

The Journal of the Japanese Academy of Prosthetists and Orthotists

【技術報告】

1. はじめに

義足ソケットの適合を図る重要な要素として、断端形 状とソケット形状の関係、断端容積とソケット容積の関 係、適切なコンプレッション値の設定等が挙げられる。 しかし、これらの要素を客観的に分析可能な物理的評価 指標は必ずしも十分でない。過去には力学的評価指標と してソケット内の圧力を測定した報告^{1,2)}が多くみられ るが、必ずしも十分な結論には至っていない³⁾。

一方、圧力以外の力学的評価指標として断端表面とソ ケット内面とのずれ、すなわち横方向に働くせん断力が 考えられる。Sanders ら⁴⁾は、断端の皮膚と義足ソケッ ト間に生じるずれが皮膚に与える影響について、下腿義 足ソケットに取り付けた3軸センサで歩行中のせん断力 を計測し、せん断力により皮膚の損傷や裂開を引き起こ す可能性があると報告している。このように、せん断力 はソケット適合を定量的に評価するための有力な力学的 評価指標と考えられるが、その計測に利用可能なセンサ は数少なく、せん断力の計測には既存の厚みのある3軸 センサをソケットに孔をあけてとりつけるか、ソケット

* e-mail: higuchi-gai@rehab.go.jp 国立障害者リハビリテーションセンター研究所 Gai HIGUCHI (PO), Takashi NAKAMURA (PO), Koji NAKAMURA (PO), Shigeru TOYAMA (Eng) (受付日 2024年5月15日 受理日 2024年7月25日) 内壁を削って取り付けるといった加工作業が必要であった⁵⁾。そのため適合評価はあくまでも実験用ソケットの 評価に限られ、日常使用するソケットの適合評価は困難 であった。すなわち、従来の研究ではソケット内に働く せん断力の計測を行うためにはセンサの大きさが課題で あり、ソケット内に挿入可能なセンサが開発されない限 り、義足ソケット内に生ずるせん断力を指標とした適合 評価は困難と考えられた。

しかし最近になって、小型の3軸力覚センサが開発・ 実用化され、市販もされている 6.7)。 笘野ら 8) は、ライ ナーと皮膚の間に超小型3軸センサであるタッチエンス 社のショッカクチップ T40 を挿入して、膝関節の屈曲 /伸展動作時のせん断力と垂直方向の力を計測した。 ラ イナー装着時にはその上縁付近に水泡や発赤、色素沈着 がしばしばみられ、この原因のひとつとして、膝関節屈 曲時に膝関節周辺の皮膚が伸張および移動する動きに対 して、ライナーにも伸張性が皮膚と同等な動きではない ために皮膚との間でずれようとする力が働き、皮膚への 刺激となっていると考えられている。このずれようと する力の計測を試みた結果、屈曲角の増大につれてせん 断力が増加し、屈曲角減少につれてせん断力を減少する ことと、皮膚障害発生の目安である4N以上のせん断力 は計測されなかったことを報告している。 この結果は、 超小型センサが義足ソケット適合評価に有用であること を示唆する結果である。しかしそれでもなお、用いたセ ンサ (ショッカクチップ T40)の厚さは 2.55 mm であり、 日常使用する義足ソケット内に設置するにはより薄いセ ンサが望まれていた。また、従来のセンサには可撓性が なく、断端とソケットのような曲面状におけるせん断力 の計測には、ソケットの加工のために計測用のソケット が必要であった。

このような背景をもとに、我々は義足ソケット内に発 生するせん断力を計測するためにプラスチックシートを 電極基盤とした新規のシート型せん断力センサ(図1) を開発し、静的試験による検証において、このシート型 せん断力センサの信頼性を確認した^{10,11)}。また、この シート型せん断力センサを用いた車椅子乗車時の座面上 のずれの計測への応用も試みられている¹²⁾。なお、こ のシート型せん断力センサは2軸センサであり、垂直方 向の力の計測機能はない。

本報告では笘野らの研究を参考に、新規シート型せん 断力センサとショッカクチップT40を用いて皮膚とラ イナー間のせん断応力を計測し、その比較をすること で、新規シート型せん断力センサが義足適合評価に適応 可能であるか、その有用性を検証した。このシート型せ ん断力センサを用いれば、これまで定量的評価が難し かった義足ソケットの適合状態や義足部品の適合に及ぼ す影響などが客観的数値として記述でき、新たな評価指 標の提案が可能になると期待される。

なお、本研究は国立障害者リハビリテーションセン ター倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号 2021-079)。また、本報告の著者全員に開示すべき COI はない。

2. 対象

下腿切断者4名(片側下腿切断2名、両側下腿切断2 名)を対象者とした。対象者の基本情報を表1に示す。 切断日から計測日までの期間は2年2か月から8年10



図1 シート型せん断力センサ

か月で、対象者 D 以外は義足装着のためにライナーを 日常的に使用していた。対象者 D は普段はソフトイン サートを使用していたが、ライナーの装着に問題はな かった。計測時には全例で断端皮膚に問題を認めなかっ た。また、膝関節可動域は正常であった。両側切断者 2 名を含むため、計測対象肢は6肢である。

3. 計測方法

既報⁸⁾を参考に以下の方法で、下腿切断者を対象に 座位での膝関節の屈曲/伸展動作における皮膚とライ ナー間のせん断応力を計測した。

計測に用いるセンサは以下の3条件とした。2種のセンサの比較をするとともに、センサの厚さの影響を調べるためにシート型せん断力センサに補高をした条件③を加え、それぞれの条件で計測した。

- ショッカクチップ T40(タッチエンス社、11 mm× 13 mm、2.55 mm 厚、センサ部面積 5.026×10⁻⁵ m²、 17 Hz)を使用した条件(以下、条件① T40)。
- ② シート型センサ(Φ10、0.7 mm厚、センサ部面積 7.854×10⁻⁵ m²、30 Hz)を使用した条件(以下、条 件②シート型)。
- ③ シート型センサの裏面にポリプロピレン板 (11 mm×13 mm、1.85 mm厚)を貼付し、ショッカクチップT40と同じ厚さにした条件 (以下、条件③補高シート型)。

センサ位置はすべての条件で大腿部前面(膝蓋骨上 縁から 30 mm 近位)とし、センサと皮膚間、センサ とライナー間を厚さ 0.05 mm の両面テープで固定した (図 2)。ライナーはオズール社の ICEROSS[®]コンフォー トロッキングライナーで、対象者に適したサイズを使用 し、膝蓋骨上縁から 100 mm 近位を上縁とした。なお、 本計測は義足を装着せずに行った。

計測動作は、膝関節の屈曲/伸展動作である。初期姿 勢である膝関節伸展位から1 sec で 90 deg 屈曲後、1 sec で伸展位に戻るまでを屈曲/伸展動作1回とした。計測 は、大腿部へのセンサ固定後、膝関節伸展位でライナー を装着し、初期姿勢である膝伸展位でセンサのゼロ点調 整を行った後、12回の屈曲/伸展動作のデータを取得 した。得られたデータから最初と最後を除いた10回分 のせん断応力を抽出し、屈曲/伸展動作1回を100%と して正規化した。これらせん断応力計測値の最大値お よび最小値とその差、グラフ波形を比較し、各条件の 最大値について Friedman 検定後に Holm 法で調整した Wilcoxon の符号順位検定を行った。

	А		E	3	С	D
年 齢	30 歳代		20 j	歳代	30 歳代	50 歳代
性別	男		Ē	夷	男	女
切断からの期間	5年1か月		8年1	0 か月	2年2か月	3年3か月
切断側	左	右	左	右	右	左
断端長 (mm)	123	125	120	110	290	155
日常使用する ライナー	6Y70 (ottobock)	6Y70 (ottobock)	6Y75 (ottobock)	6Y75 (ottobock)	ICEROSS [®] コンフォート (Össur)	ソフト インサート
計測用ライナー サイズ	26.5	26.5	26.5	26.5	28	30







図3 せん断応力の大腿長軸方向と回旋方向の計測値(対象者 A 右側、条件② T40)

4. 結果

対象者 A の右側断端を条件① T40 で計測した試行を 代表例として、せん断応力の大腿長軸方向と回旋方向の 計測値を図3に示す。回旋方向と大腿長軸方向の計測値 は同じ時期に変位していたが、回旋方向値は大腿長軸方 向と比較すると極めて小さかったため、本報告では以降 は大腿長軸方向の計測値のみに着目した。

各対象者の10回の計測動作にて得られた大腿長軸方 向のせん断応力の最大値の中央値を表2に示す。センサ 厚が同じである条件①と③では全対象者の中央値は条件 ③の方が大きいものの、対象者によっては条件①の方 が大きかった。条件②はすべての対象者において他の2 条件よりも最大値が小さかった。Friedman 検定にて各 条件の最大値間に有意差が認められたため、2 群間での Wilcoxon の符号順位検定を行った結果、条件①と③間 には有意差が認められず、条件②は他の2条件との間に 有意な差が認められた(p<0.05)(表 3)。

対象者 A の右側の中央値を代表例として、3 条件の計 測結果を図4に示す。縦軸はせん断応力(N/mm²)、横 軸は屈曲/伸展動作1回を100%とした時間割合である。 条件①は、屈曲/伸展運動の35%時点を凸の中央とす る一峰性のグラフであり、せん断応力の最大値は34.6 N/mm²であった。これに対し、条件②は二峰性のグラ フで、90 degの屈曲が完了した50%時点でせん断応力 が一度減少し、伸展時に再びせん断応力が増加した。せ ん断応力の最大値は13.9 N/mm²であり、条件①と比較 して大きく低下した。一方、条件③は、35%時点を凸の 中央とする一峰性のグラフで、せん断応力の最大値は 32.1 N/mm²であった。

5. 考察

同じ厚さのセンサである条件①T40と条件③補高シー ト型に計測値の差はあるが、これは計測動作が同一の試 行ではないために、膝関節屈曲角度および屈曲速度が完 全には一致していないことが原因として挙げられる。し かし、図4の3条件の波形を比較すると、条件①と条件 ③の計測値は、値の増減タイミングと増減量が近似して おり、同様の推移をしているといえる。厚さを揃えた条

		А		В		С	D	山山店
		左	右	左	右	右	左	中天他
条件① T40	最大値	30.8	45.0	31.9	31.0	34.1	23.1	31.45
	最小值	- 1.6	-2.7	-1.0	0	- 3.0	-2.1	- 1.85
	最大值一最小值	32.4	47.7	32.9	31.0	37.1	25.3	
条件② シート型	最大値	15.0	21.1	25.0	19.1	32.1	16.3	20.1
	最小值	0	0	-5.2	- 1.9	- 10.0	- 5.9	- 3.55
	最大值一最小值	15.0	21.1	30.2	20.9	42.1	22.2	
条件③ 補高シート型	最大値	25.0	32.5	36.0	42.7	46.8	34.7	35.35
	最小値	- 4.3	-2.3	-7.3	- 10.0	0	-1.2	- 3.3
	最大值一最小值	29.4	34.8	43.3	52.6	46.8	34.7	

表2 各条件のせん断応力計測値の最大値および最小値とその差(N/mm²)

表3 Holm 法で調整した Wilcoxon の符号順位検定結果

比較する条件	調整後p值
1 - 2	0.042
1) - (3)	0.564
2 - 3	0.012

件で市販のセンサと同様の計測結果が得られたため、ヒ トを対象としたせん断力計測においてもシート型せん断 力センサの使用が可能であることが示された。

条件②シート型と条件③補高シート型の計測結果は、 せん断応力の最大値に有意な差があり、波形は他2条件 とは明らかに異なった。これにより、センサの厚さがラ イナーと皮膚間のせん断応力計測値に影響を与えること が確認された。計測対象である2つの物体間にはせん断 応力と垂直方向の力の他にモーメントが発生するが、計 測時においては2つの物体間に挟まれたセンサの厚さが モーメントアームとなり、せん断応力の計測値がモーメ ントの影響を受けたと考えられる。より薄いセンサであ る条件②による計測結果の方が真値に近いと考えられ、 シート型せん断力センサの有用性が示唆された。一方 で、この結果は異なるセンサや計測系でのせん断力の計 測値の比較は困難であることを示しており、類似の計測 と計測結果の評価には注意を要することが明らかとなっ た。

各条件の最小値が0付近であったため、最大値と最小 値の差への影響は少なかった。せん断応力が負の値をと る状況は、皮膚とライナー間で伸張および移動する動き に差異が存在することが影響していると考えられる。こ の差異は屈曲/伸展動作中は常時発生しているものと考 えられるが、せん断力が大きく発生している時期の影響 は数値化できない。計測値はあくまでもセンサに作用す



図4 3条件の計測結果(対象者 A 右側の中央値)

る力の出力結果であり、皮膚表面に働くせん断力の目安 とはなるものの、実際に生体にはどの程度のせん断力が 働き、皮膚および軟部組織にどの程度せん断応力が生じ ているかは明らかでなく、別途検証と議論が必要であ る。

6. まとめ

義足適合の評価指標として考えられるせん断力を計測 するために新規シート型せん断力センサを開発し、ライ ナーを装着した下腿切断者の断端の膝関節屈伸運動に伴 う、断端皮膚に働くせん断応力を計測した。既報で使用 されていたせん断力センサとの比較により、新規シート 型せん断力センサがヒトを対象とした計測に使用可能な センサであることを確認した。また、せん断力センサの 厚さは、計測結果に影響を与えることが確認されたこと から、計測値の評価に注意が必要であることが示唆され た。 **謝辞** 本研究は JSPS 科研費 JP20H04045 の助成を受け たものである。

利益相反 本論文に関して開示すべき利益相反関連事項 はない。

文 献

- Al-Fakih EA et al.: Techniques for interface stress measurements within prosthetic sockets of transtibial amputees: a review of the past 50 years of research. Sensors (Basel), 16, 1-30, 2016.
- Pirouzi G et al.: Review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis. Scientific World J, 2014, 1–9, 2014.
- 3) Young PR et al.: Advances in the measurement of prosthetic socket interface mechanics: a review of technology, techniques, and a 20-year update. Expert Review of Medical Devices 20, 729–739, 2023.
- Sanders JE et al.: Clinical measurement of normal and shear stresses on a trans-tibial stump: Characteristics of waveform shapes during walking. Prosthet Orthot Int, 17, 38-48, 1993.

- Schiff A et al.: Quantification of shear stresses within a transtibial prosthetic socket. Foot Ankle Int, 35, 779–782, 2014.
- タッチエンス株式会社 ショッカクチップ T40. http:// touchence.jp/products/chip06.html (2024年4月1日参照).
- 7)株式会社ワコーテック株式会社ワコーテックΦ10超 小型3軸力覚センサMCF3(μDynPick). https://wacohtech.com/products/3axis/MCF3.html (2024年2月1日参 照).
- 8) 笘野 稔ほか:シリコーンライナーが皮膚に与えるストレスの計測一下腿切断における検討一. 日本義肢装 具学会誌 33,46-50,2017.
- 9) 中村 隆:皮膚トラブルを防ぐために. PO アカデミー ジャーナル, 30, 234-240, 2023.
- 10) Toyama S et al.: Development of wearable sheet-type shear force sensor and measurement system that is insusceptible to temperature and pressure. Sensors, 17, 1752, 2017.
- Toyama S et al.: Development of thin shear force sensor aimed at improving QOL for Persons with Disabilities. Proceedings 2, 1-4, 2018.
- 12) Shirogane, S. et al.: Quantitative measurement of the pressure and shear stress acting on the body of a wheelchair user using a wearable sheet-type sensor: a preliminary study. Int J Environ Res Public Health, 19, 1–10, 2022.