

研究報告



矢状面上の歩行解析における二次元動作解析システムを用いた 膝関節角度計測の信頼性と妥当性*

塚田晋太郎^{1) 2)}・越智 亮³⁾・江西一成^{2) 3)}

【要 旨】

【目的】本研究の目的は、歩行中の矢状面上の膝関節角度について、デジタルカメラを用いた二次元動作解析（以下、2DMA）の日間信頼性、三次元動作解析（以下、3DMA）に対する2DMAの基準関連妥当性、および2DMAの歪曲収差を調査することである。【方法】対象は健康成人男性14名とし、歩行中の膝関節角度を2DMAと3DMAで検査日を変えて2回ずつ計測した。統計学的分析には級内相関係数（以下、ICC）、Bland-Altman分析を用いた。また、2DMAの画面中央、左端、右端の計測値を比較して歪曲収差を検討した。【結果】日間信頼性は、2DMA、3DMAともにICC（1, 1）は0.39～0.61で同程度であった。2DMAの妥当性は、ICC（2, 1）が0.31～0.71、ICC（3, 1）が0.90以上であり、加算誤差を認めた。歪曲収差について、画面中央と両端の間で計測値に有意差を認めた。【結論】2DMAで得られた膝関節角度は3DMAと同程度の信頼性を有しており、3DMAの計測値と比較はできないが、膝関節角度変化の傾向を捉えられることが示唆された。

キーワード：二次元動作解析，妥当性，歩行

はじめに

ヒトの運動や動作を客観的に評価する動作解析はリハビリテーションの分野において重要である。動作解析におけるゴールドスタンダードは三次元動作解析（Three-dimensional motion analysis：以下、3DMA）であるが、3DMAは高価であり、解析に専門的な知識を要する。リハビリテーシ

ョンの臨床場面において、3DMAを有する施設は少なく、患者の動作解析はビデオカメラを用いた二次元動作解析（以下、2DMA）が多い。ビデオカメラを用いた2DMAは安価で簡便に行うことができ、機器の操作に専門的な知識も必要ない。

2DMAの問題点として、対象者の回旋運動に伴う見かけ上の誤差や、画面の端に対象者が移動した場合のレンズによる歪曲収差が挙げられる。2DMAの精度に関する先行研究¹⁾において、回旋角度の増加に伴う二次元上の誤差の増大が報告されている。また、被写体が斜投影面でかつ画面の端に写るほど実際の角度との誤差が大きくなる²⁾。このことから、2DMAによる矢状面上での歩行解析においては、対象者が画面の端から他方の端へ移動するため、画面の中央と両端では歪曲収差による誤差が生じると考えられる。2DMAを臨床場面でより活用するには、上述の誤差を把握することに加え、計測の信頼性、3DMAに対する基準関連妥当性を検証する必要がある。これらの問題を解決することで、臨床場面においてより客観的な評価が簡便にできるようになり、対象者の歩行に

* Reliability and validity of knee joint angle measurement in sagittal plane gait analysis using two-dimensional motion analysis system

- 1) 中部リハビリテーション専門学校 理学療法学科
(〒453-0023 名古屋市中村区若宮町二丁目2番地)
Shintaro Tsukada, PT: Department of Physical Therapy,
Chubu Rehabilitation College
- 2) 星城大学大学院 健康支援学研究所
Shintaro Tsukada, PT, Kazunari Enishi, PT, PhD: Graduate
School of Health Care Studies, Seijoh University
- 3) 星城大学 リハビリテーション学部 理学療法専攻
Akira Ochi, PT, MSc, Kazunari Enishi, PT, PhD: Division
of Physical Therapy, Faculty of Care and Rehabilitation,
Seijoh University

E-mail: tsukada@kzan.jp

おける問題点の把握や介入に対する効果判定の一助になることが考えられる。

健常者の正常歩行において、膝関節は二重膝作用 (double knee action) と呼称される運動を行うことで踵接地時の衝撃の軽減および重心の上下移動の振幅の減少に役立っている³⁾。また、膝関節は股関節や足関節と比べ運動自由度が小さいため、歩行中の回旋運動に伴う見かけ上の誤差が最も小さい関節であると考えられる。そのため、2DMA と 3DMA それぞれで歩行解析を行う上で、最も扱いやすいと考えられる膝関節を解析対象として着目した。

本研究の目的は、矢状面上での歩行解析における膝関節角度を 2DMA と 3DMA を用いて計測し、両システムの信頼性および 3DMA に対する 2DMA の基準関連妥当性、2DMA における歪曲収差について調査することである。

対象および方法

1. 対象

対象者は健常成人男性 14 名 (年齢 22.6 ± 2.3 歳, 身長 168.6 ± 3.6 cm, 体重 63.9 ± 6.2 kg) とした。各対象者には研究内容を説明し、書面にて参加の同意を得た。本研究は星城大学研究倫理委員会の承認を得て実施した (承認番号: 2018C0013)。

2. 方法

各対象者の大腿骨大転子、大腿骨外側上顆、腓骨外果に直径 25 mm のカラーマーカーを貼付した。その後、各対象者に対してトレッドミル (SAKAImed 社, WOODWAY TRD-100) の上を裸足で歩くよう指示した。対象者の大転子に貼付したマーカーが隠れてしまうことを防ぐために、歩行中は腕組みをするよう指示した。トレッドミルの速度を徐々に増加させていき、対象者が普段通りの歩行速度と同等と感じた速度 (快適歩行速度) に設定した。全対象者の快適歩行速度は 44.8 ± 4.4 m/min であった。2DMA および 3DMA とともに、歩行中の動画はデジタルカメラ (CASIO 社, EX-FH25) を用いて撮影した。カメラのサンプリング周波数は 60Hz, カメラのズームは最大広角 (35 mm) とした。後述する全てのカメラは水平に調整した三脚に固定し、レンズの高さは床から 75cm とした。この高さはトレッドミル上に立つ対象者の膝関節とほぼ同等の高さであった。2DMA において、対象者のトレッドミル歩行中の矢状面上の動画を撮影するため、カメラ 3 台を対象者および

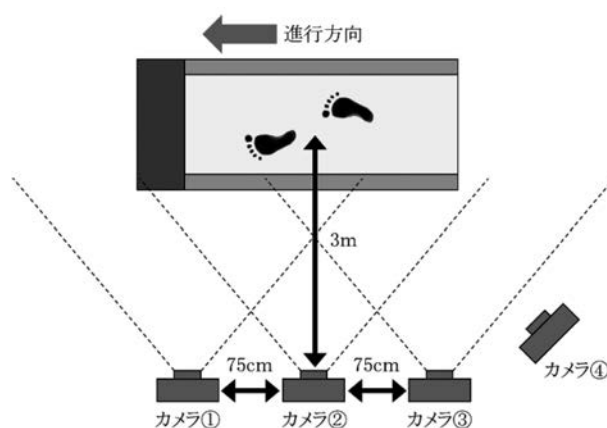


図 1. カメラの設置位置

トレッドミルの側方からベルトの進行方向に対して直角になるように設置した (図 1)。中央のカメラ②はトレッドミルのベルトの中央から 3 m 離れた位置とし、対象者が画面中央に写るところに設置した。カメラ①とカメラ③は、カメラ②から左右それぞれ 75 cm 離れた位置とし、カメラ①は対象者が画面の右 3 分の 1 に写るところ、カメラ③は対象者が画面の左 3 分の 1 に写るところに設置した。つまり、観察者のカメラから見て、歩行している対象者が右から左へ移動する場面を想定した。もう 1 台のカメラ④はトレッドミルの後側方で、対象者が画面の中央に写り、かつ全てのマーカーが追える位置に設置した。3DMA には上述したカメラ 4 台で撮影した動画を使用し、動作解析システムを用いて三次元座標に変換した。3DMA における時空間パラメータ抽出のためのキャリブレーションフレームは縦 90 cm, 横 90cm, 高さ 130cm で、トレッドミルのベルト中央に設置した。また、全てのカメラは撮影開始時に LED 発光によりフレームを完全同期した。日間信頼性の調査のため、各対象者に対する 2DMA および 3DMA の記録は 2 回ずつ行い、2 回目の撮影は初回から 3 日以内に再び実施した。

2DMA および 3DMA の膝関節角度の抽出には光学カメラ式の動作解析システム (東総システム社, ToMoCo-VM) を用いた。同システムはカメラ 1 台毎に分けて解析ができ、3DMA だけでなく 2DMA も可能である。同システムは 5 mm の計測精度でデータとして作成でき⁴⁾、VICON MX による角度計測と相関があることが報告されている⁵⁾。2DMA による膝関節角度は、対象者が画面の中央および両端に写るカメラ①から③の 3 台それぞれで計測した。2DMA および 3DMA による膝関節角度は大腿骨大転子、大腿骨外側上顆、腓骨外果の

成す角度とし、各カメラの動画からオートデジタイズにより得られた、膝関節角度の計測は10歩行周期分とし、計測した各歩行周期を100%で正規化した後に加算平均処理を行った。加算平均処理波形から、歩行周期中の膝関節の最大角度と最小角度を抽出し、データとして採用した。

3. 統計処理

統計処理は、まずShapiro-Wilk検定を用いて全てのデータの正規性を確認した。2DMAの信頼性、妥当性の分析については、中央のカメラ（図1のカメラ②）のデータを使用した。両システムそれぞれの日間検者内信頼性として、級内相関係数（Intraclass correlation coefficient：以下、ICC）のICC（1, 1）を算出した。次に、3DMAに対する2DMAの基準関連妥当性の調査のため、1回目の最大角度および最小角度を用いて、ICC（2, 1）とICC（3, 1）を算出した。ICCの判定基準は、Landisら⁶⁾の報告を参考に、0.00から0.20をSlight, 0.21から0.40をFair, 0.41から0.60をModerate, 0.61から0.80をSubstantial, 0.81から1.00をAlmost Perfectとした。また、2DMAと3DMAの歩行周期における膝関節角度変化の波形の類似性を確認するために、Kabadaら⁷⁾の報告を参考にThe adjusted coefficient of multiple correlation（以下、CMC）⁷⁻¹²⁾を算出した。CMCは0から1の値をとり、波形が一致している場合は1に近づき、波形が一致していない場合は0に近づくという特徴をもつ。さらに、3DMAに対する2DMAの系統誤差の存在を確かめるために、Bland-Altman分析^{13) 14)}を用いて検討した。Bland-Altman分析では、3DMAと2DMAの計測値の差をy軸、両システムの平均値をx軸としたBland-Altman plotを作成し、加算誤差と比例誤差の有無を確認した。2DMAにおける画面の歪曲収差が関節角度に与える影響を確かめるために、最大角度と最小角度について、画面の中央、右端、左端のデータを対応のあるt検定を用いてそれぞれ比較し、Bonferroni法で有意水準を調整した。統計処理は統計ソフト（IBM社、SPSS statistics 22）を用い、有意水準は5%とした。

結果

2DMAと3DMAの膝関節角度は表1に示した。ICCの判定基準についてLandisら⁶⁾の報告を参考にすると、2DMAにおけるICC（1, 1）は、最大角度で0.61とSubstantial、最小角度で0.42とModerateであった。また、3DMAにおけるICC（1,

表1. Two-dimensional motion analysis (2DMA) と Three-dimensional motion analysis (3DMA) の膝関節角度

	2DMA	3DMA
膝関節最大角度		
計測1回目	45.1 ± 4.8	55.6 ± 5.5
計測2回目	46.5 ± 5.0	57.1 ± 5.5
膝関節最小角度		
計測1回目	5.7 ± 2.5	7.9 ± 2.9
計測2回目	6.3 ± 2.6	8.3 ± 3.1

単位：度、平均値 ± 標準偏差

2DMA: Two-dimensional motion analysis, 3DMA: Three-dimensional motion analysis

表2. 両システムの日間信頼性

		ICC (1, 1)	95% 信賴区間	
			下限	上限
2DMA	膝関節最大角度	0.61	0.15	0.85
	膝関節最小角度	0.42	-0.11	0.76
3DMA	膝関節最大角度	0.61	0.16	0.86
	膝関節最小角度	0.39	-0.14	0.75

ICC: Intraclass correlation coefficient, 2DMA: Two-dimensional motion analysis, 3DMA: Three-dimensional motion analysis

1) は、最大角度で0.61とSubstantial、最小角度で0.39とFairであった（表2）。

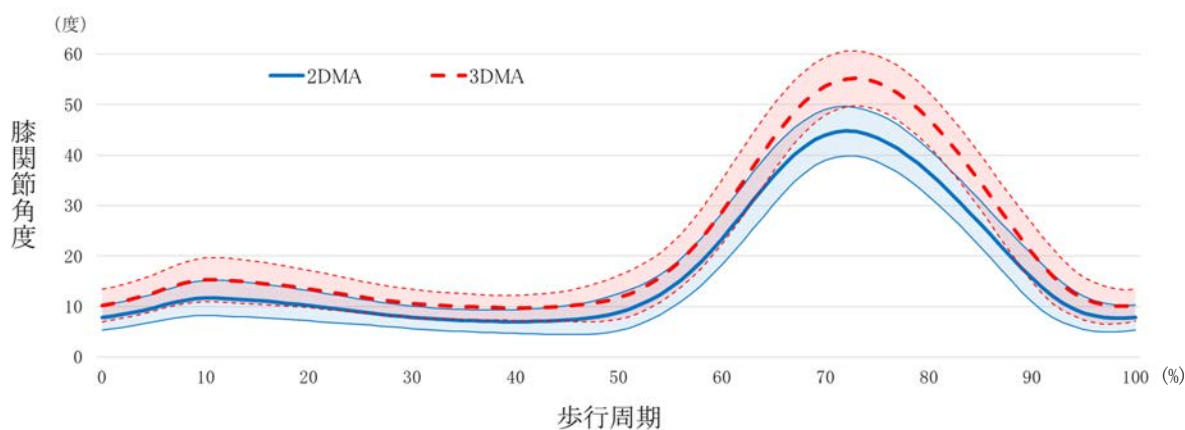
2DMAと3DMAの絶対一致度を表すICC（2, 1）は、最大角度で0.31、最小角度で0.71であった。また、相対一致度を表すICC（3, 1）は、最大角度で0.96、最小角度で0.94であった（表3）。2DMAと3DMAの歩行周期における膝関節角度変化の波形の類似性を表すCMCは0.96 ± 0.01であった（図2）。Bland-Altman分析から得られた2DMAと3DMAにおける系統誤差に関して、最大角度および最小角度ともに加算誤差（ $p < 0.01$ ）のみ認め、比例誤差は認めなかった（表4）。加算誤差は最大角度で-10.4度、最小角度で-2.2度であった。

2DMAにおける歪曲収差について、最大角度は画面左端が画面中央および画面右端に比べて有意に大きく、画面中央が画面右端に比べて有意に大きかった（ $p < 0.01$ ）。また、最小角度は画面左端および画面中央が画面右端に比べて有意に大きかった（ $p < 0.05$ ）（表5）。

表 3. Three-dimensional motion analysis (3DMA) に対する Two-dimensional motion analysis (2DMA) の基準関連妥当性

	ICC (2, 1)	95% 信頼区間		ICC (3, 1)	95% 信頼区間	
		下限	上限		下限	上限
膝関節最大角度	0.31	-0.01	0.74	0.96	0.87	0.99
膝関節最小角度	0.71	-0.06	0.93	0.94	0.83	0.98

ICC: Intraclass correlation coefficient



2DMA: Two-dimensional motion analysis, 3DMA: Three-dimensional motion analysis

図 2. 膝関節角度変化

表 4. Three-dimensional motion analysis (3DMA) に対する Two-dimensional motion analysis (2DMA) の系統誤差

	LOA		加算誤差	95% 信頼区間		比例誤差 傾き
	下限	上限		下限	上限	
膝関節最大角度	-11.9	-9.0	-10.4 **	-11.3	-9.6	-0.14
膝関節最小角度	-3.1	-1.3	-2.2 **	-2.7	-1.7	-0.18

Bland-Altman 分析, LOA: Limits of agreement (誤差の許容範囲), **: 加算誤差あり ($p < 0.01$)

表 5. Two-dimensional motion analysis (2DMA) における歪曲収差

	画面左端	画面中央	画面右端
膝関節最大角度	46.5 ± 4.8 **、††	45.1 ± 4.8††	42.9 ± 5.0
膝関節最小角度	6.1 ± 2.3†	5.7 ± 2.5†	5.0 ± 2.6

単位: 度, 平均値 ± 標準偏差, **: 画面中央と有意差あり ($p < 0.01$), ††: 画面右端と有意差あり ($p < 0.01$), †: 画面右端と有意差あり ($p < 0.05$)

考察

本研究は健常者を対象に, 2DMA と 3DMA を用いた矢状面上の歩行解析における膝関節最大および最小角度の信頼性と 2DMA の基準関連妥当性について検討した。動作解析装置の信頼性は, マーカーサイズやデジタイズの精度に影響を受け, 用

いる機器によって異なることが考えられる。一方, 本研究で用いたカメラとカメラの設置位置は同一であり, 2DMA と 3DMA をソフトウェア上で分けているのみである。さらに, トレッドミルの条件として 1 回目と 2 回目のベルト速度を統一したことや, 1 回目に計測した 3 日以内に 2 回目の

計測を実施しているため、対象者の歩容の変化などの影響も最小にした。したがって、本研究の結果は純粋に2DMAと3DMAの信頼性と妥当性の違いを反映したものとする。

歩行時の運動学的パラメータなどの解析に関する信頼性の先行研究は多くあり、いずれも高い信頼性を報告している^{11) 15) 16)}。Meldrumら¹⁷⁾は、歩行中の膝関節最大伸展角度、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、立脚期の膝関節最大屈曲角度の日間信頼性について3DMAを用いて計測し、ICCはそれぞれ0.64, 0.63, 0.60であったと報告している。また、Maynardら¹⁸⁾は健常者を対象に日間信頼性を調査し、歩行周期の初期接地、立脚中期、遊脚中期における膝関節角度のICCは-0.41から0.64であったと報告している。さらに、本研究で我々が用いた機器と同様のものを使用し、その精度を検討している先行研究^{19) 20)}では、実測値との誤差はおおよそ0.5から5.6度、歩行中の踵接地における膝関節角度のICC(1, 1)は0.62であったと報告されており、本研究の結果はこれらの先行研究とほぼ同様であった。計測値の信頼性に影響を及ぼす要因として、Schwartzら²¹⁾は内的要因と外的要因に分類している。内的要因とは対象者の異なる試行における歩行速度や歩容の変化といった要因であり、外的要因とはマーカー貼付の際の触診技術や貼付位置、カメラのキャリブレーション、データ処理などの方法論的な要因である。本研究では歩行速度を統一し、1回目と2回目の計測日の間隔を3日以内としているため、対象者に起因する内的要因は少ないと考える。外的要因について、本研究ではカメラの設置位置を施行毎に固定し、歩行動作の記録に関する条件は毎回統一した。また、日間信頼性は低かったものの、1回目と2回目で計測された膝関節角度の実測値の差は同システムを使用した計測精度と同等であったため、機器の性能による影響は少ないと考えた。Kadabaら⁷⁾は、再計測時のマーカーの貼付について、最大限配慮したにもかかわらず、繰り返し可能な方法でマーカーを貼付することが困難であったと述べており、本研究における再現性の低さはマーカーの再貼付による影響があったと考えられた。また、フォースプレートを使用しておらず、各歩行周期のタイミングを動画から目視で行ったため、対象者によっては膝関節最小角度となる初期接地のずれが影響した可能性が考えられた。

3DMAに対する2DMAの基準関連妥当性について、絶対一致度を表すICC(2, 1)は最大角度で0.31と低値であったが、最小角度では0.71と最

大角度に比べて高値であった。しかし、両者ともに95%信頼区間の下限が-0.01および-0.06と低かったため、2DMAの値を3DMAと同等の値と解釈することは困難であると考えた。一方で、相対一致度を表すICC(3, 1)は高値であった。3DMAに対する2DMAの妥当性について、Ishii²²⁾は健常者における歩行中の膝関節角度計測は2DMAと3DMAでほぼ同じ結果であったと報告しており、加えて、鈴木ら²³⁾も2DMAは3DMAと同様の動きのパターンを捉えることができると報告している。本研究の結果においてICC(3, 1)が高値であり、さらに波形の類似性を示すCMCも高値であったことから、本研究で用いた2DMAは歩行中の膝関節角度の推移について3DMAと同様の傾向を捉えることが可能であると考えた。3DMAに対する2DMAの系統誤差について、Krauseら²⁴⁾はスクワット時における下肢関節角度を2DMAと3DMAで比較しており、2DMAは3DMAに比べて関節角度を過大評価する傾向にあると報告している。この研究で用いられている機器は2DMAと3DMAでそれぞれ異なるため、角度の算出方法の違いによる影響が大きい。一方で同一機器を使用した本研究の結果では、歩行中の膝関節最大および最小角度において加算誤差を認め、2DMAで計測角度が小さくなることが明らかとなった。これは、2DMAでは下肢を平面に描写して角度を算出しているのに対して、3DMAではマーカーの座標を基に立体的な角度を算出しているため、2DMAにおいて計測角度が低値となったと考えた。まとめると、臨床において、同一患者であっても2DMAと3DMAの関節角度の値を比較することはできないが、加算誤差を考慮した上で歩行中の膝関節の動きのパターンを2DMAと3DMAで比較することは可能であることが考えられた。

2DMAにおける画面中央と両端での計測誤差について、最大角度および最小角度は画面に写る位置によって有意差を認めた。すなわち、2DMAにおいて歩行を矢状面から撮影する際には、画面中央に比べて両端では膝関節角度が異なる可能性がある。臨床場面で撮影することが多い平地歩行では、対象者が画面の一方からもう一方へ移動するため、画面両端において膝関節の角度計測をする上で注意が必要である。しかし、その誤差はわずかであり、見かけ上の影響は小さいと考えられるが、画面の歪曲収差は撮影に使用したレンズの特性や被写体までの距離などによって異なるため、実際に使用する機器の性能や特性を把握しておくことが必要となる。

今回の結果から、2DMAは3DMAと計測値が異なるが、健常者における歩行中の膝関節角度変化について同様の傾向を捉えられることが明らかとなった。したがって、2DMAは動作の問題を把握する上でのスクリーニングとして有用であると考えた。しかし、本研究の限界として、まず、今回の対象者は健常者であり、矢状面上の膝関節角度を計測したのみである。したがって、膝以外の関節の計測や、歩行時に回旋を伴う、あるいは立脚期の左右非対称性を示すような中枢神経疾患や運動器疾患などの有疾患者に対して、本研究結果と同様の2DMAの信頼性や妥当性を認めるかどうかは不明なままである。次に、妥当性の基準とした3DMAのデータが他のトレッドミル歩行の先行研究のデータ²⁵⁾と比べて膝関節の可動範囲が小さいため、3DMAのカメラの設置位置やマーカーの貼付位置についても検討の余地がある。

結論

2DMAと3DMAの日間信頼性については同程度であった。また、3DMAに対する2DMAの基準関連妥当性については、3DMAと2DMAの計測値は異なり、2DMAでは歩行中の膝関節角度が過小評価されるが、2DMAでも3DMAと同様の傾向を捉えられることが明らかとなった。カメラを用いた2DMAは、トレッドミル上での歩行のように画面の中央で対象者を捉え続けることができれば、臨床で有用な歩行分析の評価ツールになり得ることが示唆された。

【文 献】

- 林真範, 本郷雄太: Image-Jの関節角度測定値の信頼性検討ー回旋を伴う場合の誤差についてー. 理学療法科学. 2010; 25 (4): 529-532.
- 対馬栄輝: ビデオカメラ撮影による姿勢・動作分析への活用ー画像特性とその問題についてー. 理学療法学. 2009; 36 (4): 187-191.
- 中村隆一, 齋藤宏・他: 基礎運動学第6版補訂. 医歯薬出版, 東京, 2012, pp. 386-388.
- 今高康詞, 小柳磨毅・他: 三平面の二次元画像を用いた投球側上肢の定量的評価. 臨床バイオメカニクス. 2014; 35: 315-318.
- Kanai A, Kiyama S, et al.: Use of the sit-to-stand task to evaluate motor function of older adults using telemetry. BMC Geriatr. 2016; 16: 121.
- Landis JR, Koch GG: The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics. 1977; 33: 159-174.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, et al.: Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Res. 1989; 7 (6): 849-860.
- Steinwender G, Saraph V, et al.: Intrsubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. Clin Biomech. 2000; 15 (2): 134-139.
- Tsushima H, Morris ME, et al.: Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system. J Jpn Phys Ther Assoc. 2003; 6 (1): 9-17.
- Mackey AH, Walt SE, et al.: Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. Gait Posture. 2005; 22 (1): 1-9.
- Yavuzer G, Öken Ö, et al.: Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. Gait Posture. 2008; 27 (1): 31-35.
- McGinley JL, Baker R, et al.: The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. Gait Posture. 2009; 29 (3): 360-369.
- Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet. 1986; 1: 307-310.
- 越智亮, 福本将久・他: 特別制作した受動トルク計測器で得られた下腿三頭筋スティフネスの基準関連妥当性と再現性の検証. 理学療法科学. 2018; 33 (4): 591-596.
- Saner RJ, Washabaugh EP, et al.: Reliable sagittal plane kinematic gait assessments are feasible using low-cost webcam technology. Gait Posture. 2017; 56: 19-23.
- Monaghan K, Delahunt E, et al.: Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. Gait Posture. 2007; 25 (2): 303-315.
- Meldrum D, Shouldice C, et al.: Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. Gait Posture. 2014; 39 (1): 265-271.
- Maynard V, Bakheit AM, et al.: Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. Gait

- Posture. 2003; 17 (1) : 59-67.
- 19) 柳川和優：フィールドにおける3次元歩行動作解析システムの開発. 広島経済大学創立四十周年記念論文集. 2007: 1007-1018.
- 20) 池野祐太郎, 田中聡・他：4台のデジタルビデオカメラを用いた3次元動作解析装置における身体角度測定の信頼性. Rehabilitation Engineering. 2014; 29 (4) : 233-237.
- 21) Schwartz MH, Trost JP, et al.: Measurement and management of errors in quantitative gait data. Gait Posture. 2004; 20 (2) : 196-203.
- 22) Ishii H: Development of simple motion measurement and analysis system. J Phys Ther Sci. 2006; 18: 89-95.
- 23) 鈴木良和, 佐藤春彦・他：デジタルビデオカメラを用いた矢状面歩行解析におけるマーカー位置の計測誤差. 理学療法学. 2008; 35 (3) : 89-95.
- 24) Krause DA, Boyd MS, et al.: Reliability and accuracy of a goniometer mobile device application for video measurement of the functional movement screen deep squat test. Int J Sports Phys Ther. 2015; 10 (1) : 37-44.
- 25) Fukuchi CA, Fukuchi RK, et.al. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. PeerJ. 2018; 6: e4640.