

三次元弾性体の計測制御技術の研究

— 義肢ポッドの内形状制御手法の開発 —

萩原 茂・清水 誠司・平川 寛之・大柴 勝彦・樋泉 光紀*¹・古川 進*²

Study on Measuring Technology of 3-D Shaped Elastic Body

— Development of Control Method of an Artificial Leg Shape —

Shigeru HAGIHARA, Seiji SHIMIZU, Hiroyuki HIRAKAWA, Katsuhiko OSHIBA,
Mitsunori HIIZUMI*¹ and Susumu FURUKAWA*²

要 約

平成8年度より実施している義肢製作支援システム開発の一環として、人体下腿部の三次元形状と痛みを感じる位置を同時に測定する手法を開発した。痛みを感じる位置は、義足ポッド形状の決定に重要な情報である。本手法は、下腿部を微小直径の接触子によって加圧することにより、皮膚の変形を計測すると共に所定の圧力での痛みの有無を問診するものである。試作装置により、断端部の形状変化、皮膚の硬さおよび痛みの発生位置が明らかになり、荷重ポイントからわずか15mm離れた位置に痛みの発生位置があることが判明した。

Abstract

A few CAD/CAM systems for supporting artificial legs production have been developed. However, there are many problems to be solved in order to construct a system which can make well suited prostheses in a short time. A new CAD/CAM system for making under knee prosthesis sockets as the interface between human and artificial legs is now being developed by the authors. The location of pain spot and skin stiffness are important information to decide a design of prosthesis sockets. This paper reports a device of pain spot inquiry and measuring technology of skin stiffness.

1. 緒 言

高齢化社会の到来にともなって福祉機器に関する様々な要求が高まっている。障害者や高齢者の介助用機器や自立用補助器具の需要も増えてきており、快適で使い易いものの製作が不可欠になっている。義足についても例外ではなく、その製作については本質的に多品種少量生産であり、いまだに職人に作業の多くを頼らざるを得ないのが現状である。

身障者が義足を快適に感じるかどうかは、義肢装具製作者の技能と経験に依存するのであるが、義足ポッドの形状が体に合わず、苦痛を感じている人が多数あることも事実である。

義足ポッド製作における諸問題を解決するため義肢製作支援システムの開発を行っているが、義肢設計には、身障者の身体についての様々な情報を知る必要がある。義足ポッドの形状を決定する上で必要となる情報としては、(1)断端部の形状、(2)断端部の内部組織、(3)皮膚の硬さ、損傷や加圧による痛み発生の有無がある。



図1 痛みの発生位置の問診

断端部の形状測定については、平成8年度において下腿断端部を非接触で測定する三次元形状計測装置を開発し、義足ポッド内で下腿断端部がどのように変形するかを調べた。内部組織についての考察は、骨の位置や表皮の厚さなどを考慮した形状設計を行うためにCT画像から組織を分別する手法を検討している。

断端部には、手術後の傷や擦過傷などがあり、義足ソケットを設計する上で注意が必要である。また、断端部を指

*¹ 株式会社メイコー システム事業部

*² 山梨大学工学部機械システム工学科

で加圧することによって痛みが発生する位置もある。体重を支えるための荷重ポイントを探すためには、加圧した状態での感触を問い合わせることによって調べなければならない。

本研究では、皮膚の硬さや痛みの発生する位置を定量的に得るために、断端部の任意の位置にある加圧力を加え、変位量と痛みの有無を測定する形状測定機の開発が必要である。そこで、装置の試作を行い、健常者の下腿部を例に測定を行った。

2. 実験方法

2-1 荷重ポイントを探査する圧力

義肢装具士は下腿部の皮膚の硬さや痛みのある場所を指で押さえることによって調べている(図1)。指で押さえる力は、200KPa程度である。

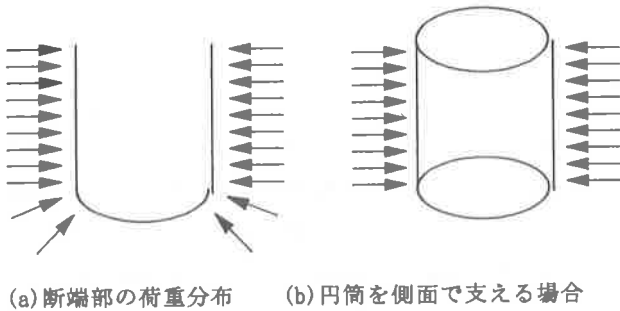


図2 義足ポッドで体重を支える概念

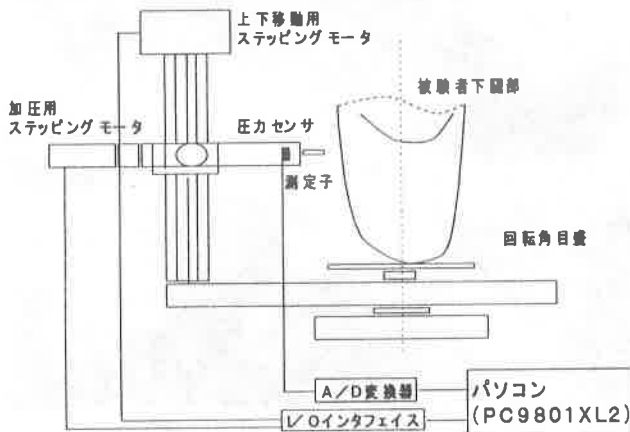


図3 形状測定装置の構成

義足ポッドで全体重を支える場合の加圧力について考察する。下腿義足の場合では、断端面で垂直荷重を受けることはなく、断端の側面を押さえつけることによって体重を支えるのが一般的である(図2)。下腿断端を、仮に円筒と仮定すると、体重を支える反力 Pr は、断端側面を押さえつける力(圧力) Ps によって生ずる摩擦力と等しい。この関係

を式で表すと式(1)となる。但し、皮膚と義足ポッドとの摩擦係数を μ 、断端側面の表面積を A と表す。

$$Pr = \mu \cdot A \cdot Ps \quad (1)$$

体重60Kgの人が、義足を使用した時に義足ポッドに生ずる圧力を求める。円筒の半径が60mmであり、下端から高さ100mmの範囲で支える場合では、表面積は、約31,400mm²である。従って、摩擦係数 μ が0.4であると、ソケットの内圧は式(1)より37KPaとなる。

しかし、圧力を無理なく受けられる部分の面積は実際には小さく、歩行時の荷重変動を考慮するともっと大きな圧力が加わると考えられる。荷重ポイントとしては、少なくともこの10倍程度の圧力を加えても問題のない場所を探しておく必要がある。

本研究は、330KPaの圧力を加えて痛みの有無を調べた。

2-2 実験装置の原理と構成

下腿断端側面を加圧し、変位量および痛みの有無について測定を行う形状測定装置の原理について述べる。

形状測定装置の構成を図3に示す。被験者下腿部の形状測定は、測定子を皮膚に垂直に押し込むことによって行う。測定子は、加圧用ステッピングモータを時計回りに回転することにより前進させ、皮膚を押しつける力を発生する。その時の測定子が皮膚の加圧により押し戻される力を圧力センサーによって測定する。

測定子は、上下移動用ステッピングモータを回転させることにより上下の移動が可能であり、被験者下腿部のまわりを回転させて測定位置を変更することができる。

加圧力および加圧速度は、パソコンのプログラムによってコントロールが可能であり、測定子の位置や加圧力の変化を逐次データとして取り込める構成である。

2-3 圧力センサーの荷重特性

形状測定装置の圧力センサー(イナバゴム社製感圧導電性エラストマー:IESF-3L)の荷重特性を測定した。

特性試験は、接触子を一定速度で移動させ、バネばかりを押しつけることにより徐々に荷重を加える方法で行った。その荷重特性を図4に示す。図4中の点線は、接触子の移動速度が0.04mm/秒であり、実線は、0.08mm/秒である。圧力センサーは、荷重速度依存性を持っており、皮膚の硬さによって荷重特性が変化する。実験では、荷重速度が図4中の点線と実線の範囲内にあるものと仮定し、2つの曲線の平均値を圧力値と決めた。

2-4 測定方法および測定位置

測定は、次の情報を得ることを目的に行った。

- (1) 加圧前の断端部形状
- (2) 被験者が痛みを感じ始める圧力
- (3) 所定圧力を負荷した場合の断端形状

荷重なしの形状測定は、接触子が皮膚に接することによ

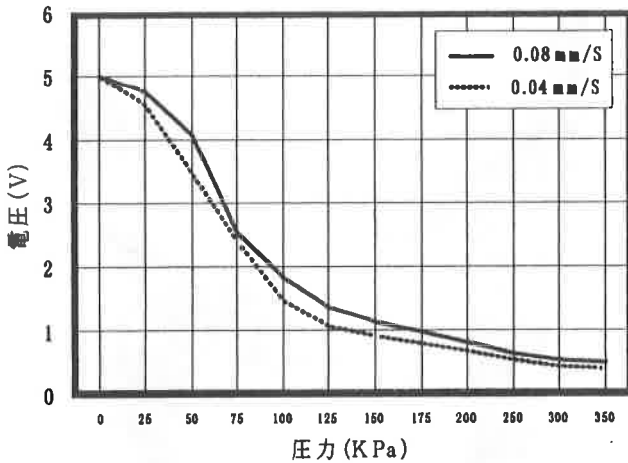


図4 圧力センサーの荷重特性

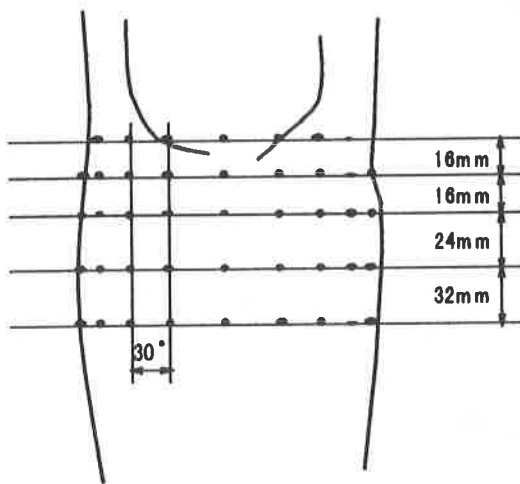


図5 測定位置

る微小圧力を圧力センサーで検出し、その時の位置データを得る方法で行った、加圧により被験者が痛みを感じた場合は、被験者が手に持った押しボタンスイッチを押すことによって測定点の移動を停止させ、その位置データを得る方法で行った。

測定箇所を図5に示す、被験者右足の膝下およそ90mmから膝関節下部までの範囲を測定した、接触子の設置角度は、膝を正面にした方向から30度間隔で7~10点を定め、さらに膝関節下部から5段階の高さ位置における合計47点を測定した。

3. 実験結果および考察

測定による位置と圧力のデータを表1に示す。表1において、加圧力が330KPaより小さい値を示しているものは、被験者が痛みを感じた測定点を示している。表1の47カ所の内

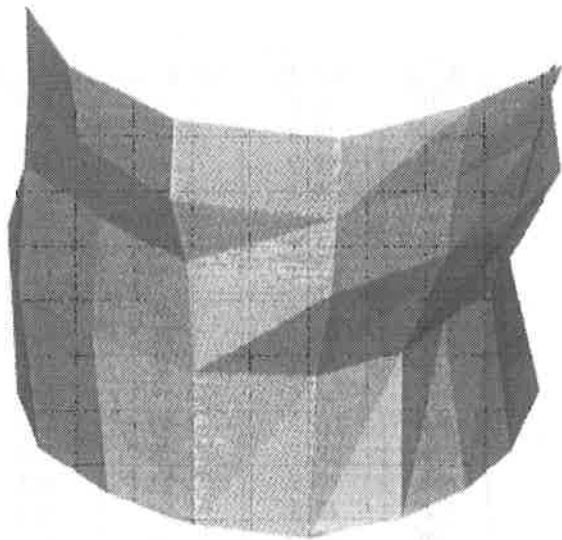
表1 測定データ

高さ mm	角度	接触半径mm	変形量 mm	加圧力 KPa
56	170	46.3	5.46	298
	200	49.9	5.88	333
	230	49.9	1.70	333
	260	59.4	8.18	333
	290	58.6	4.70	333
	320	53.3	4.32	333
	350	51.0	2.69	108
72	140	46.9	13.45	333
	170	44.1	8.90	231
	200	44.9	4.15	161
	230	46.6	2.96	184
	260	58.7	7.44	333
	290	58.7	3.73	333
	320	49.9	2.87	333
	350	49.9	1.97	333
	20	49.9	11.40	333
	50	45.1	6.61	333
	88	140	50.5	12.09
170		46.6	13.15	333
200		42.0	4.97	333
230		44.9	3.24	333
260		56.7	2.73	333
290		49.9	7.31	263
320		44.9	5.59	333
350		49.9	2.63	333
20		47.2	13.37	311
50		47.3	8.82	333
112		140	45.8	12.35
	170	34.9	16.48	333
	200	29.2	4.04	214
	230	32.8	3.97	310
	260	39.9	3.88	333
	290	44.8	8.50	333
	320	44.9	8.21	333
	350	49.9	7.89	333
	20	57.0	9.85	333
	50	64.9	15.18	333
	144	140	54.9	16.48
170		39.9	16.49	333
200		34.9	7.90	333
230		34.9	2.13	333
260		39.9	1.79	333
290		39.9	8.98	333
320		39.9	6.05	333
350		44.9	8.72	333
20		53.8	11.34	333
50		59.9	13.41	333

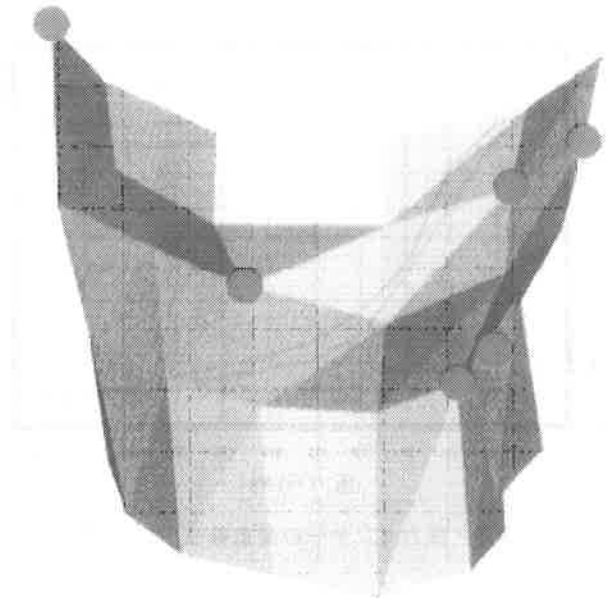
9カ所で痛みを感じられた。

接触子の測定角度と変形量の関係に注目すると、脛骨の下は、いずれの測定高さでも変形量が最小であり、3mm程度である。脛骨の下は、皮膚が薄くなり骨張っているためである。

表1の位置データを三角形パッチにより幾何学的に表示した例を図6に示す。図6 (a) は、加圧前の状態、(b) は、加圧時の状態を示し、黒丸印は、痛みを感じた場所である。表示方向は、脛骨を正面に位置し、紙面に向かって左側が股外側、右側が股内側である。



(a) 圧力を加えない状態



(b) 圧力を加えた状態 (最大330KPa)

図6 断端部の測定形状

痛みを感じた位置は、脛骨のすぐ下、股外側に1カ所および股内側に7カ所あり、股内側は上下に分かれた位置に集中している。その内、義肢装具士の指で押さえる圧力200KPaを越える圧力値を示したものは、6点あった。

これらの点は、義肢装具士の指で押さえる方法では発見されずに義足製作後に不具合が生じる可能性があることを示している。

義足ソケット製作技術において、最も圧力に耐えることが可能と考えられている脛骨の下側から20mm程度下の部分は、痛みを感じた部分はなかったので、この部分は、荷重ポイントであると考えられる、しかし、その位置より16mm下では、痛みを感じた測定点があるので、義足ソケットの荷重ポイントは、高さ方向に16mm以上のずれが生じると痛みが感じられることになる。

4. 結 言

義足ソケット製作用CAD/CAMシステムの開発の要素研究として加圧式断端形状測定装置を試作し、実際に形状測定を行った。その結果、以下のことが判明した。

- (1) 加圧された状態の足の形状を定量的に得ることができた。
- (2) 加圧による足の変形傾向がつかめた。

(3) 加圧することによって痛みを感じる位置と圧力を定量的に得ることができた。

現在の方法で、義足ソケットを製作してもなかなか快適な義足が得られない原因として、痛みを感じる位置を調べるときの指の加圧力が十分でないこと、義足ソケットの荷重ポイントの修正位置の誤差が、痛みを発生する原因となる可能性が高いことが判明した。

参考文献

- 1) 富永, 川村: 装着感を考慮した義足ソケット, バイオメカニズム学会誌, Vol.16, No.4 (1992)
- 2) 阿部他: 義足ソケット製作用CAD/CAMシステムの開発—システムの構成と概念設計, 精密工学会秋季学術講演論文集 302 (1997)
- 3) 萩原他: 義足ソケット製作用CAD/CAMシステムの開発—断端部形状測定について, 精密工学会秋季学術講演論文集 304 (1997)
- 4) M.Abe, S.Shimizu, H.Hirakawa, H.Kono, M.Fukushima, M.Kuroda, T.Kato, S.Furukawa, M.Ito: A CAD/CAM system for under knee prosthesis sockets, ICED97 Proc. vol.1 121(1997)