HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	ウェアラブルセンサを用いた3次元歩行解析システムH-Gaitの運動器障害への臨床応用に関する研究
Author(s)	片岡, 義明
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(保健科学)
Dissertation Number	甲第14611号
Issue Date	2021-06-30
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k14611
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/82268
Type	doctoral thesis
File Information	Kataoka_Yoshiaki.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

学 位 論 文

ウェアラブルセンサを用いた 3 次元歩行解析システム H-Gait の運動器障害への臨床応用に関する研究

片岡　義明

北海道大学大学院保健科学院

保健科学専攻 保健科学コース

2021 年度

目次

要約 1
序論 4

第一章　下肢陽圧式トレッドミルにおける免荷が変形性股関節症症例の歩行時下肢 3 次元キネマティクスに及ぼす影響

1. 緒言 5
1.1. 変形性股関節症に対する免荷訓練の効果 5
1.2. 下肢陽圧式トレッドミル 6
1.3. ウェアラブルセンサを用いた 3 次元歩行解析システム H-Gait 7
1.4. 本研究の目的 8
2. 方法 9
2.1. 対象 9
2.2. 実験器具 9
2.3. 実験手順 10
2.4. H-Gait を用いたデータ解析 12
2.4.1. 下肢ワイヤーフレームモデル 13
2.4.2. 座標系 13
2.4.3. 下肢セグメントの 3 次元相対的位置 14
2.4.3.1. 初期姿勢における各セグメントの 3 次元姿勢の推定 14
2.4.3.2. 初期姿勢からの歩行時角変位の計算 14
2.4.4. 検討データ 14
2.5. 統計学的解析 15
3. 結果 16
3.1. 人口統計データおよび歩行速度の比較 16
3.2. LBPP トレッドミルによる免荷が疼痛に与える影響 17
3.3. 免荷が下肢キネマティクスおよび時空間的パラメータに与える影響 18
4. 考察 20
5. 本研究の限界 21

第二章 H-Gait を用いた timed up and go test 中の下肢キネマティクスによるロコモ罹患の有無を判別する因子の検討

1. 緒言 22
1.1. ロコモティブシンドローム 22
1.2. ロコモ度テスト 23
1.3. Timed up and go test 24

1.4. H-Gait system 25
1.5. 本研究の目的 26
2. 方法 27
2.1. 対象 27
2.2. ロコモ度テスト 27
2.3. H-Gait system を用いた TUG 28
2.3.1. 計測手順 28
2.4. H-Gait システムによるデータ解析 28
2.5. H-Gait system を使用した TUG 中の区間設定および定義 28
2.6. 算出パラメータ 30
2.7. 統計学的解析 31
3. 結果 32
3.1. 人口統計データ，TUG 遂行時間および区間毎の遂行時間の比較 32
3.2. TUG 遂行時間に関連する下肢キネマティクス 33
3.3. ロコモ罹患の有無を判別する因子の同定 34
4. 考察 35
4.1. ロコモの割合および TUG 遂行時間および TUG 中の各区間のロコモ度の有無による影響 35
4.2. TUG 遂行時間に影響する下肢キネマティクスおよびロコモ罹患の有無を判別する因子の同定 36
5. 本研究の限界 38
6. 統括論議 39
7. 結論 40
8. 謝辞 41
9. 引用文献 43
10. 業績一覧 48

要約

リハビリテーションの臨床現場において，3 次元動作解析装置を用いた歩行解析は高い精度で定量的な評価が可能であるが, 解析に時間を要することや測定空間が限られることより臨床現場には不向きであった．近年，測定空間の制約を受けにくいウェアラブルセンサを用いた歩行解析の検証および臨床応用が注目されている. 本学工学研究院と保健科学研究院ではウェアラブルセンサを用いた 3 次元歩行計測システム H-Gait を共同開発し臨床応用を進めてきた．本研究では H-Gait を用いた歩行解析を通して，変形股関節症症例およびロコモティブシンドロームへの臨床応用の検討を行った.

研究課題 1 : 下肢陽圧式トレッドミルによる免荷が変形性股関節症症例の歩行時下肢キネマティクスに与える影響

1.1. 緒言

下肢陽圧式トレッドミルを用いたリハビリテーション訓練において, 変形性関節症症例を対象として痛みの改善や機能改善などの効果が報告されている．しかし，一般的なカメラを用いた光学式動作解析システムでの歩行解析が困難なため下肢陽圧式（LBPP）トレッドミルによる免荷が下肢キネマティクスに与える影響は調べられていなかった. 研究課題 1 の目的は，H-Gait を用いて LBPP トレッドミルによる免荷が変形性股関節症（股 OA）症例の歩行時下肢キネマティクスに与える影響を明らかにすることであった.

1.2. 方法

人工股関節置換術が予定されている末期股 OA 症例 15 名および健常高齢者 15 名を対象とした. LBPP トレッドミル上を免荷条件にて歩行を実施した. 免荷条件は 100%荷重（BW），75%荷重，50%荷重とし，ウェアラブルセンサを装着して自己選択歩行速度にて 30 秒間歩行した. H-Gait は慣性計および角速度計を内蔵した 7 つのウェアラブルセンサを被験者の腰部および下肢に装着し, これらのセンサより座位時の加速度および歩行中の角速度を算出し, 歩行時下肢キネマティクスを算出した. 得られた下肢キネマティクスより各関節の最大角度および時空間的パラメータを算出し，股 OA 群のみ歩行時の疼痛を numeric rating scale にて評価した．二元配置分散分析を用いて免荷条件（100%BW，75%BW，50%BW）および群条件（OA 群，コントロール群）の主効果および交互作用を検証した.

1.3. 結果

OA 群では免荷量の増加に伴い，歩行時疼痛が有意に減少した．また，OA 群はコントロール群と比べ股関節最大伸展角度は有意に小さかった. 両群ともに LBPP トレッドミルの免荷により歩行時股関節および膝関節最大屈曲角度は減少を認めた.

1.4. 考察と結論

免荷により OA 群の歩行時の疼痛は減少した. 両群とも免荷により歩行時の股関節および膝関節最大屈曲角度は減少を認めた一方, 両群間に LBPP トレッドミルによる免荷が下肢キネマティクスに与える影響の差は認められなかった. そのため, 下肢陽圧式トレッドミルをリハビリテーション訓練として用いる場合は, 疼痛の減少の利点を考慮しつつ下肢キネマティクスの変化に注意する必要がある.

研究課題 2：H-Gait を用いた timed up and go test 中の下肢キネマティクスによるロコモ罹患の有無を判別する因子の検討

2.1. 緒言

急速な高齢化に伴い, 運動器障害のために移動機能の低下をきたした状態を示すロコモティブシンドローム（ロコモ）が増加している. ロコモの増加や進行を抑制するためにロコモの早期発見および早期予防が重要視されている. ロコモはロコモ度テストによりスクリーニングされるが, ロコモ罹患の有無を判別する因子を定量的に評価する方法は確立されていない. 移動能力の評価として広く用いられる timed up and go test（TUG）は移動機能および歩行機能の低下の状態を遂行時間により評価することが可能であり, H-Gait を用いた TUG 中の下肢キネマティクスを解析することでロコモ罹患の有無を判別する因子の同定が可能となるのではないかと考えた. そのため, 研究課題 2 の目的は, H-Gait を用いた TUG 中の下肢キネマティクスよりロコモ罹患の有無を判別する因子を明らかにすることであった.

2.2. 方法

健康チェックに参加した 60 歳以上の地域住民 140 名を対象とし, ロコモ度テストによりロコモ度を判定した. TUG 中の下肢キネマティクスは, 7 つのウェアラブルセンサを用いた三次元歩行計測システム H-Gait を用いて評価した. TUG 動作を起立区間, 往路区間, 方向転換区間, 復路区間および着座区間に細分化し, 各区間の遂行時間および下肢キネマティクスを算出した. 起立および着座区間では股関節, 膝関節, 足関節の角速度の平均値を算出し, 往路および復路区間では各関節の可動域の平均値を算出した. 統計解析においては, 検討項目の正規性を確認した後にロコモ群と非ロコモ群で各区間の遂行時間を比較した. また, 多変量解析によりロコモ罹患の有無と下肢キネマティクスの関連を検討するために, 目的変数をロコモ罹患の有無, 説明変数を下肢キネマティクスとする二項ロジスティック回帰分析を行い, TUG 中の下肢キネマティクスからロコモ罹患の有無を判別する因子を同定した.

2.3. 結果

ロコモ群と非ロコモ群では, TUG 中の各区間の遂行時間に有意な差は認めなかった. ロコモ罹患の有無に有意に関連する因子として起立区間の股関節伸展角速度および復路区間の膝関節可動域が認められた. また, 予測能を示す AUC 値は起立区間の股関節伸展角速度が中等度の予測能を有することが示された.

2.4. 考察と結論

TUG の遂行時間に有意差はあったものの，TUG を細分化した区間の遂行時間にロコモ群と非ロコモ群では有意な差がなかったことより，H-Gait を使用した TUG 中の下肢キネマティクスを検討する必要性が示唆された．本研究では，TUG 中の起立区間の股関節伸展角速度がロコモの判別精度に有用性の高い指標であることを初めて明らかにし, 股関節伸展角速度が小さいほどロコモに罹患している傾向があることを示した. 本研究の結果はロコモ罹患者を同定するために，H-Gait を用いた TUG 中の下肢キネマティクスの評価がロコモ検診に活用できることが示された.

本研究では, H-Gait を用いてこれまで困難であった LBPP トレッドミル上での歩行解析および大規模なフィールドレベルでのロコモ検診への応用が可能なことを明らかにした. 本研究成果は，股 OA 症例に対するリハビリテーション訓練の発展に繋がることが示唆された. また，ロコモの第一次ならびに第二次予防に有用な知見をもたらし，健康寿命の伸延に大きく寄与するものと考える.

序論

リハビリテーションの臨床現場において，歩行解析により歩行の回復過程および訓練効果などを評価するが，一般的に理学療法士や医師により目視にて行われている．しかし，客観的でより正確なデータを取得するためには光学式 3 次元動作解析装置を用いた歩行解析が臨床的に一定の評価を得ている．この装置はより正確である反面，解析に時間を要することや測定空間が限られることより臨床現場には広く浸透していない．また，装置の準備やメンテナンスに熟練を要することより臨床現場での応用が困難なことが多い．

近年，技術的な進歩により，測定空間の制約を受けにくいウェアラブルセンサを用いた歩行解析の検証および臨床応用が散見される [1)-4)]．このウェアラブルセンサを用いた歩行解析は臨床現場には適しており，有用性も高いと考えられている．本学工学研究院と保健科学研究院ではウェアラブルセンサを用いた 3 次元歩行計測システム H-Gait を共同開発し臨床応用を進めてきた [5)]． 本システムは場所を選ばず，簡便に短時間で計測可能であり，リハビリテーション現場での有用性が非常に高い．また，本システムは 1）静止時の重力ベクトルデータを用いた下肢セグメントとウェアラブルセンサとの相対的位置関係の算出，2）オイラー角の問題点である特異点を解決するための四元数による 3 次元回転演算処理，3）角速度の積分により生じるドリフト削除の独自の処理などの学術的独自性を有する [6)]．H-Gait に関するこれまでの研究では，光学式 3 次元歩行解析装置と比べ H-Gait は下肢キネマティクスにおいて高い相関を示すこと [5)]，変形性膝関節症（膝 OA）症例の下肢キネマティクスの特徴を示すことが可能なことを報告した [6)]. 本研究では H-Gait の運動器障害への臨床応用について股 OA 症例およびロコモティブシンドローム（ロコモ）を対象に種々の検討を行った．これらの検討により，新たな知見を得たため，以下に論述する．

第一章　下肢陽圧式トレッドミルにおける免荷が変形性股関節症症例の歩行時下肢 3 次元キネマティクスに及ぼす影響

1. 緒言

1.1. 変形性股関節症に対する免荷訓練の効果

股 OA は，最も一般的な関節疾患の一つであり，関節軟骨の退行変性や摩耗といった関節破壊や，臼蓋や大腿骨頭の変形など構築学的変化が生じる．主症状の一つである疼痛は，機能低下および歩行能力の低下を呈し，日常生活を制限し，生活の質を低下させる [7), 8)]．また，病態の進行に伴い長期の罹病期間を経て，歩容の変化も出現する．

これら股 OA に対して運動療法が，疼痛緩和，筋力増強による機能障害の改善，関節の安定性や可動域の改善を目的として行われる．歩行訓練などの運動療法介入によって疼痛や機能障害は改善できる可能性があるが [9), 10)]，股 OA 症例は，荷重によって引き起こされる痛みのために，歩くことが困難になることがしばしば散見される．

疼痛を抑制しながら股 OA に対して運動療法を行う方法として，水中運動が推奨されている．OA 症例を対象とした水中運動を含めた運動療法は，疼痛と身体機能の有意な改善を示している [11)]．また，OA 症例は水中訓練を行うことで歩行距離の拡大も認められた [12)]．そのため，関節にかかる負荷を軽減することが股 OA 症例に対する有効な運動療法であることが示唆された．

1.2. 下肢陽圧式トレッドミル

近年，関節にかかる負荷を軽減しながら歩行訓練を行う方法として，体重免荷トレッドミルが注目されている．Finch ら[13]により開発されたこのシステムは，ハーネスと牽引装置によって上方から下肢にかかる荷重量を制限した状態で，レッドミル上を歩行するものである．体重免荷トレッドミルは受動的なステッピングによって，脊髄に歩行機構が存在するという Central Pattern Generator からの運動出力を誘発し，運動学習を促すための課題志向型のトレーニングである．体重免荷トレッドミル歩行訓練における研究では，これまで主に脳卒中症例[14), 15)]，脊髄損傷症例[16)]やパーキンソン病症例[17)]などの神経系障害症例を対象に有効性が報告されてきた．近年では，人工股関節置換術後症例[18)]や膝 OA 症例[19)]といった筋骨格系障害症例を対象にした有効性も報告されている．これらの報告では体重免荷の方法としてこれまで多くがハーネス式を使用してきた[20)]．

体重免荷の方法として，新たに下肢陽圧式（以下 LBPP）といわれる最新技術が使用され，容易に正確な免荷歩行が可能となった[21)]．LBPP トレッドミルは空気圧にてウエストの高さまであるチャンバー内の圧を高めることで荷重を制御することができる．チャンバー内の圧力が高まることで，対象は股関節より上方に持ち上げられることになる．従来のハーネス牽引や水中での浮力を使用した手法より簡便に，免荷トレーニングが可能である[22)]．LBPP トレッドミルはハーネス式免荷トレッドミルと比べ，歩行時の心拍数は有意に低値を示し[22)]，術後早期の歩行訓練を考慮すると有用であることがわかる．さらに，ハーネス式免荷トレッドミルと比べ LBPP トレッドミルでの歩行は有意に快適であることが報告されている[23)]．膝 OA 症例に対しての LBPP トレッドミルにおける歩行訓練の有効性に関していくつか論文が散見される．Takacs ら[24)]は肥満の膝 OA 症例に対し，20 分の体重免荷歩行中の疼痛を評価した．歩行中の免荷量が 12.4%になった時に有意に疼痛が減少したことが示され，膝 OA 症例に対する LBPP トレッドミルの安全性と有効性が認められた．また，Peeler ら[25)]は中等度から重度の膝 OA 症例に対し，12 週間の LBPP トレッドミルにおいて歩行訓練プログラムを実施した．結果として疼痛軽減，機能改善と大腿部の筋力向上が示され，LBPP トレッドミル歩行訓練の有効性が報告された．このように疼痛の改善に対する論文が発表されているが，LBPP トレッドミル歩行訓練中の下肢キネマティクスの変化は未だに解明されていない．Cutuk ら[22)]は LBPP トレッドミルを模した装置を使用し，歩行中の下肢キネマティクスの変化を調査した． LBPP トレッドミルで免荷することでの矢状面場での足関節と膝関節の可動域の有意な変化はないことを報告した．この研究では股関節の可動域が検討されていないことや前額面や水平面上での可動域の変化は検討されていない．なぜなら，LBPP トレッドミルでは対象の下肢が空気圧を高めるためのチャンバー内に存在することにより，光学マーカーによる 3 次元歩行解析が困難であるためである．そのため，これまで LBPP トレッドミルでの歩行時における下肢 3 次元キネマティクスは検討されていなかった．

1.3. ウェアラブルセンサを用いた 3 次元歩行解析システム H-Gait

3 次元歩行解析は一般的にカメラを用いた光学式動作解析システムが利用されてきたが，問題点として計測場所，計測距離や撮影時間の制限が挙げられる．本学工学研究院と保健科学研究院で共同開発中の H-Gait は，種々の環境下での 3 次元歩行解析が可能である [5]. H-Gait は加速度・角速度センサを装着し，それらのデータより下肢関節角度や関節軌跡を算出できる歩行解析システムである．H-Gait の利点としては長時間，長距離での計測が可能なこと，屋外等の様々な環境下で計測可能なことである．また，計測時間の短さや持ち運びが可能なことも挙げられる. Tadano らは H-Gait を使用し膝 OA 症例に対する 3 次元歩行解析を行い，重度の変形性膝関節症患者の歩行の特徴を明らかにしてきた [5]. H-Gait を用いることにより，これまでカメラを用いた光学式動作解析では困難であった LBPP トレッドミルにおける歩行時の下肢 3 次元キネマティクスを検討できる可能性があると考えた.

1.4. 本研究の目的

本研究では, H-Gait を用いて LBPP トレッドミルにおける免荷が股 OA 症例の歩行時下肢 3 次元キネマティクスに及ぼす影響を検討することである．また，LBPP トレッドミルにおける免荷が歩行時の疼痛に及ぼす影響も検討する．LBPP トレッドミルによる免荷が股 OA 症例の歩行時下肢キネマティクスに与える影響を明らかにすることにより，LBPP トレッドミルを臨床応用する際に有用な知見を与える．

2. 方法

2.1. 対象

本研究の参加に同意を得た末期股 OA 症例 15 名および健常高齢者 15 名を対象とした．OA 症例の取り込み基準として，股 OA を有し，全人工股関節置換術が予定されている者，80 歳未満の成人の女性とした．除外基準としては，免疫抑制または自己免疫不全症を呈する者，炎症性関節炎（関節リウマチ等）の者，股関節に関節鏡下を除く手術既往歴がある者，局所または全身に感染症が認められる者，術後のリハビリおよび経過観察が困難である身体または精神的な問題を有する者，ペースメーカーあるいは埋め込み型除細動器を装着している者あるいは Bluetooth 通信機能付き加速度・角速度センサが発する電波による誤作動により不具合が生じる可能性がある者，股関節炎または人工股関節置換術の既往歴もしくはその両方に該当する者，脳血管障害を有する者，症候性脊椎脊髄疾患を有する者とした．また，健常高齢者の除外基準は，下肢の骨折や手術歴，神経・呼吸器・心血管疾患の既往歴，過去 6 か月以内の筋骨格系疾患，外傷の既往とした．

2.2. 実験器具

本研究は全て北海道大学病院リハビリテーション部運動療法室にて実施した．免荷トレッドミルには LBPP トレッドミル（Anti-Gravity Treadmill M320，AlterG，Inc., Fremont, USA）を使用した．本 LBPP トレッドミルは下肢を覆ったチャンバー内の空気圧を増加させ，Differential Air Pressure テクノロジーとよばれる閉ループ機構によりチャンバー内に空気圧を均等かつ一定に制御することにより，ウエストの高さまで装着した専用ショーツを介して身体を持ち上げる力を発生させ，免荷を可能としている（図 1）．

計測には 7 つのウェアラブルセンサ（TSDN121, ATR- Promotions, Inc., Kyoto, Japan）を使用した．ウェアラブルセンサは内蔵された 3 軸方向の慣性・角速度計（MPU-6050, InvenSense, Inc., San Jose, America）により直交する 3 軸方向の慣性と角速度を検出できる（図 2）．

これら複数のセンサをタイムスタンプ機能により同期させ，計測したデータを Bluetooth 通信機能によりリアルタイムで 2.4 GHz にて PC に送信記録した．



図 1. LBPP トレッドミルにおける免荷の方法．LBPP トレッドミルでは，空気圧によってチャンバーを膨らませ，下半身を持ち上げる力を作り出している．これにより，歩行時に正確な免荷が可能となる．



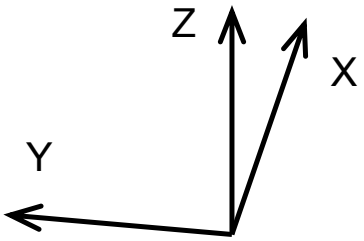


図 2. 使用するウェアラブルセンサ（左図）とセンサの検出座標系（右図）．ウェアラブルセンサに内蔵された 3 軸方向の慣性･角速度計により 3 軸方向の慣性と角速度を検出可能である．

2.3. 実験手順

被験者は専用タイツを履き，骨盤，左右大腿部，左右下腿部，左右足部の計 7 箇所に前述のウェアラブルセンサを装着した（図 3）．その後，左右大転子，左右膝関節内外側上顆と足関節内外果に直径 2 cm の球状発泡スチロールマーカー計 10 個を両面テープにより取り付け（図 4），600 万画素のデジタルカメラ（EX-F1, CASIO COMPUTER CO., LTD, Tokyo, Japan）にて左右側面，正面より撮影した．その後，大転子間長（左右大転子間距離），大腿長（大転子～大腿骨外側上顆），下腿長（大腿骨外側上顆～足関節外果）と足部高（足関節外果～床面）として，メジャーにてマーカー間距離を測定した．次に安静立位時における各センサの相対的オリエンテーションを決定するために安静立位姿勢および体幹後傾位の座位姿勢で股関節，膝関節，足関節の角度を維持したまま，各センサの慣性計より重力ベクトルデータを計測した（図 5）．被験者は LBPP トレッドミル専用ショーツを履き，ウエストの高さまで装着した．その後，LBPP トレッドミル本体に乗り込み，チャンバーの高さを調節し専用ショーツを本体に固定した．チャンバーの高さは大転子の高さとした．被験者の重力とチ

ャンバー内圧の相関カーブ決定のためのキャリブレーションを実施した．LBPP トレッドミルでの歩行前に注意点や説明等を行い，トレッドミル上で 3 分間の歩行練習を実施した．被験者は 1）100%荷重（以下 100%BW），2）75%BW，3）50%BW の三つの免荷条件での免荷歩行を実施し，歩行速度は自己選択速度とした．歩行開始前に初期値設定のため，安静立位姿勢を 2 秒間維持し，その後，歩行を開始し 30 秒間実施した（図 6）．

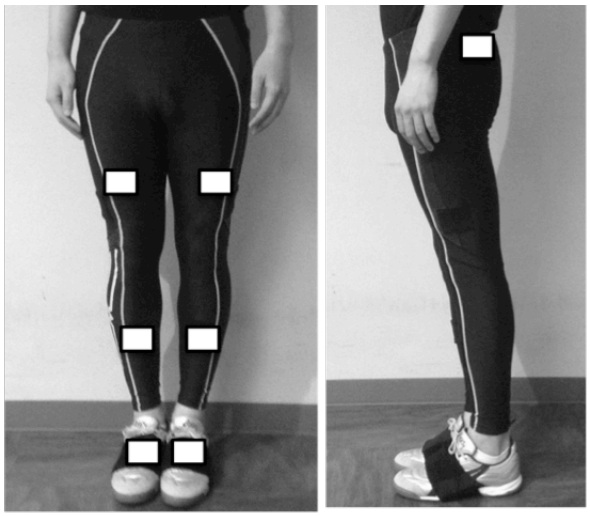


図 3．ウェアラブルセンサ装着位置．センサは 7 つの下肢のセグメント（骨盤，左右大腿部，左右下腿部，左右足部）に装着した．



図 4．マーカー貼付位置．左右大転子，左右膝関節内外側上顆と左右足関節内外果に球状発泡スチロールマーカー計 10 個を取り付け，デジタルカメラにて左右側面，正面より撮影した．

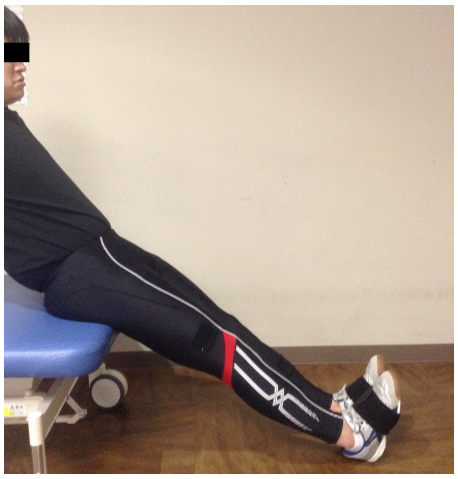


図 5．座位でのキャリブレーション姿勢．各センサの相対的オリエンテーションを決定するために，体幹後傾位の座位姿勢にて各センサの慣性計より重力ベクトルデータを計測した．



図 6．LBPP トレッドミルにおける免荷歩行．被験者は 7 つのウェアラブルセンサを装着した状態で，3 つ免荷条件（100%BW，75%BW，50%BW）にて LBPP トレッドミル上を歩いた．

2.4. H-Gait を用いたデータ解析

2.4.1. 下肢ワイヤーフレームモデル

下肢の 3 次元位置を決定するため，以下のワイヤーフレームモデルを使用した（図 7）．本ワイヤーフレームモデルは，腰部セグメント，左右大腿部セグメント，左右下腿部セグメント，左右足部セグメントの計 7 セグメントから構成され，各セグメントはそれぞれ，以下に示す身体的特徴点を結ぶ稜線により形成される．

(a) 腰部セグメント：左右上前腸骨棘（Anterior superior iliac spine）左右上後腸骨棘（Posterior iliac crest）左右股関節中心（Hip joint center）

(b) 大腿部セグメント：股関節中心（Hip joint center）大転子（Great trochanter）内側膝関裂隙（Medial knee joint space）外側膝関裂隙（Lateral knee joint space）

(c) 下腿部セグメント：内側膝関裂隙（Medial knee joint space）外側膝関隙（Medial knee joint space）足関節中心（Ankle joint center）

(d) 足部：足関節中心（Ankle joint center）踵骨外側（Lateral heel bone）踵骨内側（Medial heel bone）爪先（Toe）

計測したマーカー間距離を各セグメントの寸法とし，骨盤セグメントを構成するために必要な腸骨稜幅，上前腸骨稜幅などの寸法を一般的な形状で統一するものとし，その大きさは大転子間距離に比例して変化するものとした．足部セグメントを構成するために必要な踵骨爪先間距離は，一律に 200 mm とした．

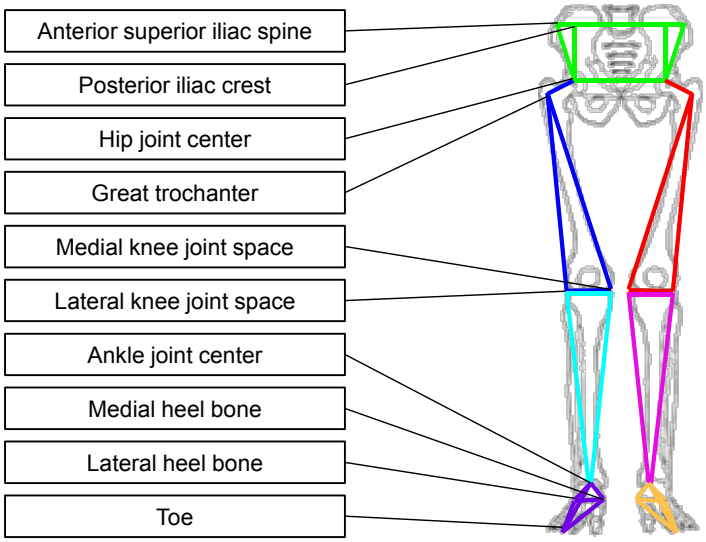


図 7．作成したワイヤーフレームモデル．下肢の解剖学的なランドマークに反射マーカーを貼り付け，各マーカー間の距離を基にワイヤーフレームモデルを作成し，歩行時の下肢の 3 次元位置を決定した．

2.4.2. 座標系

グローバル座標系，セグメント座標系，センサ座標系の 3 つの座標系を用いることで，下

肢の 3 次元姿勢を決定した. センサ座標系とセグメント座標系間の相対的な関係を決定する変換マトリックスを以下のステップで算出した.

(a) センサ座標系からグローバル座標系への変換

座位静止姿勢における重力データと歩行計測の初期立位静止姿勢における重力データを利用する．これら 2 つの姿勢から得られた重力データを利用して，センサ座標系からグローバル座標系へ変換するための回転行列 ${}^{\mathrm{Global}}\mathrm{R}_{\mathrm{sensor}}$ を求めた.

(b) グローバル座標系からセグメント座標系への変換

骨盤セグメントと足部セグメントのセグメント座標系は, 座位静止姿勢におけるグローバル座標系と一致するように定義したので座標変換は行わず，左右大腿部セグメント，左右下腿部セグメントの座標変換の回転行列は前述の左右側面, 正面から撮影したマーカー位置から各セグメントの傾斜よりグローバル座標系からセグメント座標系へ変換する回転行列 ${}^{\mathrm{Segment}}\mathrm{R}_{\mathrm{Global}}$ を求めた.

以上の回転行列 ${}^{\mathrm{Global}}\mathrm{R}_{\mathrm{sensor}}$ と ${}^{\mathrm{Segment}}\mathrm{R}_{\mathrm{Global}}$ を掛け合わせ，センサ座標系からセグメント座標系へ直接変換する回転行列 ${}^{\mathrm{Segment}}\mathrm{R}_{\mathrm{Sensor}}$ を求め，本回転行列 ${}^{\mathrm{Segment}}\mathrm{R}_{\mathrm{Sensor}}$ は歩行においても不変であると仮定し，下肢のセグメントの 3 次元的相対関係を決定した.

2.4.3. 下肢セグメントの 3 次元相対的位置

2.4.3.1. 初期姿勢における各セグメントの 3 次元姿勢の推定

初期姿勢における下肢の各セグメントの 3 次元相対的位置を決定するために, 慣性センサを用い重力ベクトルを計測し算出した．3 つの直交軸の重力 g_i に対する傾斜角度 θ_i は以下の式で表された．g は静止時の重力の合力ベクトルである.

$$\theta i = \arccos \frac{gi}{\|g\|}$$

2.4.3.1. 歩行時角変位の計算

センサより得られた角速度データを使用し, 下肢の各セグメント座標系に対するデータへ変換した．各軸周りの角速度は積分し角変位となる．コンピュータグラフィックスの表現に広く用いられている四元数 Quaternion を用いて, 下肢の各セグメントの初期姿勢からの角変位をワイヤーフレームモデルに入力することで歩行中の下肢 3 次元キネマティクスを決定した.

2.4.4. 検討データ

(a) 踵接地

踵接地時には前方へ振り出した下腿が後方へ振り戻されるため, 正の角速度が検出される．この際の角速度の正の極大値が検出される時間を踵接地とした.

(b) 足趾離地

足趾位置が最も後方にある時間を足趾離地とした.

(c) 関節角度と歩行パラメータの取得

股関節角度の最大値（屈曲–伸展，内転–外転，内旋–外旋），膝関節角度の最大値（屈曲–伸展），足関節角度の最大値（背屈–底屈）および歩幅と歩行率を解析した.

(d) 検討項目

各条件においてLBPPトレッドミル歩行により得られた下肢3次元キネマティクスデータと歩行パラメータの利き足を検討した. 利き足の踵接地から次の踵接地までを1歩行周期とし，1歩行周期を100%に正規化した．各免荷条件における中央の歩行周期を代表値として以下の統計学的解析に用いた.

2.5. 統計学的解析

人口統計学的データおよび歩行速度は対応のないt検定にて股OA群とコントロール群で比較した．股OA群におけるNumeric rating scaleは，一元配置分散分析を行いpost hoc検定としてBonferroni法にて調整した．歩幅，歩行率，股関節最大角度（屈曲，伸展，内転，外転，内旋，外旋），膝関節最大角度（屈曲，伸展）と足関節最大角度（屈曲，伸展）を解析した．免荷条件（100%BW，75%BW，50%BW）と群条件（股OA群，コントロール群）がこれらの項目に及ぼす影響を検討するため，二元配置分散分析を行いpost hoc検定としてBonferroni法にて調整した．有意水準は5%とした.

3. 結果

3.1. 人口統計データおよび歩行速度の比較

表 1 に本研究における被験者の人口統計学的特徴と歩行速度を示した. 股 OA 群とコントロール群では，年齢，身長，体重，歩行速度に有意な差はなかった．股 OA 群には，Kellgren and Lawrence (KL) グレード 3 が 3 名，KL グレード 4 が 12 名含まれていた.

表 1．人口統計データおよび歩行速度の比較

	股 OA 群 (n=15)	コントロール群 (n=15)	*P* 値
年齢（歳）	60.4 (9.6)	61.2 (6.3)	0.783
身長 (cm)	152.8 (2.9)	155.8 (3.7)	0.174
体重 (kg)	57.1 (11.4)	53.5 (7.3)	0.329
歩行速度 (km/h)	1.2 (0.3)	1.3 (0.4)	0.636

データは平均値（標準偏差）を示す.

OA, Osteoarthritis

3.2. LBPP トレッドミルによる免荷が疼痛に与える影響

股 OA 群では，NRS 疼痛スコアは 50%BW では 100%BW ($P = 0.002$) および 75%BW ($P = 0.018$) よりも有意に低かった（図 8）．さらに，疼痛スコアは 75%BW では 100%BW と比較して有意に低かった ($P = 0.026$).

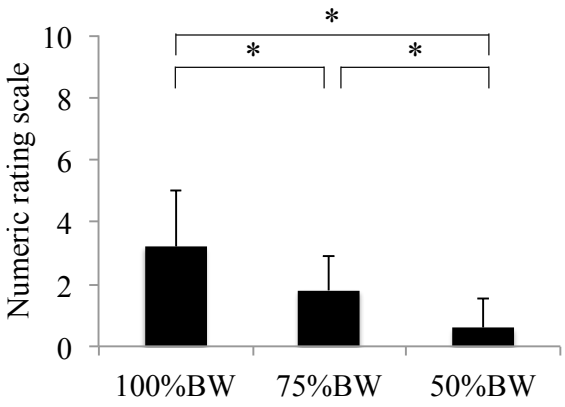


図 8．股 OA 群における免荷条件の違いによる numeric rating scale の比較．棒グラフが平均値と標準偏差値を示している．

*: $P < 0.05$

BW, Body weight

3.3. 免荷が下肢キネマティクスおよび時空間的パラメータに与える影響（表 2）

いずれの最大角度および時空間的パラメータにおいても免荷と群の交互作用は認められなかった．歩幅について，群条件に関しては，股 OA 群はコントロール群と比べ有意に小さかったが ($P = 0.027$)，免荷条件では主効果が認められなかった ($P = 0.536$)．歩行率に関して，群条件 ($P = 0.167$) および免荷条件の主効果は認められなかった ($P = 0.219$).

遊脚相における股関節最大屈曲角度については，免荷条件の主効果が認められたが ($P < 0.001$)，群間では有意な差はみられなかった ($P = 0.163$)．Post hoc 検定の結果，50%BW では 100%BW と比較して，統計学的有意に股関節最大屈曲角度が減少した ($P = 0.011$)．立脚相における股関節外転および外旋の最大角度については, 免荷条件と群条件での主効果は認められなかった.

立脚相における股関節最大伸展角度について，群条件に関しては，股 OA 群はコントロール群と比べ有意に小さかったが ($P = 0.044$)，免荷条件では主効果を認めなかった ($P = 0.682$)．股関節内転および内旋の最大角度については， 免荷条件で主効果が認められたが (内転: $P < 0.001$，内旋: $P = 0.002$)，群条件での主効果は認めなかった．Post hoc 検定より，50%BW における股関節最大内転角度は, 100%BW と比較して, 統計的に有意に減少した (内転: $P = 0.012$，内旋: $P < 0.001$).

膝関節の屈曲および伸展の最大角度については，免荷条件で主効果が認められたが ($P < 0.001$)，群条件では主効果を認めなかった．50%BW での膝関節最大屈曲角度は 100%BW と比較して有意に減少し ($P = 0.002$)，75%BW および 50%BW での膝関節最大伸展角度は 100%BW と比較して有意に減少した (75% vs 100% BW: $P = 0.029$，50% vs 100% BW: $P < 0.001$).

足関節最大底屈角度については，免荷条件で主効果が認められたが($P < 0.001$)，群条件では認められなかった．50％BW 条件での足関節最大底屈角度は，100％BW と比較して，有意に増加した ($P = 0.020$).

表2．股OA群およびコントロール群の免荷による歩幅，歩行率および各関節最大角度の変化

	股OA群 (n=15)			コントロール群 (n=15)			*P*値	
	100%BW	75%BW	50%BW	100%BW	75%BW	50%BW	免荷条件	群条件
歩幅 (cm)	35.5 (16.5)	37.7 (19.3)	40.9 (21.5)	48.0 (19.7) [a]	51.3 (23.4) [a]	53.8 (25.0) [a]	0.536	0.027
歩行率 (step/min)	137.3 (55.7)	133.1 (57.6)	126.7 (58.6)	94.4 (26.3)	91.3 (22.2)	87.1 (23.2)	0.219	0.167
股関節屈曲 (°)	20.9 (8.7)	19.0 (9.7)	14.7 (7.2) *	25.8 (8.8)	23.8 (8.0)	19.4 (8.8) *	< 0.001	0.163

股関節伸展（°）	0.2 (6.0)	-0.8 (5.8)	-0.7 (5.3)	4.0 (4.2) [a]	3.3 (4.8) [a]	3.7 (4.6) [a]	0.682	0.044
股関節内転（°）	2.9 (3.2)	1.7 (3.0)	0.1 (3.0) *	4.7 (6.7)	2.9 (2.5)	3.3 (2.4) *	< 0.001	0.090
股関節外転（°）	4.1 (2.7)	3.8 (2.6)	3.9 (2.7)	4.6 (3.3)	3.3 (2.8)	2.2 (1.4)	0.231	0.805
股関節内旋（°）	7.3 (6.2)	6.3 (5.5)	4.9 (4.5) *	2.2 (2.4)	2.4 (2.2)	2.2 (2.4) *	0.002	0.880
股関節外旋（°）	1.1 (2.5)	1.0 (2.7)	1.7 (2.3)	7.3 (4.2)	5.8 (4.0)	6.0 (3.6)	0.658	0.283
膝関節屈曲（°）	44.8 (13.6)	42.4 (14.8) *	36.4 (11.2) *, †	55.9 (20.5)	52.7 (18.9) *	46.2 (22.2) *, †	< 0.001	0.056
膝関節伸展（°）	-8.2 (5.2)	-6.2 (4.0) *	-4.4 (3.4) *	-4.9 (5.7)	-4.1 (3.4) *	-3.3 (3.2) *	< 0.001	0.136
足関節背屈（°）	11.5 (5.5)	11.7 (10.9)	7.0 (5.6)	11.1 (5.1)	7.6 (3.5)	8.1 (4.0)	0.134	0.616
足関節底屈（°）	3.8 (7.3)	7.0 (7.4)	10.2 (10.3) *	4.0 (10.5)	9.1 (10.1)	13.0 (12.1) *	< 0.001	0.663

データは平均値（標準偏差）を示す.

OA, Osteoarthritis. BW, Body weight

[a]: $P < 0.05$ (vs 股 OA 群)

*: $P < 0.05$ (vs 100%BW)

†: $P < 0.05$ (vs 75%BW)

4. 考察

本研究では，股 OA 症例を対象に，LBPP トレッドミルでの歩行時の NRS 疼痛スコアと歩行時下肢キネマティクスを調査した. LBPP トレッドミルによる免荷は, 股 OA 症例の NRS 疼痛スコアを低下させることがわかった．LBPP による免荷は歩行時下肢キネマティクスを変化させたが，免荷と群条件での交互作用は認められなかった．そのため，LBPP トレッドミルは，股 OA 症例の歩容を変化させるための訓練として用いるよりも，痛みを減少させる目的に適していると考えられる．今回の結果は，膝 OA 症例を対象に，LBPP トレッドミルを用いて，免荷歩行時の急性膝関節痛を評価した先行研究の結果と一致している [17]．股関節痛による歩行障害は, 下肢の持久力や筋力の低下につながるため, 股 OA 症例にとっては, 股関節への負荷が少なく安全で快適な条件で歩行訓練を行うことが臨床的に重要である [22) ,23)]．そのため，LBPP トレッドミルは他のトレッドミルと比べ快適および心肺系機能への負荷を高めずに安全に訓練可能であることより [23)]，LBPP トレッドミルによる免荷歩行訓練は股 OA 症例に対する歩行訓練の方法として適切であることがわかった

本研究の結果， LBPP トレッドミルによる免荷は股関節と膝関節の最大屈曲角度を減少させ，足関節最大底屈角度を増加させた．この結果は，ハーネス式トレッドミルを使用した過去の結果と一致している [26) ,27)]．これらの結果より免荷の方法に関わらず，免荷が下肢キネマティクスに与える影響は同様であることが示唆された．したがって，LBPP トレッドミル訓練を処方する際には, 免荷が下肢キネマティクスに与えるこれらの結果を考慮して歩行訓練すべきである．また，LBPP トレッドミルを用いた 75%BW の免荷条件は，痛みを有意に軽減したが，下肢キネマティクスには有意な影響を与えなかった．そのため，股 OA 症例に対して LBPP トレッドミルを用いた歩行訓練を適用する際には, 痛みを軽減することができ下肢キネマティクスの変化も最小限に抑えることができる 75%BW までの免荷条件で歩行訓練することが有用であると考えられる.

本研究では, 股 OA 群はコントロール群と比べ歩幅および股関節最大伸展角度が小さかった．これらの違いは股 OA 症例の歩行の特徴を示し，H-Gait を使用した LBPP トレッドミル上の歩行解析においても，股 OA 症例の歩容を反映していると考えられる.

本研究では, H-Gait を用いて LBPP トレッドミル歩行時下肢キネマティクスが計測可能であることを示した．LBPP トレッドミルはチャンバー内を陽圧にすることで被験者に免荷を与えるが，チャンバー内の重力やセンサの動きに影響はない．また，H-Gait はセンサの傾きを利用してセンサの位置や向きを決定している．そのため，LBPP トレッドミル内でも正確に歩行解析が可能であると考える．そのため，本研究では H-Gait は通常の歩行と異なった環境下でも測定可能なことを示すことができ，今後様々な場面で H-Gait を臨床的に用いることでリハビリテーションの発展に繋がることが示唆された.

5. 限界

本研究にはいくつかの限界がある．第一に，体幹と上肢の運動学に及ぼす免荷の影響を含めておらず，下肢キネマティクスに及ぼす免荷の影響のみを調査した．本研究では，データ収集後 3 ヶ月以内に THA を受ける予定の中等度または重度の股 OA 症例を対象としているため，歩行中の免荷は，初期股 OA 症例には異なる影響を与える可能性がある．今後の研究では，初期股 OA 症例における LBPP のトレーニング効果を調査する必要がある．

第二章 H-Gait を用いた timed up and go test 中の下肢キネマティクスによる ロコモ罹患の有無を判別する因子の検討

1. 諸言

1.1. ロコモティブシンドローム

高齢者の数は世界的に増加しており，2050 年には 20 億人が 60 歳以上の高齢者になると予想されている [28]．世界有数の長寿国である本邦でも高度な医療成長による平均寿命の伸びとともに高齢者人口は増加を続けており，2025 年には総人口の 3 割以上に達すると予測され [29]，膨大な医療費や介護費が政治・社会的問題となっている．高齢化が急速に進むのに伴い, 高齢者の日常生活動作の制限や quality of life の低下に繋がる退行性変性疾患を含む運動器疾患の罹患者が増加の一途を辿っている．要支援・要介護 に陥った原因の中では転倒や骨折を含むこれら運動器の障害が全体の約 22%を占め, 最も高い割合であることが報告され [30]，これらの予防により健康寿命を延伸し，医療・福祉・介護に関わる経済的負担を軽減することが喫緊の課題となっている．2007 年日本整形外科学会において「運動器の障害のため移動機能の低下をきたした状態」をロコモと定義し，介護・介助が必要な状態になるリスクが高い状態を示す [31]．最近の臨床研究では，日本国内にはレントゲン写真上で変形性膝関節症，脊椎症または骨粗鬆症があり，ロコモに罹患している，または罹患する可能性のある人が約 4,700 万人いることが報告されている [32]． 本邦において，ロコモ概念の認知を促進する背景には, 移動機能低下を来たす運動器の健康を維持するといった予防的側面がある．しかし，運動器疾患は重症化するまでは，関心が高まりにくく，ロコモの増加を遅延させるためにロコモの早期発見および早期予防が重要視されている．

1.2. ロコモ度テスト

ロコモの早期発見を目的としてロコモ検診が行われ，3 つのテストからなる「ロコモ度テスト」によるロコモ度評価が推奨されている [33]．ロコモ度テストは「立ち上がりテスト」，「2 ステップテスト」，「ロコモ 25」の 3 つのテストからなり，ロコモ度テストの結果に基づき非ロコモ，ロコモ度 1 および 2 が判定される [34), 35)].

立ち上がりテストは 5-Times-Sit-to-Stand Test [36)]および膝伸展強度を体重で割ったもの [37)]と相関があり，垂直移動性を反映している [38)]．2 ステップテストは，2003 年に Muranaga と Hirano によって最初に開発されたものであるが [34)]，筋力，バランス，下肢の柔軟性を含む歩行能力を評価することを目的としたものである [39)]．ロコモ 25 は，高齢者の運動機能障害を評価するために Seichi ら [35)]によって開発された質問紙である．ロコモ 25 のスコアは，医療専門家が評価した客観的な移動能力と相関しているため，移動能力低下のリスクが高い集団のスクリーニングに有用である可能性が示唆されている [35)]．これら「ロコモ度テスト」は簡便に運動器障害を判定することが可能であり，ロコモ発見のためのロコモ検診における運動器障害スクリーニングにきわめて有用である．本邦でも多くの地域で大規模にロコモ度テストを中心としたロコモ検診が実施されている [39), 40)].

しかし，「ロコモ度テスト」は半定量的かつ包括的な評価のため，移動機能および歩行機能の低下の状態を詳細に把握できなく，予防のための介入方法の決定が困難という欠点が存在した．自立した生活を送るためには，早期にロコモに関連する症状を発見し，その改善策を講じることが重要である．阿久根らは，着座から起立までの所要時間と歩行速度が要介護状態になるリスクに影響することを報告し [41)]，多角的な歩行および移動能力の評価がロコモの予防のための重要な指標となることを示した．

1.3. Timed up and go test

Timed up and go test (以下 TUG) は get-up and go test を Podsiadlo らが改変したものであり[42], 下肢機能, 可動性, および転倒リスクを評価するための迅速かつ簡単な臨床方法である. 椅子からの起立, 歩行, 方向転換および椅子への着座などの日常生活に必要な動作により構成され, 移動機能および歩行機能の評価に優れている. TUG の遂行時間は転倒指標や歩行および移動能力の評価としても世界的に広く用いられている. 本邦における大規模調査では, 高齢者における TUG の所要時間は加齢によって増大し, さらに, 転倒, 外出頻度, 運動習慣との密接な関係が示され, 地域保健活動の評価指標としての有効性が示されている[43]. TUG は, 転倒リスクの指標として, 転倒ハイリスク者のカットオフ値は 13.5 秒とされ, 広く世界的に使用されている[43].

移動機能の低下をきたしたロコモ症例に対しても TUG が実施され, ロコモ重症度と TUG の遂行時間には強い正の相関があることが示されている[44]. また, ロコモは非ロコモと比較して TUG の遂行時間が長いことが示されている[45), 46)]. しかし, TUG 遂行時間のみの計測では, 移動機能および歩行機能の低下の状態を詳細に把握できなく, ロコモの早期発見および治療のためには歩行および移動能力の詳細な評価が必要である. ロコモと関連の大きい「高齢期に生理的予備能が低下することでストレスに対する脆弱性が亢進し, 生活機能障害, 要介護状態, 死亡などの転帰に陥りやすい状態」と定義するフレイルに関して, フレイルの分類にはストップウォッチを使用した TUG 遂行時間の計測よりも TUG 中の動作の特徴を測定する方が優れていることが示されている[47]. 単純な遂行時間のみではなく TUG 中の動作の特徴を測定することは一人一人の患者の動作の傾向を発見することができ, 健康上の問題や動作時の問題点を深刻なレベルになる前に早期発見できる可能性がある[48]. これは, フレイルと関連の大きいロコモに対しても同様に提言できると考えられ, ロコモと非ロコモを識別するためには TUG の遂行時間のみではロコモ発症リスクの指標として限定的であり, 歩行パターンを含めたより詳細な評価が必要であることが示唆される. これまで行われてきた TUG 中の 3 次元歩行解析は一般的にカメラを用いた光学式動作解析システムが利用されてきたが, 問題点として計測場所, 計測距離や撮影時間の制限が挙げられていた. 特に, ロコモ症例を対象としたロコモ検診ではフィールドレベルでの大規模な測定が必要であり, 光学式動作解析システムによる計測は設定および解析に膨大な時間を要し大規模な研究は難く, これらデメリットを補うべく動作解析装置の開発および応用が必要であった.

1.4. H-Gait system

近年，技術的な進歩により TUG 中の動作を多面的に分析する手法として，加速度計および角速度計を使用した動作解析の検証および臨床応用されてきた [49), 50)]．これまで行われてきた 3 次元歩行解析は一般的にカメラを用いた光学式動作解析システムが利用されてきたが，問題点として計測場所，計測距離や撮影時間の制限のデメリットが挙げられ，これらを補うべくセンサデバイスを利用した開発および応用が進められてきた. 本学工学研究院と保健科学研究院では H-Gait の共同開発および臨床応用を進めてきた．本システムは加速度・角速度センサを装着し, それらのデータより下肢関節角度や関節軌跡を算出できる歩行解析システムである．このシステムの利点としては長時間，長距離での計測が可能なこと，屋外等場所を選ばす様々な環境下で計測可能なことである [5)]．我々はこれまで高齢者および股 OA 症例を対象にウェアラブルセンサを用いた歩行解析を行い，臨床応用を進めてきた [51)]. これらシステムは計測および解析時間の短さや持ち運びが可能なことがメリットとして挙げられる. そのため, これらシステムを使用することでフィールドレベルでの大規模な TUG 中の動作を分析し，ロコモ症例の早期発見へ応用可能であると考えた.

ロコモと関連の大きなフレイルと非フレイル [47)]および若年者と高齢者 [52)]を判別する際に，TUG 遂行時間よりもウェアラブルセンサを使用した動作分析の方が正確であることが報告されている．そのため，ロコモと非ロコモを区別するためには，TUG の評価に遂行時間だけでなく H-Gait システムによる動作分析を組み合わせることによって，より簡便で臨床的に有用な指標を見出すことができないかと考えた．Salarian ら [53)]は慣性センサを使用することで TUG 中の動作を分析し，Parkinson 病症例の転倒リスク早期発見へ応用している．しかし，Salarian ら [53)]のシステムでは股関節および足関節のキネマティクスは解析されず，TUG 中の動作分析の定量的評価には不十分であった. H-Gait では下肢キネマティクスを関節毎により詳細に評価することが可能なため，H-Gait を使用した TUG 動作をより詳細に分析することで，ロコモと非ロコモを判別するための指標を明らかにできるのではないかと考えた.

1.5. 本研究の目的

本研究の目的は，TUG 一連動作のうち H-Gait を用いて区間毎に要した時間を調査し，ロコモおよび非ロコモでの時間配分の違いを明らかにすること．さらに，TUG 遂行時間に影響を与える下肢キネマティクスパラメータをロコモ群および非ロコモ群それぞれで明らかにすることを目的とした．これらを統括してウェアラブルセンサを使用した TUG における下肢キネマティクスパラメータからロコモ罹患の有無を判別する因子を明らかにすることを目的とした．ロコモ罹患の有無を判別する因子を明らかにすることは，ロコモの移動能力向上のための効果的な指導法の確立につながると考えられる．

2. 方法

2.1. 対象

対象は 60 歳以上の高齢者 140 名（男性 28 名，女性 112 名）であった．対象は北海道大学 COI プロジェクトの一部である岩見沢市主催の健康チェックに参加し，本研究の趣旨について同意を得られた者とした．ロコモ度テストおよび TUG が困難な者，自力歩行が困難な者は除外した．対象者には本研究の参加に先立ち，本研究の目的，実験内容，予測される危険性を口頭および書面にて説明し，内容を理解した上で同意書に署名を求めた．また，本研究は北海道大学大学院保健科学院の倫理委員会の承認を得て実施した．

2.2. ロコモ度テスト

対象者に対し，日本整形外科学会により定められた手順に従い，ロコモ 25，2 ステップテスト，立ち上がりテストの 3 つのロコモ度テストを実施した [8]．立ち上がりテストは対象に最初に 40 cm の台に両腕を組んで腰掛け，両脚は肩幅くらいに広げ，床に対して下腿がおよそ蒴 70 度になるようにして，反動をつけずに立ち上がり，そのまま 3 秒間保持するように指示した．両脚 40cm ができた場合，片脚でテストを行った．片脚でのテストは左右どちらかの脚を上げ，反動をつけずに立ち上がり，そのまま 3 秒間保持するように指示した．片脚 40 cm ができた場合を「正常」，片脚で 40 cm の高さから立ち上がれない場合を「ロコモ度 1」，両脚で 20 cm の高さから立ち上がれない場合を「ロコモ度 2」とした．2 ステップテストはスタートラインを決め，両足のつま先を合わせた後，できる限り大股で 2 歩歩き，両足を揃えるように指示した．2 歩分の歩幅（スタートラインから着地点のつま先までの距離）を計測し，2 試行の中で大きい方を採用し，２歩分の歩幅を身長で除した 2 ステップ値を算出した．2 ステップ値が 1.3 以上を「正常」，1.3 未満 1.1 以上を「ロコモ度 1」，1.1 未満を「ロコモ度 2」とした．ロコモ 25 は 25 問からなる質問票に回答させて，ロコモ　チャレンジ！推進協議会ロコモ度テストワーキンググループ基準に従い，7 点未満を「正常」，7 点以上を「ロコモ度 1」，16 点以上を「ロコモ度 2」とした．本研究ではロコモ度 1 または 2 の対象者をロコモ群，正常と判定された対象者を非ロコモ群とした [54]．

2.3. H-Gait system を用いた TUG

2.3.1. 計測手順

H-Gait system を用いた TUG では，第一章と同様の手順でウェアラブルセンサの装着および計測準備を行った．

H-Gait system を用いた TUG では，対象は静止立位でキャリブレーションを行った後，同姿勢から着座させ約 10 秒間，座位姿勢を保持した後に TUG を行い，また，終了時点も明瞭にするために着座後，約 3 秒間，座位姿勢を保持した後に静止立位姿勢に戻るように指示した．TUG 課題は開始位置から障害物までの距離を 3 m に設定し，2 試行実施した（図 9）．開始の合図とともに立ち上がり，3 m 先のソフトコーンを目印として方向転換した後，再び開始位置の椅子に着座するまでの一連動作を計測した．計測結果の変動を避けるため，歩行速度は最大努力歩行で統一した．方向転換の向きは，右回りおよび左回りを各 1 回ランダムに実施し，ストップウォッチを用いて TUG 遂行時間を計測した．

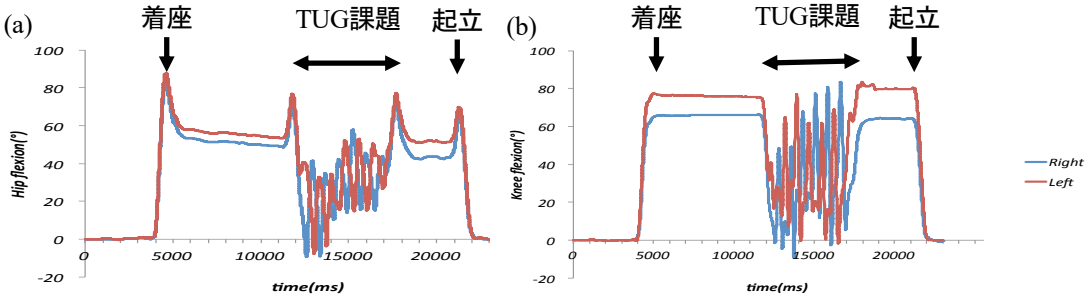


図 9．H-Gait を用いた TUG による下肢キネマティクス（a. 股関節屈曲角度，b. 膝関節屈曲角度）．縦軸の正の値は股関節および膝関節屈曲角度，横軸は経過時間を示す．H-Gait を用いた TUG では，TUG の前後に静止立位でのキャリブレーションを行なった．

2.4. H-Gait システムによるデータ解析

H-Gait によるデータ解析は第一章と同様の方法で行った．

2.5. H-Gait system を使用した TUG 中の区間設定および定義

TUG では動作を細分化するために，起立区間（座位から立位への移行区間），往路区間（歩行開始から方向転換開始まで），方向転換区間（方向転換開始から方向転換終了まで），復路区間（方向転換終了から着座のための方向転換開始まで）および着座区間（着座のための方向転換開始から着座まで）の順に TUG を区間分割した．これら区間設定には TUG 中の腰部および大腿部の角速度データを使用し，Higashi ら [55]の方法に準じて各区間の変更点を定義した．以下に区間の変更点の定義を説明する．

① 起立区間

座位姿勢では角速度がおよそ 0°/s である．座位から起立への移行時には体幹の屈曲作用が生じ，腰部のセンサには前方方向への角速度が発生する．腰部のセンサより検出された角速度が 10°/s の閾値を超える点を起立区間の開始点と定義した（図 10a）．

② 往路区間

大腿部の左右どちらかの角速度センサが 10°/s の閾値を超えた点を歩行区間の始まりと定義した．ゼロクロス（出力が 0 となった時間）が歩行開始を示すのに十分であるが，被験者の揺れによる影響を排除するために，ゼロクロスの代わりに 10°/s の値を閾値として用い，歩行開始点と定義した（図 10b）．

③ 方向転換区間

歩行区間の方向転換と着座区間の方向転換を腰部センサの回旋方向の角速度より定義した．腰部センサの回旋の角速度の最大値の 35%を超える点を方向転換開始点と定義した（図 10c）．次に腰部センサの回旋の角速度の最大値の 35%を下回る点を方向転換開始点と定義した（図 10d）．

④ 復路区間

方向転換区間終了時点から 2 回目の方向転換の開始点までとした．2 回目の方向転換は 1 回目の方向転換が終了した後に発生するという前提のもと定義した．2 回目の方向転換も腰部センサの回旋の角速度の最大値の 35%を超える点を 2 回目の方向転換開始点と定義した（図 10e）．

⑤ 着座区間

2 回目の方向転換開始点から始まり，前後方向の腰部の角速度センサの出力が 10°/s を下回った時点とした（図 10f）．

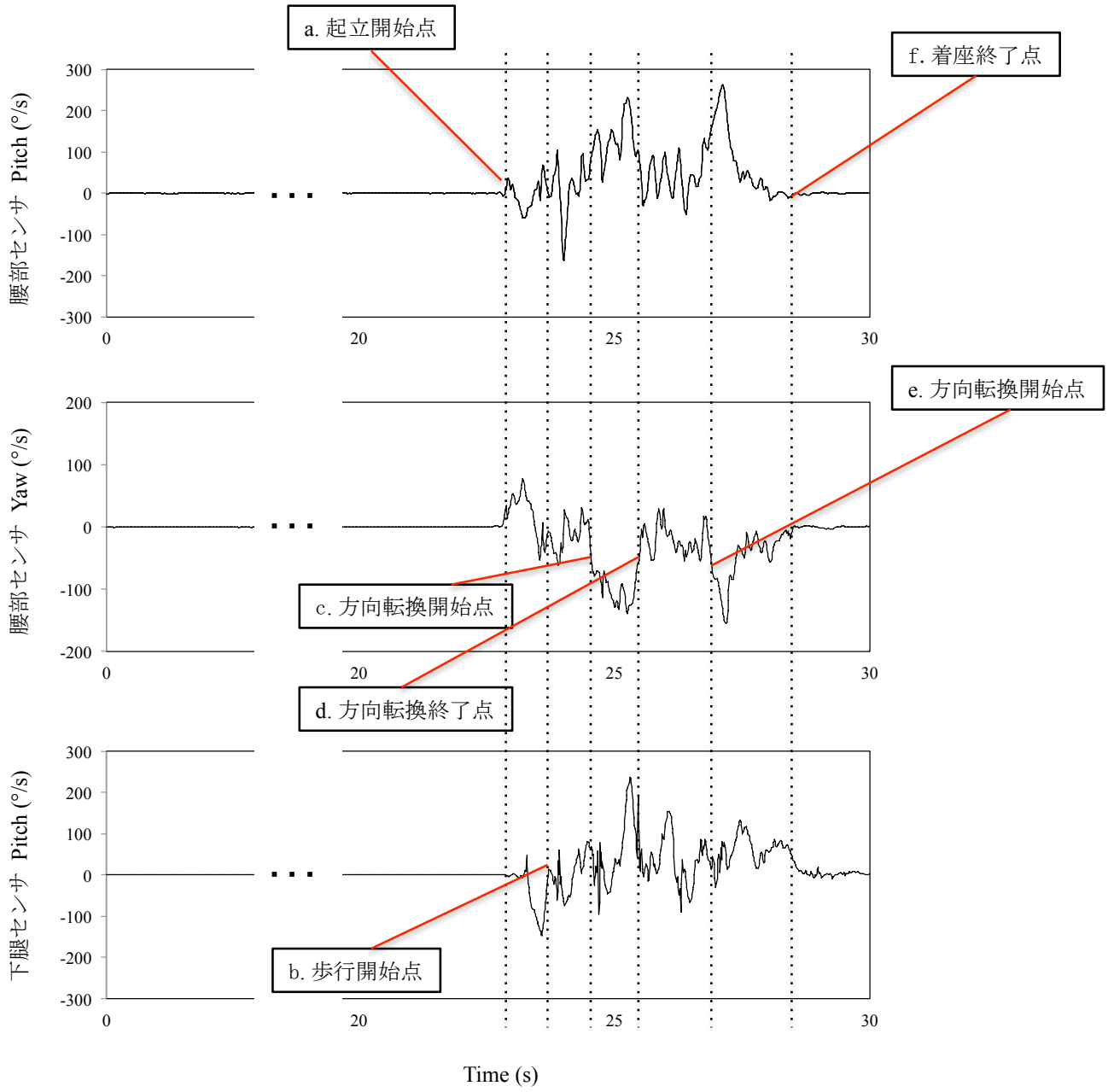


図 10. TUG 中の腰部および下腿センサの角速度と区間変更点．縦軸は腰部および下腿センサの角速度，横軸は経過時間を示す．区間設定には TUG 中の腰部および大腿部の角速度データを使用し，区間の変更点を定義した．

2.6. 算出パラメータ

初期姿勢からの角変位により TUG 中の股関節，膝関節および足関節の関節角度が算出された．全ての被験者の右脚を測定肢とし，起立区間，往路区間，復路区間および着座区間の関節角度を算出した．起立区間においては，股関節伸展，膝関節伸展，足関節底屈の角速度の平均値を算出した．歩行区間においては，往路および復路それぞれについて股関節（屈曲-伸展），膝関節（屈曲-伸展），足関節（背屈-底屈）可動域の平均値を算出した．可動域は最

大と最小の差とした．着座区間においては，股関節屈曲，膝関節屈曲，足関節背屈の角速度の平均値を算出した．

2.7. 統計学的解析

人口統計データおよびTUG遂行時間に対しては，正規性の有無を確認するためShapiro-Wilk検定を実施し，その後非ロコモ群とロコモ群の 2 群に分類した．その後，年齢は χ^2 検定，その他の項目は対応のない t 検定を実施した．非ロコモ群およびロコモ群それぞれでTUG遂行時間と下肢キネマティクスの関連を調べるため，目的変数をTUG遂行時間，説明変数を各関節の下肢キネマティクスとして多重共線性を考慮した後，ステップワイズ法による重回帰分析を行なった．調整因子として年齢，BMIおよび性別を用いた．次に，多変量解析によりロコモ罹患の有無と下肢キネマティクスの関連を検討するために，目的変数をロコモの有無，説明変数を下肢キネマティクスとする年齢，BMIおよび性別を調整した二項ロジスティック回帰分析を行った．有意な因子が抽出された場合，受信者動作特性（Receiver Operating Characteristic: 以下，ROC）曲線を用い，ROC曲線下面積（Area under the curve: 以下，AUC）にて回帰モデルの適合性を判定し，感度，特異度から Youden index（感度+特異度-1）を使用し，もっとも大きい点をカットオフ値とし算出した．有意水準は5%とした．統計ソフトは IBM SPSS Statistics 17（IBM Corporation, Armonk, New York, USA）を使用した．

3. 結果

3.1, 人口統計データ，TUG 遂行時間および区間毎の遂行時間の比較

本研究に参加した被験者の群の内訳はロコモ度テストより非ロコモ群は 23 名，ロコモ群は 117 名であった．ロコモ群は非ロコモ群と比較して年齢が有意に高かった ($P = 0.012$) (表 3)．また，TUG 遂行時間において，ロコモ群は非ロコモ群と比較して有意に大きかった ($P < 0.001$). その他の項目に関しては, ロコモ群と非ロコモ群に有意な差は認められなかった．

また，TUG 遂行時間を細分化し，区間毎に遂行時間を比較した結果，いずれの区間もロコモ群と非ロコモ群に有意な差は認められなかった（表 4)．

表 3．ロコモ度別の人口統計データ，TUG 遂行時間および 10m 歩行時間の比較

	非ロコモ (n=23)	ロコモ (n=117)	*P* 値
年齢（歳）	69.9 (5.9)	73.4 (6.8)	0.012
性別（男性/女性, 名）	4/19	24/93	0.493
身長 (cm)	15.1 (7.4)	153.0 (7.2)	0.230
体重 (kg)	50.9 (7.9)	54.0 (8.5)	0.076
TUG 遂行時間（秒）	5.5 (0.9)	6.6 (1.3)	< 0.001

データは平均値（標準偏差）を示す.

TUG, Timed up and go test

表 4．ロコモ度別の TUG 遂行時間の区間毎の比較

	非ロコモ (n=23)	ロコモ (n=117)	*P* 値
起立区間（秒）	0.5 (0.2)	0.6 (0.2)	0.297
往路区間（秒）	1.3 (0.4)	1.5 (0.4)	0.095
方向転換区間（秒）	0.8 (0.2)	1.0 (0.3)	0.096
復路区間（秒）	0.7 (0.2)	0.8 (0.2)	0.067
着座区間（秒）	1.3 (0.4)	1.4 (0.4)	0.199

データは平均値（標準偏差）を示す.

3.2. **TUG 遂行時間に関連する下肢キネマティクス**

多重共線性に関しては, 全ての変数において VIF 値は 10 より低い値を示した. そのため, すべての変数を説明変数に代入し，重回帰分析を行なった．ロコモ群において起立区間の股関節伸展角速度，着座区間の股関節屈曲角速度，着座区間の膝関節屈曲角速度，復路区間の足関節可動域および復路区間の膝関節可動域が TUG 遂行時間に有意に関連した（自由度調整済み $R^2 = 0.499$）（表 5）．非ロコモ群において重回帰分析を実施した結果，起立区間の足関節底屈角速度のみが TUG 遂行時間に有意に関連した（自由度調整済み $R^2 = 0.527$）（表 6）．

表 5．ロコモ群における TUG 遂行時間を従属変数とした重回帰分析の結果

	VIF 値	標準回帰係数 β	標準誤差	*P* 値
股関節伸展角速度（起立）	1.166	-0.409	0.003	< 0.001
股関節屈曲角速度（着座）	1.219	-0.319	0.004	< 0.001
膝関節屈曲角速度（着座）	1.074	-0.218	0.003	0.002
足関節可動域（復路）	1.016	-0.218	0.006	0.002
膝関節可動域（復路）	1.011	-0.167	0.007	0.015

表 6．非ロコモ群における TUG 遂行時間を従属変数とした重回帰分析の結果

	VIF 値	標準回帰係数 β	標準誤差	*P* 値
足関節底屈角速度（起立）	1.015	-0.364	0.002	0.004

3.3. ロコモ罹患の有無を判別する因子の同定

ロコモ罹患の有無を判別する因子を調べる目的で二項ロジスティック回帰分析を実施した結果，股関節伸展角速度（オッズ比：0.973，$P < 0.001$）および膝関節可動域（復路区間）(オッズ比:0.963, $P = 0.045$) がロコモの有無に有意に関連する因子として認められた(表 7)．また，ロコモの有無を判別する股関節伸展角速度および膝関節可動域（復路区間）のカットオフ値を ROC 曲線より算出した（図 11）．カットオフ値は股関節伸展角速度が 113.2°/s（感度：0.75，特異度：0.64），膝関節可動域（復路区間）が 57.7°（感度：0.61，特異度：0.68）であった（表 8）．予測能を示す AUC は股関節伸展角速度が 0.73，膝関節可動域（復路区間）が 0.62 であり，中等度の予測能を有することが示された．

表 7．ロコモ罹患の有無を目的変数とした二項ロジスティック回帰分析の結果（非ロコモ群に対するロコモ群のリスク比）

	オッズ比	95%信頼区間	*P* 値
股関節伸展角速度	0.973	0.959-0.987	< 0.001
膝関節可動域	0.963	0.927-0.999	0.045

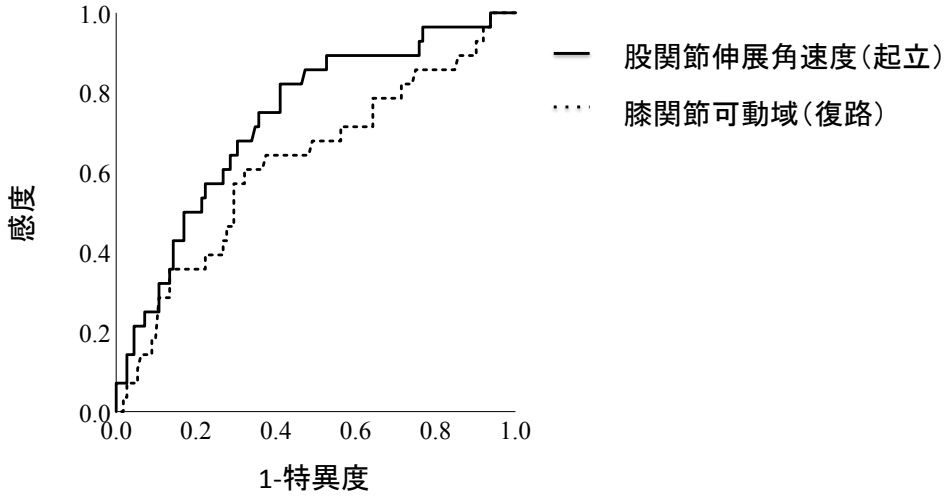


図 11．ロコモ罹患の有無を判別する股関節伸展角速度および膝関節可動域（復路）の ROC 曲線．

表 8．ロコモ罹患の有無を判別する股関節伸展角速度および膝関節可動域（復路）のカットオフ値および判別精度

	カットオフ値	AUC	感度	特異度	95%信頼区間
股関節伸展角速度	113.150	0.733	0.750	0.643	0.632-0.835
膝関節可動域（復路）	57.650	0.622	0.607	0.679	0.501-0.744

4. 考察

4.1. ロコモの割合および TUG 遂行時間および TUG 中の各区間のロコモ度の有無による影響

高齢化社会における健康寿命の延伸のために，高齢者の虚弱性に対する予防・治療戦略が注目されている．この 20 年ほどの間に，高齢者の衰弱状態を表す概念として，サルコペニア，フレイルティ，ロコモなどの新しい概念が開発されてきた．その中でも特にロコモは，骨，関節，神経，筋肉などの運動器の機能障害による移動能力障害と定義され [56]，予防・治療には，ロコモの早期発見・評価が不可欠である．本テストの遂行時間は転倒指標や歩行および移動能力の評価としても世界的に広く用いられているが，ロコモと非ロコモを識別するためには TUG の遂行時間のみではロコモ発症リスクの指標として限定的であり，予防および治療介入に繋げるためには歩行パターンを含めたより詳細な評価が必要であった．

本研究のロコモ群の割合は 140 名中 117 名で 83.6%であった．過去の報告では一般住民においてロコモの有病率は全体の約 70%であるとし [57]，本研究の方がロコモの割合が多かった．これらの割合に関しては，女性の方がロコモの割合が多く [58]，本研究では過去の研究と比べ女性の割合が多かったためこのような結果になった可能性がある．また，本研究の研究場所の要因も考えられる．本研究を実施した場所は，健康チェックおよび健康相談を行なっている場所であり，健康に不安がある方や相談を希望する方が多く含まれていた可能性があり，これがロコモの割合が多い原因になったかもしれない．年齢および TUG 遂行時間に関しては過去の研究と同様に [58]，ロコモ群の方が年齢および TUG 遂行時間が大きかった [54]．しかし，Podsiadle ら [42]によれば，高齢者において TUG 10 秒未満は神経学的に問題なく，Isles ら [59] による神経学的所見を有する者と筋骨格関連の障害を有する者を除いた 20 ~80 歳女性の動的バランステストの正常値に関する報告によれば，加齢に伴い TUG 遂行時間は遅延するが 70~79 歳でも正常値は 10 秒未満としている．本研究の対象者は，1 名を除き TUG 遂行時間は 10 秒以下であり，これらの知見によれば本研究の被験者は歩行能力および動的バランスは正常範囲であると評価される．TUG が「立ちあがる，歩く，目印を折り返す，方向転換をしながら座る」という複合的な動作から構成されていることから，TUG の秒数のみでなく測定中の歩行・運動パターンの詳細な分析が，より感度の高いロコモの評価につながると考えられる．そのため，H-Gait を用いた TUG 中の下肢キネマティクスの評価が必要であると考える．

4.2. TUG 遂行時間に影響する下肢キネマティクスおよびロコモ罹患の有無を判別する因子の同定

本研究ではロコモ罹患の有無を判別する因子を同定し, 効果的に予防および治療するための簡便かつ定量的な運動器障害の評価法の開発を目的として, H-Gait システムを用いた TUG 中の下肢キネマティクスを用いて TUG 遂行時間に影響する因子の検討およびロコモ罹患の有無を判別する因子の推定を行った.

TUG 遂行時間に影響する下肢キネマティクスの検討を行なうため，ロコモ群において重回帰分析を実施した結果，起立区間の股関節伸展角速度，着座区間の股関節屈曲角速度および膝関節屈曲角速度，復路区間の足関節可動域および膝関節可動域が TUG 遂行時間に有意に関連した．また，非ロコモ群において重回帰分析を実施した結果，起立区間の足関節底屈角速度のみが有意に関連し，ロコモ群と非ロコモ群を比較すると TUG 遂行時間に異なる因子が影響を及ぼした．特に，ロコモ群では TUG 遂行時間には起立期および着座期の股関節および膝関節の角速度の影響が大きいことが示唆された．起立能力に関して，Murata ら [60] は虚弱高齢者では起立能力と TUG 遂行時間が関連 [60] することを示している．また，中谷らの報告によると, 下肢筋力が低下している高齢者では体幹の前傾角度を大きくしてから立ち上がる傾向にあり，大きな体幹の前傾は膝関節の慣性モーメントが増大し，立ち上がるまでの時間を延長させて TUG 遂行時間を低下させるとしている [61]. ロコモ群では股関節および膝関節の筋力低下や機能低下が TUG 遂行時間に大きな影響を及ぼすことがわかった．高齢者の起立動作は，加齢に伴い股関節伸展に関する筋機能の低下により，動作が遅くなることが報告されている [62]．この起立動作の遅延が，TUG 遂行時間に影響したと考えられ，TUG 遂行時間の短縮のためには股関節および膝関節の起立能力の向上が必要であることがわかった.

本研究結果より，ロコモ罹患の有無の判別する因子として，起立区間における股関節伸展角速度および復路区間における膝関節可動域が挙げられ, ロコモ群では起立区間における股関節伸展角速度および復路区間における膝関節可動域が小さかった. 起立区間における股関節伸展角速度では ROC 曲線よりカットオフ値が 113°であり AUC の値は 0.73 と中等度の予測能であることがわかった．椅子から立ち上がる起立能力は，歩行やその他の基本的な日常生活動作に先行して行う動作のため, 高齢者が自立した生活を維持するために必要かつ不可欠である [63]．多くの高齢者にとっては迅速に実行すべき場合には特に困難なことが多く，安定した位置から不安定な位置への移動が行われるので, より大きな筋肉の努力とより大きな関節可動域を必要とする [64]．老年期になると下肢筋機能は著しく低下し，起立動作の達成も困難になる [62), 65)]．また，高齢者の起立動作は，加齢に伴い股関節伸展に関する筋機能の低下により，起立動作が遅くなることが報告されている [62)]．過去の報告では，健康な高齢者の起立区間における股関節伸展角速度を測定し， 126.7°/s であった [66)]．これらの違いは椅子の高さに起因するかもしれない. 椅子の高さが高くなると股関節伸展角速度が小さくなることがわかっており，これらの過去の研究では膝関節 90° での立ち上がりを行なっていたが，本研究では高さを 45cm と一定にして計測していた．そのため，身長の低い被験者

にとっては高い椅子からの起立動作となってしまい, 過去の研究より小さくなった可能性がある．TUG 中の起立区間における股関節伸展角速度の低下に関して，虚弱高齢者の立ち座り運動により筋力向上することがわかっており [67]，股関節伸展に関連する筋群の筋力低下を抑制するトレーニングの必要性を主張している [62]．これら知見や本研究の結果から，ロコモに対する運動療法として起立動作を含めた訓練の必要性が示唆された．

また，ロコモ群は復路区間での膝関節可動域が小さいことが挙げられた．歩行区間の復路区間は往路区間と異なり, 着座動作への移行のため歩行速度を低下させ制動をかけながらの歩行能力が必要となる．歩行終了時の制動力に関して，高齢者は比較的筋力が低いため, 安定性を維持することが困難となる傾向がある [68]．また，歩行終了時の高齢者のキネマティクスに関して, 高齢者は中高年と比較して膝関節可動域が小さいことが明らかになっており [69]，より歩行能力および筋力の低下したロコモでは膝関節可動域がさらに小さくなる可能性が考えられる．特に，歩行終了時の制動機能として，高齢者では加齢による膝伸展モーメントの低下が示されており [68), 70]．ロコモへの予防および運動療法として膝伸展筋力の向上の必要性が示唆された．

5. 本研究の限界

本研究の限界として, 横断研究であるために今回得られた歩行時下肢キネマティクスの違いにおける因果関係が不明であること, 対象が特定地域の高齢者のみであり都市部や他の地区とは住民特性が異なる可能性があることが挙げられる.

6. 総括論議

本研究では, H-Gait を用いてこれまで困難であった下肢陽圧式トレッドミル上での歩行解析および大規模なフィールドレベルでのロコモ検診への応用が可能なことを明らかにした. 本研究の第一章では，LBPP トレッドミルでの免荷は歩行時下肢キネマティクスを変化させることが明らかになったが, 免荷は股 OA 症例の歩行時の疼痛を有意に減少することが認められた. 本研究の第一章での成果は，股 OA 症例に対するリハビリテーション訓練の発展に繋がることが示唆された.

本研究の第二章では, 起立区間の股関節伸展角速度および復路区間の膝関節可動域がロコモ罹患の有無を判別する因子として認められた. いずれの値も中等度の予測能を有することが示され，H-Gait を用いたロコモ検診への応用が可能なことが示された. 本研究の第二章での成果は，ロコモの第一次ならびに第二次予防に有用な知見をもたらし，健康寿命の伸延に大きく寄与するだろう.

7. 結論

本研究では，第一に H-Gait を用いて下肢陽圧式トレッドミルによる免荷が股 OA 症例の歩行時下肢キネマティクスに与える影響を検討した．第二に，H-Gait を用いた TUG 中の下肢キネマティクスによるロコモ罹患の有無を判別する因子を検討した. これらの検討結果より，以下の結論を得た.

1. 免荷により股 OA 症例の歩行時の疼痛は減少したが，股 OA の有無に関わらず歩行時股関節および膝関節最大屈曲角度は減少を認めた．そのため，下肢陽圧式トレッドミルをリハビリテーション訓練として用いる場合は，疼痛の減少の利点を考慮しつつ下肢キネマティクスの変化に注意する必要があることが示された.

2. TUG 中の起立区間における股関節伸展角速度がロコモの判別精度に有用性の高い指標であることを初めて明らかにし，股関節伸展角速度が小さいほどロコモ罹患している傾向があることを示した．したがって，本研究の結果はロコモ罹患者を同定するために，H-Gait を用いた TUG 中の下肢キネマティクスの評価が大規模なロコモ検診に活用できることが示された.

8, 謝辞

本研究は筆者が北海道大学大学院保健科学院博士後期課程在学中に, 同大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野　遠山晴一教授に御指導頂き行われたものです. 本研究を遂行するにあたり，遠山晴一教授には研究計画の立案から，国内外での発表，論文作成に至るまで幾多の御指導を賜りました．至らぬ点ばかりの私に，熱心に御指導くださいました遠山晴一教授には，心からの敬意と感謝の意を表します.

北海道大学　但野茂名誉教授（現　函館工業高等専門学校　校長）には本研究方法に関して多くの御助言を賜り，心より感謝致します.

北海道大学大学院医学研究院機能再生医学分野　清水智弘助教には，論文投稿に当たり，また研究の構想段階から細部に渡る御指導，御指摘を賜りました．深く感謝申し上げます.

北海道大学大学院工学研究院機械・宇宙航空部門　武田量助教には，本論文のデータ解析に関し，貴重なご意見，ご指導を賜りましたこと深く感謝いたします.

副指導教員である北海道大学大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野　寒川美奈准教授，石田知也助教には，研究内容から論文執筆にわたり，細部に渡る御指導，御指摘を賜りました．深く感謝申し上げます.

北海道大学大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野　前島洋教授には，御多忙の中，本論文の審査員として親身な御指導，御指摘を賜りましたことを心より感謝申し上げます.

北海道教育大学　鈴木哲平講師には, 本研究の計画や構想段階から研究の運営に関して多大なるご指導やご支援を賜りました.

北海道千歳リハビリテーション大学健康科学部リハビリテーション学科　山中正紀教授には大なるご指導やご支援を賜りました.

北海道大学大学院医学研究院機能再生医学分野　入江徹助教には本研究の構想段階から有益なご指導やご意見を賜り深く感謝致します.

北海道大学大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野　笠原敏史助教には, 研究内容に関して御指導を賜り深く感謝申し上げます.

北海道大学病院スポーツ医学診療センター　近藤英司教授には，御多忙の中，本論文の審査員として親身な御指導，御指摘を賜りましたことを，心より感謝申し上げます.

本研究を進めるに当たり，多大なるご協力やご支援を賜り，公私に渡り支えて頂いた北海道大学大学院保健科学院の研究室の皆様には深く感謝致します．特に斎藤優輝氏，大須賀聡氏，井野拓実氏，中村賢太郎氏，中田光海氏，渡邉謙太郎氏，には有益な助言や多大なるご協力を賜り心から深謝致します.

最後に，長きにわたる学生生活を支えていただいた妻，長女に，この場を借りて心から感謝いたします.

9. 引用文献

1. Kakria P, TripathiNK, Kitipawang P. A Real-Time Health Monitoring System for Remote Cardiac Patients Using Smartphone and Wearable Sensors. Int J Telemed Appl. 2015; 2015: 373474.
2. Majumder S, Deen MJ. Smartphone Sensors for Health Monitoring and Diagnosis. Sensors 2019; 19(9): 2164.
3. Higgins JP. Smartphone Applications for Patients' Health and Fitness. Am J Med. 2016; 129(1): 11-9.
4. Ben-Zeev D, Scherer EA, Wang R, Xie H, Campbell AT. Next-generation psychiatric assessment: Using smartphone sensors to monitor behavior and mental health. Psychiatr Rehabil J. 2015; 38(3): 218-26.
5. Tadano S, Takeda R, Sasaki K, Fujisawa T, Tohyama H. Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-Gait systems). J Biomech. 2016; 49(5): 684-90.
6. Takeda R, Lisco G, Fujisawa T, Gastaldi L, Tohyama H, Tadano S. Drift removal for improving the accuracy of gait parameters using wearable sensor systems. Sensors (Basel). 2014; 14(12): 23230-47.
7. Odding E, Valkenburg HA, Algra D, Vandenouweland FA, Grobbee DE, Hofman A. Associations of radiological osteoarthritis of the hip and knee with locomotor disability in the Rotterdam Study. Ann Rheum Dis 1998; 57(4): 203-8.
8. Birrell F, Croft P, Cooper C, Hosie G, Macfarlane G, Silman A. Health impact of pain in the hip region with and without radiographic evidence of osteoarthritis: a study of new attenders to primary care. The PCR Hip Study Group. Ann Rheum Dis .2000; 59(11): 857-63.
9. Bieler T, Siersma V, Magnusson SP, Kjaer M, Christensen HE, Beyer N. In hip osteoarthritis, Nordic Walking is superior to strength training and home-based exercise for improving function. Scand J Med Sci Sports. 2017; 27(8): 873-86.
10. Solomonow-Avnon D, Herman A, Levin D, Rozen N, Peled E, Wolf A. Positive outcomes following gait therapy intervention for hip osteoarthritis: A longitudinal study. J Orthop Res. 2017; 35(10): 2222-32.
11. Fernandes L, Storheim K, Sandvik L, Nordsletten L, Risberg MA. Efficacy of patient education and supervised exercise vs patient education alone in patients with hip osteoarthritis: a single blind randomized clinical trial. Osteoarthritis Cartilage. 2010; 18(10): 1237-43.
12. Foley A, Halbert J, Hweitt T, Crotty M Does hydrotherapy improve strength and physical function in patients with osteoarthritis--a randomised controlled trial comparing a gym based and a hydrotherapy based strengthening programme. Ann Rheum Dis. 2003; 62(12): 1162-7.
13. Finch L, Barbeau H. Hemiplegic gait: New treatment strategies. Physiotherapy Canada. 1986; 38(1): 36-41.

14. Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, Schaffrin A, Baake P, Malezic M, Mauritz KH. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. Stroke, 1995; 26(6): 976-81.
15. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. Stroke, 1998, 29 (6): 1122-8.
16. Protas EJ, Holmes SA, Qureshy H, Johnson A, Lee D, Sherwood AM. Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study. Arch Phys Med Rehabil. 2001; 82(6): 825-31.
17. Miyai I, Fujimoto Y, Ueda Y, Yamamoto H, Nozaki S, Saito T, Kang J. Treadmill training with body weight support: its effect on Parkinson's disease. Arch Phys Med Rehabil. 2000; 81(7): 849-52.
18. Hesse S, Werner C, Seibel H, Farnkenberg SV, Kappel EM, Kirker S, Kading M. Treadmill training with partial body-weight support after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil. 2003; 84(12): 1767-73.
19. Mangione KK, Axen K, Haas F. Mechanical unweighting effects on treadmill exercise and pain in elderly people with osteoarthritis of the knee. Phys Ther. 1996; 76(4): 387-94.
20. Norman KE, Pepin A, Ladouceur M, Barbeau H. A treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait. Arch Phys Med Rehabil 1995; 76(8): 772-8.
21. Eastlack RK, Hargens AR, Groppo ER, Steinbach GC, White KK, Pedowitz RA. Lower body positive-pressure exercise after knee surgery. Clin Orthop Relat Res. 2005; 431: 213–19.
22. Cutuk A, Groppo ER, Quigley EJ, White KW, Padowitz RA, Hargens AR. Ambulation in simulated fractional gravity using lower body positive pressure: cardiovascular safety and gait analyses. J App Physiol. 2006; 101(3): 771-7.
23. Ruckstuhl H, Kho J, Weed M, Wilkinson MW, Hargens AR. Comparing two devices of suspended treadmill walking by varying body unloading and Froude number. Gait Posture. 2009; 30(4): 446-51.
24. Takacs J, Anderson JE, Leiter JRS, MacDonald PB, Peeler JD. Lower body positive pressure: an emerging technology in the battle against knee osteoarthritis?. Clinical Interventions in Aging. 2013; 8: 983-91.
25. Peeler J, Christlan M, Cooper J, Leiter J, MacDonald P. Managing Knee Osteoarthritis: The Effects of Body Weight Supported Physical Activity on Joint Pain, Function, and Thigh Muscle Strength. Clin J Sport Med. 2015; 25(6): 518-23.
26. Ficnch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. Phys Ther. 1991; 71(11): 842-55.
27. Threlkeld AJ, Cooper LD, Monger BP, Craven AN, Haupt HG. Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. Gait Posture. 2003; 17(3): 235-45.

28. Office of Disease Prevention and Health Promotion. 2020 Topics & Objectives: Older Adults; US Department of Health and Human Services: 2010.
29. 内閣府. 平成 30 年高齢社会白書. 2018.
30. 厚生労働省. 平成 28 年国民生活基礎調査の概況. 2017.
31. Nakamura K. A “super-aged” society and the “locomotive syndrome”. J Orthop Sci. 2008; 13(1): 1-2
32. Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Yoshida H, Suzuki T, Yamamoto S, Ishibashi H, Kawaguchi H, Nakamura K, Akune T. Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. J Bone Miner Metab. 2009; 27(5): 620-8.
33. Japanese Orthopaedic Association. Locomotive syndrome. In: Locomotive challenge! Council, Locomotive syndrome pamphlet 2013.
34. Muranaga S, Hirano K. Development of a convenient way to predict ability to walk, using a two-step test. J Showa Med Assoc. 2003; 63(3): 301-8.
35. Seichi A, Hoshino Y, Doi T, Akai M, Tobimatsu Y, Iwaya T. Development of a screening tool for risk of locomotive syndrome in the elderly: the 25-question Geriatric Locomotive Function Scale. J Orthop Sci. 17(2): 163-72.
36. Arai T, Fujita H, Maruya K, Morita Y, Asahi R, Hosoi T, Ishibashi H. The Stand-Up test a measure of decreased motor function and physical activity in community-dwelling elderly people. JJOS 2017; 3(4): 377-86.
37. Muranaga S. Evaluation of the muscular strength of the lower extremities using the standing movement and clinical application. J Showa Med Assoc. 2001; 61(3): 362-7.
38. Ogata T, Muranaga S, Ishibashi H, Ohe T, Izumida R, Yoshimura N, Iwaya T, Nakamura K. Development of a screening program to assess motor function in the adult population: a cross-sectional observational study. 2015; 20(5): 888-95.
39. Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Tanaka S, Ogata T, Kawaguchi H, Akune T, Nakamura K. Association between new indices in the locomotive syndrome risk test and decline in mobility: third survey of the ROAD study. J Orthop Sci. 2015; 20(5): 896-905.
40. Yamada K. Ito Y, Akagi M, Chosa E, Fuji T, Hirano K, Ikeda S, Ishibashi Y, Ishijima M, Itoi E, Iwasaki N. Reference values for the locomotive syndrome risk test quantifying mobility of 8681 adults aged 20-89 years: A cross-sectional nationwide study in Japan. 2020; 25(6): 1084-92
41. Akune T, Muraki S, Oka H, Tanaka S, Kawaguchi H, Tokimura F, Yoshida H, Suzuki T, Nakamura K, Yoshimura N. Incidence of certified need of care in the long-term care insurance system and its risk factors in the elderly of Japanese population-based cohorts: the ROAD study. Geriatr Gerontol Int. 2014; 14(3): 695–701.
42. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J AM Geriatr Soc. 1991; 39(2): 142-8.
43. 島田裕之,古名丈人,大渕修一. 高齢者を対象とした地域保健活動における Timed Up &

Go Test の有用性. 理学療法学. 2006; 33(3): 105-11.
44. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community -dwelling older adults using the timed up & go test. Phys Ther. 2000; 80(9): 896-903.
45. Muramoto A, Imagama S, Ito Z, Hirano K, Ishiguro N, Hasegawa Y. Physical performance tests are useful for evaluating and monitoring the severity of locomotive syndrome. J Orthop Sci. 2012; 17(6): 782-8.
46. Muramoto A, Imagama S, Hirano K, Ishiguro N, Hasegawa Y. Spinal sagittal balance substantially influences locomotive syndrome and physical performance in community-living middle-aged and elderly women. 2016; 21(2): 216-21.
47. Greene BR, Doheny EP, O'Halloran A, Kenny RA. Frailty status can be accurately assessed using inertial sensors and the TUG test. Age Ageing. 2014; 43(3): 406-411.
48. Pires, I.M.; Marques, D.; Pombo, N.; Garcia, N.M.; Marques, M.C.; Flórez-Revuelta, F. Measurement of the Reaction Time in the 30-S Chair Stand Test using the Accelerometer Sensor Available in off-the-Shelf Mobile Devices. HSP. 2018; March: 293-298.
49. Beyea, J.; McGibbon, C.A.; Sexton, A.; Noble, J.; O'Connell, C. Convergent Validity of a Wearable Sensor System for Measuring Sub-Task Performance during the Timed Up-and-Go Test. Sensors. 2017; 17(4): 934.
50. Hellmers, S.; Izadpanah, B.; Dasenbrock, L.; Diekmann, R.; Bauer, J.M.; Hein, A.; Fudickar, S. Towards an Automated Unsupervised Mobility Assessment for Older People Based on Inertial TUG Measurements. Sensors. 2018; 18(10): 3310.
51. Kataoka Y, Shimizu T, Takeda R, Tadano S, Saito Y, Osuka S, Ishida T, Samukawa M, Irie T, Takahashi D, Iwasaki N, Tohyama H. Effects of unweighting on gait kinematics during walking on a lower-body positive-pressure treadmill in patients with hip osteoarthritis. BMC Musculoskeletal Disord. 2021; 22(1): 46.
52. Vervoort D, Vuillerme N, Kosse N, Hortoba´gyi T, Lamoth CJ. Multivariate analyses and classification of inertial sensor data to identify aging effects on the Timed-Up-and- Go test. PLoS ONE. 2016; 11(6): e0155984.
53. Salarian A, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Aminian K. iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2010; 18(3): 303-10.
54. Tanaka S, Ando K, Kobayashi K, Hida T, Seki T, Hamada T, Ito K, Tsushima M, Morozumi M, Machino M, Ota K, Ishiguro N, Hasegawa Y, Imagama S, Shiro Imagama a. Increasing postural sway in balance test is related to locomotive syndrome risk: A cross-sectional study. J Orthop Sci. 2019; 24(5): 912-7.
55. Higashi Y, Yamakoshi K, Fujimoto T, Sekine M, Tamura T. Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2008; August: 38-46.
56. Nakamura K. The concept and treatment of locomotive syndrome: its acceptance and spread in Japan. J Orthop Sci. 2011; 16(5): 489-91.

57. Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Kawaguchi H, Nakamura K, Akune T. Cohort profile;research on Osteoarthritis/ Osteoporosis Against Disability study. International Journal of Epidemioly. 2010; 39(4): 988-95.
58. Yoshinaga S, Shiomitsu T, Kamohara M, Fujii Y, Chosa E, Tsuruta K. Lifestyle-related signs of locomotive syndrome in the general Japanese population: A cross-sectional study. J Orthop Sci. 2019; 24(6): 1105-9.
59. Isles RC, Choy NLL, Steer M, Nitz JC. Normal values of balance tests in women aged 20-80. J Am Geriatr Soc. 2004; 52(8): 1367-72.
60. Murata S, Otao H, Murata J, Horie J, Yakihara S, Kai K, Otsuka M. Relationships between the Lower Extremity Function of the Frail Elderly and the Timed Up-and-Go Test and Walking Speed. Journal of physical therapy science. 2010; 25(4): 513-6.
61. 中谷 敏昭，芳賀 脩光，岡本　希. 一般在宅健常高齢者を対象としたアップアンドゴーテストの有用性.日本運動生理学雑誌. 2008; 15(1): 1-10.
62. Gross M, Stevenson PJ, Charette SL, Pyka G, Marcus R. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. Gait Posture. 1998; 8(3): 175-85.
63. Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, Burgess RG, Riley PO, Harris WH, Mann RW. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. J Bone Joint Surg Am. 1989; 71(9): 1378-86.
64. Hughes MA, Schenkman ML. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. J Rehabil Res Dev. 1996; 33(4): 409-12.
65. Alexander NB, Schultz AB, Warwick DN. Rising from chair: effect of age and functional ability on performance biomechanics. J Gerontol. 1991; 46(3): 91-8.
66. Boonstra MC, van der Slikke RM, Keijsers NL, van Lummel RC, Malefijt MC, Verdonschot N. The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. J Biomech. 2006; 39(2): 354-358.
67. Fujita E, Taaffe DR, Yoshitake Y, Kanehisa H. Repeated sit-to-stand exercise enhances muscle strength and reduces lower body muscular demands in physically frail elders. Exp Gerontol. 2019; 116: 86-92.
68. Bishop M, Brunt D, Pathare N, Patel B. The effect of velocity on the strategies used during gait termination. Gait Posture. 2004; 20(2): 134-9.
69. Jung S, Yi J, Song C. Biomechanical alterations of gait termination in middle-aged and elderly women. J Phys Ther Sci. 2016; 28(3): 861-7.
70. Riley PO, DellaCroce U, Kerrigan DC. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. Gait Posture. 2001; 14(3): 264-70.

10. 業績一覧

本論文の一部は以下の論文にて発表した．

1. **Yoshiaki Kataoka**, Tomohiro Shimizu, Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Yuki Saito, Satoshi Osuka, Tomoya Ishida, Mina Samukawa, Tohru Irie, Daisuke Takahashi, Norimasa Iwasaki and Harukazu Tohyama.Effects of unweighting on gait kinematics during walking on a lower-body positive-pressure treadmill in patients with hip osteoarthritis. BMC Musculoskelet Disord 2021 Jan 8;22(1):46

本論文の一部は以下の学会にて発表した．

1. **Yoshiaki Kataoka**, Kentaro Homan, Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Takeshi Chiba, Harukazu Tohyama. The Effects of Unweighting by a Lower Body Positive Pressure Treadmill on 3-D Gait Kinematics. 63rd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2017, Mar, San Diego, USA
2. 片岡義明，入江徹，浅野毅，高橋大介，但野茂，武田量，山崎有美，岩崎倫政，遠山晴一．下肢陽圧式トレッドミルによる免荷が変形性股関節症症例の歩行時における下肢キネマティクスに及ぼす影響．第 134 回北海道整形災害外科学会，2018, 2, 札幌.
3. **Yoshiaki Kataoka**, Tomohiro Shimizu, Tohru Irie, Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Tsuyoshi Asano, Daisuke Takahashi, Tomohiro Onodera, Norimasa Iwasaki, Harukazu Tohyama. Effects of Unweighting on 3-D Gait Kinematics During Walking on the Lower Body Positive Pressure Treadmill in Subjects with Hip Osteoarthritis . 65th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2019, Feb, Austin, USA
4. 片岡義明, 齋藤優輝, 武田量, 石田知也, 但野茂, 山田悟史, 大須賀聡, 遠山晴一．Timed up and go test における下肢 kinematics によるロコモティブシンドロームのリスク因子の検討．第 32 回運動器科学会, 2021, 5, 福岡.

その他業績一覧

学術論文一覧

1. **Yoshiaki Kataoka**, Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Tomoya Ishida, Yuki Saito, Satoshi Osuka, Mina Samukawa and Harukazu Tohyama. Analysis of 3-D kinematics using H-Gait system during walking on a lower body positive pressure treadmill. Sensors 2021 Apr 8;21(8):2619

学会発表一覧

1. 齋藤優輝，山中正紀，井野拓実，片岡義明，寒川美奈，遠山晴一．超音波画像診断装置を用いたドローインと腹臥位腰部セッティングの体幹筋筋厚変化率の比較．第 27 回日本臨床スポーツ医学会学術集会. 2016, 11, 千葉

2. Yuki Saito, Masanori Yamanaka, Takuya Miura, Takumi Ino, **Yoshiaki Kataoka**, Satoshi Osuka, Mina Samukawa, Hiroshi Saito, Harukazu Tohyama. The comparison of the Thickness of Abdominal Muscle Between Traditional Motor Control Exercise and Sling Exercise. 63rd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2017, Mar, San Diego, USA)
3. 大須賀聡，武田量，但野茂，山田悟史，片岡義明，石田知也，遠山晴一．三次元歩行計測システム H-Gait による階段昇降時の下肢 kinematics 評価．第 31 回運動器科学会, 2019, 7, 岡山.