

1. 緒言

脳卒中等の症状による片麻痺患者の多くは歩行時につま先が垂れ下がること（下垂足）により、転倒の危険がある。そのため、下垂足の防止を目的として短下肢装具(以下、AFO)が用いられる。従来は足関節部が固定された AFO が多く用いられているが、足関節への底屈方向に対する高い制動トルクにより下垂足を防止する一方で、底屈、背屈の両方向に対する過度の制動トルクにより健常者に近い自然な歩行の実現を妨げており、装着者のリハビリ効果や心身の負担軽減効果が低いといった問題が挙げられる。

本研究で提案する AFO は、より自然な歩行を目指し、健常者のような足関節部の角度の変化を実現できるようにアシストし、リハビリ効果を高めるアクティブな AFO (以下、AAFO) である。そこで、健常者の歩行時の足関節部の角度を目標値とし、AAFO の足関節部の角度を追従させるシステムの構築及び、AAFO の開発を行った。

2. 開発した AAFO の概要

DC モータのエンコーダにより回転角度を検出し、その検出した値が目標値に追従するよう DC モータを回転させ、DC モータとリンクで結合された足関節部の角度を変化させる。そのため、DC モータの回転角度と足関節部の回転角度を一致させる必要がある。図 1 に示す開発した AAFO は、足関節部が自由に回転可能なプラスチック製 AFO をベースに、DC モータと足関節部の回転運動が平行クランクによりリンクしている。この機構により、DC モータの回転角度と足関節の回転角度が一致するか確認した結果を図 2 に示す。この実験は、DC モータのエンコーダから DC モータの回転角度を検出した値と、三次元動作解析装置を用いて導出した足関節角度とを比較した。8~8.5[s]と、10~10.5[s]の遊脚期において差がみられるが、これは測定時 AAFO から足が若干浮いたためと考えられる。それ以外ではかなり近い値であるため、この機構により DC モータの回転角度と足関節の回転角度が一致することが確認できた。



図 1 AAFO

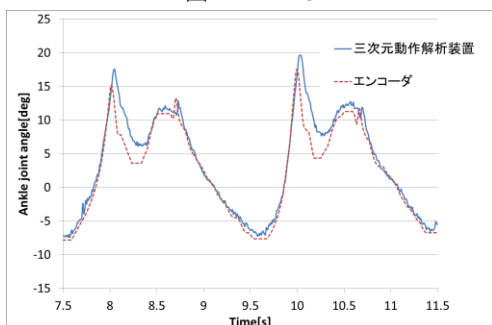


図 2 エンコーダと三次元動作解析カメラとの比較

3. モータ制御

3-1. カスケード制御

今回は、電流制御と位置制御を合わせたカスケード制御を行っている。位置制御のみでは、トルク制御が不可能なため、歩行時の蹴りだしの際にトルク不足が考えられる。カスケード制御ではトルク制御が可能のため、蹴りだしの際に十分なトルクを発生させることが可能である。

3-2. 実験方法

2km/h で健常歩行した際の足関節角度を三次元動作解析装置で検出し、この値を目標値とする（図 3 破線）。カスケード制御により AAFO に取り付けられた DC モータを目標値に追従させ、足関節角度を DC モータのエンコーダにより読み取る。この際 AAFO を足に装着せず AAFO 単体で実験を行った。

3-3. 実験結果

P ゲインを 70, D ゲインを 0.001 とし PD 制御を行った。エンコーダにより読み取った実験結果を図 3 実線に示す。ここでは、底屈方向をプラス、背屈方向をマイナスとした。この結果からカスケード制御により、近い値で追従することが出来た。しかし、回転方向が変わる際に目標値と実験値で約 2~3° の差がある。この差は、モータのギアによるバックラッシュが原因であると考えられる。2~3° の差は足先が目標値に比べ、約 1cm 垂れ下がることになるが、約 1cm の垂れ下がりには歩行には影響がないと考えられる。

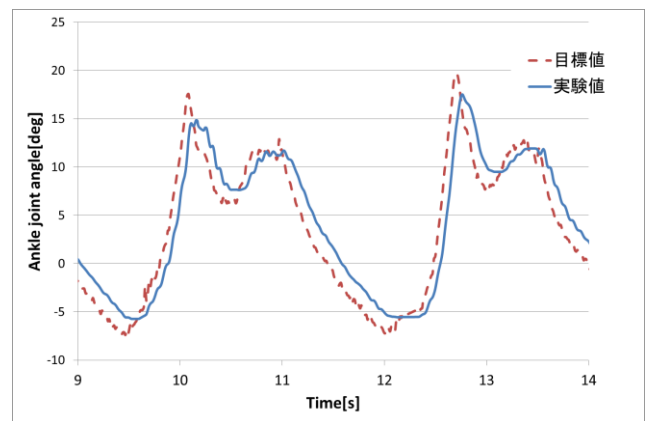


図 3 目標値と実験値の足関節角度の比較

4. 結言

本研究では、より自然な歩行を目指し、足関節部の角度変化をアシストするアクティブな短下肢装具の開発として、AAFO の開発及びカスケード制御によるモータ制御を行った。AAFO の開発においては、機構を平行クランクにすることで、AAFO の足関節角度と DC モータの回転角度を一致させることが出来、足関節角度の制御が容易になった。モータ制御においては、目標値に対して多少の差異あるものの追従させることが出来、アクティブな短下肢装具の開発における基盤が出来た。