

ばねを動力とした簡易歩行アシスト装具の開発

Development of Walking Assist Device with the Simple Mechanism of Springs

○ 若菜祥吾 (山梨大) 牧野浩二 (山梨大) 寺田英嗣 (山梨大)

Shogo WAKANA, University of Yamanashi
Koji MAKINO, University of Yamanashi
Hidetsugu TERADA, University of Yamanashi

Abstract: This paper describes that we have developed two types of the walking assist devices with the simple mechanism employing springs but without actuators. The proposed assist devices are able to add the any torque to the hip joint and knee joint, respectively. First, the desirable torque patterns are considered. Secondly, prototypes of the knee and hip devices to realize the torque are built. Finally, the experimental results show that the desirable torques for assist can be occurred by the devices, and that the strength of the torque can be adjusted.

Key Words: Walking Assist Device, Spring, Pretension, Torque

1. 緒言

歩行支援を目的とした様々な歩行アシスト装具の研究開発が行われている。これには電動モータを動力として歩行アシストを行っている HAL⁽¹⁾やリズム歩行アシスト⁽²⁾などがある。一方、動力に電動モータを用いず、ばねを動力とした機構で股関節動作をアシストする片脚式歩行支援機⁽³⁾もある。本研究では、自立はできるが歩行障害のある患者を対象とし、アクチュエータを用いず、ばねを動力として膝関節と股関節の両方をそれぞれ独立してアシストする簡易歩行アシスト装具の開発を目的とする。この特徴として、膝関節に関しては膝関節トルクが伸展時に常時トルクをサポートする点があり、股関節に関しては正常歩行時に必要となる股関節トルクと同様に足の振り上げ開始時に大きなトルクを加えた後は慣性で振り上げが行えるようなトルクをサポートする点がある。さらに、これらトルクの大さを調節できる特徴もある。

本稿では、まず、開発したアシスト機構の股関節機構、膝関節機構について述べる。その後、製作した実機を用いて機構の特性を確認し、本提案機構の有効性を示す。

2. アシスト機構の仕様

2-1 膝関節

膝関節機構では、伸展時に徐々に小さくなるような伸展方向のトルクを発生させ、かつ発生トルクを必要に応じて調節できる機構を目指す。まず、伸展トルクを発生させる理由を述べる。本来、健常者の歩行では、股関節屈曲停止時に膝関節伸展方向に慣性力が働き、膝関節伸展を助ける。しかし、歩行障害のある患者の場合は、その慣性力が十分に得られないため、股関節を屈曲させたとき、膝関節屈曲方向に力を入れなくても膝下部の自重で膝関節は屈曲されるが、膝関節伸展時は重力に逆らう伸展方向に、トルクを加えて伸展をアシストする必要があると考えられる。また、伸展時は、伸展方向にトルクを与えつつも、伸展終了までに回転速度を徐々に小さくしておく必要があるため、徐々に小さくなるような伸展方向のトルクの発生が望ましい。次に、膝関節機構の構造を Fig.1(膝角度 0 度の状態)を用いて述べる。膝関節機構は、大腿部と固定する板に、歯車付トルク伝達部品の回転中心、ピニオンギアとゼンマイ巻取部品を同時に回転する回転軸、ゼンマイばね固定ピンが取り付けられている。ゼンマイばねは外側の端をゼンマイ固定ピンに固定し、内側の端をゼンマイばね巻取部品に取り

付ける。歯車付トルク伝達部品の歯車はピニオンギアと噛み合っており、歯車付トルク伝達部品が回転すると、ゼンマイばねが巻き取られる。そして、伸展時にゼンマイばねが解放されることで、下腿部に取り付けられた歯車付トルク伝達部品を介して膝関節にトルクを伝達する仕組みである。ゼンマイばねは巻き取られることでトルクを発生する特性があることから、股関節屈曲時に膝下部の重量で膝関節が屈曲することを利用してゼンマイばねを巻き取り、伸展時に伸展方向のトルクを発生することができる。また、機構の回転を拘束した状態で、ゼンマイばねの外側の端を回転中心を中心に左または右に回し、再びゼンマイばね固定ピンに取り付けて巻数を変えることで、ゼンマイばねの予張力が変更できる。

2-2 股関節

股関節機構では、股関節屈曲角度 5-20 度間を股関節振り出し区間と設定し、その区間の中間 12.5 度付近に極値を持つ大きなトルクを発生させ、かつ発生トルクを必要に応じて調節できる機構を目指す。まず、股関節振り出し時に大きなトルクを発生させる理由は、股関節屈曲では、股関節振り出し時に大きなトルクをかけることで、その慣性で屈曲振り上げをサポートできるようなアシストができるからである。次に、股関節機構の構造を Fig.2(股関節角度 0 度の状態)を用いて述べる。腰に固定する板に、カム付きトルク伝達部品の回転中心、圧縮ばね内蔵のばね案内が固定されている。圧縮ばねの圧縮量に応じてボールプランジャが上下運動し、圧縮ばねの荷重をカム付トルク伝達部品に加える構造である。Fig.2 のように、股関節が 0 度のとき、圧縮ばねが圧縮されており、股関節屈曲角度が 5 度を超えると、圧縮ばねが解放し始め、20 度に達するまでカムの軸を回転中心としたトルクを発生し、大腿部に取り付けられたカム付トルク伝達部品を介して股関節にトルクを伝達する仕組みである。この図中に股関節屈曲角度 0, 5, 20 度のときにボールプランジャがカム付トルク伝達部品と接する点を示す。また、ばね圧縮量調節ねじを回すことで、圧縮ばねの予張力を変更することができる。

3. 結果

3-1 膝関節

Fig.3 に膝関節角度と提案する膝関節機構が発生する伸展(膝を曲げた状態から伸ばす動作)時と屈曲(膝を伸ばした状態から曲げる動作)時のトルクの関係を示す。予張力有

り無しの場合で実験的に測定した結果を示す。

まず、2-1節の通り、屈曲角度に対してトルクが単調増加することが確認できた。これにより、膝下部の振り上げを伴う伸展時は減速しながら伸展の停止を実現できる。

次に、予張力を加えるとトルクが変わることも確認できた。これにより、必要に応じてより強いトルクを付加できる。ここで、2-1節で示したように提案した膝関節機構は、股関節屈曲時に膝を自重で屈曲させたい。Fig.4に、股関節角度を30度に固定して膝関節角度を0度と15度で保持するのに必要なトルクと膝下部の重量の関係を体格の異なる3人の被験者を用いて実験的に測定した結果を示す。例えば、膝下部の重量が64Nの被験者が15度を保持するためのトルク(2.6Nm)は、予張力を加えて屈曲時の角度が15度のトルク(3.5Nm)より小さい。この場合、膝下部が自重で下がらないため、予張力を小さくする必要がある。以上の結果から、提案する予張力調節機構の有用性が確認できた。

なお、伸展動作よりも屈曲動作の方が、トルクが大きくなる理由は今後の課題である。

3-2 股関節

膝関節と同様に、股関節角度と股関節機構が発生する伸展時と屈曲時のトルクの関係性を2種類の予張力を加えて実験的に測定した結果をFig.5に示す。

まず、2-2節の通り、股関節の屈曲角度12.5度付近に極値を持つ上に凸に変化するトルクが得られた。

次に、予張力を加えることでトルクが変わることが確認できた。ここで、股関節機構の屈曲時の発生トルクが屈曲振り出しに必要なトルクに占める割合を考える。まず、股関節角度が0度から20度に変化するのに必要なトルクを実験的に求めた結果をFig.6に示す。この図から、下肢重量169Nの被験者は10.1Nm必要であることが読み取れ、仮に予張力を259Nに設定した装具を付けた場合には最大2.5Nmアシストするので、発生トルクが、股関節屈曲角度0度から20度に変化するのに必要なトルクに占める割合は約25%となる。一方、下肢重量237Nの被験者が同じ装具を付けたと仮定した場合には約15%となる。このことから、同じ割合の発生トルクを得るためには、股関節機構で提案する予張力を調節できる機構が有効に働くことが確認できた。

なお、伸展動作の方が発生するトルクが大きくなる結果となったが、この解析は膝関節と同様に今後の課題である。

4. 結言

本研究では、ばねを動力として膝関節と股関節の両方をそれぞれ独立してアシストする簡易歩行アシスト装具を開発し、製作した実機を用いて機構の特性を確認した。膝関節では、屈曲角度に対して単調増加するトルクが発生することを確認した。一方、股関節では凸に変化するトルクが発生することを確認した。また、本装具の予張力調節機構の有効性を確認した。膝関節機構と股関節機構ともに動作方向によって発生するトルクが異なる結果が得られた。この現象の解析は今後の課題である。

参考文献

- (1) H. Kawamoto, Y. Sankai, Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person, Proceedings of the 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs, pp. 196-203, 2002.
- (2) 安原謙, 島田圭, 小山泰司, 井土哲也, 菊池敬士郎, 遠藤洋介, リズム歩行アシスト, Honda R&D technical review, vol. 21, no. 2, pp. 54-62, 2009.

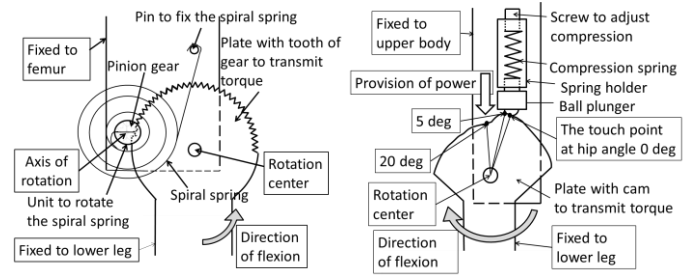


Fig.1 The mechanism illustration of the knee device

Fig.2 The mechanism illustration of the hip device

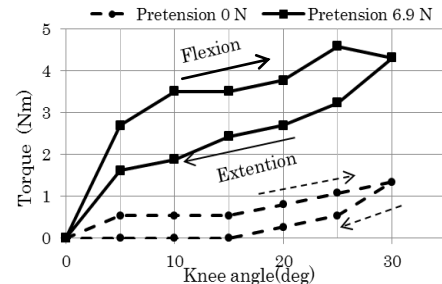


Fig.3 Torque caused by the knee device

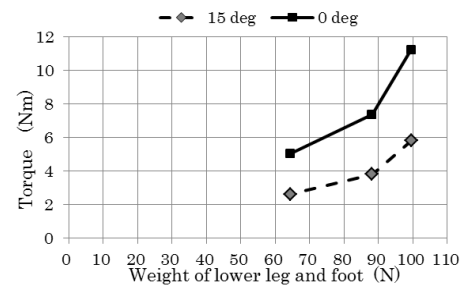


Fig.4 Torque to keep relative knee angles

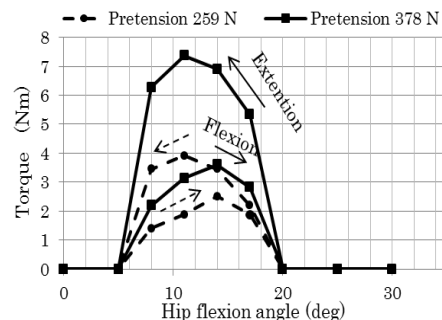


Fig.5 Torque caused by the hip device

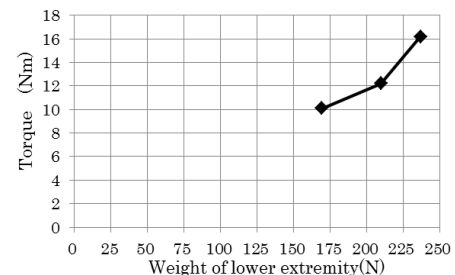


Fig.6 Torque measured at the starting point of hip flexion

- (3) 池俣吉人, 佐野明人, 加藤良樹, 股関節バネ-ダンパ機構を用いて上体を付加した受動歩行の解析, 日本機械学会論文集C編, vol. 78, no. 796, pp. 3959-3969, 2012.