

# 共創的インタラクションに基づくリハビリテーション支援 片麻痺患者への Walk-Mate の適用とその運動学的評価

Rehabilitation Support based on Co-creative Interaction  
An application to hemiplegic patient and its kinematic analysis

○野本 竜太 (東京工業大学)      三宅 美博 (東京工業大学)

Ryuta Nomoto, Tokyo Institute of Technology, Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama  
Yoshihiro Miyake, Tokyo Institute of Technology

**Abstract** – In walk rehabilitation, the walk is performed by interdependent Co-creation process between the therapist and the patient. To make such a relationship between the human and the robots, we proposed and evaluated the walking support robot “Walk-Mate”. In this research, we developed the evaluation system of the kinematics-analysis using a three-dimensional acceleration sensor, and estimated an effectiveness of Walk-Mate system.

*Key Words:* kinematic analysis, acceleration sensor, co-creation system, walking support system, hemiplegia

## 1. はじめに

人間のコミュニケーションの特徴は、自己というシステムにとっての意味や機能を時々刻々とリアルタイムに生成できる能力にある。これは複雑かつ予測できない環境のなかで進化してきた生物システムが獲得した知能のひとつの在り方と考えられる。これは神経系と身体系の相互作用を介して実現される環境との動的インタラクションの中で発現するダイナミクスの一部であり、われわれはこの過程を人間同士のコミュニケーションあるいは人間と人工物のインタラクションに拡張し、共創プロセスと名づけ研究を進めてきた。そして具体例として歩行リハビリテーションにおける運動の創出過程に注目してきた。

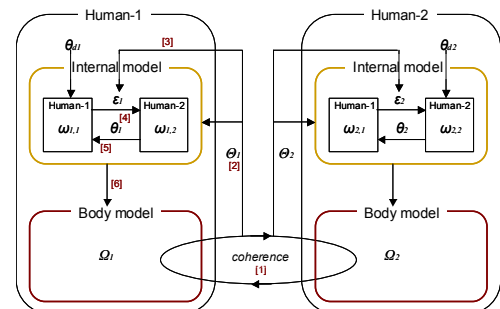
実際、高齢者や障害者の歩行訓練は、患者と療法士の協調歩行の形をとりつつ行われることが多い<sup>1)2)</sup>。このような方法が有効である理由は、患者と療法士が相互に身体運動を適応させあう中で、状況に応じた歩行機能がリアルタイムに生成されるからである。我々は、このような人間-人間系に特徴的である共創プロセスを人間-機械系に再構成し、歩行介助に役立てることを目的として歩行介助システム Walk-Mate<sup>3)5)</sup>を提案してきた。これは患者と仮想ロボットが足音の交換を通して協調歩行を実現するシステムであり、人間の感覚-運動連関のプロセスにロボットが介在する一種のクロスフィードバック系になっている。そして人間と仮想ロボットの歩行リズムが相互に引き込まれるプロセス<sup>6)9)</sup>を活用し、互いにリズムやタイミングを適応させ運動機能の共創的改善をめざしている。

既に、このような介助システムの有効性は臨床現場でも注目され始めており、われわれは様々な形でその成果を報告してきた<sup>10)13)</sup>。たとえば、高齢者の転倒防止への有効性、股関節障害や片麻痺患者における歩行リハビリ支援やパーキンソン病患者の歩行安定化への有効性などである。これらは歩行運動の時間的側面や力学的側面から評価を進めてきたものであるが、歩行の運動学的側面からどのような影響があるかはまだ十分には研究されていない。そこで本研究では、歩行を特徴づける量として腰重心の軌跡に着目する。そして共創プロセスにおける歩行運動の生成過程を運動学的に解析することを目標とする。

## 2. 方法

### 2.1 歩行介助システム Walk-Mate

歩行を介する人と人のインタラクションに共創プロセスという枠組みを適用するために、われわれは Fig.1 のような二重性モデルを提案した<sup>3)</sup>。これは身体モデルと内部モデルから構成されており、身体モデルは身体を介するインタラクションに対応し、前述のリズムの相互引き込みを介して他者の身体と同調一体化するダイナミクスを有する。一方、内部モデルは身体モデルに対する拘束条件を生成するモデルである。これら2つのモデルは相互拘束の関係にあり、Walk-Mate に実装されている。身体モデルは歩行リズムの周期同調を担っており、内部モデルはその同調状態における位相差(タイミングずれ)の制御に関わっている。



1. Self-organize coherence between body models by mutual entrainment
2. Get the organized coherence as phase difference  $\theta_i$
3. Modify the internal model parameter  $\epsilon_i$ , such as  $\min(\theta_i - \theta_{ii})$
4. Search  $\omega_{i,2}$  such as  $\min(\theta_i - \theta_i)$  under the fixed  $\omega_{i,1}$  in internal model
5. Search  $\omega_{i,1}$  such as  $\min(\theta_{ii} - \theta_i)$  under the fixed  $\omega_{i,2}$  in internal model
6. Change  $\Omega_i$  in body model corresponding to searched  $\omega_{i,1}$
7. Back to 1

Fig.1 Dual-dynamics Model

このような Walk-Mate は人間と脚接地タイミングに関する情報を交換することで、両者の歩行リズムを同調させて協調歩行することができる。Fig.2 のように、仮想空間内を歩行するロボットの脚接地のタイミングが、ヘッドフォンを介してステップ音として人間側に提示され、人間の脚接地のタイミングが加速度センサで検出され Walk-Mate 側に転送される。特に Fig.3 のように脚接地のタイミングを検出する加速度センサは両足首に固定され、そのデータは無線を介して小型 PC 内の仮想ロボットに送られる。このとき Walk-Mate の重要な機能は、人間と仮想ロボットの歩行リズムを同調させた上で、その位相差を制御できることである。

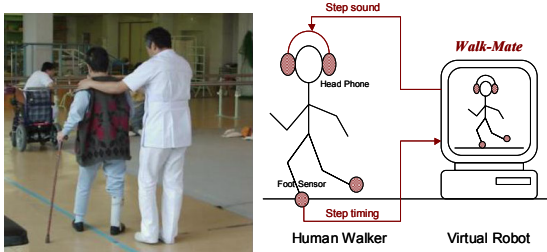


Fig.2 Concept of Walk-Mate

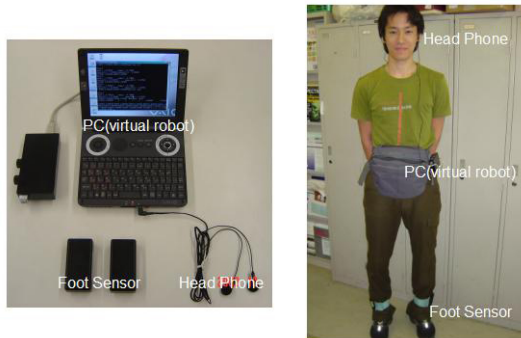


Fig.3 Walk-Mate System

## 2.2 加速度センサを用いる運動学的解析

運動学的解析を行うために本研究では小型 3 次元加速度センサを用いる。加速度センサは腰重心位置に装着バンドで Fig.4 のように固定され、歩行時の加速度データを計測する。3 次元方向はそれぞれ左右方向を X、鉛直方向を Y、進行方向を Z とする。このときのサンプリング周波数は 100Hz、データは無線で小型 PC に送信される。



Fig.4 Kinematic Analysis System

各加速度情報から歩行軌跡となる位置情報を求める手法としては二階積分により算出する。しかし加速度 A から速度 V、速度 V から位置 X,Y,Z を求めるにあたり、式(1)のような

積分では、脚接地による誤差累積を考慮していないため長距離歩行時に誤差が拡大してしまう。その累積を抑える手法として、われわれは既に速度、位置において常にゼロ点補正を行う算出法を提案してきた<sup>13)</sup>。

**鉛直方向**：本研究における歩行運動は水平面上に限定するため、鉛直方向に着目した場合、腰の高さは常に等しくなるはずである。そこで式(2)に示すように、ある時点の歩行において前後 1 秒間という短期的な時間スケールから速度  $V_y$  の速度平均を求め、それを速度におけるゼロ点となるベースラインとして、平均からの変位を速度  $V_y$  とする。位置 Y の積分においても速度を求めた式(2)と同様の手法で式(3)を用い Y を求める。

$$V_y(t) = \int_0^t A_y(t) dt \quad (1)$$

$$V_y'(t) = V_y(t) - \overline{V_y(t)} = \int_0^t A_y(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_y(t) dt \quad (2)$$

$$Y'(t) = Y(t) - \overline{Y(t)} = \int_0^t V_y'(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_y(t) dt \quad (3)$$

**左右方向**：歩行における左右方向の軌跡は歩行コースを中心とした左右運動とする。しかしながら鉛直方向と異なり、左右方向には左右の軌跡に加え一定の歩行コースに対する逸脱性が存在する。そのため、左右方向の歩行分析には短期的な一歩ごとの歩行軌跡の変化と、長期的に見たときのコースからの逸脱性を分けて評価する必要がある。速度の算出は鉛直方向における式(2)と同様の式(4)を用いる。一歩ごとで中心に揃えた歩行軌跡は短期的時間スケール（前後 1 秒間）の平均  $X_{1sec}$  を用いる式(5)から、コースに対する逸脱性は長期的な時間スケール（前後 5 秒間）の平均  $X_{5sec}$  を用いる式(6)から算出する。

$$V_x'(t) = V_x(t) - \overline{V_x(t)} = \int_0^t A_x(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_x(t) dt \quad (4)$$

$$X'(t) = X(t) - \overline{X_{1sec}(t)} = \int_0^t V_x'(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_x(t) dt \quad (5)$$

$$X''(t) = X(t) - \overline{X_{5sec}(t)} = \int_0^t V_x'(t) dt - \frac{1}{10} \int_{t-5}^{t+5} V_x(t) dt \quad (6)$$

**進行方向**：進行方向に関して、まずはオフセット除去を行うため鉛直、左右方向同様に、式(7)から速度  $V_z$  の平均を用いて速度  $V_z$  を求める。しかし鉛直、左右方向と異なり、進行方向は蓄積していく移動距離 Z を求めるため、周期的な運動と仮定することでオフセットに加え等速成分を除去してしまう式(2)の手法では、 $V_z$  は歩行中の速度振幅成分のみになってしまう。そのため歩行速度推定を行う。歩行速度の振幅と歩行速度の間では回帰直線で近似できる関係がある。これまでの研究で速度と速度振幅の関係であり、 $y$  (歩行速度) =  $\alpha x$  (歩行速度の振幅) +  $\beta$  の回帰直線となることがわかっている。

これを式(8)に示すように  $V_z'$  に歩行速度振幅である  $V_z'$ amp を加えることで歩行速度  $V_z''$  を求める。そして再び積分し、式(9)から移動距離 Z を得る。この歩行速度振幅  $V_z'$ amp は前後 1 秒間における速度の極大、極小値の差から求める。ただし、この歩行速度における振幅と速度の関係は個人によって異なり、 $\alpha$ 、 $\beta$  の値は個人ごとに設定する必要がある。

$$V_z'(t) = V_z(t) - \overline{V_z(t)} = \int_0^t A_z(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_z(t) dt \quad (7)$$

$$V_z''(t) = V_z'(t) + \alpha V_z'_{amp} + \beta \quad (8)$$

$$Z(t) = \int_0^t V_z''(t) dt \quad (9)$$

### 2.3 実験課題と被験者

歩行実験は平坦で長い直線状の廊下で実施した。被験者は両足首、腰に加速度センサを装着し、提示されるステップ音に歩調を合わせて歩行するように指示されている。廊下は30mの直線状であり120secのあいだ往復歩行する。ただし廊下の端では大回りしてもらい、直線時の脚接地タイミングを大きく変化させないように事前に要求している。なお、室温、照度などは快適なレベルに調整されており、また被験者以外の歩行者はいない条件で計測を行った。このような実験環境のもとで、歩行を運動学的に評価した。

被験者は、高齢な片麻痺患者男女12名(そのうち杖使用者6名)に無償で協力をお願いした。

### 2.4 実験手順

実験は2セッションから構成されている。最初の試行は、被験者本人の通常の歩行を調べるために、Walk-Mateのステップ音を提示しない状態で自由歩行を行う。2回目の試行でWalk-Mateのステップ音に合わせて協調歩行を行う。

## 3. 実験結果

### 3.1 腰重心軌道の計測 (健常者)

前節で記述した軌跡の計測方法を使用し、腰重心の軌道を2次元で表したものを Fig.5a, 3次元で表したものを Fig.5b に示す。Fig.5aの左上のグラフが矢状面(z-y平面)、左下のグラフが水平面(z-x平面)、右上のグラフが前額面(x-z平面)を示したものである。この軌道は健常者が数歩歩行したときの腰の軌道の一例である。前額面のグラフは、\*1で左脚が接地し、左上に上がり左脚が離地し、右下に下がり\*3で右脚が接地し、右上に上がり右脚が離地し、左下に下がり\*1で左脚が接地する。この\*1~\*4サイクルで歩行1周期を示している。健常者の腰の軌道の特徴として、軌道は安定し上下、左右共にバランスがとれていることがわかった。

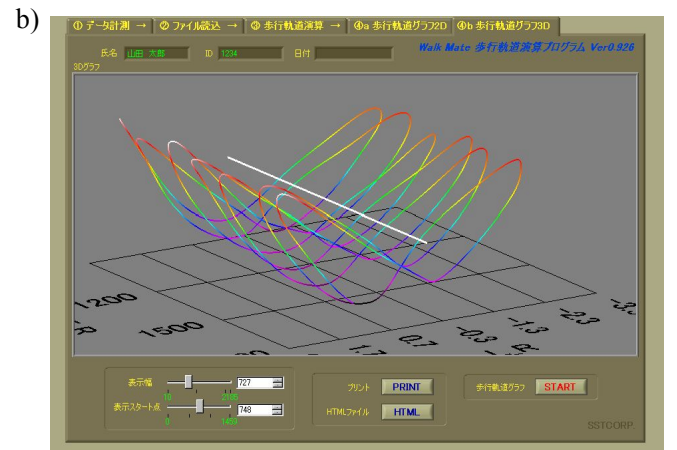
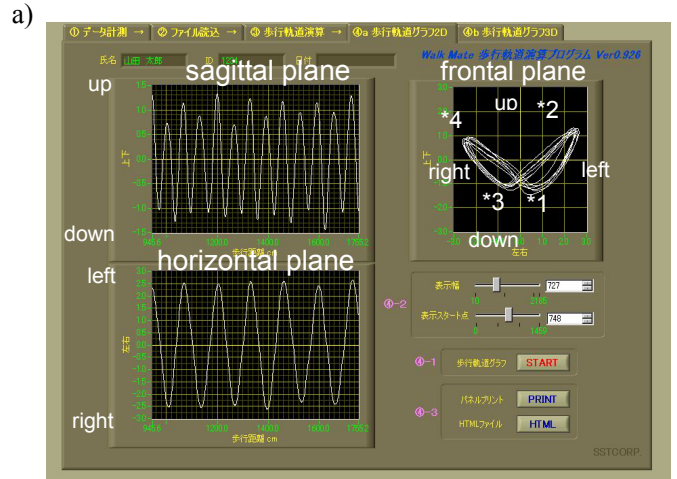


Fig.5 Gait Trajectory

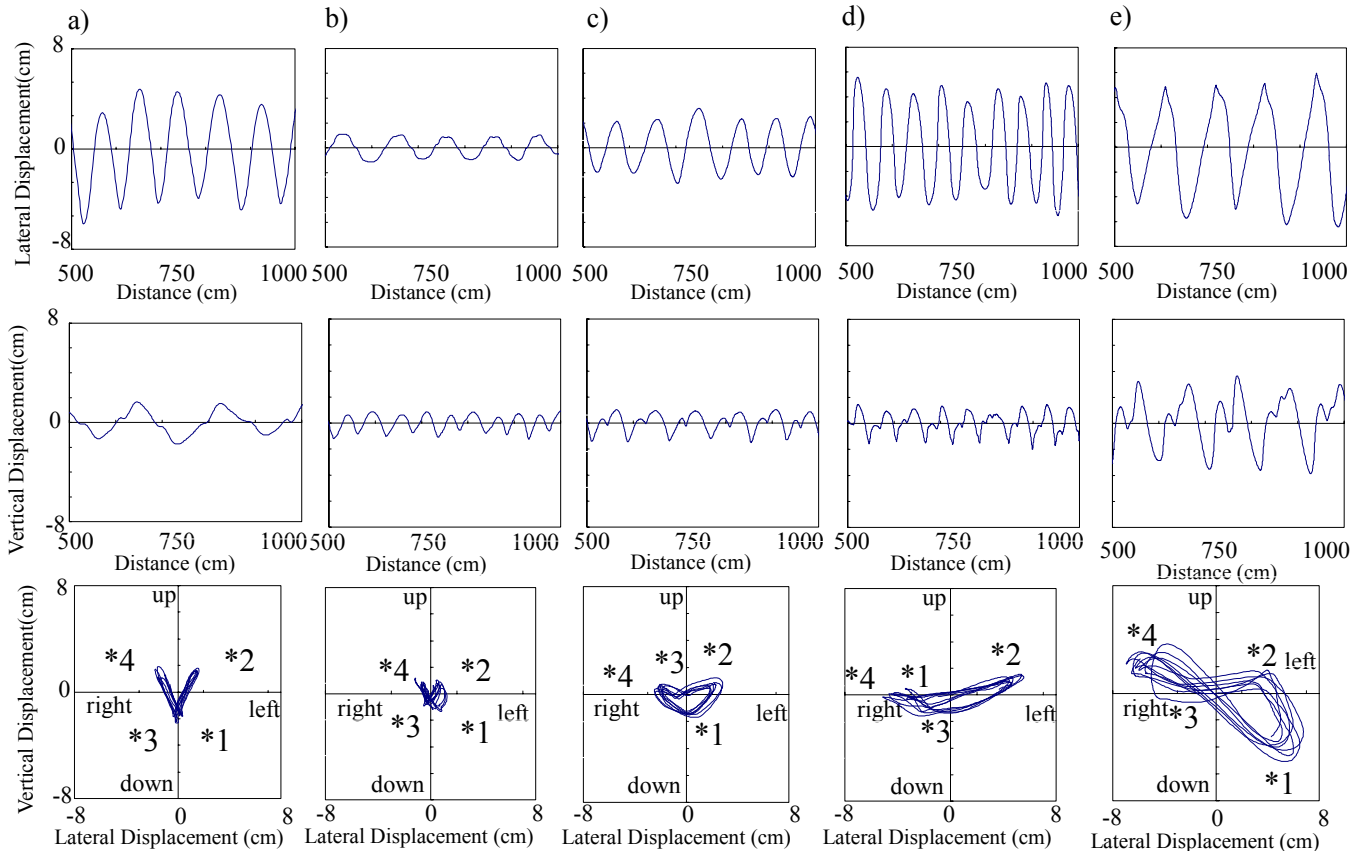


Fig.6 Gait Trajectory in Single Walking

### 3.2 自由歩行時の腰軌道 (障害者)

被験者に自由歩行してもらい、被験者一人での歩行時の腰の軌道を算出し片麻痺患者の特徴を調べ、健常者と比較する。Fig.6に上から水平面、矢状面、前額面を示す。なお同図は、左から症状が軽い順に構成されている。a)は健常者、b)は杖使用しない左片麻痺患者、c)は杖使用しない左片麻痺で症状がb)より重い患者、d)は杖使用の右片麻痺患者、e)は杖使用の左片麻痺で症状がd)より重い患者の例を示す。

b)の例では、前額面の図より左脚(患脚)が接地するときに腰の重心が下に沈み、全体的に左に傾いていることがわかる。c)の例では、同様に右脚支持時の上下移動量が少ないことがわかる。d)の例では、右脚(患脚)が接地するときに腰の重心が下に沈み、左脚支持時の上下移動量が少なく右脚支持時の左右移動量が多いことがわかる。e)の例では、左脚(患脚)が接地するときに腰の重心が下に沈み、右脚支持時の持ち上げが小さいことがわかる。このように片麻痺患者は健常者と比べると上下移動量が少なく、軌道が安定せず、患脚が接地するときに健脚に比べて腰の重心が下に沈むことがわかった。また症状が重くなるにつれて左右方向の移動量が増え、軌道が不安定になっていくことも明らかになった。

### 3.3 Walk-Mate と協調歩行時の腰軌道 (障害者)

Walk-Mateとの協調歩行時の腰の軌道を計測し自由歩行と比較した。Fig.7の左側に自由歩行時の前額面の図を、右側にWalk-Mateとの協調歩行時の図を示す。なお同図a)は右片麻痺患者、b)は杖使用の左片麻痺患者の例である。

a)の例では、自由歩行時には脚接地点は左右にずれているが、Walk-Mateと協調歩行を行うと、両脚の接地点は左右の中心点に集まっており対称性の高い歩行をしていることがわかる。b)の例では、自由歩行時の軌道は不安定であるが、Walk-Mateと協調歩行を行うと、腰軌道が安定化することがわかる。このようにWalk-Mateとの共創的な協調歩行の有効性が示唆された。

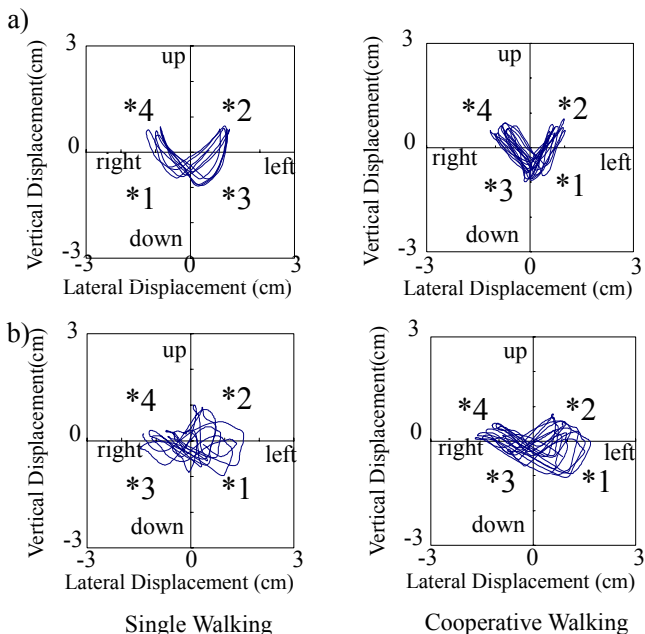


Fig.7 Gait Trajectory in Cooperative Waking

## 4. おわりに

本研究では、共創プロセスにおける歩行運動の生成過程を運動学的に解析することを目標とし、その第一段階として片麻痺患者を対象とし、自由歩行条件とWalk-Mateとの協調歩行条件における腰重心の軌道の特徴を比較した。特に、腰に装着した加速度センサで、片麻痺患者の腰重心軌道を算出できることが明らかになり、上記の比較に適用した。その結果、Walk-Mateとの協調歩行を行った結果、腰軌道のパターンに変化がみられ、歩行の安定化や歩容の左右対称性の改善に有効であることが運動学的に示唆された。これは神経系と身体系の相互作用を介して実現される環境との動的インタラクションの中で発現する創出的ダイナミクスのひとつと考えられ、われわれはこの共創プロセスを人間同士のコミュニケーション支援あるいは人間と人工物のインタラクションに拡張してゆきたいと考えている。

### 参考文献

- 1) 長谷川, 中島: 寝たきりにさせない介護術, 299/309, 医学芸術社 (2001)
- 2) Carlo Perfetti, 宮本省三, 沖田一彦: 認知運動療法, 協同医書出版社 (1997)
- 3) 三宅, 宮川, 田村: 共創出コミュニケーションとしての人間-機械系, 計測自動制御学会論文集, 37-11, 1087/1096 (2001)
- 4) 田村, 三宅: 相互適応的な歩行介助システム, 第10回自律分散システムシンポジウム資料, 247/250 (1998)
- 5) 武藤, 三宅: 人間-人間協調歩行系における共創出プロセスの解析, 計測自動制御学会論文集, 40-3, 554/562 (2002)
- 6) W.S.Condon and L.W.Sander: Neonate movement is synchronized with adult speech, Science, 183, 99/101 (1974)
- 7) エドワード・ホール: 文化としての時間(宇波彰訳), TBS プリタニカ (1983)
- 8) N.kobayasi, T.Ishii and T.Watanabe: Quantitative evaluation of infant behavior and mother-infant interaction, Early Development and parenting, 1-1, 23/31 (1992)
- 9) Y.Miyake and H.shimizu: Mutual entrainment based human-robot communication field, Proc.of 3rd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication (ROMAN'94), Nagoya, Japan, 118/123 (1994)
- 10) 高梨, 三宅: 共創型介助ロボット“Walk-Mate”の歩行障害への適用, 計測自動制御学会論文集, 39-1, 74/81 (2003)
- 11) 栗塚, 三宅, 小林: 音楽的コミュニケーションを用いた歩行介助システム, 計測自動制御学会論文集, 41-10, 866/875 (2005)
- 12) 渥美, 三宅, 國見, 野村, 別府: 共創介助プロセス Walk-Mate の時間的・運動学的な有効性評価; 計測自動制御学会論文集, 41-4, 380/382 (2005)
- 13) 小林哲平, 三宅美博, 和田義明, 松原正明, "加速度センサを用いた運動学的歩行分析システム—股関節疾患の術後リハビリにおける Walk-Mate 有効性評価への適用—," 計測自動制御学会論文集 Vol.42, No.5, pp.567-576 (2006)