

## 装着型アシストロボット着用者の固定障害物との接触に対する 転倒回避動作の研究

櫛田 諒太<sup>\*1</sup>, 秋山 靖博<sup>\*1</sup>, 山田 陽滋<sup>\*1</sup>, 岡本 正吾<sup>\*1</sup>

### An Analysis of Recovery Motion of a Human Wearing Physical Assistant Robot in Response to Contact to Fixed Obstacle

Ryota KUSHIDA<sup>\*1</sup>, Yasuhiro AKIYAMA<sup>\*1</sup>,  
Yoji YAMADA<sup>\*1</sup> and Shogo OKAMOTO<sup>\*1</sup>

<sup>\*1</sup> Department of Mechanical Science and Engineering Graduate School of Engineering, Nagoya University  
Huro-cho, Tikusa-ku, Nagoya-shi, Aich 864-4603, Japan

Population of the elderly is growing and improvement of QOL of the elderly is a social demand. Then physical assistant robots have been developed as one of the solutions, but they have risk of a fall. Therefore, an analysis of reaction motions to fall causes and an evaluation of risk of the fall can contribute the development of the robot. In this study, reaction motions of two healthy young men after contacts between a side part of the robot and an obstacle were analyzed. As a result, two different reaction motions were observed, which are rotational motions and straight motions. They were classified based on pelvis rotational angle and angular velocity on horizontal plane. There were 1) LARGE angle, 2) SMALL angle and LARGE angular velocity, 3) SMALL angle and SMALL angular velocity cases. First and Second case were observed in rotational motions and third case was done in straight motion. And first case and third case were considered to be hazardous.

**Key Words** : Physical assistant robot, Collision to side of a robot, Fall avoidance motion, Gait analysis

#### 1. 諸 言

近年, 先進国を中心に高齢化が進行しており日本も超高齢社会へと突入した. それにより生じる高齢者のQOL向上等の課題に対する解決策の1つとして, 装着型パワーアシストロボットの開発が進められている. これはカフや靴によって使用者に固定され, 使用者の動作に対応するトルクを印加することで使用者を補助することを目的としたロボットである. 本研究では特に加齢等により筋力の衰えが生じた歩行者を日常的にアシストする日常支援用ロボットに着目した. これらのロボットにより歩行頻度が増加することで, 健康増進, 活動範囲の拡大等のQOLの向上が期待できる.

しかし装着型ロボットは使用者に密着して用いられるため, 様々なリスクを持つ. 特に装着者が主に高齢者であることを考慮すると, その安全性には留意する必要がある. 中でも転倒は最も懸念されるリスクの1つである. これは骨盤や脊椎といった主要な器官を傷つけることにより寝たきり, 下半身麻痺などの深刻度の高い被害を引き起こしやすい. 深刻な被害に至らな

い場合でも, 転倒を経験した高齢者はその恐怖から歩行に対して消極的となり, 外出の頻度が減少するためQOLが低下することとなる. 従って装着型ロボットを製品化するには転倒リスクを評価し, ロボットの安全を確保することが重要である.

しかし, 転倒については未知の部分が多く, リスクの定量的な評価は困難である. リスクを評価するには安全規格や評価指標が求められる. 装着型ロボットを含む安全規格として2014年にISO13482<sup>(1)</sup>が発行され, 生活支援ロボットを製品化する際の安全性評価の指標の1つとなっている. しかしこれは転倒に焦点を当てたものではなく, より詳細な転倒の解析が求められる.

現在製品化されている歩行支援用の装着型ロボットが用いられるのはリハビリテーションや介護などの環境である. したがって転倒リスクについては, 補助者や免荷装置によるサポートを前提とすることで十分に低減している. また従来の装着型ロボットの転倒に関する研究<sup>(2)(3)</sup>はロボットに内在する危険源に焦点を当て行われてきた. しかし装着型ロボットが日常生活の使用へと普及するためには, より広範な環境を視野

<sup>\*1</sup> 名古屋大学大学院工学研究科機械理工学専攻 (〒464-8603 名古屋千種区不老町) kushida.ryouta@e.mbox.nagoya-u.ac.jp



Fig. 1: MALO



Fig. 2: Obstacle

に入れ、環境中に存在する危険源に対する安全性も考慮しなければならない。それに伴い従来の研究のような使用環境だけでなく、障害物や段差の存在する屋内など複雑な環境を想定する必要がある。しかし、このような環境を前提とした転倒研究は僅かに行われているに過ぎない<sup>(4)</sup>。

これを踏まえ、本研究では新たな使用環境において浮上する転倒危険源のうち、装着型ロボットの側部が障害物に接触する状況を実験により再現し、評価を行う。現在開発されているロボットの多くは装着者の下肢側部に取り付けられる形状をしている。したがって、普及の初期段階ではこの形状のロボットが主流となると考えられる。側部での接触は装着型ロボットが日常生活に普及した際、屋内で家具に接触する、ドアを開け通り抜けようとして壁部と接触するなど、発生する可能性が十分に高いと考えられる状況である。また、こうした接触は装着者の水平面上の回転を招くことが予想されるが、現在開発されているロボットの多くはこのような矢状面外の動作に配慮しておらず、転倒へ至りやすいと考えられる。また体幹を回転させることで側方や後方への転倒へ繋がる可能性を持つ。この場合上肢の防御動作により転倒を防ぎ辛く、大腿骨近位部骨折など深刻な被害を引き起こす可能性が高い<sup>(5)</sup>ため、危険度が高い。

このような状況を想定し、被験者の反応動作に現れる特徴的な要素や動作傾向を解析することにより、装着型ロボットの転倒リスク評価に貢献することを本稿の目的とする。

## 2. 実験装置

**2.1 試験用ロボット** 本研究グループでは、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。これは本研究グループが長下肢装具 (トクダオールソテック製) を加工し製作したもので、その概要を図 1 に示す。骨盤部をコルセット、大腿部及び下腿部をカフ、足部をシューズに

より固定する。股関節、膝関節、足関節は矢状面上に 1 自由度を持つジョイントとなっており、本研究で対象とするロボットと同様に股関節の矢状面外の動作は制限される。また障害物との接触部として、側部にアルミプレートが設置されている。左右の膝関節及び股関節に DC モーター (Maxon, RE40) が備え付けられ、電流によるトルク制御を行う。MALO は動作抵抗を除去する動摩擦補償、および歩行をアシストするトルクを印加する。以下に歩行アシストの詳細を述べる。

**2.1.1 アシスト期間** MALO は装着者の歩行周期に同期してトルクを印加することによりアシストを行う。これはリズムアシスト<sup>(7)</sup>等で採用されている手法であり、ロボット普及の初期段階において多く採用されると予想される。アシストのタイミングと方向は先行研究<sup>(3)</sup>に基づき決定した。人は支持脚期に大きなトルクを必要とするため、これを補助する。また足の振りを補助する目的で遊脚期にもアシストを行う。歩行周期を踵接地から同足の次の踵接地までを 1 周期として定義し、支持脚期には股関節に歩行周期の 15% から 45% で伸展方向に、膝関節に 30% から 60% で屈曲方向にトルクを印加した。また遊脚期には、股関節に歩行周期の 65% から 95% に屈曲方向に、膝関節に歩行周期の 75% から 95% に進展方向にトルクを印加した。

**2.1.2 アシストトルクの大きさ** 本研究で対象とするロボットは日常生活での使用が期待される歩行支援ロボットであり、筋力が弱った装着者の歩行をアシストするものである。従って人間の筋力に匹敵するトルクを印加する必要はないと考える。そのため印加するトルクの大きさは、立脚期では人が必要とする平均力モーメントのおよそ 20% とし、股関節、膝関節ともに約 8Nm とする。また遊脚期で振り出しを補助するトルクは平均力モーメントの約 25% とし、股関節、膝関節ともに約 7Nm とする。

**2.2 固定障害物** 本実験で接触に使用した可動式障害物を図 2 に示す。アルミフレームを組み合わせて製作したもので、高さは可変で最大約 95 cm である。本障害物は、走路の左右に接地された治具に対して万力で固定される。固定位置は走路に沿って調整可能であり、これにより接触の部位や左右、タイミングを実験中に変化させることが可能である。

**2.3 計測装置** 被験者の姿勢の計測にはモーションキャプチャシステム (Motion Analysis 社製 MAC 3DSystem) にを用いた。カメラが発した赤外線被験者の身体主要部に貼付されたマーカが反射することにより位置を特定し、被験者の姿勢を 3 次元上で計測した。またビデオカメラによる撮影を行い動作を記録した。MALO の足底には 6 軸フォースプレート (テッ

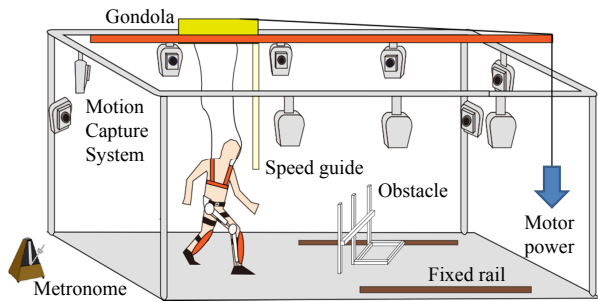


Fig. 3: Experimental overview

ク技販製)が設置され、床反力を計測した。これにより踵接地のタイミングの判別が可能である。障害物の接触部には静電容量型6軸力覚センサ(ワコーテック製)が取り付けられ、接触力を計測した。

**2.4 安全装具** 被験者が実際に転倒することを防ぐため、ハーネスを着用した。ハーネスは空気アクチュエータによりゴンドラに吊られており、通常歩行時には被験者に影響を与えないが、被験者が転倒へ繋がる程バランスを崩した場合には転倒を防ぐことが可能である。加えて大腿部にプロテクタ、足部にサポータが着用され被験者を打撲や捻挫から保護した。

### 3. 実験方法

本実験は本学工学部倫理部会の承認のもと行った。その概要を図3に示す。本実験では装着型アシストロボットの側部と障害物を接触させた。被験者は装着型ロボットなど各装具を着用した状態で長さ7mの直線走路に沿って歩行し、ロボット側部のアルミプレートと障害物が接触した。被験者はスピードガイド及びメトロノームにより歩幅がほぼ一定になるよう調整された。ただし装着型ロボット着用直後は歩容に乱れが生じることが予想されるため、試行前に歩容が安定するまで十分に歩行練習を行った。被験者は初め自然な方法で歩行し、スピードガイド及びメトロノームの速度はそれに対応する値に設定した。接触後の反応については特に指示せず、自然な動作を取ることにした。

障害物は可動式で、試行ごとに接触の有無、タイミング、部位を変更することが可能である。予備実験の結果から、動作に与える影響が大きいと考えられる接触の部位とタイミングを変えながら実験を行った。接触の部位は腰部(股関節付近)と膝部(膝関節付近)の2種類とした。

接触タイミングは接触が発生する瞬間の立脚の位置に準じて2種類のタイミングを設定した。立脚が障害物より進行した状態、即ち立脚の踵が障害物より前方の位置で遊脚が障害物と接触する試行を Foot-Foward

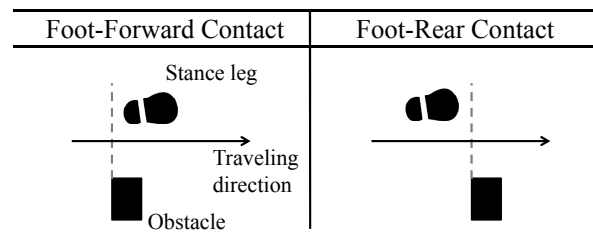


Fig. 4: Images of Foot-Foward Contact and Foot-Rear Contact

Contactとした。立脚が障害物より進行していない状態、即ち立脚のつま先が障害物よりも後方の位置で遊脚が障害物と接触する試行を Foot-Rear Contact とした。Foot-Foward Contact および Foot-Rear Contact の概念図を図4に示す。

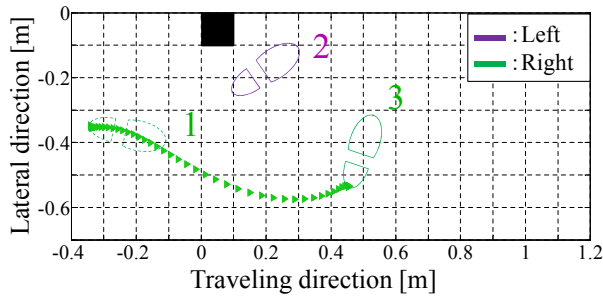
しかし、歩行のばらつきのため接触タイミングを実験時に完全に制御することは困難であった。したがって得られた実験データより改めて接触タイミングを算出し、その影響を評価することとした。

不意の接触を模擬するため、これらの条件や障害物の有無、左右どちらの脚で接触が発生するかはランダムに決定された。また障害物が被験者の視界に入ることを防ぐため、被験者は下部が覆われたゴーグルを装着した。

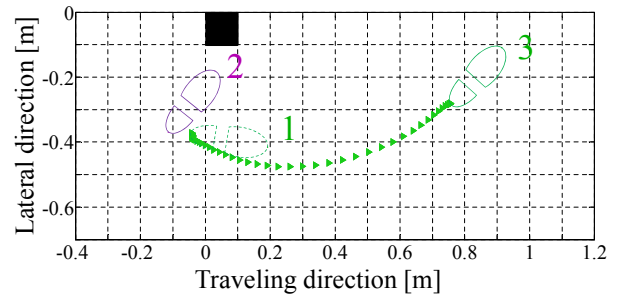
### 4. 実験結果

今回の実験では被験者は健康な若い男性2名とした。2名の被験者より31回の接触を含む計70回の試行を計測した。立脚期に障害物と接触した試行等を除き、うち23回の接触を解析した。通常歩行時の歩行速度、歩幅、ケイデンスを表1に示す。いずれの被験者も一般的な歩行<sup>(6)</sup>のものから大きな逸脱は見られなかった。ただし被験者Bは被験者Aより歩行速度及び歩幅が小さいことから、やや慎重に歩行していたと考えられる。これは被験者Bは被験者Aの91.7%程度の身長であったことが原因として考えられる。

被験者の反応動作はその外観から回転が大きい動作と直進する動作に大別することができた。接触の条件により被験者の回転度合いが変化する結果は以前の研究<sup>(4)</sup>と一致する。回転および直進それぞれの動作の代表的な試行の足跡を図5に示す。障害物を原点とした平面上に、右足接地後に左足が障害物と接触し再度右足を接地するまでの3歩を示した。また右足の踵軌跡を平面上にプロットし、足跡のつま先付近には歩数を付記した。便宜上、接触したステップ(図中番号2)を接触脚、その次歩である姿勢を回復させるためのステップ(図中番号3)を回復脚と呼ぶ。回転動作では接触脚の接地後、回復脚を水平面上で回転させながら



(a) footprint of a rotational motion



(b) footprint of a straight motion

**Fig. 5:** Footprint of three steps around the moment of the contact. Origin is a position of the obstacle and it showed as a black square. Number near each footprint is step number. Purple footprints are that of left foot and green ones are that of left foot. A trajectory of right heel is showed as green triangles.

接地した。一方直進動作では回復脚の回転は比較的小さく、接触脚より遠位に接地させていたことがわかる。

回転動作と直進動作は、その特徴から下肢の回転により区別できると考えられる。骨盤の水平面上の回転角度を下肢の回転を代表とする角度として選定し、これを評価した。即ち回復脚を接地した時点において骨盤の回転角度が大きい/小さいケースで回転/直進動作が観測されると考えられる。しかし、接地時点での骨盤角度に着目した分類においては直進動作と判定されるケースの中にも、回転運動と類似した動作の特徴を有する試行が存在した。こうしたケースでは回復脚接地時点では骨盤の回転角度が小さくとも、以降のステップで回転動作を取ることがビデオカメラによる解析から判明した。そのため骨盤の回転角度に加え回転角速度を評価することを試みた。その結果回転角度が小さいケースであっても回転角速度が大きい場合回転動作をとることがわかった。

そうした特徴を踏まえ改めてまとめると、骨盤の回転角度及び角速度について、1) 回転角度が大きいケース、2) 回転角度は小さいが回転角速度が大きいケース、3) 回転角度および回転角速度が小さいケースに整理でき、このうち1)、2)では回転動作、3)では直進動作が観測された。この分類を表2に示す。また、それぞれのケースにおいて、障害物と接触してから回復脚を接地するまでの骨盤の水平面上での回転角度及び回転角速度の遷移を図6に示す。横軸に通常歩行の平均歩行周期を100%としそれに対する割合で表した時間軸、縦軸に回転角度および回転角速度を示す。また、接触脚を接地したタイミングを黒線で示す。回転角度は全ケースにおいて増加しているが、1)のケースでは最終的に73.0degに達したのに対し、2)と3)のケースではそれぞれ34.6degと34.7degに留まった。また回転角速度については、接触後増加した後に1度減少する事象は全ケースにおいて共通であった。その後1)

**Table 1:** Gait parameters of normal walking

	Subject A	Subject B
Velocity [m/s]	4.48(±0.26)	3.88(±0.11)
Step length L [m]	0.77(±0.03)	0.65(±0.02)
Step length R [m]	0.78(±0.06)	0.62(±0.03)
Cadence [cycle/min]	49.1(±1.3)	50.1(±1.1)

と2)のケースでは再び増加する様子を見せそれぞれ132.9deg/sと96.9deg/sに達したのに対し、3)のケースでは僅かに増加するもその後減少していき、最終的には-23.6deg/sとなった。

## 5. 考 察

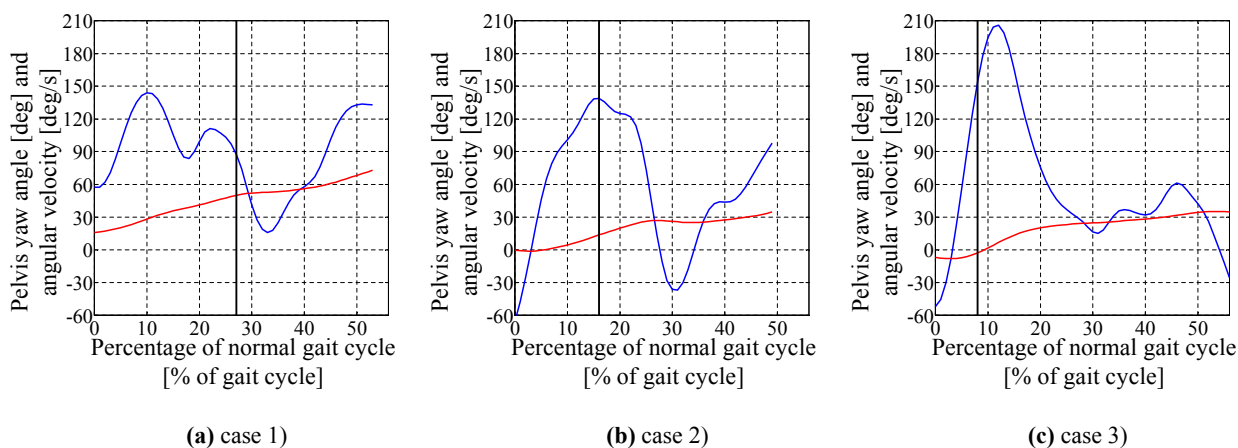
実験より、ロボット側部と障害物が接触した後の装着者の動作は回転が大きい動作と直進が大きい動作に大別できるという結果が得られた。これらの動作について、被験者Aは回転動作と直進動作を示したのに対し、被験者Bは回転動作のみを示した。これは障害物への当たり方や歩行速度が影響した可能性があるが、被験者固有の特徴である可能性も考えられる。そのため接触前後の時点を対象とした力学的解析を進めると共に被験者数を増加し更なる解析を行うことが求められる。

また骨盤の水平面上の回転角度及び回転角速度により動作を区別した場合1) 回転角度が大きいケース、2) 回転角度は小さいが回転角速度が大きいケース、3) 回転角度および回転角速度が小さいケースで分けられることがわかった。

1)のケースが生じた要因として、障害物に接触した際のモーメントが大きいため回転が発生した可能性と共に、障害物と接触した際に回転によりロボット接触部の方向を変え障害物をすり抜けようとした可能性が挙げられる。回転角度、角速度ともに大きいため、

**Table 2:** Classification of Rotational/Straight motions based on pelvis yaw angle and angular velocity on horizontal plane ( $n_A$  is a number of trials in subject A and  $n_B$  is that of subject B.)

	LARGE angular velocity	SMALL angular velocity
LARGE angle	Rotational motion ( $n_A = 5, n_B = 8$ )	
SMALL angle	Rotational motion ( $n_A = 0, n_B = 6$ )	Straight motion ( $n_A = 4, n_B = 0$ )



**Fig. 6:** Pelvis yaw angle and angular velocity (Black vertical line shows timing of heel contact of contact leg.)

動作全体を通して回転要素が支配的であった。

2) のケースでは被験者が回復脚を接地した時点における水平面上の回転は小さいが、その後の動作で回転を示した。これは反力による回転は生じなかったものの、障害物をすり抜ける際に回転が行われた可能性が考えられる。

3) のケースでは回転が小さく動作が直進的であり、つんのめりに類似した動作となった。被験者が障害物をすり抜けようとする際に、接触脚を股関節の内側から旋回させ障害物を迂回することに起因すると推測される。即ち、回復脚を障害物より遠位へ接地させることで股関節を前方へ開き、接触脚が障害物を迂回する余裕を生みだし、接触脚の旋回を緩やかにすることを試みたと考えられる。また一部では、接触脚を接地させる際に立脚と衝突する動作が観測された。

1) や 2) のケースで観測された回転動作では、接触時の勢いが回転へ変換され、前転モーメントが抑制された可能性が挙げられる。また、回転は接触脚を軸足として行われたが、軸足を滑らせながら全体を回転させる様子が観測できた。ロボットを装着していない人間が歩行中に方向転換を行う場合、軸足側股関節の内外旋が大きな働きを占めることが知られている<sup>(8)</sup>。しかし今回の実験ではロボットの機構により股関節の内外旋が拘束されたため、ロボット装着者特有の回転方法をとったと考えられる。これらのケースでは体幹ごと大きく回転するため側方または後方への転倒が予想

されるが、このような方向への転倒に至る場合、上肢による防御戦略が困難である。また骨盤や脊椎を損傷する可能性が高いため、深刻度が高いケースと考えられる。

一方、3) のケースで現れた直進動作では、回復脚を大きく前方へ出し踏ん張ることにより転倒を回避していると考えられる。本動作では前方への転倒が予想されるが地面に手をつけて防御するといった戦略がとりやすく、比較的深刻度が低いケースであると考えられる。但し接触脚と立脚が交差するケースも観測されたため、これにより予期せぬ転倒が引き起こされる可能性がある。

今回の実験では、安全のため被験者は高齢者ではなく若年の健常者とした。しかし装着者が高齢者であった場合、筋力の衰弱のためバランスを崩し易いと考えられる。特につんのめるような動作が観測された 3) のケースでは、回復脚の踏ん張りにより体重を支え切れず、転倒へ至る状況が予想される。また高齢者は遊脚のつま先が下がりやすいことも知られている<sup>(9)</sup>ため、回復脚を前方へ振り出す際につま先と地面が接触するリスクも考えられる。

今後はより回転が支配的で深刻度が高い 1) のケースや、接触後に遊脚と立脚が衝突する動作が認められた 3) のケースに注視した、より詳細な解析が必要となる。

## 6. 結 言

本稿では装着型ロボット装着者がロボット側部と障害物を接触するという状況を想定した実験を行い、反応動作を解析した。その結果装着者は、回転が大きい動作、あるいは直進に近い動作をとることが判明した。回復脚接地時点における骨盤の水平面上での回転角度を評価したところ、回転角度が大きいケースでは回転動作、回転角度が小さいケースでは回転動作および直進動作が観測された。更に回転角速度を加え評価した結果、回転角度が小さいケースのうち回転角速度が大きいケースでは回転動作、回転角速度が小さいケースでは直進動作を取ったことが判明した。今後は危険度が高いと考えられる回転角度及び回転角速度が大きいケースや、回転角度及び角速度が小さいケースについて詳細な解析を行うことが求められる。

### 参 考 文 献

- (1) “Robots and robotics devices - safety requirements for personal care robots”, *TechRepISO13482*, (2014)
- (2) Pei-Chun Kao, Cara L. Lewis and Daniel P. Ferries, “Joint kinetic response during unexpectedly reduced plantar flexor torque provided by a robotic ankle exoskeleton during walking”, *Journal of Biomechanics*, Vol.43, (2010), pp.1401–1407.
- (3) Yasuhito AKIYAMA, Ikuma HIGO, Yoji YAMADA and Shogo OKAMOTO, “An Analysis of Recovering Motion of Human to Prevent Fall in Response to Abnormality with a Physical Assistant Robot”, *International Conference on Robotics and Biomimetics*, (2014), pp.1493–1498.
- (4) Yasihito AKIYAMA, Ryota KUSHIDA, Yoji YAMADA and Shogo OKAMOTO, “An Analysis of Recovery Motion of a Man Wearing Physical Assistant Robot in Response to Collision”, *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, (2015), pp.1090–1093.
- (5) 山本創太, “歩行者転倒における大腿骨頸部骨折発生機序の生体力学的検討”, 日本機械学会論文集 A 編, Vol.72, No.723 (2006-2011), pp.1799–1807.
- (6) Carol A. Oathis, “オーチスのキネシオロジー 身体運動の力学と病態力学 原著第2版”, 有限会社ラウンドフット, (2012), pp.911–912.
- (7) Ken YASUHARA, Kei SHIMADA, Taiji KOYAMA, Tetsuya IDO, Keishiro KIKUCHI and Yosuke ENDO, “Walking assist device with stride management system”, *Honda R&D technical review*, Vol.21, No.2 (2009), pp.54–62.
- (8) Aftab E. Patla, Stephen D. Prentice, C. Robinson and J. Neufeld, “Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimisation of trip-related falls”, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, Vol.17, (1991), No.3, pp.603–634.
- (9) Rezaul Begg, Russell Best, Lisa Dell’Oro and Simon Taylor, “Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimisation of trip-related falls”, *Gait & Posture*, Vol.25, (2007), pp.191–198.