起立動作中に手すりにかかる力を用いた高齢者の下肢関節トルクの推定

○若松宥太, 菊地謙, 濵田裕幸（東京大学）,
中山和洋, 三好敢太（あさのひ整形外科クリニック）, 山下淳, 安琪（東京大学）

概要 医療従事者の負担を軽減するために高齢者の運動機能を簡易かつ即座に推定可能なシステムが必要である．本研究では起立動作中に手すりにかかる力情報を用いて高齢者の下肢関節のトルクを推定することを目的とする．実験の結果，手すりにかかる力と足関節・股関節・膝関節トルクの間には相関関係が見られ，重回帰式によって推定できることが示された．

キーワード: 重回帰分析，運動機能

1 序論

近年日本では総人口に占める高齢者人口の割合が増加し続けており，2007 年に超高齢社会を迎えた．高齢者の多くに運動機能の低下が生じるため [1]，運動機能の回復を図る目的でリハビリテーション（リハビリ）を受ける人が増加している．個人ごとに最適なリハビリを行うには運動機能の計測が必要である．運動機能が低下すると日常生活動作（ADL）の低下，そして生活の質（QOL）の低下を引き起こすため，運動機能を容易にかつ即座に推定可能なシステムが必要である．また，日常的に行う基本動作である起立動作は，重力に反して行う全身運動である．歩行よりも関節トルクの負荷が大きいことから [2]，より多くの筋力を使う必要がある．そこで，起立動作から運動機能を評価する研究が行われている．

これまでに起立動作中の計測データから簡易的に患者の運動機能を定量化するために，リハビリ現場で使用される手すりに着目したシステムの研究が行われている．下肢の運動機能が低下している患者ほど手すりにかかる力が大きくなる [3,4] ことが分かっていることから，力センサを内蔵した手すりから取得した力データに基づいて，全身の運動機能を評価することを目的とした研究が以前より行われてきた．An らは手すりにかかる力から片麻痺患者の重症度の推定を行った [3]．また，Kihara らは高齢者の運動機能を推定するための手法として，手すり，臀部，足底部にかかる力を機械学習によって解析し，Timed Up and Go Test（TUG）と片足開眼立位時間を推定してクラス分類をするシステムを開発した [4]．

Kihara ら [4] は起立動作の計測データから高齢者用体力測定 [5] で計測される TUG を推定した．TUG は立ち上がってから 3 メートル歩き，方向転換をして椅子に戻るまでの時間から歩行能力，バランス能力，筋力を総合的に評価するが，個別の要素を評価することはできない．そこで本研究では TUG に加え筋力を推定する．運動機能低下の原因の 1 つとして筋力の低下が挙げられ [6]，筋力は関節トルクを生成する要素であるから [7,8]，関節トルクと運動機能の間に関係があるという仮説を立てた．本研究は先行研究とは異なる新たな手法として，運動中に身体にかかる力から筋力を推定することで高齢者の下肢運動機能の推定を行うことを目指す．最初の段階として，運動中に身体にかかる力から下肢関節トルクを推定することを目的とする．

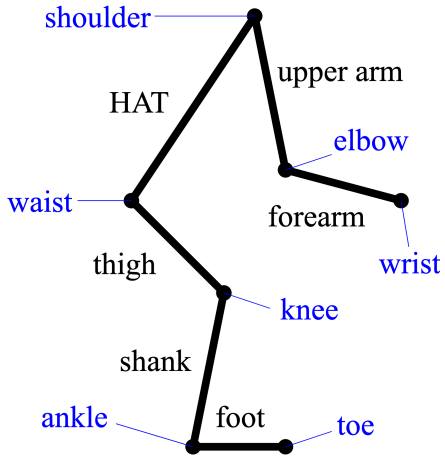


Fig. 1: 本研究におけるセグメントの図

Table 1: 本研究における関節角度

関節	
足関節	toe - ankle - knee が成す角
膝関節	ankle - knee - waist が成す角
股関節	knee - waist - shoulder が成す角
肩関節	waist - shoulder - elbow が成す角
肘関節	shoulder - elbow - hand が成す角

2 提案手法

本実験ではまず動画データを使用して実験参加者の関節位置を推定することで関節トルクの算出を可能にし，運動中に身体にかかる力と関節トルクの関係性を導出する．その中でも，臀部や足部にかかる力と手すりにかかる力，手すりにかかる力のみの 2 つの条件から関節トルクを重回帰分析を用いて推定するシステムを提案する．

2.1 関節トルクの算出

本実験では Fig. 1 に示すような 2 次元のモデルを考える．本研究におけるキーポイントを使用した関節角度，セグメントの定義は Table 1, Table 2 に示す．また，関節角度は Fig. 2 のように正方向を定める．

関節トルクの計算にはニュートン法を用いた逆動力学計算を使用した．Fig. 3 は逆動力学計算のモデルを示しており，Table 4 にそれぞれの変数の詳細を示す．セグメントにかかるすべての並進方向の力 F_i^x，F_i^y の和がその方向の加速度になるため，以下の水平方向（x

Table 2: 本研究におけるセグメント

セグメント	
foot	toe - ankle
shank	ankle - knee
thigh	knee - waist
HAT	waist - shoulder
upper arm	shoulder - elbow
forearm	elbow - hand

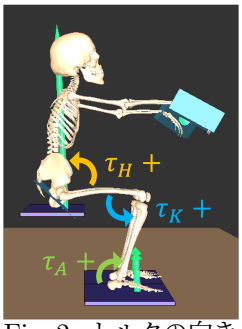


Fig. 2: トルクの向き

Table 3: 実験参加者の特性

患者	年代	疾患	杖
A	90 代	膝関節疾患	あり
B	90 代	頸椎疾患	なし
C	80 代	膝関節疾患	なし
D	80 代	膝関節疾患	あり
E	70 代	脳血管疾患	なし

方向）と鉛直方向（y 方向）の運動方程式（1），(2）より，セグメントの近位に働く関節反力 R_{xp}, R_{yp} が求まる．

$$\sum F_i^x = ma_x, \tag{1}$$

$$\sum F_i^y = ma_y, \tag{2}$$

その後，I_0 をセグメントの慣性モーメントとして，個々のセグメントにかかるすべての力による質量中心周りのトルクがそのセグメントの回転モーメントになるため，式（3）によって近位の関節の関節トルク M_p を得る．

$$\sum M_i = I_0\alpha. \tag{3}$$

2.2 重回帰分析

離臀時間の前 1 秒と後ろ 2 秒の中で，足底部の床反力計の x, y 方向にかかる力の最大値，臀部の床反力計の x, y 方向にかかる力の最大値，手すりの x, y 方向にかかる力の最大値と，2.1.1 節で計算された足関節トルク（$\tau_A^{\max}$），膝関節トルク（$\tau_K^{\max}$），股関節トルク（$\tau_H^{\max}$）のそれぞれの最大値を 1 回の立ち上がりごとに記録した．他の特徴量に比べて最大値は，実験参加者が手すりなどにかける力の個人差をより反映できると考えられたため本実験での特徴量として選択した．その後，手すりにかかる力と関節トルクの関係性を調べるために，3 箇所にかかる力の最大値を説明変数，それぞれのトルク（$\tau_A^{\max}$, $\tau_K^{\max}$, $\tau_H^{\max}$）を目的変数とした重回帰分析と，説明変数を手すりにかかる力の最大値のみにした重回帰分析を行い，精度を検証する．重回帰分析の結果，重回帰式は式（4）のように求まる．

$$\tau = \sum(\alpha F_x^{\max} + \beta F_y^{\max}) + d \tag{4}$$

3 実験

関節トルクを算出するためには全身にかかる外力に加えて関節位置も取得する必要がある．そこで本実験ではまず，動画データを使用して実験参加者の関節位置を推定することで関節トルクの算出を可能にし，手すりにかかる力と関節トルクの関係性を学習する．その後重回帰分析を用いて手すりの力から関節トルクを推定する．

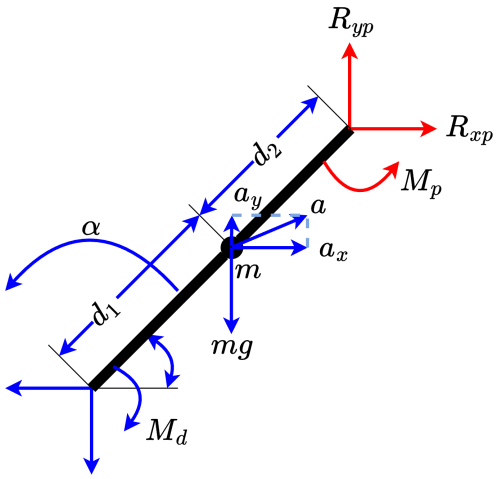


Fig. 3: 関節トルク計算のモデル

Table 4: 変数

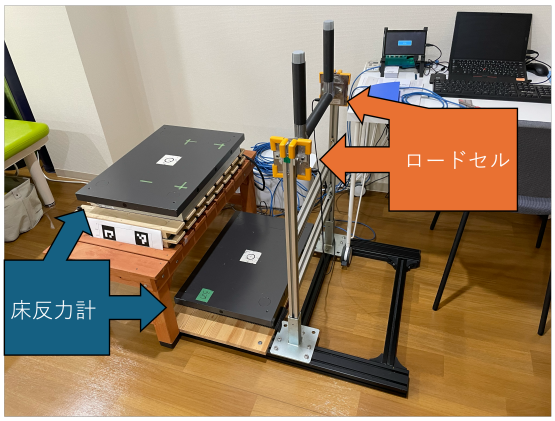
既知数	
m	セグメント質量
g	重力加速度
d_1, d_2	遠・近位端からセグメント質量中心までの距離
a_x, a_y	セグメント質量中心の並進加速度
θ	運動面におけるセグメント角度
α	セグメントの角加速度（関節角度に相当）
R_{xd}, R_{yd}	セグメントの遠位端に働く反力
M_d	遠位の関節の関節トルク
未知数	
R_{xp}, R_{yp}	近位に働く関節反力
M_p	近位の関節の関節トルク

3.1 実験参加者

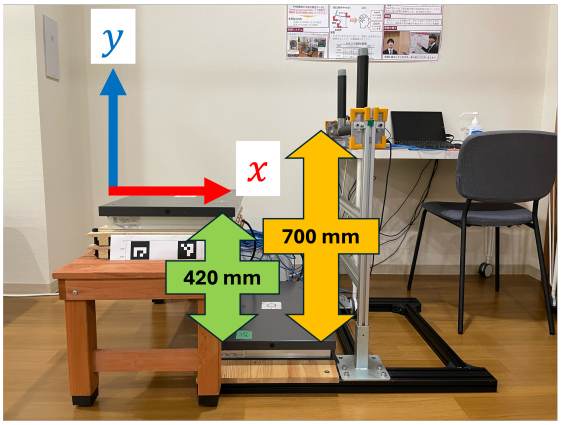
あさのひ整形外科クリニックの通所リハビリテーション（デイケア）を利用している，認知機能に問題のない高齢者 5 名が実験に参加した．Table 3 に実験参加者の特性を示す．

3.2 実験装置

実験装置は Kihara らの先行研究 [4] で作成された計測システムを使用した．Fig. 4 (a) に示すように，アルミフレームで土台が作成され，臀部，足底部に床反力計（テック技販社, TF-4060），ロードセル（Leptrino 社, FFS080YS102A6）が前方の手すりに設置されている．Fig. 4 (b) 中に計測システムを右側部から見た様子と，本実験における座標軸を示す．座面の高さを足底部から 420 mm，横手すりの高さを足底部から 700 mm とした．ウェブカメラ（logicool 社, C920n）で手すりを用いた立ち上がり動作を遂行する様子を右側から撮影した．ウェブカメラのフレームレートは 30 fps とし，床反力計とロードセルのサンプリングレートは 250 Hz であるため，ウェブカメラのフレームレートに合わせて 30 Hz にダウンサンプリングする．



(a) システムの全体像



(b) システムの座標方向

Fig. 4: 計測システム

Table 5: セグメントの質量データ

Segment	Segment Weight/ Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length	Radius of Gyration/ Segment Length
Foot	0.0145	0.50	0.475
Leg	0.0465	0.433	0.302
Thigh	0.100	0.433	0.323
HAT	0.678	1.142	0.903
Upper arm	0.028	0.436	0.322
Forearm	0.022	0.430	0.468

3.3 実験方法

本実験では縦手すりと横手すりのうち，横手すりのみを用いた．実験参加者は座った状態から起立して着座する一連の動作を 3 回繰り返した．実験参加者が手すりを用いた立ち上がり動作を遂行する様子を右側部からウェブカメラ（logicool 社, C920n）を用いて撮影し，取得した動画から YOLOv8 x-pose [9] を使用して実験参加者の姿勢推定を行った．この時，連続するフレーム間で推定された身体上のキーポイント位置が変わり，結果としてキーポイント座標が急激に変化することがあった．その変化を抑えるために，5 フレームの移動平均をとった．また，椅子に 2 つの AR マーカーを設置し，その中心間の距離を 135 mm とした．これにより 1 pxl あたりの長さが計測可能となり，セグメントの長さを mm 単位に推定することができる．爪先 toe の座標は YOLO では取得できないため，ankle から垂直に高齢者の内果高平均 76.6 mm（AIST 人体寸法データベース 1991-92，統計量 M20）だけ下方の座標から，高齢者の内不踏長の平均 173 mm（AIST 人体寸法データベース 1991-92，統計量 M2）だけ x 軸正方向に移動した座標を爪先 toe として使用した．

先行研究による統計データ [10] に基づき，体重に対するセグメントの質量と各セグメントの，質量中心位置，回転中心位置は Table 5 と決定した．姿勢推定は 1 フレームごとに行われるため，算出した関節角度の 1 フレームでの変化量から関節速度，関節速度の変化量から加速度を計算した．また，各セグメントの重心の並進加速度も同様に計算した．推定されたキーポイント座標から算出した姿勢情報と，手すりに内蔵されたロードセル（Leptrino 社, FFS080YS102A6）と臀部・足底部に設置した床反力計（テック技販社, TF-4060）で取得した，前後，左右，上下方向の 3 次元力情報のうち前後・上下方向の力情報を入力とする．ニュートン法を使った逆動力学計算によって実験参加者の下肢関節トルクを計算する．計算の際，計測された力データは各実験参加者の体重で除して正規化する．また同様にセグメントの質量も体重で除して正規化する．セグメント長としてキーポイントの距離（pxl 単位）を取得し，同じ動画内に写っている 2 つの AR マーカーの中心距離から算出したスケール因子を掛けることによって mm 単位にする．また，作用点位置は，足底部からの反力に関して，身体重心の x 座標と Foot セグメントの重心の x 座標の差をとり，Foot セグメント内に収まる変域になるようにしたものを代用する．臀部に関してはセグメントの近位端（waist）で固定する．その後，手すりにかかる力を説明変数，下肢関節のトルクを目的変数とした重回帰分析を行い，得られる重回帰式の係数と重相関係数，決定係数によって関係性を調べ，評価する．

3.4 結果

Fiure 5 に計算された下肢関節トルクを示す．離臀時間を 0 秒として，前 1 秒と後ろ 2 秒を切り出した．足関節，膝関節，股関節の順にノイズが含まれていることが分かる．フレーム間の座標の急激な変化は移動平均と取ることである程度抑えられているものの，フレーム間の僅かな座標変化が大きな並進加速度や角加速度を生んでしまい，結果として大きなノイズが発生してしまうことが原因の 1 つとして考えられる．また力データについて，250 Hz のデータの時にノイズが含まれていた上に，これをダウンサンプリングする際にもノイズが発生すると考えられる．

3 箇所にかかる力の最大値を全て説明変数として重回帰分析を行い，求まった係数を Table 6 に示す．次に，手すりにかかる力の最大値を説明変数として重回帰分析を行った結果，求まった係数を Table 7 に示す．なお，R は重相関係数，R^2 は決定係数である．身体にかかる 3 箇所全ての力の最大値を説明変数として使用した重回帰式（Table 6）に比べて手すりの力のみを説明変数として使用した重回帰式（Table 7）は R^2 の値がいずれの関節最大発揮トルクでも小さいため予測精度が低下する．しかし決定係数が 0.5 以上であるため，手すりの力のみを説明変数として用いた重回帰式でも，

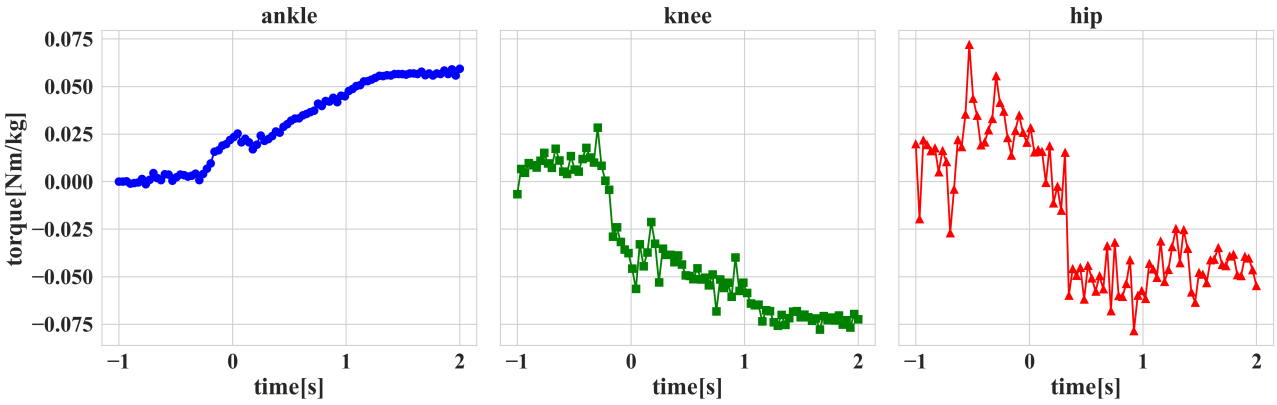


Fig. 5: 計算された参加者の下肢関節トルクの例

Table 6: 重回帰式の係数と相関係数

τ	α_{foot}	β_{foot}	α_{hip}	β_{hip}	α_{hand}	β_{hand}	d	R	R^2
τ_A	0.49	0.05	−0.39	0.12	−0.38	0.12	−0.13	0.83	0.69
τ_K	0.47	0.20	−0.51	0.07	−0.47	0.07	−0.24	0.91	0.82
τ_H	−0.20	0.41	−0.36	−0.15	−0.43	0.53	−0.01	0.69	0.46

Table 7: 重回帰式の係数と相関係数（手すりの力のみ）

τ	α_{hand}	β_{hand}	d	R	R^2
τ_A	0.02	−0.37	0.07	0.71	0.50
τ_K	−0.14	−0.33	0.08	0.84	0.70
τ_H	−0.76	0.85	0.29	0.65	0.42

足関節・膝関節最大発揮トルクに関しては十分な精度で推定可能である．一方で，股関節最大発揮トルクに関しては精度が低いといえる．

また，Table 7 に示される係数 α, β の値から，股関節の最大発揮トルクは手すりの x, y 方向ともに強く関係性があり，股関節トルクが弱っている人ほど手すりを強く引く傾向にあることが分かる．さらに，足関節トルクが弱っているほど手すりを強く下方向に押す傾向にあることも推測できる．

3.5 考察

Figure 6 に，逆動力学計算の結果算出された実験参加者の関節トルクを横軸，手すりの力のみを説明変数とした重回帰分析の結果得られた重回帰式によって推定された関節トルクを縦軸にとった散布図を示す．ほとんどの点が回帰直線の付近に分布しており，重回帰式による推定が行えている．しかし，足関節トルクと膝関節トルクについて，逆動力学計算の結果算出された関節トルクの値が小さい点は回帰直線からの誤差が大きくなっているため，今回得られた重回帰式では値が小さい場合に推定精度が低下する可能性が考えられる．

これまでに手すりにかかる力の計測データから下肢関節トルクを推定する試みは行われておらず，今回の結果として得られた重回帰式によって手すりにかかる力と下肢関節トルクとの相関関係から股・膝・足関節トルクを推定できることを明らかにした．

浅井の先行研究 [11] では，上半身の前傾角度が大きいと股関節トルクが増加することが報告されている．前傾角度が大きい分，起立する際により大きく伸展する必要があるためであり，十分な股関節伸展トルクを発揮する必要がある．また膝関節伸展トルクは離臀後の上方移動に関わっているため，前傾角度が小さいと膝関節伸展トルクが上昇し，手すりによってこれを軽減できる可能性があると述べられている．本研究の重回帰式の係数（Table 7）より，股関節伸展トルクが小さい人ほど手すりを強く引く傾向にあることから，手すりを引くことで重心の前方移動を行い，前傾角度を大きくしなくても起立動作の完了を可能にすることで股関節の負担を減少させている可能性がある．また，手すりを下に押す力が大きいほど膝関節の最大発揮伸展トルクが小さい傾向にあり，膝関節の負担を減少させるために手すりを下に押すようにして使っている可能性が考えられる．また，岩田らの先行研究 [12] では，前方に手をつくことによって股関節伸展トルクが減少することが示されており，手すりがない場合，若年者は股関節の発揮伸展トルクが大きい一方で高齢者は腰が弱っている傾向にあることから，股関節の発揮伸展トルクが減少する代わりに足関節の発揮底屈トルクが大きい傾向にあることが報告されている．今回の実験で得られた結果である，足関節最大発揮トルクの方が股関節最大発揮トルクよりも手すりにかかる力の最大値との重相関係数が高い（Table 7）ことから，高齢者は手すりを用いることで足関節にかかる負担を軽減しようとしている可能性が考えられる．さらに，手すりを下方向に押す力が強いほど股関節の最大発揮伸展トルクが大きくなることから（Table 7），手すりの使用によって股関節を使った起立動作がしやすくなり，結果として足関節・膝関節トルクを発揮しなくても起立動作を完了できる可能性がある．また Table 3 より，今回の実験では膝関節疾患のある実験参加者が 3 名いるため，膝関節の代わりに股関節伸展トルクと足関節底屈トルクを発揮することで起立動作を行なっていた可能性がある．

今回の研究での限界として，使用した YOLO [9] のキーポイント位置が，本来関節角度などを計測する際の身体位置とは異なっている．特に waist のキーポイントについて，本来股関節の関節角度の計測では大転子を基準としているが，YOLOv8 では腰をキーポイントとして検出するため，股関節，膝関節，HAT セグメ

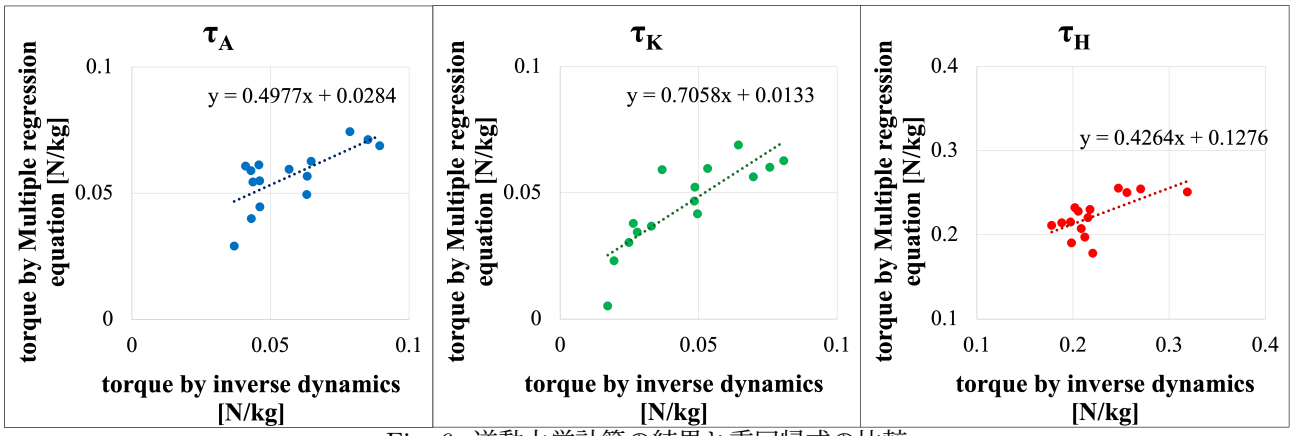


Fig. 6: 逆動力学計算の結果と重回帰式の比較

ント，Thigh セグメントの角度が異なってしまう．特に運動面に対するセグメント角度が異なってしまうと重力の作用方向が変わってしまい，これによる影響が生じる可能性がある．また，実験参加者が 5 名しかおらず，サンプル数が少ないことが精度が低くなった原因の 1 つとして考えられる．

4 結論

手すりにかかる力の計測データと股・膝・足関節トルクの間には相関関係があり，重回帰式によって，手すりの計測データから股・膝・足関節トルクを推定した．特に膝トルクの最大発揮トルクを精度よく推定できることが分かった．

今後は下肢関節のトルクと下肢筋力との関係性を検討し，手すりにかかる力の計測データから下肢の運動機能の推定を行うことを目指す．

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP12345678 の助成を受けたものである．

参考文献

1) T. Kinugasa, H. Nagasaki, H. Ito, K. Hashizume, T. Furuna and H. Maruyama: Effect of Aging on Motor Ability in Men Aged 18 to 83 Years, Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine, **43**-5, 343/351（1994）

2) 安藤健，山田憲嗣，清水佐知子，大野ゆう子: 電動ベッドに後付け可能な起立支援機器の提案, 日本機械学会論文集C編, **78**-785, 151/162（2012）

3) Q. An, N. Yang, H. Yamakawa, H. Kogami, K. Yoshida, R. Wang, A. Yamashita, H. Asama, S. Ishiguro, S. Shimoda, H. Yamasaki, M. Yokoyama, F. Alnajjar, N. Hattori, K. Takahashi, T. Fujii, H. Otomune, I. Miyai and R. Kurazume: Classification of Motor Impairments of Post-Stroke Patients Based on Force Applied to a Handrail, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, **29**, 2399/2406（2021）

4) R. Kihara, Q. An, K. Takita, S. Ishiguro, K. Nakashima and R. Kurazume: Analysis of Force Applied to Horizontal and Vertical Handrails with Impaired Motor Function, Proceedings of 2023 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), 1/6（2023）

5) H. Maruyama: 老年者の運動機能, Journal of exercise physiology, **7**-3, 145/150（1992）

6) 板場英行: 筋力測定―筋力評価の問題と今後の課題―, 理学療法学, **17**-3, 236（1990）

7) T. Yoshizawa: Relationship between Leg Extension Torque by StrengthErgo and Knee Flexion Strength: Action of Knee Flexion Muscles in a Closed Kinetic Chain ―閉鎖運動連鎖における膝関節屈曲筋の働きについて―, 理学療法科学, **25**-1, 33/36（2010）

8) T. Yoshizawa: Relationship between Leg Extensor Torque and Hip Flexor and Extensor Strength: Action of Hip Flexors and Extensors in a Closed Kinetic Chain 下肢伸展トルクと股関節屈伸筋力との係について―閉鎖運動連鎖における股関節屈伸筋の働き―, 理学療法科学, **26**-5, 583/586（2011）

9) Glenn Jocher, Ayush Chaurasia, and Jing Qiu: Ultralytics YOLOv8, Version 8.0.0（2023）Available at: `https://github.com/ultralytics/ultralytics`.

10) D. Winter 著, 長野明紀, 吉岡伸輔訳: バイオメカニクス人体運動の力学と制御 原著第 4 版, 86, 有限会社ラウンドフラット（2011）

11) 浅井葉子: 椅子からの立ち上がり動作における体幹前傾角度と下肢関節モーメントとの関係, 日本保健科学学会誌, **8**-1, 51（2005）

12) 岩田一明, 森脇俊道, 川野常夫: コンピュータを応用した起立・着席動作の解析と加齢の影響に関する研究, 人間工学, **17**-5, 239/247（1981）