

平成 30 年 6 月 9 日現在

機関番号：11601

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K01411

研究課題名(和文) リハビリテーション評価のための無拘束自動化動作計測システムの開発

研究課題名(英文) Development of an unconstrained automatic motion capture system for rehabilitation evaluation

研究代表者

増田 正 (MASUDA, Tadashi)

福島大学・共生システム理工学類・教授

研究者番号：00358003

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,600,000円

研究成果の概要(和文)：反射マーカの装着を必要としない人体動作計測装置Kinectをリハビリテーション分野に応用するための研究を行った。Kinectを4台歩行路に沿って配置し、個々のKinectの出力する人体の骨格情報を統合して10m歩行中の動作を計測できるシステムを開発し、歩幅や歩行速度を算出できるようにした。また、骨格情報の基になっているKinectの深度画像を直接解析してトレッドミル歩行を計測し、骨格情報と比較して精度検証をした。さらに、深度画像を利用してTimed Up & Go Test中の頭部位置を計測するシステムを開発し、反射マーカ式3次元動作計測装置との比較検証をした。

研究成果の概要(英文)：A research was conducted to apply the markerless motion capture device Kinect to the field of rehabilitation evaluation. Four Kinect devices were placed along the walkway. The skeleton positions detected by these Kinect devices were integrated and the human motion during 10 m walking was obtained. From the motion data, the step length and the walking speed were calculated. The depth images obtained with the Kinect infrared camera were processed to analyze the walking motion on a treadmill. The results were compared with those produced with the Kinect skeleton. Furthermore, a system for measuring the head motion during the Timed Up & Go Test was developed. The accuracy of the measured head positions was evaluated by comparing them with those obtained with a conventional 3 dimensional motion capture system.

研究分野：福祉工学

キーワード：リハビリテーション 歩行 動作 評価 モーションキャプチャ 歩幅 距離画像 計測

1. 研究開始当初の背景

(1) 超高齢社会である日本において、高齢化に伴う様々な機能障害に対するリハビリテーション治療によって、身体の機能・動作面を維持・向上することがますます必要となっている。リハビリテーション治療には評価が重要である。リハビリテーション分野においても評価のための様々な計測装置が普及し、定量的評価が定着しつつある。しかしながら、動作の評価に関しては臨床場面で使用可能な機器が乏しいため、現在でも視察による主観的評価の比重が高く、評価結果は診断する者の技量や経験に依存する。主観評価に伴う評価結果のばらつきなどを考えると、動作の側面にも定量的評価が必要である。

(2) 評価の対象となる動作の中でも、日常生活や行動範囲に影響をもたらす歩行を定量的に評価することが特に重要である。たとえば、10m 歩行に要する時間は代表的な評価項目となっている。虚弱高齢者や有患者は、遅い歩行速度、狭い歩幅、左右非対称な動作など、正常とは異なった歩容を呈する。したがって、歩行速度が低下した場合に、その原因を定量的に解析するためにも歩行動作自体の計測が必要になる。さらに、歩行を含む複合動作の評価として、Timed Up & Go Test がある。これは、椅子に座った状態から立ち上がり、3m 先に設置された目標を回って元の椅子に座るまでの時間を評価する試験である。Timed Up & Go Test においても、課題遂行に要する時間が延長した場合に、その原因を探るために、時間だけではなく動作計測を行うことが望まれる。

(3) 動作計測のために、被験者に反射マーカや加速度計などを装着するシステムがある。研究室環境では、3次元動作計測装置に加えて、床反力計やフットスイッチなどを併用することにより、精密で高精度、かつ総合的な動作解析が可能である。しかしながら、これらの装置は、一般的に高価であり、設置に手間を要する上に、操作には熟練を要し、計測を開始するまでの準備にも時間がかかるという問題点がある。その結果、このような装置は、研究目的や特定の臨床機関での利用に限定されてきた。ビデオカメラによる動作の撮影記録は簡便ではあるが、一般的に定量性が低い欠点がある。そのため、低コストかつ簡便な定量的動作計測装置の開発が期待されていた。

(4) このような状況下で、米国マイクロソフト社がビデオゲーム機用の動作計測装置 Kinect (キネクト) を開発し、リハビリテーション分野における利用を含め、世界的に注目されるに至った。従来の動作計測装置では、装置の位置校正 (キャリブレーション) から始まり、被験者に反射マーカを取り付けたり、被験者に計測前に一定のポーズを取らせた

りといった手順が必要であった。これに対して Kinect では、赤外線ランダムドットを被験体に投影し、その画像を赤外線カメラによって撮影することにより (Kinect v1) あるいは、投光した赤外線が被験体に反射してカメラに戻ってくるまでの時間を計測することにより (Kinect v2) 3次元の奥行き情報を取得し、これを基に被験者の姿勢を推定できる。

(5) Kinect の主な機能は、カラー (RGB) カメラ、深度 (Depth) カメラ、マルチアレイマイクロフォンであり、その中の深度カメラを用いて人体の骨格情報を抽出し、関節点の位置座標を算出することができる。その結果、反射マーカの装着など被験者が一切の準備をすること無く、また、特定のポーズ等をとることも無く、Kinect を被験者の正面に設置するだけで、3次元動作計測の環境が整えられる。ただし、骨格計測には、Kinect を計測対象の正面に設置する必要があるという制限がある。計測精度や計測可能な姿勢範囲に関しては従来の装置には劣るものの、Kinect は一体型の構成で可搬性にも優れるため、適切な使い方をすればリハビリテーション評価に利用可能な精度のデータを、ほとんど手間をかけずに自動的に取得でき、臨床現場でも有効に利用できるものと期待される。

2. 研究の目的

(1) Kinect の臨床応用を目指して、装置の有効性や精度に関する研究がすでに数多く行われている (Springer らを参照)。これまでの Kinect に関する研究では、ゲーム要素を利用して仮想的な風船割りを行わせる等、運動療法を行う動機付けに活用する提案が多い。しかしながら、このような活用方法は、Kinect 以前からも行われていて、一般的な運動量の増大には貢献するものの、理学療法としての効果検証はこれからの課題と考えられる。これに対して、今回の研究では、動作計測とその精度向上に主眼を置き、Kinect 並びにその技術の適切な利用法を開発することを目的とした。

(2) Kinect の動作計測装置としての精度と信頼性を、既存の動作計測装置との同時計測を行うことにより検証するとともに、精度と信頼性を高めるために複数台の Kinect を同時利用するためのソフトウェアの開発を行う。

(3) さらに、Kinect の応用分野を広げるために、Kinect の深度カメラ機能を利用して、Timed Up & Go Test の自動計測も試みる。

3. 研究の方法

(1) Kinect の骨格情報を活用した歩行計測システムを作成した。歩行路に沿って 4 台の Kinect (v2) を設置し 10m 歩行の計測を行った (図 1)。そして、得られた骨格情報の解析

結果を計算機画面上に表示できるようにした。Kinect v2 の場合、1 台毎に専用のパソコンが必要となるため、Kinect を接続した各々のパソコンでサーバプログラムを実行し、取得した骨格情報をクライアントプログラムにネットワーク経由で送信した。クライアントプログラムは骨格情報を受信すると、並列で起動している解析プログラムに共有メモリを経由して処理を依頼する構成とした。クライアントは処理結果を受け取った後、歩行速度、足の接地点、立脚時間、足関節位置の時系列グラフを表示した。

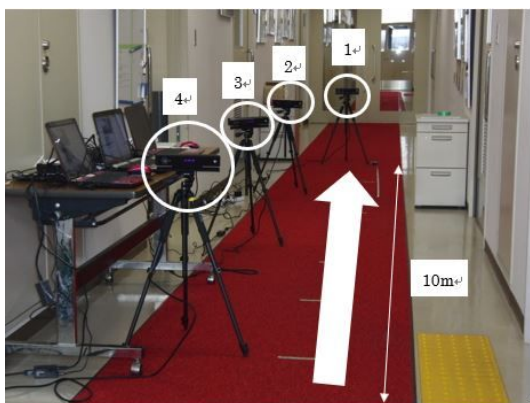


図1 歩行解析システムの計測環境

(2) Kinect で計測したデータの精度を検証するために、1m 毎の位置、歩幅、歩行速度の3項目を検証した。まず人体マネキンを1m 毎に立たせ、腰の位置を測定した。歩幅を比較するためには、被験者の靴のかかとに絵の具を塗り、床に残った足跡の位置をメジャーで測定した。歩行速度は10m を歩く時間をストップウォッチで記録した。被験者は健康な成人男子3名とした。

(3) Kinect は簡便ではあるが、Kinect の出力する骨格情報には誤差が認められる。誤差を低減する1つの方法は、Kinect の骨格追跡機能を用いずに、Kinect の出力する深度画像を直接解析することである。Kinect の骨格追跡もこの深度画像を基にしており、これにMicrosoft 社が開発した独自解析アルゴリズムを適用して毎秒30 フレームの骨格情報出力を可能としている。しかしながら、実時間性を追求するために精度が犠牲になっている可能性も考えられる。深度画像の場合には、Kinect を被験者の正面に配置するという制限がなくなり、また、複数台の Kinect を連動することにより、人体の3次元表面形状を取得することができる。その結果、より正確で信頼性の高い動作計測が可能になることが期待される。

(4) そこで、Kinect (v1) を4台同時に用いて深度画像を取得した後、そこから歩行パラメータの1つである歩幅を推定し、骨格追跡の結果と比較した。比較においては、反射マ

ーカを用いた3次元動作計測装置による結果を基準値として用いた。これにより、反射マーカ式動作計測装置よりは簡便で、かつ、Kinect の骨格情報機能よりは精度の高い計測のできるシステムが構成できるかどうかを調べた。

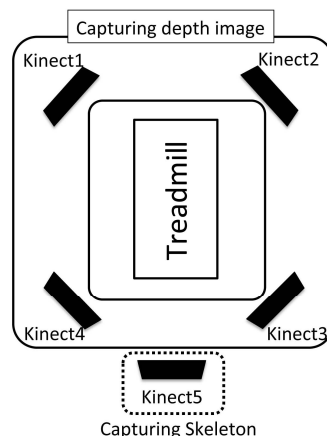


図2 Kinect とトレッドミル配置の模式図

(5) 被験者は、健康な成人男子10名であった。被験者は、トレッドミル上において10s間歩行した。歩行速度による効果を見るために、2通りの速度(2.5、3.5km/h)で、それぞれ3回ずつ計測した。歩行速度は、被験者の歩行の容易さを考慮し、3.5km/hを設定し、比較のため、それより遅い2.5km/hでも行った。トレッドミルは床面上に水平に設置した。

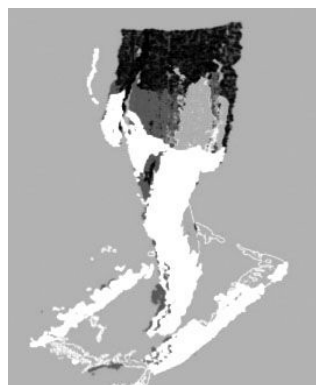


図3 Kinect によって取得した深度データの点群表示

(6) 疲労の影響を軽減するため、試行の間に2分間以上の休憩時間を設けた。また、計測前にトレッドミル歩行に慣れるための練習を行った。トレッドミル上の歩行は、静止立位から開始し、約10sで徐々に目標速度まで上昇させた。目標速度に到達した後、約5sで定常歩行に到達したことを確認してから計測を行った。終了時は、被験者が転倒しないように、徐々に速度を下げ、約5s後に静止した。

(7) Kinect とトレッドミルの配置を図2に示す。Kinect1~4は、深度画像を得るためにト

レッドミルを囲むように被験者から約 1m の距離に配置した。得られた深度画像は 1 つの 3 次元点群に統合した(図 3)、5 台目の Kinect を被験者の正面、距離約 2m の位置に設置し、骨格情報を得るために用いた。Kinect の出力する関節点は 20 個あるが、この内の左右の足関節の座標だけを以降の歩幅計算処理に用いた。

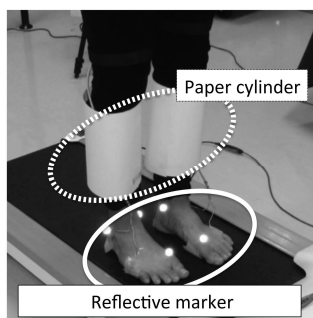


図 4 計測時の被験者の準備

(8) 深度画像を毎秒 30 フレームの速度で取得するために、それぞれの Kinect 毎に、1 台のパソコンを接続した。画像取得のタイミングを合わせるために、全体を制御するパソコンをさらに別途設置し、このパソコンから計測開始の信号を UDP (User Datagram Protocol) 通信で送った。このようにして同期を行っても、各 Kinect は独自のタイミングで画像を出力するので、最大 1 フレームの時間差が生じる。この時間差を補正するために、深度画像の 2 フレーム分を使って補間を行った。

(9) Kinect 間の位置合わせは、直径 30cm の発泡スチロール製球体を同時撮影することにより行った。球体の位置を変化させて深度画像を記録し、画素毎に深度情報を 3 次元の点群情報に変換した後、点群から球体の中心座標を計算した。

(10) 歩行動作を、Kinect と同時に反射マーカ式 3 次元動作計測装置 (OptiTrack, NaturalPoint, Inc., USA) を用いて計測した。足関節座標を取得するために、足部には一足あたり 4 箇所の反射マーカを貼付した。反射マーカのうち、1 つは足関節外果に、その他のマーカは左右で配置が非対称になるように取り付けた。OptiTrack 付属のソフトウェアにより、剛体モデルを適用して左右足部の動きを検出し、そこから外果に取り付けたマーカの 3 次元座標を取得した。サンプリング速度は 100Hz であった。

(11) Kinect によって取得した人体表面形状を示す点群データから足関節の座標を推定するために、下腿の長軸と、床面から足関節に相当する距離だけ上にある水平面との交点を求めた。床面に対する足関節位置は静止立位時において求めた。下腿の長軸の推定を

容易にするために、被験者の下腿に紙を円筒状になるように巻き付けた(図 4)。点群データのうち、膝から下の部分をまず切り出し、それに対して RANSAC 法で円筒モデルの当てはめを行った。足関節座標の 3 次元座標を得た後、OptiTrack 装置を用いて取得したデータと比較するために、スプライン補間によって 100Hz の信号に変換した。

(12) 3 次元動作計測装置 (OPT)、深度画像 (DEP)、Kinect の骨格情報機能 (SKL) の 3 つの手法で得た足関節座標の時間変化の例を図 5 に示す。

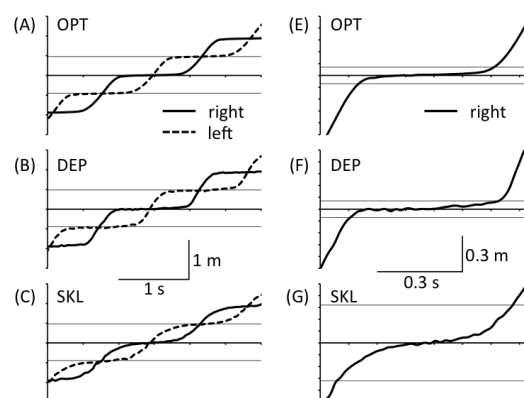


図 5 足関節座標の進行方向座標の時間変化

このような時間波形から、歩幅を歩行の空間的パラメータの代表値として計算した。比較においては、OptiTrack による歩幅を基準とした。歩幅を計算するために、まず、進行方向での足関節座標値のヒストグラムを作り、そこから滞留点を求めた(図 5 (A)~(C))。ヒストグラムは 10cm 刻みで作成した。ヒストグラム中のピークを抽出し、その前後を合わせた 30cm の区間に存在する座標値を抽出し、それらの平均値を滞留点の座標とした。

(13) 歩幅の一步毎の基準値との差を計算した。差の平均値をバイアスの指標、二乗和平均平方根誤差 (RMSE: Root Mean Square Error) をばらつきの指標とした。バイアスは、真値から平均的にどの程度乖離しているかを示す指標である。一方、RMSE は、個々のデータが真値からプラス側とマイナス側を含めて、どの程度乖離しているかを示す指標である。バイアスが小さく、平均的には真値に近かったとしても、毎回のデータがプラス側とマイナス側にばらついていて、真値からずれているという可能性があるため、この両者の指標を計算した。被験者毎に歩幅の平均値、バイアス、RMSE を 3 回の試行および左右について平均した。そして、計測手法間に差があるかどうかを調べるために、繰返しのある 1 元配置分散分析で統計学的解析を行った。

(14) Kinect の深度画像を利用した歩行計測

システムについて、下腿に円筒形の紙を巻いて長軸方向を検出していたが、この点を改善するために、下腿の2箇所にカラーバンドを巻く方法を試みた。幅約2cmの伸縮性のバンドを2色（緑色とオレンジ色）用意し、一方を下腿の膝に近い部位、他方を足首に近い部分に巻き付けた（図6）。これを識別するために深度画像に加えて、Kinectのカラー画像も同時に取得した。4台のKinectで同時撮影した深度画像とカラー画像を統合し、色付けされた人体表面点群を得た。この点群の中から、色情報を基にカラーバンドの位置を推定し、そこから下腿の長軸を推定した。そして、この長軸と床面の交点から足首位置を推定した。健康な成人被験者3名にトレッドミル歩行を行わせ、足首位置から歩幅と立脚時間を計算し、Kinectの骨格情報および3次元動作計測装置の結果と比較した。

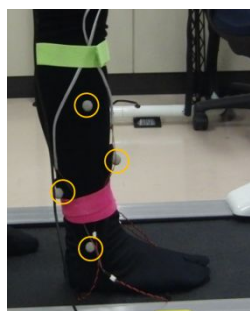


図6 カラーバンドとマーカの装着

(15) Kinectで骨格情報を得るためには被験者の正面に設置する必要があるが、Timed Up & Goテストの場合には、移動方向が180度変化するので、動作中の骨格情報全体を取得することはできない。そこで、頭部位置の追跡に目的を絞り、骨格情報は用いずに、Kinectの深度画像を利用する方法を試みた。深度画像の撮影範囲は4m程度をカバーできる。Kinectを被験者の側方、高さ約3mの位置に設置し、動作中の被験者を撮影した（図7）。深度画像から、人体頭部を抽出し、これに球体モデルを当てはめ、球の中心位置を頭部位置とした。頭部位置の計測精度を評価するために、反射マーカ式3次元動作計測装置との同時計測を行った。

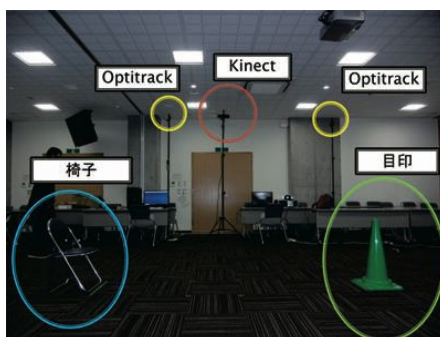


図7 Timed Up & Go Testの計測

4. 研究成果

(1) 4台のKinectを連動させた歩行計測システムにおいて、クライアントプログラムで解析結果を表示している様子を図8に示す。計測した歩行の様子を正面と真横から表示し、左右の足関節位置の時系列グラフ、歩行速度、足の接地点、平均立脚時間も同時に表示した。

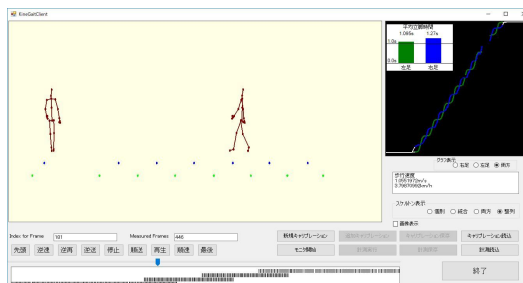


図8 歩行解析システムの表示画面

(2) Kinectの骨格情報に基づいた歩行計測の精度検証結果では、人体マネキンを用いた1m毎の測定においては平均二乗平方根誤差が3.9cmであった。歩幅の誤差は3.4cmであった。Kinectの骨格情報は深度画像を基にしているため、足部と床面が融合した着地時には計測精度が低下するものと考えられた。位置に関する誤差については、Kinectにおける深度計測では5cm程度の誤差があるとされているため、計算方法の改善等システム面での精度の向上は難しいと考えられた。歩行速度は、10m歩行に要する時間をストップウォッチで計測して比較したところ、誤差は3.6cm/sであった。これは平均的な歩行速度1.41m/sに対して約2.5%に相当した。この速度で10m歩行したときの所要時間は7.09sとなる。歩行速度に上記の誤差が含まれていると、所要時間における誤差は±0.17sとなる。しかし、基準とした実測データをストップウォッチを用いて計測を行ったため、基準データ自体に誤差が含まれている可能性があり、上記の誤差がすべてKinectに起因するわけではなかった。

(3) 深度画像に基づいた方法における歩幅の平均値は、2通りの歩行速度のいずれにおいても、3つの手法間で有意な差を示さなかった。OptiTrackの結果を基準にした歩幅のバイアスも深度画像法と骨格情報法の間には有意差は見られなかった。絶対値で見ても、バイアスは平均的には2mm未満と小さかった。このことは、1歩毎にはOptiTrackによる基準値と異なっていたとしても、10s間の記録全体にわたって平均すると、手法によらず誤差は2mm未満と非常に小さくなることを意味している。

(4) これに対して、RMSEは、深度画像法の方が骨格情報法よりも有意に小さかった（ $p < 0.05$ ）。2.5km/hの歩行速度の時に、骨格情報法による2.4cmに対して深度画像法では

1.6cm と有意に小さな値を示した。また、3.5km/h の時にも、骨格情報法の 2.1cm に対して深度画像法は 1.6cm と有意に小さかった。すなわち、1 歩毎に正確な歩幅を知るためには、骨格情報法よりも深度画像法の方が優れており、また、このことは少なくとも特定の歩行速度でのみ成り立つものではないことを確認した。ただし、これらの有意差は、あくまで統計的に意味のある差が得られたというだけであって、歩行解析などにおいて、診断的に意味のある違いが得られるかどうかは、さらに次の段階の問題となる。

(5) Kinect4 台を用いて取得した深度画像に基づく方法は、骨格情報法に比べて、歩幅の推定においてより小さなばらつきを示し、優れていることを示すことができた。これにより、反射マーカ式 3 次元動作計測装置よりは簡便で、かつ、Kinect の骨格情報機能よりは精度の高い計測システムが構成できる可能性がでてきた。しかしながら、この深度画像法を臨床場面で利用するためには、形状抽出方法や必要な Kinect の台数について、さらなる検討が必要であった。

(6) カラーバンドを用いた方法では、骨格情報法に比べて推定精度は向上しなかった。この原因としては、Kinect カメラから見て、左右の足の影になることにより円環の一部が欠損し、中心座標推定にばらつきが生じたためと考えられた。

(7) Timed Up & Go テストにおいて被験者の頭部位置を計測した結果、反射マーカ式 3 次元動作計測装置と比較して、進行方向における誤差は平均で 19mm であった (図 9)。これは進行方向の距離約 3m に比較すると、0.6% に相当した。この誤差が大きい小さいかは一概には言えないが、リハビリテーションでの利用目的によっては、許容可能な誤差であると考えられた。

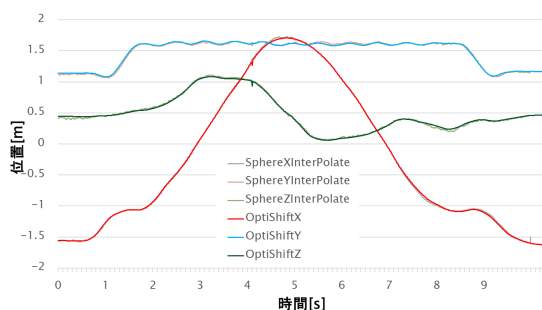


図 9 頭部位置の 3 次元座標変化

< 引用文献 >

Springer S, Seligmann GY: Validity of the Kinect for gait assessment: a focused review, Sensors, 16(194): 1-13, 2016.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 1 件)

安川 洵、増田 正、多視点距離画像撮影に基づいた歩行パラメータ推定の精度評価、バイオメカニズム学会誌、査読有、42 巻、2018、印刷中

〔学会発表〕(計 3 件)

斎藤 捺樹、増田 正、キネクトによる歩行解析システムの開発、第 18 回日本電気生理運動学会大会(北海道、札幌市)、2017

安川 洵、増田 正、コンシューマデブスセンサを用いた多視点距離画像撮影による歩行パラメータ推定精度の評価、第 36 回バイオメカニズム学術講演会(長野県、上田市)、2015

安川 洵、増田 正、Kinect を用いた歩行計測システム開発のための精度評価、日本理学療法学会大会(東京都、千代田区)、2015

〔産業財産権〕

出願状況(計 1 件)

名称: 複数台の 3 次元身体動作計測装置を連動させて人体運動を計測する方法及びその計測システム

発明者: 増田正

権利者: 福島大学

種類: 特許

番号: 特許願 2017-186558 号

出願年月日: 平成 29 年 9 月 27 日

国内外の別: 国内

6. 研究組織

(1) 研究代表者

増田 正 (MASUDA, Tadashi)

福島大学・共生システム理工学類・教授

研究者番号: 00358003

(2) 研究分担者

森田 定雄 (MORITA, Sadao)

東京医科歯科大学・医学部附属病院・准教授

研究者番号: 20202426

(削除: 平成 28 年 3 月 17 日)

神野 哲也 (JINNO, Tetsuya)

東京医科歯科大学・大学院医歯学総合研究科・准教授

研究者番号: 90343152

(追加: 平成 28 年 3 月 17 日)

相澤 純也 (AIZAWA, Junya)

東京医科歯科大学・医学部附属病院・アスレティックリハビリテーション部門長

研究者番号: 60376811