

プラスチック短下肢装具における有限要素解析の有効性評価

山中 隆¹、北山 一郎¹、中野 耕助¹、北野 将利¹

要旨

脳卒中片麻痺者の歩行支援に用いるプラスチック短下肢装具(PAFO)は最も基本的な事項を除いてそれぞれの義肢装具士の経験則にもとづいて製作されている現状にある。これを解決する方法としては、有限要素法などによるシミュレーションでの援用が期待されているが、従来装具に荷重を负荷した実際の装具の変形とシミュレーションとの整合性を確かめた研究はほとんどない。本研究では、3D スキャナで装具形状をモデルデータ化し、有限要素解析(FEM)をおこなったシミュレーション値と実際に荷重をかけたときの変位量の実験値を比較し、整合性を確かめ有効性評価を実施した。

キーワード：プラスチック短下肢装具、有限要素解析、整合性、シミュレーション

1. 諸論

平成 20 年度人口動態統計月報年計(概数)の概況(厚生労働省)では、脳卒中による死亡者は 12 万 7 千人(死因総数の 11.1%)で、悪性新生物(30%)、心疾患(15.9%)に次ぐ主要な死亡原因である。近年の緊急医療体制の技術の向上により、死因総数は減少傾向にあるが、脳に障害が残る場合が多いことから身体麻痺をはじめとする種々の後遺症による不自由さの程度は非常に高いとされている。その中で、特に下肢障害は歩行を困難にし、日常生活に多大な影響を及ぼしている。その動作を支援するために、多くの脳卒中片麻痺者に対し短下肢装具が処方・適応されている。また、それらの短下肢装具は、高島が行った短下肢装具(AFO)製作数の調査¹⁾によると、プラスチック短下肢装具(PAFO)が 75%で金属支柱型が 23%であることが示されており、プラスチック短下肢装具(以下、装具とする)が非常に多く使用されていることがわかる。

しかし、これらの製作にあたっては、基本的な項目以外の厚み、形状等の多くは医者や義肢装具士の経験則に基づいており、明確な処方基準は現在までのところ確立されていない。実際に装具を作製後、PAFO の製作上厚みを変えるあるいは形状をもとに戻すといった作業を行うことは事実上不可能であることは処方基準の確立を困難にしている要因のひとつと考えられる。この課題を解決する方法として、有限要素解析等によるシミュレーションの利用が考えられる。加工を実施する前に、シミュレーションによる装具の変形状態を調べた後、実際に製作をおこなうことは合理的な製作手順である。しかし、シミュレーションの実施にあたっては、実際の装具の変形状態を再現しているかどうかについては非常に大きな問題であるにも関わらず、現在までほとんど実施されていない。

本研究では、著者らのチームが開発した装具にかかる荷重計測システムを用いて測定した装具にかかる荷重データをもとに、装具に荷重をかけた際の変位量をマイクロメータにより計測した。また、有限要素解析ソフト(ANSYS)を用いて、3D スキャナで作成した装具モデルに、装具変位量の計測実験と同様の位置に荷重を负荷し、装具腓腹部の変位量を計測した。マイクロメータより得られた変位量(実験値)と ANSYS より得られた変位量(シミュレーション値)の比較をおこない、実験値とシミュレーション値の整合性を調べたので報告する。

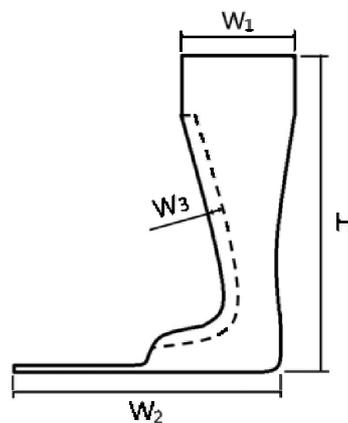
2 研究方法

2. 1 装具トリミングと計測装置

本研究では装具使用者（片麻痺者）の採型に基づき製作された3点の装具（装具Ⅰ、装具Ⅱ、装具Ⅲ）を使用した。被験者の片麻痺者3人の情報とBrunnstrom stageを表1に示す。装具Ⅰは被験者A、装具Ⅱは被験者B、装具Ⅲは被験者Cそれぞれの装具である。図1に装具の主要な寸法パラメータを、表2に各装具のパラメータの値(mm)を示す。また、表2に記されている W_3 はトリミング幅を表す。これらの装具の内、装具Ⅰでは歩行実験で獲得した立脚相初期に出現する底屈方向最大値と立脚相後期に出現する背屈方向最大値を負荷する実験を実施した。また、装具Ⅱに対しては、トリミング（装具を削ることで形状を変える作業）によりデータがどのように変化するかを調べるため、図2に示すようにSumiya²⁾¹⁾らのトリミング方法にしたがって、(a) 0mm（トリミングなし）、(b) 10mm、(c) 13 mmの間隔でトリミングを施し、データを取得した。ここで、図2の(a)および(b)で装具に貼付している黒色および黄色のテープは、外形形状測定用として貼付したものである。同図の(a)および(b)の黒色のテープ部分の一部をSumiyaらの方法でトリミングすると図の(c)となる。同装具Ⅱに対しては、装具に対し垂直下方および上方に9.8N～58.8Nの荷重を負荷条件とした。さらに装具Ⅲは、装具Ⅰの確認のため、歩行実験で獲得した底屈方向最大荷重を負荷した実験を実施した。また、装具を固定し荷重を負荷する装置として図3に示すような静的荷重負荷実験装置を製作した。実験ではマイクロメータにより荷重を負荷した状態の特定の変位量（実験値）を計測した。これと同時にそれぞれの装具に相当する荷重を負荷した状態の変位量を有限要素解析（ANSYS）により獲得した。

表1 被験者（片麻痺者）の情報

	被験者A	被験者B	被験者C
年齢	62	72	68
性別	女性	男性	男性
体重[kg]	64.9	68	65
U/E	V	Ⅲ～Ⅳ	Ⅲ
finger	Ⅳ	V	Ⅲ
L/E	V	Ⅲ～Ⅳ	Ⅳ



W_1 : 装具上端幅 W_2 : 装具足底長さ W_3 : トリミング幅 H : 装具高さ

図1 装具の寸法パラメータ

表2 各装具の寸法値 (mm)

	W ₁	W ₂	W ₃	H
装具 I	85	242	0	387
装具 II	65	240	0~13	341
装具 III	80	237	0	340

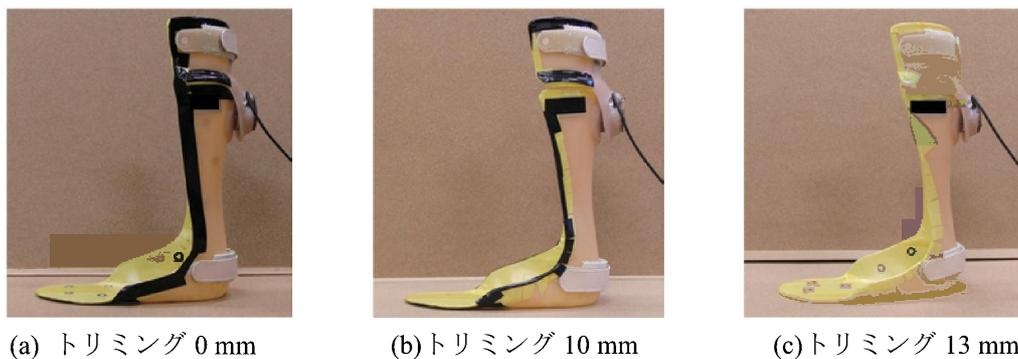


図2 装具トリミングの例 (装具 II)

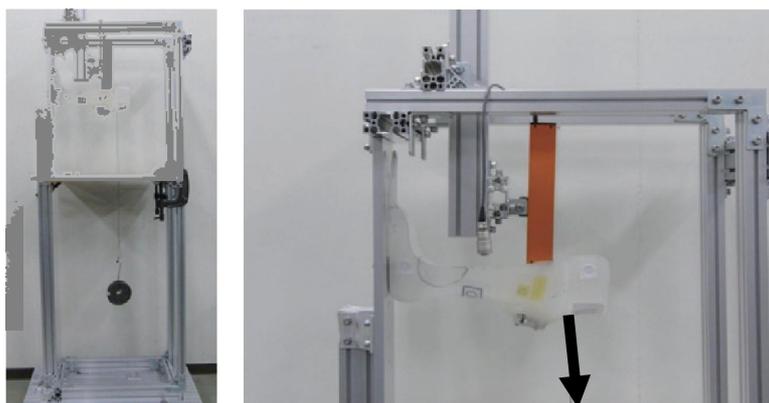


図3 静的荷重負荷実験装置

2. 2 計測条件

本実験では種々の条件と測定箇所に変位量の計測をおこなった。装具 I、II の底屈方向に荷重した時の計測点を図 4(a) に示す。測定時に設置したセンサの中心を原点 (図の中央の○で示した位置) とし、そこから上下 20 mm の位置に A 点と B 点、左右 50 mm の位置に C 点と D 点とした。また、背屈方向荷重時の計測点は図 4(b) を示す。上記と同様に原点から上下 20 mm の位置に E 点と F 点とし、これらの計 6 点を計測点とした。これらの装具に負荷する荷重条件は 9.8 N、19.6 N、29.4 N、39.2 N、49.0 N、58.8 N とした。荷重条件の内、装具 I に対しては歩行実験により獲得したデータを用いた。装具 I の歩行分析データから、最大底屈荷重の作用点が設置したセンサの中心から上方に 56.6 mm、内側方向に -0.02 mm の位置に $(F_x, F_y, F_z) = (12.8, -6.2, 55.1)$ N の力が生じていることがわかった。最大背屈荷重の作用点が設置したセンサの中心から上方に 56.8 mm、内側方向に 2.6 mm の位置に $(F_x, F_y, F_z) = (-3.1, -6.2, -98)$ N の力が生じていた。これらの F_x, F_y, F_z の平方和をもとに底屈方向時は 56.8 N、背屈方向時は 98 N の錘で荷重をかける実験をおこなった。歩行実験により装具 III においては、最大底屈荷重点は原点から上方に 63.2 mm、内側方向に 21.4 mm の位置に $(F_x, F_y, F_z) = (32.1, -1.7, 73.3)$ N の力が生じていたことから、負荷する荷重は 80.4 N とした。一方、ANSYS での初期条件として、ヤング率は平成 26 年 3 月に一般財団法人化学研究評価機構高分子試験・評価センターに依頼したポリプロピレンの材料特性の結果としてのヤング率 2030

MPa を使用し、また、ポアソン比については、嶺ら⁽²⁻²⁾によるプラスチック装具の研究での材料特性結果であるポアソン比 0.4103 を使用した。

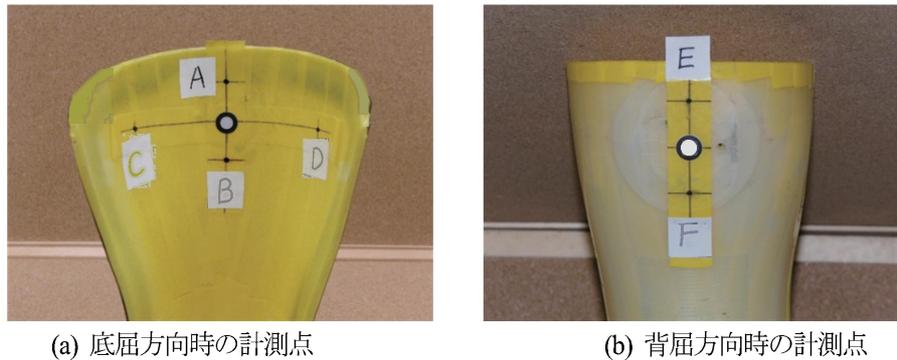


図 4 計測位置

3. 有限要素解析時の拘束条件と荷重条件

拘束条件は歩行分析で足底に設置した 2 点の 6 軸力覚センサのデータから、図 5 の赤円の内側のように足底部を拘束した。装具 II の底背屈方向時に一定の垂直荷重 (9.8 N~58.8 N) を負荷する際の拘束条件 (足底部の中央周辺) を図 5(a) に示す。装具 I、III の底屈方向時の最大荷重時を模擬した拘束条件 (足底部の踵周辺) を図 5(b)、背屈方向時を模擬した拘束条件 (足底部のつま先周辺) を図 5(c) に示す。なお、図 5(b)、(c) の拘束条件は、歩行実験における足底に設置した力覚センサのデータをもとに決定した。また、荷重条件は次のとおりとした。装具 II の実験時におこなった荷重条件は、図 6(a) に示すように原点 (センサの中心部) から底屈方向荷重時を赤矢印の方向、背屈方向荷重時を黒矢印の方向に一定の荷重 (9.8 N~58.8 N) を負荷した状態で実施した。また、装具 I と装具 III の荷重条件は、2. 2 計測条件の節に示した荷重条件をそれぞれの装具に負荷した。また、各装具モデルの節点数(Node) および要素数(Element) を表 3 に示す。

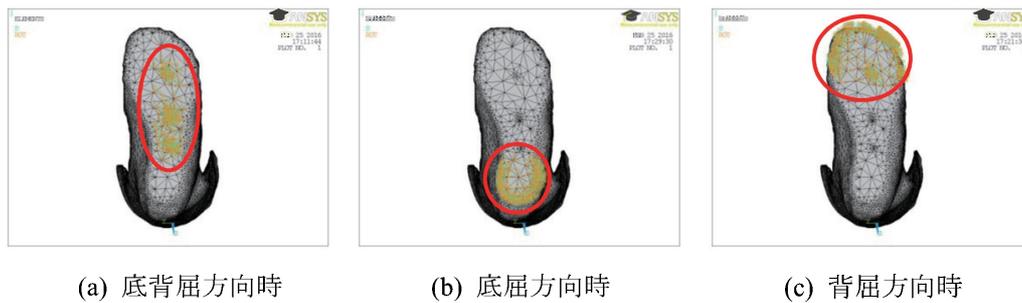


図 5 拘束条件 (赤円の内側)



図 6 荷重条件

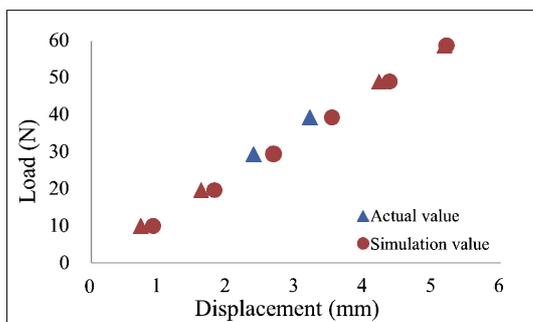
表 3 有限要素解析における各装具モデルの節点数(Node)および要素数(Element)

	Node	Element
装具 I	7798	14042
装具 II 0 mm trimming	11450	20873
装具 II 10 mm trimming	8212	14748
装具 II 13 mm trimming	7236	13248
装具 III	10867	19456

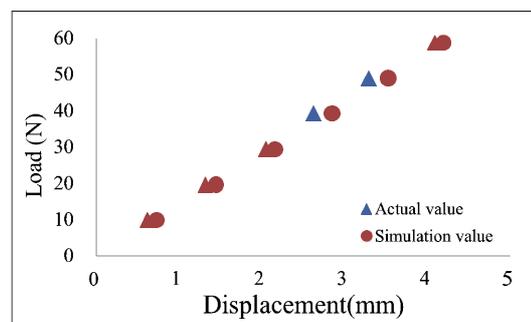
4. 結果

本実験から得られた計測結果（実験値）と ANSYS による解析結果（シミュレーション値）を比較した図を下記に示す。

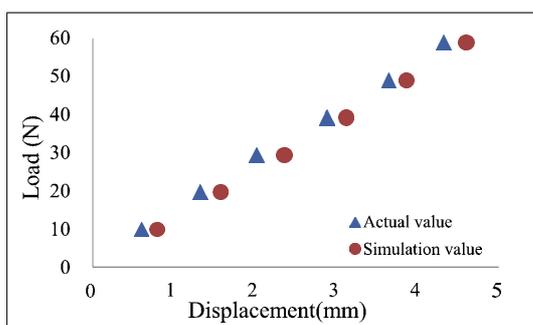
図 7 から図 9 では、装具 II（トリミング 0 mm、トリミング 10 mm、トリミング 13 mm）に対して、荷重条件を 9.8 N から 9.8 N ごとに 58.8 N までとし、拘束条件は図 5(a)に示した通りにおこなった。これらの条件の下で得られた実験値とシミュレーション値を比較した図である。



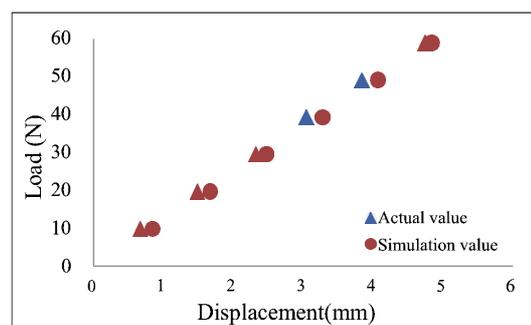
(a) A 点



(b) B 点



(c) C 点



(d) D 点

図 7 トリミング 0 mm 装具 II の実験値とシミュレーション値の比較図

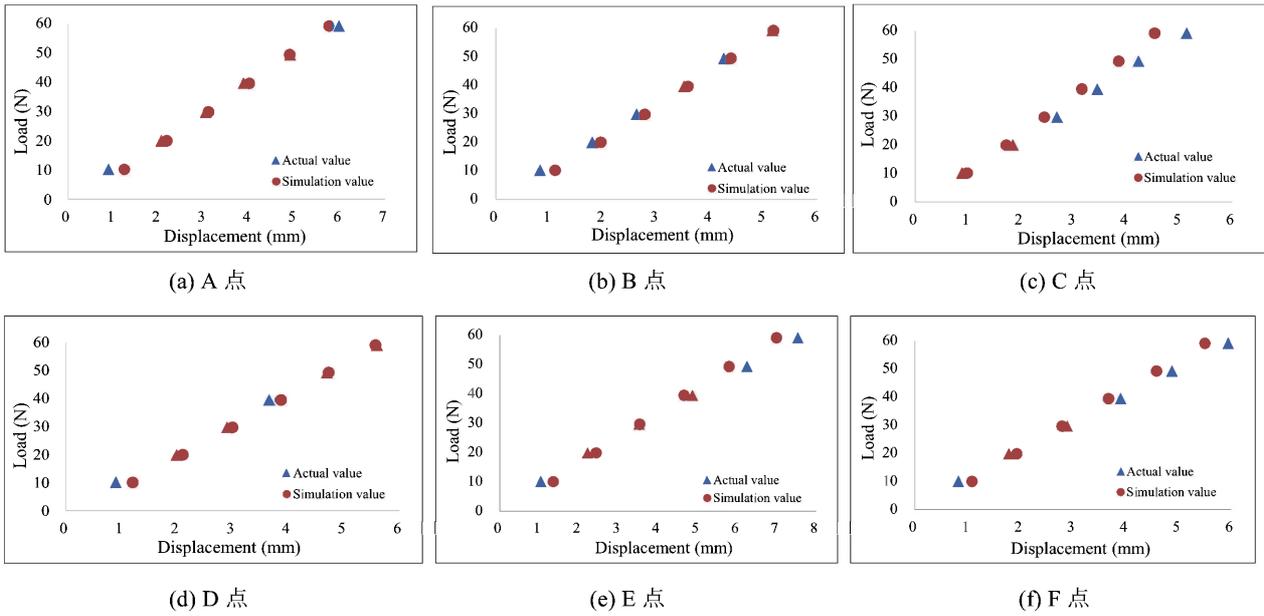


図8 トリミング 10 mm 装具 II の実験値とシミュレーション値の比較図

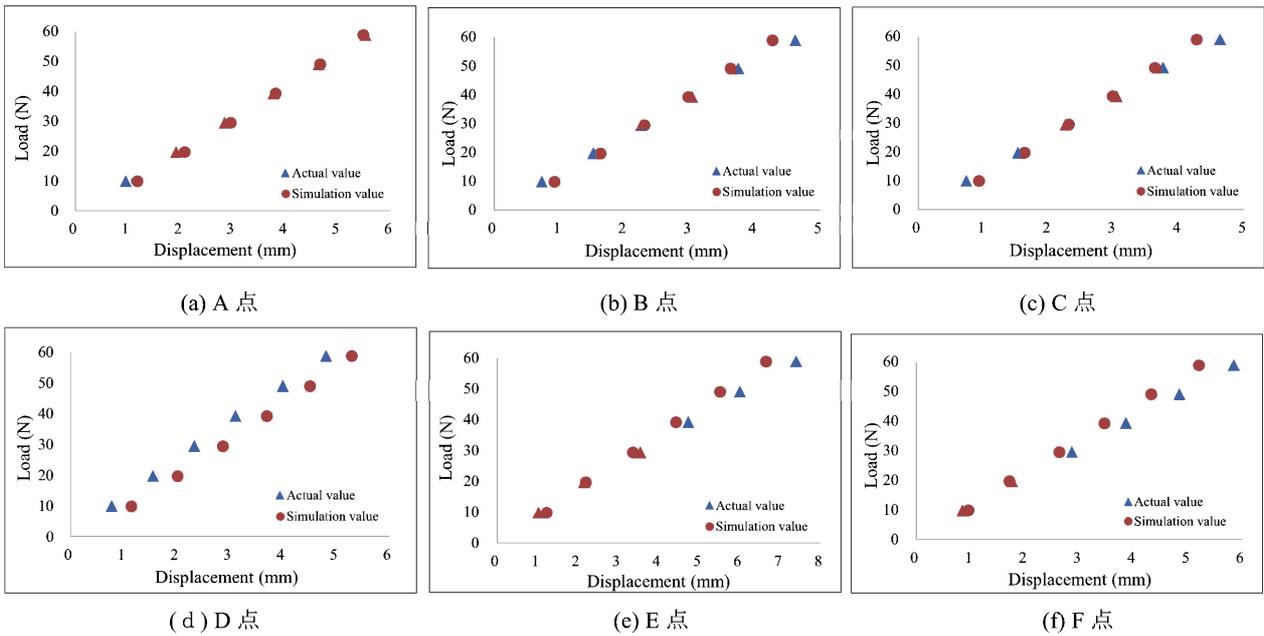
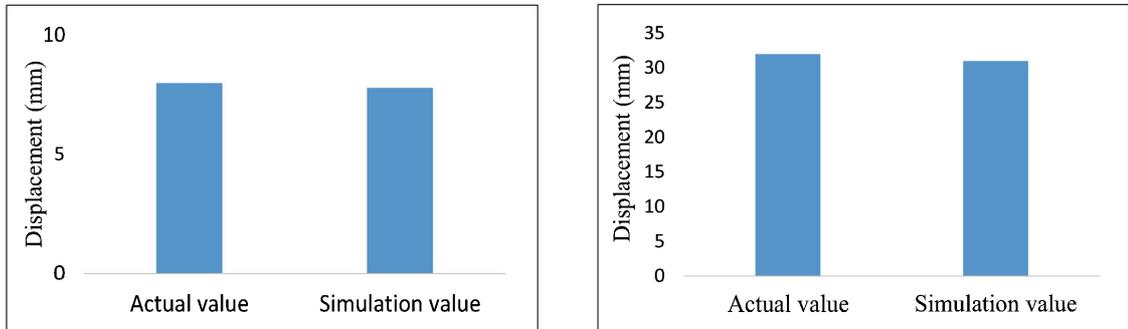


図9 トリミング 13 mm 装具 II の実験値とシミュレーション値の比較図

図 10、11 では、装具Ⅰ、装具Ⅲに対して荷重条件を歩行分析データから得られた荷重とし、拘束条件は図 5(b)、(c)とした。同図はこれらの条件の下で得られた実験値とシミュレーション値を比較したものである。



(a) 最大底屈方向荷重の場合

(b) 最大背屈方向荷重の場合

図 10 装具Ⅰの実験値とシミュレーション値の比較

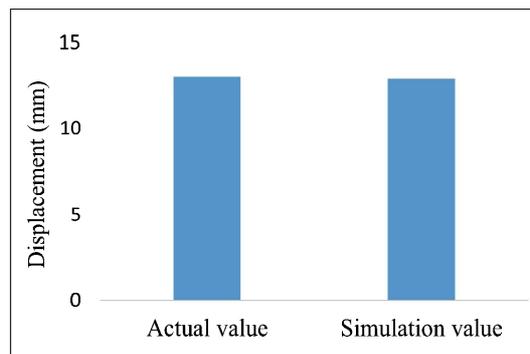


図 11 装具Ⅲの実験値とシミュレーション値の比較

5. 考察

いずれのデータもシミュレーション値と実験値がほぼ一致していることがわかった。このことは、今回の荷重条件や拘束条件、有限要素解析の設定数等の各条件のもと、装具にかかる変位量をシミュレーションによりほぼ類推できることが示されたと考える。

一方、装具Ⅰ、Ⅱ、Ⅲのそれぞれの実験値とシミュレーション値の間には多少の差がみられる。これは、装具の厚みと ANSYS の装具モデルの厚みとの差が原因の一つと考えられる。義肢装具士によって製作された実装具は、必然的に装具の形状や厚みが部分的に異なる結果となる。一方、3D スキャナで取得した装具モデルに装具本来の部分的な厚み付けをおこなうことは非常に困難であることから、ANSYS の解析では実装具の測定結果の平均値を用いて均等に厚みを付けることとした。このため解析データと実装具の間で、データに多少のずれが生じることとなったと考えられる。このことは、図 10 および図 11 にあるように実験値とシミュレーション値のデータ間に多少の差が生じた要因の一つと考えられる。

また、シミュレーションの結果において、得られた各点を延長した直線の中に、0.2mm 以内ではあるが原点を通過しない場合も観察される。これは、装具がプラスチック材料で構成されていることから、プラスチック材料固有の粘弾性等に基づく非線形要素や装具の複雑な形状からの荷重と装具変形の非線形性が影響していると考えられる。これら多少の差異は見られるものの、基本的には実験値とシミュレーションのデータはほぼ一致していることから、今回の条件に基づく ANSYS での解析は有効であると考えられる。

6. まとめ

今回、実際の装具に荷重を負荷したときに得られた変位量（実験値）と ANSYS による有限要素解析の変位量（シミュレーション値）の整合性について研究をおこなった。その結果、基本的にはデータがほぼ一致し、荷重条件や要素数など今回設定した各種条件をもとに実施した ANSYS の解析は有効であると確認できた。今後このデータを活かし、装具設計の開発に貢献できるものと考えられる。

参考文献

- (1-1) 高嶋孝倫：プラスチック短下肢装具の現況－短下肢装具の矯正力と瘻性との適応に関する考察－日本義肢装具学会、19、2(2003) 114-119
- (1-2) Holtkamp, F. and Zaalen, Y. A. : What Can We Learn from Ankle Foot Orthosis users Satisfaction?
Assive Technology: From Research to Practice AAATE 2013, 33 (2013), 810-814
- (2-1) Svumiya, T., Suzuki, Y., Kasahara, T., Ogata, H. : Instantaneous centers of rotation in dorsi/plantar flexion movements of posterior-type plastic ankle-foot orthoses, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 34 No.3 (1997), 279-285
- (2-2) 嶺也守寛：非線形有限要素解析による短下肢装具設計過程での可撓性評価手法、ライフサポート、vol1.19 No.1、
2

英文抄録

Effectiveness Assessment of Finite Element Analysis of Plastic Ankle-foot Orthoses

Takashi Yamanaka¹, Ichiro Kitayama¹, Kosuke Nakano¹, and Masato Kitano¹

There is Plastic Ankle-foot Orthoses (PAFO) (As follows, We called it orthoses.) to use for the walk support of the person with stroke single paralysis in the present conditions produced based on the law learned by experience of each artificial limb Orthoses person except the most basic matter. For a method to solve this, invocation of the simulation by finite element methods is expected, but, as for the study that checked transformation of the real harness which burdened load to orthoses conventionally and consistency with the simulation, it is rare. In this study, I made orthoses shape model data with 3D scanner and compared the experimental value of a theoretical value and the displacement quantity when I really hung load that performed a finite element analysis (FEA) and checked consistency and carried out an effectiveness assessment.

Key words : Plastic Ankle-foot Orthoses (PAFO), Finite Element Analysis (FEA), consistency, Effectiveness Assessment

1. Department of Biomedical Engineering, Kindai University, Wakayama 649-6493, Japan