

【原 著】

徒手式押し込み反力計の操作が軟部組織モデルの硬さの測定値に与える影響

*The Influence of the Method of Hand-holed Indentation
for Hardness Test of Soft Tissue Model*

三ツ本 敦子^{1,2)} 村岡 慶裕²⁾ 中村 隆¹⁾ 丸山 貴之³⁾

抄録：大腿義足ソケットの製作の指標のうち、採寸する断端長や周径と異なり、断端の硬さは定量的指標が存在しない。そのため、ソケット適合の成否は製作者の経験に依存しているのが現状である。経験による偏りを小さくするためには、断端硬さの定量化が必要である。そこで、硬度計測に広く用いられる徒手式押し込み反力計を用いて、軟部組織としてシリコーン製サンプルを対象とし、計測操作が測定値に与える影響を調べた。押し込み反力計の計測操作の動作分析後、徒手により影響しうるセンサの押し込み速度と押し込み角度の違いによる測定値への影響を調べた。その結果、特定の速度範囲内で再現性があり、角度影響は小さいことが明らかとなった。

Key words: 信頼性、定量的評価、大腿義足ソケット

1. はじめに

臨床業務における義足ソケットの適合評価は、医師や理学療法士、義肢装具士らにより視覚的評価や触診により判断されている。この適合は解剖学的・運動学的理論に基づいているものの、経験的に判断されているのが現状である。これまで定量的評価に取り組んだ研究¹⁻⁶⁾がいくつか報告されているが、臨床で使用できる簡便な適合評価手法の確立は、今後解決すべき課題である。

一方、断端軟部組織の硬さは、ソケットの設計と適合に大きく影響し、ソケットから断端に加わる圧力と強く関連すると考えられる。適度な大きさのソケットを装着

すると断端軟部組織は圧迫され、移動しにくくなる。この結果、体重支持が可能となり、義足の懸垂性や操作性が向上する。しかしながら、どの程度の断端の硬さで、どの程度の圧迫が必要であるのかは明確な指標はない。

大腿義足を製作する際に義肢装具士は、断端軟部組織の硬さの程度を触診により3段階に分類し、ソケット内周径を設定するコンプレッションチャートを参照している⁷⁻⁸⁾。しかし、著書ごとにかくつかのコンプレッションチャートが存在し、断端の硬さは、テープメジャーやゲージを用いて計測される断端の周径や断端長の計測に比べ、計測者の主観が大きく反映される評価項目となっている。また断端軟部組織の硬さとソケット内周径の対応に関する根拠は明らかではない。したがって、ソケット設計のためのコンプレッション値の決定、ひいてはソケットの適合評価手法の指針を得るために、まず断端軟部組織の硬さを定量化し、断端軟部組織の硬さの分布の把握、そしてコンプレッション値との関連性を明らかにする必要がある。

これまで断端軟部組織の硬さを数値化した研究がいくつか報告されている⁹⁻¹⁵⁾。研究段階における義足ソケットの定量的な適合評価手法は、従来からソケットに加わるせん断荷重の測定等が注目されてきた¹⁻³⁾。そして近年では、有限要素法を利用したソケットと断端のバイオメカニクスシミュレーションに関する報告が増加してい

1) 国立障害者リハビリテーションセンター研究所
Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons
with Disabilities

Atsuko MITSUMOTO (PO), Takashi NAKAMURA (PO)

2) 早稲田大学 人間科学学術院

Faculty of Human Sciences, Waseda University

Atsuko MITSUMOTO (PO), Yoshihiro MURAOKA (PhD)

3) 国立障害者リハビリテーションセンター学院

Collage of National Rehabilitation Center for Persons with
Disabilities

Takayuki MARUYAMA (PO)

(受理日 2016年5月16日)

る¹⁶⁻¹⁸⁾。これらのシミュレーションには、断端軟部組織の硬さの設定が必要である。そこで断端軟部組織の硬さを調べるために、押し込み試験装置（以下、押し込み反力計）を開発^{9, 19)}し、硬さをヤング率として示す手法^{10, 11, 20)}等も報告されている。しかし、報告ごとにヤング率が異なっているため、断端軟部組織の硬さを計測する標準的手法の確立は課題と考えられる。さらに、これらの計測手法は未だ臨床導入には至っておらず、現在も義足ソケット製作は義肢装具士の経験が大きく影響している。

我々は、これまで主観的評価であった断端の硬さが、臨床で簡易に数値化できれば、個人の経験が影響しない硬さの評価が可能となり、さらにコンプレッションチャートの根拠を明瞭にすることで、経験に寄らず適切なソケットの大きさを決定することができると考えている。

そこで、これまで抽象的な指標であった断端組織の硬さを定量的に評価するために、簡易で持ち運びが可能な押し込み反力計を用いた計測手法の検討を行ってきた。検討課題の一つとして、生体軟部組織の硬さを測定する装置の臨床使用が一般的ではないため、徒手計測手法の信頼性の確認が必要である。本研究においては、計測装置の徒手操作が測定値に与える影響を調べることを目的とした。

2. 方法

2-1. 使用した押し込み反力計

本研究では、押し込み荷重 (N) と押し込み変位

(mm) を計測できる特殊計測社製の押し込み硬さ測定装置 TK-HS100（以下、TK-HS100）を使用した（図1）。TK-HS100は、計装箱とセンサから構成されており、ロードセルによる押し込み荷重と押し込み変位の出力データが計装箱のパネルにリアルタイムに表示される。また、汎用 PC に接続することで、計測結果の記録や再生、および CSV データファイルへの出力も可能である。

センサの握り部分は、直径 43 mm、長さ 150 mm の筒状の形状をしている。先端に変位を計測する直径 30 mm の円環状の板と荷重の計測を行う直径 6 mm の円盤状の端子が設置されている。総重量は 320 g である。分解能は、それぞれ 0.1 N と 0.1 mm であり、測定範囲は変位計が最大 30 mm、荷重計が最大 30 N である。非直線性は、変位計で 2% R.O. 以下、荷重計で 1% R.O. 以下、またヒステリシスは変位計、荷重計共に 1% R.O. 以下である。計装箱のサイズは、縦 200 mm、横 250 mm、高さ 85 mm で、重量は 2.6 kg であるため、容易に持ち運ぶことが可能である。

通常の臨床業務中に、軟部組織の硬さを計測する場合、より短時間で簡易に計測できることが望ましい。この TK-HS100 は、センサの握り部分を徒手操作して、1 計測あたり数秒で行うことができる。また、計装箱本体も移動ができるため、下肢を切断している被検者の移動を最小限に抑えることができる。

2-2. 押し込み反力計の徒手操作の動作解析

センサの握り部分を固定し、その軌道と速度を制御すれば、高精度の計測が可能となるが、持ち運び可能で徒手操作ができるという本装置の利点である簡便性は失わ

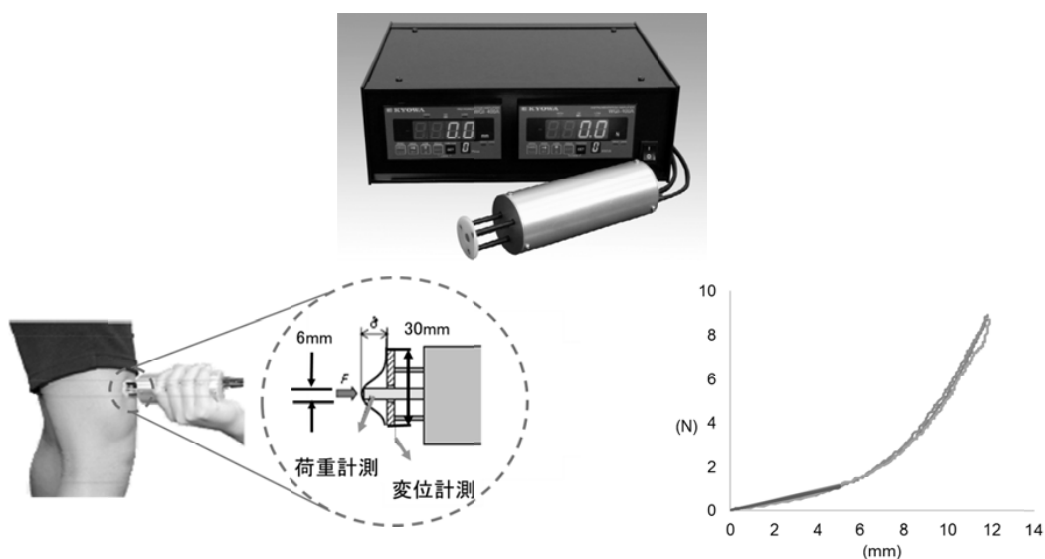


図1 押し込み硬さ測定装置 TK-HS100
（外観（上）、センサの仕組み（左）、押し込み荷重 (N) と押し込み量 (mm) の関係（右）

れ、臨床業務中の実用が困難になる可能性がある。そこで、徒手操作による計測が再現性のある計測手法であるかを検討する必要がある。徒手操作として2種類の操作が考えられる。1つ目は、計測対象に対しセンサが垂直でなく、傾斜した状態で押し込み試験が行われることが懸念される。そして2つ目に、センサの押し込み速度が変化する場合である。そのため予備的検討として、徒手操作時に誤差が生じると思われるTK-HS100のセンサの傾きと押し込み速度の範囲を調べた。

TK-HS100を徒手操作した時のセンサ部の傾きを算出するため、光学式モーションキャプチャシステムMAC3D system (Motion Analysis Corp.)を使用した。5台のキャプチャカメラを設置し、その内3台で前方から前額面を、残り2台で左右の矢状面を撮影した。卓上にTK-HS100と試験片を準備し、卓上の中心を原点としてキャリブレーションを行った。センサに5点のマークを取り付け(図2)、このマークの位置関係によりセンサの仮想中心軸を求め、センサの前額面と矢状面の傾きを算出した。MAC3D systemの標本化周波数は120 Hzに設定した。ソフトウェアは、Cortex ver. 3.6 (Motion Analysis Corp.)を利用し、計測データをCSVデータに変換した。センサの前額面と矢状面の傾きはMS-Excel (Microsoft Corp.)を用いて算出した。前額面の角度は左手から右手方向に0から180°に設定し、矢状面の角度は前方から後方方向に0から180°に設定した(図2)。またセンサの押し込み速度は、TK-HS100から出力される押し込み変位の時系列データを用いた。

試験片は、一般的に生体軟部組織ダミーとして用いられるシリコンサンプル²¹⁾を用いた。このシリコンサンプルは厚さ20 mm、直径50 mmの円筒状試験片であり、Ecoflex®シリーズ (Smooth-On Inc.)の00-10、00-30、00-50 (以下eco10、eco30、eco50)の3種類を用いて製作された均質材料である。ASTM D-2240 Type

Aによる硬度は、それぞれ10、30、50である。

TK-HS100を操作する検者として、右利きの健常成人4名(検者1-4)が参加した。このうち2名(検者1、2)は、1年以上のTK-HS100の操作経験があり、残りの2名(検者3、4)は未経験であった。検者3と4には、操作方法として①TK-HS100のセンサをゆっくり動かすこと、②シリコンサンプルに対しセンサを可能な限り垂直に当てるように指示した。検者3と4は説明を受けた後、約10分間の操作練習を行った。

TK-HS100は、標本化周波数を50 Hzに設定し、押し込み荷重が10 Nに達するまで計測を行った。押し込み荷重が0.1 N以上9 N以下の範囲に対応する押し込み量の時系列データを抽出し、各検者ごとに押し込み速度を算出した。実験は6試行連続で計測を行い、初回の試行を省いた5試行分を解析データとした。算出された前額面と矢状面のセンサの傾きと押し込み速度は、5試行の平均値が算出された。

3種類のシリコンサンプルに対し、徒手でTK-HS100を操作した時のセンサの傾きと、押し込み速度をそれぞれ図3に示した。前額面の角度は矢状面に比べて垂直に近く、検者全員において利き手である右側に傾いていた。前額面の平均角度は、全てのシリコンサンプルで90°から92°の範囲内の値を示した。一方、矢状面は83°から88°の傾きがあり、検者すべてがセンサを前方へ傾ける傾向がみられた。

前額面の方が矢状面に比べ垂直に近く、また検者間の平均角度の差が小さい結果となったことは、検者からの視点において、遠近方向の視覚情報の正確性が左右方向より低いことが影響したと考えられる。今回の計測結果では、前額面にて左手側へ傾くデータは無く、利き手側である右手側への傾きが大きかったこと、また矢状面では後方へ傾くデータは存在せず、前方への傾きが大きかったことに関しては、検者の利き手や把持方法が要因

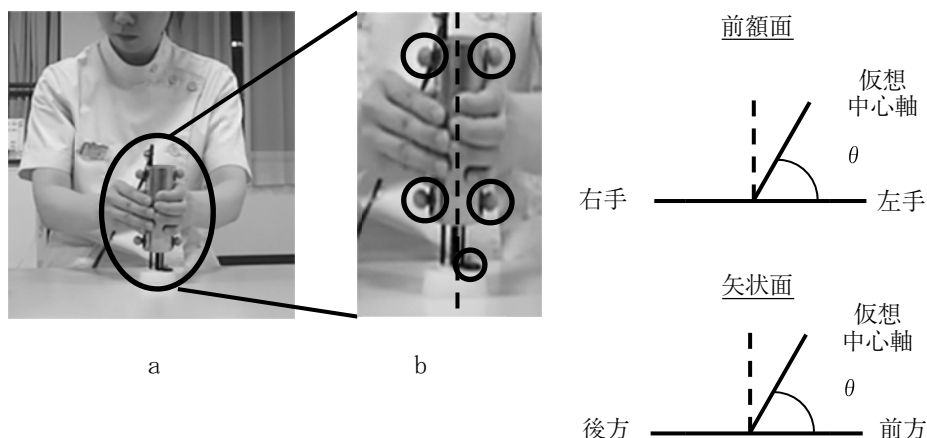
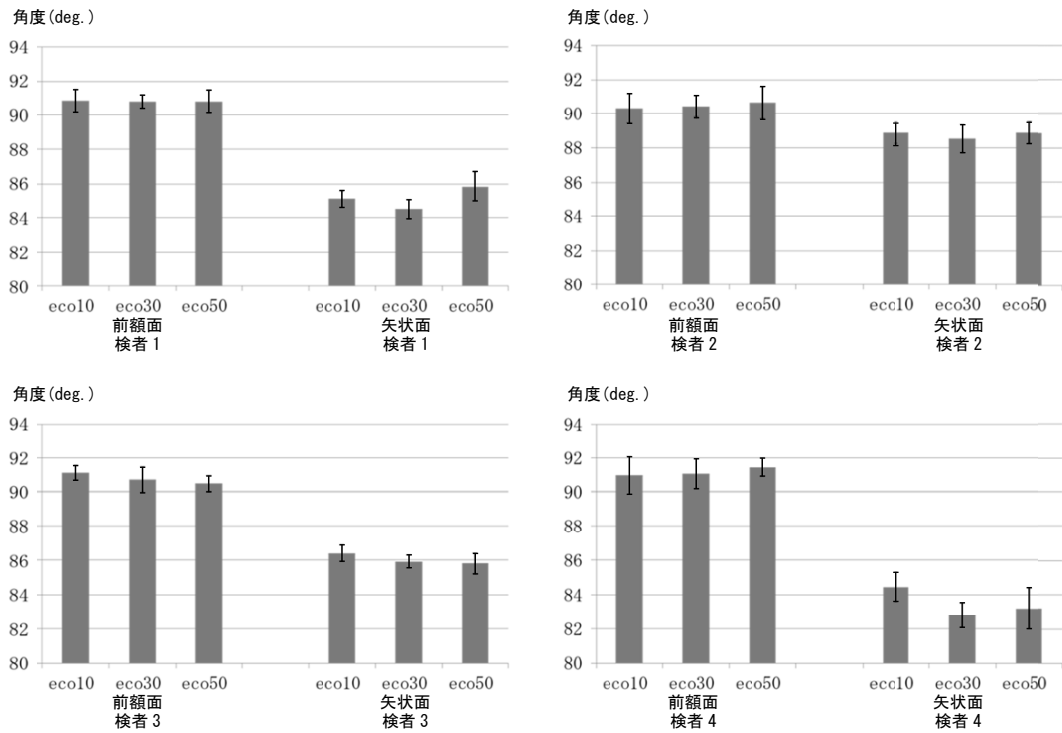
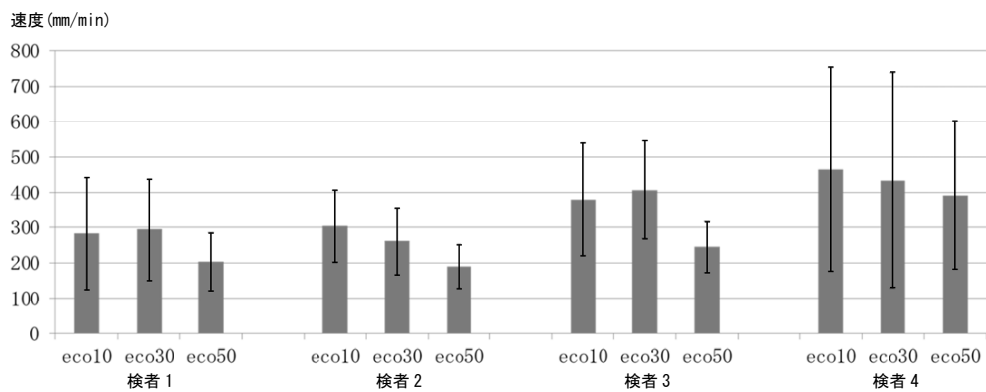


図2 反射マーカ(図bにおける○印)の配置とセンサの仮想中心軸の傾き



(a) 角度



(b) 速度

図3 各検者の押し込み操作時の角度と速度

であると考えられた。

TK-HS100の使用経験者(検者1、2)と未経験者間(検者3、4)の角度の差は、前額面でほとんど見られなかったが、矢状面は検者個人により異なる傾き角度が検出された。図3より検者間の矢状面角度の差は最大で約6°(eco30における検者2と検者4の差)あり、検者間のバラつきが見られた。しかし、使用経験者と未経験者間のデータを比較すると矢状面の角度の差は明確に表れていなかった。一方、検者内では標準偏差が±2°以内に収まっており、再現性の高い計測が行われたことが示唆された。

シリコンサンプルの硬さの違いは、センサの傾き

(前額面・矢状面)に大きく影響しないと思われた。また、検者内で検出されたセンサの傾きは、どの試験片においても大きな差はなかった。

押し込み速度は、TK-HS100の使用経験者で約200から約300 mm/min、未経験者で約250から約450 mm/minと差がみられた。標準偏差が大きいため、検者間で有意な押し込み速度の差は見られなかったが、TK-HS100の未経験者においては押し込み速度が速く、標準偏差が大きくなり、速度のバラつきが確認され、習熟することの必要性が示唆された。押し込み速度は、全ての試行において開始時に速くなることが確認された。試験片が低弾性になると変位計測版の平均速度は速くなり、押し込み

やすくなるが、高弾性になると押し込み難くなることから、弾性の違いが変位計測板の速度に反映していた。

この各個人のセンサの傾きと変位計測板の速度から、徒手による操作の概要（平均値と変動の範囲）が明らかとなった。この結果から、押し込み角度および速度の範囲を選定し、徒手による操作変動が計測値に与える影響を調べた。

2-3. 押し込み角度と押し込み速度が測定値に与える影響

徒手計測時の押し込み角度は垂直に対し $\pm 10^\circ$ の個人差があり、そして押し込み動作時のセンサの平均押し込み速度は検者1-2で約200から300 mm/minであった。

そこで、押し込み時のセンサの角度を垂直軸に対し、 0° 、 5° 、 10° に設定した時の出力データへの影響と、押し込み試験速度を200 mm/minから300 mm/minに設定した場合の押し込み速度が測定値に与える影響を調べた。

(1) 押し込み角度が測定値に与える影響

人的誤差を除去するためにTK-HS100のセンサを一定の軌道で速度制御が可能な卓上テストスタンド Model-1308（アイコーエンジニアリング社）に固定した（図4）。これによりセンサは、鉛直に一定軌道で移動する。押し込み速度は最高速度である100 mm/minに設定した。試験片は、徒手操作計測で用いた3種類のシリコンサンプルとした。センサの角度は一定に保持し、シリコンサンプルの下に敷かれたプラスチック板を斜めに調整することで、シリコンサンプルの設置角度を卓上スタンドの上で 0° 、 5° 、 10° の3条件に変更した（図4）。標準化周波数は50 Hzに設定し、押し込み試験を連続11回行った。比較するデータは11試行のうち初回の試行を除く10試行分を抽出し、押し込み荷重0.5 Nから10 Nまでのデータを、0.5 N刻みに押し込

み変位の平均値を求めた。出力データである押し込み荷重と押し込み変位の関係を荷重-変位図とし、この回帰直線の傾きを求めた。そして 0° を基準とした時の、 5° と 10° 、それぞれ群間における回帰直線の傾きの差の検定²²⁾を行った。

(2) 押し込み速度が測定値に与える影響

押し込み速度を制御するために、オリエンテック社製のテンシロン万能試験機 RTF-1325A（以下、Tensilon）を使用し、ロードセル部にTK-HS100のセンサを垂直（前額面と矢状面の取り付け誤差 $\pm 1^\circ$ ）に取り付けた（図5）。

Tensilonは、ロードセル定格1 kNの大型材料試験機

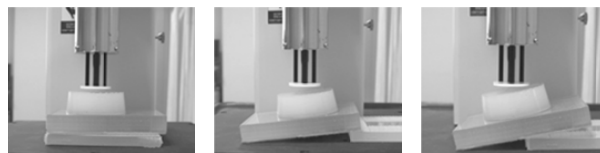


図4 卓上テストスタンド Model-130（上部右側）TK-HS100の計測システム（上部左側）シリコンサンプル角度設定（下部：左から 0° 、 5° 、 10° ）

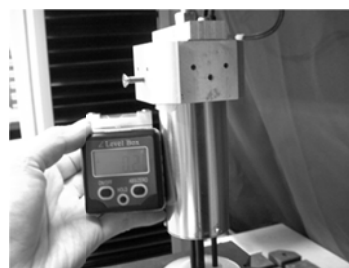
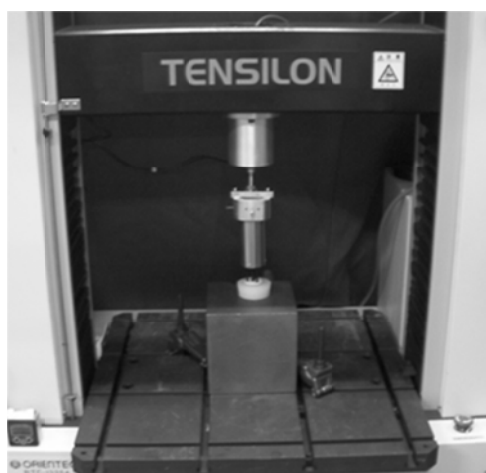


図5 テンシロン万能試験機 RTF-1325A（Tensilon）
左：計測時の様子 右：TensilonとTK-HS100のセンサの接合部

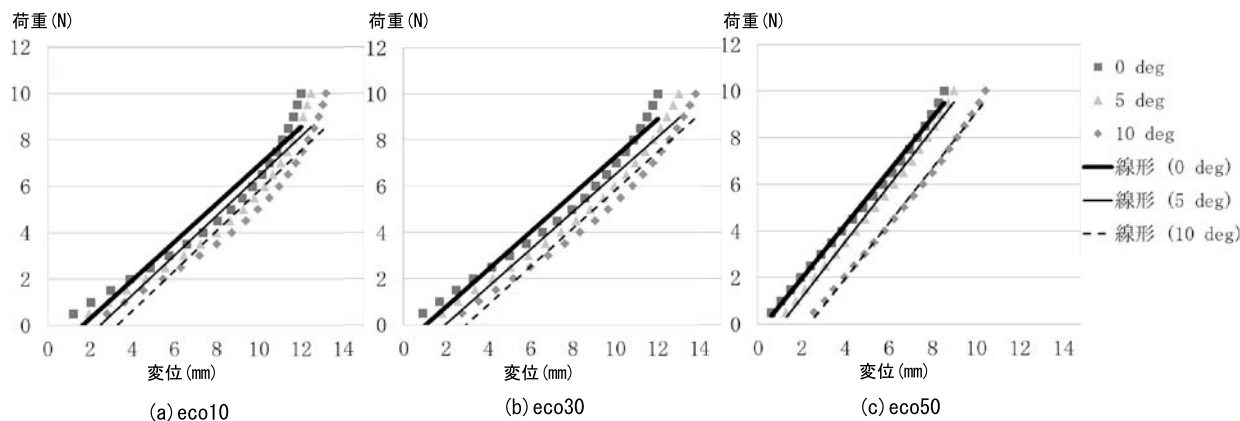


図6 各シリコンサンプルの荷重-変位図 (押し込み角度の影響)

表1 シリコンサンプルにおける回帰直線式、重相関係数とp値 (押し込み角度の影響)

角度条件	0° (control)	5°	10°
eco10			
回帰直線	$y = 0.827x - 1.344$	$y = 0.854x - 2.083$	$y = 0.862x - 2.792$
重相関係数	$R^2 = 0.945$	$R^2 = 0.944$	$R^2 = 0.946$
p 値	—	0.687	0.604
eco30			
回帰直線	$y = 0.812x - 0.848$	$y = 0.808x - 1.572$	$y = 0.825x - 2.426$
重相関係数	$R^2 = 0.970$	$R^2 = 0.973$	$R^2 = 0.972$
p 値	—	0.945	0.770
eco50			
回帰直線	$y = 1.183x - 2.760$	$y = 1.197x - 1.241$	$y = 1.183x - 2.7560$
重相関係数	$R^2 = 0.997$	$R^2 = 0.996$	$R^2 = 0.997$
p 値	—	0.121	0.259

であり、引張試験や圧縮試験等を行うことができる。押し込み時の速度制御範囲は0.05から1,000 mm/minに設定することが可能である。押し込み速度は、120、180、240、300、360 mm/minの5条件とし、負荷荷重は最大10 Nとした。使用した試験片は、3種類のシリコンサンプル (eco10、eco30、eco50) である。TK-HS100の標準化周波数を50 Hzに設定し、連続して11試行の計測を行い、このうち、初回のデータを除く10試行を抽出した。データは押し込み荷重値が0.5から9 Nまでを抽出し、0.5 N刻みに対応する押し込み量の平均値を求めた。それぞれのシリコンサンプルと速度条件にて計測された荷重-変位図より回帰直線の傾きを求め、速度条件の中央値である240 mm/minを基準とし、直線の傾きの差の検定²²⁾を行った。

3. 結果

3-1. 押し込み角度が測定値に与える影響

3種類のシリコンサンプルにおいて、各角度条件下で押し込み試験を行った時の荷重-変位図を図6に示し

た。表1には、各角度条件で算出された回帰直線式、重相関係数、そして直線の傾きの差に関するp値を示した。

すべてのシリコンサンプルにおいて、角度が大きくなるに従い、荷重-変位図は、0°に対し押し込み量が一定量増加した。低弾性であるeco10において、シリコンサンプルの設置角度を0°、5°、10°とした時の回帰直線の傾きは、順に0.827、0.854、0.862であった。eco10とeco50の中間の硬さであるeco30において、シリコンサンプルの設置角度を0°、5°、10°とした時の回帰直線の傾きは、順に0.812、0.808、0.825であった。高弾性であるeco50において、シリコンサンプルの設置角度を0°、5°、10°とした時の回帰直線の傾きは、順に1.183、1.197、1.183であった。荷重-変位図の回帰直線の傾きに関する重相関係数の値は、全てのシリコンサンプル、全ての角度条件下で $R^2 > 0.9$ 以上であった。そして、0°に対する5°と10°の回帰直線の傾きの差は、全てのシリコンサンプルにおいて有意差は検出されなかった ($p > 0.05$)。

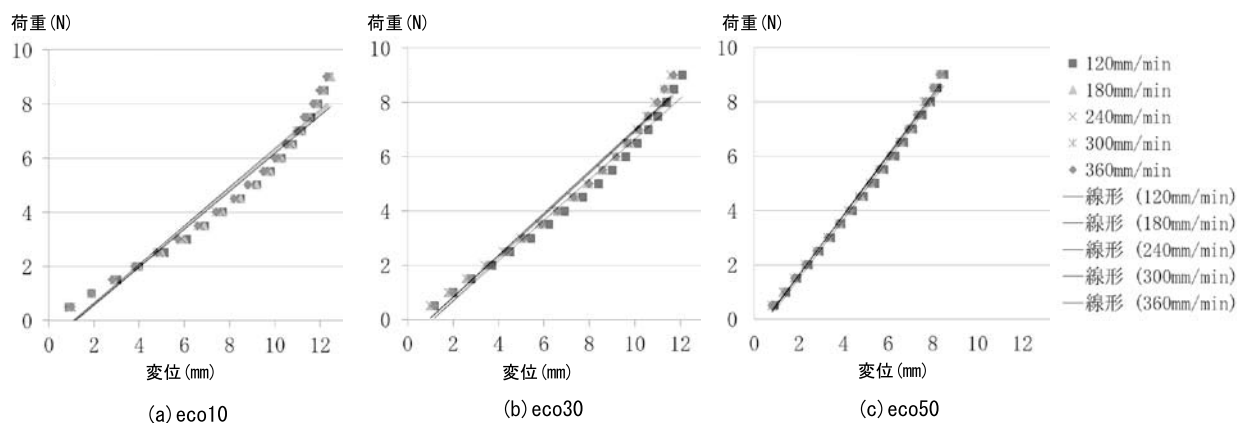


図7 各シリコンサンプルの荷重-変位図 (押し込み速度の影響)

表2 シリコンサンプルにおける回帰直線式、重相関係数とp値 (押し込み速度の影響)

速度条件	120 mm/min	180 mm/min	240 mm/min (control)	300 mm/min	360 mm/min
eco10					
回帰直線	$y = 0.702x - 0.847$	$y = 0.701x - 0.833$	$y = 0.706x - 0.809$	$y = 0.708x - 0.768$	$y = 0.716x - 0.790$
重相関係数	$R^2 = 0.96$	$R^2 = 0.961$	$R^2 = 0.965$	$R^2 = 0.968$	$R^2 = 0.968$
p値	0.943	0.921	—	0.954	0.83
eco30					
回帰直線	$y = 0.748x - 0.833$	$y = 0.764x - 0.714$	$y = 0.769x - 0.695$	$y = 0.772x - 0.698$	$y = 0.783x - 0.868$
重相関係数	$R^2 = 0.980$	$R^2 = 0.982$	$R^2 = 0.982$	$R^2 = 0.984$	$R^2 = 0.984$
p値	0.585	0.904	—	0.925	0.702
eco50					
回帰直線	$y = 1.090x - 0.668$	$y = 1.091x - 0.548$	$y = 1.093x - 0.550$	$y = 1.113x - 0.597$	$y = 1.114x - 0.623$
重相関係数	$R^2 = 0.996$	$R^2 = 0.997$	$R^2 = 0.997$	$R^2 = 0.997$	$R^2 = 0.997$
p値	0.983	0.993	—	0.997	1.000

3-2. 押し込み速度が測定値に与える影響

5条件の押し込み速度で押し込み試験を行った結果、荷重-変位線図は、3種のシリコンサンプルにおいて図7の結果となった。表2には、各試験片における回帰直線式と重相関係数、そしてp値を示した。図7より回帰直線の傾きを求めたところ、すべての重相関係数は $R^2 > 0.9$ であった。それぞれのシリコンサンプルにおいて押し込み速度の増加に伴い、回帰直線の傾きはわずかに増加した。低弾性であるeco10において押し込み速度条件を120、180、240、300、360 mm/minとした時の回帰直線の傾きは、順に0.702、0.701、0.706、0.708、0.716であった。中間の硬さに相当するeco30の回帰直線の傾きは、順に0.748、0.764、0.769、0.772、0.783であった。高弾性であるeco50の回帰直線の傾きは、順に1.090、1.091、1.093、1.113、1.114であった。同じ硬さのシリコンサンプルであれば押し込み速度条件が変化しても、回帰直線の傾き間に有意差は検出されなかった($p > 0.05$)。

4. 考察

4-1. 押し込み角度が測定値に与える影響

硬さが異なる3種類のシリコンサンプルにおいて、異なる角度条件下で押し込み試験を行ったところ、すべてのシリコンサンプルにおいて、押し込み角度が大きくなるに従って、荷重-変位図は、 0° に対し押し込み量が一定量増加した。この現象は、機器の仕様による影響であると考えられた。TK-HS100のセンサ部は、変位計測板と荷重測定装置が独立した仕様である。そのため、シリコンサンプルとTK-HS100センサ部の角度が垂直でない場合、変位計測板が先に動きだし、荷重測定装置の反応に遅れが生じる。しかし、荷重測定装置の反応に遅れが生じて、荷重測定装置の計測が開始された以降の計測データの回帰直線の傾きは、シリコンサンプルの設置角度に関わらず、ほぼ平行であったことより、計測対象に対して、センサ部の押し込み角度が垂直に対し $\pm 10^\circ$ の範囲であれば、硬さの指標と設定した荷重-変

位図から求める回帰直線の傾きは、押し込み角度に依存しないことが明らかとなった。

4.2. 押し込み速度が測定値に与える影響

5条件の押し込み速度で押し込み試験を行った結果は、それぞれのシリコンサンプルにおいて押し込み速度の増加に伴い、回帰直線の傾きはわずかに増加した。しかし、同じ硬さのシリコンサンプルであれば押し込み速度条件が変化しても、回帰直線の傾き間に有意な差は検出されなかった ($p>0.05$)。よって、120 mm/min から 360 mm/min 間で押し込み速度の増減が生じて、回帰直線の傾きは影響を受けにくいと判断される。また、異なる硬さのシリコンサンプルで得られた回帰直線の傾きは、低弾性のシリコンで成形された eco10 が最も小さく、高弾性のシリコンで成形された eco50 が最も大きい結果であった。このことより、硬さの順序は、荷重-変位図の回帰直線の傾きと大きく関連性があることが示唆された。

5. まとめ

計測装置の特性を把握することは、正確な計測結果を得るために必要不可欠な作業である。今回、断端軟部組織の硬さを計測するために用いる TK-HS100 の徒手計測の再現性に関する検討を行った。その結果、荷重-変位図の回帰直線の傾きを硬さの指標とした時、センサの傾きが 10° 以下であり、押し込み速度が 120 mm/min から 360 mm/min の間であれば、押し込み角度や押し込み速度に依存せず、高い再現性を保持できることが明らかとなった。

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の承認 (27-112) を得て実施した。

本研究内容に関し、著者らに開示すべき COI 関係はありません。

文 献

- 1) J. E. Sanders, et al.: Changes in interface pressures and shear stresses over time on trans-tibial amputee subjects ambulating with prosthetic limbs: comparison of diurnal and six-month differences, *J Biomech*, 38(8), 1566-1573, 2005.
- 2) J. E. Sanders, et al.: Effects of fluid insert volume changes on socket pressures and shear stresses: case studies from two trans-tibial amputee subjects, *Prosthet Orthot Int*, 30(3), 257-269, 2006.
- 3) A. Ogawa, et al.: Design of lower limb prosthesis with contact pressure adjustment by MR fluid, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 330-333, 2008.
- 4) R. G. Redhead: Total surface bearing self suspending above-knee sockets, *Prosthet Orthot Int*, 3(3), 126-136, 1979.
- 5) 狩山憲二: 大腿義足吸着式ソケットに関する生体力学的研究 特に懸垂力および断端との適合性について, *リハビリテーション医学*, 22(3), 131-141, 1985.
- 6) 中川昭夫ほか: 大腿義足の適合状態の定量的評価, *バイオメカニズム*, 4, 222-228, 1978.
- 7) 澤村誠志: 第4章 義足 6 大腿義足, 切断と義肢, 1版, 医歯薬出版, 258-323, 2007.
- 8) 田沢英二: Ⅲ. 義足 11. 大腿義足, 義肢学, 1版, 澤村誠志 (編), 医歯薬出版, 218-257, 1988.
- 9) A. P. Pathak, et al.: A rate-controlled indenter for in vivo analysis of residual limb tissues, *IEEE Trans Rehab Eng*, 6(1), 12-20, 1998.
- 10) M. B. Silver-Thorn: In vivo indentation of lower extremity limb soft tissues, *IEEE Trans Rehab Eng*, 7(3), 268-277, 1999.
- 11) Y. Zheng, et al.: Objective assessment of limb tissue elasticity: development of a manual indentation procedure, *J Rehabil Res Dev*, 36(2), 71-85, 1999.
- 12) M. Malinauskas, et al.: Noninvasive measurement of the stiffness of tissue in the above-knee amputation limb, *J Rehabil Res Dev*, 26(3), 45-52, 1989.
- 13) E. Tonuk, et al.: Nonlinear viscoelastic material property estimation of lower extremity residual limb tissues, *J Biomech Eng*, 126(2), 289-300, 2004.
- 14) E. Tonuk, et al.: Nonlinear elastic material property estimation of lower extremity residual limb tissues, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 11(1), 43-53, 2003.
- 15) A. F. Mak, et al.: Biomechanical assessment of below-knee residual limb tissue, *J Rehabil Res Dev*, 31(3), 188-198, 1994.
- 16) X. Jia, et al.: Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb—dynamic effects, *J Biomech*, 37(9), 1371-1377, 2004.
- 17) 尾田雅文ほか: 義足ソケット形状決定のための下腿モデリングシステム, *日本機械学会論文集 (C編)*, 75(754), 191-198, 2007.
- 18) M. Zhang, et al.: Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket, *Med Eng Phys*, 22(9), 607-612, 2000.
- 19) Y. P. Zheng, et al.: An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues *in-vivo*, *IEEE Trans Biomed Eng*, 43(9), 912-918, 1996.
- 20) M. B. Silver-Thorn: Investigation of lower-limb tissue perfusion during loading, *J Rehabil Res Dev*, 39(5), 597-608, 2002.
- 21) E. Linder-Ganz, et al.: Real-time finite element monitoring of internal stresses in the buttock during wheelchair sitting to prevent pressure sores: Verification and phantom results, In: H. Rodrigues, et al. (ed), *II International Conference on Computational Bioengineering*, Lisbon, 2005.
- 22) 市原清志: CHAPTER 6 回帰と相関, *バイオサイエンスの統計学—正しく活用するための実践理論—*, 1版, 南江堂, 203-249, 2001.