられる. ここで, 着用感の悪さの要因として挙げられたのは頸部や胸部の締め付け, 擦れなどであった. これは弾性材から装着者へ補助力がうまく伝達されず, 場合によっては負荷になっているものと考えられる. したがって, SSL の機能改善によって本来の補助効果が発揮され, 主観的な評価も高められる可能性がある.

## 6. 第 2 次モニター試験

### 6-1 スマートスーツ・ライトの改良点

モニター試験の結果を受けて, SSL の素材・形状の見直しと試作を行った. 具体的には Fig. 6 に示すように胸部の接触面を広げ, ストレッチ素材を用いることにより, より大きな面で補助力を体幹へ伝える構造とした.

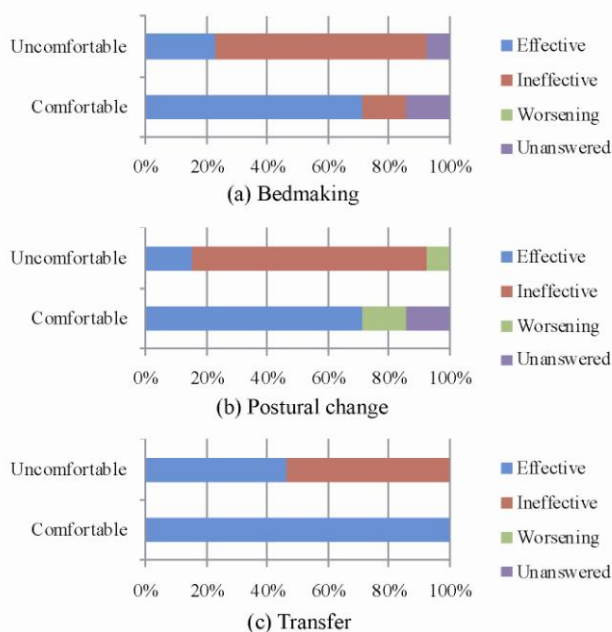


Fig. 5 Assist effect to care works

## 6-2 実験条件

SSLの改良による補助効果への影響を確認するため、再びモニター試験を行った。被験者は前回と同様に病院に勤務する20代から60代の介護職20名（女性19名、男性1名）である。旧タイプのSSLと改良したSSLをそれぞれ半日ずつ着用し、その補助効果を評価した。なお、新旧SSLの補助率は25%で一定とした。

## 5-3 結果・考察

被験者はSSLが腰の負担軽減に効果があったかどうかを6段階で評価した。Figure 7にその結果を示す。平均スコアは旧タイプと比較し2.7から3.2に増加しており、主観的な腰の負担軽減効果が改善したことがわかる。

さらに、前回のモニター試験と同様に疲労感をVASにより評価した。その結果、旧タイプ着用時のVAS値の増加は平均で16.4、新タイプの着用時のVAS値の増加は平均で5.9であり、新タイプは旧タイプと比較して疲労感を64%まで抑えることができた。

これらの結果から、改良後のSSLは主観的な評価が高まっており、より設計値に近い補助効果が現れていると考えられる。

## 7. 結論

本研究では、介護作業の補助に最適化した介護用スマートスーツ・ライト(SSL)の軽労化効果について、筋活動の変化と主観的評価の両面から検証を行った。

筋活動計測実験の結果、脊柱起立筋の活動量に平均24.4%の負担軽減効果を確認し、補助により筋活動の急上昇を抑える可能性があることが明らかになった。さらに、病院で働く介護者20名に勤務中にSSLを着用してもらい、アンケート調査を行った結果、圧迫感や締め付けの強さなどが主観的な補助効果を減少させることがわかった。そのため、形状・素材を変更し補助力を分散させることによるSSL着用感の改善を行い、主観的評価が高まることを確認した。主観的な疲労感には着用感の他にも補助への慣れなど様々な要素が影響しているため、日常的な着用を想定したさらなる継続的な評価が今後の課題となる。



(a) Old SSL (b) Improved SSL

Fig. 6 Improvement of SSL

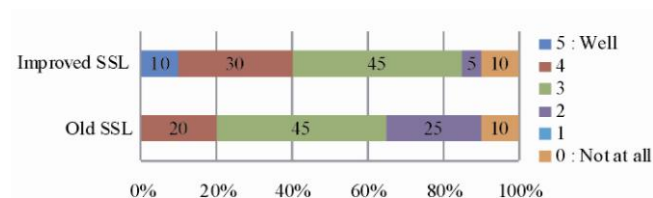


Fig. 7 Effect of alleviation of lumbar load

## 謝辞

本研究はJST研究成果展開事業戦略的イノベーション創出推進プログラム（課題名「高齢社会での社会参加支援のための軽労化技術の研究開発と評価システムの構築」）の支援を受けて実施した。ここに謝意を表す。

## 参考文献

- (1) K.Suzuki, G.Mito, H.Kawamoto, Y.Hasegawa and Y.Sankai, Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, *Advanced Robotics*, vol. 21, no.12, pp.1441-1469, 2007.
- (2) 山崎信寿, 高橋直己, 体表面長さ変化を利用した介護者腰部負担軽減衣服, *バイオメカニズム*, vol. 17, pp. 235-244, 2004.
- (3) 今村由芽子, 田中孝之, 金子俊一, 山中正紀, 瀧澤一騎, 堀田大介, 筋骨格モデルに基づく介護用スマートスーツ・ライトの開発と実フィールド評価, *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'11 講演論文集*, 2A1-E07, 2011.
- (4) G.Borg, Perceived exertion: a note on "history" and methods, *Medicine & Science IN Sports & Exercise*, vol.5, no.2, pp.90-93, 1973.
- (5) 村田伸, 津田彰, 稲谷ふみ枝, 高齢者における主観的健康感アセスメント法の検討: Visual Analogue Scaleの信頼性と妥当性, *久留米大学心理学研究*, vol.3, pp.89-98, 2004.