継続的なリハビリテーションの実現に向けた検討

保科 篤志[†1]　武井祐一[†1]　伊藤哲平[†1]　菅谷 みどり[†1]

概要：高齢者に対するリハビリテーション（以下：リハビリ）の支援では，ロボットスーツやベルト等の器具によって行動を支援する方法が提案されている．しかし，個人で自宅利用することを前提とした方法や基盤はまだ十分に検討，提供されていない．また，自宅などで実施する場合には理学療法士などの専門家がいないが，それを効果的，継続的に行なう際の測定手法や意欲向上は十分に行われていない課題がある．本研究では，こうしたリハビリに関する課題について整理し，それに対応するためのリハビリ促進システムを提案することを目的とし，検討を行なう．まず，1．在宅で可能なリハビリ効果の測定手法を提案する．2．動機を継続的に向上させるための手法を提案する．本論文では，これらの提案，検討した内容について報告する． 3．リハビリを促進するロボットのプロトタイプを開発し，リハビリ実施時にロボットの行動がどのような心理的影響を与えるかを検証する．本論文では，これらの提案，検討した内容について報告する．

Discussion of Continuous Rehabilitation Advancing System

ATSUSHI HOSHINA[†1]　YUICHI TAKEI[†1]　TEPPEI ITO[†1]
MIDORI SUGAYA[†1]

Abstract: In support of elderly rehabilitation, methods to support behavior by means of equipment such as robot suits and belts have been proposed. However, the methods and the infrastructure on the premise of personal use at home are not sufficiently examined and provided yet. Also, there are no experts such as physiotherapists when conducting at home or the like, but measurement methods and motivation for effectively and continuously doing it are not sufficiently done. In this research, we aim to organize the problems relating to rehabilitation and propose a rehabilitation promotion system and examine it. First, we propose a measurement method of possible rehabilitation effect at home.　Next, we propose a method to continuously improve motivation. And last, we propose the foundation for collecting instrument information and biological information used at rehabilitation in the server. In this paper, we report on these proposals and contents studied：

1. はじめに

近年，少子高齢化の影響によって高齢者が増加しており，2025 年には高齢者人口が全体人口の約 30%に達するなど超高齢化社会が進行している[1]．高齢者の増加に伴い，65 歳以上の高齢者の増加と介護負担の増加が顕著である[2]．介護の一つとして，理学療法士による身体機能回復訓練（歩行訓練等）がある．これは，身体機能の衰えた人達に対して運動能力の回復を目的としており，リハビリテーション（以下：リハビリ）と呼ばれる．本リハビリは身体機能回復のために重要な介護であるが，理学療法士が不在の際や自宅等で行うためには，看護師，および家族が歩行方法等などの実施に関して理学療法士からの引継ぎと実施が必要である．しかし，実際に自宅等で実施する場合，専門医による評価指標や継続的な実施のアセスメント手法の適用が困難であることから，それがどの程度継続され，効果があるのかを把握することは困難である．一方，患者側にとってもリハビリは，面倒，習慣がない，終わりが見えないなど，意欲の維持が困難であるという問題が生じる．

そこで，我々は，そのような問題点を解決するために，リハビリ実施時の負担を減らすことを目的とした，支援の仕組みは様々なものが提供されている．例えば，使用者の下肢に装着したロボットスーツと歩行器の組み合わせによって，使用者の歩行のリハビリを行う研究[4]，トレッドミルと体幹を支えるベルトやアームによって，歩行障害を有する患者の歩行練習のリハビリを支援する研究[5]などが提案されている．これらの研究では，リハビリを行うためには看護士や介護士の介助が前提となっており，場所・人材・器具等といった面で個人での運用に適していない．また，運用中における患者自身が身体的能力向上の改善を確認する手立てがないことや，自宅でのリハビリに適する方法とはいえないため，リハビリを自宅などで継続的に実施することが難しい問題がある．

本研究では，こうしたリハビリにまつわる課題について整理し，それに対応するためのリハビリ促進システムを提案することを目的とし，検討を行なう．最終的には，介助を前提とせず，患者が歩行訓練を気軽に繰り返し行う，ということを実現することを目標とする．実現においては，まず 1．在宅におけるリハビリ効果の計測システムを開発する，また，2．恐怖など負の感情をロボットの制御に応用し，危険に対するリスク制御を行う，3．リハビリを促進するロボットのプロトタイプを開発し，リハビリ実施時にロ

†1 芝浦工業大学
Shibaura Institute of Technology University

ⓒ 2017 Information Processing Society of Japan

ボットの行動がどのような心理的影響を与えるかを検証する．本論文の構成は，2 節にてリハビリにおける課題，3，4，5 節にて我々が提案する内容について述べ，6 節にて今後の課題について述べる．

2. リハビリ促進の課題

リハビリの促進において，まず考えなくてはならないことは，最終的には実施者が一人で歩行できるようにすることである．実現のためには，急性期の対応のみならず，自宅など，理学療法士などの専門家の手を離れた場合においても，継続的な取り組みの必要がある．この際に，3 つの課題がある．

一つ目の課題は，在宅における定量的なリハビリ効果の測定手法が存在しないことである．二つ目の課題として，リハビリは実施者にとって，面倒，習慣がない，終わりが見えないなど，意欲の維持が困難であるという問題が生じることがある[2]．こうした問題は継続が必要であるリハビリの進行に影響を与えると共に，患者に大きな負担（ストレス）を与えるものとなっている．また，本研究においては，リハビリを促進するためのリハビリロボットを提案しており[6]，本ロボットを利用した場合の比較などを行うことで，その効果を明確にすることを目的とした．

3. 効果の簡易測定手法の検討

3.1 概要

1 節で述べた通り，高齢者の増加と介護者の負担が今後増加していく．よって，単にサービスを受けるだけではなく高齢者が自助や施設外でリハビリを行うことが必要となる．在宅であっても患者自身が歩容や生体情報の取得，蓄積を行い，専門家の指導へと繋げる事が重要である．この課題への対処のために，和田らは靴型計測装置を提案した[3]．特に，歩幅や圧力を靴内で計測処理するため，どこでもリハビリを行い患者自身で歩行時の注意点を把握することが可能である．しかし患者への身体的負荷や筋肉の運動参加の検討をしていないことや，データ蓄積を行なっていないので，歩行変化を長期的に観察することが困難であるという課題がある．

そこで我々は，課題の解決に向けて，歩行変化を筋肉の運動参加と歩幅，身体的負荷を心拍数とし，運動の様子，歩行変化を長期的に観察，変化を解析する仕組みを提案するものとする．

3.2 設計概要

提案手法の概要を図 1 に示す．また，使用機材と装着部位を表 1 に示す．

図 1　システム概要

表 1　使用機材･装着部位

使用センサ	装着部位	品番	測定目的
筋電位センサ	下腿三頭筋	IWS9I40 （東京デバイセズ）	筋肉活動量
心拍センサ	第二指	PulseSensor （SparkFun）	運動強度 PCI[beat/m]
加速度センサ	膝	KXR94-2050 （秋月電子通商）	歩幅

使用者は筋電位センサ，加速度センサ，心拍センサを装着する．筋電位センサから筋肉の運動参加量，3 軸加速度センサからは歩幅，心拍センサから PCI（physiological cost index）と運動強度を取得，PC 上で解析を行う．

3.3 比較実験と考察

3.2.2 節で述べた実装に基づき，データ取得実験を行なった．第一段階として，歩行時と着席時における筋電位，心拍変化や PCI，運動強度を取得し比較した．PCI は PCI（拍/m） =[歩行後 HR（拍/分）- 安静時 HR（拍/分）]÷ 歩行速度（m/分）で，歩行時における生理的なエネルギー効率を示す指標である．

なお，加速度センサから取得する歩幅の変化は，計測しないものとした．図 2 に歩行時と着席時の筋電位推移（左），ヒストグラム（右），図 3 に心拍推移を示す．図 2 では筋電位において歩行時と着席時で最頻値が異なり，現在歩行をおこなっているか，などの閾値判定として有意である．また，筋電位と同様に図 3 の心拍推移から運動強度の違いが判定可能である．

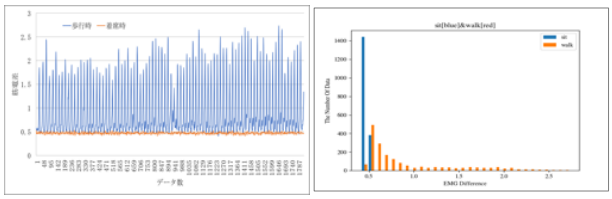

図 2　筋電位推移（左），およびヒストグラム（右）

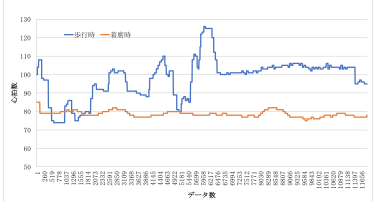

図 3　心拍推移

ⓒ 2017 Information Processing Society of Japan

在宅における簡易手法では専門的なデバイスと比較し，精度向上を行う必要がある．また，今後 PCI や運動強度を測定して評価する手法を確立する必要がある．

4. リハビリの意欲促進手法の検討

4.1 課題

継続意欲の向上は，リハビリ促進にとり重要な課題である．こうした課題に対して，ロボットが人の特徴を学習し，人に合わせた学習により適応的な動作や仕組みを提供することによる解決方法が考えられる．特に，機械による能動学習[7] (Active Learning)は，対象者に質問しながら分類器を学習させる方法であることから，人の気持ちを質問により取り込み，それを機械が学習することで，その人が安心して利用できる使用感を提供するものと期待できる．

しかし心理学分野では，人は正しく自分の主観，特に機械の使用時に関する不快感を，言葉で表現することや，的確な行動選択に反映できるとは限らないとも言われている．また，仮に表現できたとしても，歩行中に福祉器具の動作に対して，正確に困難さを感じている気持ちを随時，リアルタイムな操作で伝えるのは難しい．こうした背景から，本研究が目的とするロボットへの感情や情動を，生体情報からリアルタイムにフィードバックし，制御にその一部を取り組む仕組みを導入し，使用時の満足感やリハビリへの効果への影響を高めることは今後の超高齢社会でのリハビリの負担軽減と普及促進において極めて重要性が高い．

4.2 意欲の維持向上に向けたリハビリロボット制御

本研究では，装着可能な簡易脳波計と心拍の二つの生体情報をもとに，短期的な感情を示す「情動」を解析する手法として，Russell の円環モデルを用いた手法を適用する[8]．Russell の円環モデルは，複数の感情を上記に示した二次元座標上に位置づけた円環モデルを示すものであり，感情の「気づき」に基づく主観マップと同一のものである．池田らは，心拍を用いた快不快判定と，脳波を用いた覚醒度判定を用いて，Russell の円環モデルに基づいた感情推定を行い，その結果，主観評価との誤差が少ないことを示した[9]．我々は，池田らが提案した手法を用いて，感情推測を行うものとした．

Russell の円環モデルでは，焦りや不安など，不快方面の感情をスペクトラムとして分析することで，言葉で表現できない違和感や複数の情動を分析する．本方式を用いて人の直接的な情動をリハビリロボットの制御に反映することで，リハビリロボットを使った歩行や操作において，不安や焦りといった負の感情を適切に把握し，制御動作の変更や音声や動画による感情の緩和効果と長期的な意欲との相関を調査し，それをプログラムの変更などに反映する，新しいリハビリ支援手法を研究開発する．

また，リハビリロボット自体が，人とインタラクションを取ることによって，その行動が対象者の感情やリハビリのプログラム自体に及ぼす影響を調査する．リハビリを行う際，負の感情が生じる回数が少ないことが望ましい．そこで，ロボットが人の動作に対して反応し，インタラクションを取ることで，対象者の負の感情を緩和し，リハビリを効果的に進めることができるかを検討する．

4.3 設計目標

本システムの制御の設計図を図 4 に記す．

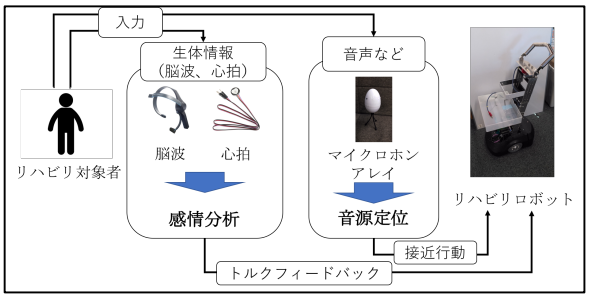

図 4　リハビリロボット制御設計図

本システムでは，生体情報による感情分析と，音声などによる音源定位の 2 種類のデータを対象者から取得し，リハビリロボットを制御する．制御には，Willow Garage 社が配布しているロボット用ミドルウェアである Robot Operating System（ROS）を用いる．

制御の内容として，第 1 に生体情報を用いて得られた，Russell の円環モデルに基づいて推測された感情情報に基づいたリハビリロボットの制御を行う．例えば，推測された感情が「恐怖」と判定された場合は，リハビリロボットを制御する際のトルクの出力量を減らすなどの制御を行う．

次に，対象者から得られる声や，手を叩くといった動作などによって生じる音を，リハビリロボットに取り付けられたマイクロホンアレイで，音源を定位する際の定位結果を元に，リハビリロボットが対象者に近づく行動を行う．これにより，対象者に与える感情への影響の調査を行う．

音源定位には，音声処理に関するソフトウェアである HARK を用いる．また，マイクロホンアレイには，8 チャンネルのマイクにより 360 度方位で音源を取得できる，システムインフロンティア社の TAMAGO-03 を用いる．図 5 に，本ソフトを用いた際の音源定位結果を示す．

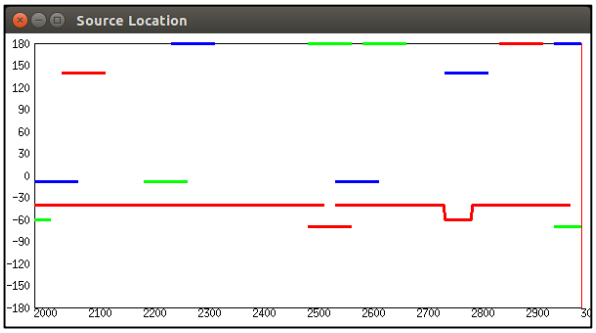

図 5　HARK による音源定位出力結果

以上より，リハビリロボットにおいて，対象者の感情をフィードバックする検証や，ロボットが対象者とインタラ

クションを取ることによる愛着の発生に関する検証の提案を行なった．今後の課題として，高齢者が外出時やリハビリ時などに利用し，我々が使用するリハビリロボットが類似するシルバーカーと，リハビリロボットを使用した際の感情の変化を比較する．その上で実装を行い，リハビリロボットを実際に使用している際の制御による検証を行う．

5. 声かけロボットの支援効果の検証

5.1 自宅での効果測定データの収集基盤

近年，パロなどの動物型のロボットが，医療福祉施設の患者に対して，心理的，生理的，社会的に良好な効果をもたらすことが実証されている[10]．パロは様々なセンサ情報を統合し，名前や行動の学習を行うことができる．これによりパロのオーナーと関係を徐々に構築することができ，パロに感情があるかのように解釈することが期待される．しかしパロの刺激-反応規則モデルでは，実際にはオーナーが現在どのような感情か正確に理解していない．また，鳴き声はアザラシであり，リハビリなどの具体的な目的をもった場合において，具体的に意欲を促進する方法については議論されていない．そこで本項では，リハビリという具体的な課題に対して，患者の感情を生体感情推定手法により測定し，その結果から声がけを行うなどの方法により，リハビリの促進意欲を向上させる方法について検討することを目的とする．図 6 に，製作した声かけロボットを示す．

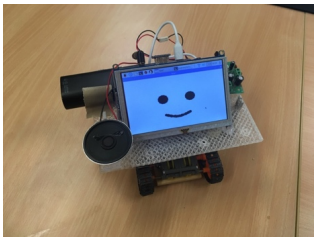

図 6　声かけロボット

図 6 の声かけロボットは，Raspberry Pi 3 Model B，5 インチ LCD，Arduino UNO R3，Arduino 拡張基盤(モータドライバ，Xbee 付き)，5V バッテリーを搭載し，タミヤタンクセットを駆動部に使用した．

5.2 ロボットの「声かけ」に関する実験

ロボットの「声かけ」という動作が人に与える心理的影響を，生体感情推定手法により測定し，その効果を検証した．開始時・終了時は木菱らの調査[11]を参考に，歩行開始時，歩行途中，歩行終了時に声かけを行なった．

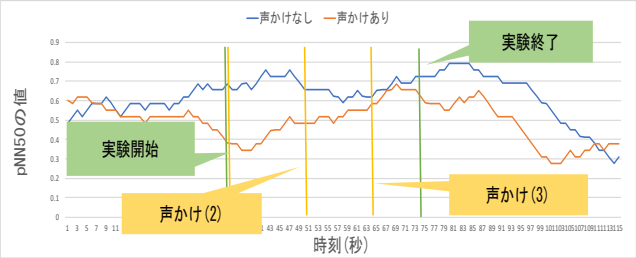

図 7　予備実験で得られた pNN50 値の比較

生体感情推定手法には脈拍から算出できる pNN50 を用い，この値が 0.3 以上のとき，快状態と判定した．心理効果(pNN50)の結果を図 3 に示した．各区間の声かけ後は pNN50 が増加しており，声かけの効果が認められた．しかし，値の絶対値は声かけがない場合の値が高く,声かけ以外の要因が考えられるため，今後検討する必要がある．

6. まとめと今後の課題

本検討では高齢者に対するリハビリ支援として，在宅で可能なリハビリ効果の測定手法の提案，動機を継続的に向上させるための手法の提案，ロボットがリハビリ患者に対して意欲を向上させる手法の提案を行なった．今後の課題として，個々に示した課題に基づき，専門家と協力しつつ，要素技術の研究開発をさらに推進する予定である．

謝辞：本研究は，人間総合科学大学，保健医療学部，リハビリテーション学科，藤本鎮也助教，医療法人社団仁愛会東埼玉総合病院，社会医療法人 JMA 東埼玉総合病院 リハビリテーション科，また独立行政法人科学技術振興機構(JST)の研究成果展開事業「センター・オブ・イノベーション(COI)プログラム」及び名古屋 COI 拠点，サステナブル基盤部門，サステナブル基盤グループ)，山田和範氏，横矢真悠氏のご協力により実現いたしました．感謝申し上げます．

参考文献

[1] 荻原平八郎ほか．“理学療法士の看護師との連携における情報交換”．Journal of the Tsuruma HEALTH SCI．MED．KANAZAWA UNIV．2004，p.127-134
[2] 馬場 晶子ほか．“意欲低下のために作業療法の介入に難渋した一例”．医療法人渓仁会 札幌西円山病院．2011，p.11
[3] 重道温，和田親宗．“加速度センサを用いた無拘束三次元足軌跡の計測の試み”．電子情報通信学会．福祉情報工学 106(490)，2007，p49-54
[4] 香川高弘ほか．“歩行補助ロボットにおける歩幅予測制御のためのヒューマンインターフェース“.計測自動制御学会.2008，Vol.44，p886-895
[5] 加好宏明ほか．“歩行支援ロボットとその臨床効果“.産業医科大学.2009，第 31 号，p207-218
[6] 山田和範，横矢真悠，山田陽滋．“住宅内を想定した高齢者向け歩行支援ロボットの提案”．信学技報，vol．116，no．306，CNR2016-18，pp．25-30，2016 年 11 月．
[7] Settles，Burr (2010)，"Active Learning Literature Survey" (PDF)，Computer Sciences Technical Report 1648．University of Wisconsin–Madison，retrieved 2014-11-18
[8] James A．Russell．“A Circumplex Model of Affect．Journal of Personality and Social Psychology”．1980，vol．39，no．6，p．1161-1178.
[9] Yuhei Ikeda，Midori Sugaya．“Estimate Emotion Method to Use Biological．Symbolic Information Preliminary Experiment”．HCI．2016，vol．13，p332-340.
[10]柴田崇徳，和田一義．“アザラシ型ロボット「パロ」によるロボット・セラピーの効果の臨床・実証実験について”．日本ロボット学会誌．2011，Vol.29，No.3，p.246-249
[11] 木菱由美子，高橋由美子，佐々木和人．“リハビリテーションにおける患者様への効果的な声かけについて”．専門リハビリテーション / 専門リハビリテーション研究会．2004，第 3 巻，p.25-29

ⓒ 2017 Information Processing Society of Japan