科研費

科学研究費助成事業 研究成果報告書

令和 2 年 5 月 3 1 日現在

機関番号: 12301

研究種目: 基盤研究(C)(一般)

研究期間: 2017~2019

課題番号: 17K06249

研究課題名(和文)動作シミュレータによる高齢者・リハビリ患者のための身体能力定量評価システムの構築

研究課題名(英文)Physical performance evaluation system for elderly persons and rehabilitants using human-motion simulator

研究代表者

松井 利一 (Matsui, Toshikazzu)

群馬大学・大学院理工学府・准教授

研究者番号:20302458

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 3,500,000円

研究成果の概要(和文):高齢者やリハビリ患者の身体能力を定量的に評価するシステムを新たに構築するため、本研究では、(1)現在の身体動作特性を明確化するための動作実測・解析システムの構築、(2)身体機能劣化前の本来の動作特性を理論的予測する動作シミュレータの開発、(3)現在の動作特性と本来の動作特性の比較に基づく身体能力の定量化を目指す、その結果、従来の動作シミュレータは、ヒトの運動物体捕獲動作、ヴァイオリンの運弓動作、階段上りにおける一段足上げ動作の理論的生成機能が追加されたより汎用的な動作シミュレータに拡張された、これは、身体機能劣化前の本来の動作特性を理論的に予測する動作シミュレータとして有効であることを示す

研究成果の学術的意義や社会的意義 高齢者やリハビリ患者の身体機能の低下の程度を評価するには,身体機能が低下する前の状態と比較するのが望ましいが,身体機能低下前の状態はわからない.本研究の身体動作シミュレータは,最適制御技術の応用により,現在の身体パラメータから身体機能低下前の動作を理論的に予測・生成することが可能になる.本成果の学術的意義は,最適制御技術の新たな可能性が開拓できることである.また,高齢者やリハビリ患者の身体能力の定量的評価が可能になれば,高齢者の豊かな生活環境の再構築(介護状態からの復帰)や生活の質(Quality of life)の向上,及び,リハビリ患者の社会復帰の後押しに貢献できるという点でも意義がある.

研究成果の概要(英文): This research develops a new system that quantitatively evaluates physical performance of elderly persons and rehabilitants through the following three steps. The first step is to develop a system that measures degraded human motions and identify degraded physical performance. The second step is to develop a human-motion simulator that quantitatively produces original human motions before the physical performance is degraded. The third step is to compare the degraded and original human motions and quantify the physical performance. Consequently, the previous human-motion simulator is developed into a more general one that can also produce human arm's reaching movements for capturing a moving object, violin bowing-like movements with various movement durations (or speeds), and foot-lifting movements onto one-up stair-step. This suggests that the more general simulator is available for quantitatively producing original human motions before the physical performance is degraded.

研究分野: 生体運動制御

キーワード: 生体運動制御 身体能力評価 動作シミュレータ 運動物体捕獲 運弓動作 階段昇降 一段足上げ

最適制御

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等については、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属されます。

1. 研究開始当初の背景

高齢者に対する適切な介助法を考案するには、高齢者の状態もしくは介助レベルを正しく把握することが必要不可欠であり、リハビリ患者の回復を早めるためには、リハビリ患者の回復度合いを定量的に提示することが役に立つ。高齢者の状態もしくは介助レベルやリハビリ患者の回復度合いは、高齢者やリハビリ患者の身体能力の程度に基づいて決定される。したがって、高齢者やリハビリ患者の身体能力を定量的に評価するシステムを確立することは非常に重要である。しかし、身体能力の定量的評価法は必ずしも確立されているとは言えない。たとえば、従来の身体能力評価法としては、TUG (Timed Up & Go) 評価法が良く知られている。これは、椅子に座った状態から立ち上がり、前方3mのコーン(標識)に向かって歩き、コーンを回り、元の椅子まで歩いて戻り、最後に椅子に着座するまでの時間を定量的尺度とする間接的・全体的評価法である。これは、評価方法としては簡単であるが、実測時間と身体能力の関係性が必ずしも明確ではなく、実測時間で身体能力そのものを定量的に議論することは容易ではない。どこがどのように悪いのかというように身体能力を直接的に定量評価する方法が開発できれば、その方がはるかにわかりやすく有用であると考えられる。

2. 研究の目的

本研究の目的は、高齢者やリハビリ患者の身体能力を定量的に評価するシステムを確立することにより、高齢者の豊かな生活環境の再構築(介護状態からの復帰)や生活の質(Quality of life)の向上、及び、リハビリ患者の社会復帰の後押しに貢献することである。具体的には以下の3点を目指す。

- (1) 高齢者やリハビリ患者の現在の動作(腕到達運動,階段での足上げ動作)を実測・動作解析し、現在の身体動作特性を明確化する.
- (2) 身体パラメータを導入した動作シミュレータ (最適制御モデル)を構築し、身体機能劣化前の理想的動作特性(身体機能劣化のない動作)を理論的に予測する手法を開発する.
- (3) 現在の動作特性と理想的な動作特性の比較に基づいて、身体能力の定量化手法を開発する.

3. 研究の方法

以上の観点から本研究では、以下の2点に従って研究を進める.

(1) 動作シミュレータ (最適制御モデル) の構築とヒト動作予測性能の明確化

動作シミュレータの対象となる動作として、椅子から立ち上がる動作、椅子に座る動作、歩行動作、及び、階段昇降動作、スクワット、腕の到達運動、腕と体の協調動作などの日常生活で頻繁に現れる動作を想定する。我々は、3 関節腕の到達運動、椅子から立ち上がる動作、椅子に座る動作、スクワット運動などの動作を理論的に再現する最適制御モデルは既に構築している。本研究では、腕到達運動に関しては、目標点が動く場合の到達運動(運動物体捕獲動作)や直線的な手先軌跡を描く拘束到達運動(ヴァイオリン運弓動作)の生成が可能な最適制御モデルを、身体動作に関しては、歩行動作にも結びつく階段昇降動作の一段足上げ動作の生成が可能な最適制御モデルを構築し、動作シミュレータの汎用性および完成度を高める。さらに、歩行動作、階段昇降動作、腕と体の協調動作などの動作を再現する最適制御モデルも定式化し、ヒト動作の予測性能を高めることで動作シミュレータとしての完成度をさらに高める。最適制御モデルは、ヒトが体や腕を動かす仕組みをモデル化したモデルなので、この様なモデルであればヒト動作の理論的予測が可能になるはずである。

(2) 身体能力劣化の定量化手法の確立

高齢者やリハビリ患者の現在の動作を実測・動作解析することにより導出した現在の動作特性と、動作シミュレータから予測された理想的な動作特性の比較に基づき、身体能力の劣化の程度を定量化する手法を開発する.動作解析や動作シミュレータからは、動作に必要な関節トルクや筋張力などの身体能力と直結する量を導出することが可能なので、現在の動作特性と理想的な動作特性の間で関節トルクや筋張力などの量を比較すれば、身体能力の劣化の程度を定量的に評価することが可能になると期待される.どのような比較法(評価尺度)が適切なのかは、試行錯誤を重ねて決定すると同時に、TUGテストから導出される動作時間や医療関係者の意見(主観的判断)との対応関係も考慮して決める.

4. 研究成果

(1)腕動作シミュレータの構築および性能評価

腕到達運動の軌道計画に関しては、今までに、躍度最小モデル、トルク変化最小モデル、エネルギー最小モデル、分散最小モデルなどの2関節最適制御モデル(肩、肘の2関節)が主に提案されてきたが、実際には手関節を含む3関節動作になる。これを考慮して、我々は、手関節フリージング現象(主働筋と拮抗筋の共収縮により手関節の剛性を高める)をフィードバック制御でモデル化し、エネルギー最小規範に基づく3関節最適制御モデルを提案している。従来モデルは、静止した目標点への自由な到達運動(非拘束到達運動)を対象としている。本研究では、目標点が動く場合の到達運動(運動物体捕獲動作)や直線的な手先軌跡を描く拘束到達運動(ヴァイオリン運弓動作)を多様な運動時間で生成する機能を追加することにより、汎用的な腕動作の生成が可能なシミュレータを構築する。

① 3 関節腕モデル

手関節を動き難くする手関節フリージング現象は、手関節の動き方向と逆方向へ手関節の動きに依存したトルク (フィードバックトルク τ_3 *) を生じさせるフィードバック制御機構でモデル化可能であり、フィードバックトルク τ_3 *は、手関節角 θ_3 、角速度 $\dot{\theta}_3$ 、角加速度 $\ddot{\theta}_3$ を用いて以下の様に表わせる.

$$\tau_3^* = -k_a \ddot{\theta}_3 - k_v \dot{\theta}_3 - k_n \theta_3 \tag{1}$$

ka, kv, kp は各々角加速度ゲイン、角速度ゲイン、角度ゲインである. 従って、手関節フリージングを考慮した場合の 3 関節腕は、図 1 の 3 リンクマニピュレータでモデル化でき、運動方程式は以下となる.

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ -\overline{M}^{-1}(\overline{h} + \overline{D}\dot{\theta}) + \overline{M}^{-1}\tau \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ I \end{bmatrix} \dot{\tau} = A(x) + Bu$$
 (2)

 $\mathbf{x} = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3, \tau_1, \tau_2, \tau_3]^{\mathrm{T}} : \text{state variable}$ $\mathbf{u} = [\dot{\tau}_1, \dot{\tau}_2, \dot{\tau}_2]^{\mathrm{T}}, \quad \mathbf{I} : \text{unit matrix}(3 \times 3)$

 \overline{M} , \overline{h} , \overline{D} , uは,慣性行列,遠心力・コリオリ力,粘性係数,3 関節のトルク変化である.

② 運動物体捕獲動作生成モデルの構築

運動物体捕獲動作生成では、到達運動軌道と運動時間の最適化のため、以下の評価関数を最小化する.

$$J = \{\boldsymbol{x}(t_f) - \boldsymbol{x}_{ff}\}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{Q} \{\boldsymbol{x}(t_f) - \boldsymbol{x}_{ff}\} + \int_0^{t_f} [W + \omega_t \boldsymbol{u}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{R} \boldsymbol{u}] dt + \int_0^{t_f} \omega_t \, g(t) \, dt$$
(3)

$$W = \omega_1 \boldsymbol{\tau}^{\mathsf{T}} \dot{\boldsymbol{\theta}} + \omega_2 \boldsymbol{\tau}^{\mathsf{T}} \boldsymbol{\tau} + \omega_3 \dot{\boldsymbol{\theta}}^{\mathsf{T}} \boldsymbol{D} \dot{\boldsymbol{\theta}}$$

$$\tag{4}$$

$$J_{time} = \omega_t \int_0^{t_f} g(t)dt = \omega_t \overline{g}(t_f)$$
 (5)

 t_f は全運動時間, $x_{tf},x(t_f)$ は各々到達目標値と時刻 $t=t_f$ での状態変数値,Q, R は重み行列である.

式(3)の第1項は手先到達点誤差, 第2項のWはエ ネルギー項,第3項は,運動時間の増加と伴に単 調増加する運動時間評価項 J_{time} (式(5)) である. 式(4)のエネルギー項 W の第 1.2.3 項は、各々関節 モーメントパワー、トルク維持エネルギー、粘性 抵抗消費エネルギーであり、 $\omega_1 \sim \omega_4$ は重み、 ω_t は 運動時間評価項の重みである. 即ち, 式(3)は, 手 先到達点誤差とエネルギーを小さくすると同時に, 運動時間も小さくすることを規範とする評価関数 である.式(3)において、手先軌道に関する最適化 は,変分法を用いて解くことが可能であり,運動 時間に関する最適化は、各運動時間において計算 される評価関数極小値が極小になる運動時間(最 適運動時間 tmin) を導出することによって実現可能 である. 物体捕獲位置の最適化は、捕獲可能な位 置の中から,物体がその位置まで来るのに必要な 時間と本モデルの最適運動時間が一致する位置を 探索することで実現可能である.

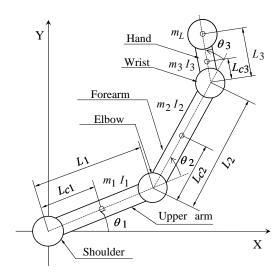


Fig. 1 A model of a three-joint human arm.

図 2 は,横方向に左から右へ物体(LED 光)が低速(点灯時間 200 ms)で等速移動する場合の運動物体捕獲動作軌道を本モデルを用いて再現した結果であり,(a), (b), (c) は各々運動物体捕獲軌跡,関節角度特性,手先接線方向速度特性を表す.比較のため,実測結果も重ねて表示した。 $\omega_1=5, \omega_2=\omega_3=0, \omega_4=0.01, \omega_t=0.0685, Q_{11}\sim Q_{99}=10^7, R$ は単位行列とした.図 2 から,実測された運動物体捕獲動作および運動時間とよく一致する再現軌道の生成が可能であることが示された.これは,本提案モデルを用いれば,捕獲動作実測軌跡だけでなく,各時刻における腕の実測姿勢(時間応答特性)の理論的再現も正確に行なうことが可能であり,さらに,実測到達運動時間の理論的再現も正確に行なえることを意味する.即ち,本提案モデルでは,等速直線運動を行なう運動物体であれば,運動物体の捕獲位置や捕獲時間などを指定しなくてもヒト腕の運動物体捕獲動作軌道の正確な理論的再現が可能であり,腕動作シミュレータとしての汎用性が高まったことを意味する.

③ 直線手先軌跡を描く拘束到達運動(ヴァイオリン運弓動作)生成モデルの構築

直線的な手先軌跡を描く拘束到達運動(ヴァイオリン運弓動作)を多様な運動時間で生成可能な最適制御モデルでは、従来の3関節腕最適制御モデルの評価関数に、手先の直線的な動き

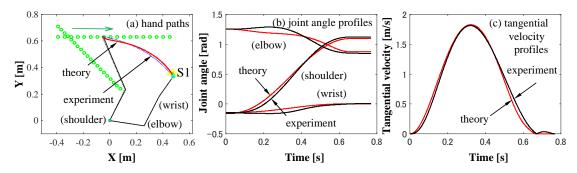


Fig. 2 Moving-object catching movement trajectories reproduced by the proposed model.

を評価する拘束条件と運動時間最適化項を導入するため、以下の評価関数を最小化する.

$$J = \{ \boldsymbol{x}(t_f) - \boldsymbol{x}_{ff} \}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{Q} \{ \boldsymbol{x}(t_f) - \boldsymbol{x}_{ff} \} + \int_0^{t_f} [W + V + \omega_4 \boldsymbol{u}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{R} \boldsymbol{u}] dt + \int_0^{t_f} \omega_t dt$$
 (6)

$$W = \omega_1 \boldsymbol{\tau}^{\mathsf{T}} \boldsymbol{\theta} + \omega_2 \boldsymbol{\tau}^{\mathsf{T}} \boldsymbol{\tau} + \omega_3 \boldsymbol{\theta}^{\mathsf{T}} \boldsymbol{D} \boldsymbol{\theta} \tag{7}$$

$$V = \omega_5 (y - a_b x - b_b)^2 \tag{8}$$

式(6)の第1項は手先到達点誤差,第2項のWは式(7)のエネルギー評価項,第2項のVは,新たに導入した手先の直線的な動きを評価する拘束条件(手先直線性評価項)であり,式(8)に示すように,手先位置が始点と目標点を結ぶ直線 $(y=a_bx+b_b)$ から外れる量を評価する項である.式(6)の第3項は運動時間最適化項であり, ω_t は重みである.式(6)において,手先軌道に関する最適化は,変分法を用いて解くことが可能であり,運動時間の最適化は,様々な運動時間での運動軌道最適化後の評価関数最小値の中で,さらなる最小値を探索することで実現可能である.

図 3 は、本提案モデルから生成された直線軌跡を描く順方向拘束到達運動軌道に及ぼす運動時間評価項の重み ω_t の影響を表し、図 3 の(a)(b)(c)は、各々手先軌跡、3 関節角度特性、接線方向速度特性である。比較のため、実測した順方向拘束到達運動軌跡、3 関節角度特性、手先接線方向速度特性も重ねて表示した。動作は、始点 S1 から目標到達点 T6 へ向かう順方向拘束到達運動(exp2)である。手先軌跡の直線性評価項の重みは、 $\omega_5 = 100000$ であった。運動時間評価項の重みは、 $\omega_1 = 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 10.0 であった。そのほかは、<math>\omega_1 = 14, \omega_2 = \omega_3 = 0, \ \omega_4 = 0.01, \ Q_{11} \sim Q_{99} = 10^7, \$ 重み行列 R は単位行列とした。図 3 から以下の結果が得られた。

- (1) 生成手先軌跡は、運動時間評価項の重み ω_t の増加に伴い実測軌跡から離れ、始点と目標点を結ぶ直線に漸近し、その後、内側に湾曲する傾向を示した。
- (2) 接線方向速度は, 重み ω, の増加に伴い最大速度が増加し, その結果, 運動時間が減少した.
- (3) 関節角度は、重みω、の増加に伴い各関節角度が早い時期に変化を始めた.

以上の結果は、本提案モデルが、直線手先軌跡の生成だけでなく、運動時間評価項の重み ω_t という速度や時間とは直接関係しない数値の調整により、運弓動作速度(運弓動作時間)の異なる運弓動作が生成できることを意味する。ヒトが何らかの動作の速度や運動時間を変える場合も、速度や時間を直接指定して運動制御するのではなく、速度や時間とは直接関係しない量、例えば、筋の駆動信号強度や筋張力などを変化させて間接的に動作速度や運動時間を変化させていると考えられることから、本モデルは、ヒトの運弓動作機構の数理モデルとして有効であると予想される。

(2) 身体動作シミュレータの構築および性能評価

身体動作シミュレータに関しては、椅子から立ち上がる動作、椅子に座る動作、スクワット 運動などの動作を理論的に再現する最適制御モデルは既に構築している。本研究では、歩行動 作にも結びつく階段昇降動作を対象とする。階段昇降動作は、ヒトが行なう代表的かつ基本的

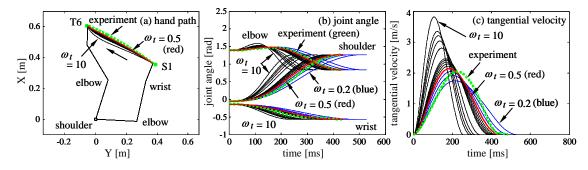


Fig. 3 Influence of the weight ω_t on reaching trajectories reproduced by the proposed model.

な動作の一つとして、日常生活の中で頻繁に現れる動作であるが、 その動作メカニズムに関しては必ずしも明確ではなく、その数理的 モデル化方法に関しても確立されていない。本研究では、ヒトの階 段昇降動作機構の数理モデルを構築する第一段階として、視覚情報 である一ステップの高さ(蹴上)のみから一段足上げ動作を生成す る機能を追加することにより、より汎用的な身体動作シミュレータ を構築する.

垂直面内で一段足上げ動作を行なう脚は、図 4 の様に、大腿と下腿と足部からなる 3 リンク 3 関節機構で表わせる. 足関節自体の可動範囲が狭いので、手関節フリージング機構と同様に、足関節の動きと反対方向ヘトルクを生じさせて足関節の動きを制限するフィードバック制御機構を導入する. 従って、運動方程式は式(2)と同じである.

一段足上げ動作機構最適制御モデルは,式(2)の運動方程式と経由 点情報,目標点情報,経由点時刻,運動時間を拘束条件として,次 の評価関数を最小化することで最適軌道を予測する.

$$J = [x(t_f) - x_{if}]^{\mathrm{T}} \mathbf{Q}[x(t_f) - x_{if}] + \int_0^t [W + \omega_4 \mathbf{u}^{\mathrm{T}} \mathbf{B} \mathbf{u}] dt$$
(9)

$$W = \omega_1 \boldsymbol{\tau}^{\mathrm{T}} \dot{\boldsymbol{\theta}} + \omega_2 \boldsymbol{\tau}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{\tau} + \omega_3 \dot{\boldsymbol{\theta}}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{D} \dot{\boldsymbol{\theta}}$$
 (10)

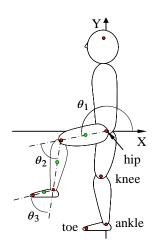


Fig.4 A model for the human leg.

 t_f は全運動時間, x_{tf} 、 $x(t_f)$ は各々到達目標値と時刻 $t=t_f$ での状態変数値,Q、R は重み行列である.式(9)の第1項は足先到達点誤差,第2項のW はエネルギー項である.式(10)のエネルギー項W の第1,2,3項は,各々関節モーメントパワー,トルク維持エネルギー,粘性抵抗消費エネルギーであり, $\omega_1 \sim \omega_4$ は重みである.経由点情報(動作中に現れる3関節角度の極値),目標点情報,運動時間は,一ステップの高さ(蹴上)からかなり正確に予測できることがわかっている.式(9)の評価関数Jの最適化は,変分法を用いて解くことが可能であり,経由点時間(3関節角度が極値をとる時間)の最適化は,評価関数極小値をさらに最小化する経由点時間を探索することで導出できる.

図 5 は、与えられた蹴上げ高さ(40 cm)のみを用いて本モデルから生成した一段足上げ動作軌道と実測軌道を重ねて表示したものであり、(a)は、一段足上げ動作軌跡、(b)は 3 関節角度(足関節、膝関節、股関節)の時間応答特性である。図 6 は、図 5(a)の一段足上げ動作生成軌跡を理解し易くするために、脚の生成姿勢と実測姿勢を重ねて 100 [ms]毎の時間間隔で並べたものである。評価関数の重みは $\omega_1=\omega_2=\omega_3=0.0$ 、 $\omega_4=0.01$ 、 $Q_{11}\sim Q_{99}=10^7$ 、 $R_1=R_2=R_3=1.0$ であった。図 5,6 からわかるように、本モデルから計算された一段足上げ動作の生成軌跡は、階段を回避しながら一段上のステップに足を置く実測軌跡の特徴を良く捉えていた。この結果は、本モデルが、階段を回避しながら足を一段上のステップに持ち上げるヒトの動作をシミュレートするのに有効であり、身体動作シミュレータとしての汎用性がさらに高まったことを意味する.

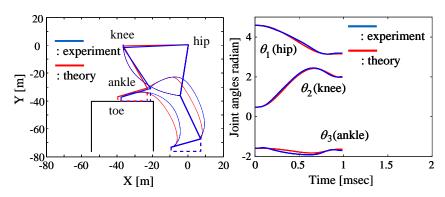


Fig.5 Comparison between the measured foot-lifting characteristics and the theoretical ones.

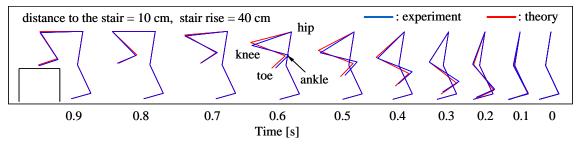


Fig.6 Comparison between the measured foot-lifting postures and the theoretical ones every 100 msec.

5 . 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

(学会発表)	計1 4件 (·	うち招待護演	1件 /	うち国際学会	1件)
(ノコカオ明沢	IIT /	ノり凶际手云	・ハナノ

1. 発表者名

松井利一,北畠 周,植木明彦

2 . 発表標題

ヒトの階段昇りにおける足の一段持ち上げ動作生成モデル

3.学会等名

日本機械学会福祉工学シンポジウム2019 (Life2019)

4.発表年

2019年

1.発表者名

松井利一,大井伸天,木村安伸

2 . 発表標題

ヴァイオリン運弓動作を模擬するヒト腕運動制御モデルの構築

3.学会等名

日本機械学会シンポジウム:スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス2019

4.発表年

2019年

1.発表者名

松井利一,木村安伸

2 . 発表標題

ヴァイオリン運弓動作再現特性に及ぼす腕運動制御規範の影響

3 . 学会等名

第40回 バイオメカニズム学術講演会(SOBIM2019)

4.発表年

2019年

1.発表者名

松井利一,北畠 周

2 . 発表標題

階段の蹴上げ高さから足の一段持ち上げ動作を生成する数理モデル

3 . 学会等名

電子情報通信学会技術研究報告ニューロコンピューティング研究会

4.発表年

2019年

1.発表者名 木村安伸,松井利一
2.発表標題 運動時間を含むヴァイオリン擬似運弓動作を生成する数理モデル
3.学会等名 電子情報通信学会技術研究報告ニューロコンピューティング研究会
4.発表年 2020年
1.発表者名 古屋友博,木村安伸,松井利一
2.発表標題 ヒト3関節腕の運動物体捕獲特性とそのフィードフォワード制御モデル
3 . 学会等名 日本機械学会 Dynamics and Design Conference 2018
4 . 発表年 2018年
1.発表者名 北畠 周,植木明彦,松井利一
2 . 発表標題 ヒトの階段昇りにおける足の一段持ち上げ動作特性とその数理モデル
3.学会等名 日本機械学会 福祉工学シンポジウム2017
4 . 発表年 2018年
1.発表者名 木村安伸,松井利一
2 . 発表標題 ヒト3関節腕の運動物体捕獲特性とその数理的モデル
3.学会等名 電子情報通信学会技術研究報告ニューロコンピューティング研究会
4 . 発表年 2018年

1. 発表者名
植木明彦,北畠 周,松井利一
2. 双生神明
2 . 発表標題 ヒトの階段昇りにおける足の一段持ち上げ動作を再現する数理モデル
3 . 学会等名 電子情報通信学会技術研究報告ニューロコンピューティング研究会
電丁情報通信子云投例研入報告ニューロコンピューディング研え云 4 . 発表年
4 . 光表年 2018年
1. 発表者名
大井伸天,北畠 周,松井利一
3
2 . 発表標題 ヒト3関節腕最適制御モデルの境界条件と到達運動再現特性の関係
3.学会等名
日本機械学会 Dynamics and Design Conference 2017 4 . 発表年
4 . 宪表年 2017年
1 . 発表者名
北畠 周,大井伸天,松井利一,中沢信明
0 7V-14F0F
2 . 発表標題 ヒト3関節腕到達運動における手関節フリージング制御戦略
3 . 学会等名
日本機械学会 福祉工学シンポジウム2017
4.発表年 2017年
1.発表者名
松井利一
2 . 発表標題 ヒトのスクワット運動を再現する経由点型最適制御モデルとその有効性
3 . 学会等名
電子情報通信学会技術研究報告ニューロコンピューティング研究会
4 . 発表年 2017年

1	
- 1	,光衣有石

大井伸天,北畠 周,松井利一

2 . 発表標題

ヒト3関節腕最適制御モデルの境界条件と到達運動再現特性の関係

3 . 学会等名

第5回スマートシステムに関する研究会

4.発表年

2017年

1.発表者名

Nobutaka Oi, Shu Kitabatake, Toshikazu Matsui and Nobuaki Nakazawa

2 . 発表標題

Dynamical Reproduction of Fitts' Law Using Human Arm's Optimal Control Model

3.学会等名

Proc. of International Conference on Mechanical, Electrical and Medical Intelligent System 2017 (招待講演) (国際学会)

4 . 発表年

2017年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

_

6.研究組織

0			
	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考