歩行補助具を用いた歩行時の器具に加わる負荷計測

－歩行補助具の安全設計のために－

○三浦範大（製品評価技術基盤機構）、田中均（製品評価技術基盤機構）、
武藤久司（国際医療福祉大学）、関健志（国際医療福祉大学）、竹内健（国際医療福祉大学）、
田中繁（国際医療福祉大学）

Measurements of loads on assistive products for walking during walking

-For safety design of assistive products for walking-

Norio Miura (NITE), Hitoshi Tanaka (NITE), Hisashi Mutoh (IUHW),
Takeshi Seki (IUHW), Ken Takeuchi (IUHW), Shigeru Tanaka (IUHW)

1. はじめに

傷病等により下肢や体幹機能に不自由を生じた障がい者及び加齢などにより足腰の筋力が弱くなってしまった高齢者は、エルボークラッチや歩行器などの歩行補助具を活用してモビリティの確保を行っている。そのため、歩行補助具利用者のQOLの維持・向上にとって、歩行補助具がとても重要な要素の一つになる。

ここで、歩行補助具を用いた歩行では、利用者の安全や安心を確保するため、身体にあった歩行補助具を選択することが重要であり、それに加えて、その歩行補助具が十分な強度や耐久性を有するという本質安全を満たすことが重要である。

そこで、本質安全に基づいた製品設計に寄与するために、歩行補助具にどれだけの負荷や加重が加わるかについて、エルボークラッチ及び歩行器利用者の歩行動作の被験者計測により確認した。

本報では、歩行補助具利用者の身体的特性と比較して、これらの結果を報告する。

2. 方 法

2-1 計測装置

写真1は、エルボークラッチ利用者の被験者計測に用いた計測装置（共和電業製）である。握り部下端に6分力センサを取り付け、サンプリング周波数100Hzにて、歩行時の荷重とトルクの計測を行った。

写真2は、歩行器利用者の被験者計測に用いた計測装置（共和電業製）である。歩行器の各脚部下端に3分力センサを取り付け、サンプリング周波数100Hzにて、歩行時の荷重計測を行った。

写真3は、DVカメラ2台による歩行運動時の計測風景である。これは、正面像及び側面像を撮影し、動画解析アプリケーションにより、画面上に連続してパラメータを表示できる。

写真1 エルボークラッチ計測装置

写真2 歩行器計測装置

写真3 計測風景

2-2 被験者

エルボークラッチの被験者は、男性7名（内、両手杖3名）、女性1名（片手杖）である。また、歩行器被験者は、男性1名、女性3名である。

ここで、計測装置を各被験者が日常的に使用している歩行補助具の高さに調整した上で、数回の歩行練習後、計測を行った。なお、被験者計測時には、安全性に配慮し、ヘルシンキ宣言に準じて、被験者の権利を尊重した。

2-3 計測方法

各歩行補助具を用いた歩行計測は、静止両足立

脚状態から5m以上先までの1方向のみの自由歩行とした。なお、歩行器では、固定型歩行器と交互歩行器の歩行方式を被験者が自由に選択した。

3. 結果及び考察

まず、エルボークラッチによる被験者計測では、各軸の荷重及びトルクの内、杖の長軸方向荷重が他の荷重及びトルク値に比して、30倍以上の大きい値となった。よって、以下では、歩行時長軸方向への最大軸荷重を示す。

また、歩行器計測では、被験者の利き手や歩様の違いにより、最大となる軸荷重の脚が異なるが、ここでは、脚位置を区別せずに最大値を示す。

なお、図1及び図2では、横軸に各被験者の全ての計測結果を示した。ここで、歩行器計測をWFとし、各被験者をアラビア数字で区別した。一方、エルボークラッチ計測をECとし、各被験者をアルファベットで区別した。

図1より、歩行器に比して、エルボークラッチの方が圧倒的に軸荷重が大きいことが伺える。また、歩行器の荷重値は、被験者間でのバラツキが小さいが、エルボークラッチでは、被験者間で大きく異なることがわかる。

とくに、eの被験者は、全般的に高い値を示し、その最大値は、309.8 Nであった。また、荷重の大きいaとeの被験者は、ともに男性であり、比較的細身の体格であったが、20才代と若く、両杖による歩行をしていた。これに対して、歩行器では、70~90Nの範囲で収まっている。

図1 被験者毎の歩行補助具別最大軸荷重
一方、これらの荷重値の違いは、歩行補助具の脚数の違いだけでなく、被験者間での体重の違いによる影響も考えられることから、図2では、最大軸荷重を各被験者の体重値で割った結果を示す。これより、歩行器では、1脚に体重の10~

20%の荷重が加わっていることがわかる。また、エルボークラッチでは、体重の50%程度まで荷重が加わっていることがわかる。

また、動画では、歩行器の最大角度が鉛直軸より、10°程度、エルボークラッチでは、20~30°程度と挙動が大きく異なる。

これらより、歩行補助具の構造及び使用法の違い並びに体躯重心と歩行補助具の脚軸との距離の違いなどが荷重値へ影響したといえる。

図2 被験者毎の歩行補助具別荷重体重比

4. まとめ

以上の結果より、歩行補助具の安全性を確保するためには、それぞれの歩行補助具にあった荷重値に基づいて強度等を確保する必要があるといえる。また、荷重試験等の負荷試験にこれらの結果を考慮する必要がある。

5. さいごに

本報で示した体重別による荷重値は、小児用と成人用の違いを示したものではない。とくに、世界に目を向けると国毎に体重等の身体特性が大きく異なることから、使用可能体重等を考慮した製品設計が重要といえる。我々のチームでは、これらの結果を基にして、安全・安心な歩行補助具のための提案をISO等へ行っているところである。

謝 辞

本被験者計測にあたり、計測施設のご提供等にて、ご協力を賜りました中伊豆リハビリテーションセンター並びに茨城北西部リハビリテーションセンターの皆様へ感謝申し上げます。また、エルボークラッチの被験者計測にて、昭和大学櫻井先生にも多大なご協力をいただきましたこと感謝申し上げます。