

氏 名 ( 本 籍 )                      ナヅ                      き                      けん                      じ  
鈴                      木                      堅                      二

学 位 の 種 類                      医                      学                      博                      士

学 位 記 番 号                      医 博 第                      7 1 7                      号

学 位 授 与 年 月 日                      昭 和 4 6 年 3 月 2 5 日

学 位 授 与 の 要 件                      学 位 規 則 第 5 条 第 1 項 該 当

研 究 科 専 門 課 程                      東 北 大 学 大 学 院 医 学 研 究 科  
( 博 士 課 程 ) 外 科 学 系 専 攻

学 位 論 文 題 目                      床 反 力 分 析 を 主 と し た 義 足 歩 行 の 研 究

( 主 査 )

論 文 審 査 委 員   教 授   飯   野   三   郎   教 授   玉   置   拓   夫

教 授   楨                      哲   夫

## 論文内容要旨

義肢の発達 は近年リハビリテーション医学の導入とともに、新しい技術が開発されてきているが、義足歩行の体系的分析の報告は少なく、義足の適合判定や訓練プログラムに役立てるべき資料に乏しい現状である。歩行分析のアプローチには歩容から分析する形態的検索と、動力学的検索がある。著者は義足歩行時の支持足底に作用する力の変化を strain gauge 貼付床反力測定板 (force plate) によつて捉える動力学的分析を中心に研究、あわせて歩容についても VTR (Video tape recorder) を同調することによつて補足的分析を試みた。

検査対象は 17 才から 58 才までの下肢切断者 (股関節離断者 5 名、大腿切断者 10 名および下腿切断者 10 名) 25 名である。切断者については残された関節機能は正常で、骨折による変形や疼痛のないものを選んだ。股義足はカナディアン型、大腿義足はサクシオン式・膝遊動型と肩つり式・膝固定型、下腿義足は差し込み型と PTB (Patella tendon bearing) 型を用いた。

検査装置および測定方法については、床反力検出法は Schenk, Elftman や Inman による各種の測定方法の報告があるが、本研究では垂直床反力検出の正確を期する新しい考案を加えて force plate を試作した。この force plate は 8 本の支柱を組合せ、歩行時の支持足底に作用する力の変化を支柱のひずみによつて、垂直・前後・側方の 3 分力に分け同時に検出するのである。force plate によつてえられた被検者の床反力曲線は同一個体でも測定ごとに多少の差があるので、analog computer によりその大きさおよび位相について平均加算を行い、各被検者固有のパターンを求めた。歩容の分析は force plate 上の歩行を進行側面で VTR によつて記録し、electric counter で画像に numbering をして各瞬間ごとの観察がなされた。

### 義足歩行における床反力特性曲線

正常成人の自由歩行における歩容と床反力パターンについては、岩井らの報告によると、異なる個体間にあつても類似のパターンを描くことが指摘されている。著者の force plate による正常成人歩行の床反力パターンは岩井らのそれと類似しており、これを基礎資料として各種義足歩行による床反力パターンでの位相、大きさおよび特性点について計測し分析を行なつた。

一般に義足歩行パターンでは、健脚と義足脚に顕著な差異がみられ、立脚時間の長短や制動力・駆動力の低減がみられる。下腿義足歩行の床反力パターンは正常歩行のそれに類似しているが、義足脚の前後分力で制動力・駆動力が健脚に比していずれも低減を示している。健脚の立脚時間の延

長は比較的少ない。大腿義足歩行の床反力では、健脚側と義足側に明らかな差異が生じ、義足側の前後分力で制動力・駆動力の著しい低減がみられ、また義足ソケットと断端の適合状態により垂直分力におけるパターンに変化をみることもある。健脚では立脚時間が長くなる。股義足歩行の床反力パターンでは、義足脚の垂直分力でheel contactからfull weight bearingまで長時間を要しており、また健脚より義足への両脚支持相では、義足による片脚支持に移る際十分な安定を確めるためのfeed back的要素の介在を示唆するものと解される。前後分力では下腿・大腿義足にくらべ制動力・駆動力はともに著しい低減がみられる。股義足歩行は床反力パターン全体からみても正常歩行とはかなりかけ離れている。義足歩行の位相について測定すると一歩時間(heel contactから次の同一脚のheel contactまでの時間)は下腿義足で平均1.3秒、大腿義足で平均1.3秒、股義足で平均1.8秒と正常歩行の1.0ないし1.4秒より長くなる。また義足歩行について片脚支持相と両脚支持相に分けてみると、義足脚の片脚支持相は小さくなり、健脚から義足への両脚支持相は著しく増大することが特徴的である。健脚と義足の立脚時間比を求め、正常歩行を1.00とすると、股義足は0.70、大腿義足は0.80、下腿義足は0.90附近の値となり、この値は義足の支持性に関連する要素を示すもののひとつと思われる。

## 考 察 お よ び 総 括

force plate およびVTRにより各種義足歩行を床反力と歩容から検索し、義足歩行パターンの特性と重心移行の機構を明らかにし、健脚の補償作用についても言及した。

歩行とは重心の移動であり、義足歩行では健脚から義足へ、また義足から健脚への重心移行の機構が歩行能力と関連が深いと思われる。これら両脚支持相での各床反力を合成して各方向の重心の加速度曲線を求めたところ、垂直分力では、義足から健脚へ体重が移行する場合、健脚の膝関節が屈曲しその結果重心が下がり、骨盤を前進させて体重を健脚にのせる運動がみられる。また健脚から義足への体重移行相では、義足の構造上その時点における膝屈曲ができず、健脚の駆動力が義足の制動力に比して大きく、義足への体重移行はきわめて徐々におこなわれる。前後分力の合成は前進方向での重心の加速度曲線であり、健脚から義足への両脚支持相では義足の制動力はわずかしこえられない状態で義足片脚支持相に入らざるをえない。また義足から健脚への両脚支持相では健脚に十分な制動力をうるために健脚の膝屈曲によつて、重心を健脚に早く移動している。これらのことは義足歩行での健脚の補償作用を示している。下腿義足歩行では合成曲線も正常歩行に近似しており、比較的円滑に重心移行をおこなっており、健脚での補償作用も小さい。

## 審査結果の要旨

義肢の発達には近年次々と新しい技術が開発されてきているが、その基礎たるべき義足歩行の体系的分析の報告は少なく、義足の適合判定や訓練プログラムに役立てるべき資料に乏しい。そこで著者は義足歩行時の支時足底に作用する力の変化を strain gauge 貼付床反力測定板 (force-plate) によつて捉える動力学的分析を中心に研究、あわせて歩容についても VTR を同調、補足的分析を試みたのが本研究である。著者の検査対象は 17 才から 58 才までの下肢切断者 25 名であるが、これらの中には股義足はカナディアン型、大腿義足はサクシオン式・膝遊動型と肩つり式・膝固定型、下腿義足は差し込み型と PTB (Patella tendon bearing) 型がある。

これらの義肢歩行を正常成人の自由歩行における歩容と床反力パターンとの対比において検索しているが、一般に義足歩行では健脚に比し立脚時間の長短や制動力・駆動力の低速が著明である。たとえば下腿義足歩行の床反力パターンは正常歩行のそれに類似しながらも義足脚の前後分力で制動力・駆動力が健脚に比していずれも低速を示している。大腿義足歩行の床反力でも義足側の前後分力で制動力・駆動力の著しい低速がみられるほかに、義足ソケットと断端の適合状態により垂直分力におけるパターンの変化があらわれる。股義足歩行の床反力パターンでは、義足脚の垂直分力で heel contact から full weight bearing まで長時間を要し、また健脚より義足への両脚支持相で義足による片脚支持に移る際十分な安定を確かめるための feedback 的要素の介在を示唆すると解されることは興味深い。

要するに著者によれば、歩行とは重心の移動であり、義足歩行では健脚から義足へ、また義足から健脚への重心移行の機構が歩行能力と関連が深いとされる。そこでこれら両脚支持相での各床反力を合成して各方向の重心の加速度曲線を求めると、垂直分力では、義足から健脚へ体重が移行する場合、健脚の膝関節が屈曲し、その結果重心が下がり、骨盤を前進させて体重を健脚にのせる運動がみられる。また健脚から義足への体重移行相では、義足の構造上その時点における膝屈曲ができず、健脚の駆動力が義足の制動力に比して大きく、義足への体重移行はきわめて徐々におこなわれる。前後分力の合成は前進方向での重心の加速度曲線であり、健脚から義足への両脚支持相では義足の制動力はわずかしかえられない状態で義足片脚支持相に入らざるをえない。また義足から健脚への両脚支持相では健脚に十分な制動力をうるために健脚の膝屈曲によつて、重心を健脚に早く移動している。これらのことは義足歩行における健脚の補償作用を示しており、義足歩行検索上の重要な点である。

以上により本論文は十分学位に値するものと認める。