

装着型ロボット使用時に想定される矢状面外の動作の拘束がカーブ動作に与える影響

Effect on Corner Curving Motion Caused by the Restriction of Out-of-Sagittal-Plane Motion Applied by a Wearable Device

学 ○福井雄佑 正 秋山靖博 正 山田陽滋 正 岡本正吾 (名古屋大)

Yusuke FUKUI, Yasuhiro AKIYAMA, Yoji YAMADA, Shogo OKAMOTO (Nagoya University)

For developing a mechanism which can enable an assist device to turn a corner naturally, we analyzed the effects on curving motion from the restriction of hip joint. To check the effects of restricted out-of-sagittal-plane motion, subjects wore a wearable device which can restrict the hip joint. Then, Subjects walked along a curved path with or without the restriction. In the restricted condition, the rotation and adduction or abduction angle of hip joint was decreased. This lead subjects to change their movement of COM. This potentially causes fall during outer footstep.

Key Words: Wearable Robot, Curving Motion, Restricted Joint Pattern

1 緒言

高齢化は多くの先進国に共通する社会問題である。これに対し、装着型ロボットは高齢者の生活の質の向上に有意義であると期待されている。リハビリテーションにおいて使用されている装着型ロボットは、ロボットスーツ HAL 福祉用 (CYBERDYNE 株式会社) [1] や歩行アシストがある [2]。このように現在、装着型ロボットはリハビリテーションの現場で使用されているが、今後、実社会における多様な環境に装着型ロボットが普及されると考えられる。その際には、角を曲がる動作や部屋の出入り等多様な動作が必要となる。

しかし、多くの装着型ロボットは方向転換動作を考慮しておらず、矢状面外の関節動作は拘束を受ける。これは、旋回を行わないリハビリテーションにおけるアシストの効率的な伝達を想定したためであるが、旋回運動の複雑さも原因である。方向転換動作が行いにくいことは、装着型ロボットが日常生活に普及する際の重大な障害となり得る。例えば方向転換動作において重要な股関節の自由度を制限したことで、旋回運動などに大きな影響が生じる可能性がある。その際、角を曲がる動作時に、旋回能力の低下が原因となり周囲の物体や構造物と衝突して転倒し、重篤な怪我に繋がるリスクが存在する。そのため、アシストロボットの生活環境への普及に向け、矢状面外動作を拘束した際の曲がる動作を明らかにすることが求められている。

そこで研究目的は、拘束された状態におけるカーブ動作を計測し、矢状面外動作拘束の影響の評価およびそのメカニズムの解明を行うこととする。

2 実験

本実験は、装着型ロボットを装着したときに生じる矢状面外動作の拘束が、前進しながら角を曲がる動作 (以下、カーブ動作) に与える影響を調べるために行う。一般的な長下肢装具タイプの装着型ロボットは、コルセットとロボットの下肢部を連結しており、矢状面外の動作が拘束される。ロボットを装着している際、ロボットの質量または各関節自由度など様々な要因が影響を及ぼすと考えられ、そのような状況でカーブ動作に効果的な要素を特定することは困難である。そのため、コルセットと下肢部を連結して拘束する場合としない場合について比較を行う。これにより、股関節の自由度の影響のみを比較および検証することが可能である。そこで、まずは股関節の関節自由度に着目した。拘束の有無により大きく変化する要素の特定が可能であれば、カーブ動作に重要なその要素の自由度を機構に与えることにより効果的なカーブ動作が可能になると考えられる。そのため、股関節への拘束の有無を実験条件とした。

2.1 実験手法

本実験では直角に曲がる動作は対象とせず、カーブ動作に限定して実験を行った。カーブ動作の計測時に曲率半径が小さいほど

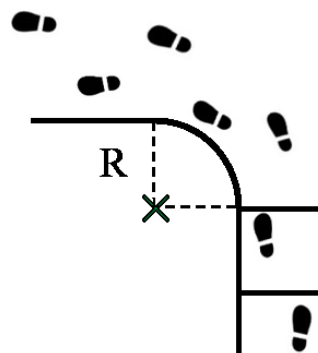


Fig.1: The curving path and footsteps

拘束の影響が大きく生じると考えられるため、被験者は半径 0.5 m の四分円を描くテープに沿って自然な歩容で歩く。その際の被験者のルートを図 1 に示す。R は半径を表す。被験者の助走は歩幅に合わせて 2 歩を有する。被験者は健常な学生 2 名で行った。拘束の有無および歩き始める足の左右の 4 条件をランダムに合計 40 試行計測した。

実験のプロトコルを説明する。被験者に対しマーカを貼付け、装着型ロボットを装着し、1 つ目の拘束条件とした。拘束の条件は、被験者毎にランダムに行う。次に歩容を安定させるために歩行練習を行った。そのため、被験者 A は拘束有りの条件が 1 つ目の拘束条件であり、被験者 B は拘束無しの条件が 1 つ目の拘束条件である。その後休憩を挟み、歩容を 20 試行計測した。次に、2 つ目の拘束条件に変更した。歩行練習を行った後、歩容を 20 試行計測した。最後に装着具の取り外しを行い、内監に関するアンケートを実施した。

2.2 実験器具

本研究では拘束の影響を装着者に強く与える形状のコルセットを作成した。コルセットはアルミニウム製であり四角形状とし、被験者の体型に合わせて可変である。また、ベルトによって被験者とコルセットを固定し、骨盤およびコルセットが同様な挙動を示すことを実現した。本実験で用いた長下肢装具タイプの装着型ロボットを図 2 に示す。また、コルセットの装着者が股関節の内転を行う際に股関節に受ける抵抗を、コルセットと下肢部を連結した状態で下肢部を外転させることにより計測した。それを図 3 に示す。横軸が内外転角度であり、縦軸がコルセットの抵抗のトルクを表す。例えば直線歩行における最大内外転角度は ± 5 度程度であり [3]、通常歩行における最大内外転角度時には、内外転のためのトルクが必要であることが分かる。そのため、通常の直線歩行においてもコルセットに抵抗して歩行する必要があり、

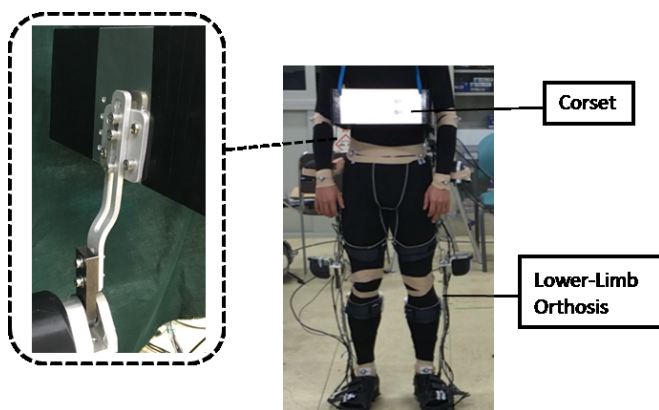


Fig.2: Lower-Limb orthosis and the Corset

通常の歩行よりも疲労感が生じる可能性が高い。したがって、コルセットの拘束の強さが通常の歩行においても生じる可能性が高く、本研究で製作されたコルセットの拘束の強さが強いことが示されている。

2.3 計測装置

本研究では、被験者の動作をモーションキャプチャシステム (MotionAnalysis 社製 MAC 3D System), 移動式フォースプレート (テック技販社製) を用いて計測する。本研究で用いるモーションキャプチャはマーカを身体部位に貼付し、これらの3次元の位置を読み取るタイプである。各関節角度は、モーションキャプチャシステムより取得されたマーカ位置情報を基に、筋骨格モデリング・解析システム (Mulsculographics 社製, SIMM) を用い、人体モデルに対応づけることで計算した。実験で用いた 0.5 m の半径を描くコーナーは、モーションキャプチャシステムにより、位置情報を得た。また、被験者の COM (Center of Mass) も SIMM を用いて、人体モデルより計算した。カーブ動作における歩容の計測のため、移動式フォースプレートは靴底に取り付けた。3軸の床反力は移動式フォースプレートにより取得した。この床反力を用いて、踵接地の瞬間を判別した。

3 歩行パラメータの変化

本研究では骨盤中心の移動速度を、カーブ動作時の速度指標として用いた。被験者 B の拘束有りにおける骨盤の速度は 0.55 ± 0.02 m/s であった。拘束無しでは 0.79 ± 0.03 m/s であり、拘束の有無によって差が生じた。一方、被験者 A では大きな差が生じなかった。被験者 A は拘束有りの条件の後で拘束無しの条件で実験を行ったため、影響を受けたと考えられる。順序効果が生じてしまったため、被験者 B のみを解析した。また、被験者毎に異なる歩幅を考慮し、カーブ動作中の歩容のみを解析するために内足ステップおよび外足ステップに限定して解析した。内足ステップは、内足の踏み出しに注目した条件であり、内足の踵接地が 50% に対応するストライドを表す。また、外足ステップは、外足の踏み出しに注目した条件で、外足の踵接地が 50% に対応するストライドを表す。

被験者 B の内足ステップ時の拘束有りおよび拘束無しの条件における歩行の軌跡の変化を図 4 と図 5 に示す。また、被験者 B の外足ステップ時の歩行の軌跡の変化を図 6 と図 7 に示す。赤の点は HC (Heel Contact) 時の重心位置、赤の破線は重心の軌跡である。解析する範囲は図 4~図 7 における 2 番から 4 番へのステップとした。

図 4~図 7 から拘束により、歩幅および重心の軌跡に変化が生じたことが分かる。拘束有りの条件における重心の軌跡は、拘束無しに比べてコーナーの内側よりも外側に移動した。矢状面外動作の拘束を行った場合、股関節の回旋角度や内外転角度は減少が予想され、結果も同様であった。

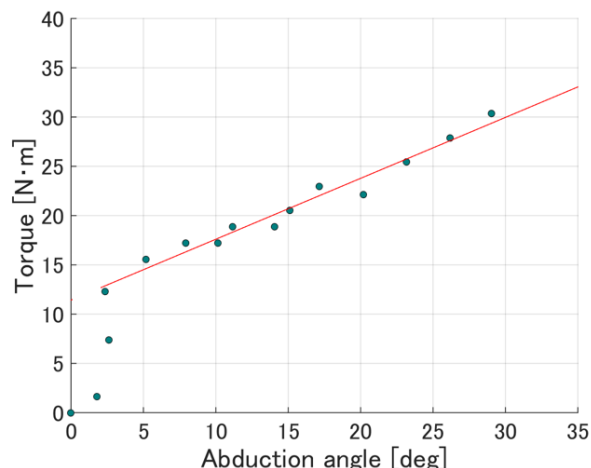


Fig.3: The relation between abduction and torque from the corset

また、内足ステップ時の拘束有りおよび拘束無しの条件における股関節の回旋角度および内外転角度を図 8 と図 9 に示す。横軸が歩行サイクルで縦軸が関節角度であり、正の値は内旋および内転、負の値は外旋および外転を表す。0%で右足 HC 後、約 20%で左足踏み出しが始まり、左股関節は外転し右股関節は内転する。その後、約 50%で左足の HC を経て、両股関節が外旋する。ここで、内足踏み出しにおける両足股関節の最大内外転角度および内足接地時における両足の股関節の最大外旋角度を表 1 に示す。表 1 の値は平均および標準偏差を表す。内足ステップ時も同様に、拘束有りにおける股関節の外旋角度および内外転角度がどちらも減少した。

外足ステップ時の拘束有りおよび拘束無しの条件における股関節の回旋角度および内外転角度を図 10 と図 11 に示す。0%で左足 HC 後、約 20%で右足踏み出しが始まり、右股関節は外転し左股関節は内転する。その後、約 50%で右足の HC を経て、両股関節が内旋する。ここで、外足踏み出しにおける両足股関節の最大内外転角度および外足接地時における両足の股関節の最大内旋角度を表 2 に示す。拘束有りにおける股関節の内旋角度および内外転角度がどちらも減少した。

内足ステップおよび外足ステップにおいて同様に股関節の内外転角度および内外旋角度は減少したが、重心の軌跡に変化が見られた。これは股関節の拘束に起因する可能性があるため、重心の軌跡と股関節の拘束の関係を考察した。

4 考察

通常の直線歩行における股関節の内外転の内的トルクは Winter らによって解析された [4]。Winter らによると、股関節が生み出すトルクは右足の HC 時である Gait サイクルの 0% から約 60% まで外転するためのトルクを生み出す。一方、通常歩行時において内転するためのトルクは生み出さない。

本実験では図 3 にあるように、コルセットの拘束により股関節が内外転するためには股関節のトルクが必要であった。そのため、被験者の左股関節内転がコルセットの拘束により妨げられたことで、重心の軌跡に変化が生じたと考えられる。

通常の直線歩行時、遊脚時に重心は支持脚側に寄る [5]。カーブ動作時には、内足ステップ時では図 5 に示されるようにコーナーの外足に重心を寄せる必要は無く、外足ステップ時では図 7 にあるようにコーナーの内足に重心を寄せる必要性は大きいことが示唆された。外足ステップ時の拘束有りの条件では、図 6 より重心が内足の支持基底面上に位置しなかった。内足ステップ時の拘束有りの条件では、図 4 より重心が図 5 と同様に外足の支持基底面上に位置しなかった。

外足ステップの場合、重心を内足に寄せるためには股関節の拘束に抵抗して内足を股関節に対して内転させる必要があった。しかし表 2 にあるように、拘束に影響されて左股関節の内転角度は、 5.7 ± 1.2 deg から 1.0 ± 0.4 deg まで減少したため、重心

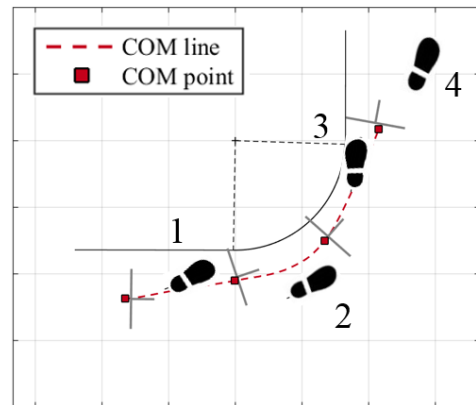
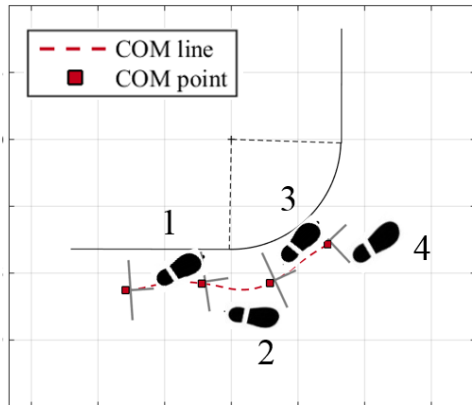


Fig.4: Restricted : Trajectory of COM and motion path when inner foot steps

Fig.5: Non-restricted : Trajectory of COM and motion path when inner foot steps

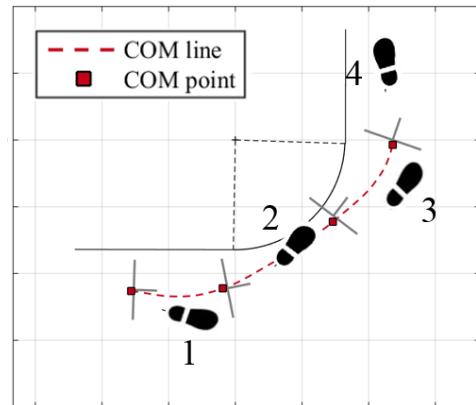
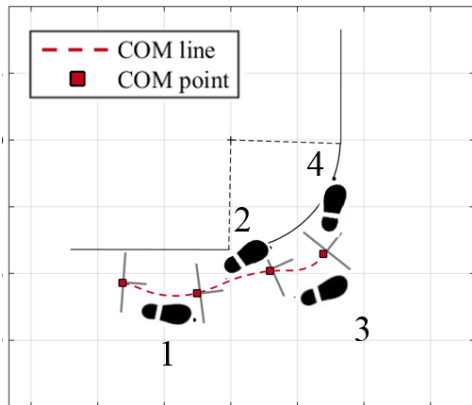


Fig.6: Restricted : Trajectory of COM and motion path when outer foot steps

Fig.7: Non-restricted : Trajectory of COM and motion path when outer foot steps

Table 1: Maximum angle of hip joint when inner foot steps

		restricted	non-restricted
Lateral rotation	Left hip	13.2 ± 1.8 deg	16.8 ± 1.4
	Right hip	18.7 ± 2.1	20.1 ± 2.7
Abduction	Left hip	4.6 ± 1.7	6.7 ± 1.8
Adduction	Right hip	0.9 ± 1.1	3.8 ± 1.9

note : Value is mean ± SD.

Table 2: Maximum angle of hip joint when outer foot steps

		restricted	non-restricted
Medial rotation	Left hip	7.1 ± 3.4 deg	14.1 ± 3.5
	Right hip	2.8 ± 3.8	7.6 ± 2.7
Adduction	Left hip	1.0 ± 0.4	5.7 ± 1.2
Abduction	Right hip	1.1 ± 1.4	7.3 ± 1.5

note : Value is mean ± SD.

を内足に寄せる動作が妨げられたと考えられる。重心の軌跡の変化が生じたため、歩容を変えて歩幅を小さくしたことで歩行を安定化させたと推測される。

内足ステップの場合、拘束時に外足側の内外転拘束が歩容に影響しなかったと考えられる。そのため、重心の軌跡は拘束時および非拘束時において外足の支持基底面に重心が位置しないという同様な結果を示した。内足を踏み出す際には、重心の軌跡のパターンに変化が生じなかったため通常のカーブ動作時と同様の歩行となった。その結果安定した歩行となり、股関節が拘束に抵抗して外転することで内足を踏み出すことが可能になったと考えられる。したがって、外足のステップ時にカーブ動作に大きな影響が生じた可能性がある。また、内足のステップでは外足ステップに比べて重心の軌跡という観点から大きな影響は生じなかったと考えられる。

また安全性の観点から外足ステップ時の挙動を述べる。本実験においては、外足ステップ時に内足の支持基底面に重心が位置しなかったため、歩容を変えたことにより転倒回避戦略を選択したと考えられる。本実験では装着型ロボットによるアシストを用いずに実験を実施したが、外足ステップの転倒回避戦略時にアシストが加えられた場合、支持基底面内に重心を位置させることが妨げられて転倒に繋がる可能性があると考えられる。例えば、外足ステップの場合、支持基底面内に重心が位置していないため、転倒を予防するために外足をすぐに接地させることにより転倒回避を行った。しかし、ロボット装着時には外足の接地を試みる際に外足にアシストが加えられるため、外足の接地が妨げられる。そのため、重心と支持基底面の乖離が続くことで転倒に繋がる可能性が存在する。

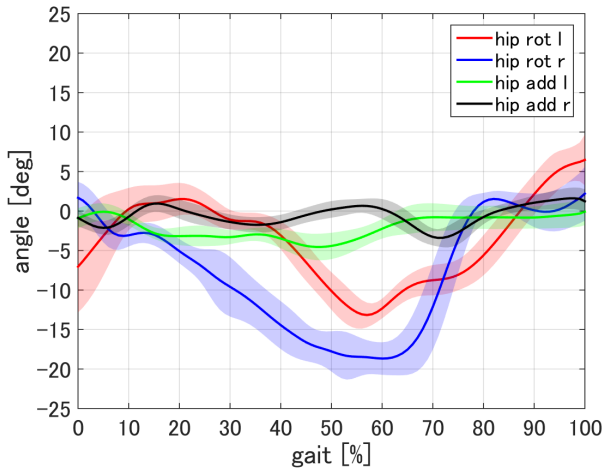


Fig.8: Restricted : Hip rotation and adduction angle when inner foot steps

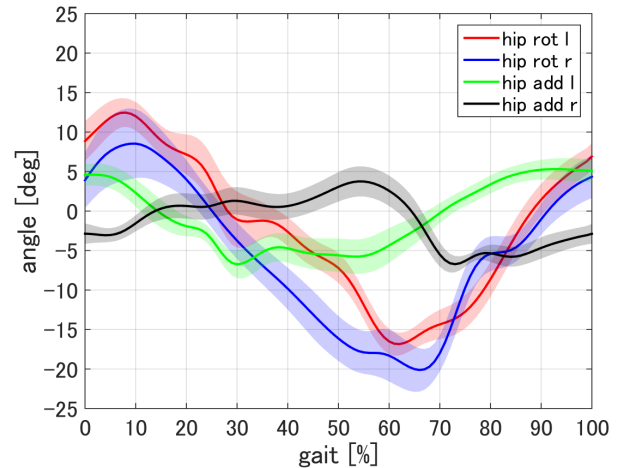


Fig.9: Non-restricted : Hip rotation and adduction angle when inner foot steps

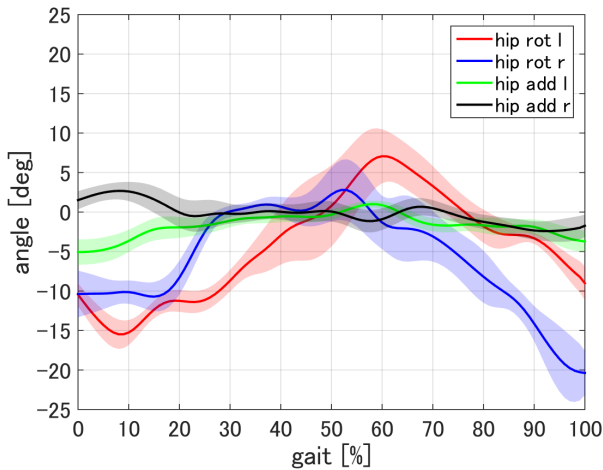


Fig.10: Restricted : Hip rotation and adduction angle when outer foot steps

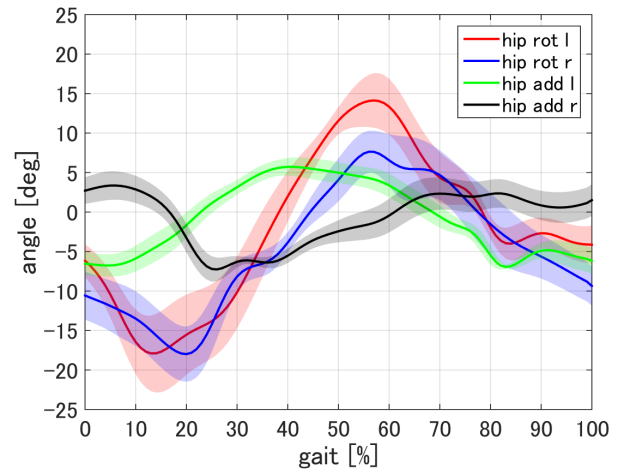


Fig.11: Non-restricted : Hip rotation and adduction angle when outer foot steps

5 結言

新しい装着型ロボットの機構およびアルゴリズムの提案のため、矢状面外動作の拘束がカーブ動作に与える影響を検証し、矢状面外動作の拘束がカーブ動作に与えるメカニズムを特定することを目指した。実験により、股関節の内外転角度および内外旋角度、またコルセットの拘束の強さを定量化した。矢状面外動作を拘束した場合、カーブ動作時に歩幅や歩行速度の減少および重心の軌跡の変化が見られた。拘束が存在する場合、重心は内足に寄せることができなくなり、カーブの外側に重心の軌跡が移動した。内足ステップ時および外足ステップ時において、股関節の内外転角度および内外旋角度はどちらも減少した。

動作が拘束された場合における重心の軌跡から、カーブ動作において外足ステップ時に重心は内足に位置する必要がある、内足ステップ時には重心は外足に位置する必要がないことが示唆された。拘束が存在する場合、外足ステップ時には重心の軌跡は内足に位置せず、異なる挙動を示した。一方、内足ステップ時には重心の軌跡は外足に位置せず、同様の挙動を示した。外足ステップ時には股関節の拘束により内足の内転が妨げられたため、重心の軌跡の変化に繋がり、歩容を変化させたと考えられる。また、内足ステップ時には重心の軌跡に変化が生じなかったため、股関節の拘束に抵抗して内足を外転することで内足ステップが可能になったと考えられる。安全性の観点から、外足ステップ時にロボットからのアシストが与えられた場合、重心と支持基底面との乖離から転倒に繋がる可能性があることが推測される。

References

- [1] 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
- [2] Honda Corporation, "Walking assist device with stride management system" *Honda R&D technical review*, vol.21, no. 2, pp.54-62, 2009.
- [3] M.P.Kadaba, H.K.Ramakrishnan, M.E.Wootten, J.Gainey, G.Gorton, "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait" *Journal of Orthopaedic Research*, 1989
- [4] Winter DA and Eng JJ, "Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model?" *J.Biomechanics*, pp753-758, 1995
- [5] Winter DA. "The biomechanics and motor control of human gait", Ed2, University of Waterloo Press, 1991.