

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 6 月 1 日現在

機関番号：12612

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2009 ～ 2011

課題番号：21500584

研究課題名（和文） 高齢者の歩行能力改善のためのバイオフィードバックシステムの開発と応用

研究課題名（英文） Development and the application of a biofeedback system to improve elderly's gait ability

研究代表者

岡田 英孝 (OKADA HIDETAKA)

電気通信大学・大学院情報理工学研究所・准教授

研究者番号：20303018

研究成果の概要（和文）：本研究では日常的環境下でリアルタイムに下肢動作の計測とフィードバックが可能な歩行訓練システムを開発することを目的とした。システムを開発する上で、下肢動作の測定精度と装着による動作阻害の影響、下肢キネマティクスからの接地および離地時点の検出方法の検討、システムの即時的フィードバック効果の検証を行った。その結果、本システムを用いた歩行訓練は歩行能力を改善させる上で有用であることが示唆された。

研究成果の概要（英文）：The purposes of this study was to develop a system which can measure and feedback lower limb motion during gait. For this purposes, accuracy of the measurement, effect of motion obstruction by sensor fitting, detection of heel-on and toe-off from lower limb kinematics and immediate effects of biofeedback by the developed system were tested. As results of these tests, it was suggested that the developed system was available to improve gait ability and lower limb motion effectively.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2009 年度	2,200,000	660,000	2,860,000
2010 年度	900,000	270,000	1,170,000
2011 年度	500,000	150,000	650,000
年度			
年度			
総計	3,600,000	1,080,000	4,680,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：健康・スポーツ科学・スポーツ科学

キーワード：スポーツバイオメカニクス、歩行動作分析

1. 研究開始当初の背景

加齢にともない歩行速度は3次曲線的に低下し、低下の程度が増す臨界年齢は62歳であることが報告されている(Himann et al., 1988)。歩行速度は、直接的にはステップ長(1歩の長さ)とステップ頻度(いわゆるピッチ)の積により決定されるが、加齢にともなう高齢者の歩行速度の低下はステップ頻度の低下よりもステップ長の低下によると

ころが大きいことがわかっている(Himann et al., 1988; Winter et al., 1990; Kaneko et al., 1991; Judge et al., 1996; 岡田と阿江, 1999)。また、歩行中の筋機能(キネティクス)に着目した研究では、高齢者では支持期後半の足底屈筋群によるパワーおよび力学的仕事が低下することが指摘されている(Winter et al., 1990; Judge et al., 1996)。筆者は、歩行中の下肢キネティクスを青年と

高齢者で比較すると、高齢者の最も顕著な特徴は支持期後半の足関節底屈にともなう足関節のパワーと仕事の低下であり、この傾向は高齢者が青年と同じ速度で歩いた場合にも消失しないことを示した（岡田，2000）。また、22歳～86歳までの成人男女326名（この内、65歳以上の高齢者は265名）について歩行の動作分析を行い、高齢者の歩行における足関節の動作範囲の縮小、パワーおよび仕事の低下など、加齢にともなう足関節底屈筋群の機能低下が歩幅および歩行能力の低下を生じさせていることを指摘した（岡田，2005）。

以上のように、これまでの研究成果により、高齢者歩行の特徴はステップ長の短縮と支持期後半の足関節底屈機能の低下にあることが指摘されていることから、支持期後半の足関節底屈機能を向上させることにより、高齢者の歩行能力の効果的な改善が期待できる。しかしながら、その具体的なトレーニング方法やトレーニング効果の評価方法は確立されていない。歩行中の力学情報を歩行者にリアルタイムでフィードバックすることにより、有効な歩行能力改善トレーニングを構築することが可能であると考えられる。

2. 研究の目的

本研究では、日常的環境下においてリアルタイムに歩行中の下肢動作の計測とフィードバックが可能な歩行訓練システムを開発し、その即時的フィードバック効果について検証することを目的とした。

歩行者にリアルタイムで歩行動作情報をフィードバックすることにより、高齢者にとって効果的な歩行能力改善トレーニング（および歩行動作改善トレーニング）の開発が期待できる。

3. 研究の方法

（1）歩行訓練システムの構成

歩行訓練システム（以下、本システム）は、体幹の角速度および加速度を計測するモーションセンサ（LOGICAL PRODUCT社製、9軸ワイヤレスモーションセンサ、外形寸法40×20×55mm、重量約35g）、股、膝、足関節の関節角度を計測するゴニオメータ（Biometrics社製、ストレインゲージ法、精度±2deg、再現性1deg）および動作情報の保存、フィードバック情報の提示をするコンピュータで構成されている。図1は本システムを装着した状態を示したものである。センサは全てアタッチメント上に設置し、同一セグメント上のセンサが直線上に並ぶようにした。これらのセンサを用いて計測された体幹角度、股関節、膝関節、足関節の関節角度および下肢の部分長（腸骨稜—転子点距離、大腿長、下腿長、外果高、踵点—外果距離、

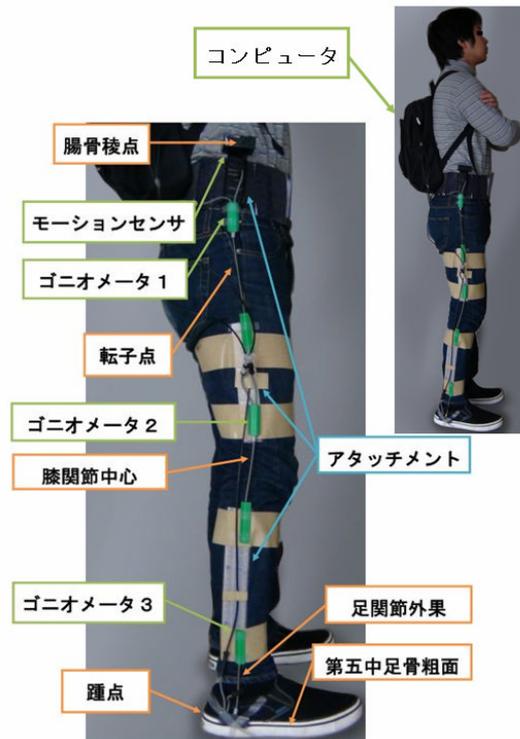


図1 本システムの概要および装着の様子

外不踏長)により、転子点に対する腸骨稜点、膝関節、足関節外果、第五中足骨粗面および踵点の相対座標を算出することが可能である。

（2）本システムによる下肢の身体標点座標の算出方法

ゴニオメータより得られた股関節角度、膝関節角度、足関節角度、モーションセンサから得られた体幹角度および事前に実測した下肢の部分長から図2の式(1)～(10)より転子点を原点とした各身体標点座標を算出した。なお、ジャイロセンサより得られた角速度を積分して体幹角度を算出する際には、累積誤差によるデータのドリフトが発生する。本システムでは加速度センサより重力加速度成分を検出して姿勢角度を算出し、補正值として用いることでデータのドリフトをキャンセルしている。

（3）本システムの測定精度の検証

歩行訓練システムとして適用する以前に、まず本システムの下肢動作の測定精度、本システムの装着による動作阻害の影響の有無を検証する必要がある。ここでは画像ディジタル法と比較することで、本システムを用いた歩行中の下肢動作の測定精度について検証した。

20代の青年男子1名（身長160cm、体重50kg）を被験者とし、本システムによる下肢動作の測定精度を検証した。本システムを装



腸骨稜点の

$$X \text{ 座標 } X_1 = L_{tr} \cdot \sin \theta_{tr} \quad (1)$$

$$Y \text{ 座標 } Y_1 = L_{tr} \cdot \cos \theta_{tr} \quad (2)$$

膝関節の

$$X \text{ 座標 } X_k = L_1 \cdot \sin(\theta_{tr} + \theta_k) \quad (3)$$

$$Y \text{ 座標 } Y_k = L_1 \cdot \cos(\theta_{tr} + \theta_k) \quad (4)$$

足関節の

$$X \text{ 座標 } X_a = X_k - L_2 \cdot \sin(\theta_{tr} + \theta_k - \theta_a) \quad (5)$$

$$Y \text{ 座標 } Y_a = Y_k - L_2 \cdot \cos(\theta_{tr} + \theta_k - \theta_a) \quad (6)$$

第五中足骨粗面の

$$X \text{ 座標 } X_f = X_a + \sqrt{L_m^2 + (L_1 - L_n)^2} \cdot \sin(\theta_{tr} + \theta_k - \theta_a + \theta_d) \quad (7)$$

$$Y \text{ 座標 } Y_f = Y_a + \sqrt{L_m^2 + (L_1 - L_n)^2} \cdot \cos(\theta_{tr} + \theta_k - \theta_a + \theta_d) \quad (8)$$

踵点の

$$X \text{ 座標 } X_h = X_a + \sqrt{L_m^2 + L_n^2} \cdot \sin(\theta_{tr} + \theta_k - \theta_a + \theta_d + \tan^{-1} \frac{L_1 - L_n}{L_m} + \tan^{-1} \frac{L_n}{L_m}) \quad (9)$$

$$Y \text{ 座標 } Y_h = Y_a + \sqrt{L_m^2 + L_n^2} \cdot \cos(\theta_{tr} + \theta_k - \theta_a + \theta_d + \tan^{-1} \frac{L_1 - L_n}{L_m} + \tan^{-1} \frac{L_n}{L_m}) \quad (10)$$

図 2 身体標点座標の算出方法

着した被験者にトレッドミル上で4種類の速度で歩行(30, 60, 90, 120m/min)と走行(120, 150, 180, 210m/min)を行わせた。初めに被験者がトレッドミル上に立ち、体幹角度の初期値算出のために安静時立位姿勢をカメラで撮影した。静止時からデータ収集を開始し、24秒程度の歩行および走行を行った後にデータ収集を終了した。また、本システムを装着しない状態でも同様の実験を実施し、本システムを装着したことによる動作阻害の影響について検討した。なお、実験に先立ち被験者の下肢の部分長(腸骨稜—転子点距離、大腿長、下腿長、外果高、踵点—外果距離、外不踏長)を測定した。

本システムとVTR画像によるデータとの比較を行うために、トレッドミルの側方に高速度ビデオカメラ(SportsCorder, DITECT社製)を設置し、本システムによる測定と並行して毎秒100コマ、露出時間1/500秒で被験者の全身が入るように撮影した。また、身体標点を画像から識別しやすくするため、腸骨稜

点、転子点、膝関節、足関節外果、第五中足骨粗面に再帰性反射マーカを貼付した。撮影はトレッドミルのベルトが十分に規定の速度に達した後に開始した。これらの撮影を歩行、走行の各速度ごとに行った。なお、画像と本システムのアナログデータの同期は、LEDの発光と同時にデータロガーにパルスを送ることで行った。得られたVTR画像上の身体標点をデジタル化し、2次元DLT法により実座標を算出した。算出した座標データを用いて、体幹、股関節、膝関節および足関節の角度と転子点に対する各身体標点の相対座標を求めた。

(4) バイオフィードバックの方法

本システムのフィードバック方法はリアルタイム聴覚フィードバックとオフライン視覚フィードバックで構成されており、これらを併用することで効果的に歩行訓練を実施出来る。まず任意の目標値を設定し、リアルタイム聴覚フィードバックをしながら歩行訓練を実施する。歩行訓練後、計測した歩行訓練中のデータをオフライン視覚フィードバックとして使用者に再度提示し、具体的な改善点を意識させる。また、この時に使用者の学習程度に合わせて目標値を再設定する。そして再度歩行訓練を実施させる。これらの歩行訓練と動作計測、動作の評価、訓練方針の決定(修正)というサイクル・ループを何回も繰り返し実行することで、確実かつ効率的に歩行訓練を実施することが出来ると思われる。

リアルタイム聴覚フィードバックは、訓練中に計測したデータをリアルタイムに分析し、音情報として使用者に対してフィードバックするものである。歩幅、ピッチが目標値に到達したかどうかに加えて、指導コメントを音情報として提示し、フィードバック情報とした。歩幅、ピッチに関しての情報はビープ音を用いて1サイクルごとに提示され、歩幅のみが目標値に達している場合は1音、歩幅、ピッチの両方が目標値に達している場合は2音鳴るようになっている。歩行速度を向上させる際に青年は歩幅、ピッチの両方を向上させるのに対し、高齢者は主にピッチを調整して対応するため(柳川ら, 2003)、歩幅の拡大を意識させることが特に重要である。本システムではまず歩幅の拡大を目標とし、ある程度の歩幅で歩けるようになった時点でピッチの増加を目指すシステムになっている。図3は音声で提示する指導コメントのフローチャートである。なお、指導コメントは使用者が煩わしく感じないように、2サイクル(4歩)に1回再生されるように設定した。

リアルタイム聴覚フィードバックに加えて、本システムでは訓練中の歩行動作を記録し、

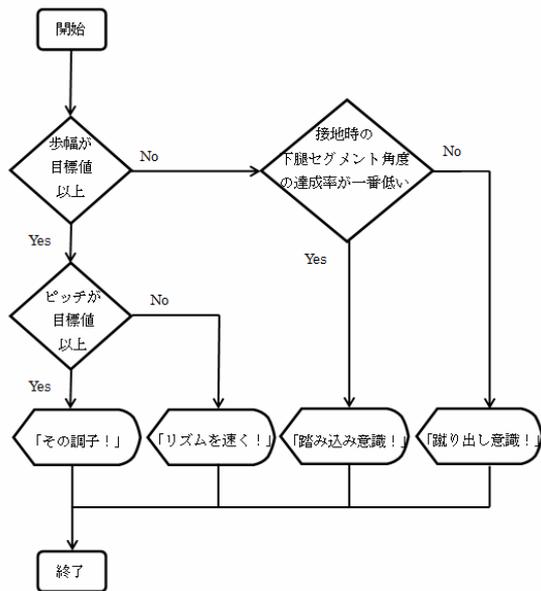


図 3 リアルタイム聴覚フィードバックの概要と音声コメント

訓練後にこの歩行動作を分析した情報をモニター画面で見ることが出来る（オフラインフィードバック）。各セグメント角度，ステイックピクチャー，歩幅およびピッチを表示し，フィードバック情報とした。このようなオフラインフィードバックにより，自身の動きの改善点を明らかにし，次回の歩行訓練の方針を決定することが出来る。

(5) バイオフィードバックの有効性の検証

本システムの有効性を確認するため，応用実験を実施した。被験者は健常な 20 代の青年男子 1 名（身長 168cm，体重 62kg）とした。被験者に自然歩行，事前に大股で速く歩くように指示した場合（声掛けによる指導），本システムを用いた場合の 3 種類の条件下でそれぞれ 1 分間の歩行をさせ，その歩行動作データを本システムを用いて収集した。目標値には，前述の歩行データベースの中から本実験の被験者より高い速度で歩いている人のものを使用した。なお，本システムを用いた場合の歩行では，歩行中にリアルタイム聴覚フィードバックを行い，30 秒間の歩行の後にオフライン視覚フィードバックを行い，その後，再度 30 秒間歩行させるという方法を用いた。

自然歩行，声掛けによる指導，本システムを使用した場合の 3 種類の条件の違いによる目標値への追従の割合の変化を検証するために，上記の 3 条件を要因とする一元配置分散分析を用いて，各条件における各種パラメータの達成率の差を検定した。条件の主効果が有意であったパラメータにはシェフェの検定による多重比較を行った。また，本シス

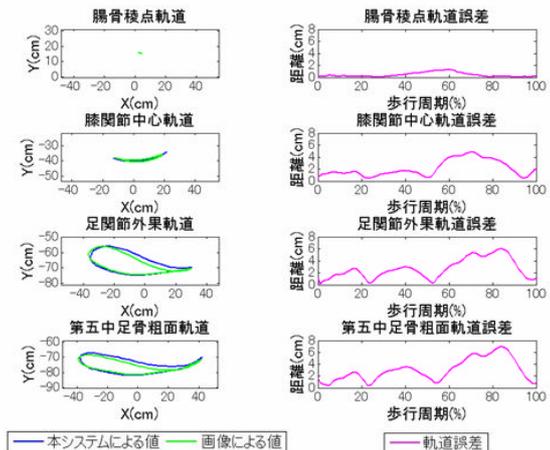


図 4 本システムおよび画像デジタル法による歩行中（90m/min）の各計測点の軌道と軌道差

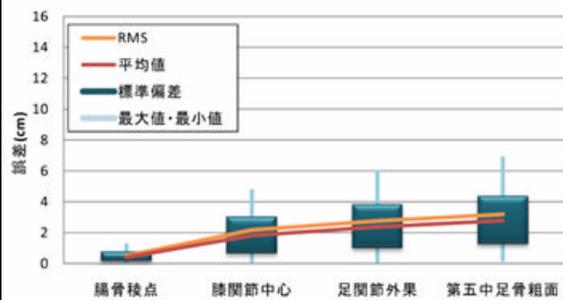


図 5 本システムにより得られた歩行中（90m/min）の各計測点の軌道誤差

テムを使用した場合の前半と後半における目標値への追従の割合の変化を検証するために，前半と後半における独立 2 標本の t 検定を用いて各種パラメータの達成率の差を検定した。

4. 研究成果

(1) 本システムの測定精度について

図 4 の左の図は，90m/min の歩行における画像デジタル法および本システムから得られた各身体標点の軌道を比較したものである。また，右の図は画像デジタル法による座標を真値とした場合の本システムの計測誤差を示したものである。図 5 は 90m/min の歩行における各身体標点座標の誤差を比較したものであるが，誤差は身体の末端に行くにつれて蓄積されるため，第五中足骨粗面が最も誤差が大きくなった。局面ごとに比較すると遊脚期に誤差が大きくなる傾向にあった。軌道誤差の RMS は通常歩行（90m/min）で 3cm 程度，走行で 7~10cm 程度であることがわかった。図 6 は画像デジタル法から算出した 90m/min の歩行における連続した 4 サイクル間の軌道の最大偏差を示したものである。

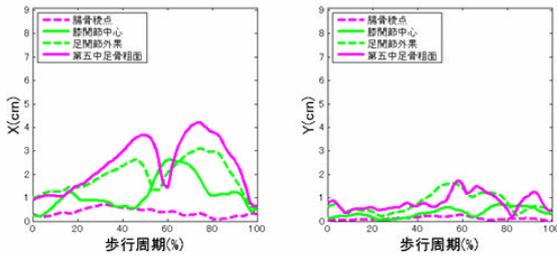


図6 歩行中(90m/min)の連続した4サイクルにおける各計測点軌道の最大偏差

等速度での歩行であっても、第五中足骨粗面の軌道はサイクルごとに通常歩行(90m/min)で5cm程度の最大偏差があることが分かる。また、この最大偏差は走行(210m/min)では9cm程度であった。これより、画像ディジタル法と本システムの軌道の誤差はほぼ個人内変動の範囲内であるといえる。

以上の結果から、本システムと画像ディジタル法から算出した軌道の差は個人内変動の範囲内であることが分かった。したがって、本システムは画像ディジタル法とほぼ同等の精度で体幹および下肢の動きを測定出来ると考えられる。

(2) バイオフィードバック効果について

図7は自然歩行、声掛けによる指導、本システムを使用した場合の3種類の条件下における歩幅、ピッチ、接地時の下腿セグメント角度、離地時の大腿、下腿、足部セグメント角度をそれぞれ目標値に対する達成率で表示したものである。図8は条件を要因とする一元配置分散分析と多重比較の結果を示したものである。なお、分析には歩き始めと歩き終わりを除いた連続した80サイクルを使用した。

歩幅とピッチに着目すると、自然歩行と比較して声掛けによる指導ではいずれも有意に増加しているのに対し、本システムを用いた場合は自然歩行と比較して歩幅が有意に増加し、ピッチが有意に減少していた。また、歩幅とピッチの両方が目標値を達成出来ているのは本システムを使用した場合のみであった。これより、本システムを用いることで声掛けによる指導よりもより効果的に歩幅を向上させることが出来たといえる。高齢者は歩行速度を向上させる際に主にピッチを調整して対応するので(柳川ら, 2003)、歩幅を向上させる方法は若年者の歩き方に近づける際には特に有効であるといえる。一方で、標準偏差に着目すると本システムを使用した場合は自然歩行、声掛けによる指導と比較してピッチを減少することにより動き自体が大きくなったことに加え、本来の自身の動きとは違う動きを強いられるために、安定した歩行が出来なかったことによるものだと

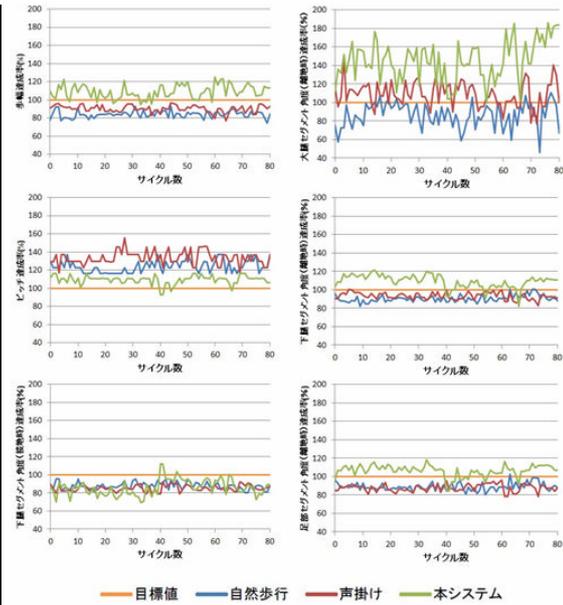


図7 各種条件における達成率

考えられる。

離地時のセグメント角度に着目すると、本システムを用いた場合は声掛けによる指導と比較して全てのセグメントにおいて達成率が有意に増加していた。一方、接地時の下腿セグメント角度においては本システムの優位性はみられなかった。

本システムを使用した場合において前半の40サイクルとオフライン視覚フィードバックを実施した後の後半40サイクルにおける動作変化を達成率で比較した。前半と後半を比較すると、後半では歩幅と接地時の下腿セグメント角度の達成率に有意な増加がみられ、離地時の下腿、足部セグメント角度の達成率に有意な減少がみられた。後半の試技では接地時の下腿セグメント角度が有意に増加すると共に、接地時と離地時の姿勢がバランス良く向上したために歩幅自体も有意に増加した。以上の結果から、リアルタイム聴覚フィードバックとオフライン視覚フィードバックを併用することでより効果的に

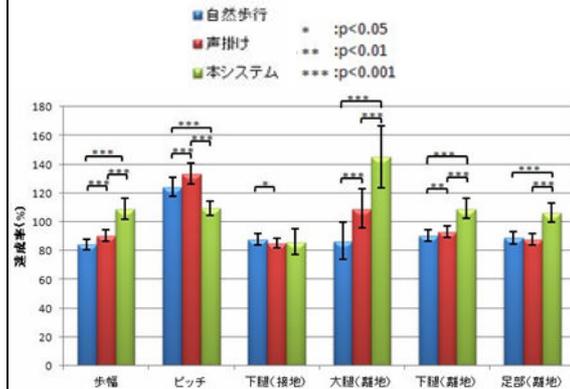


図8 条件による達成率の差

歩幅を向上出来ることが示唆された。

(3) 結論

歩行訓練システムの開発を目的として、下肢動作の測定精度と各種フィードバック方法による即時的フィードバック効果についての検証を行った。その結果、測定精度に関しては、画像ディジタル法より算出した下肢の身体標点軌道とのずれのRMSが通常歩行では3cm、走行では10cm程度あった。しかし、これらの値は歩行やランニング中の連続複数サイクルにおける個人内変動のほぼ範囲内であった。フィードバック方法に関しては、フィードバック情報を歩幅とピッチに関するパラメータに限定し、リアルタイム聴覚フィードバックとオフライン視覚フィードバックを併用した本方法では、声掛けによる指導方法と比較して有意に歩幅を増加させることが出来た。以上のことから、本システムは歩行訓練システムとして適用可能であり、本システムを用いることで声掛けによる指導方法よりも優れた即時的フィードバック効果が得られることが示唆された。

今後は本システムを高齢者に適用し、高齢者の歩行能力および歩行動作改善に及ぼす効果について検討していく必要がある。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 12 件)

- ① Ito, F., Mori, T., Kikkawa, K., and Okada, H., Approach to Assessing the Walking Motion of Elderly Males Based on Kinetic Parameters of Young Males, Rejuvenation Research, 査読有, 15, 2012, 198-200
- ② 伊藤文人, 森崇, 菅原麻未, 吉川和利, 岡田英孝, 若年者を基準とした高齢者の歩行動作評価方法の提案 —キネティクス変数に基づく評価—, 第 32 回バイオメカニズム学術講演会 (SOBIM 2011) 予稿集, 査読無, 2011, 41-44
- ③ 横瀬真, 岡田英孝, 吉川和利, 歩行動作フィードバックシステムの開発と評価, 第 32 回バイオメカニズム学術講演会 (SOBIM 2011) 予稿集, 査読無, 2011, 45-46
- ④ 横瀬真, 岡田英孝, 吉川和利, 日常的環境下における長時間計測を目的とした下肢動作計測システムの開発, 第 31 回バイオメカニズム学術講演会 (SOBIM2010) 予稿集, 査読無, 2010, 125-128

[学会発表] (計 23 件)

① Okada, H., Mori, T., and Kikkawa, K., Characteristics of Joint Mechanical Work in Male and Female Elderly during Walking in Consideration of Velocity, The 28th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports, July, 2010, Marquette (USA)

② Shimura, Y., Okada, H., Sakai, T., Hayashi, Y., Okawara, K., Numao, S., Katayama, Y., and Tanaka, K., Toe clearance variability during walking in older Japanese stroke patients, The 56th ACSM Annual Meeting, May, 2009, Seattle (USA)

③ Kikkawa, K., Okada, H., and Mori, T., Regression analysis of walking parameters for the age predictive equation, Strategies for Engineered Negligible Senescence (SENS) Fourth Conference, September, 2009, Cambridge (UK)

[図書] (計 0 件)

[産業財産権]

○出願状況 (計 0 件)

○取得状況 (計 0 件)

[その他]

ホームページ等

<http://www.hb.mce.uec.ac.jp>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

岡田 英孝 (OKADA HIDETAKA)

電気通信大学・大学院情報理工学研究科・准教授
研究者番号：20303018

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし