

旋回歩行のための装着型ロボットアシストパターンの開発

Development of assist pattern for curving motion of wearable robot

KWON H. J. (名古屋大) ○正 秋山 靖博 (名古屋大)
正 山田 陽滋 (名古屋大)

Hyukjae KWON, Nagoya University
Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University
Yoji YAMADA, Nagoya University

Wearable gait assist robots are expected to improve the quality of life of the elderly, and some robots have been developed. However, most robots are set to walk straight and it is difficult to perform curving gait. The purpose of this study is to develop the joint assist pattern suitable for curving corner with wearable assist robots. It is considered effective to adjust the length of time and torque of the robot's actuator. Experiments were conducted with robots turn the corner to verify the changes in gait parameters. The results confirmed that there was a significant change in walking speed during curving.

Key Words: Gait assist, Curving, Assist pattern

1. 緒言

世界的に進行している少子高齢化により[1]、労働者不足、要介護者の増加などが社会的に重大な問題となっている。高齢者の場合、転倒骨折の防止のために歩行を諦める場合もある。しかし歩行は基本的な日常生活動作であり、歩行をしたいと望む高齢者は多い[2]。このような現状に対して、装着型ロボットを導入することにより労働生産性および高齢者の生活の質(QOL; quality of life)を向上させることが期待されている。

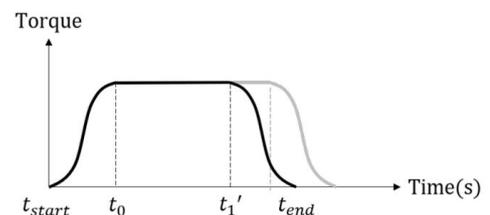
しかし、多くの装着型ロボットは直進歩行を前提に設計されているため、矢状面以外の関節自由度は重視されていない場合がある。また、一般にコーナーを曲がる時は直進歩行に比べて歩行速度や歩幅が減少する[3]。そのため、直進用のアシストのままに旋回歩行を行うことでアシストと装着者の歩容に不整合が生じる恐れがある。

日常生活において旋回歩行は必須であるため、このような制限は高齢者のQOLと日常生活動作を低下させ、装着型ロボットの普及を妨げる要因となり得る。このような問題を解決するため、旋回時には旋回歩行に適したアシストパターンをロボットに印加することが求められる。

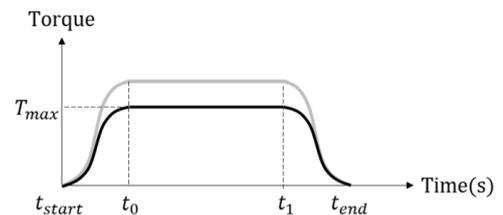
2. 研究目的

現在の装着型ロボットには、矢状面以外の動作が拘束される場合には角を曲がるような旋回歩行が行いにくいという懸念がある。旋回動作をスムーズに行うためには、重心速度および歩幅を減少させるため直進歩行とはアシストパターンを変化させることが有効であると考えられる。

しかし、旋回動作を行う装着型ロボットの絶対数及び研究例が少ないことから、直進歩行のアシストパターンをどのように変化させるべきかについては未解明である。そこで本研究では、歩行中に直進から旋回に移る際の歩容パラメータの変化を考慮した、旋回歩行のためのアシストパターンを開発する。装着者の意思に応じて適宜に旋回動作をアシストすることで、利用者の日常生活の便利性の向上をはかる。



(a) Time reduction assist



(b) Torque reduction assist

Fig.1 Assist pattern for curving gait

3. 旋回動作のアシストパターン

本研究では直進時と旋回時の複数の歩行パラメータを比較及び分析し、旋回する際のアシストパターンを開発した。先行研究により[3]、直進歩行から旋回歩行に変わるにつれて骨盤中央の並進速度とケイデンス(単位時間あたりの歩数)、歩幅などの歩容パラメータが変化することが知られている(骨盤速度・ケイデンス・歩幅はそれぞれ約14%, 4%, 8%減少)。その中で値が著しく変化したパラメータは歩行速度(骨盤速度)と歩幅であったので、ロボットを装着して旋回する際もそれらの値の変化が同様な傾向を見せるように設計する。これは歩行パラメータの変化率に基づき歩行アシストロボットのアシストトルクを調整することによって実現する。

本研究では、具体的にはロボットに加わる最大トルクの持続時間と最大トルクの大きさをパラメータとして、2通りの旋回アシストパターンを考案した。第一は、図1(a)のように最大トルク印加時間を短くしたTime reduction assistである。文献[3]で旋回する際は歩行速度と歩幅パラメータが8~14%減少するとしたが、これはコーナーを曲がる時は直進歩行と同

等のアシストを必要としないことを意味する。したがって、最大トルクの印加時間を 10% (8~14%の中央値に近い値)減らすこととした。第二のアシストパターンは、図 1(b)のように最大トルクを弱くした Torque reduction assist である。最大トルクの値は 35%減少させた。減少率は、予備実験によりスムーズにカーブできるトルクを試行錯誤的に定めた。

これらの旋回アシストと通常アシスト (Normal assist) の旋回動作のパラメータを比較し、旋回アシストパターンによる歩幅と歩行速度・ケイデンスの変化を検証した。

4. 実験装置および環境

本実験では、本研究室で開発された装着型下肢アシストロボット (MALO: Motor Actuated Lower-Limb Orthosis) を用いる (図 3)。MALO は股関節・膝関節にトルクの印加が可能な DC モーターを有し、これら関節は屈伸自由度のみを有する。靴底にはつま先および踵にフォースプレートを取り付け、歩行の位相および歩行周期を計測している。動作計測には、モーションキャプチャーおよび前述のフォースプレートを用いる。モーションキャプチャーにより歩容を計測し、歩行速度、歩幅の大きさなどの指標で歩容を評価する。歩行の測定は、地上 10 分間の歩行練習ののち、アシストごとに順番に行った。

実験には被験者 2 名が参加した。年齢は 25 歳であり、身長および体重はそれぞれ 180.5cm/71.7kg, 172.3cm/64.8kg である。実験コースは図 4 に示すように直進ののちに半径 0.5m の円弧を回る。その後、1m の直線経路を歩いてコースの終了とする。直線レーンは被験者の 6 歩分の長さに合わせて調整する。また実験条件の統一のため、踵が接地する回数を左右に分けて Right heel contact number (以下、RHC num), Left heel contact num (以下、LHC num) でカウントした。歩き出しの歩行周期を計測するためにその場で 6 回足踏みをした後、Normal assist が印加される。その後、右足から歩き出して 6 歩歩くとカーブに入る 1 歩前 (80cm 区間) で RHC, LHC num 6 になり、そのタイミングで旋回アシストが印加される。取得したデータは人体モデルである SIMM を用いて歩行速度と歩幅、ケイデンスと旋回軌跡を算出した。本実験は、名古屋大学工学部倫理部会の承認のもと行った ([21-6])。



Fig. 3 MALO

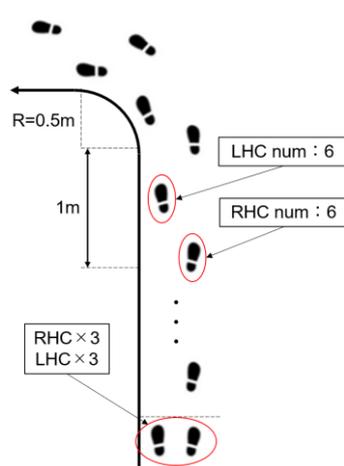


Fig. 4 Experiment course

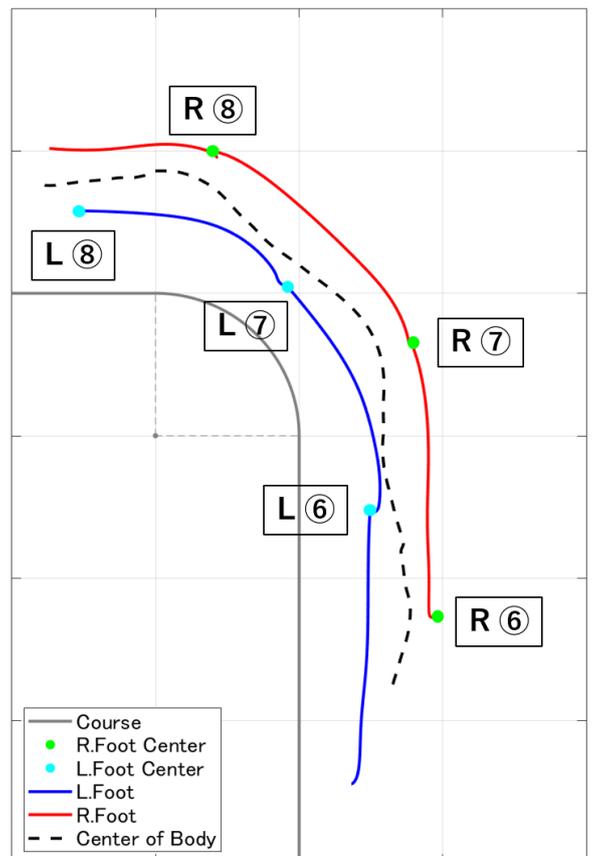
5. 実験結果

通常アシストを含めて 3 つのアシストパターンについて、直進歩行および旋回歩行区間における歩幅、歩行速度、ケイデンスの変化と歩行軌跡をまとめた。旋回歩行実験は 3 パターンのアシストに関して 10 回ずつ行った。表 1 に被験者 1 の直進と旋回歩行パラメータの平均と標準偏差を示す。データは試行ごとに直進と旋回区間に分けて平均歩幅・平均速度・平均ケイデンスを計算し、さらにアシストパターンごとに平均をとったものである。3 条件とも歩行コースの足踏みをするとところから旋回アシストに切り替わるまで (R/LHC num 1~6 の区間) は通常歩行アシストが印加されるのは同一であるため、この区間のパラメータは全試行の平均値を用いる。一方、被験者 2 において有意差があったパラメータは Time

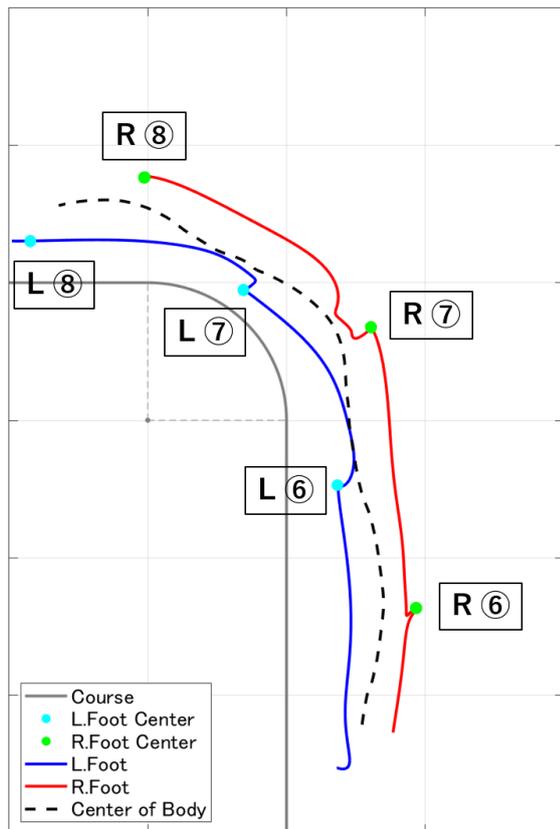
Table 1 Mean and standard deviation of straight walking and curving motion (Str.=Straight, Curv.=Curving, vel.=velocity, cadn.=cadence) – Subject 1

	Str. stride	Curv. stride	Str. vel.	Curv. vel.	Str. cadn.	Curv. cadn.
Normal assist	51.4 (6.3) cm	47.9 (5.7)	80.8 (5.9) cm/s	74.8 (7.7)	88.1 (13.1) step/ min	89.3 (23.8)
Time reduction		48.8 (6.3)		75.3** (4.2)		71.2 (8.9)
Torque reduction		46.1 (6.6)		78.7*** (6.4)		80.6 (22.7)

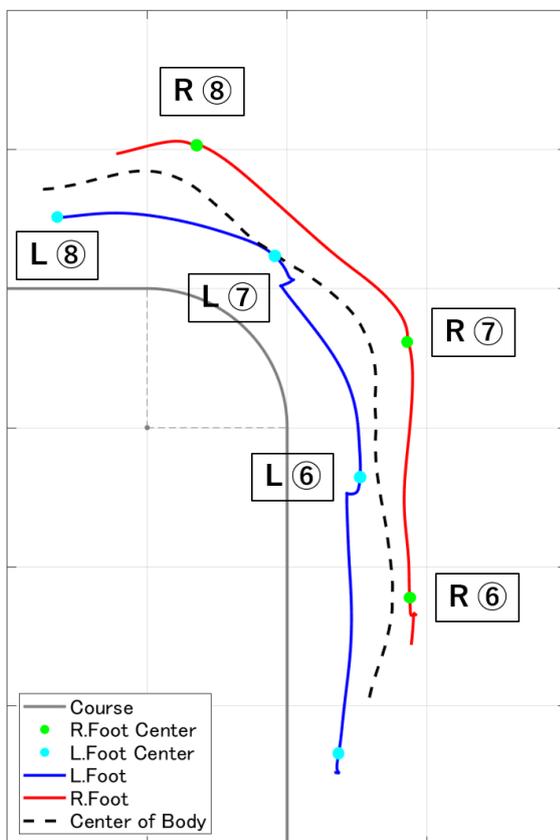
** $p < .01$ *** $p < .001$



(a) Normal assist



(b) Time reduction



(c) Torque reduction

Fig. 5 Walking trajectory

reduction assist の直進歩行から旋回歩行に変わる際の歩行速度のみであった。しかしながら、 p 値は約 0.02 であり、被験者 1 と比較すると差はわずかである。

歩行速度の平均値は、3 パターンすべてで減少が確認できた。しかし、試行間でばらつきが大きかったため、直線速度と旋回速度について u 検定を行った結果、直進区間と旋回区間では Time reduction と Torque reduction のみで有意差があった。これより、旋回アシストを印加したときのみ歩行速度が優位に減少したことがわかる。一方、歩幅とケイデンスに関しては、平均値は減少したものの、有意な差はなかった。

図 5 に 3 つのアシストパターンの旋回軌跡を示す。灰色の線は歩行コース、青色と赤色の線は左足と右足の軌跡、黒の点線は重心の移動を表している。また、1 マスの間隔は 50 cm である。旋回軌跡のコーナーを曲がりきるところ(R⑧と L⑧)に注目すると、Normal assist と Torque reduction では右足の軌跡が旋回中心から 1 m 以上離れているが、Time reduction のときは中心から 1 m 以内の範囲で曲がっている。また、左足の軌跡より歩行コースに沿ってスムーズに曲がれたことが分かる。このようなことから、3 つのアシストパターンの中で自然な旋回軌跡を描けたのは Time reduction の場合であると考えられる。

6. 考察

本節では Normal assist, Time reduction, Torque reduction の 3 つのアシストパターンで旋回するときに変化したパラメータについて考察する。

Normal assist の場合に、歩幅、歩行速度、ケイデンスに有意差がなかった理由は、カーブを曲がる時、直進に比べて歩行速度が減るのが一般的な歩容であるが、アシストトルクが大きく減速ができなかった可能性が考えられる。それに比べ、Time reduction と Torque reduction ではアシストトルクの時間積分値が減少し、比較的容易に減速できた可能性がある。

歩幅とケイデンスについて Time reduction と Torque reduction で旋回区間において有意差が出なかった理由としては、ロボットが歩行周期の時間変化を検出する際のタイムラグによりアシスト周期が装着者に追従できなかった可能性が考えられる。一般的に歩行速度は一定であるが、旋回時は歩行周期が急激に変化する。MALO の歩行周期は 2 周期分の移動平均により計算するため、本実験の条件の場合はコーナーを曲がり切った後から変更された歩行周期に合わせたアシストトルクが印加された。すなわち、旋回コースが短かったため旋回区間において歩幅とケイデンスの有意な減少が見られなかったと考えられる。

最後に、歩容パラメータの比較だけでなく、実際の歩容を確認するため旋回軌跡を調べた。Normal assist は直進用のアシストのままであったので、カーブするとき旋回中心から離れる様子が見られた。Time reduction の場合は旋回に入った時点でアシスト期間が短縮されたので、装着者の意図通りに曲がることができたと考えられる。Torque reduction においてアシスト期間には変化がなかったが、トルクが急激に減少してしまい、適宜に筋力をアシストできなかったため方向転換することが難しかったと思われる。そのため、図 5 の(c)のように旋回中心から若干離れる歩容が見られた。

7. まとめと今後の課題

装着型ロボットの旋回歩行のため、2種類の旋回用のアシストパターンを考案し歩容変化の検証を行った。考案した旋回アシストパターンは Time reduction assist と Torque reduction assist である。実験では Normal assist とこれらのアシスト印加時の旋回歩行中の歩容について計測を行った。実験の結果、すべてのアシストパターンで旋回するときパラメータの減少が確認できた。その中で有意差があったのは Time reduction と Torque reduction の歩行速度であった。旋回軌跡において、Time reduction の場合のみ、歩行コースに沿って曲がることができた。以上より、3つのパターンで旋回動作に適合したアシストは Time reduction assist であると考えられる。

今回の実験では考案した旋回アシストが通常時の旋回歩行の歩容を再現できると結論付けることはできなかった。今後、多様な旋回半径の条件で実験を行うことが期待される。実験条件および旋回アシストパターンの改良をしたうえで、被験者の人数を増やして実験を行い、歩容の評価を行いたい。これらは、自然な旋回歩行に適応したアシストパターンの開発の課題として残されている。

文 献

- [1] 内閣府, 平成 30 年度版高齢化社会白書
- [2] テクノエイド協会, 歩行補助用具 歩行補助用具 歩行補助用具
- [3] Yasuhiro Akiyama, Shogo Okamoto, Hitoshi Toda, Takao Ogura, Yoji Yamada, "Gait motion for naturally curving variously shaped corners", *Advanced Robotics*, vol. 35, no. 2, pp. 108-117, 2020
- [4] Keith E. Gordon, Daniel P. Ferris, "Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton", *Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 12, pp.2636-2644, 2007
- [5] C. Charalambous, Jesse C. Dean, "Magnitude and time course of adaptation during walking with a passive elastic exoskeleton", *American Society Biomechanics*, 2012