足継手を用いずに動作を制御するプリプレグ製短下肢装具

—立ち上がり動作からみた足関節運動の制御—

○ 大西明宏（京都工芸繊維大学伝統みらい研究センター），
坂本明信，大橋真悟（株式会社洛北義肢）

The ankle foot orthosis (AFO) made by prepregated carbon omitted ankle joint
that can control human motion

-Control of ankle joint motion from sit-to-stand-

Akihiro Ohnishi (Future-Applied Conventional Technology Center, Kyoto Institute of Technology),
Akinobu Sakamoto and Shingo Ohashi (Rakuhoku Prosthetic and Orthotic Manufacturing Co., LTD)

1. はじめに

わが国におけるプラスチック製短下肢装具は1971年頃にドイツから輸入されて以来、全国的に急速に普及してきた¹⁾。この装具は主として下垂足や踵足の補助、足関節底屈、背屈の制御や内外反矯正の機能を有しており¹⁾、下肢障害者に処方されるものである。一般に靴べら式装具（以下、SHBとする）と呼ばれているが、下肢運動を制御できる足継手やダンパーを装着したものもある。しかし、足継手を用いないSHBはプラスチックの吸引成型されており、修正時に適切な可撓性を得ることができるトリミングラインを採用することにより、使用者の下肢運動の補助や制御を実現できるように製作されている。

上述のとおり、従来のSHBは十分な効果を果たしているが、プラスチックの性質上、繊維の方向による可撓性の制御は形状を変化させる以外に方法がない。そこで今回、繊維方向の違いによって可撓性が異なる炭素繊維に樹脂を含浸した成形用中間材料であるプリプレグ製SHBを試作した（図1）。そして、プリプレグの繊維方向の違いが足関節の運動を制御することができるかについて、健常者を対象に椅子からの立ち上がり動作から検討することとした。

2. 方法

被験者は23歳の健常男性1名（171.5cm, 55.0kg）であった。なお、事前に本計測の目的などを口頭にて説明し、同意を得た上で計測を実施した。被験者には身体の動きを計測するため、臨床歩行分析研究会が提唱する方法である左右の肩峰、股関節、膝関節、足関節、第5中足骨骨頭、肘関節、手関節と右上後腸骨棘の計15カ所に赤外線反射マーカー（直径2.5cm）を

貼付した。

椅子からの立ち上がりは被験者の任意の速度とし、右脚は靴下のみとし、左脚にプリプレグ製SHBを装着し、両上肢を胸の前で腕を組み動作をさせた（図2）。

今回は足関節運動に影響を与えられ考えられるクロス方向の異なる3種類のプリプレグ製装具を条件として設定した。

- ・プリプレグSHB①（踵骨中心から第2指を結ぶ線に平行方向にクロスを4枚積層）
- ・プリプレグSHB②（踵骨中心から第2指を結ぶ線に直角方向にクロスを4枚積層）
- ・プリプレグSHB③（踵骨中心から第5中足骨骨頭を結ぶ線に対して直角方向にクロスを4枚積層）

被験者には上記3条件を各5試行の合計15試行させた。

動作時のマーカー位置は3次元動作計測装置（VICON512 VMC社）によって計測することにより、臨床歩行分析研究会が頒布するソフトにより足関節角度を算出した。

図1 プリプレグ装具

図2 計測の様子

3. 結果

今回試作した装具は、今後の実用性を検討するため、安全性を考慮し、健常者を対象として実施した。そこで、本研究は下肢のみならず身体全体の運動の検討に進む前段階として、足関節運動を検討の対象とした。図3に立ち上がり動作時の装具の違いによる足関節角度の典型例を示す。

図3 立ち上がり動作時の足関節角度

プリプレグは繊維方向と動作方向が同一になると撓みにくいが（プリプレグ①条件）。逆に繊維方向と動作方向が反対になると最も撓みやすい特性を持っている（プリプレグ②及びプリプレグ③条件）。

しかしながら、今回の計測では3条件ともに離臀時の足関節角度は約2～3度の範囲にあった。また、動作時の足関節角度の波形に違いがほとんどなく、運動の滑らかさが見られなかった（図3）。ただし、被験者からは3条件それぞれ足関節の動きに若干の違いがあるとの感想を聞くことができた。

4. 考察

プリプレグ製SHBの繊維方向の可撓性が異なるように製作したにもかかわらず、立ち上がり動作時の足関節運動に違いを見出すことができなかった。本計測に先立ち、予備計測として実施したSHBなし及びプリプレグ製SHBと同じ形状のプラスチック製SHBの立ち上がり動作では、同一条件にもかかわらず、離臀時の足関節角度は双方ともに約15度背屈しており、プリプレグ製SHBの約2度とは大幅に異なる値であった。

動作時の足関節の運動を示す波形も滑らかでないことから、試作したプリプレグ製SHBは3条件ともに装具の矯正力であるモーメントが非常に大きいため、足関節運動の制御よりも足関節運動に制限を与えてしまったものと考えられる。

従来の研究では装具の可撓性を検討するため、下肢に装具を装着して等速性筋力測定器によって運動によるモーメントと装具による矯正力のモーメントを算出している²³⁾。

今後の課題として、プリプレグ製SHBで足関節運動の制御を実現するためには、まず従来の方法を用いてSHBの矯正モーメントを算出することが重要であると考えられた。その上で、プリプレグの積層方法やSHBの形状を大幅に改善する必要があるものと考えられた。

5. まとめ

試作した同一形状のプリプレグ製短下肢装具はクロスの積層方向の違いのみで足関節の運動を制御することができなかった。理由として、プリプレグ製の短下肢装具は総じて可撓性がほとんどないためと考えられた。従って、足関節の運動の制御を実現するためには、装具による矯正力を算出し、適切な矯正力を得ることが可能なプリプレグの積層方法やプリプレグの覆う面積を減らした大幅な形状の改善をおこなう必要があると考えられた。

参考文献

- 1) 加倉井周一編:「装具学第3版」医歯薬出版株式会社, 70, 東京, 2003
- 2) 山本澄子:「プラスチック AFO に関する工学的評価」, 日本義肢装具学会誌, Vol.6, No.3, 235-241, 1990
- 3) 日本義肢装具学会編:「下肢装具のバイオメカニクス」医歯薬出版株式会社, 58-74, 東京, 2000

謝辞

本研究は筆者が神戸医療福祉専門学校三田校在職時に、連名者らとの共同研究として同校の施設にて計測を実施した内容の一部である。