

日本機械学会論文集  
Transactions of the Japan Society of  
Mechanical Engineers

別 刷

69 卷 679 号 C 編

(平成15年3月)

社団法人 日本機械学会

## 義足の即時適合採型システムの開発\*

### (義足採型システムの工学的試験評価および臨床評価)

佐々木 一彦<sup>\*1</sup>, 藤田 欣也<sup>\*2</sup>

## Development of Immediate Fitting Socket System for Artificial Leg (Evaluation of Strength and Casting Performance)

Kazuhiko SASAKI<sup>\*3</sup> and Kinya FUJITA

<sup>\*3</sup> National Rehabilitation for the Disabled Research Institute,  
4-1 Namiki, Tokorozawa-shi, Saitama, 359-8555 Japan

Making of an artificial leg takes longer term up to two months because of the repetition of the test walking and the socket shape modification. In this study, we developed the Immediate Fitting Socket (IFS) system which enables immediate test walking and shape modeling for casting. IFS are constructed of an outer shell and a particle containing bag, whose rigidity can be controlled by the applied negative pressure. The three point load test was performed to evaluate the strength of the particle containing bag. The effect of the surface material, particle size and negative pressure were examined. The particle bag consists of two materials with different elasticity, 0.5 mm diameter particles and -650 mmHg negative pressure possessed rigidity equivalent to polypropylene. The shape modeling performance was evaluated by measuring the circumferences of the models from a plaster imitation and three amputees. The modeling error was less than 0.5% in plaster imitation, and less than 6% in amputees. The polymer socket casted from the model was successfully utilized by the amputee.

**Key Words:** Medical Equipment, Medical Engineering, Formability, Rigidity, Biomechanics

## 1. 結 論

下肢切断者が2足歩行を行うには義足が必要である。切断によって残った脚を断端と呼ぶ。また、断端を収納する義足の構成部品をソケットと呼ぶ。従来、ソケットは切断者が静止(非荷重)時の断端形状をもとに製作するため、体重負荷時や運動時に問題を起こしやすい。従来、運動時の生体に適合したソケットはソケット形状修整と適合検査を繰り返して製作されるため、義足を完成させるまで多大な時間を要す問題が生じている。上記の問題に対し、これまで行われてきた研究としてはギプス包帯と採型治具を利用して、加重採型後に即時に試歩行を可能とするギプス加重採型法がある<sup>①</sup>。しかし、ギプスの巻き方やテンションのかけ方で形状が変化し、製作者の熟練を要すること、さらに、ギプス硬化後の形状修整が困難であることが挙げられる。このほかの研究として、計算機を併用する光学的又は機械的の形状採型によって、断端の正確な形状を採型する義肢装具のCAD/CAM装置が開発されている<sup>②</sup>。CAD/CAMは断端

形状データの蓄積、自動製作による作業効率の向上に貢献したが、非荷重状態での採型であること、及び即時の試用が不可能であることから、実使用における荷重時の適切な断端形状が得られない場合があるため、必ずしも歩行に適した形状が得られるまでの期間短縮にはつながらないという問題がある。

CAD/CAMの研究の他に、断端を包むエアバッグと義足型フレームを使用することにより、即時の歩行を可能とするエアバッグ義足がある<sup>③</sup>。しかし、エアバッグが大きくなると、エアが抜けやすく一回の使用が30分~60分に限られるため、訓練用仮義足が完成するまでの一時的な代替用途に限定される。またエアバッグ形状を採型する方法がないため、本義足作製の際には、別途、断端採型を行う必要がある<sup>④</sup>。

このほか、扁平な粒子封入バッグを断端に巻き付けた後、バッグ内に陰圧を印加することによりバッグ全体に剛性を持たせ、花卉形状の義足支持部品と連結させることにより、早期歩行訓練を実現したTulip limbがE. Liedbergらによって報告されている<sup>⑤</sup>。Tulip limbの開発により、切断術後の断端形成が促進され、早期歩行訓練が可能となったが、扁平な粒子バッグを断端に巻きつけて使用するため、ソケットの形状適合性が悪く、やはり訓練用義足としての用途に限定され、断端採型に適さないという問題があった<sup>⑥</sup>。

\* 原稿受付 2002年6月26日。

<sup>\*1</sup> 正員、東京農工大学大学院工学研究科、国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所(☎359-8555 所沢市並木4-1)。

<sup>\*2</sup> 東京農工大学工学部(☎184-0012 小金井市中町2-24-16)。  
E-mail: sasaki@rehab.go.jp

そこで本研究では、粒子バッグに陰圧を適用させる原理（以下、陰圧粒子バッグと呼ぶ）の素材と構造を検討することにより、即時の断端形状適応調整と即時の試歩行を可能とする採型装置 Immediate Fitting Socket system（以下、IFS と呼ぶ）を開発し、工学的材料試験と臨床評価を行った。

## 2. 原理

陰圧粒子バッグは粒子封入バッグに陰圧を印加することにより、バッグ内壁に粒子群が圧縮され、粒子間摩擦が増大し粒子バッグ全体の剛性を高くする原理である。この原理は粉体工学における Rumpf 式で近似することができる<sup>9</sup>。粒子層に充填された粒子群の引張り応力 $\sigma$ は粒子層空隙率を $\varepsilon$ 、粒径を $D$ 、粒子の接点に働く力を $H$ とすると、

$$\sigma = \frac{1 - \varepsilon}{\varepsilon} \cdot \frac{H}{D^2} \quad (1)$$

$\sigma$  : Rigidity of particle bag  
 $\varepsilon$  : Void fraction of particles  
 $D$  : Particle diameter  
 $H$  : Compression force

で近似することができる。Rumpf 式は粒子空隙率と粒径を小さくし、粒子圧縮力を大きくすることで、高い粒子バッグ剛性が得られることを示している。

粒子バッグを義足に応用した時に必要な条件は歩行に安全な剛性を有すること、体型形状適応機能を有すること、さらに、形状修整機能を有することである。体型形状適応機能はシリコーンゴム等の高伸縮弾性素材を生体へ柔軟に密着させることで改善を図れるが、膜の伸縮性は粒子圧縮力を低下させるため、剛性を低下させることが Rumpf 式からわかる。

粒子バッグの形状修整機能は EVA 共重合体 (Ethylene-Vinyl-Acetate copolymer) などの低伸縮弾性素材を用い、陰圧の調整をおこなうことで可能である。

今回は高伸縮弾性素材と低伸縮弾性素材を張り合わせたハイブリッドバッグを製作することにより、体型形状適応機能および形状修整機能を図った。また、ハイブリッドバッグの剛性特性と義足ソケット素材としての代替可能性を確認するため工学的材料試験を行った。

## 3. 陰圧粒子バッグの工学的材料試験

### 3.1 実験方法

陰圧粒子バッグの剛性特性を調べるため、JIS に準拠する 3 点曲げ試験をおこなった<sup>10</sup> (図 1)。

実験装置は INSTRON55R1125 モデルを使用し、試験片に毎分 1mm の曲げ変位を与えたときの曲げ荷重をプロットした。INSTRON の設定は加圧楔、支持台ともに半径 5mm のものを使用し、ロードセルは最大荷重 10kN のものを使用した。

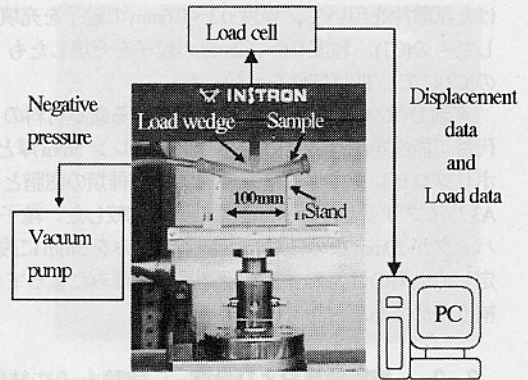
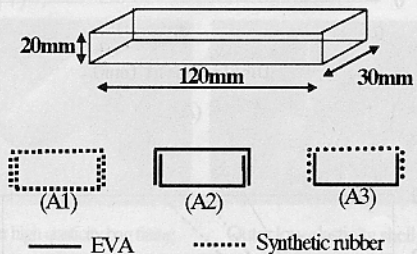


Fig. 1 Experimental set-up for load testing

3 点曲げ試験は、粒子バッグの表面素材を変えたときの曲げ特性実験 (実験 A)、粒子バッグの陰圧力を変化させたときの曲げ特性実験 (実験 B)、粒子バッグの粒径を変化させたときの曲げ特性実験 (実験 C)、義足ソケットに利用されている樹脂の曲げ特性実験 (実験 D) の 4 つの条件に設定して行った。

実験 A の試料は高伸縮性 (合成ゴム製 1mm 厚) のバッグに粒度 0.3~0.6mm のセラミック粒子を充填したもの (A1:伸縮性粒子バッグ 20mm 厚)、低伸縮性 EVA バッグ (2mm 厚) に粒度 0.3~0.6mm のセラミック粒子を充填したもの (A2:低伸縮性粒子バッグ 20mm)、片面に A1 を使用し、他面に A2 を使用して粒子バッグにしたもの (A3:ハイブリッドバッグ 20mm 厚) の 3 種類とし、-650mmHg の陰圧を印加し、剛性を高めた状態で、曲げ特性を比較した (図 2)。



(A1) High elasticity bag. (A2) Low elasticity bag. (A3) Hybrid bag

Fig. 2 Dimension and partial cross section of particle bags

実験 B は、陰圧の効果調べるため、ハイブリッドバッグに印加陰圧を -200mmHg、-350mmHg、-650mmHg の陰圧条件で曲げ特性を比較した。

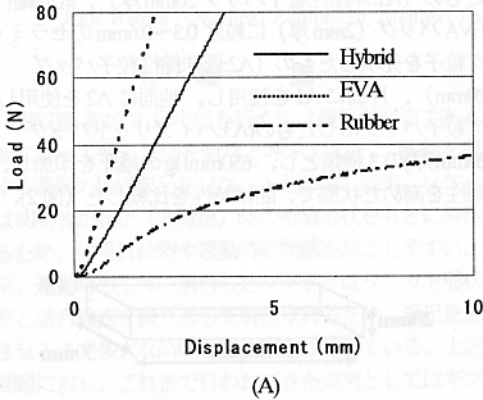
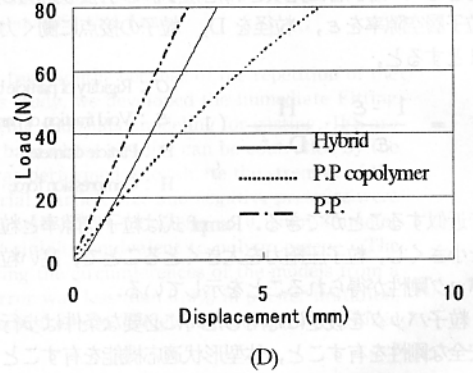
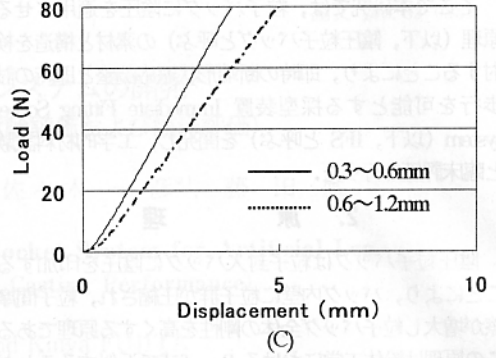
実験 C は、陰圧粒子バッグの粒径の効果調べるため、ハイブリッドバッグに -650mmHg の陰圧力をか

けた試験片を用いて、粒度  $0.3\sim 0.6\text{mm}$  の粒子を充填したもの(C1)、粒度  $0.6\sim 1.2\text{mm}$  の粒子を充填したもの(C2)にて、曲げ特性を比較した。

実験Dはハイブリッドバッグにおける義足材料の代替可能性を調べるため、ポリプロピレン5mm厚とポリプロピレンコポリマー5mm厚の2種類の樹脂とA3ハイブリッド粒子バッグの結果を比較した。粒子バッグが20mmなのに対し、樹脂の厚みを5mmに設定しているのは、粒子バッグの剛性を厚みによって補うためである。

### 3・2 実験結果および考察 実験A~Dの結果

を図3のA~Dに示す。グラフの横軸は曲げ変位(単位: mm)を表し、縦軸は曲げ荷重(単位: N)を表す。グラフの曲線の傾きが大きいほど剛性が高いことを示している。図3(A)より伸縮性の高いバッグは陰圧粒子バッグの剛性を低下させる性質を示した。これは、粒子の圧密がバッグの弾性に相殺されRumpf式の粒子圧縮力を低下させたためと考える。しかし、ハイブリッドバッグでは、低伸縮性素材に近い剛性を示すことがわかった。



(A)Effect of surface material (B) Effect of negative pressure  
(C)Effect of particle size (D)Comparisons to plastics

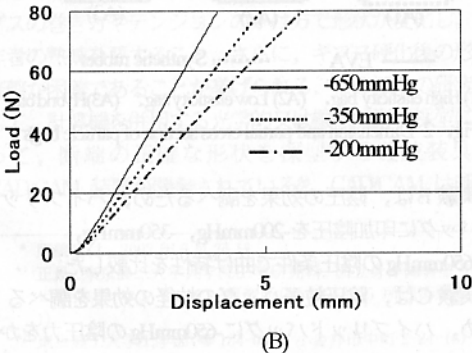
Fig. 3 Load property of particle bag

図3(B)より、印加陰圧を高くするほど、粒子バッグの剛性を高めることがわかった。粒子の圧縮を高めることによって剛性を高くするのはRumpf式より容易に推測できると思われる。

図3(C)より、粒径を小さくすることで高剛性を示すことが確認できた。これは、粒径を小さくすることにより、空隙率を低下させるためである。

図3(D)は、ハイブリッドバッグにおいて、粒径を小さくし、 $-650\text{mmHg}$ の陰圧を印加することで、ポリプロピレンコポリマーより強い曲げ特性を示し、ポリプロピレンに近い曲げ特性を示した。

3点曲げ試験の結果はハイブリッド陰圧粒子バッグの粒径や真空ポンプの陰圧を変化させることで、任意に曲げ特性を変化できることを意味する。今回の3点曲げ試験により、ハイブリッドバッグが義足採型に必要な①形状取得機能、②形状維持機能、③形状修整機能を満たし、体重支持を必要とする義足材料としての代替可能性を実証することができた<sup>6)</sup>。

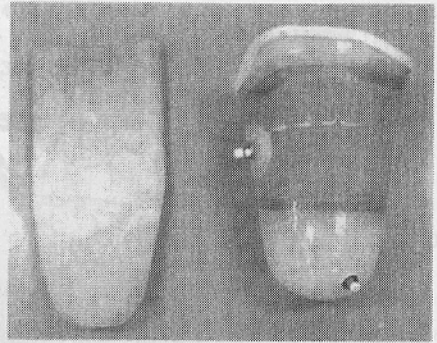


#### 4. IFS 義足の開発

4・1 IFSの構造 3点曲げ試験で得られた結果をもとに、義足用の陰圧粒子バッグおよび即時の試歩行を可能とする義足用コネクタの試作を行った。IFS用陰圧粒子バッグに必要な条件はバッグが断端の表面に空隙を生じないように密着する高伸縮弾性素材を用いること、および、印加陰圧を制御することで外側から徒手形状修整を行える低伸縮弾性素材を用いること、試歩行を行える材料強度を有することである。3点曲げ試験において、これらの条件を満たしたハイブリッドバッグを使用して、粒子バッグソケットの製作を行った(図4)。

IFSは高伸縮弾性の内側膜(サーモプラスチックエラストマ)と低伸縮弾性の外側膜(EVA)で構成され、それぞれ分離可能な構造となっている(図5)。IFSの採型後に即時の試歩行を可能にするため、義足連結用コネクタを製作した。図6に義足IFSシステムの全体構造を示す。

また、IFSの外側膜の内側面にはクロロプレン製の加圧エアバッグが備え付けられている。加圧エアバッグは陽圧を印加することで粒子圧縮力を高め、密な充填にすることで高剛性を図ることができる。さらにエアバッグは断端の圧縮適合調整を可能とし、特に耐圧性に優れる膝蓋腱と膝窩部が収まる場所を中心に取り付けられている。また、外側膜の表面に取り付けられた上部の逆流防止弁からエアを流入させることでエアバッグの加圧が行われる。IFS下部の逆流防止弁はIFSの剛性制御用の弁であり、真空ポンプに接続される。



Inner film (high elasticity) Outer film (low elasticity)

Fig. 5 Separated bag system

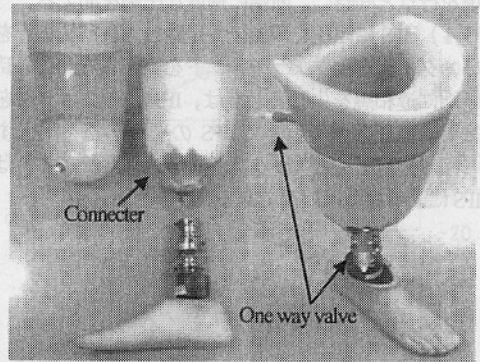
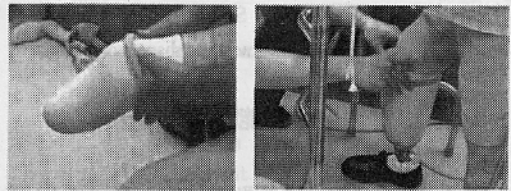


Fig. 6 IFS system for artificial leg

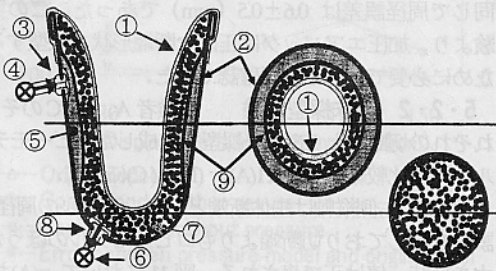
4・2 断端の採型手順 1) 切断端に高伸縮弾性内側膜を密着するように装着させ、その後、IFS義足に接続された低伸縮弾性外側膜に断端を挿入する(図7)。



Inner high elasticity bag fitting Outer low elasticity shell fitting

Fig. 7 Fitting of the IFS system

2) 内側膜と外側膜の空隙に粒子を充填する。この時、義足の高さ、足の向きを調整し、静止立位での生体と義足の位置的バランスを確認する(スタティックアライメント図8)。適切なスタティックアライメントを設定後、内側膜上縁を閉じて、粒子バッグを密閉する。



- ①Outer shell (low elasticity) ②Inner bag (high elasticity)
- ③One way valve (positive pressure) ④ Compressor
- ⑤ Air bag ⑥ Vacuum pump ⑦ Ceramics particle
- ⑧ One way valve (negative pressure) ⑨ Chloroprene rubber

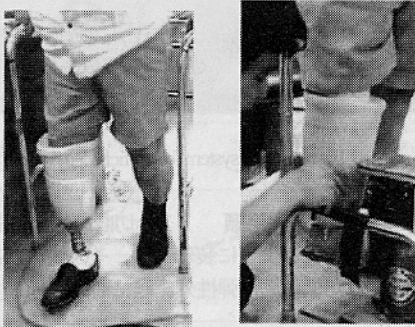
Fig. 4 IFS system



Fig. 8 Fill up particles and static alignment

3) 加圧エアバッグに陽圧を印加し、粒子の密充填を行うと同時に、断端に適度な圧縮を加える。

4) IFS に陰圧を印加後、足踏みおよび試歩行を行い、ダイナミックアライメントを実行する。この時、断端に違和感を生じるときは、IFS からコネクタを除去し、陰圧調整を行って IFS の形状修整を実行する(図 9)。ダイナミックアライメントが終了すれば、IFS による採型は終了である。



Gait of IFS system      Shape modification of IFS  
Fig. 9 Dynamic alignment and shape modification

## 5. 機能評価

### 5.1 評価方法

**5.1.1 石膏モデル採型実験** 切断者に IFS を装着させる前段階として、IFS の採型性能を確認するため、石膏断端モデル(以下、元モデルと表記)と IFS 採型で作製した石膏断端コピーモデル(以下、コピーモデルと表記)の周径比較を行った。元モデルは2種類の断端形状のモデル A とモデル B を準備して行った。元モデルとコピーモデルの周径は断端末から 30mm 毎に計測した<sup>9)</sup>。また、この実験では加圧エアバッグの効果をみるため、エアバッグが斜向加圧のときと加圧したときのコピーモデルの周径も比較した。従来、生体断端を加圧採型

するときは 80~120mmHg を標準としている<sup>10)11)</sup>。本実験では標準加圧の平均値をとり加圧値を 100mmHg とした。

**5.1.2 臨床採型実験** 生体の下腿切断端は、筋や脂肪を伴う軟部組織が豊富であり、石膏のような剛体ではないため、断端の表面形状を単純にトレースしたソケット形状では、支持の弱い義足になり、ソケット壁が断端末部の骨端を突き上げ、歩行困難をきたすようになる。従来のソケット製作方法においても、断端の支持性を高めるため、ギプス包帯に張力をかけながら採型を行い、さらに、陽性モデル修整時に加圧修整を行う場合がある。

IFS 採型においても、加圧エアバッグによって、断端圧縮形状が得られているかを確認する必要があるため、今回は下腿切断者 3 名に対して IFS 採型を行い、生体断端と IFS 採型モデルの周径比較を行った。被験者プロフィールを表 1 に示す。

Table. 1 Subjects profile

	Age	Course	Height(cm)	weight(kg)
Subject. A	70	tumor	165	80
Subject. B	36	Accident	170	65
Subject. C	51	Accident	175	55

### 5.2 評価結果

**5.2.1 石膏モデル採型実験** 加圧コピーモデルと非加圧コピーモデルおよび元モデルの周径比較を行った結果を図 10 (A) (B) に示す。結果より、非加圧採型はモデルを大きく採型する性質を示し、石膏元モデルとの周径誤差は  $3.8 \pm 1.3$  (mm) であった。加圧採型コピーモデルは石膏元モデルの周径値とほぼ同じで周径誤差は  $0.6 \pm 0.5$  (mm) であった。この実験より、加圧エアバッグは正確な断端形状を採型するために必要であることが確認できた。

**5.2.2 臨床採型実験** 被験者 A, B, C のそれぞれの切断端と IFS 加圧採型で作成したコピーモデルの周径比較結果を図 11(A), (B), (C) に示す。

図 11 の右側縦軸は生体断端とコピーモデルの周径誤差を示しており切断端よりもコピーモデルのほうが大きい時、値は正で表される。図 11 において、(A) および (C) の横軸、断端末から 60mm の点と (B) の 30mm の点で、正の値が得られているが、これは加圧採型による軟部組織の移動が起こったためであると考えられる。また、断端末部より 100~150mm の範囲では切断端に比較してコピーモデルのほうが小さくなっているのがわかる。断端末部より 100~150mm の範囲はちょうど切断端の膝近傍に一致しており、非荷重切断端周径に比べて、平均  $13 \pm 8.7$ (mm) 小さくなる傾向を示した。

これは全ての被験者において共通していた。切断端は皮膚や筋肉、脂肪など柔らかい組織によって構成される。このため、IFSにて加圧採型を行うことにより、柔らかい組織は圧縮され、周径を小さくすることが予測できる。

IFSの試歩行評価は立位の安全性を確認した上で、験者の主観により行った。全ての被験者において、歩行および片足荷重が可能であり、IFSによる臨床的実用性を確認することができた。

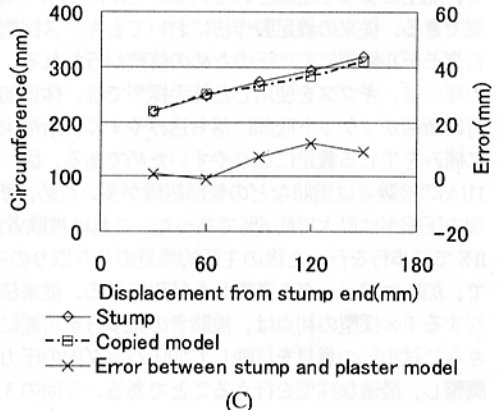
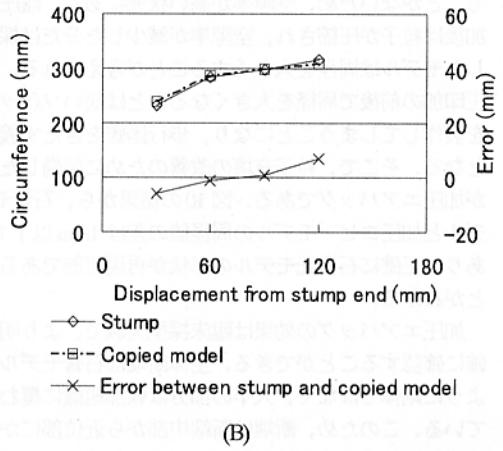
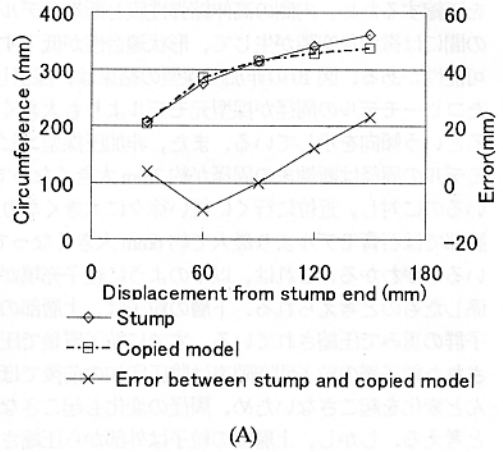
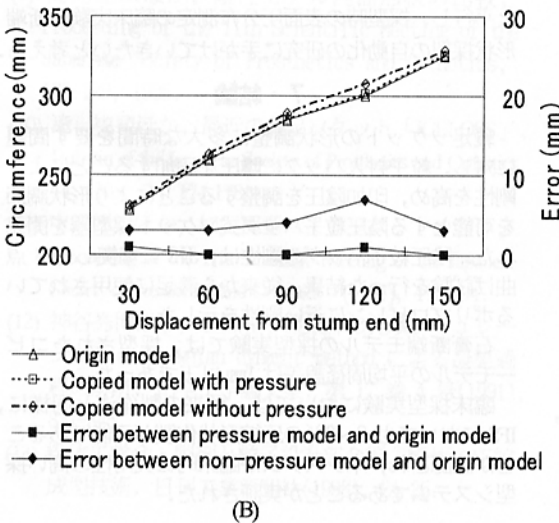
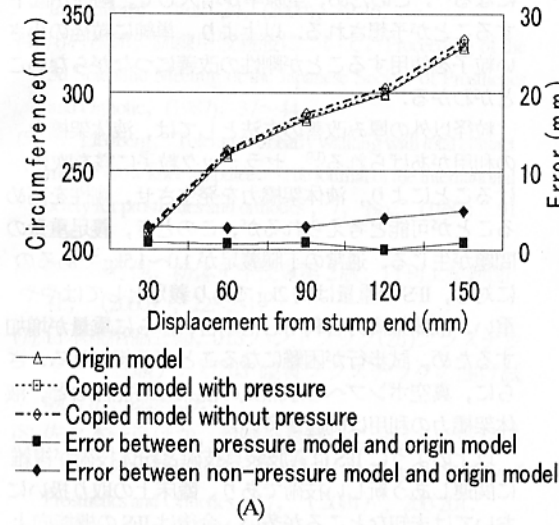


Fig. 11 Circumference of stump and copied model

Fig. 10 Circumference of plaster stump model and copied model using IFS with/without compression

6・考察

IFSは陰圧を印加することにより、バッグ内の粒子を圧縮して剛性を高め、採型を行う装置である。このとき内側の高伸縮弾性膜は断端から離れる方向へ粒子

を圧縮するため、内側の高伸縮弾性膜と断端モデルとの間には微小な空隙が生じて、形状適合性が低下する可能性がある。図 10 の非加圧採型の結果は、採型したコピーモデルの周径が採型元モデルよりも大きくなるという傾向を示している。また、非加圧採型コピーモデルの周径は断端末の周径が約 3mm 大きくなっているのに対し、近位に行くに従い徐々に大きくなり、膝部では石膏モデルより最大で約 6mm 大きくなっているのがわかる。これは、以下のように粒子充填が関係したものと考えられる。下層の粒子は、上層部の粒子群の重みで圧縮されている。すでに粒子質量で圧縮された粒子層の粒子間空隙率は陰圧印加の前後でほとんど変化を起ささないため、周径の変化も起さないと考える。しかし、上層部の粒子は外部から圧縮されることがないため、空隙率が高い状態にあり、陰圧印加後は粒子が圧縮され、空隙率が減少した分だけ採型したモデルは周径を大きくすることが考えられる。陰圧印加の前後で周径を大きくなることは緩いソケットを製作してしまうことになり、歩行困難をきたす義足となる。そこで、粒子充填の改善のために装備したのが加圧エアバッグである。図 10 の結果から、石膏モデルと加圧コピーモデルの周径値の差は 1mm 以下であり、正確に石膏元モデルの形状が再現可能であることがわかる。

加圧エアバッグの効果は臨床採型実験で、より明確に確認することができる。生体断端は石膏モデルのように剛体ではなく、大半の部分は軟部組織に覆われている。このため、断端は断端中部から近位部にかけて、加圧によって圧縮されていることが図 11 から確認できる。従来の義足製作法においてもギプス採型と石膏モデル修整にて加圧のための修整が行われる。この理由は、ギプスを使用した徒手採型では、体重加重時に断端がソケット底部に落ち込みやすく、断端末部に痛みを生じる義足になりやすいためである。図 11(A)の被験者は脂肪などの軟部組織が多いため、断端の圧縮率は最大で約 6%であった。これは被験者が IFS で試歩行を行った後の主観的意見のやり取りの中で、加圧エアバッグを調整した結果である。従来法に対する IFS 採型の利点は、被験者の試歩行を可能にし、さらに試歩行の意見を反映して加圧バッグ内の圧力を調整し、最適な採型を行えることである。今回の 3 人の被験者においても、従来法と同様に 2~6%の圧縮修整が施され、違和感なく歩行を行うことができた。

また、IFS によって採型した形状をもとに、日常生活用の樹脂製ソケットを作成し、問題なく使用可能であることを確認した。これにより、IFS が即時断端形状適応可能な採型装置であることを確認できたと考える。

今後の課題としては、IFS 粒子バッグの厚みを小さくすることが挙げられる。現在 IFS バッグの厚みは約 20mm になるように設計されている。この厚みは、一般の義足ソケットに使用されるポリプロピレンと同等の剛性を得るために必要な条件である。粒子バッグ剛性は、粒径とバッグ内空隙率を小さくすることにより、高い剛性を得ることができるが、粒径を数  $\mu\text{m}$  程度まで小さくすると、粒子質量も小さくなり、さらに、粒子群が粗な凝集構造を作るため、密な粒子充填が困難になる<sup>13)</sup>。このため、空隙率が增大して、剛性が低下することが予想される。以上より、単純に粒径の小さい粒子を使用することが剛性の改善につながらないことがわかる。

粒径以外の厚み改善の方法としては、液体架橋力の利用があげられる<sup>13)</sup>。セラミック粒子に霧を吹きかけることにより、液体架橋力を発生させ、剛性を高めることが可能と考えられるが、このとき、義足重量の問題が生じる。通常の下腿義足が 1.0~1.5kg であるのに対し、IFS の重量は約 2kg であり義足としてはやや重い。液体架橋力を利用した場合、さらに重量が増加するため、試歩行が困難になることが予想される。さらに、真空ポンプへの水蒸気の混入の可能性など、液体架橋力の利用は問題が多い。

以上のように IFS は義肢装具技術と粉体技術が複雑に関連しあう新しい技術であり、臨床上的の取り扱いにおいては未知なところが多い。今後は IFS の機能向上と平行し、採型時の表面圧分布測定の臨床実験や断端形状採型の自動化の研究に手がけていきたいと考える。

## 7・結論

義足ソケットの形状調整に多大な時間を要す問題に対し、粒子封入バッグに陰圧を印加することにより剛性を高め、印加陰圧を調整することにより形状調節を可能とする陰圧粒子バッグ式ソケット採型器を開発した。陰圧粒子バッグの剛性は、JIS に準拠した 3 点曲げ試験を行った結果、従来から義足に使用されているポリプロピレンに近い剛性を示した。

石膏断端モデルの採型実験では、採型されたコピーモデルの平均周径誤差は 1mm 以下であった。

臨床採型実験においては、従来の製作法と同様に、IFS においても 2~6%の圧縮形状作製が可能であることが確認され、本システムが臨床上に実用性の高い採型システムであることが実証された。

## 謝辞

最後に臨床的な御助言をいただいた国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所補装具製作部の皆様、ならびに粉体技術に関してご指導いただいた東京農工大学生物システム応用科学研究科の神谷秀博助教授および木村聡様に心より感謝の気持ちを申し上げます。



## 8・参考文献

- (1) 月城慶一ほか, オットボック・シリコーンライナー. The journal of the Japanese Academy of Prosthetists and Orthotists, Vol. 7, No. 4, (2000), 295-300.
- (2) E. D. LEMAIRE. Validation of a quantitative method for defining CAD/CAM socket modifications. Prosthetics and Orthotics International. 23, (1999), 30-44.
- (3) H. SCOTT, An evaluation of the Amputee Mobility Aid (AMA) early walking aid. Prosthetics and Orthotics International, Vol. 24, (2000), 39-46.
- (4) 川村次郎, 訓練用仮義肢について. Proceeding of the 3d Scientific Meeting of the Japanese Society of Prosthetics and Orthotic, (1987), 37~44.
- (5) E. Liedberg, Tolerance of early walking with total contact among below knee amputee. The journal of the international society for prosthetics and orthotics, 7, No2, (1983) 91-95.
- (6) 廣田満昭他, 粉体工学便覧第2版. 日刊工業新聞社, (2000), 223-231.
- (7) 日本規格協会編, JISハンドブック(26)プラスチック(試験). K7203 硬質プラスチックの曲げ試験方法, 226-230.
- (8) 佐々木一彦ほか, 義肢装具材料における陰圧粒子バッグの代替可能性. Bulletin of the Japanese Society of Prosthetics and Orthotics, 17, (2001), 200-201.
- (9) 高見健二ほか, 陰性モデル内面形状の比較, Proceeding of the 11th Scientific Meeting of the Japanese Society of Prosthetics and Orthotics, 188-189, 1995.
- (10) 滝 吏司ほか, 最近の義足ソケット「ICELOSS」, Bulletin of the Japanese Society of Prosthetics and Orthotics 14, No. 2, 174-178.
- (11) 中沢徳雄ほか, 加圧採型によるソケットの製作, Proceeding of the 11th Scientific Meeting of the Japanese Society of Prosthetics and Orthotics (1995), 190-191.
- (12) 神谷秀博ほか, 超微粒子凝集体の充填シミュレーションと Brownian dynamic method による凝集過程の解析. 化学工学論文集, 第 17 巻 4 号(1991), 837-845.
- (13) 粉体工学会・製剤と粒子設計部会編, 粉体の圧縮成型技術. 日刊工業新聞社(1998), 21-25.