



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によるロコモティブシンドローム症例における歩行特性に関する研究
Author(s)	齋藤, 優輝
Citation	北海道大学. 博士(保健科学) 甲第15169号
Issue Date	2022-09-26
DOI	10.14943/doctoral.k15169
Doc URL	<a href="http://hdl.handle.net/2115/87154">http://hdl.handle.net/2115/87154</a>
Type	theses (doctoral)
File Information	Yuuki_Saito.pdf



[Instructions for use](#)

# 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による  
ロコモティブシンドローム症例における歩行特性に関する研究

齋藤優輝

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

2022年度

## 目次

要約	1
1. 緒言	
1.1 ロコモティブシンドローム	3
1.2 ロコモ度テスト	4
1.3 H-Gait system	5
1.4 本研究の目的	6
2. 方法	
2.1 対象	7
2.2 計測課題と手順	8
2.3 計測機器	9
2.4 H-Gait system を用いたデータ解析	10
2.5 統計学的解析	12
3. 結果	
3.1 人口統計学データ	13
3.2 ロコモ重症度に対する時空間歩行パラメータ	14
3.3 ロコモ重症度に対する歩行時下肢キネマティクス	15
4. 考察	
4.1 人口統計学データ	16
4.2 ロコモ症例における時空間歩行パラメータの特性	17
4.3 ロコモ症例における歩行時下肢キネマティクスの特性	18
4.4 ロコモ症例に対する介入方法の提案	19
5. 臨床的意義	20
6. 本研究の限界	21
7. 結論	22
8. 謝辞	23
9. 引用文献	25



## 要約

### 1. 背景

平均寿命の延伸とともに社会の高齢化が同時に進行し、高齢者の日常生活動作の制限やQOL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している。2007年に日本整形外科学会は「運動器の障害のため移動機能の低下をきたした状態」をロコモティブシンドローム（以下ロコモ）と定義し、介護・介助が必要になるリスクが高い状態であることを示した。ロコモの増加や進行を抑制するためには早期発見および重症化予防が重要である。ロコモ症例の歩行能力の低下は、歩行速度や歩幅などの時空間歩行パラメータに反映される。しかし、これまでロコモ症例の歩行時下肢キネマティクスに関する報告は少なく、ロコモ重症度と歩行時下肢キネマティクスとの関係については明らかではない。ロコモの進行を防ぐためには、早期に歩行時下肢キネマティクスの特徴を理解することが重要であると考えられる。3次元歩行解析は、カメラを用いた光学式動作解析装置がゴールドスタンダードとして利用されてきたが、計測場所、技術的要件等の欠点が挙げられる。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次元歩行解析システム（H-Gait system）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。この歩行解析システムの利点としては持ち運びが便利のため場所を選ばず様々な環境下で計測可能なこと、短時間での解析が可能であることである。この歩行解析システムを使用し、大規模なフィールドレベルでの地域住民の10m歩行試験における歩行特性を評価することで、ロコモ症例の重症化予防へ応用可能であると考えられる。本研究の目的は、ウェアラブルセンサを用いたH-Gait systemを使用して、ロコモ症例の歩行特性を調査することである。仮説はロコモの重症度によって時空間歩行パラメータや歩行時下肢キネマティクスが異なるとした。

### 2. 方法

健康チェックに参加した65歳以上の地域住民125名（73.0±6.7歳、男性20名、女性105名）を対象とした。質問票ロコモ25によりロコモ度を判定し、非ロコモ群、ロコモ度1群、ロコモ度2群の3群に分類した。10m歩行試験中の時空間歩行パラ

メータと歩行時下肢キネマティクスを、7つのウェアラブルセンサを用いたH-Gait systemを用いて評価した。歩行パラメータは歩行速度、ステップ長、ケイデンス、左右の膝・足関節中心軌跡のなす角を算出し、下肢キネマティクスは股関節最大角度（屈曲、伸展、内転、外転）、膝関節最大角度（屈曲、伸展）と足関節最大角度（背屈、底屈）を算出し、開始と終了を除いた5歩行周期の平均値を解析した。人口統計学的データは、 $\chi^2$ 検定と一元配置分散分析を用いて群間で比較した。歩行パラメータと歩行時下肢キネマティクスは一元配置分散分析を行い、post hoc testとしてTukey法を用いた。

### 3. 結果

非ロコモ群は69名、ロコモ度1群は33名、ロコモ度2群は23名であった。性別、年齢、身長、体重に群間差は認めなかった。ロコモ度2群は、非ロコモ群と比較し歩行速度、ステップ長、ケイデンスが有意に小さかった( $P < 0.001$ ,  $P = 0.027$ ,  $P < 0.001$ )。またロコモ度2群は、非ロコモ群と比較し左右の足関節中心のなす角が有意に大きかった( $P = 0.022$ )。ロコモ2群は、非ロコモ群と比較し立脚相の股関節最大伸展角度( $P = 0.003$ )、遊脚相の股関節最大屈曲角度( $P = 0.018$ )、膝関節最大屈曲角度( $P = 0.006$ )、は有意に小さかった。また、ロコモ度2群とロコモ度1群は、非ロコモ群と比較し、遊脚相の股関節外転角度が有意に小さかった( $P = 0.003$ )。

### 4. 考察と結論

本研究では、ウェアラブルセンサを用いたH-Gait systemによりロコモティブシンドローム症例の歩行特性を検討した。これらの検討結果より、以下の結論を得た。ロコモ度2群において歩行速度、ステップ長、ケイデンス、左右の足関節中心軌跡のなす角が歩行能力の改善を評価可能な歩行パラメータであることが示された。またロコモ度2群は非ロコモ群と比較し、歩行時の股関節最大屈曲角度と最大伸展角度、膝関節最大屈曲角度が有意に小さいことが明らかとなった。股関節伸展角度と膝関節屈曲角度は歩幅に関連する歩行運動であるため、これらの角度を増加させる介入は、歩幅を増加させる可能性がある。ロコモ度2群において歩行時の遊脚相では股関節・膝関節屈曲角度を、立脚相では股関節伸展角度を向上させる介入が歩行能力の改善に有用である可能性が示された。本研究結果はロコモの重症化予防に有用な知見をもたらし、健康寿命の延伸に大きく寄与するものと考えられる。

## 1. 緒言

### 1.1 ロコモティブシンドローム

世界有数の長寿国である本邦では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<sup>1)</sup>、膨大な医療費や介護費が社会的問題となっている。本邦がこのような社会的問題に対しどのような政策を講じていくのか世界的にも注目されている。平均寿命の伸びとともに社会の高齢化が同時に進行し、高齢者の日常生活動作の制限やQOL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している。要支援・要介護に陥った原因の中では転倒や骨折を含む運動器の障害が全体の約25%を占め、最も高い割合であることが報告されている<sup>2)</sup>。これらの予防により健康寿命を延伸し、医療・介護に関わる経済的負担を軽減することが重要である。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」をロコモティブシンドローム（以下ロコモ）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している<sup>3)</sup>。ロコモを引き起こす原因疾患として、変形性膝関節症、変形性腰椎症、骨粗鬆症が挙げられる<sup>4)</sup>。また変形性股関節症や脊柱管狭窄症等<sup>5)</sup>の運動器疾患においてもロコモとの関連が報告され、ロコモに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<sup>6)</sup>。ロコモの有病率は、移動機能の低下が始まっているとされるロコモ度1では69.8%、移動機能の低下が進行しているとされるロコモ度2では25.1%と報告されている<sup>4)</sup>。運動器疾患は重症化するまで、関心が高まりにくいいため、ロコモの増加を抑えるためにはロコモの早期発見と重症化予防が重要である。

## 1.2 ロコモ度テスト

日本整形外科学会では2013年から2つの運動機能検査に1つの自己記入式の質問紙票を加えたものを「ロコモ度テスト」とし、これによるロコモ度評価を推奨している<sup>7)</sup>。ロコモ度テストの結果に基づき非ロコモ、ロコモ度1およびロコモ度2と判定される<sup>7)</sup>。立ち上がりテストは膝伸展トルクを体重で除したものの<sup>8)</sup>と相関があり、垂直移動性を反映している<sup>9)</sup>。2ステップテストは、2003年にHiranoとMuranagaによって最初に開発されたものであるが<sup>10)</sup>、筋力、下肢の柔軟性を含む水平方向の移動能力を評価することを目的としたものである<sup>11)</sup>。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<sup>12)</sup>によって開発された質問紙票である。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<sup>12)</sup>。これらの「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、ロコモ症例を発見するためのロコモ検診における運動器障害のスクリーニングツールとして有用で、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<sup>13,14)</sup>。しかし、3つの「ロコモ度テスト」での判定は包括的な評価であり、それぞれのテストは移動機能の異なった面を捉えていると考えられるため、予防のための個別的な介入方法の検討は困難であった。



### 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 system)

歩行分析は、障害の診断や歩行能力の評価など、多くの臨床場面で活用されている。従来より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装置がゴールドスタンダードとして利用<sup>15)</sup>されてきたが、計測場所、技術的要件等の欠点が挙げられる<sup>16)</sup>。これらを補完するためセンサデバイスを利用した研究開発および臨床応用が進められてきた<sup>17,18)</sup>。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次元歩行解析システム(H-Gait system)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。この歩行解析システムの利点としては長時間での計測が可能なこと、持ち運びが便利のため屋外等場所を選ばず様々な環境下で計測可能なこと、短時間での解析が可能であることである<sup>19)</sup>。これまで変形性膝関節症症例<sup>20)</sup>、高齢者および変形性股関節症症例<sup>21)</sup>を対象にウェアラブルセンサを用いた歩行解析を行い、臨床応用が進められてきた<sup>22)</sup>。これらの歩行解析システムを使用し、大規模なフィールドレベルでの地域住民の10m歩行試験における歩行特性を評価することで、ロコモ症例の重症化予防へ応用可能であると考えられる。ロコモ症例の歩行能力の低下は、歩行速度や歩幅などの時空間的な歩行パラメータに反映される<sup>23,24)</sup>。しかし、これまでロコモ症例の歩行時下肢キネマティクスに関する報告<sup>25)</sup>は少なく、ロコモの重症度と歩行時下肢キネマティクスとの関係については明らかではない。これは、従来の光学的手法による運動解析が実験室レベルでの測定であり、計測や解析に多大な時間を要するためであると考えられる<sup>26)</sup>。H-Gait systemは、下肢の運動特性を3軸の動きを検出する7つのウェアラブルセンサを用いて、実験室外で下肢の運動特性を解析可能なシステムである<sup>27)</sup>。この歩行解析システムは、地域在住高齢者のロコモティブシンドローム症例にも適用できる可能性がある。ロコモティブシンドロームの進行を防ぐためには、早期に歩行時下肢キネマティクスの特徴を理解することが重要であると考えられる。

#### 1.4 本研究の目的

本研究の目的は、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 system）を使用して、ロコモ症例の歩行特性（時空間歩行パラメータと歩行時下肢キネマティクス）を調査することである。仮説はロコモの重症度によって時空間歩行パラメータや歩行時下肢キネマティクスが異なるとした。

## 2. 方法

### 2.1 対象

対象は65歳以上の高齢者125名(73.0±6.7歳, 男性20名, 女性105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。ロコモティブシンドローム判定基準としてロコモ度テストの1つであるロコモ25を使用した<sup>12)</sup>。歩行補助具なしで10mの歩行が可能であること, ロコモ25に回答可能であることを取り込み基準とした。除外基準としては, 急性の心疾患および呼吸器疾患障害, また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, 重度の視覚障害, 認知機能障害とした。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 計測課題と手順

高齢者の運動機能を評価するために Seichi ら<sup>12)</sup>によって開発された質問紙表であるロコモ 25 でロコモ度評価を実施した。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 の対象者をそれぞれロコモ度 1 群，ロコモ度 2 群とし，正常と判定された対象者を非ロコモ群とした。歩行評価には，助走および，減速路を 2 m ずつ確保した 10m 歩行試験を実施した<sup>28)</sup>。ウェアラブルセンサを装着し，被験者は練習を 2 回行った後，快適歩行速度で 2 回本試験を実施した。H-Gait system を使用した歩行評価プロトコルは以下に示す。

- a) 大腿骨大転子，内側および外側大腿骨上顆，内果および外果に計 10 個の球形マーカーを取り付けた (図 1)
- b) 各被験者のスケールを測定するために，デジタルカメラ (EX-F1, カシオ計算機株式会社，東京，日本) で右側，左側，前側から 3 枚の静止画像を撮影した。
- c) デジタルカメラを用いて，右側，左側，前側から 3 枚の静止画像を撮影した。
- d) 身体計測としては，左右の大腿骨長 (大転子から大腿骨外側顆まで)，左右の大転子間距離，下腿長 (大腿骨外側顆から外果まで)，足高 (外果から床面) を測定した。
- e) 球形マーカーを取り外し，仙骨部，大腿部前面，脛骨部前面，靴の前足部に 7 個のセンサをベルクロバンドで固定した。
- f) センサユニットを同期させ 3 軸加速度センサと 3 軸角速度センサをサンプリングレート 100Hz で記録した。
- g) 10m 歩行試験の前に，各センサの初期傾斜を計算するために，直立姿勢と傾斜姿勢でセンサのキャリブレーションを行った<sup>29)</sup>。
- h) 10m 歩行試験の前に立位で初期静止相を記録した<sup>29)</sup>。



図 1. 球形反射マーカー貼付位置

## 2.3 計測機器

計測には 7つのウェアラブルセンサ (TSND151, 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軸方向の加速度・角速度計 (MPU-6050, InvenSense, Inc., San Jose, America) により直交する3軸向の加速度と角速度が検出可能である. これら複数のセンサを同期させ, 計測したデータを Bluetooth通信によりリアルタイムでPCに送信, 記録した.



図2. 装着型ウェアラブルセンサ

## 2.4 H-Gait system を用いたデータ解析

### 2.4.1 計算アルゴリズム

データ解析には、数値計算用ソフトウェア MATLAB (Math Works Inc., Natick, MA, USA)を用いて、カスタマイズされた動作解析プログラムによりデータ解析を行った。大腿長、下腿長、足底長、腰幅、足高の寸法はメジャーを用いて測定した。直立および傾斜姿勢で計測された重力加速度ベクトルを用いることでセンサ座標系とグローバル座標系のキャリブレーションを行った<sup>13)</sup>。本手法によりウェアラブルセンサの装着時における誤差を軽減した。各センサ座標系を各セグメント座標系に調整し、各セグメントの座標系は、3枚の立位画像における各セグメントの傾きを用いて調整した。各センサの傾き角度は立位からの角度変位を四元数 (Quaternion)を用いて3次元姿勢で表した。

角度変位は測定された角速度値をサンプリング時間で積分することにより算出した。さらに、下肢寸法データとセグメント座標系を用いて下肢のワイヤフレームモデルを作成した。さらに下肢の関節角度と時空間歩行パラメータを定量化するために、下肢部位（体幹部、左右大腿部、左右下腿部、左右足部）のセグメント座標系を設定した<sup>13)</sup>。

各歩行周期は、踵接地から次の踵接地までの動きと定義した。踵接地とつま先離地は、脛骨で検出される角速度のピーク値<sup>13)</sup>の閾値によって決定された。立脚相と遊脚相の最大関節角度は、股関節、膝関節、足関節の最大角度を測定し、平均化した。また10m歩行試験の最初と最後の歩行周期を除く5歩行周期について平均化した。時空間歩行パラメータには、歩行速度 (m/s)、ケイデンス (step/m)、ステップ長 (m) が含まれ足関節と膝関節の水平面内における中心軌跡のなす角も算出した (図3)。

## 2.4.2 データ解析

### (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）、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）およびステップ長とケイデンスを算出した。また、足関節と膝関節の水平面内における軌跡のなす角度を算出した（図3）。

### (d) 検討項目

10m歩行試験において得られた歩行パラメータと歩行時下肢3次元キネマティクスの利き足側を検討した。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。5歩行周期の平均値を求め以下の統計学的解析に用いた。

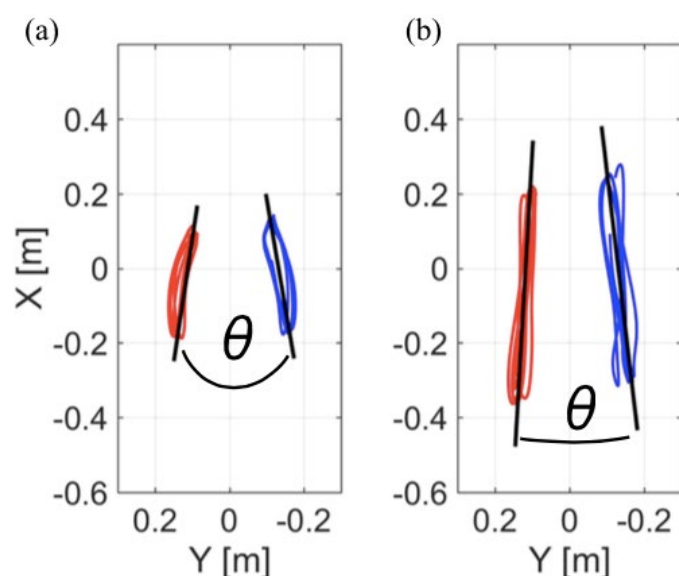


図3.

(a) 左右の膝関節中心軌跡のなす角， (b)左右の足関節中心軌跡のなす角  
(Yuki et al. BMC Musculoskeletal Disorders 2022 より図引用)

## 2.5 統計学的解析

人口統計学的データは、離散値データに関しては $\chi^2$ 検定を用い、連続データに関しては一元配置分散分析を用いた。歩行パラメータと歩行時下肢キネマティクスは一元配置分散分析を行い、post hoc testとしてTukey法にて調整した。歩行パラメータは歩行速度、ステップ長、ケイデンス、左右の膝関節中心軌跡のなす角と足関節中心軌跡のなす角、歩行時下肢キネマティクスは股関節最大角度（屈曲、伸展、内転、外転）、膝関節最大角度（屈曲、伸展）と足関節最大角度（背屈、底屈）を解析した。有意水準は5%とした。また一元配置分散分析の効果量 Effect size ( $\alpha = 0.05$ 、 $1 - \beta = 0.80$ )を求めた。Effect sizeは $\eta^2$ を用いた (0.01 = small, 0.06 = medium, 0.14 = large)。統計ソフトはIBM SPSS Statistics 26 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA)を使用した。



### 3. 結果

#### 3.1 人口統計学的データ

表 1 に人口統計学的結果を示した。本研究に参加した対象者の群の内訳はロコモ 25 での判定より非ロコモ群は 69 名、ロコモ度 1 群は 33 名、ロコモ度 2 群は 23 名であった。性別比、年齢、身長、体重に群間差は認められなかった(表 1)。

表 1. 人口統計学データにおける群間の比較

	非ロコモ (n = 69)	ロコモ度 1 (n = 33)	ロコモ度 2 (n = 23)	P 値
性別比(男/女)	13/56	4/29	3/20	0.408
年齢 (歳)	70.5 (6.5)	73.7 (7.1)	73.1 (6.7)	0.135
身長 (m)	153.8 (7.3)	150.8 (7.9)	151.1 (6.7)	0.311
体重 (kg)	51.2 (8.3)	54.1 (7.8)	53.6 (11.0)	0.482

平均値 (標準偏差)

### 3.2 ロコモ重症度における時空間歩行パラメータ

表 2 に結果を示した.

非ロコモ群, ロコモ度 1 群と比較し, ロコモ度 2 群において歩行速度は有意に遅かった( $P < 0.001$ )(表 2).

また非ロコモ群と比較し, ロコモ度 2 群においてケイデンス, ステップ長は有意に小さかった( $P = 0.027, P < 0.001$ )(表 2).

非ロコモ群と比較し, ロコモ度 2 群において左右の足関節中心のなす角が有意に大きかった( $P = 0.022$ )(表 2).

表 2. 時空間歩行パラメータにおける群間の比較

	非ロコモ (n = 69)	ロコモ度 1 (n = 33)	ロコモ度 2 (n = 23)	P 値	効果量 ( $\eta^2$ )
歩行速度(m/s)	1.3 (0.2)	1.2 (0.2)	1.1 (0.2) *†	<0.001	0.15
ケイデンス(ステップ/分)	120.6 (10.9)	120.6 (12.4)	111.4 (15.3)*	0.027	0.08
ステップ長(m)	0.78 (0.23)	0.71 (0.22)	0.52 (0.22)*	0.001	0.17
左右の膝関節中心軌跡のなす角(°)	17.2 (10.8)	19.7 (10.4)	19.5 (10.7)	0.469	0.01
左右の足関節中心軌跡のなす角(°)	5.9 (4.3)	8.0 (5.6)	8.5 (3.4)*	0.022	0.06

平均値 (標準偏差)

\* $P < 0.05$  (vs 非ロコモ群)

† $P < 0.05$  (vs ロコモ度 1 群)

### 3.3 ロコモ重症度における歩行時下肢キネマティクス

非ロコモ群と比較し、ロコモ度 2 群において立脚相の股関節最大伸展角度が有意に小さかった( $P = 0.003$ )(表 3).

また非ロコモ群と比較し、ロコモ度 2 群において遊脚相の股関節最大屈曲角度、膝関節最大屈曲角度が有意に小さかった( $P = 0.018$ ,  $P = 0.006$ )(表 3).

非ロコモ群と比較し、ロコモ度 2 群とロコモ度 1 群において股関節外転角度が有意に小さかった( $P = 0.003$ )(表 3).

表3. 歩行時下肢キネマティクスにおける群間の比較

	非ロコモ (n = 69)	ロコモ度 1 (n = 33)	ロコモ度 2 (n = 23)	P 値	効果量 ( $\eta^2$ )
立脚期最大関節角度 (°)					
股関節伸展角度	9.5 (5.3)	7.9 (4.2)	4.2 (8.2)*†	0.003	0.09
膝関節伸展角度	2.2 (2.6)	2.3 (3.3)	1.7 (3.1)	0.745	0.01
足関節背屈角度	10.2 (6.5)	10.4 (7.3)	9.0 (9.8)	0.771	0.01
遊脚期最大関節角度 (°)					
股関節屈曲角度	34.2 (8.8)	30.6 (8.9)	28.5 (9.5)*	0.018	0.06
股関節外転角度	7.9 (3.6)	5.6 (3.5)*	5.9 (3.0)*	0.003	0.09
膝関節屈曲角度	65.2 (18.7)	58.8 (19.7)	50.6 (18.5)*	0.006	0.08
足関節底屈角度	21.3 (10.6)	19.4 (13.6)	20.5 (13.3)	0.976	0.00

平均値 (標準偏差)

\* $P < 0.05$  (vs 非ロコモ群)

† $P < 0.05$  (vs ロコモ度 1 群)

## 4. 考察

### 4.1 人口統計学データ

本研究に参加した対象者の群の内訳はロコモ 25 での判定により非ロコモ群は 69 名, ロコモ度 1 群は 33 名, ロコモ度 2 群は 23 名であった. また性別比, 年齢, 身長, 体重に群間差は認められなかったため, 群間での対象者特性による影響はなかったものと考えられる.

## 4.2 ロコモ症例の時空間パラメータにおける歩行特性

ロコモは、骨、関節、神経、筋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、進行予防、介入にはロコモの重症度評価が必要不可欠である。

ロコモ度 2 群では、非ロコモ群とロコモ度 1 群に比較し、歩行速度が有意に遅く、ステップ長、ケイデンスも有意に小さかった。Sudenski らは高齢者の歩行速度は生存年齢と関連すると報告している<sup>31)</sup>。また Matsumoto と Sato らはロコモ症例の歩行速度の減少を報告している<sup>24,32)</sup>。これらの報告よりロコモの移動能力の低下を示す変数として歩行速度は重要な指標であると言える。また Egerton と Ardestani らは健常者では歩行速度の増加はステップ長の増加またはケイデンスの増加もしくはその両方の増加の組み合わせであることを報告している<sup>35,36)</sup>。本研究結果では、変形性膝関節症患者で重症度別に時空間歩行パラメータを評価した過去の報告<sup>20,33)</sup>と同様にロコモ度 2 群では非ロコモ群と比較しステップ長とケイデンスが有意に小さくなった。本研究結果からロコモ度 2 群は重度変形性膝関節症例と同様の時空間歩行パラメータを示すと考えられる。

本研究で、ロコモ度 2 群では、非ロコモ群に比べ、両足関節中心の軌跡のなす角度が有意に大きかった。水平面における両足関節中心の軌跡のなす角は、各歩行周期における股関節と膝関節の内外転と回旋の運動学的な組み合わせを反映している足関節の運動学的特性である<sup>20,34)</sup>。Tadano ら<sup>20)</sup>は水平面における両足関節中心の軌跡のなす角の平均値±標準偏差は健常例で  $7.8^{\circ} \pm 5.5^{\circ}$ 、重度変形性膝関節症例で  $14.9^{\circ} \pm 7.1^{\circ}$  であると報告している。本研究結果では非ロコモ群で  $5.9^{\circ} \pm 4.3^{\circ}$ 、ロコモ度 2 群で  $8.5^{\circ} \pm 3.4^{\circ}$  で同様に増加している特徴を認めた。これらの結果から、ロコモが進行した症例に対する介入として、左右の足関節中心軌跡のなす角度が、歩行介入における指標になりうることを示唆している。しかし、ロコモ度 2 群が非ロコモ群に比べ、左右の足関節中心軌跡のなす角度が有意に大きくなった詳細なメカニズムは不明である。また歩行介入により本指標の変化を報告したものもないため今後詳細な調査が必要であると考えられる。

### 4.3 ロコモ症例の下肢キネマティクスにおける歩行特性

これまでロコモ症例の時空間的歩行パラメータは報告されているが、ロコモ症例の歩行時下肢キネマティクスの特性を調査した研究は少ない。本研究では、ロコモ度2群は非ロコモ群と比較し、立脚相の股関節最大伸展角度が有意に小さかった。また、ロコモ度2群では非ロコモ群、ロコモ度1群と比較し、遊脚相の股関節と膝関節の屈曲角度が有意に小さかった。

ロコモ度2群の股関節伸展角度、膝関節屈曲角度の最大値の減少は変形性膝関節症症例の歩行時下肢キネマティクスを評価した先行研究<sup>37)38)</sup>の結果と同様である。本研究では、ロコモ度2群の対象と変形性膝関節症症例の対象を明確に区別することができなかつたため、ロコモ度2群の歩行時下肢キネマティクスは他の群よりも変形性膝関節症による影響を受けている可能性がある。今後の研究として区別するためには、膝関節のX線検査を行う必要があるかと思われる。

ロコモ度2群とロコモ度1群では、遊脚相における股関節最大外転角度が有意に小さかった。しかし、これらの群間差は測定誤差の範囲内であった<sup>21)</sup>。したがって、股関節の前額面における歩行時下肢キネマティクスには、臨床的に有意な差はなかったものと考えられる。以上よりロコモ症例の歩行時下肢キネマティクスにおいては矢状面に注目する必要があると考えられる。

#### 4.4 ロコモ症例に対する介入方法の検討

ロコモの診断に使用されるロコモ 25 は、患者の身体状態や歩行状態の違いを反映した主観的な評価であり、ロコモの診断に用いられる。

患者の身体的状態や、日常生活や社会的な活動の困難さを反映する主観的な評価である。先行研究では、ロコモ度 2 群の患者の 50% が日常生活や社会的活動に何らかの制限を有すると報告されている<sup>12)</sup>。本研究のロコモ度 2 群の対象者は歩行時下肢キネマティクスが有意に異なることから、歩行に支障をきたした可能性がある。

また、ロコモ度 2 群では、非ロコモ群と比較し、股関節伸展角度、股関節屈曲角度、膝関節屈曲角度が有意に小さかった。股関節伸展角度と膝関節屈曲角度は歩幅に関連する歩行運動であるため、これらの角度を増加させる介入は、歩幅を増加させる可能性があり、歩行速度を含む歩行能力を改善することができる<sup>39,40)</sup>。

Sato らは股関節の筋力トレーニングを実施したロコモ症例では、歩幅や歩行速度などの歩行能力が改善することを報告している<sup>24)</sup>。ロコモ症例における歩行時の関節角度を増加させ、歩行能力を向上させるための具体的な介入方法については、報告が少なく今後さらなる研究が必要である。

## 5. 臨床的意義

本研究では、ウェアラブルセンサを用いた歩行解析システム（H-Gait system）により、多数の地域住民からデータを取得することが可能であった。またロコモティブシンドローム症例における時空間的歩行パラメータと歩行時下肢キネマティクスの特徴を明らかにすることができた。このことから個別性を考慮した新たな介入方法を提案するための根拠となることが示された。

本研究成果はロコモの重症化予防に有用な知見をもたらし、健康寿命の延伸に大きく寄与するものと考えられる。



## 6. 本研究の限界

本研究において5つの考慮すべき限界がある。

第一にロコモの重症度分類はロコモ25の結果に基づいて行われた。これまでの研究では、ロコモの重症度分類を立ち上がりテストと2ステップテストで評価している<sup>41,42)</sup>。使用する評価指標によってロコモの判定に影響を与える可能性がある<sup>41,42)</sup>。

第二に、本研究の対象を地域住民とした。本結果が他の地域住民に適用されるかどうかは不明である。

第三に、サンプルサイズは群間で異なっており、結果に影響を与えた可能性がある。

第四に、ロコモ度2群の対象と変形性膝関節症例の対象を明確に区別することができなかったため、ロコモ度2群の歩行時下肢キネマティクスは他の群と比較し変形性膝関節症による影響を受けている可能性がある。今後の研究として区別するためには、膝関節のX線検査を行う必要があると思われる。

最後に、本研究は横断的な研究であったため、歩行運動学の違いがロコモの原因なのか結果の影響なのかは明らかではない。今後ロコモの進行に伴う歩行の運動学的変化については、前向きコホート研究による調査が必要であると考えられる。

## 7. 結論

本研究では、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 system）によりロコモティブシンドローム症例の歩行特性を検討した。これらの検討結果より、以下の結論を得た。

1. ロコモ度2群において歩行速度、ステップ長、ケイデンス、左右の足関節中心軌跡のなす角が歩行能力の改善を評価可能な歩行パラメータであることが示された。
2. ロコモ度2群は非ロコモ群と比較し、歩行時の股関節最大屈曲角度と最大伸展角度、膝関節の最大屈曲角度が小さいことが明らかとなった。
3. ロコモ度2群において歩行時の遊脚相では股関節・膝関節屈曲角度を、立脚相では股関節伸展角度を向上させる介入が歩行能力の改善に有用である可能性が示された。

## 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所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、学会での発表、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(保健科学院客員教授, 函館工業高等専門学校 校長)には本研究に関して多くの御助言を賜り、心より感謝致します。

北海道大学大学院保健科学研究所リハビリテーション科学分野 寒川美奈准教授には、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。

副指導教員である北海道大学大学院保健科学研究所リハビリテーション科学分野 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。心より感謝申し上げます。

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、ご多忙の中、本論文の審査員として親身なご指導、ご指摘を賜りましたことを心より感謝申し上げます。

北海道大学大学院工学研究所 武田量助教には、本論文のデータ解析と論文執筆に関し、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。

北海道教育大学岩見沢校 鈴木哲平准教授には、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こと深く感謝いたします。

北海道大学大学院工学研究所 山田悟史助教には本論文のデータ解析に関し、貴重なご意見を賜りましたこと深く感謝いたします。

保健科学院修士課程の学生時代よりご指導頂いていた北海道大学 山中正紀名誉教授(現 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 教授)には多大なるご支援を賜りましたこと深く感謝いたします。

北海道大学大学院保健科学研究所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助言を賜りましたこと深く感謝いたします。

北海道医療大学病院 片岡義明氏にはこれまでの研究課程において数多くのご助言，実験方法のご指導を，また本研究の計画や構想段階から研究の運営に関し多大なるご支援を賜りましたことを深く感謝致します。

いわみざわ健康広場の岩見沢市職員の方には多大なるご支援，ご協力を頂きましたことを深く感謝致します。また被験者を快諾して頂いた皆様にもこの場を借りて感謝申し上げます。

社会医療法人孝仁会札幌第一病院リハビリテーション科の皆様には社会人学生としてご理解，ご協力を頂きましたことを重ねて御礼申し上げます。

北海道大学大学院保健科学院 運動器障害学研究室の皆様には本研究を進める上で貴重なご指導，ご協力を賜りましたことを深く感謝致します。

特に実験，データ計測を行う上でご協力頂きました大須賀聡氏，中田光海氏，中村賢太郎氏，大沼療氏には多大なるご協力やご助言を賜り深く感謝致します。

最後に長期間に渡る学生生活を最後まで支えて下さった両親に，この場を借りて心から感謝の意を表します。

## 9. 引用文献

1. 内閣府. 令和3年版高齢社会白書.
2. 厚生労働省. 国民生活基礎調査の概況. 2019
3. Nakamura K. A "super-aged" society and the "locomotive syndrome". *J Orthop Sci.* 2008 Jan;13(1):1-2.
4. Yoshimura N, Muraki S, Nakamura K, Tanaka S. Epidemiology of the locomotive syndrome: The research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study 2005-2015.
5. Fujita N, Sakurai A, Miyamoto A, Michikawa T, Tsuji O, Nagoshi N, Okada E, Yagi M, Otake Y, Tsuji T, Kono H, Ishii K, Nakamura M, Matsumoto M, Watanabe K. Lumbar spinal canal stenosis leads to locomotive syndrome in elderly patients. *J Orthop Sci.* 2019 Jan;24(1):19-23.
6. 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.
7. Japanese Orthopaedic Association. Locomotive syndrome. Locomotive challenge! Council, Locomotive syndrome pamphlet 2013.
8. 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.
9. 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. *J Orthop Sci.* 2015 Sep;20(5):888-95.
10. 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
11. 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 Sep;20(5):896-905.
12. 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.* 2012 Mar;17(2):163-72.
  13. 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
  14. 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.
  15. Poitras I, Dupuis F, Biemann M, Campeau-Lecours A, Mercier C, Bouyer LJ, Roy JS. Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors (Basel).* 2019 Mar 31;19(7):1555.
  16. Takeda R, Tadano S, Todoh M, Morikawa M, Nakayasu M, Yoshinari S. Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *J Biomech.* 2009 Feb 9;42(3):223-33.
  17. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel).* 2012;12(2):2255-83.
  18. Takeda R, Tadano S, Natorigawa A, Todoh M, Yoshinari S. Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *J Biomech.* 2009 Nov 13;42(15):2486-94.
  19. 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.
  20. 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.
21. 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 Musculoskelet Disord.* 2021 Jan 8;22(1):46.
  22. Kataoka Y, Takeda R, Tadano S, Ishida T, Saito Y, Osuka S, Samukawa M, Tohyama H. Analysis of 3-D Kinematics Using H-Gait System during Walking on a Lower Body Positive Pressure Treadmill. *Sensors (Basel).* 2021 Apr 8;21(8):2619.
  23. Matsumoto H, Hagino H, Osaki M, Tanishima S, Tanimura C, Matsuura A, Makabe T. Gait variability analysed using an accelerometer is associated with locomotive syndrome among the general elderly population: The GAINA study. *J Orthop Sci.* 2016;21:354–60
  24. Sato H, Kondo S, Saito M, Saura R. Effects of strengthening the hip flexor muscles on walking ability and the locomotive syndrome rank test: An intervention study. *J Orthop Sci.* 2020 Sep;25(5):892-896.
  25. Nishizawa A, Katsuhira J, Watanabe M, Fujii T, Yoshimoto T, Oka H, Matsudaira K. Relationship between the locomotive syndrome and kinetic and kinematic parameters during static standing and level walking. *Gait Posture.* 2022 Mar;93:146-152.
  26. Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech.* 2004 Dec;37(12):1869-80.
  27. Valevicius AM, Jun PY, Hebert JS, Vette AH. Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018 Jun;40:1-15.
  28. Karpman C, Lebrasseur NK, Depew ZS, Novotny PJ, Benzo RP. Measuring gait speed in the out-patient clinic: methodology and feasibility. *Respir Care.* 2014 Apr;59(4):531-7
  29. Graser JV, Letsch C, van Hedel HJA. Reliability of timed walking tests and temporo-spatial gait parameters in youths with neurological gait disorders. *BMC Neurol.* 2016 Jan 31;16:15.
  30. Tadano S, Takeda R, Miyagawa H. Three dimensional gait analysis using wearable

- acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations. *Sensors (Basel)*. 2013 Jul 19;13(7):9321-43.
31. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, Brach J, Chandler J, Cawthon P, Connor EB, Nevitt M, Visser M, Kritchevsky S, Badinelli S, Harris T, Newman AB, Cauley J, Ferrucci L, Guralnik J. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*. 2011 Jan 5;305(1):50-8.
  32. Matsumoto H, Hagino H, Osaki M, Tanishima S, Tanimura C, Matsuura A, Makabe T. Gait variability analysed using an accelerometer is associated with locomotive syndrome among the general elderly population: The GAINA study. *J Orthop Sci*. 2016 May;21(3):354-60.
  33. Ismailidis P, Hegglin L, Egloff C, Pagenstert G, Kernen R, Eckardt A, Ilchmann T, Nüesch C, Mündermann A. Side to side kinematic gait differences within patients and spatiotemporal and kinematic gait differences between patients with severe knee osteoarthritis and controls measured with inertial sensors. *Gait Posture*. 2021 Feb;84:24-30.
  34. Rosso V, Agostini V, Takeda R, Tadano S, Gastaldi L. Influence of BMI on Gait Characteristics of Young Adults: 3D Evaluation Using Inertial Sensors. *Sensors (Basel)*. 2019 Sep 28;19(19):4221.
  35. Egerton T, Danoudis M, Huxham F, Iansek R. Central gait control mechanisms and the stride length - cadence relationship. *Gait Posture*. 2011 Jun;34(2):178-82.
  36. Ardestani MM, Ferrigno C, Moazen M, Wimmer MA. From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait Posture*. 2016 May;46:118-25.
  37. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res*. 2008 Mar;26(3):332-41.
  38. Chen CP, Chen MJ, Pei YC, Lew HL, Wong PY, Tang SF. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003 Apr;82(4):307-12.
  39. Watt JR, Jackson K, Franz JR, Dicharry J, Evans J, Kerrigan DC. Effect of a supervised hip flexor stretching program on gait in elderly individuals. *PM R*. 2011



Apr;3(4):324-9.

40. Ornetti P, Laroche D, Morisset C, Beis JN, Tavernier C, Maillefert JF. Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2011;24(4):201-8.
41. Kato S, Kurokawa Y, Kabata T, Demura S, Matsubara H, Kajino Y, Okamoto Y, Kimura H, Shinmura K, Igarashi K, Shimizu T, Yonezawa N, Yokogawa N, Tsuchiya H. Improvement of locomotive syndrome with surgical treatment in patients with degenerative diseases in the lumbar spine and lower extremities: a prospective cohort study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020 Aug 3;21(1):515.
42. Yoshihara T, Ozaki H, Nakagata T, Natsume T, Kitada T, Ishihara Y, Sawada S, Ishibashi M, Kobayashi H, Machida S, Naito H. Association between locomotive syndrome and blood parameters in Japanese middle-aged and elderly individuals: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019 Mar 14;20(1):104.

## 10. 業績リスト

### 国際論文一覧

1. **Yuki Saito**, Tomoya Ishida, Yoshiaki Kataoka, Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Teppei Suzuki, Knentaro Nakamura, Akimi Nakata, Satoshi Osuka, Satoshi Yamada, Mina Samukawa, Harukazu Tohyama. Evaluation of Gait Characteristics in Subjects With Locomotive Syndrome Using Wearable Gait Sensors. BMC Musculoskelet Disord 2022 May 9 ;23(1):457
2. 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
3. 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
4. Osuka S, Ishida T, Yamanaka M, Chiba T, Miura T, Koshino Y, **Saito Y**, Nakata A, Samukawa M, Kasahara S, Tohyama H. Abdominal draw-in maneuver changes neuromuscular responses to sudden release from trunk loading in patients with non-specific chronic low back pain. J Orthop Sci. 2019 Nov 15. S0949-2658(19)30327-6.
5. Osuka S, Koshino Y, Yamanaka M, Miura T, **Saito Y**, Ueno R, Ishida T, Samukawa M, Tohyama H. The onset of deep abdominal muscles activity during tasks with different trunk rotational torques in subjects with non-specific chronic low back pain. J Orthop Sci. 2019 Sep;24(5):770- 775.

### 学会発表一覧

#### 国際学会

1. Osuka S, Ishida T, Yamanaka M, Chiba T, Koshino Y, **Saito Y**, Samukawa M, Toyama H. The Effects of Abdominal Draw-in Maneuver on Electromyographic Activities in Response to a Sudden Release from Loading in Subjects with Non-specific Chronic Low Back Pain. The 46th ISSLS Annual Meeting, 2019, June,

Kyoto, Japan.

2. **Saito Y**, Yamanaka M, Miura T, Osuka S, Ishida T, Koshino Y, Samukawa M, Toyama H. The Effects of Sling Device on Trunk Muscles Activities During Prone Bridge Exercise. Orthopaedic Research Society 2019 Annual Meeting., 2019, Feb, Austin, TX, USA.
3. Osuka S, Ishida T, Yamanaka M, Chiba T, Koshino Y, **Saito Y**, Samukawa M, Toyama H. Electromyographic Activities of Superficial Trunk Muscles in Response to a Sudden Release from Loading in Subjects with Non-specific Chronic Low Back Pain. Orthopaedic Research Society 2019 Annual Meeting., 2019, Feb, Austin, TX, USA.
4. Osuka S, Yamanaka M, Miura T, **Saito Y**, Ueno R, Samukawa M, Saitoh H, Toyama H. Changes in Feedforward Activation of the Deep Abdominal Muscles Associated with Trunk Rotational Torque in Subjects with Non-specific Chronic Low Back Pain. Orthopaedic Research Society 2018 Annual Meeting., 2018, Mar, New Orleans, LA, USA.
5. **Saito Y**, Yamanaka M, Miura T, Ino T, Kataoka Y, Osuka S, Samukawa M, Saito H, Tohyama H. The Comparison of the Thickness of Abdominal Muscle between Traditional Motor Control Exercise and Sling Exercise. Orthopaedic Research Society 2017 Annual Meeting., 2017, Mar, San Diego, CA, USA.

#### 国内学会

1. **齋藤優輝**, 片岡義明, 武田量, 石田知也, 但野茂, 山田悟史, 大須賀聡, 中田光海, 遠山晴一 10m歩行試験における歩行時下肢キネマティクスがロコモ25に関連する要因の検討 第33回 日本運動器科学会 2022.7.9 札幌.
2. 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, 中田光海, 遠山晴一 Time up and go test における下肢キネマティクスのロコモ重症度に関連する因子 第33回 日本運動器科学会 2022.7.9 札幌.
3. 中田光海, 大須賀聡, 石田知也, **齋藤優輝**, 遠山晴一 慢性非特異的腰痛症例における腹臥位股関節伸展運動中の骨盤前傾と多裂筋活動開始時間との相関性の検討 第33回 日本運動器科学会 2022.7.9 札幌.
4. 不動桃子, 大須賀聡, 石田知也, **齋藤優輝**, 遠山晴一 大学生ボート選手における漕艇動作中の体幹筋活動が3年後の腰痛発症へ与える影響 第14回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科科学会 2022.6.16 札幌.
5. **齋藤優輝**, 片岡義明, 武田量, 但野茂, 石田知也, 山田悟史, 大須賀聡,

- 遠山晴一 ロコモ度が 10m歩行試験における下肢キネマティクスに与える影響の検討 第32回 日本運動器科学会 **優秀演題奨励賞** 2021.5.8 福岡.
6. 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 Time 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 日本運動器科学会 2021.5.8 福岡
7. 不動桃子, 石田知也, 大須賀聡, **齋藤優輝**, 渡邊謙太郎, 遠山晴一 腰痛を有するボート選手の rowing 動作における体幹筋活動の検討. 第11回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会 2019. 6, 札幌.
8. 大須賀聡, 石田知也, 山中正紀, 千葉健, **齋藤優輝**, 寒川美奈, 遠山晴一 慢性非特異的腰痛症例に対するドローインが神経筋制御に与える影響. 第26回日本腰痛学会 2018. 10, 静岡.
9. **齋藤優輝**, 山中正紀, 三浦拓也, 大須賀聡, 井野拓実, 寒川美奈, 齋藤展士, 小谷征輝, 原清和, 遠山晴一 前方傾斜運動時の前傾角度の違いが体幹筋活動に及ぼす影響. 第25回 日本腰痛学会 2017. 11, 東京.
10. 大須賀聡, 山中正紀, 三浦拓也, **齋藤優輝**, 上野亮, 寒川美奈, 齋藤展士, 遠山晴一 体幹回旋を伴う上肢運動時の体幹ローカル筋筋活動 onset の検討. 第52回 日本理学療法学会 2017. 5, 千葉.