

歩行介助ロボット Walk-Mate を用いた 共創出過程としての高齢者支援

高梨 豪也*1 三宅 美博*1

Co-emergence based Robot Walk-Mate and its Support for Elderly People
Hideya Takanashi*1, Yoshihiro Miyake*1

Abstract: Effectiveness of co-emergence process for supporting elderly people was studied by using "Walk-Mate" which had already proposed by our group. In this study, we used two types of subjects. One is real elderly person having disability in walking and the other is the model elderly person realized by attaching a load to one of legs. Consequently, in both types of subject, stabilization effect and rehabilitation effect were observed under cooperative walk with Walk-Mate. However, rehabilitation effect in real elderly person was smaller than that of model subject.

Keywords : co-emergence, walk support, Walk-Mate, elderly people

1. 緒言

福祉施設では歩行介助・訓練時に介護士と被介護者が向かい合い、或いは寄り添いながら協調歩行を行う^[1]。このような人間同士が行う歩行介助関係では、介助する側とされる側の歩行運動が相互に適応し合う中で協調歩行が「共創出(Co-emergence)」され、安定かつ柔軟な歩行運動が実現されている。ところが既存の福祉機器は、杖、歩行器^[2]のような被介護者側が介護側に一方的に適応する形態か、或いはリハビリ機器であるトレッドミルを改良した歩行訓練機^[3]やエアロバイク型のエルゴメータ^[4]のような介護側が被介護者側の必要な機能を一方的に提供する形態を取っており、共創出としての協調関係からは大きく異なっている。このような背景から、本研究では、人間-機械系においても人間-人間系のような協調的機能の共創出を実現する事を目標とする。

われわれの研究グループでは、歩行リズムの引き込みを介して人間の歩行運動を介助するWalk-Mate^[5]の開発を進め、既に人間とWalk-Mateが相互に適応し合う共創出過程を部分的に実現してきた。しかし、このようなWalk-Mateが実際の福祉現場での歩行介助において有効であるか否かは、これまで全く明らかにされていない。そこで、本研究では20歳代の学生による高齢者モデルに加えて実際に歩行障害を持つ高齢者も調査の対象とする。そして、Walk-Mateによる協調歩行の共創出過程の中で、歩行運動に関する介助機能やリハビリテーション機能がどのように創出されるかを詳細に調べる。特に、人間の歩行運動の安定化の指標として、歩行周期の揺らぎや左右の足の非対称性に注目して計測と解析を行ないWalk-Mateの有効性を調査する。

2. 歩行介助ロボット

2.1 共創出モデル

われわれの研究グループでは、人間-人間系における共創出過程の考察を通して、人間-機械系における共創出を実現するために、図1のようなモデルを提案してきた。これは、人間の認知機構における明在性と潜在性に注目し

*1: 東京工業大学大学院 総合理工学研究所

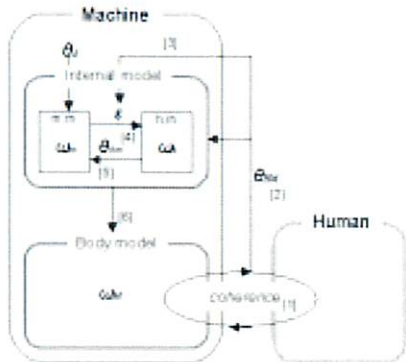
*1: Tokyo Institute of Technology, Department of Computational Intelligence and Systems Science

た「二重性(Duality)」に基づく枠組みであり、身体的インタラクションと自己意識の創出の相互拘束関係に深く関わっている。しかし、ここでは、介助ロボットとの関連において要点だけをまとめることにする。その詳細は別論文を参照してほしい^{[6][7][8][9]}。

このモデルの基本骨格は、身体モデルと内部モデルという2つのサブモデルから構成され、それらの相互拘束によって協調的機能の共創出過程が実現されることにある。身体モデルは環境に対して開かれており、引き込みを介して相互作用する。これは非線形振動子によって記述されており、人間側の歩行運動における歩行リズムとの間に位相的コヒーレント状態を自己組織することができる。一方、内部モデルは位相振動子の結合系として閉じた形で構成されている。そして、身体モデルと人間の歩行運動の間で自己組織された位相関係を拘束条件として、両者の内部状態を予測する。この結果に基づいて、内部モデルは身体モデルに対して拘束をかけ、再び、身体モデルと人間の身体運動の間でのコヒーレンスが自己組織されることになる。このような関係の生成と分解を交互に繰り返すことで、協調的機能を共創出するのである。

2.2 歩行介助ロボット Walk-Mate

歩行介助ロボットWalk-Mateは仮想ロボットであり、小型計算機(東芝, Libretto 60)内に構築される。そして、図2のように足音を介して人間と相互作用し協調歩行することになる。人間側はヘッドフォンを通してロボットの足音に相当するリズム音を聞き、それと同時に、ロボット側にも人間の歩行運動における脚の接地タイミングに関する信号が送られる。脚の接地は靴底に装着されたタッチセンサ(オジデン, OT-N0-1)によって計測される。誰にでも経験があると思われるが、このような状況は、人と並んで歩くときに自然と歩調が揃ってしまう現象に対応するものである。この歩行介助ロボットにとって、人間とロボットの協調歩行は、歩行リズムの位相差を目標値に安定化させることとして定義されている。このとき目標位相関係を負に設定すると、ロボット側が人間より先行した歩行が実現され、人間側の歩行運動を促進することができる。逆に、目標位相関係を正に設定すると、それが抑制される。



1. Self-organize coherence between human motion and body model
2. Get the organized coherence as phase difference θ_{HM}
3. Modify the internal model parameter ϵ such as $\min(\theta_{HM} - \theta_d)$
4. Search ω_h such as $\min(\theta_{HM} - \theta_{hm})$ under the fixed ω_m in internal model
5. Search ω_m such as $\min(\theta_d - \theta_{hm})$ under the fixed ω_h in internal model
6. Change ω_M in body model corresponding to searched ω_m
7. Back to 1.

図1 Walk-Mateの相互拘束プロセス
Fig 1 Mutual constraint process of Walk-Mate

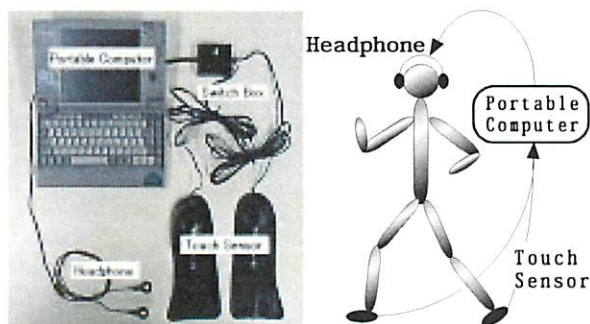


図2 Walk-Mateの概要
Fig2 The outline of Walk-Mate

3. 実験方法

実験条件としては、上記の歩行介助ロボットを装着し、静かな室内にある円形トラック上を240sec歩行する状況を用いた。被験者としては、20歳代学生7名によって高齢者モデルとしての擬似的障害保有者を構成した。具体的には、左足の膝関節可動域を非伸縮のテーピングで制限し、5.0kgの重りを付加する事で左右の歩容のバランスを崩した。さらに、実際の高齢者も対象として同様の測定を行った。協力して頂いた80歳代の女性は本実験の半月前の転倒事故で左足の膝を怪我した経緯を持っている。症状としては、日常的に歩行を行うことができるが、医者から膝に保護用サポータの装着を義務付けられており、膝関節を十分に曲げる事が出来ないため、歩行バランスが不安定になっている。

個々の被験者における計測内容は、3つの異なる状態から構成される240secの歩行である。最初の60sec(状態I)はロボットとの相互作用の無い状態で人間は自由歩行を

行なう。続く120sec(状態II)は足音信号を通して人間がロボットと協調歩行を行なう状態である。このとき目標位相差の操作により、障害側の左足の歩行リズムを促進すると同時に、健常側の右足の歩行リズムを抑制する事によって、歩容の非対称性の緩和を狙っている。最後の60sec(状態III)は、再び相互作用を切断し自由歩行を行なう。状態I~IIIを通して人間とロボットの間での歩行リズムの位相差、および、人間側の歩行周期の揺らぎや歩容の非対称性に関する計測と解析を行った。

4 結果

4.1 高齢者モデルに対する適用

まず、人間の歩行運動とロボットの身体モデルの歩行リズム間における、位相差の時間発展の一例を図3に示す。本実験では、障害側である左足における目標位相関係を $-0.1[\text{rad}]$ 、健常側である右足における目標位相関係を $+0.1[\text{rad}]$ に設定し、それぞれの歩行運動の相互関係に介入した。その結果、共創出プロセスとしての歩行介助を行っている状態IIでは、若干の揺らぎは伴うが、左右の足で設定した目標位相関係に収束している様子が分かる。

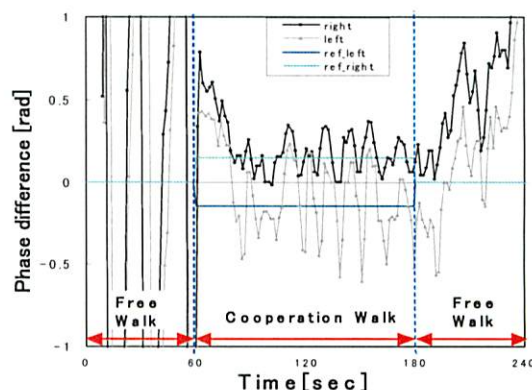


図3 位相差
Fig3 Phase difference

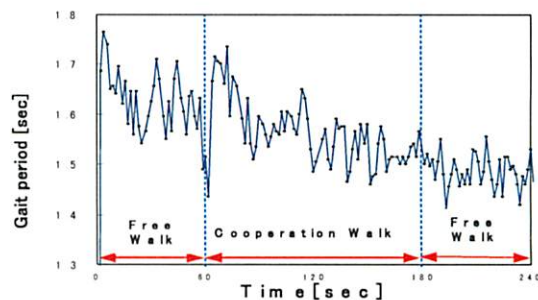


図4 歩行周期
Fig4 Gait period

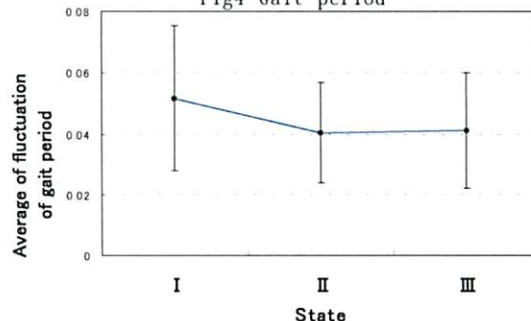


図5 平均歩行周期揺らぎ
Fig5 Average of fluctuation of gait period

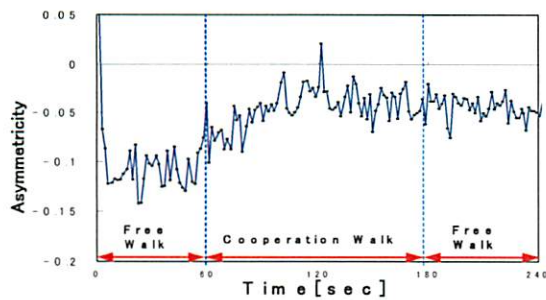


図6 非対称性
Fig6 Asymmetry

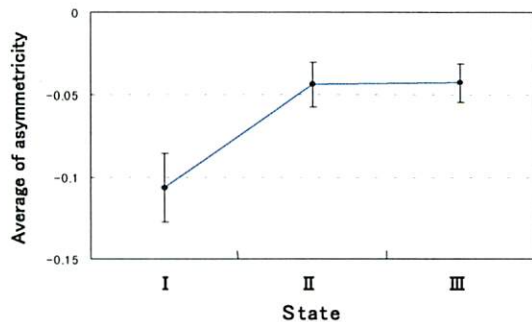


図7 平均非対称
Fig7 Average of asymmetry

図4に障害側である左足における歩行周期の時間発展の一例を示し、同データにおける状態Ⅰ～Ⅲでの歩行周期揺らぎの平均値を図5に示す。図6には歩容の左右非対称性の時間発展の一例を示し、同データに対応する各状態での非対称性の平均値を図7に示す。左右の非対称性は左右の足の接地時刻の差を周期で割り0.5を引いたものとして定義し、0から離れるにしたがって非対称な歩行であることを意味している。このとき、状態Ⅰに比べ、状態Ⅱでは歩行周期の揺らぎが減少し、非対称性が緩和され、状態Ⅲにおいてもその効果が持続している様子が分かる。このことは、Walk-Mateとの協調歩行によって、歩行が安定化されることを意味している。さらに、残る6名を含めた全結果を表1と表3に示し、状態Ⅰ-Ⅱ間、Ⅱ-Ⅲ間において平均歩行周期揺らぎと平均非対称性について片側検定を行った結果を表2と表4に示す。状態Ⅰ-Ⅱ間では平均歩行周期については被験者7名中6名が有意水準5%での有意差が認められ、平均非対称性については7名いずれも、有意水準1%で有意差が認められた。状態Ⅱ-Ⅲ間においては歩行周期揺らぎについて7名中6名に、平均非対称性について7名中5名に有意水準5%でも有意差が認められなかった。これらの事は、上記の傾向を支持するものであった。

被験者	状態Ⅰ	状態Ⅱ	状態Ⅲ
A	0.039 (0.030)	0.026 (0.019)	0.043 (0.023)
B	0.041 (0.027)	0.032 (0.023)	0.043 (0.034)
C	0.036 (0.030)	0.019 (0.014)	0.018 (0.009)
D	0.044 (0.030)	0.025 (0.018)	0.022 (0.014)
E	0.047 (0.035)	0.039 (0.023)	0.030 (0.023)
F	0.054 (0.046)	0.037 (0.025)	0.038 (0.025)

括弧内は標準偏差

被験者	状態Ⅰ-Ⅱ間		状態Ⅱ-Ⅲ間	
	t	p	t	p
A	t(44)=2.16	p<0.03	t(44)=3.43	p<0.01
B	t(43)=1.37	p<0.10	t(43)=1.59	p<0.1
C	t(44)=3.56	p<0.01	t(44)=0.09	p<0.5
D	t(36)=2.55	p<0.01	t(36)=1.58	p<0.1
E	t(47)=1.85	p<0.05	t(47)=1.32	p<0.1
F	t(39)=2.12	p<0.03	t(39)=0.32	p<0.4
G	t(35)=2.66	p<0.01	t(35)=1.10	p<0.4

被験者	状態Ⅰ	状態Ⅱ	状態Ⅲ
A	-0.085 (0.014)	-0.042 (0.013)	-0.071 (0.013)
B	-0.083 (0.014)	-0.063 (0.010)	-0.087 (0.015)
C	-0.055 (0.008)	-0.018 (0.006)	-0.020 (0.008)
D	-0.037 (0.011)	-0.030 (0.009)	-0.031 (0.010)
E	-0.077 (0.017)	-0.037 (0.013)	-0.046 (0.010)
F	-0.048 (0.014)	-0.034 (0.012)	-0.035 (0.011)
G	-0.107 (0.021)	-0.040 (0.014)	-0.045 (0.011)

括弧内は標準偏差

被験者	状態Ⅰ-Ⅱ間	状態Ⅱ-Ⅲ間
A	t(45)=15.47 p<0.01	t(45)=10.96 p<0.01
B	t(41)=3.76 p<0.01	t(41)=2.83 p<0.01
C	t(42)=24.05 p<0.01	t(42)=0.54 p<0.3
D	t(42)=3.49 p<0.01	t(42)=0.36 p<0.4
E	t(40)=8.49 p<0.01	t(40)=0.92 p<0.2
F	t(40)=4.93 p<0.01	t(40)=0.37 p<0.4
G	t(36)=15.97 p<0.01	t(36)=1.47 p<0.1

4.2 高齢者に対する適用

本節では、実際に歩行障害を持つ高齢者における計測の結果を説明する。まず、人間の歩行運動とロボットの身体モデルの歩行リズム間における、位相差の時間発展の一例を示す。本実験では、障害側である左足における目標位相差を-0.15[rad]、健常側である右足における目標位相差を+0.15[rad]に設定し、それぞれの歩行運動の相互関係を介入した。その結果、共創出プロセスとしての歩行介助を行っている状態②では、若干の揺らぎは伴うが、左右の足で設定した目標位相関係に収束している様子が分かる。

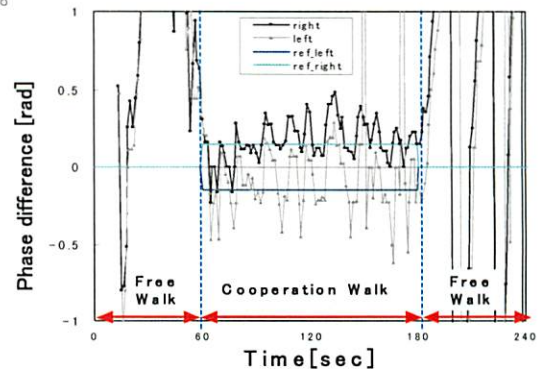


図8 位相差
Fig8 Phase difference

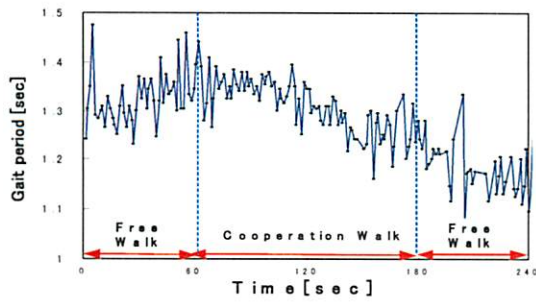


図9 歩行周期

Fig9 Gait period

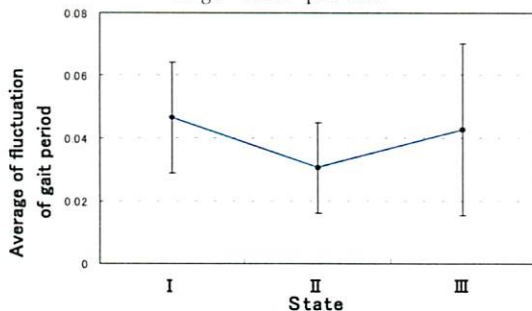


図10 平均歩行周期揺らぎ

Fig10 Average of fluctuation of gait period

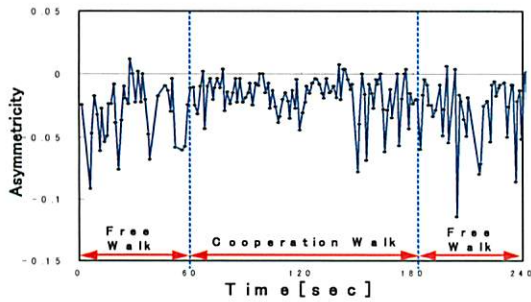


図11 非対称性

Fig11 Asymmetry

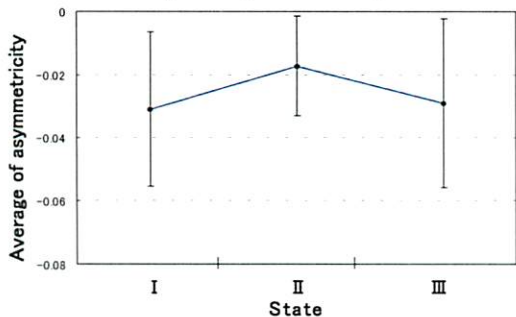


図12 平均非対称評価値

Fig12 Average of asymmetry

Table5 高齢者における検定結果

データ	状態 I - II間	状態 II - III間
平均歩行周期揺らぎ	t(39)=3.05 p<0.01	t(39)=1.54 p<0.01
平均非対称性	t(37)=3.46 p<0.01	t(37)=2.81 p<0.01

図9に障害側である左足における歩行周期の時間発展の一例を示し、同データにおける状態Ⅰ～Ⅲでの平均歩行周期揺らぎを図10に示す。図11には歩容の非対称性の時間発展の一例を示し、同データに対応する

各状態での平均非対称性を図12に示す。状態Ⅰに比べ、状態Ⅱでは歩行周期揺らぎが減少し、非対称性が緩和された様子が分かる。これは前節の高齢者モデルでの結果と対応し、歩行の安定化を意味している。しかし、状態Ⅲでは歩行周期、非対称性共に高齢者モデルのような効果の持続は見られなかった。また、Table 5に示した片側t検定の結果は状態Ⅰ - II間、II - III間共に、有意水準1%での有意差が認められ、上記の傾向を支持するものであった。

5. 考察

Walk-Mateによる協調歩行の共創出過程の中で、歩行周期揺らぎの減少、歩容の非対称性の緩和を実現できることが確認された。歩行周期揺らぎの減少は歩行中の身体的負担が分散したスムーズな歩行運動の獲得を、非対称性の緩和は歩行バランスが矯正された事を意味し、総じて歩行運動が安定化したと言える。更に、擬似的な歩行障害を構成した高齢者モデルにおいては、共創出プロセスの終了後もそれらの効果が持続する可能性が示唆された。このことは協調歩行の共創出がリハビリ訓練としての効果を持つ可能性を示唆している。その一方で、実際の障害保有高齢者における結果では、歩行周期揺らぎ、非対称性共に協調歩行時には減少、緩和しているものの、共創出プロセスの終了後にその効果の持続が弱かった。これは高齢者に顕著な機能障害である全身持久力の低下や筋力低下^[2]等に起因するものと予想される。

6. 結言

本研究では、高齢者モデルや障害保有高齢者の歩行支援に対する、Walk-Mateとの共創出的な協調歩行の有効性を調査した。その結果、共創出過程において、高齢者モデルと障害保有高齢者の双方で歩行運動が安定化されることを確認した。しかし、共創出過程の終了後は、高齢者モデルではリハビリ効果が観察されたが、高齢者の場合には、その効果が顕著ではなかった。これは高齢者の歩行障害の原因が、関節拘縮の他に膝伸筋の筋力低下^[11]、持久力、筋力の低下^{[12][13]}等であることに起因していると予想される。そのため、リハビリ効果を観察する為には、今回の計測よりも長時間に渡る継続した計測が必要になると考えられる。

7. 参考文献

- [1] 今井基次: 介護技術1, 中央法規
- [2] 武智秀夫, 明石謙: 装具12章, 医学書院
- [3] 藤江正克: 高齢者の日常生活を支援するロボット技術, ロボット; 日本ロボット工業会No.128, 29-33(1999)
- [4] 田村俊世: 総合リハビリテーション29-6, 503-507(2001)
- [5] 田村寧健, 三宅美博: 相互適応的な歩行介助システム; 第10回自律分散シンポジウム資料, 247-250(1998)
- [6] 三宅美博: 共生成過程としての人間-機械コミュニケーション; ヒューマンインターフェイスシンポジウム2000, 81-84
- [7] 清水博, 共創と場所(「場と共創」第一章), NTT出版(1999)
- [8] 宮川透: 相互適応系における関係同定に基づく適応機構と人間-ロボット協調歩行問題に対するその適応, (1998)
- [9] 宮川透, 三宅美博: 内的観測に基づく関係同定を反映した相互適応系設計-人間-ロボット系における協調歩行の実現一, 第15回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 739-740(1997)
- [10] 大橋正洋: 歩行分析の現状とリハビリテーション医療における役割, リハビリテーション医学vol.1.38 no.5(2001)
- [11] 徳田, 人間工学29-1, (1993)
- [12] 荘村多加志: リハビリテーション論, 太洋社, 1, 2章(2001)