

歩行時の装着型パワーアシストロボットと装着者の 動作不整合が引き起こすバランスへの影響

○肥後 郁馬 (名古屋大学), 秋山 靖博 (名古屋大学)
山田 陽滋 (名古屋大学), 岡本 正吾 (名古屋大学)

Analysis of Human Balance Against Abnormality with a Physical Assistant Robot

Ikuma HIGO(Nagoya University), Yasuhiro AKIYAMA(Nagoya University)
Yoji YAMADA(Nagoya University), Syogo OKAMOTO(Nagoya University)

Abstract: The physical assistant robot is useful to enhance wearer's locomotive capabilities. However, the wearable robots have some unique risks. Fall is one of the most severe risks. This study focuses on the effect of a sudden interference to the motion of the wearer. The experiment of interference was conducted. And wearer's balance was discussed.

1. 序論

1.1 研究の背景

少子高齢化が進行する現在、労働力不足や高齢者、要介護者等の介護・移動支援等は深刻な問題となりつつある。その解決策の一つとしてロボットの導入が挙げられ、社会的な関心が高まっている。そうした生活支援ロボットの一つに装着型パワーアシストロボットがある。これは、使用者にカフ等によって固定し、固定部を通じてその力を伝達する形態のロボットであり、すでに実用化されつつある。装着型ロボットはその使用目的により、さまざまな形態とアシスト戦略を持つ。リハビリテーションに使用するロボットではトレッドミルに固定する形態も多く存在し、多くのロボットには理想的な歩行軌道を実現するようなアシスト戦略 [1], [2] がとられる。他の使用目的として、日々の生活の中で恒常的に用い、QOL (Quality of Life) の向上に寄与することが挙げられる。しかし、装着型ロボットは装着者に密着して使用する機器であるため、その開発及び普及には十分な安全性の検討が必要とされている。本研究グループでは、医療、介護現場等の常に介護者の付き添いが可能な環境を前提に、接触安全性の観点から装着型ロボットのリスクに関する検討 [3] を行ってきた。しかし、装着型ロボットの一層の普及に際し、さらなる安全性の検討が必要とされる。

装着型ロボットは装着者の動作支援を目的としているが、実際の使用条件下では多様な条件の下でさまざまな状況が複合的に発生することが考えられる。そのため装着型ロボットが装着者の動作補助を行うにあたり、結果的に装着者の意図と異なった動作となってしまう可能性がある。その際、最も懸念されるリスクとして、装着者の転倒が挙げられる。そこで装着型ロボットが人間の動作に干渉することによる転倒について、製作者には予見される誤使用に対しての安全対策が求められる。装着型ロボットの使用に対して、事前の安全審査を行うには転倒挙動や転倒回避動作の把握が必要とされる。

人間の転倒現象に関する研究は多数行われている。こう

した研究では、転倒経験の聞き取り等の統計的なアプローチが多く用いられる。しかし人間の転倒には高度な認知や判断が伴うため、転倒挙動や転倒回避動作の解明には実験的なアプローチが必要となる。人間の具体的な転倒回避動作に関する研究では、足元のスリップ [4] や足元障害物のひっかけ [5] 等を再現することで行動メカニズムの解明を試みている。一方で装着型ロボットの転倒リスクを検討する上ではさらに、装着型ロボットの自重、自由度の拘束、アシストによる影響をも考慮する必要がある。

本研究グループでは装着型ロボットのリスクアセスメントを行い、人間による誤使用あるいは機器の故障やアシスト戦略に起因する装着者の意図しない力の発生を、対応すべきリスクとして選定した。さらに、そうした不整合トルクが人間の歩容に与える影響を解析するため、立脚期初期の膝関節に伸展方向へ動作異常トルクが発生した場合を想定して実験を行った。こうした研究により、動作異常トルクの発生による装着者のバランスの乱れと、それに伴った転倒回避動作を確認した [6]。しかし、不整合トルクの負荷位置、タイミング、強さ等のパラメータが転倒回避動作に与える影響の評価はいまだ限定的である。

1.2 目的

本研究では装着型ロボット使用時に装着者の意図と異なるトルクが発生した場合の転倒リスクの増加の有無及びその程度を評価することを目的としている。そのため、試験用装着型ロボットの開発と、さらにそれを用いた歩容計測実験を実施した。選定した動作異常トルクを印加することで、それに起因した転倒現象及びその回避動作を計測し解析した。

2. 試験用装着型ロボットの開発

2.1 対象とするロボット形態

装着型ロボットには、全身 (BLEEX [7]), 長下肢 (Mina [8]), 単関節を拘束するもの (RoboKnee [9]), トレッドミル等に固定された構造 (ALEX [2]) 等、様々な形態が存在する。また、アシストの前提となる装着者の動作の計



Fig. 1 MALO

測についても、装着者の筋電を読み取るもの (HAL [10])、関節角度を使用するもの (リズム歩行アシスト [11]) 等、多様な方法が用いられている。

本研究の対象とする装着者は運動機能に衰えのあるものの自力で歩行が可能な高齢者や障がい者である。そのような対象者に対して用いられるのは、歩行において必要とされる筋力の一部を援助するロボットであると考えられる。そこで本研究グループでは、ロボット自身で自重を支えることができる長下肢タイプを採用し、トルクも人間の必要とするトルクの 25% 程度とした。また、歩行周期の読み取りには膝関節の角度計測を用いる。これは、装着者が方向転換したりたたらを踏んだ際に歩行速度が変わることで容易にアシストに使用する歩行周期のずれが想定されるためである。このようなロボットによって、被験者に動作アシストや動作干渉を行うことができる。

2.2 装着型ロボットの構成

本研究では、被験者に動作アシストや動作干渉を行うため試験用下肢装着型ロボットである MALO (Motor Actuated Lower-Limb Orthosis) を製作した。図 1 に示したように MALO はコルセットと長下肢装具 (トクダオルソテック社製) を接続することにより骨格を構成している。股関節、膝関節、足関節は矢状面上を回転する一軸のジョイントとし、コルセットは適度に柔軟性のある樹脂で製作されている。腰部をコルセット、左右の大腿部、下腿部をカフにより、足部を靴により固定している。また関節可動域は調節することができる。MALO は足裏に移動式フォースプレートが設置されており、合計で約 14 kg となる。さらに、MALO は膝関節及び股関節に DC モータ (Maxon, RE40) を搭載している。DC モータはコンピュータと接続されており、エンコーダによる関節角度の計測及びオンライン制御によるトルクの印加が可能となっている。

2.3 アシスト方法

MALO 動作時には、モータ印加電圧の計測により関節角速度および関節角度を求める事が可能である。これによ

り検出された膝関節最大屈曲の間隔から左右脚の歩行周期を推定し、歩行サイクルに対応したアシストを行う。

人は通常歩行するにあたり、支持脚期に大きなトルクを必要とする。そこで、図 2 に示すように股関節には歩行周期の 15% から 45% に伸展方向に、膝関節には歩行周期の 30% から 60% に屈曲方向にトルクを印加した。高齢者を対象とした装着型ロボットの多くは、装着者が本来有している最大筋力を上限に補助すると予想される。つまり通常の歩行をアシストする目的では、人間が必要とする筋力以上のトルクを印加することはない。そこで MALO はそれぞれのアシスト期間に人が必要とする平均モーメントのおよそ 20% にあたる約 7 Nm (股関節)、約 8 Nm (膝関節) を印加する。また、人は遊脚期には足を慣性で振るためそれほど大きなトルクを必要としない。しかしながら遊脚期には特に膝関節において大きな角速度を必要としている。そのため装着型ロボットを装着した際に十分な角速度を実現できなければ、動きが妨げられることとなる。そのため足の振りをアシストする。そこで、股関節には歩行周期の 65% から 95% に屈曲方向に、膝関節には歩行周期の 75% から 95% に伸展方向にトルクを印加した。股関節はアシストする期間に人が必要とする平均モーメントのおよそ 25% にあたる約 7 Nm を屈曲方向に、膝関節は十分な角速度を実現するため約 7 Nm を伸展方向に印加する。また、これらのアシストを印加するにあたり、急激なトルクの印加は人体に負荷となることが予想される。そこで、以下に示す式により、印加トルク T を t_{start} から t_0 まで t_r の時間をかけて最大アシストトルク T_A に立ち上げ、同様に t_1 から t_{end} まででアシストを終了するように滑らかに変化させる。

$$T = \begin{cases} T_A \sin^2\left(\frac{\pi}{2} \frac{t-t_{start}}{t_r}\right) & (t_0 \geq t \geq t_{start}) \\ T_A & (t_0 \geq t \geq t_1) \\ T_A - T_A \sin^2\left(\frac{\pi}{2} \frac{t-t_1}{t_r}\right) & (t_{end} \geq t \geq t_1) \end{cases} \quad (1)$$

3. 動作異常トルク実験

3.1 実験概要

被験者は健康な 23 歳の男性一名である。動作異常トルク実験は、名古屋大学工学部倫理部会の承認の下に行った。被験者は MALO を装着した後に適応準備を行った。被験者が MALO によるアシストに慣れ、歩容が安定した時点を適応準備の達成基準とした実験において、被験者は安全ハーネス等の器具を装着し、通常アシスト状態で計測走路を歩行する。そこへ選定した動作異常トルクを印加する。被験者が身構えたり、動作異常トルクに慣れることを防ぐため、動作異常トルクを印加するケースは無作為に選出した。

3.2 実験装置の構成

本研究では図 3 のように実験装置を構成した。被験者の動作は、モーションキャプチャシステム (MotionAnalysis 社製 MAC 3DSystem)、移動式フォースプレート (テック技販社製)、ビデオカメラ (SONY 社製) を用いて計測する。また、安全ハーネス、サポータを併用し安全対策を施す。計測区間は長さ 5 m の直線上の走路であり、その前に 3 m の助走路を有する。これらの計測装置により、被験者の歩

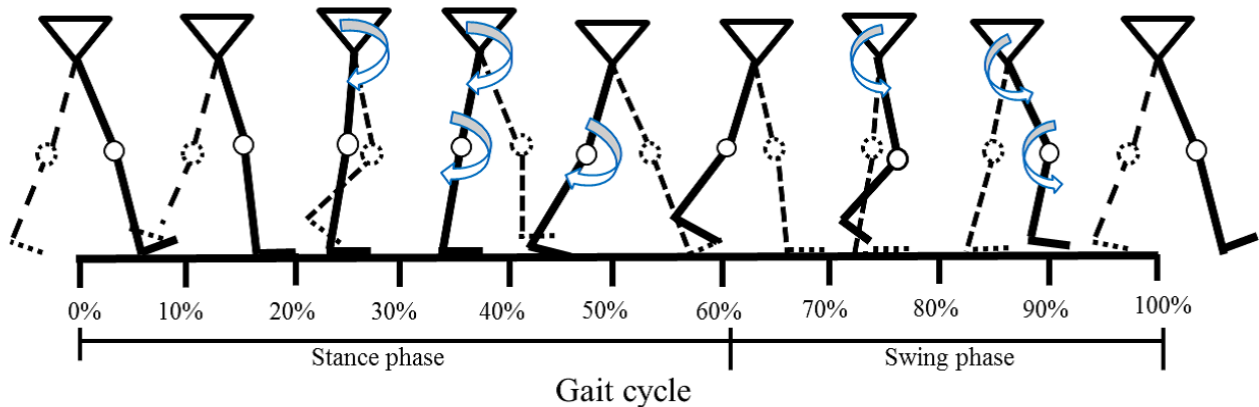


Fig. 2 Assist timing

Table 1 Gait parameters

	Average	Standard deviation
Speed [km/h]	4.41	0.20
Step length(right) [cm]	72.3	0.092
Step length(left) [cm]	73.1	0.037
Cadence [/min]	50.2	1.0

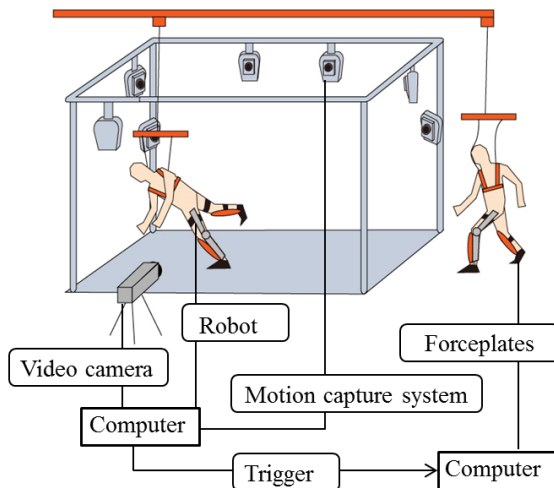


Fig. 3 Gait measurement system

行速度や歩幅などの歩行パラメータ, 各関節角度や COP (Center of pressure), CoM (Center of mass)などを算出する.

3.3 印加する動作異常トルク

アシストを行うにあたり, ロボットは装着者の行動を検知する必要がある. 一般に歩行周期の読み取りには, 関節角度の計測 [11] やフットスイッチ [7] が用いられる. また, 外部トリガの指令 [12] に合わせてアシストを行うロボットも存在する. これらのロボットでは, 何らかの原因で歩行周期を読み違えた場合, 装着型ロボットによるアシストが本来の意図と異なるタイミングで印加される可能性がある.

そこで本研究グループでは, アシストが本来の意図と異なるタイミングで印加された場合の安全性を検証してきた. それらの知見から推定される, 最も危険であると想定される動作異常トルクは遊脚の振りを妨げるものであった. 本実験ではそうした状態を対象とし, MALOにより再現した. 遊脚の振りを妨げる動作異常トルクはアシスト周期を

40% 遅らせることに相当する. また, アシスト周期がずれ始めるタイミングは歩行周期の 55% とした. 40% 遅らせたアシスト周期では股関節と膝関節に動作と逆方向のトルクが印加される. これを **Swing Perturbation in knee and hip joint (S.P.kh)** とし, 各関節の個別の影響を検証するため追加の条件を設定した. 一つはアシスト周期がずれた後, 膝関節のみに動作異常トルクを受けるパターン **Swing Perturbation in knee joint (S.P.k)** である. そして, アシスト周期がずれた後, 膝関節のみに動作異常トルクを受けるパターンを **Swing Perturbation in hip joint (S.P.h)** とした.

4. 実験結果

通常アシスト歩行時の各パラメータを表 1 に示した. これらはロボットを装着せずに歩行した一般成人と比較してほぼ等しい.

本実験では右脚の歩行周期を基準として動作異常トルクを印加した. そこで図 4, 5, 6 には右脚を基準とした歩行周期 2 回分の膝関節の角度を示した. 通常アシストケース (Normal assist:N.A.) では, 右脚の接地から次の右脚の接地までの時間間隔で歩行周期を正規化し, 動作異常トルクケースとの比較のため 2 サイクルを示した. 動作異常トルクケースでは異常サイクルの歩行周期を取得できないため, 正規化を行わず個別に提示した.

動作異常トルクは図 4, 5, 6 の歩行周期の 55% から, 歩行時の動作方向と逆向きに発生する. その影響により図 4 の S.P.kh では, 膝関節の角度がおおよそ歩行周期の 100% 付近において通常歩行より屈曲している. つまり, 動作異常トルク発生直後の右脚の接地時に通常歩行と比較して右脚を曲げた状態であることが分かる. また, 選定した動作異常トルクのパターンに対して, 膝関節と股関節が受ける

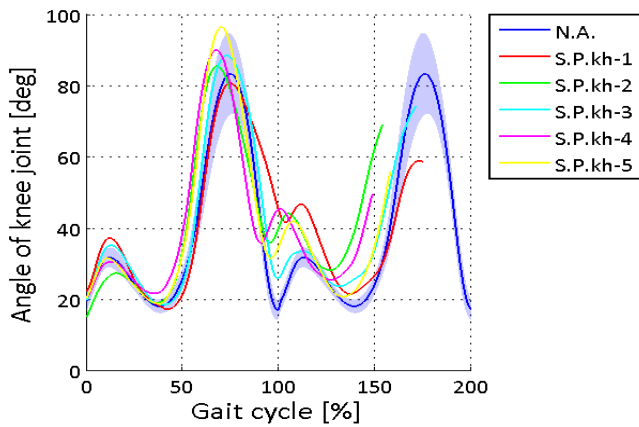


Fig. 4 Angle of knee joint:S.P.kh

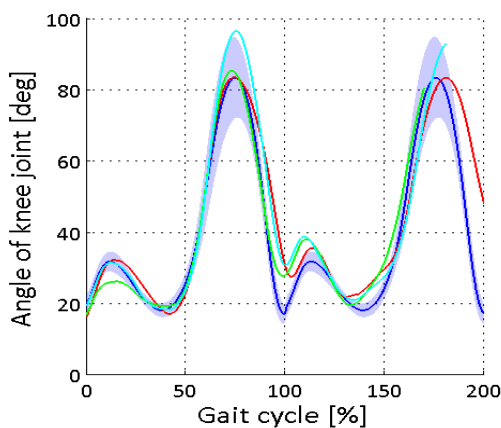


Fig. 5 Angle of knee joint:S.P.k

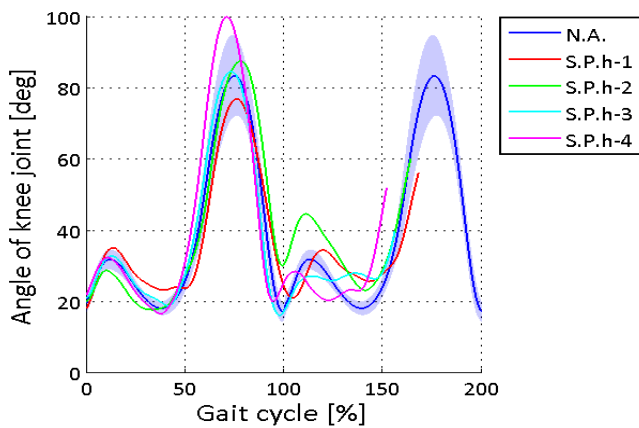


Fig. 6 Angle of knee joint:S.P.h

影響を検証した結果を図5, 6に示した。S.P.hにおいて一つの試行で大きな屈曲が見られるが、全体の傾向としてはS.P.kがより影響を受けていることが確認された。これらの結果は足関節の角度からも同様の傾向が確認された。

Table 2 Step length after the disturbance

		Average	Standard deviation
N.A.	Right step length [cm]	72.3	0.092
	Left step length [cm]	73.1	0.037
S.P.kh	First step length [cm]	67.6	0.027
	Second step length [cm]	79.8	0.073
S.P.k	First step length [cm]	71.7	0.044
	Second step length [cm]	73.5	0.023
S.P.h	First step length [cm]	71.9	0.019
	Second step length [cm]	74.1	0.046

5. 考察

結果から、動作異常トルク発生後に通常歩行より脚を曲げて接地していることが確認された。各ケースにおける、動作異常トルク発生後の二歩分の歩幅と比較のための通常アシストの歩幅を表2に示した。S.P.khでは大きく歩容が変化していることが分かる。動作異常トルク発生後に遊脚の振りが妨げられるため、歩幅が減少している。そして、その次の一步は歩容の乱れを回復するため歩幅が増大していると考えられる。S.P.kとS.P.hでは歩容の変化は見られなかった。S.P.kで膝関節が屈曲しているにも関わらず歩幅に影響がない原因として、図7に示したように股関節の屈曲が挙げられる。S.P.kでは遊脚時の膝関節のみに動作異常トルクを受け、股関節の動きは妨げられない。そこで、膝関節の屈曲に対して、股関節を屈曲させることで歩幅を維持したと考えられる。

歩容のバランスを示す指標としてZMPがよく用いられる。各ケースの進行方向のZMPを図8, 9, 10に示した。動作異常トルク発生後に脚の屈曲が見られたS.P.khとS.P.kではZMPに大きな変化が見られた。一方でS.P.hでは他2ケースと比較して変化は小さい。また、S.P.khのZMPを個別にみるとS.P.kh-3が最も通常アシスト歩行に近く、バランスの変化が少ない。図4の膝関節の角度変化からもS.P.kh-3が最も変化の割合が小さいことが確認できる。S.P.hのZMPはS.P.h-2が最も急激な立ち上がりを示しており、バランスの変化が大きい。図6の膝関節の角度を見ても、最も変化が大きいことが確認できる。これらからもZMPが有効なバランスの指標であると考えられる。

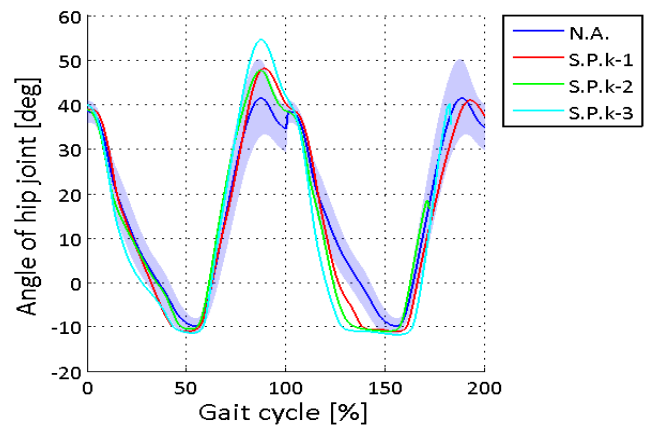


Fig. 7 Angle of hip joint:S.P.k

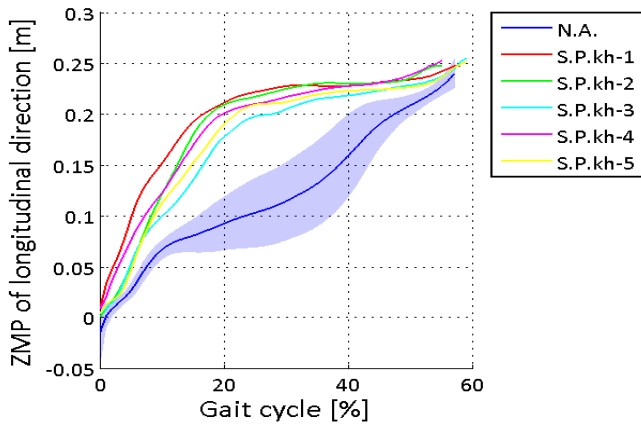


Fig. 8 ZMP of longitudinal direction:S.P.kh

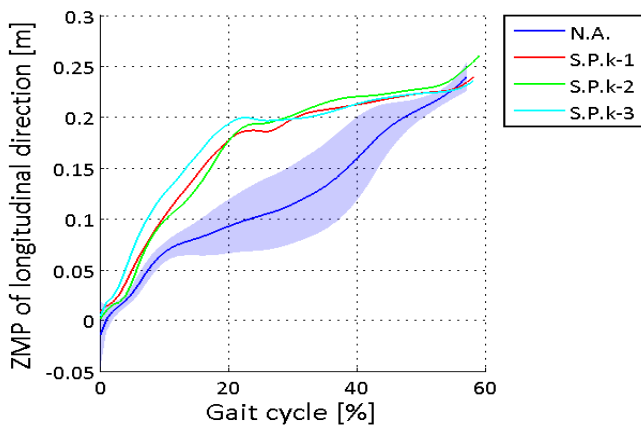


Fig. 9 ZMP of longitudinal direction:S.P.k

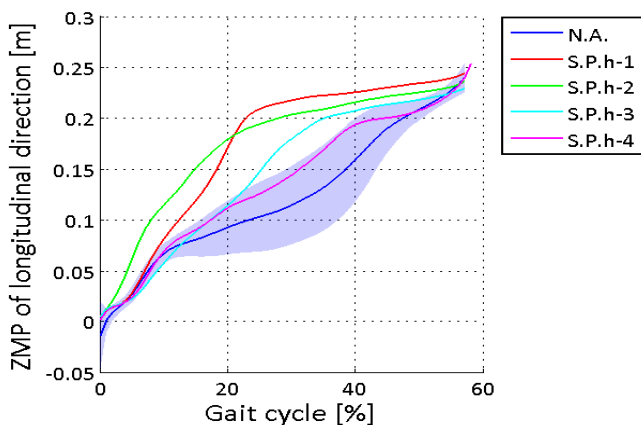


Fig. 10 ZMP of longitudinal direction:S.P.h

このように、歩幅の変化と ZMP から S.P.kh は最も大きく歩容が変化していることが確認された。また、S.P.k と S.P.h を比較すると歩幅の変化は見られないが、ZMP から S.P.k の方が歩容が乱れていることが分かる。つまり、膝関節の方が股関節より動作異常トルクの影響を受けやすいことが示された。被験者は健康な若年者であり、S.P.kh に

対しては 2 歩目の歩幅を増大されることで、S.P.h に対しては股関節を屈曲させることで動作異常トルクに対処している。しかし、筋力やバランス能力の衰えた高齢者では歩容の乱れに対処できず、転倒に至る可能性が存在すると考えられる。

6. 結言

本研究では、装着型ロボットが転倒に与える影響の評価を目的とした実験を行うための、試験用装着型ロボットの開発と動作異常トルク実験を行った。各関節への動作異常トルクが与える影響を解析するため、選定した動作異常トルクパターンを分類した。結果として、股関節への動作異常トルクは比較的影響が少ないことと、膝関節への動作異常トルクに対しては何らかの補償が必要であることが確認された。

References

- [1] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. F. Van Asseldonk, and H. van der Kooij, "Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.15, no.3, pp.379-386, 2007.
- [2] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal and J. P. Scholz, "Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX)," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 17, no. 1, pp. 2-8, 2009.
- [3] 秋山靖博, 山田陽滋, 伊藤浩治, 小田志朗, 岡本正吾, 原進, "装着型ロボットの接触安全性評価試験方法の研究—膝関節部の不整合についての下肢ダミーによる検討—", 第 17 回ロボティクスシンポジウム, p.331-336, 2012.
- [4] R. Cham and M. S. Redfern, "Changes in Gait When Anticipating Slippery Floors," *Gait and Posture*, vol.15, no. 2, pp.159-171, 2002.
- [5] X. Zhou, L. F. Draganich and F. Amirouche, "A Dynamic Model for Simulating a Trip and Fall During Gait," *Medical Engineering and Physics*, vol.24, no. 2, pp.121-127, 2002.
- [6] Y. Akiyama, I. Higo, Y. Yamada and S. Okamoto, "Analysis of Recovery Motion of Human to Prevent Fall in Response to Abnormality with a Physical Assistant Robot," *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp1493-1498, 2014.
- [7] H. Kazerooni, R. Steger and L. Huang, "Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," *The International Journal of Robotics Research*, vol.25, no. 5-6, pp.561-573, 2006.
- [8] A. K. Raj, P. D. Neuhaus, A. M. Moucheboeuf, J. H. Noorden and D. V. Lecouture, "Mina: A Sensorimotor Robotic Orthosis for Mobility Assistance," *Journal of Robotics*, vol.2011, pp.1-8, 2011.
- [9] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, S. Mori and S. H. Collins, "The RoboKnee An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking," *IEEE*

- International Conference on Robotics and Automation*, vol.3, pp.2430-2435, 2004.
- [10] K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa and Y. Sankai, "Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL," *Advanced Robotics*, vol.21, no. 12, pp.1441-1469, 2007.
- [11] Honda Corporation, "Walking Assist Device with Stride Management System," *Honda R&D technical review*, vol.21, no. 2, pp.54-62, 2009.
- [12] S. Toyama, G. Yamamoto, "Development of Wearable-Agri-Robot mechanism for agricultural work," *Intelligent Robots and Systems*, pp.5801-5806, 2009.