

関節に対する運動制限が 手すりを用いた立ち上がり動作に与える影響の解析

○木原諒也 Qi AN (九州大学) 石黒周 (Sケアデザイン研究所)
滝田謙介 (日本工業大学) 倉爪亮 (九州大学)

概要 加齢や運動疾患によって運動機能が低下すると、起立動作に困難を抱えてしまう。このような人たちは手すりを利用することで、低下した運動機能を補って運動を達成することができる。このことから、過去に、手すりにかかる力を調べたり、運動障害の度合いを判定しているが、運動機能の低下によって手すりの使い方がどのように変化するかは分かっていない。そこで我々は、おもりの装着や関節の拘束を行い、疑似的に運動機能を低下させた状態で起立動作中の力と姿勢を調べることで、特定の運動機能の低下が起立動作中の力と姿勢に与える影響が明らかになると仮説を立てた。本研究では、5名の健常者を対象に関節の拘束とおもりの装着、手すりの有無と条件を変えて起立動作中の力と姿勢の計測実験を行った。計測結果から、手すりを用いることで上体の前屈動作が減り、足底部で体を後方に突っ張って立つようになる分手すりを手前に引くようにして用いていることが分かった。このことから、横手すりにおいては鉛直方向だけでなく水平方向に加える力の計測も重要であることが示唆された。

キーワード: 立ち上がり動作, 手すり

1 序論

起立動作は要介護度の判定基準となる日常生活における重要な動作である。加齢や運動疾患によって運動機能が低下すると、起立動作に困難を抱えるようになり、生活の質が低下してしまう。特に脳血管疾患によって片麻痺になると、運動が大きく制限されるため、リハビリテーションによって、身体機能の回復を目指す必要がある。我々の研究グループでは、筋シナジーと呼ばれる筋の協同発揮に着目して、人の起立動作の解析を行っており¹⁾²⁾、片麻痺患者のリハビリテーションにおいて、どの運動機能が低下しているかを判断し、患者に合わせて適切に介入を行うことが重要である。運動機能が低下したような片麻痺の人は手すりを使って立ち上がったり、動作を練習しており、過去に我々の研究グループでは、手すりにかかる力を調べたり³⁾、運動障害の度合いを判定している⁴⁾ということから、手すりにかかる力から運動機能の度合い(重度な運動障害か中等度な運動障害か)を判定することは有意義である。しかし、運動機能の低下によって、手すりの使い方がどのように変化するかは分かっておらず、これを解明することで、さらに詳細な診断ができるようになる。先行研究において、片麻痺患者の起立動作における縦手すりにかかる力の解析³⁾が行われているが、起立動作中の手すりにかかる力のみを調べている。起立動作時には、足底部と臀部を使って床に力を加え、その際にうける床反力も使って起立しているため、これらの床反力も運動機能を反映していると考えられる。そこで、本研究では臀部、足底部、手すりにかかる力の解析を行う。

また、我々は、ほかの研究グループにおいて健常者におもりの装着や関節の拘束などを行うことで、歩行動作が運動機能の低下している高齢者に近づく⁵⁾ことに着目し、健常者の上体を重くすることで相対的に下肢の筋を弱め、運動機能を低下させることと関節を拘束することで起立動作時の運動を低減させることを検討した。このように疑似的に運動機能を低下させた状態で起立動作中の力と姿勢を調べることで、特定の運動機能の低下が起立動作中の力と姿勢に与える影響が明らかになると仮説を立てた。さらに、この状態で手

すりを利用した起立動作を行ってもらい、その際の力と姿勢を調べることで手すりを用いることでどのように低下した運動機能を代償しているか明らかになると仮説を立てた。そのため本研究では、健常者に関節の拘束とおもりの装着、手すりの有無と条件を変えて起立動作を行ってもらい、起立動作中の力と姿勢を計測することで、関節の拘束やおもりの装着で動きが低減させられた時にどのように起立動作が変化するか、関節の拘束やおもりの装着で動きが低減させられた状態で手すりを用いた場合に、どのように起立動作が変化するか明らかにすることを目的とする。

2 手法

2.1 関節を拘束する方法

関節を拘束する方法として、両方の肘と膝に関節を伸ばした状態で固定することができる三和製作所の107-944と107-946のサポータを用いる。このサポータを装着することで、特殊プレートによって関節の屈曲が困難となり、動きの低減が期待される。

また、被験者の動きをより低減させるために、手首に0.5 kg ずつ、足首に1 kg ずつのおもり付きバンドと胴体に4 kgのおもり付きベストを装着して実験を行う。

2.2 運動解析

本研究では、関節に対する拘束と手すりの使用が運動に与える影響を調べるため、力センサによる臀部、足底部、手すりにかかる床反力の計測とモーションキャプチャによる姿勢の計測を行う。

力センサによる計測について、起立動作中の反力から運動の方向性を調べるために、被験者が座る椅子の座面、足をつける床面、手すりの下に力センサを取り付け、起立動作中の臀部、足底部、手すりにかかる水平方向と鉛直方向の力を計測する。手すり足底部の床反力を計測するためのセンサにはテック技販社のTF4060を使用し、臀部の床反力を計測するためのセンサにはテック技販社のTF3040を使用した。本研究では動作の時間を合わせるために、起立動作時に臀部にかかる鉛直方向の力が25 N以下となったときを離臀とみなし、離臀の前後2秒ずつを起立動作の1試行とし、そのデータ区間に臀部、足底部、手すりにかかる力を調べた。データは1,000 Hzで計測し、20 Hzの2次のバ

ターワース・ローパスフィルタによってフィルタリングした。また、臀部、足底部、手すりにかかる力に対して、被験者の重量（おもり装着時はおもりも含めた重量）を100%として正規化し、起立動作中において臀部、足底部、手すりにかかる力を調べた。

モーションキャプチャによる計測について、被験者にHelen Hayesのマーカセット⁶⁾⁷⁾を貼り、14台のモーションキャプチャカメラ(VICON社)を用いて起立動作中の被験者の姿勢を100 Hzで計測する。関節制限の有無や手すりの有無と姿勢の前傾の対応関係を調べるために、本研究では特に起立動作中の足関節、膝関節、股関節の角度に着目した。そのため、モーションキャプチャによって得られたデータからFig. 1のように定義した3つの角度を計算し、起立動作中の姿勢の変化を調べた。また、Table 1に示す上体、上腕部、前腕部、大腿部、下腿部の5つのセグメントの体重に対する重さの割合($m_{1,\dots,5}$)とセグメントの上端からの質量中心比($r_{1,\dots,5}$)⁸⁾⁹⁾、各セグメントの上端のモーションキャプチャの座標($(\mathbf{x}_{\text{top}})_{1,\dots,5}$)、下端のモーションキャプチャの座標($(\mathbf{x}_{\text{bottom}})_{1,\dots,5}$)、重りを装着していない時の被験者の体重(w)、上体の中心座標(\mathbf{x}_{body})、手首の座標($\mathbf{x}_{\text{wrist}}$)を用いて、重りを装着しないときは計算式(1)からおもり装着時には手首に0.5 kgずつと胴体に4 kgのおもりを考慮して計算式(2)からCOM(center-of-mass:質量中心)を計算した。

$$\mathbf{x}_{\text{com}} = \sum_{i=1}^5 (1 - r_i)(\mathbf{x}_{\text{top}})_i + r_i(\mathbf{x}_{\text{bottom}})_i \quad (1)$$

$$\mathbf{x}_{\text{com}} = \left(\left(\sum_{i=1}^5 (1 - r_i)(\mathbf{x}_{\text{top}})_i w + r_i(\mathbf{x}_{\text{bottom}})_i w \right) + 4 \cdot \mathbf{x}_{\text{body}} + \mathbf{x}_{\text{wrist}} \right) / w \quad (2)$$

足のかかとの座標を原点としてFig. 1において水平方向と鉛直方向の座標で表し、起立動作中の被験者の重心位置を調べた。足関節、膝関節、股関節の角度とCOMについて、力データと同様に離臀の前後2秒間ずつを起立動作の1試行とし、そのデータ区間での足関節、膝関節、股関節の角度とCOMの変化を調べた。

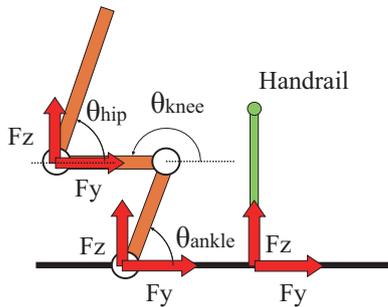


Fig. 1: Three defined angles

Table 1: Mass ratio and mass center ratio of a segment

Segment	Mass ratio	Mass center ratio
Upper body	0.58	0.2
Upper arm	0.056	0.436
Fore arm	0.044	0.682
Thigh	0.2	0.42
Lower leg	0.12	0.41

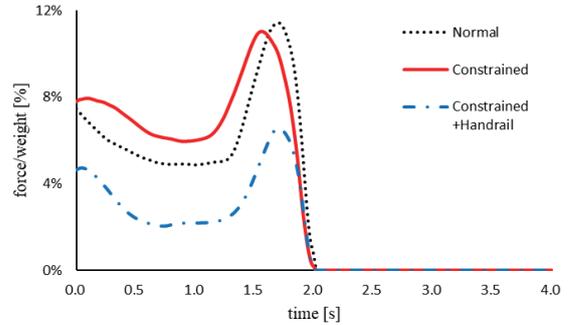
2.3 計測実験

本計測実験には21歳から24歳までの男性5名(身長 173.9 ± 8.3 , 体重 61.1 ± 9.5)が参加した。手すりを用いない起立動作、関節を拘束し手すりを用いない起立動作、関節を拘束し手すりを用いた起立動作の3つの条件でそれぞれ15回ずつ起立動作を計測した。なお本実験は九州大学システム情報科学研究所の倫理委員会の承認を受けて実施された。

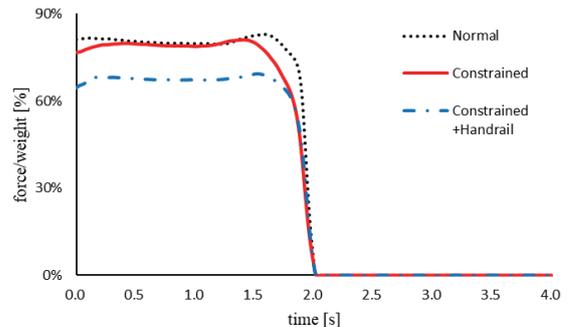
3 結果と考察

3.1 起立動作中の力

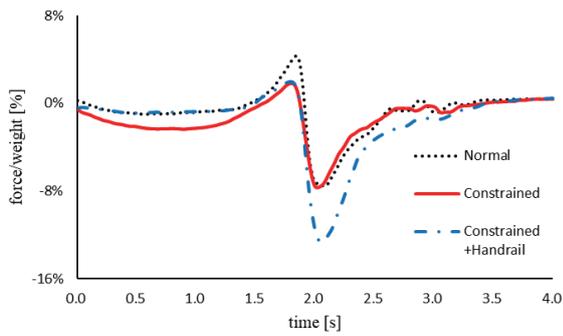
起立動作中に手すりにかかる力をFig. 2に示す。臀部に水平方向にかかる力はFig. 2(a)に示されており、点線は手すりを用いない起立動作で各被験者の得られた試行での平均を表し、実線は関節を拘束し手すりを用いない起立動作で各被験者の得られた試行での平均を表し、一点鎖線は関節を拘束し手すりを用いた起立動作で各被験者の得られた試行での平均を表す。同様に臀部に鉛直方向にかかる力をFig. 2(b)、足底部に水平方向にかかる力をFig. 2(c)、足底部に鉛直方向にかかる力をFig. 2(d)、手すりに水平方向にかかる力をFig. 2(e)、手すりに鉛直方向にかかる力をFig. 2(f)に示す。それぞれの力の向きと正負の値との関係は、Fig. 1に示す矢印の向きの力が正の値で、矢印と逆向きの値が負の値となっている。



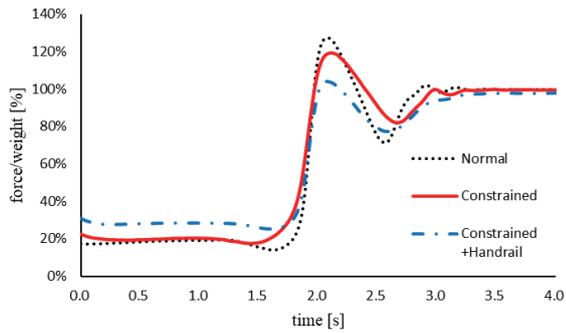
(a) Horizontal force of the buttocks



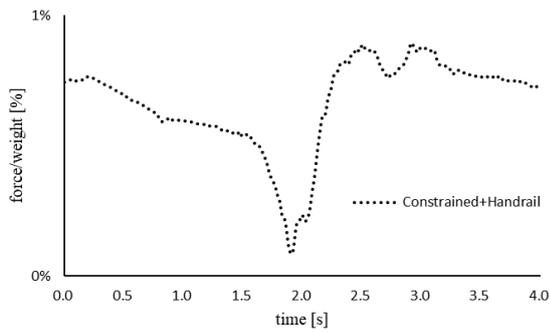
(b) Vertical force of the buttocks



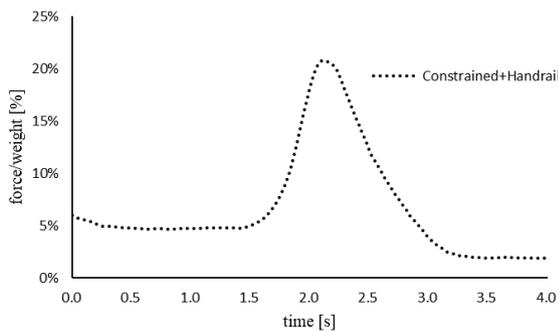
(c) Horizontal force at the bottom of the foot



(d) Vertical force at the bottom of the foot



(e) Horizontal force of the handrail



(f) Vertical force at the bottom of the foot

Fig. 2: Force data during standing action

Fig. 2に示すすべてのデータにおいて、Normal, Constrained, Constrained+Handrailを比較した際、特に臀部の水平方向の力の最大値、足底部の水平方向の力の最小値、足底部の鉛直方向の力の最大値について顕著な違いが見られた。これらの値の平均と標準偏差の値を Table 2 の Feature1 から Feature3 に示す。Feature1 が臀部の水平方向の力の最大値、Feature2 が足底部の水平方向の力の最小値、Feature3 が

足底部の鉛直方向の力の最大値を示している。これらの値に対して分散分析を行った結果、すべての特徴量において、群間には有意な差があり、多重比較を行うと、臀部の水平方向の力の最大値において、NormalとConstrained+Handrailの間とConstrainedとConstrained+Handrailの間で有意差があり、それ以外では有意に差がなかった。足底部の水平方向の力の最小値においては、NormalとConstrained+Handrailの間とConstrainedとConstrained+Handrailの間で有意差があり、それ以外では有意に差がなかった。足底部の鉛直方向の力の最大値においては、すべてのグループ間で有意差があった。これらの結果より、関節を拘束するなどの制限をかけた起立動作と制限のない起立動作を比較すると、重量で正規化した足底部の鉛直方向の力の最大値は制限をかけた起立動作において減少しているが、重量で正規化した臀部と足底部の水平方向の力は変化していないことから、おもりなどで体全体の重量を増加させても、重量に対する力の割合が同じであることがわかる。このことから、重量を変化させると重量に対する水平方向の力の割合が同じになるように重量変化に比例して水平方向の力の大きさを変化させていると考えられる。

Table 2: Mean and standard deviation

	Normal	Constrained	Constrained +Handrail
Feature1	0.121 ± 0.022	0.119 ± 0.022	0.0751 ± 0.035
Feature2	-0.0875 ± 0.017	-0.0847 ± 0.018	-0.134 ± 0.041
Feature3	1.28 ± 0.027	1.21 ± 0.044	1.07 ± 0.062
Feature4	36.1 ± 9.0	42.7 ± 8.8	25.0 ± 7.5

関節を拘束するなどの制限をかけて手すりを用いた起立動作と制限をかけて手すりを用いない起立動作を比較すると、手すりを用いた起立動作において、臀部の水平方向の力と足底部の鉛直方向の力の最大値が減り、足底部の水平方向の力の最小値が小さくなっている。このことから、手すりを用いて起立することで、臀部の水平方向の力や足底部の鉛直方向の力が小さくなる分を手すりによって補償していると考えられる。また、足底部の水平方向の最小値の絶対値が大きくなっていることから、手すりを用いることでより足底部で体を後方に突っ張って立つようになったことがわかる。

本実験で、健常者に関節の拘束とおもりの装着、手すりの有無と条件を変えて起立動作中の力を計測した結果、鉛直方向だけでなく水平方向に加える力にも変化が見られ、鉛直方向だけでなく水平方向に加える力の計測も重要であることが示唆された。しかし、今回の実験では、手すりにかかる力に関して、力センサの配置場所などの問題で水平方向の力をほとんど測ることができなかったため、今後の研究では手すりに力センサを組み込むなどして力センサの配置を改善することで、手すりにかかる水平方向の力の評価ができるか検証する。また、足底部で体を後方に突っ張って立つようになったことと手すりにかかる水平方向の力との関係性も明らかにする。

3.2 起立動作中の姿勢

起立動作中の姿勢の変化を Fig. 3 に示す。Fig. 1 で示した足関節の角度は Fig. 3(a) に示されており、点線は手すりを用いない起立動作で各被験者の得られた試行での平均を表し、実線は関節を拘束し手すりを用いない起立動作で各被験者の得られた試行での平均を表し、一点鎖線は関節を拘束し手すりを用いた起立動作で各被験者の得られた試行での平均を表す。同様に膝関節の角度を Fig. 3(b)、股関節の角度を Fig. 3(c)、COM の座標を Fig. 3(d) に示す。

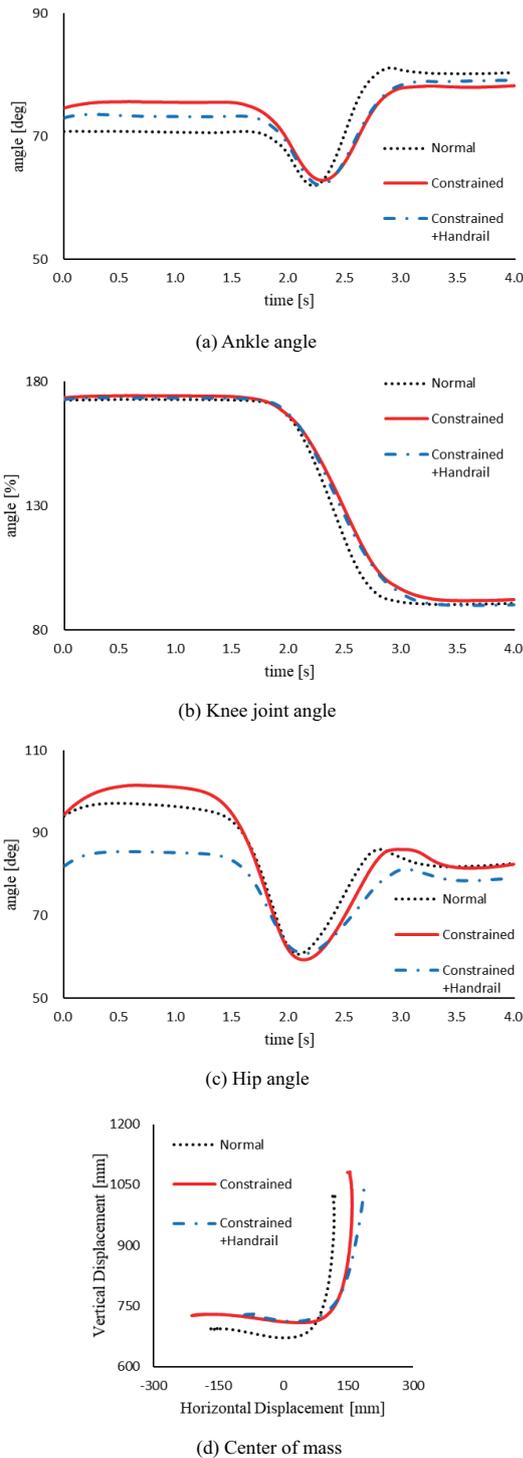


Fig. 3: Posture data during standing action

COM のデータにおいて、関節の拘束などの制限をかけた起立動作と制限のない起立動作を比べると、制限をかけた起立動作において COM の座標が鉛直方向と水平方向の両方で正の向きに移動している。しかし、関節の拘束などの制限をかけて手すりを用いた起立動作と制限をかけて手すりを用いない起立動作を比較すると、明確な差が見られなかった。このことから、おもりの装着などの制限によって起立動作中の重心は前方へ変化することと制限のある状態で手すりを用いても手すりを用いない起立動作に比べて重心はあまり変化しないことがいえる。

また、Fig. 3 に示す足関節、膝関節、股関節の角度データにおいて、Normal, Constrained, Constrained + Handrail を比較した際、特に股関節の角度の離臀前の角度と離臀付近での角度の最小値との差について顕著な違いが見られた。この値の平均と標準偏差の値を Table 2 の Feature4 に示す。この値に対して分散分析を行った結果、群間には有意な差があり、多重比較を行うと、股関節の角度の離臀前の角度と離臀付近での角度の最小値との差において、すべてのグループ間で有意差があった。これらの結果より、関節を拘束するなどの制限をかけた起立動作と制限のない起立動作を比較すると、股関節の角度に有意差はあったが、被験者ごとに大小関係が異なっていた。そのため、制限なしの起立動作での特徴量と制限ありの起立動作での特徴量には明確な差が見られず、関節を拘束して手すりを用いない起立動作による姿勢の変化は被験者によって異なることがわかる。そのため、今後は筋電データなど体に与える拘束の影響が調べられるような新たな特徴量を調べる。

関節を拘束するなどの制限をかけて手すりを用いた起立動作と制限をかけて手すりを用いない起立動作を比較すると、手すりを用いた起立動作のほうが特徴量が小さくなっており、手すりを用いることで上体の変化を少なくすることができ、上体の前屈動作を減らすことができている。Fig. 3(c) のグラフを見ると、手すりを用いることで手すりを手すりを用いない起立動作よりも離臀前に体を屈曲させておけるためだと考えられる。力のデータも併せて考えてみると、手すりを使うことで上体の前屈動作が減り、足底部で体を後方に突っ張って立つようになる分手すりを手前に引くように使っているのではないかと考えられる。そのため、横手すりにおいては鉛直方向だけでなく水平方向に加える力の計測も重要であることが示唆された。

4 結論

本研究では、上体を重くすることで相対的に下肢の筋を弱めるということを検討した結果、それに対しての反応は被験者によって異なるものであった。このことから、筋電データなど体に与える拘束の影響が調べられるような新たな特徴量を調べる必要があると考える。手すりを使った際には、すべての被験者で臀部の水平方向の力や足底部の鉛直方向の力が減り、その分を手すり代用していた。また、手すりを使うことで上体の前屈動作が減り、足底部で体を後方に突っ張って立つようになる分手すりを手前に引くように使っていて、横手すりにおいては鉛直方向だけでなく水平方向に加える力の計測も重要であることが示唆された。

そのため、手すりに取り付ける力センサの配置を改善して、水平方向の力も正確に計測できるようにする必要があると考える。今後の研究では、起立動作中の筋電データなどの解析を行ったり、手すりに直接力センサを取り付けたものを作成する。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP19K22799 と JP19H05729 によって実施された。

参考文献

- 1) H. Kogami et al., “Effect of Physical Therapy on Muscle Synergy Structure during Standing-up Motion of Hemiplegic Patients”, *IEEE Robotics Automation Letter*, vol. 3, no. 3, pp. 2229-2236, 2018.
- 2) N. Yang et al., “Temporal Features of Muscle Synergies in Sit-to-stand Motion Reflect the Motor Impairment of Post-Stroke Patients”, *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, no. 10, pp. 2118-2127, 2019
- 3) Qi AN～～縦手すりにかかる力の解析, 計測自動制御学会 システム・情報部門 学術講演会 2019 (SSI2019) 講演論文集, 千葉, 2019.
- 4) Qi An, 山川博司, 湖上碩樹, 吉田和憲, 王若曦, 山下淳, 浅間一, 石黒周, 下田真吾, 楊澤嘉, 山崎弘嗣, 園尾萌香, Alnajjar Fady, 服部憲明, 高橋幸治, 藤井崇典, 乙宗宏範, 宮井一郎, 倉爪亮, 片麻痺患者の起立動作中の手すりにかかる力を用いた運動障害の度合の分類, 第 38 回日本ロボット学会・学術講演会論文集, 2H2-02, オンライン, 2020
- 5) 小林洋子, 高田谷久美子, 山岸春江, 瀧澤考子 (2002) 高齢者疑似体験装具装着による歩行への影響, 山梨大学看護学会誌, vol. 1, no. 1, pp. 33-36, 2002
- 6) D.R. Burnett, N.H. Campbell-Kyureghyan. and R. V. Topp, P. M. Quesada., “Biomechanics of Lower Limbs during Walking among Candidates for Total Knee Arthroplasty with and without Low Back Pain”, *BioMed Research International*, 2015:142562, 2015.
- 7) M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, “Measurement of Lower Extremity Kinematics during Level Walking”, *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, no. 3, pp. 383-392, 1990.
- 8) Qi An, 石川雄己, 船戸徹郎, 青井伸也, 岡敬之, 山川博司, 山下淳, 浅間一, 順動力学計算を用いた筋シナジーによるヒトの起立動作の生成, 第 31 回ロボット学会学術講演会, pp. 1-4, 東京, 2013
- 9) D. A. Winter : *Biomechanics and motor control of human movement*, 41 - 43, John Wiley and Sons, 2005