

オーダーメイド弾性ストッキング製造システムの高度化研究 Development of Manufacturing System for Custom Made Compression Stocking

香川敏昌*, 三好英円*, 平岡忠志**

Toshiaki Kagawa, Hidekazu Miyoshi and Tadashi Hiraoka

細東正一***, 中村久子***, 松本光生***, 森本正文****, 吉田裕一****

Masakazu Hosozuka, Hisako Nakamura, Mitsuo Matsumoto, Masafumi Morimoto and Yuichi Yoshida

抄 録

下肢リンパ浮腫の圧迫治療に有効な、オーダーメイド弾性ストッキングを製造するための、採寸作業の自動化に取り組んだ。その結果、腰から足裏までの形状を一度に非接触自動計測し、立体形状モデルを構築するシステムを開発することができた。これにより、パソコンに映った立体形状モデルを見ながら、簡単なマウス操作で短時間に採寸できるようになった。

1 はじめに

下肢リンパ浮腫は、リンパ節を切除したりすることによる、リンパ液の循環不良が原因で発症する。下肢リンパ浮腫の治療には、弾性ストッキングの着用による圧迫療法が有効である。リンパ液が下肢の皮下に溜まって大きく腫れ上がるため、各部位に適切な圧力を加えることで、リンパ液が溜まらないよう再吸収を促す。特に、患者個々の病状に合わせたオーダーメイド弾性ストッキングが有効である。しかし、国内でオーダーメイド品を設計・製造するストッキングメーカーは、徳島県の一社しかなく、大部分を輸入品に頼っている。しかし、輸入品は入手に時間がかかるため早期治療の妨げとなり、高価であるため経済的負担が大きい。そこで、オーダーメイド品の生産効率を改善し、国内供給量を増加させるため、前述のストッキングメーカーおよび機械装置メーカーと協力し、採寸作業の自動化に取り組んだ。

図1に採寸位置と弾性ストッキングの製品例を示す。現在、患部の採寸（周囲長の計測）はメジャーを使った手作業で行っている。メジャーは力が入れ具合によって10mm以上の誤差が発生するため、目標とする着圧分布が得られない場合は作り直しとなり、生産性向上の妨げとなっている。また、患者は床に腰を下ろして脚を投げ出し、計測者（医師・看

護師など医療従事者）は、屈んだ状態でつま先から腰まで数10カ所を採寸する。患者は脚が腫れているため姿勢を変え辛く、作業者は不自然な姿勢で20分前後も採寸するため、身体的負担が大きい。そこで、患者が立った状態でつま先から腰までの立体形状を一度に非接触自動計測するシステムを開発した。

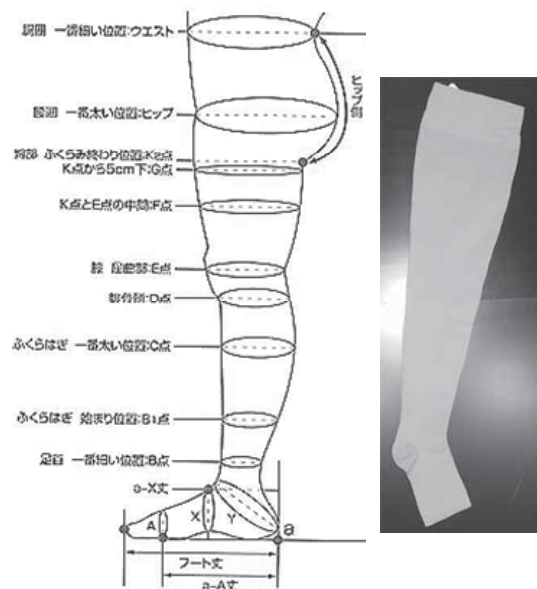


図1 採寸位置と弾性ストッキングの製品例

2 実験方法と結果

2・1 立体形状の計測方法

立った状態の被験者に対し、周囲からスリット光を照射し、皮膚での反射光をカメラで撮影する。反射光は、被験者の皮膚の形状（凹凸）に応じて折

*電子技術課 **機械技術課 ***東光株式会社

****株式会社ヨコタコーポレーション

れ曲がって写るため、スリット光を腰から下全体にスキャンさせながら撮影し、コンピュータで解析することによって立体形状を求めることができる。撮影したすべての反射光画像から、スリット状に写った反射部分の中心線を点群として抽出し、それらを合成することで、腰から足裏の「点群モデル」を作成することができる。更に、この「点群モデル」に面を生成し、「立体形状モデル」を構築する。

2・2 反射光画像の撮影

被験者が姿勢を変えることなく、一度に腰から足裏の反射光画像を撮影する方法を考案した。図2に反射光画像の撮影方法を示す。図中「上面視」に示すように、前後のレーザー光源と左右の反射ミラーにより、被験者の全周に水平スリット光を照射し、皮膚での反射光を4方向からカメラで撮影する。これを床面から腰の高さまで垂直に移動させながら、1mm毎に反射光画像を撮影する。スリット光は、図中「側面視」に示すように、カメラの上下から照射する。上側のスリット反射光を撮影する場合はカメラを斜め上45°に、下側の場合は斜め下45°に仰角制御して撮影する。これは、高さ方向の撮影範囲を拡大するためと、股間部や臀部のように、覆い被さった部分の反射光を確実に撮影するためである。下側のスリット光だけでは、覆い被さった部分に反射光が隠れてカメラに写らない。そこで、上側のスリット光を照射し、カメラを上へ向けて見上げた状態で撮影する。以上の方法で、腰から足の甲までの反射光画像を撮影する。足裏は床下から計測する。床板に板厚20mmの透明アクリルボードを用い、床下から足裏に向かって垂直にスリット光を照射してカメラで撮影する。スリット光を水平に移動させながら、1mm毎に足裏の反射光画像を撮影する。

実験装置は、2台のカメラと上下2本のレーザー光源、2枚の反射ミラーを計測ユニットとして一体化し、電動スライダで上下方向に移動させた。カメラの仰角制御は、計測ユニットの上下運動を回転運動に変換して±45°に制御する、安価な方法を考案した。スリット光源は、波長670nm、安全クラス2の赤色レーザーを使用し、カメラはCMOSタイプで解像度640×480、USB2.0出力のものを使用した。図3に反射光画像の一例を示す。合計約700枚の画像を撮影し、各画像から反射光の形状データ（反射

光の中心線）を抽出して合成することで、腰から足裏までの立体形状を得ることができる。

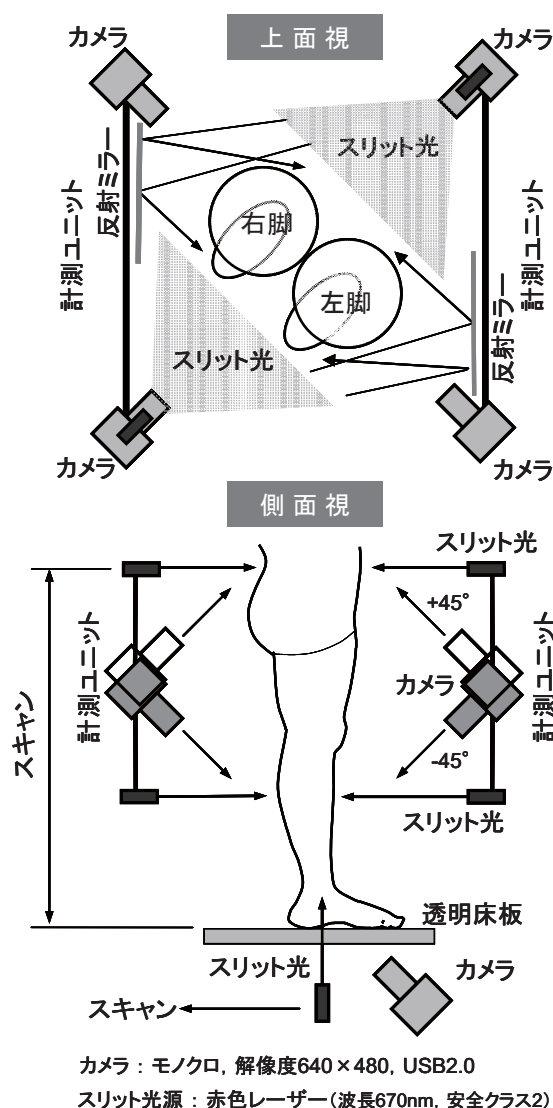


図2 反射光画像の撮影方法

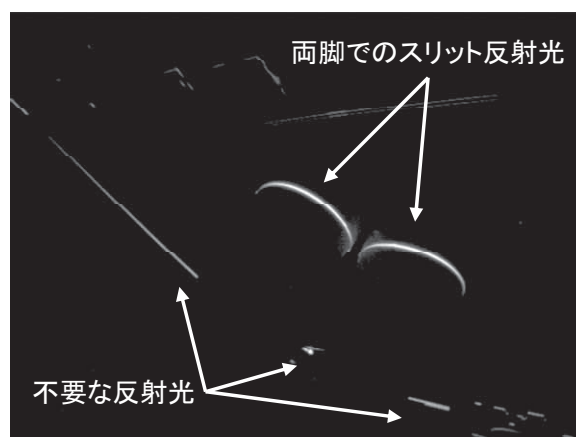


図3 反射光画像の一例

2・3 点群の抽出

撮影した約 700 枚の反射光画像から、反射光の中心線を点群として抽出する。最初に、測定装置の内壁などでの不要な反射光を画像から除去する。予め、被験者がいない空の状態では、計測の場合と同様に約 700 枚の背景画像を撮影する。これらの画像には、背景での反射光だけが写る。そこで、同じスリット光の位置で撮影した、被験者ありの画像と背景画像とを比較し、両方に写っている部分を背景での反射として消去し、皮膚での反射光だけを残す。

次に、反射光の中心線を点群として抽出する。照射するスリット光の幅は約 1mm であるが、皮膚に当たると乱反射するため、画像には幅広く写る。そこで、幅方向に画素をスキャンして濃度勾配曲線を求め、そのピーク位置（最も明るい位置）の座標を中心点として保存する。この処理を反射光の端から端まで繰り返すことで、中心線を点群として抽出することができる。得られた点群には、様々なノイズ（孤立点やヒゲなど）が存在するため、それらを除去するためのフィルタ処理を行う。

2・4 座標変換

抽出した点群中の各点の座標は、画像上での座標であり、実空間での座標ではない。また、画像に写った反射光は、皮膚の形状に応じて曲がっているが、スリット光の照射面に対して垂直方向からではなく、斜め方向から撮影したものであり、実際の形状よりも歪んで写る。また、カメラの光学系による歪みも含まれる。これらの歪みを補正し、抽出した点群の画像座標を精度良く実空間座標に変換する方法を考案した。

図 4 に示すように、床面より約 500mm 上空に 600 × 600mm の半透明スクリーンを水平に設置し、計測用の水平スリット光がスクリーンと同じ高さになるよう計測ユニットの高さを調整する。次に X 軸投影用スリット光だけを照射しながら 15mm ずつ水平に 35 回移動させ、各位置での反射光画像 36 枚を計測用カメラで撮影する。同様に、Y 軸投影用スリット光だけを照射しながら、36 枚の画像を撮影する。撮影した合計 72 枚の画像をすべて重ね合わせると、格子パターンができる。この格子パターンの全交点を、計測用の反射光画像に白丸でプロットすると、図 5 の上側の画像ができる。2 本のスリット光の移動距

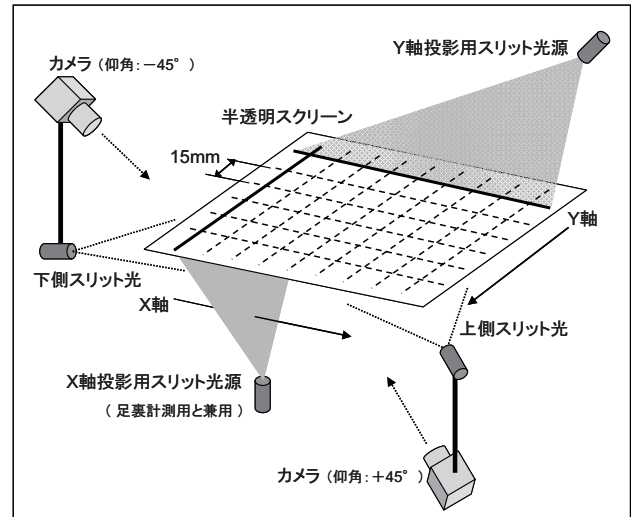


図 4 半透明スクリーンへの格子パターン投影

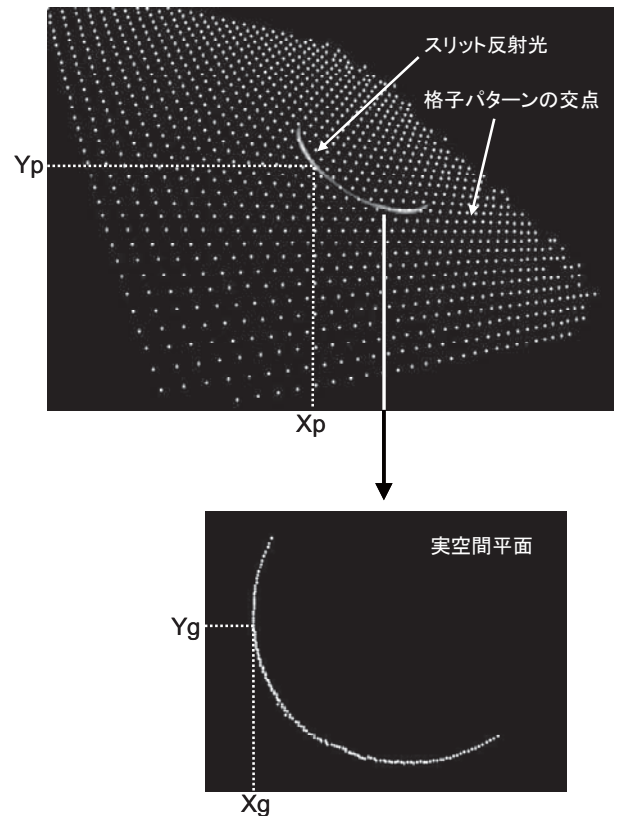


図 5 交点座標による座標変換

離 (15mm × N) と、水平スリット光の高さから、各交点の画像座標 (Xp, Yp) に対応する実空間座標 (Xg, Yg, Zg) が自動的に決まる。従って、スリット反射光の中心線上の点を取り囲む 4 つの交点を検索すれば、それらの交点との相対位置から、実空間座標を計算することができる。この方法により、4 台のカメラで計測した点群をすべて実空間座標に変換

する。床下のスリット光は垂直に照射するため、床面を高さ 0mm として、5mm ずつ 25mm の高さまでスクリーンを移動させる。各高さで同じように格子パターンを投影し、交点の画像座標と実空間座標をデータベース化することで、足裏の点群を実空間座標へ変換する。

以上の方法により、画像に写ったスリット反射光の形状を、実際の形状に変換することができる。この方法は、斜めからの撮影やレンズによる歪みなど、すべての補正を含んだ座標変換であり、広い計測範囲全体を精度よく計測することができる。半透明スクリーンを使った格子パターンの交点の撮影は、形状計測の度に毎回行うのではなく、初期調整および定期的なメンテナンスの際に実施する。

2・5 「点群モデル」の作成

2・4 項で説明した座標変換の方法は、4 台のカメラで共通のスクリーンを撮影するため、計測した座標値に位置ずれがない。しかし、2 組の計測ユニットが完全に平行に向き合ったまま、垂直に移動するよう組み立てることは困難である。もし計測ユニットを上下に移動させるための電動スライダに僅かな傾きがあると、水平スリット光の高さがスクリーンから離れるに従い、計測ユニットの水平位置がずれてしまう。従って、各カメラで計測した点群をそのまま合成すると、形状に誤差が生じる。これを防止するため、5 台のカメラで得られた各点群の座標を、床からの高さに応じて補正（水平移動）しなければならない。そこで、図 6 に示すように、計測領域の中央に天井から「下げ振り」を垂らし、各カメラで糸や錘の水平位置を計測し、そのずれ量を元に、点群の位置を補正した。まず、4 台のカメラで図 6 の Z1, Z2 の 2 つの異なる高さで糸の位置を計測し、そのずれ量を元に、任意の高さにおける水平方向の補正量を計算する。また、錘の先端（糸の中心と同じ水平位置）に水平スリット光を照射し、その反射光の水平位置を床下のカメラで計測することにより、床上の 4 台のカメラとの位置ずれを補正する。

以上の方法により、各カメラで被験者を計測したすべての点群の実空間座標を補正し、1 つのファイルにまとめて点群モデルとする。点群モデルには不要なノイズ点が数多く存在するため、これらを除去するためのフィルタ処理を計測ソフトに組み込んだ。

作成した点群モデルの例を図 7 の左側に示す。

2・6 「立体形状モデル」の作成と採寸

得られた点群モデルに対し、ポアソン方程式を利用した方法で面を生成し、立体形状モデルとする。図 7 の右側に、立体形状モデルの一例を示す。ポアソン方程式を用いた形状再構築方法は、方向付き点群から三角形メッシュを生成する方法である。「方向」とは、物体の「内側」と「外側」である。各点に対し、これら 2 つの方向を表すベクトルを与えるため、点群への接平面を推定した。次に、各点近傍

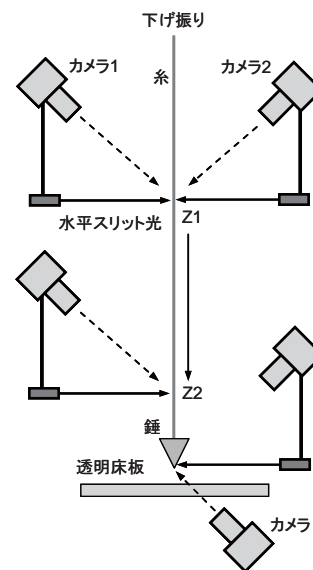


図 6 「下げ振り」による水平位置補正



点群モデル

立体形状モデル

図 7 「点群モデル」と「立体形状モデル」

の接平面の表裏（内外）を一貫させるため、ある 1 点の接平面の方向を決めておき、その方向を順に伝達させることで、各点の接平面の向きを決定した。この方法により、点群モデルに対して滑らかな平面を生成することができた。

図 8 に、オーダーメイド弾性ストッキング設計用の採寸画面を示す。形状計測で得られた立体形状モデルをパソコン画面に表示し、腰や膝、足首の位置などをマウスでクリックすると、ストッキングの設計に必要な箇所の周囲長が自動計算される。また、マウスで任意の 2 断面（水平）を指定すると、その間の体積を計算することもできる。

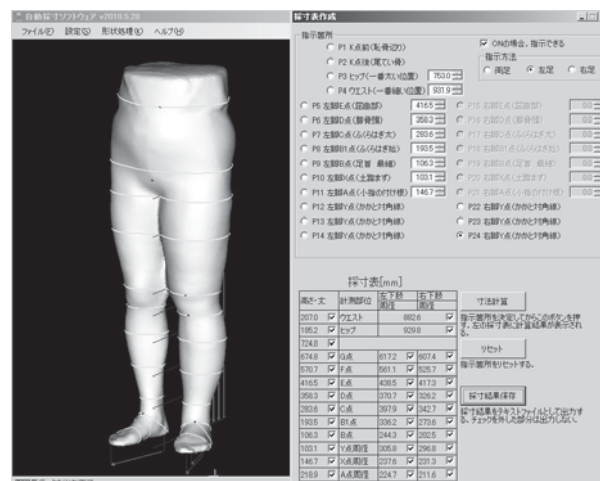
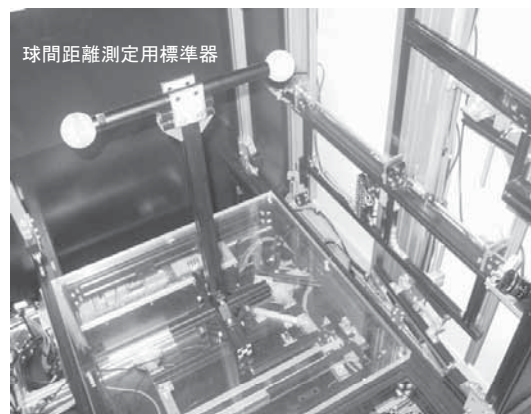


図 8 「立体形状モデル」による採寸画面

2・7 計測精度の評価

点群モデルの精度を評価するため、JIS B 7441 に規定する球間距離測定用標準器（以下、標準器）を製作した。図 9 の上側の写真のように、標準器は 2 個の球とそれを支える支持棒で構成され、2 個の球の直径と中心間距離を計測することで精度を評価する。球には市販のステンレス鋼球（SUS440C）を使用し、酸洗いして表面に細かい凹凸を形成した。支持棒には太さ 25.2mm の黒色塗装したステンレス棒を利用し、両端に 2 個の球を接着した。



この標準器を用い、試作した形状計測装置と、市販の接触式形状計測装置とで比較計測した。図 9 の下側の図に示すように、透明床板から 540mm の高さに標準器を保持し、A～C の 3 カ所で形状を計測した。表 1 に計測結果を示す。いずれのデータも、支持棒を除いた球部分の点群を仮想球で近似し、直径と中心間距離を計算した。その結果、接触式を基準とした場合の球 1 の直径の最大誤差が-1.6760mm、平均誤差が-1.1553mm、球 2 の最大誤差が-0.6307mm、平均誤差が-0.2190mm であった。また、球間距離の最大誤差は-1.1239mm、平均誤差は-0.7170mm であ

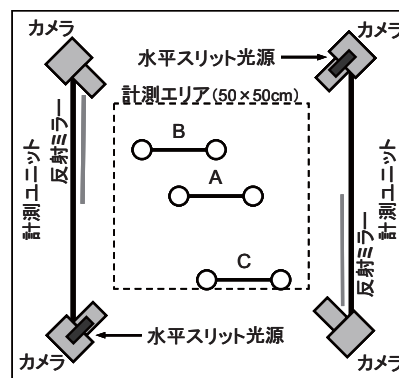


図 9 球間距離測定用標準器による精度評価

表 1 球間距離測定用標準機による精度評価の結果

標準器の位置	球間距離 (mm)			球 1 の直径 (mm)			球 2 の直径 (mm)		
	①試作機計測値	②接触式計測値	誤差①-②	①試作機計測値	②接触式計測値	誤差①-②	①試作機計測値	②接触式計測値	誤差①-②
A	340.3163	340.7770	-0.4607	49.8816	50.7690	-0.8874	50.8133	50.7498	+0.0635
B	340.2105		-0.5665	49.8664		-0.9026	50.6601		-0.0897
C	339.6531		-1.1239	49.0930		-1.6760	50.1191		-0.6307
平均	340.0600	340.7770	-0.7170	49.6137	50.7690	-1.1553	50.5308	50.7498	-0.2190

※接触式形状計測装置：XYZAX RA1600A-61X (株)東京精密

った。また、計測領域の中央に近い A での誤差が最も小さく、端に近付くほど大きくなった。

2・8 形状計測装置の試作と実地試験

以上の成果を元に、機械装置メーカーと協力して形状計測装置を試作した。図 10 に試作機の外観と主な仕様を示す。この試作機を、ストッキングメーカーと共同研究中であった横浜市立大学医学部附属病院形成外科に設置し、実地試験をお願いした。計測データ（スリット反射光画像約 700 枚）は、インターネット経由で工業技術センターの FTP サーバーに自動送信されるようにした。その結果、下肢リンパ浮腫の患者約 20 名より、30 件以上の形状計測データを得ることができた。このデータを元に、スリット反射光から点群を抽出する際の精度改善や、不要なノイズを除去するためのフィルタの改良などを行うことができた。また、試作したソフトで採寸を行い、データをストッキングメーカーへ提供した。

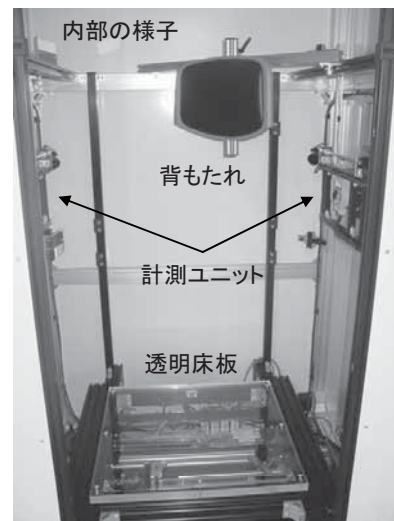
3 考 察

本研究は、次の①～④を目標として実施した。

- ① 同じ姿勢で腰から足裏を一度に短時間計測
- ② 誰でも簡単に使える操作性
- ③ 小規模施設でも設置できるよう小型化
- ④ 弾性ストッキングの設計に十分な計測精度

①②については、多方向から一度に計測してデータを自動合成するため、簡単なマウス操作だけで採寸できるようになった。また、患者は画像を撮影する約 70 秒間だけ立った姿勢を保てばよく、メジャーで計測する場合の 20 分を大幅に短縮することができた。③については、設置サイズ「半畳程度」を目標とし、ほぼ達成することができた。④については、計測精度に明確な基準は存在しないが、最大誤差 1.67mm、平均誤差 1.15mm と、弾性ストッキングの着圧分布設計を行うには十分な計測精度を得ることができた。

以上のように、採寸を自動化するために実用的な機能と性能を持ったシステムを開発することができた。今後、計測した立体形状モデルを用い、採寸だけでなく浮腫の診断や病状の観察などに利用するための機能を追加することで、製品としての付加価値を高める。また、リンパ浮腫は下肢だけでなく腕にも発症するため、手首から上腕までの形状も計測で



- ・反射光画像撮影(患者静止) 70秒
- ・立体形状モデル作成 最大7分
- ・計測領域
W55×D55×H130 cm
- ・外形寸法
W110×D105×H250 cm

図 10 試作した形状計測装置と主な仕様

きるよう改良したり、一般的な三次元形状計測装置としての用途開発も検討する予定である。

謝 辞

試作機の実地試験を行うにあたり、絶大なるご協力をいただきました。細野味里様をはじめとする横浜市立大学医学部附属病院形成外科の皆様と、関連企業・施設の皆様に、厚く御礼申し上げます。また、球間距離測定用標準器の製作方法や、JIS 規格に関する情報をいただきました。株式会社ソアテック(香川県高松市)の大野泰臣様に厚く御礼申し上げます。