

義足製作におけるファジィ調整則自動適合採型システムの開発*

佐々木 一彦^{*1,*2}, 中村 浩平^{*2}, 藤田 欣也^{*2}Development of Automatic Immediate Fitting Socket (AIFS) System
for Artificial Leg Socket Modeling using Fuzzy Set ControlKazuhiko SASAKI^{*3}, Kouhei NAKAMURA and Kinya FUJITA^{*3} National Rehabilitation Center for the Disabled Research Institute,
4-1 Namiki, Tokorozawa-shi, Saitama, 359-8555 Japan

The Automatic Immediate Fitting Socket (AIFS) system was developed to reduce the time consumption for making an artificial leg. The AIFS is composed of an outer shell, a particle containing bag and three air bags. The rigidity of the AIFS can be controlled by the application of negative pressure between the outer shell and the particle bag. The three air bags are used for adjusting the shape of the socket. A fuzzy set theory was utilized for the real-time automatic control of the socket shape based on the subjective evaluation by amputee. Two experiments were conducted for evaluation of this system. One was for measurement of contact pressures between the surface of the stump and the socket during walking. This result revealed that the pressure distribution function of the AIFS was more uniform than conventional artificial legs. Another experiment was conducted for evaluation of a shape-modelling function. The shape-modelling performance was evaluated by measuring the cross-section area ratio of the stump calf to the stump end. This ratio with AIFS was about 1.5 times as large as the conventional artificial leg. This result showed that AIFS system provides a suitable shape for walking. The entire AIFS modeling process including test walking was completed in 40 minutes, which is significantly shorter than the time for the conventional modeling process.

Key Words: Fuzzy Set Theory, Computer Control, Medical Equipment, Medical Engineering, Biomechanics

1. 緒 論

下肢切断者に装着される義足は、切断部位(切断端)と義足の接触面(ソケット)の適合に多大な時間を要し、社会復帰の遅延をもたらすという問題をもっている。この理由は、義足ソケットが歩行動作等の荷重に適した形状に製作される必要があるのに対し、静止(非荷重)状態の切断部位の型を基にソケット形状が製作されるためである。この問題に対し、ギプス包帯と採型器具を利用して静止荷重採型を行い、約40分で試歩行を行うことができるギプス静止荷重採型方法がある^①。しかし、静止荷重で採型を行うため必ずしも歩行時の荷重に適したソケット形状が得られるとは限らず、さらに、ギプス硬化後の形状調整に熟練を要することが挙げられる。このほかの研究として、コンピュータ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^②。CAD/CAMは採型の自動化により作業効率を高めたが、非荷重状態での

採型であるため、実使用における荷重時に適した形状調整に熟練を要し、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。このほか、偏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^③。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、偏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、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^④。

この問題に対し、筆者らは粒子封入バッグに陰圧を印加することにより剛性をもたらす原理(以下、陰圧粒子バッグ)の素材と構造を検討することにより、即時のソケット形状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)を開発し、臨床実用性を示した^⑤。しかしながら、荷重時の切断端に効率よく圧分散したソケット形状を作製するには、熟練した技術者の知識と徒手技術が必要であり、誰もがIFSを容易に扱えるものではなかった。

* 原稿受付 2004年7月27日。

^{*1} 正員、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)。^{*2} 東京農工大学大学院工学教育(〒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、従来型 IFS の形状調整用加圧バッグを1つから3つに増設し、義足製作技術者（以下、義肢装具士）の手技の必要性をなくした。さらに義肢装具士の知識を基にしたファジィ制御システムを従来のIFSに組み込み、非熟練者でもソケット形状調整と即時の試歩行を可能とする **Automatic Immediate Fitting Socket system**（以下、**AIFS**）を開発し、自動形状調整の機能評価および臨床評価を行った。

2. AIFS システム

2.1 陰圧粒子バッグの原理と従来型 IFS 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、粒子間摩擦が増大することで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⁶⁾。粒子層に充填された粒子群の引張り応力 σ は粒子層空隙率を ε 、粒径を D 、粒子の接点に働く力を H とすると、

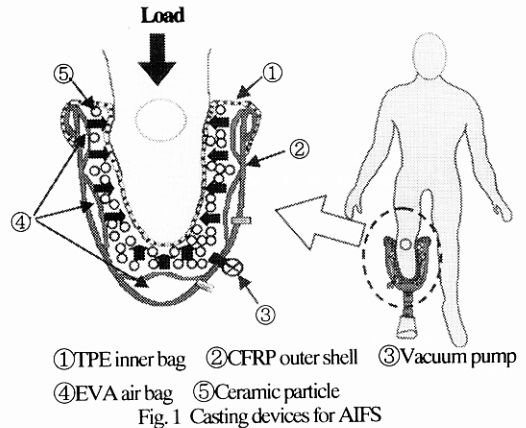
$$\sigma = \frac{1 - \varepsilon}{\varepsilon} \cdot \frac{H}{D^2} \quad (1)$$

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。従来型 IFS は、2種類の異なるバッグ素材で粒径約 0.3mm のセラミック粒子を圧縮し、切断端の採型を行う。切断端に接する内側バッグ（インナーバッグ）は、切断端に密着しやすい高伸縮性の TPE（Thermo Plastic Elastomer）を用い、切断端に非接触の外壁（アウターシェル）は、最大印加陰圧時に高い剛性を実現させるため、低伸縮性の EVA（Ethylene-Vinyl-Acetate copolymer）を用いた。このアウターシェルに義足連結用コネクタを取り付けることで、採型直後に試歩行を行い、ソケットのフィッティングの確認が可能となる。また、IFS は切断端の圧縮適合調整を可能とするためアウターシェル内側面にクロロプレン製の加圧用シングルエアバッグを装備している。また、IFS による形状微調整は EVA 製アウターシェルの外側から徒手による力を与えて行っていた⁵⁾。

2.2 AIFS のハードウェア

2.2.1 IFS 採型器の改良 従来型 IFS の採型では歩行荷重時の切断端末端部の強い圧迫（以下、底付）が問題となるため、切断端を上方へ懸垂させながら徒手でソケット形状を作り、さらに加圧エアバッグで切断端側面を締め付けることで断端末部の強い底付

を回避していた。AIFS ではコンピュータを併用して強い底付を回避するため、従来型 IFS のシングルエアバッグ構造を上・中・下段の3段エアバッグ構造へ改良し、上・中段エアバッグの加圧と、下段エアバッグの減圧で効果的な切断端の底付防止を図った。さらに AIFS は、徒手による形状調整が不要となるため、EVA 製のアウターシェルを CFRP に変更し、採型形状の剛性をより強化させると同時に加圧エアバッグの素材をクロロプレンから EVA に変更することで、従来 25kPa の最大加圧に対し 100kPa まで加圧が可能となった（図1）。



2.2.2 ハードウェアの構成 AIFS は歩行中の切断者のフィット感を聞きながら、かつ、切断端の接触圧力を観察しながら、上・中・下段エアバッグの空気圧を自動的に変化させることにより、ソケット形状を変化させ、歩行荷重時に適したソケット形状を早期提供できることを目的とした採型システムである。システム構成はエアバッグの加圧源になるコンプレッサと、上・中・下段エアバッグの空気流量を制御する3つの電空レギュレータ、陰圧印加用の真空ポンプと陰圧用電空レギュレータ、切断端の接触圧を検出する接触圧センサ3つ、エアバッグ内圧を検出する空気圧センサ3つ、および、エアバッグの圧力を制御するための PC によって構成される（図2）。

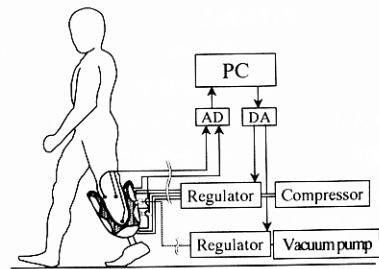


Fig. 2 Configuration of AIFS system

2・3 AIFSのソフトウェア

2・3・1 ファジィ理論の適用 採型形状の自動形状調整を実現するにあたり、切断端の接触圧データを入力とする形状制御が効果的な方法と思われるが、必ずしも接触圧データが切断者の主観の理想状態になるとは限らない。ソケットの形状調整には切断者の主観意見と製作技術者の専門知識による手順と判断が必要不可欠であるため、本研究における自動形状調整は人間の主観や経験則を記述するのに適したファジィ理論を採用した⁷⁾。ファジィ理論はIF-THEN形式で記述したルールを複数個用いて推論を行い、最終的な制御量を決定するルールベース型の制御方法であり、人間が行うあいまいさを含んだ制御をコンピュータで実現するのに適している。

AIFSでは、切断者の主観評価とエアバッグ内圧データから、ファジィ調整則によってエアバッグ制御量を決定し、PI制御によってエアバッグ内圧を制御することでソケット形状の自動調整を実現することとした(図3)。切断者の主観を定量化するため主観評価スケール(図4)を設け以下のように定義した。主観評価スケールは切断端の圧迫感の程度を表したもので、0(緩い)~50(丁度)~100(きつい)の連続量で単位をもたない数値とした。切断者は、切断端の膝周り・腓腹部・断端末部の圧迫感を主観評価スケールの数値で回答し、回答した主観評価値がファジィ形状調整則の入力となる。同時に上・中・下段エアバッグの内圧値も切断端の圧迫の目安としてファジィ調整則の入力となる。図3に示すように、主観評価とエアバッグ内圧のファジィ集合は、計算効率を上げ速やかな形状採型を達成させるため、各々3つに分割することとした。入力された主観評価値とエアバッグ内圧値よりファジィIF-THENルール(表1)を定義し、MIN-MAX法によりファジィ推論および重み付け平均演算によって非ファジィ化を行い、最終的なエアバッグ操作量を導出している。

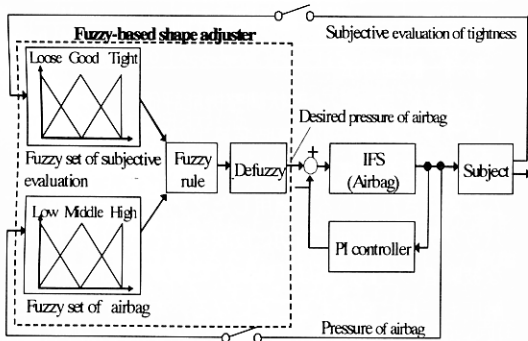


Fig.3 Block diagram of AIFS

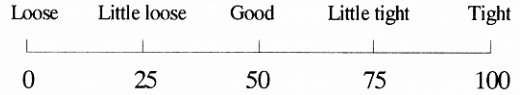


Fig.4 Subjective evaluation scale

2・3・2 ソケットの自動形状調整則 ソケット形状調整則は、切断端の強い底付を防止するため義肢装具士の経験則に基づき以下のことを前提条件とした。
 (1) 非荷重状態で切断端側面を加圧して切断端を支持し、その後荷重状態で断端末部の調整を行う。
 (2) 荷重状態での形状調整は、切断端側面を加圧優先、断端末を減圧優先とする。

上記の前提条件を基に形状調整則は、切断端の膝周り・腓腹部・断端末部の主観評価「T: きつい」「G: 丁度」「L: 緩い」と上・中・下段エアバッグ内圧「h: 高い」「m: 中程度」「l: 低い」に対する操作量を設定し、最大729通りのIF-THENルールで設定した(表1)。形状調整則は、表1に示したように切断者の主観評価が「T」の時は、エアバッグの操作量をそれぞれ減圧するが、上・中段エアバッグに比べて下段エアバッグの減圧量をより低く設定し、減圧優先に設定している。また、切断者の主観評価が「L」の時は、エアバッグを加圧するが、上・中段バッグは下段バッグに比べて加圧値を高くし、加圧優先に設定している。また、エアバッグ内圧について、内圧が「h」のときは「m」や「l」のときに比較して、減圧操作を積極的に行うように設定し、「l」のときは「h」や「m」のときに比較して、加圧を積極的に行うように設定している。以上のファジィルール設定をおこなうことで、エアバッグ内圧の制御破綻を起こさず、切断端の強い底付を未然に防ぐことを図った。

Table 1 Example of fuzzy IF-THEN rule

		IF			THEN			
Subjective evaluation		Internal pressure			Desired pressure (kPa)			
Knee	Calf	Stump end	Upper	Middle	Bottom	Upper	Middle	Bottom
T	T	T	h	h	h	-3	-3	-25
T	T	T	m	m	m	-2	-2	-15
G	G	G	m	m	m	0	0	0
L	L	L	m	m	m	5	5	3
L	L	L	l	l	l	7	7	5

T: Tight, G: Good, L: Loose, h: high, m: middle, l: low

2・3・3 段階式ファジィ形状調整 切断端の底付回避を行う際、切断端面は十分な支持が得られている必要がある。また、実際に歩行する前に静止荷重状態（静止立位）で切断端の側面支持と底付回避が十分に行われているかを確認したうえで試歩行を行う必要がある。安全かつ効率的な採型を実現させるため、AIFSでは3段階（STEP1～STEP3）の手順をふみ、各段階で異なるファジィ調整則を設定している。STEP1の形状調整則は切断端非荷重時の切断端面支持を目的とした形状調整を行うため、膝周り・腓腹部の主観評価値と上・中段エアバッグの内圧値で、上・中段エアバッグの操作量を設定した。STEP2の形状調整則は静止荷重状態での切断端の側面支持および断端末部の底付回避を目的とした形状調整を行うため、膝周り・腓腹部・断端末部の主観評価値と上・中・下段エアバッグの内圧値で、上・中・下段エアバッグの操作量を設定した。歩行荷重を考慮したSTEP3ではSTEP2に類似した形状調整則を設定しているが、歩行荷重は運動加速が加わり、静止荷重より強い切断端の底付を誘発するため、STEP2に比較して、側面の加圧優先度および下段バッグの減圧優先度を高めた。図5に段階式ファジィ形状調整のフローチャートを示す。

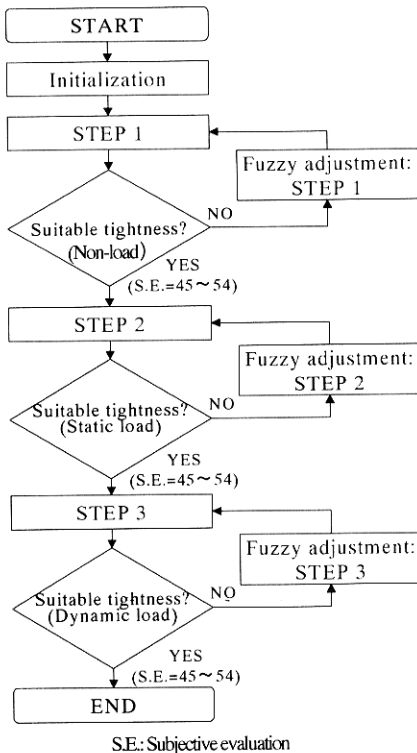


Fig. 5 Flowchart of shape modeling in AIFS

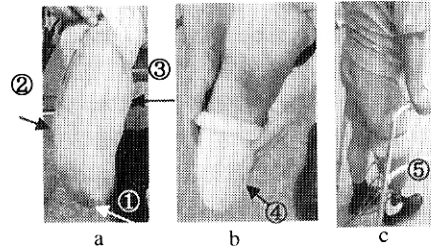
2・4 AIFSの採型手順 AIFSを用いた採型手順を以下に示す。

1) 切断端の中で、問題を生じやすい骨突起部（脛骨端、腓骨頭、大腿骨内側顆部）に接触圧センサを取り付け、インナーバッグを切断端に密着するように装着させる（図6a、b）。

2) 下段エアバッグを100kPaで膨張させる。この圧力はエアバッグの最大加圧値であり、後の試歩行時に発生しやすい断端末部の強い底付を防止するため減圧代を最大に設定している。

3) アウターシェルに切断端を挿入し、切断端とアウターシェルに粒子を充填した後、インナーバッグと採型器を密閉する（図6c）。

4) 採型器内の粒子に塑性変形可能な粘性状態を生じさせるため、-20kPaの陰圧を印加する。以上の初期設定を行った後、STEP1～3の形状調整が行われる。試歩行時は採型器の粒子圧縮剛性を最大（-80kPa）に設定し、試歩行後、切断器の主観評価値（図4）がすべて「Good」に収束すれば、AIFS採型は終了となる。採型終了後は従来の製作法に準じて、ソケットおよび義足が製作されることとなる。



① Medial condyle of femur ② Head of fibula
③ End of tibia ④ Inner bag ⑤ Outer shell

Fig. 6 Procedure of AIFS dynamic casting
(a) Attach the contact pressure sensors
(b) Wear the inner bag
(c) Put the stump in the outer shell

3. 臨床採型評価

3・1 評価方法

3・1・1 ファジィ形状調整機能評価 今回適用したファジィルールは義肢装具士の経験に基づいた形状調整方法が考慮され、最大729個のルールがシステムに適用されている。適用したファジィルールがエアバッグの内圧制御に適切に反映されていれば、最終的な被験者の主観評価は「Good」に収束し、同時に接触圧も一樣に変化することになる。本実験ではAIFSに適応したファジィ式形状調整ルールの実用性を検証

するため、下腿切断者の AIFS 採型時の主観評価とエアバッグ内圧変化の履歴、および、歩行時接触圧の計時的変化の関係を調べた。

3.1.2 接触圧の一様性評価 現在、義足ソケットは、切断端の接触圧力集中による不快感や傷を防止するため、切断端全体で荷重を支持させる Total Surface Bearing (TSB)タイプソケットが主流で製作されている^{(8),(9),(10)}。TSBソケットにて切断端形状適応したソケットは荷重時の接触圧の圧力集中を起ささないため、一様な接触圧分を示すこととなる。本実験では、被験者が日常的に装着している常用義足を最も適合した義足と仮定して常用義足を装着して歩行したときの接触圧と AIFS で歩行したときの接触圧を比較した。歩行時の接触圧は、切断端に貼られた3箇所⁽¹⁾の接触圧を計測し、一様性の評価は荷重毎の接触圧ピークの最大箇所 (P_{max}) と最小箇所 (P_{min}) の比 (P_{max}/P_{min}) をとり、切断側8歩分の P_{max}/P_{min} の平均が小さいほど一様性が高いこととした(図7)。今回計測した被験者プロフィールを表2に示す。

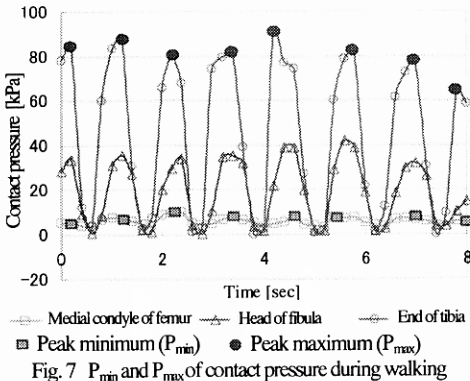


Fig. 7 P_{min} and P_{max} of contact pressure during walking

Table 2 Subjects profile

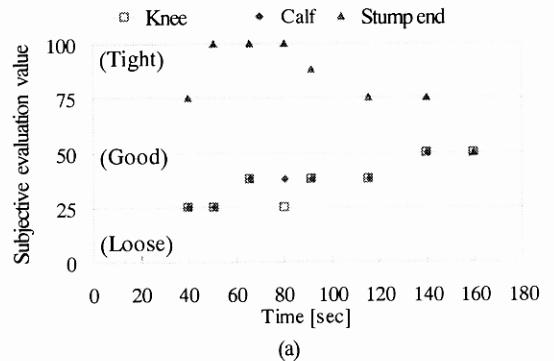
Subject	Age	Course	Stump length (mm)	Weight (kg)
a (Male)	61	Tumor	125	65
b (Male)	74	Tumor	135	80
c (Male)	38	Accident	110	58
d (Male)	46	Accident	143	65
e (Female)	60	Accident	125	53

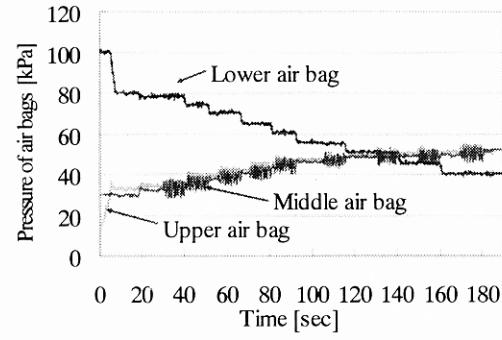
3.1.3 採型形状評価 従来の静止荷重採型において、切断端は側面からの圧迫と体重による下方への沈み込みがおこる。このため断端末の軟部組織は側面の圧縮力を受けながら上方へ変位し、骨端部の骨形状が顕著に採型されるため、非荷重断端に比べて断端末部の断面積を小さくすることが考えられる。さらに歩行時は腓腹筋の筋収縮が起るため、腓腹部の周径が大きくなり、腓腹部の周径と断端末部の周径の比

(腓腹断面積/断端末断面積)は大きくなることが予想される。今回は AIFS で採型された雄型形状を評価するため、従来の徒手ギブス採型で採型された石膏雄型モデル(以下ギブスモデル)と AIFS で採型された雄型モデル(以下 AIFS モデル)の腓腹部(Stump Calf: C)の断面積と断端末部(Stump End: E)の断面積の比(断端末部から100mmレベル/断端末部から30mmレベル、以下 C/E比)を比較した。また、形状計測には磁気変換技術を採用した3次元位置測定装置を使用し、予備実験として断端の周径に類似させた円柱棒(直径113.5mm,高さ100mm)を計測した結果、本計測システムの計測誤差は周径で最大1.5(mm)、断面積で1.0(cm^2)以下であり、十分精度が高いことを確認した。

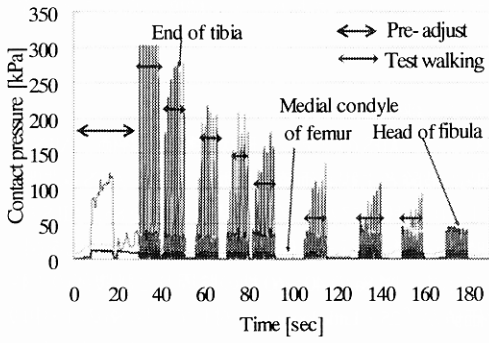
3.2 評価結果

3.2.1 AIFS のファジィ形状調整機能評価 AIFS 採型時の被験者主観評価値の履歴を図8a, AIFS 採型時の上・中・下段エアバッグの経時変化を図8b, AIFS 採型時に試歩行を行った時の切断端接触圧の変化を図8cに示す。図8aの40~60秒の膝周り⁽²⁾と腓腹部の主観評価値が「25・Little loose」に対して、図8bの上・中段のエアバッグが加圧され、図8aの被験者意見が徐々に「50・Good」になっていくのがわかる。断端末部に対しても、図8aの計測開始40~60秒の主観評価値が「75~100・Tight」の状態に対して、図8bの下段エアバッグが減圧され、「Good」に近づいていき、主観評価・エアバッグ内圧ともに採型終了時は適正な値に収束していることが伺える。同時に、図8cの歩行時の接触圧からも、脛骨端の接触圧が歩行開始時に300kPaを超えていたのに対し、上・中段エアバッグの加圧と下段バッグの減圧により、3箇所⁽¹⁾の接触圧が50kPaより低くかつ一様に変化していることが確認できる。この結果から、本システムに適用されたファジィルールの妥当性が確認できた。





(b)



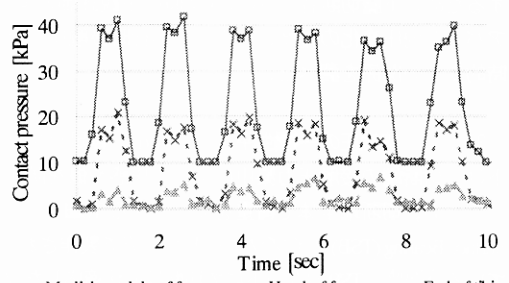
(c)

Fig. 8 Evaluation of the fuzzy shape adjustment
 (a) Subjective evaluation about tightness
 (b) Pressure of the compression bags
 (c) Contact pressure during walking

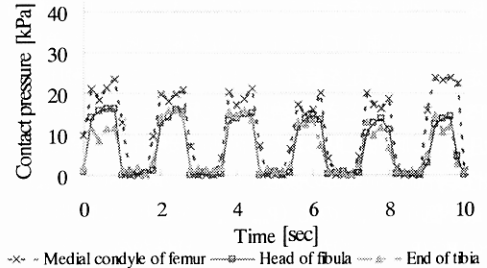
3・2・2 接触圧の一樣性評価 被験者 a の常用義足と AIFS 採型時の接触圧グラフを図 9 に示す。

常用義足の接触圧で最も高かったのは腓骨頭で平均 $40.75 \pm 3.0 \text{ kPa}$ で、最も低かったのが脛骨端で平均 $4.83 \pm 1.2 \text{ kPa}$ であった。常用義足に対し、AIFS 採型で最も接触圧が高かったは大腿骨内側顆部で平均 $22.74 \pm 3.0 \text{ kPa}$ で、最も低かったのは $14.05 \pm 0.9 \text{ kPa}$ であった。常用義足と AIFS 採型の $P_{\text{max}}/P_{\text{min}}$ 比は、常用義足が 8.43 ± 0.1 で、AIFS 採型が 1.61 ± 0.4 であり、AIFS 採型の $P_{\text{max}}/P_{\text{min}}$ 比が 2 以下の精度で採型できることを確認した。

次に被験者 5 名の $P_{\text{max}}/P_{\text{min}}$ 比を図 10 に示す。5 名の $P_{\text{max}}/P_{\text{min}}$ 比の平均は AIFS 採型で 2.13 ± 0.7 、常用義足で 3.61 ± 2.7 倍であった。AIFS 採型は常用義足にくらべて平均のばらつきが少なく、常用義足と同等、または、より一樣性の高い結果を示した。また AIFS 採型は 5 名とも $P_{\text{max}}/P_{\text{min}}$ 比が 3 以下の精度で採型できることを確認できた。



(a)



(b)

Fig. 9 Contact pressure during walking
 (a) With conventional resin socket
 (b) With AIFS

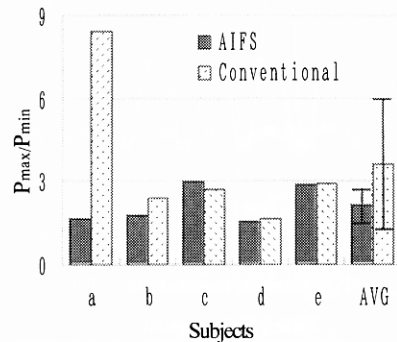


Fig. 10 Peak ratio ($P_{\text{max}}/P_{\text{min}}$) of contact pressure during walking

3・2・3 採型形状評価 被験者 a の AIFS 採型と徒手ギプス採型で製作したモデルの形状比較を図 11 に示す。断端末から 30mm ごとの切断断面面積を AIFS モデルとギプスモデルで比較したグラフを図 13 に示す。

図 11 の黒塗りになっている領域は AIFS モデルが大きくなっている領域で、斜線の領域はギプスモデルが大きくなっている領域である。図 12 より、被験者 a において、AIFS モデルはギプスモデルに比べ、断端

末から 30mm レベルの断面積が 9.5cm² 小さく、90mm レベル以上で約 6cm² 大きく採型されている。このときの腓腹部と断端末部の C/E 比は AIFS モデルが 2.74 なのに対し、ギプスモデルは 1.83 であり、AIFS モデルのほうが約 1.5 倍大きくなっていた。被験者 a を含む 5 名の被験者の断面積 C/E 比を図 13 に示す。図 13 より AIFS モデルの断面積 C/E 比はギプスモデルより有意に大きな値を示し、平均で 1.34±0.16 倍大きくなっていた。このことより、AIFS 採型は荷重採型特有の形状採型が行えていることを確認することができた。

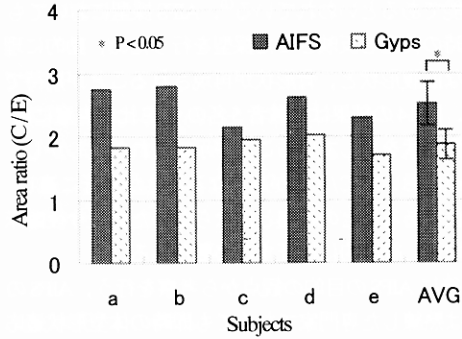


Fig. 13 Area ratio of C/E level

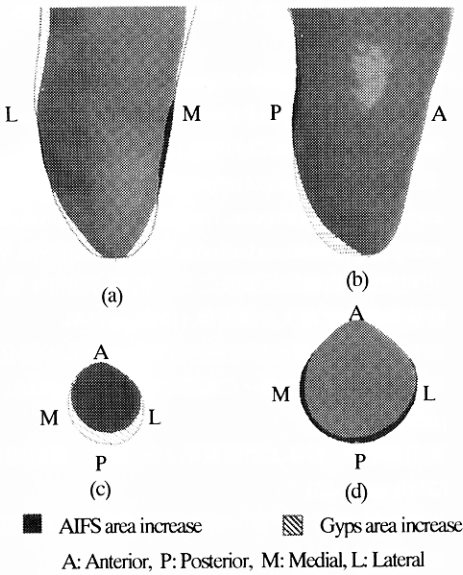


Fig. 11 Shape evaluation of gyps casting model and AIFS casting model

- (a) Frontal view (b) Sagittal view
- (c) 30mm level cross section view from stump end
- (d) 100mm level cross section view from stump end

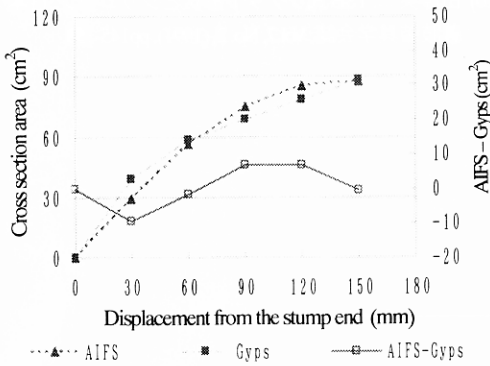


Fig. 12 Area of plaster copied model using AIFS and Gyps

4. 考察

AIFS に適用されたファジールールの形状調整機能検証において、図 8(a)では切断者意見が 8 回で適正值に収束しており、採型終了までに要した時間は STEP3 のみで 180 秒であった。この時間は試歩行のみに要した時間であり、形状調整に要した時間が含まれない。形状調整の時間を合わせた採型時間は約 20 分であった。5 名の評価における主観評価の回数は最長で 29 回であり、試歩行終了までに要した時間は最長 40 分であった。従来の静止荷重採型法が試歩行の開始までに約 40 分要する¹⁾のに対し、AIFS 採型は 40 分で試歩行を終了できることから、臨床的に有用性が高いと考える。

次に図 8(b)のエアバッグ内圧変化に関して、エアバッグの内圧は 0~100kPa の間で調整される。図 8(b)の膝周り・腓腹部・断端末部の主観評価がすべて適正值「Good」に収束したときのそれぞれのエアバッグ内圧制御は制御範囲 0~100kPa の中心近傍で終了できており、制御破綻を未然に回避できていると考える。これは 5 名の被験者共に共通して言えることができた。以上は、ファジールールが義肢装具士の意図する通りに働いていた裏づけと考える。

次に図 10 の接触圧の一様性評価において、AIFS 採型の P_{max}/P_{min} 比は 3 倍以下で抑えられていた。通常、一様性を評価する場合、比が 3 倍違えば一様性が低いと思われる。しかし、被験者 a の常用義足の P_{max}/P_{min} 比は 8 倍以上であるが、被験者自身の主観に少しの違和感がある程度で、日常生活で問題にはなっていないことから、接触圧の P_{max}/P_{min} 比による 3 倍以下の値は十分に体型形状適応が行われたと考える。

採型形状評価において、従来の静止荷重採型法は荷重時の筋腹と骨形状が適確に採型されるため、ギプス採型法に比べて、解剖学的に適合性の高い形状採型

が可能であるといわれている¹⁾。AIFS採型においても歩行時の荷重を反映させた採型を行うため、動的に理想的な筋腹形状と、骨形状が再現されることが期待できる。図14の結果は被験者5名のC/E比が有意に荷重採型形状を示していることが示唆された。しかし、現時点においてC/E比が高くなるのが歩行に適した形状であることの根拠とはならないため、今後臨床数を増やし統計的に検証する必要がある。

最後にAIFSの目的の観点から考察を行う、AIFSの目的は熟練した専門家でなくても即時の体型形状適応および試歩行が可能か否かを検証することであった。実際、オペレータは義肢装具士でなくても問題なく即時の試歩行が可能で歩行に問題ない採型を行うことが確認できた。このことはAIFSに適用したファジィルールが専門家の知識を効果的に反映していることが示唆される。しかしながら、AIFSにて試歩行を行う際のソケットと足部部品の位置関係(アライメント)調整は義肢装具士の知識に委ねられるため、アライメントの知識はAIFSを使用する上で必要最小限の知識と考える。

今後の研究としては、切断者の体重や断端形状特性等の情報から、さらに迅速な形状調整を実現できるファジィ形状調整則を考察していきたいと考える。

5. 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、義肢装具士の知識をルール化したファジィ調整則自動適合採型システムAIFSを開発した。AIFSに適用されたファジィルールは、被験者の主観評価値が適正值に収束していくと同時に、接触圧が一様に変化することを確認し、被験者5名において40分以内に試歩行および形状採型を終了させることが可能であった。また、AIFSの臨床実用性は、AIFS採型の接触圧 P_{max}/P_{min} 比が3倍以内に制限され、5名の被験者とも常用義足と同様、または一様性が高い圧力分布を示し、体型形状適応機能が高いことを確認した。さらに、採型された雄型モデル形状評価ではAIFS採型の腓腹部と断端末部のC/E比が従来のギブス採型より1.3倍大きく、荷重採型特有の形状採型が実現されていることを確認できた。以上より本システムが臨床的に利用できる採型システムとして実用性が高いことを確認できた。

謝辞

最後に研究を進めるにあたって御助言、ご討論賜りました東京農工大大学院の遠山茂樹教授ならびに国立リハビリテーションセンター研究所の井上剛伸様、我澤賢様、義肢装具の臨床的な御助言をいただいた補装具製作部の皆様にご心より感謝の気持ちを申しあげます。

6. 参考文献

- (1) 月城慶一: オットボック・シリコーンライナー, PO アカデミージャーナル, Vol. 7, No. 4, (2000), pp 295-300.
- (2) E. D. Lemaire: Validation of a quantitative method for defining CAD/CAM socket modifications, *Prosthetics and Orthotics International*, 23, (1999), pp 30-44.
- (3) E. Liedberg: Tolerance of early walking with total contact among below knee amputee, *The journal of the international society for prosthetics and orthotics*, 7, No.2, (1983), pp91-95.
- (4) 川村次郎: 訓練用仮義肢について, 第3回日本義肢装具学会学術大会講演集, (1987), pp37-44.
- (5) 佐々木一彦: 義足の即時適合採型システムの開発, 日本機会学会論文集・C編第679号, 69巻, (2003), pp224-231.
- (6) 廣田満昭他: 粉体工学便覧第2版, 日刊工業新聞社, (2000), pp223-231.
- (7) 寺野寿郎: 実用ファジィ制御技術, 電子情報通信学会, (1991), pp15-39.
- (8) 大峯三郎他: TSBおよびPTB式下腿義足のインターフェイス特性, 第12回日本義肢装具学会学術大会講演集, (1996), pp122-123.
- (9) 蜂須賀研二他: TSB式ソケットのインターフェイス特性に関する研究, 第12回日本義肢装具学会学術大会講演集, (1996), pp124-125.
- (10) 田澤英二: TSB式ソケット形状とシリコーン, 日本義肢装具学会誌, Vol.7, No. 2, (1991), pp145-150.