

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 6 月 24 日現在

機関番号：50101

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2012～2013

課題番号：24760092

研究課題名(和文) 1方向正面動画による歩行異常の定量化

研究課題名(英文) Quantification of abnormal gait by one direction frontal video

研究代表者

川上 健作 (KAWAKAMI, Kensaku)

函館工業高等専門学校・生産システム工学科・准教授

研究者番号：70353216

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,500,000円、(間接経費) 750,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、1方向正面動画による動作解析方法を提案し、その方法の精度などを検討するとともに異常動作の検出や下肢アライメント評価を行った。その結果、本方法では正面動画で誤差は含むものの、定性的な歩行動作の検討は可能であると考えられた。また、本方法によりOA患者で重心の上下振幅の減少や膝関節スラストに伴うアライメント変化を捉えることができた。よって本方法により歩行動作の異常を検討することも可能と考えられた。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study is to examine the gait analysis method by one direction frontal video. We evaluated lower limb alignment and the abnormal gait of OA patients by gait analysis using one direction frontal video, with considering the accuracy of this method. The result suggested that the gait analysis by the one direction frontal video could evaluate the human gait. Results were shown that decrease of vertical sway at OA knee stance and the change of the knee joint alignment with OA knee thurt. The result suggested that this method could evaluate the abnormality of patient walking.

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学・機械材料・材料力学

キーワード：生体力学 動作解析 関節運動

## 1. 研究開始当初の背景

前十字靭帯損傷や変形性関節症などの下肢における疾患、傷害の臨床診断やリハビリテーションでは、医師や理学療法士による客観的な動作観察に基づく異常動作の把握や術前術後における動作の比較などが大きな役割を担っている。こういった動作を客観的かつ定量的に評価することは、診断、治療およびリハビリテーションにおいて極めて有効である。この様な人の運動評価には、光学式の皮膚マーカを用いた2次元または3次元動作解析が有効であり、現在、広く行われている。

我々も3次元動作解析システムを用いて靭帯損傷患者の術前術後動作の比較などを行ってきた。この様な動作解析をカメラ1台で行う場合は、そのほとんどが歩行動作などを矢状面すなわち横方向からとらえることがほとんどであり、また、3次元動作解析では複数のカメラを配置する関係上、いずれも大面積のスペースが必要になる。しかし、臨床現場では、この様な動作解析のためのスペースを確保するのは極めて困難である。また、動作解析には高価な動作解析システムを使用する機会が多く、その測定や解析にも時間がかかってしまうのが現状である。スペース的に余裕のない臨床現場においても実施でき、また、専用システムでない一般的なビデオカメラ1台で行うことができ、かつ、医師などの観察により把握できる異常動作が定量的に評価できる簡易動作解析方法があれば、極めて有用である。

そこで本研究では、正面にあるカメラに向かって歩行した場合の前額面動作に注目した。この方法ならば人の通れる直線的な通路があれば実施可能である。また、実際の動作の異常としては、体幹の傾きや動揺、下肢のぐらつきなどがほとんどであるため、それらは正面画像で定量的評価が可能であると考えられる。また、カメラ1台、正面画像に限定することにより、測定における準備や患者への負担を軽減できる。

## 2. 研究の目的

本研究では、1方向正面動画による簡易動作解析方法を確立し、異常動作の検出や正常動作と異常動作の比較を行うことを目的とし、以下の3点について検討を行った。

### ・1方向正面動画による動作解析方法の検討

1方向ビデオ撮影による正面画像を用いた動作解析が行われないのは、測定対象が画面上で奥から手前に移動するため、その倍率が増えるためである。予備実験により上前腸骨棘間距離を基準として倍率補正が可能であることが確認できている。そこで1方向正面動画撮影と3次元動作解析システムの測定を同時に行い、本補正方法の精度および1方向カメラの設置におけるカメラ位置および傾きによる結果への影響を検討する。

### ・正面動画動作解析による体幹動揺の検討

医師などが観察により異常歩行と判断できるのは、体幹の動揺が大きく影響していると考えられる。そこで1方向正面動画撮影を行い、倍率補正により得られた結果から前額面上での体幹の重心を算出し、その左右、上下の動揺を健常者および下肢疾患患者において比較、検討する。

### ・正面動画動作解析による下肢アライメントの検討

下肢アライメントは、通常、正面より見た大腿と下腿の角度を計測し、下肢に作用する荷重や下肢の変形を評価するものである。また、関節症などにおいて重要となる指標に下肢荷重線がある。そこで1方向正面動画撮影から大腿と下腿の傾きおよび下肢荷重線を算出し、健常者および下肢疾患患者の下肢アライメントを動的に評価する方法を検討する。

## 3. 研究の方法

1方向正面動画による動作解析方法では、被験者の両肩峰および両上前腸骨棘(以下、ASIS)の計4ヶ所にマーカを設置した。歩行解析では、カメラに向かって歩く定常歩行を対象とした。歩行路の幅は1.8m、長さは9mとし、スタートから4mの位置に測定の基準位置として一辺80cmの正方形を、ビニールテープを用いて描いた。基準位置から5m離れた位置にビデオカメラ(sony社製、HDR-CXシリーズ)を設置した。撮影した動画のフレームレートは60fpsとした。同時に3次元動作解析システム(ライブラリー社製、Move-Tr/3D)による測定を、サンプリング60Hzで行った。

測定開始時に図1に示す様に基準とした直線上に被験者が直立した状態でリファレンスの撮影を行った。この画像から奥行方向の基準となる直線Aの式と基準位置による既知の長さ80cmとした基準長さ $L_0$ と $L_1$ の比をそれぞれ算出し、直線A上での奥行方向位置 $x$ と長さの変化倍率を算出した。また、画

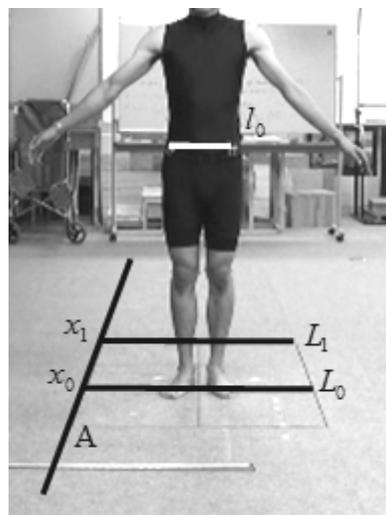


図1 1方向正面動画の基準位置

像における ASIS 間距離  $l_0$  も算出した。次にビデオカメラで撮影した 1 方向正面動画から動画解析ソフトウェア（ダートフィッシュ・ジャパン, dartfish 6.0）を用いて歩行におけるマーカー座標値を取得し、各フレームのマーカー座標値から ASIS 間距離  $l$  を算出した。その後、 $l_0$  と  $l$  の比より各フレームの倍率を算出し、倍率と奥行位置の関係から各フレームにおける奥行位置  $x$  を算出した。奥行位置  $x$  を基準とした肩峰と ASIS の座標を算出し、ASIS 間距離が基準 ASIS 間距離  $l_0$  と等しくなるように倍率の補正を行った。

補正したマーカー座標値から図 2 の様に肩峰と ASIS からなる四角形を体幹部として、体幹部の図心位置を算出した。また、両肩峰の midpoint および両 ASIS の midpoint を結ぶ線分の傾きを体幹の傾きとして算出した。これらの解析を異なる高さ 140cm および 90cm に設置したカメラで撮影したそれぞれの動画に行った。また、同時に撮影を行った 3 次元動作解析においても両肩峰および両 ASIS のマーカー座標値を取得し、前額面における体幹部の図心位置、体幹の傾きを算出した。得られた結果について 3 次元動作解析による結果を基準とした平均誤差を算出し、比較を行うことによりビデオカメラの高さが結果に及ぼす影響を検討した。平均誤差の検定には独立 2 標本の  $t$  検定で比較を行った。

また、健常者および膝疾患患者のそれぞれを撮影し、結果を比較することにより患者の異常歩行の定量化を検討した。



図 2 図心位置と体幹の傾き

また、下肢アライメント評価では、図 3 に示すように両脚の大転子、膝関節外顆、足関節外果にマーカーを設置し、1 方向正面動画によりそれぞれの座標を取得した。前述の補正方法により補正した座標値より大腿と下腿ベクトルを求め、内積の公式より垂直方向を  $0^\circ$  としたベクトルのなす角度を求め、内反であれば正の値、外反であれば負の値になるように算出した。内側変形性膝関節症（以下、膝 OA）患者の歩行周期における立脚初期に現れる膝関節の横ぶれ現象である膝関節スラストに着目し、補正した大転子、足関節外果を結んだ疑似下肢荷重線を求め、直線と膝関節外顆との垂直距離をスラスト量として算出した。得られた結果から本方法によるアライメント評価で膝関節のスラスト現象が評価できるかを検討した。

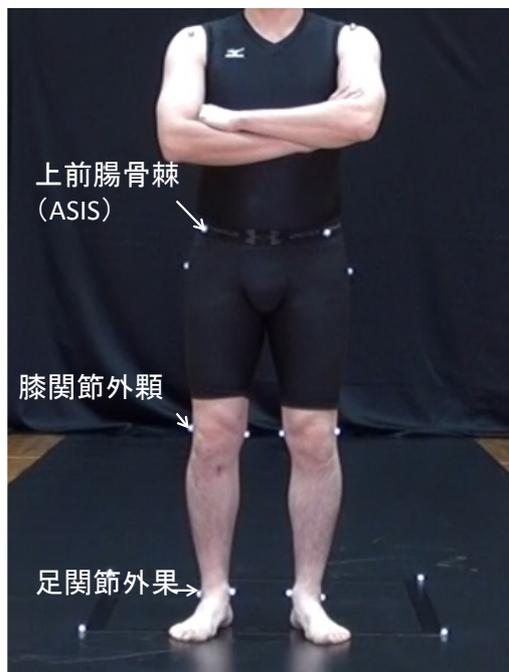


図 3 アライメント評価座標測定位置

被験者には測定内容、研究の意義および個人情報取り扱いを説明の上、同意書に署名していただくことにより、周知、了解を得た。患者の測定においては、医師より説明いただき、医師もしくは理学療法士の立ち会いの下で撮影を行った。なお、全ての実験および測定に際しては、函館工業高等専門学校「生命倫理審査委員会」にはかり、承認を得た上で実施した。

#### 4. 研究成果

##### 4. 1 カメラ高さが結果に及ぼす影響

本実験で得られた図心の左右および上下動揺変化の典型例をそれぞれ図 4 と図 5 に、体幹の傾き変化の典型例を図 6 に基準位置から 3 周期で示す。図 4 と図 5 の縦軸はそれぞれ左右、上下の図心の移動量を表し、横軸は時系列である。また、図 6 の縦軸は体幹の傾きを表している。それぞれのカメラ高さの 1

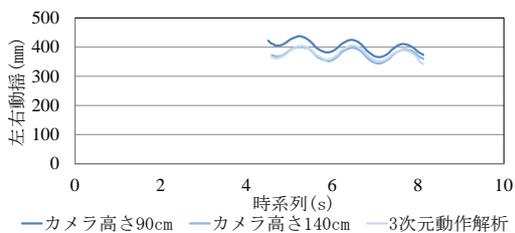


図4 図心の左右動揺変化の典型例

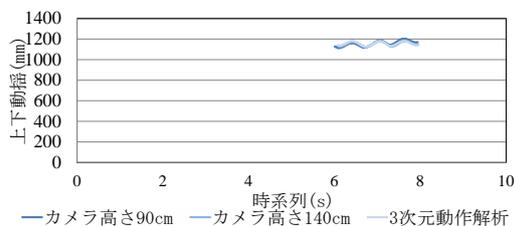


図5 図心の上下動揺変化の典型例

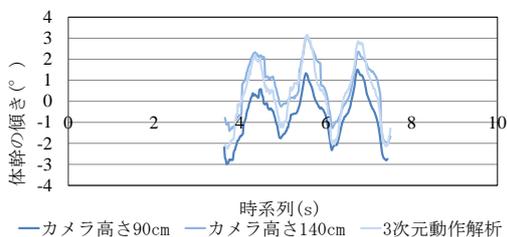


図6 体幹の傾き変化の典型例

表1 正面動画の結果における平均誤差 (mean±S.D.)

カメラ高さ	左右動揺	上下動揺	体幹の傾き
90cm	30.2±16.0mm	12.7±9.3mm	0.9±0.5°
140cm	21.4±21.0mm	8.2±6.3mm	0.6±0.4°

※ p<0.01

方向正面動画から得た図心動揺はいずれも左右、上下ともに3次元動作解析システムによる図心動揺の位相やピーク位置と定性的に一致していた。また、体幹の傾きの変化パターンもそれぞれの正面動画による結果と3次元動作解析システムによる結果はともに同じ傾向を示していた。図心動揺について、Whittle は左右動揺の周期は上下動揺に比べて約2倍になると報告している。本研究においてもビデオカメラから得られた図心動揺の周期は、左右動揺の周期が上下動揺の周期に比べて平均1.94倍であり、Whittle の報告と一致していた。

表1に正面動画と3次元動作解析システムによる図心動揺と体幹の傾きの平均誤差を示す。カメラ高さ90cmでの測定結果の平均誤差は、3次元動作解析と比較して左右動揺で30.2±16.0mm、上下動揺で12.7±9.3mm、体幹の傾きでは0.9±0.5°であった。カメラ高さ140cmでは、3次元動作解析と比較して左右動揺で21.4±21.0mm、上下動揺で8.2±6.3mm、体幹の傾きでは0.6±0.4°であっ

た。これによりカメラ高さ140cmの結果の方が、90cmの結果よりもすべてにおいて誤差が優位に少なかった。すなわち、1方向正面動画による歩行解析においては、ビデオカメラの高さは誤差要因となることが明らかであり、測定対象部位に近い方が誤差は少なくなると考えられた。

異常歩行では、これらのパラメータ変化で周期性やピーク値に変化が出ると考えられ、本実験での変化パターンは3次元動作解析と定性的に一致していたことより、正面動画では誤差は含むものの、定性的な異常歩行の検出は3次元動作解析と同様に行えると考えられた。

図5の図心の上下動揺において3次元動作解析でも図心動揺が水平でないことから、リファレンスの取り方により3次元動作解析システムでも運動方向と測定方向が一致しない場合が考えられる。また、前述したようにカメラ高さにより誤差が生じることから、これらの誤差をある程度軽減するために相対量として比較する補正方法を検討した。そこで測定データから最小自乗法により近似直線を算出し、その近似直線が0の直線になるように補正を行うことにより、それぞれの図心動揺および傾きが0を基準としての相対値になるように再計算を行った。その結果、相対量変化では、各カメラ高さの結果と3次元動作解析の結果で、図心動揺の平均誤差は最大で5.2±3.5mm、傾きでは最大0.4±0.3°と補正前に比べて大幅に小さくなり、カメラ高さによる差も小さくなっていった。よって、この補正方法を行うことにより、ある程度カメラ高さによる誤差を軽減できると考えられた。

#### 4.2 正面動画動作解析による患者の体幹動揺の検討

本研究で得られた上体図心の上下動揺の測定結果を表2に示す。表2で示した結果は歩き始めを除外した定常状態の3周期より算出した。上体図心の上下振幅とは右立脚期および左立脚期の振幅の平均値である。

上体図心の上下動揺について、表2より膝疾患患者はOA膝、TKA膝に関わらず健常者より上下振幅が小さく表れた。膝疾患患者は下肢疾患により患側をかばいながら歩行しているため、上下振幅が小さくなると考えられる。しかし、上下振幅の大きさは症状によらず患者によって不規則であった。片脚OA膝の場合はOA側で振幅が反対の脚よりも小さかった。これがいわゆる歩行異常であり、OA側をかばいながら歩行しているため、左右の脚における立脚で上体図心の上下振幅に差が生じたと考えられる。両側OA膝の場合は、右立脚および左立脚で振幅に差が示されなかった。すなわち両側OA膝の場合、両方をかばおうとするため差が出なかったものと考えられる。このような場合には、上体の上下振幅では異常が検出できないためさ

らに検討する必要がある。TKA 膝では上下振幅が OA 膝よりも大きかったが、健常者ほどには回復していなかった。

上体図心の左右動揺および体幹の傾きについて、表 3 より膝疾患患者は健常者よりも振幅が大きい傾向を示していた。これは膝疾患患者の下肢不安定による左右動揺によって生じると考えられる。しかし、患者によって結果は大きくばらついており、状態によって一定の傾向を把握することはできなかった。また、結果から膝疾患患者の体幹は歩行開始から傾いている可能性があり、本実験では直立位の画像を得られなかったため、体幹の傾きについてはさらに検討する必要がある。

表 2 上体図心の上下動揺 (mm)

被験者番号	状態	右立脚の振幅	左立脚の振幅	上下振幅
1	右 TKA 左 健常	21.4	21.0	21.2
2	右 OA 左 TKA	28.7	32.0	30.3
3	両 OA	25.4	28.1	26.7
4	両 OA	8.0	11.1	9.5
5	右 OA 左 健常	28.0	45.5	36.7
健常者	なし	46.9	55.3	51.1

表 3 上体図心の左右動揺および体幹の傾き

被験者番号	状態	左右振幅	体幹の傾き
1	右 TKA 左 健常	36.7 mm	6.8°
2	右 OA 左 TKA	24.5 mm	4.1°
3	両 OA	71.0 mm	13.0°
4	両 OA	34.4 mm	5.1°
5	右 TKA 左 健常	37.4 mm	4.3°
健常者	なし	32.8 mm	3.7°

#### 4. 3 1 方向正面動画を用いたアライメント評価による膝関節スラストの検討

対象は実際に病院で歩行解析を行った膝 OA 患者 4 名 8 膝であり、その内 OA6 膝、TKA1 膝、健常 1 膝であった。撮影された動画より OA6 膝中 4 膝にスラスト現象が確認され、他 2 膝および健常膝、TKA 膝にはス

ラスト現象が確認されなかった。

図 7 にスラスト現象が確認された OA 膝のアライメント角度変化の典型例を示す。また、図 8 には TKA 膝のアライメント角度変化を示す。グラフの縦軸はアライメント角度であり、正の値は膝の内反、負の値は外反を表している。また、グラフ中の縦線は歩行周期中の踵接地を示している。OA 膝では全ての被験者で膝は内反しており、TKA および健常膝はアライメント角度 0° すなわち中立位付近で変化していた。また、スラスト現象が確認された OA 膝では、踵接地直後の荷重応答期に内反角度の急な増加が見られたが、スラスト現象が確認されなかった OA 膝や TKA、健常膝ではこの変化は見られなかった。さらに、スラスト現象が見られた被験者の中でも、荷重応答期の内反角度の増加が一時的な増加であるものと増加したまま歩行している 2 つのパターンが見られた。これは OA の進行度合いによるものであり、内反角度が増加したままの被験者はより膝内反変形が進んでいたと考えられる。

図 9 にスラスト現象が確認された OA 膝のスラスト量解析の結果を、図 10 に TKA 膝のスラスト量解析の結果を示す。グラフの縦軸は膝関節外顆と疑似下肢荷重線の距離であり、正の値では膝関節外顆が外側に、負の値では内側に位置している。OA 膝では膝関節外顆が常に下肢荷重線よりも外側に位置しており、O 脚変形が起こっていることが明かであった。また、スラスト量解析においても、アライメント角度同様、スラスト現象が見られた OA 膝については、踵接地直後の荷重応答期に急な膝関節外顆の外側変位が見られ、そのパターンもアライメント角度の変化と同じであった。

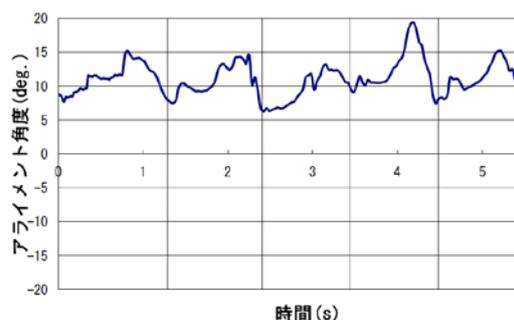


図 7 OA 膝のアライメント角度

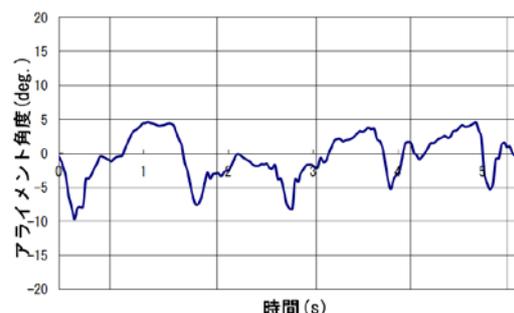


図 8 TKA 膝のアライメント角度

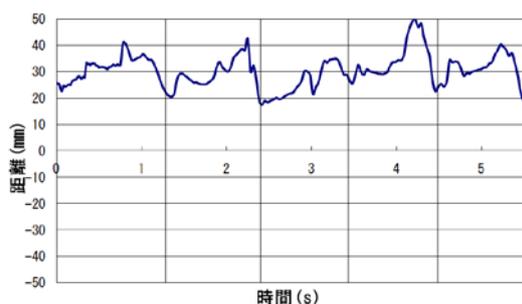


図9 OA膝のスラスト量

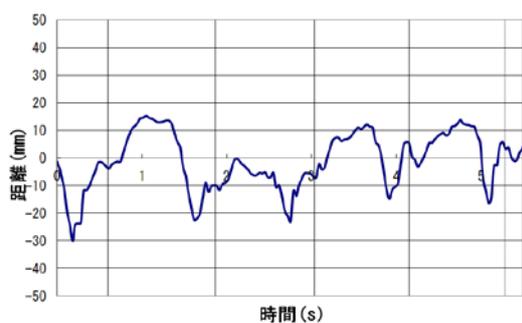


図10 TKA膝のスラスト量

これらの荷重応答期の膝内反角度増加と膝関節外顆の外側変位がスラスト現象に伴う変化であり、これらの変化が本方法で確認できたため、1方向正面動画で膝関節スラストの評価は可能であると考えられる。また、スラスト現象が見られなかったOA膝は常にO脚の状態で行歩している被験者であり、膝スラスト現象はOA膝の進行とともに発生するが、症状が進行し膝変形がひどくなると逆に見られなくなると考えられる。

## 5. 主な発表論文等

〔学会発表〕(計 1件)

川上 健作, 小林 公一, 坂本 信

1方向正面動画による歩行解析, 日本機械学会第23回バイオフィロントニア講演会 No12-47, pp.67-68, 2012年10月, 青森.

## 6. 研究組織

### (1)研究代表者

川上 健作 (KAWAKAMI Kensaku)

函館工業高等専門学校生産システム工学  
科准教授

研究者番号 : 70353216

### (2)連携協力者

坂本 信 (SAKAMOTO Makoto)

新潟大学医学部 保健学科教授

大越 康充 (OKOSHI Yasumitsu)

函館整形外科クリニック

井野 拓実 (INO Takumi)

函館整形外科クリニック