

## 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 4 月 1 日現在

機関番号： 13501  
 研究種目： 基盤研究(C)  
 研究期間： 2009～2011  
 課題番号： 21500440  
 研究課題名(和文)：歩行リハビリテーション自動診断・アシスト機構設計に関する統合型支援システム開発  
 研究課題名(英文)：Development of an integrated automated diagnosis and an assist device design support system for walk rehabilitation  
 研究代表者：  
 寺田 英嗣 (TEARDA HIDETSUGU)  
 山梨大学・大学院医学工学総合研究部・教授  
 研究者番号：40262646

研究成果の概要(和文)：本研究では、歩行アシストロボットを用いた歩行リハビリテーションを簡単に実現できるようにするため医療情報定量化手法の提案と、患者への状態表示システム、歩行リハビリテーション用モーションプランニングシステム、医療情報データベースシステムから構成される統合型診断支援システムを実現するための基本アルゴリズムを構築する。

研究成果の概要(英文)： In this study, medical information quantification method which realizes the walk rehabilitation with assist robot, is proposed. And a fundamental algorithm which realizes the integrated automated diagnosis and the assist device design support system for walk rehabilitation is shown.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	1,500,000	450,000	1,950,000
2010年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2011年度	1,000,000	300,000	1,300,000
年度			
年度			
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野： 総合領域  
 科研費の分科・細目： 人間医工学・医用システム  
 キーワード： 医用ロボット

## 1. 研究開始当初の背景

加齢による身体機能の低下は足において著しく、寝たきりを防ぐ「介護予防」の観点からも歩行訓練は非常に重要である。特に膝関節に着目すると50歳以上の男性の53.5%、同女性の74.6%の日本人に変形性膝関節症の症状が見られている[1]（東京大学22世紀医療センター調査）。この治療のうち保存療法として大腿骨四頭筋の強化が挙げられており、疼痛→活動性低下→筋萎縮→体重増加→不安定性→疼痛の憎悪、という悪循環を断つ上で筋力強化は最も重要な保存的治療とさ

れている。このため歩行リハビリテーションは、簡単かつ重要な治療とされている。

従来の膝装具をはじめとする各種の歩行補助具は、駆動力を持たずあくまでも関節部の保護に重点が置かれており(図1.1参照)、装具自重の負担が増大しあまり効果的ではなかった。一方、近年になりアクチュエータを備えた能動的歩行アシストシステムが開発されつつあるが[2] (図1.2参照)、機構が大がかりでありまた自然体の歩行とは違いが見られ[3]、実用としては問題が多かった。特に膝関節部が1自由度曲げとされているため、階段や坂道と言った膝を大きく曲げる動



図 1.1 従来の膝装具例

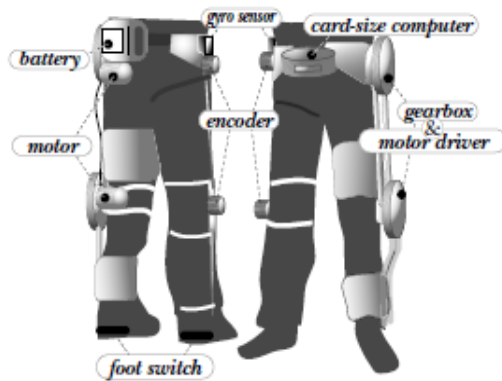


図 1.2 歩行アシスト機構概念図

作においてはアシストメカと人間の動作の間の「ずれ」が大きくなることが問題となっていた。更にこれらの研究の多くが筋電位等を入力情報としており、機能障害がある場合にはこの情報が欠落もしくは不正確であることが多く、用いることができないことからリハビリテーションには向いていない。更に歩行動作は個人差が大きく一般的な歩行パターンを与えることは非常に困難であった。また治療の状況をフィードバックできるシステムとして提案されたものはなく、今までは個々の技術が独立しており、機器製作時の情報と、医療現場の情報が共有化されておらず、医療現場との連携を考慮した「システム」が必要とされてきている。

このため研究代表者らは人間の歩行状態をリアルタイムで計測できるアクティブ「中敷」を開発し、歩行の対称性や歩行時のばらつきを検出する手法を開発してきた。更に従来の歩行用装具では実現できない膝関節の回転すべり運動を、リンク機構を用いない新たな構造を開発してきた。また更にロボット制御技術で培ってきた関節回転角制御手法を利用するとともに、電磁力ではない体表面に発生する電界の変化を用いた人体通信システムを開発してきた。そして 2008 年 9 月

にこれらの基礎技術確立の目処がついた。

一方、今まで歩行リハビリテーションの分野には、FMS (フレキシブル・マニファクチャリング・システム) や工場現場における技量の定量化のような概念が導入されておらず、療法士や医師の個人的スキルの範疇で対応されてきていた。しかし、今後のより進む高齢化社会においてはこの方法では限界が生じることは自明である。このため今回提案する統合型支援システムの開発が必要となってきた。

参考文献：

[1]

<http://www.richbone.com/kansetsu/ill/ill.htm> 等。

[2] N.Hata ほか、装着型歩行支援装置における歩行補償手法の検証、福祉工学シンポジウム 2004 講演論文集 pp111-114(2004)。

[3] Y. Ishi ほか、Three dimensional Kinematics of the Human Knee with Intracortical Pin Fixation, Clinical Orthopaedics and Related Research, 343, pp144-150.

## 2. 研究の目的

前述した背景に基づき、まず医療情報定量化手法を提案し、これらによって収集した歩行状態データに基づいて、患者への状態表示システム、歩行リハビリテーション用モーションプランニングシステム、医療情報データベースシステムから構成される統合型診断支援システムを構築することを目的とする。

## 3. 研究の方法

前述した研究目的を実現するために、以下の各項目について検討および開発を行った。

- (1) 医療情報定量化手法の確立
  - ・ 重心動揺計測評価手法および歩行動作の動画解析手法を確立。
  - ・ 必要な医療情報をデータベースに蓄積。
  - ・ 健常者歩行状態との比較により、癖や障害の度合いなどを評価する手法の検討。
- (2) 対話型モーションプランニングの検討
  - ・ 歩行アシストシステムハードウェアの駆動プログラムを自動生成できる手法を検討。
- (3) アシスト機構部形状設計支援システム
  - ・ データベースシステムを用いて対話型アプローチにより形状を自動設計できるかどうか検討。
- (4) 医療情報データベースシステム
  - ・ データを一括してデータベース化を実施。

#### 4. 研究成果

##### (1) 重心動揺計測評価手法の開発

歩行中の足裏重心動揺を検出するために図 4.1 に示す足圧測定システムを開発した。この足圧測定システムには、負荷を加えると電圧値が変化する特殊な導電ゴムを使用し足底センサシートを用いており、ゆっくりとした負荷移動に対しても計測可能である。これを現在では中敷代わりとして靴底に入れて計測を行っている。この足底センサシートは図 4.2 に示すように踵部、土踏まず外側部、親指付け根部、小指付け根部の 4 箇所の部位に分けられており、各部位のうち足圧が最も高くなる付近に電極を配置し、これらの 4 点で検出した負荷と足裏に設定した座標系から重心位置を計算し、歩行時の足裏重心動揺を求めている。なお、足裏重心動揺を求め

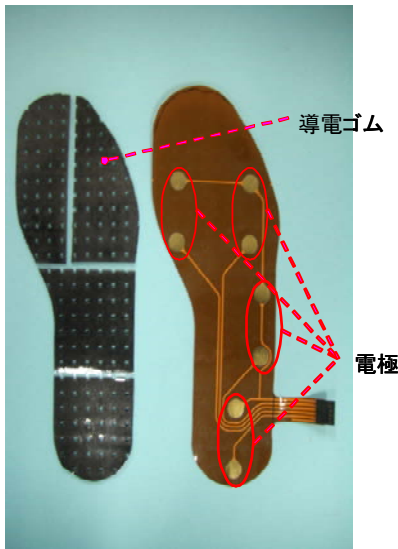


図 4.1 足圧測定システムセンサ部

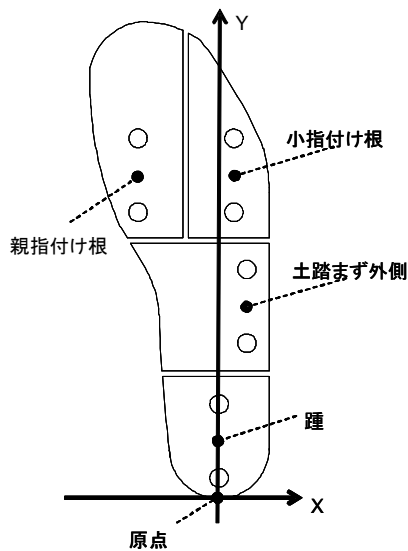


図 4.2 足圧検出位置

る際の原点位置は、個人差の影響を最小限にするため、足底センサシートの踵先端とした。例えば靴サイズ 25cm の場合、原点位置からの各座標位置を表 4.1 に示す。

表 4.1 検出位置座標 (靴サイズ 25cm)

	X [mm]	Y [mm]
踵	0	31
土踏まず外側	15	104
親指付け根	-44	175
小指付け根	8	175

##### (2) 足圧測定システム有効性の検証

本研究で開発中である足圧測定システムで使用される足底測定システムの有効性を検証するため、市販されている圧力センサ (ニッタ株式会社:フレキシフォースボタンセンサ) を用いて両者の足裏重心動揺を比較した。なおこれらの圧力センサは踵、土踏まず外側、親指付け根、小指付け根の 4 箇所に配置し、20 代健常者の動歩行を比較するものとして、開発した導電ゴム形の足圧測定システムと汎用の圧力センサによる足裏重心動揺を測定した。図 4.3 は 1 歩分の足裏重心動揺を導電ゴムと圧力センサで比較したものである。その結果、足裏重心動揺に関して導電ゴムと汎用の圧力センサでは、土踏まず外側から親指付け根に重心移動をする際、若干ではあるが軌跡にずれがあることが確認できた。特に足圧測定における踵接地時からつま先離床時までの足裏重心の面圧変化を計

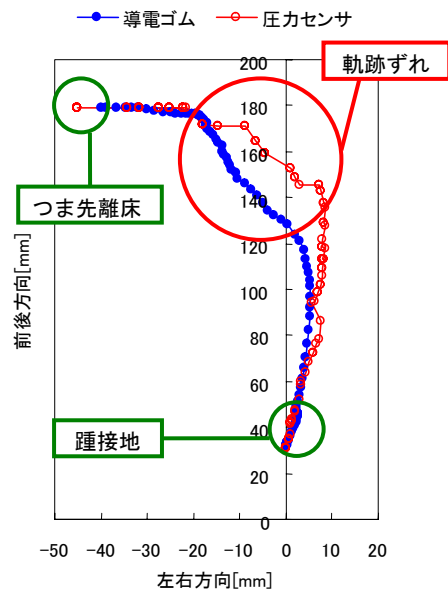


図 4.3 重心動揺の比較

測した結果、足裏重心の面圧変化に関して、開発した足圧測定システム市販の圧力センサを比べると、開発した測定システムの方が負荷に対しての反応が良いことを確認できた(図 4.4 参照)。これは従来の圧力センサでは、足裏重心動揺を導いた際に土踏まず外側から親指付け根に向かった重心移動にずれが生じたのではないかと推測される。従って本研究で開発中の足圧測定システムで用いられている導電ゴムは、制御系として向いていることが確認できた。

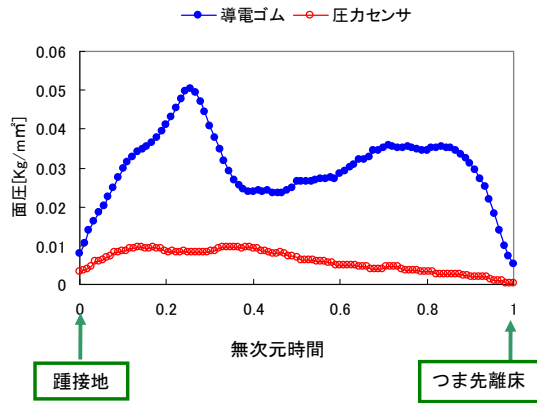
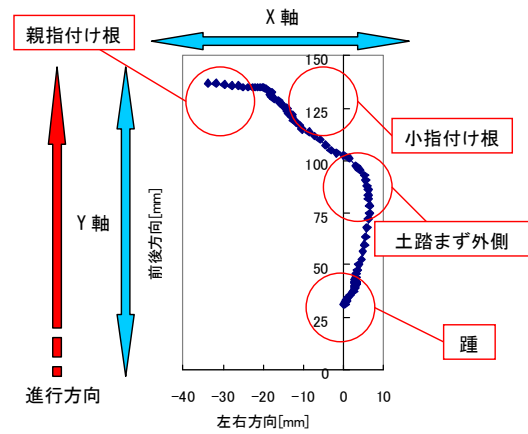


図 4.4 面圧検出状態の比較

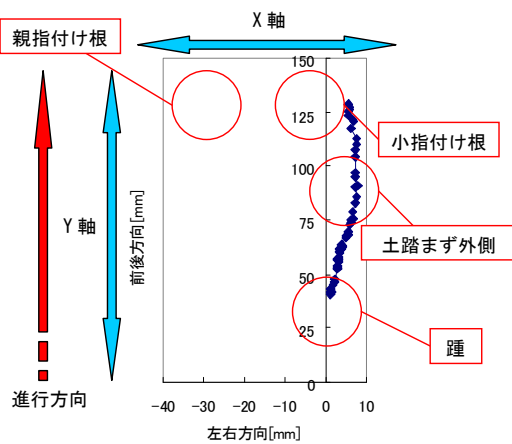
### (3) 足裏重心動揺を用いた歩行評価法

前述した測定システムを用いて健常者および膝関節疾患患者の歩行を測定した結果、図 4.5 に示すように健常者と変形性膝関節症患者では終期両脚支持期において、足裏重心動揺 X 軸方向の移動量が大きく差が生じることが分かってきた。なお医学的指標によると、歩行における立脚期区間は初期両下肢支持期、単下肢支持期および終期両下肢支持期の 3 区間に分割することができるとされている [4]。そこで足裏重心動揺 X 軸の末値の位置関係で歩行評価する方法を提案する。図 4.6 は右足についての評価方法説明図である。測定箇所の土踏まず外側 X 座標を 0[%]、親指付け根 X 座標を 100[%]と定義し、測定者の足裏重心動揺 X 軸の末値が最終的にどの位置に存在するか百分率で表現する。その末値の存在位置により歩行状態を評価する。

その結果、図 4.7 に示すように健常者の歩行評価は平均約 85[%]であるのに対し、変形性膝関節症患者の歩行評価は平均約 15[%]であった。この評価方法を用いると、健常者と変形性膝関節症患者で大きく値に差があることを示された。よって、このグラフ結果よりそれぞれの健常者はおよそ 70[%]以上、変形性膝関節症患者はおよそ 30[%]以下の値を示していることから、70[%]より高い値は正常歩行、30[%]より低い値は異常歩行と評価する。また、どちらにも属さない 30~70[%]



a) 健常者



b) 膝関節疾患患者

図 4.5 重心動揺計測

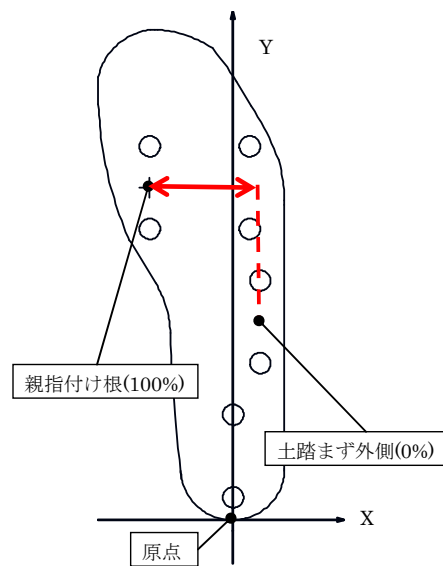


図 4.6 歩行評価手法

の値を示した場合は異常歩行予備群と評価することで、足圧測定システムの足裏重心動揺を用いた歩行評価法を確立した。

また患者へのリアルタイム表示システムを構築し、図 4.8 に示すように PC 上に表示できるようになった。現在は小型 PC を用いているが、商品化の際には Bluetooth により軽量化するのが望ましい。

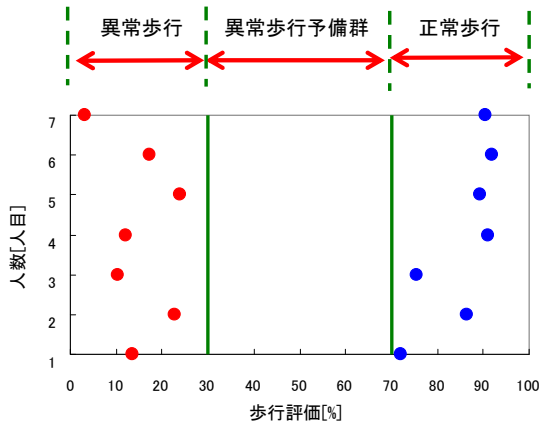
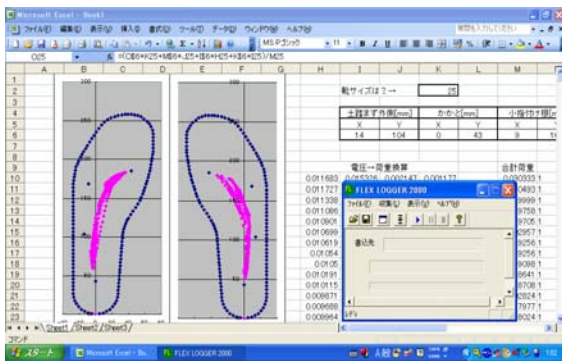


図 4.7 歩行評価例



a) 測定システム



b) 画面表示例

図 4.8 重心動揺リアルタイム表示システム

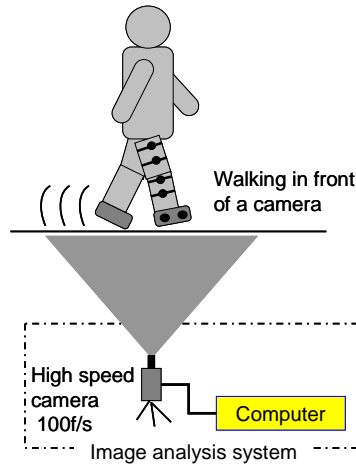
(4) 画像解析に基づく歩行評価法

歩行状態を評価するために多数の高速度カメラを用いた評価方法は各種提案されてきている[5]。しかし実際の理学療法士の評価に利用されているのは非常に少ない項目だ

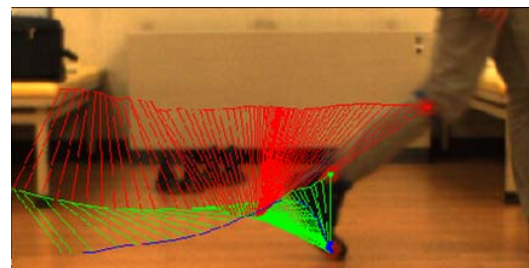
けであり、多数の処理は不必要である。このため、実際の患者歩行や健常者歩行から影響のあるパラメータを同定して評価する手法を検討した。

できるだけ患者負担を少なく、かつ簡易な計測方法として1台の高速度カメラによる側面からの平面画像計測を行い、その画像より足部高さ、歩幅、歩行周期について評価する。図 4.9 に測定系概略図と測定例を示す。

ここで健常者と膝関節疾患患者の状態を比較すると、図 4.10 に示すように歩幅よりもむしろ歩行速度や足部高さに大きな差が見られることが確認できた。またアシストロボットを装着した場合についても、これらの指標を用いて差が確認できることから、本提案で歩行の評価ができると判断できる。なお、膝疾患患者の歩行では腰の回旋による測定平面に対する傾き誤差が大きくなる傾向が見られることから、この補正方法の検討が今後の課題である。



a) 測定系概略

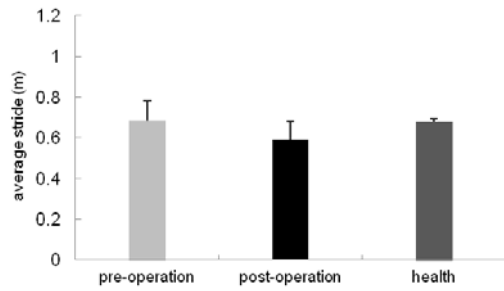


b) 測定例

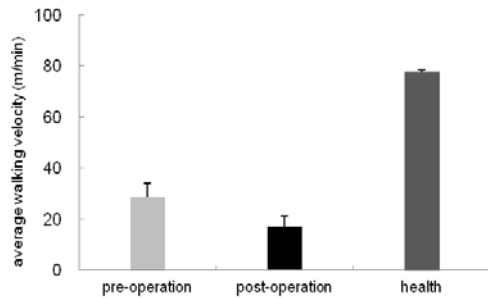
図 4.9 高速度カメラによる簡易歩行評価

(5) 対話型モーションプランニングの検討

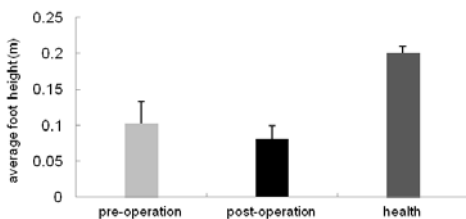
前述した結果を踏まえ、歩行アシストロボットのアシスト状態を個人ごとに最適化することは重要であることから、システムの駆動プログラムを自動生成できる手法の検討を行った。まず歩行アシストロボットの



a) 歩幅



b) 歩行速度



c) 足部高さ

図 4.10 健常者と膝関節疾患患者の TKA 手術前後の歩行比較

制御は図 4.11 に示すように角度フィードバックではなく、膝の屈曲伸展時のタイミングと踵の接地タイミングで力をアシストするのが自然な歩行に近いことが確認された。このため股関節最大屈曲角度、膝関節最大屈曲角度、屈曲時 PWM duty 比、伸展時 PWM duty 比の 4 つを変更することにより、歩行状態を変えることができ、その他のパラメータはあまり影響がないことが確認された。また医療現場からは患者の歩行中に直接パターンを変更できることが望ましいという意見が出たことから、対話型である必要はなくその場でこの 4 つのパラメータを選択できる方式とした。現在は切替スイッチによる切替であるが、商品化するにはタブレット画面による選択式とすることが望まれる。

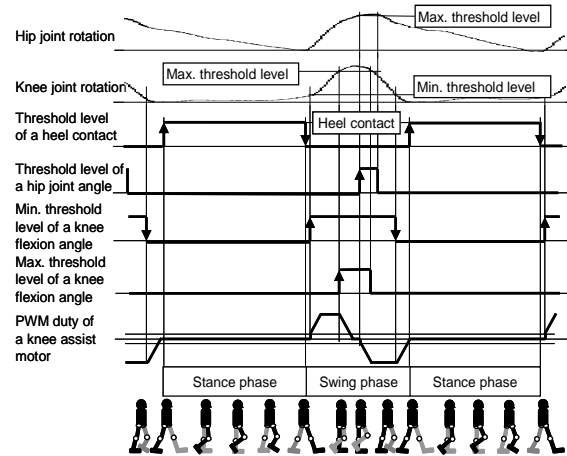


図 4.11 歩行アシストロボットの制御タイミング

#### (6) 医療情報データベースシステムの構築

前述した歩行評価方法を用いて、膝疾患患者の人工膝置換(TKA)手術前後の変化および健常者歩行状態に関するデータベースを作成した。これには個人の身体的情報(足サイズ、脚長、手術足側、等)、足部高さ、歩幅、歩行速度、手術経過日数、画像ファイル名、がデータとして入力されており、現在も継続的にデータを計測している。

#### (7) アシスト機構部形状設計支援システムに関する問題点

データベースシステムを用いて対話型アプローチにより形状を自動設計できるかどうか検討を行った。その結果、従来の CAD/CAM 支援技術と医療情報データベースをリンクすることにより、技術的には簡単に実現できたが、現在の薬事法では医療機器のオーダーメイドの制限が非常に厳しく、機械部品形状を変更するために認証が必要となっており、個人に合わせた設計が認められていないのが現状である。また動作プログラムについても同様であり、現在認められている範囲では機構部品を数種類用意しておいて、医療従事者が選択するしかない。また歩行パターンについても同様である。このため設計支援システムがほとんど機能しない。今後、より良い医療を実現するためにはオーダーメイドの規制を緩和する等の法制度の見直しが重要である。

#### 参考文献：

- [4] ベリー (武田功訳) : 歩行分析-正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版, (2007), pp.3-4.
- [5] B. E. Nahass ほか, Motion of the Knee after Condylar Resurfacing – An in VIVO Study, Biomechanics, Vol.24, 12, (1991), pp1107-1117.

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 2 件)

① 祝勇, 河野秀樹, 波呂浩孝, 中村祐敬, 堀内忠一, 杉山肇, 鈴木宗裕, 鄭嘉滄, 寺田英嗣, 人間の静歩行と電動歩行アシスト装具を着用した歩行の比較, 臨床バイオメカニクス, 査読有, 32 巻, 2011, 515-520.

② 祝勇, 中村祐敬, 堀内忠一, 杉山肇, 鈴木宗裕, 寺田英嗣, 歩行状態の定量的評価手法に関する研究, 東日本整形災害外科学会雑誌, 査読無, 21 巻, 2009, 283.

[学会発表] (計 2 件)

① 笠井文彦, 祝勇, 寺田英嗣, 中村祐敬, リハビリテーション用歩行アシストシステムの開発 (第 3 報) 重心動揺と膝屈曲角度の評価法, 日本機械学会 2010 年度講演論文集, 7 巻, 2010, 369-370.

② 祝勇, 中村祐敬, 寺田英嗣, 波呂浩孝, 歩行アシストロボット開発のための基礎研究 (第 1 報) 人工膝関節置換術を受けた患者の術前後歩行分析, 第 37 回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 2010, 157.

[産業財産権]

○出願状況 (計 1 件)

名称: 歩行診断支援システム, 歩行パターン生成装置, 歩行パターン生成プログラム, 及び歩行パターン生成方法

発明者: 寺田英嗣, 若林正二郎, 高橋玲

権利者: サンコールエンジニアリング株式会社

種類: 特許

番号: 特願 2009-166417

出願年月日: 2009.7.15

国内外の別: 国内

6. 研究組織

(1)研究代表者

寺田 英嗣 (TERADA HIDETSUGU)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・教授

研究者番号: 40262646

(2)研究分担者

石田 和義 (ISHIDA KAZUYOSHI)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・助教

研究者番号: 70324176

中村 祐敬 (NAKAMURA MASAHIRO)

山梨大学・大学院医学工学総合研究部・助教

研究者番号: 50362067

(3)連携研究者

なし