

令和 4 年 6 月 24 日現在

機関番号：34406

研究種目：若手研究

研究期間：2019～2021

課題番号：19K20743

研究課題名（和文）計測ウェアを用いた筋活動計測に基づく個人適応型起立動作支援システムの開発

研究課題名（英文）Development of individual adaptive sit-to-stand assistance system based on muscle activity using measurement wear

研究代表者

井上 剛（Inoue, Tsuyoshi）

大阪工業大学・ロボティクス&デザイン工学部・准教授

研究者番号：00823527

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 3,200,000円

研究成果の概要（和文）：本研究では、支援による筋力低下を防ぐことを可能とする起立動作支援システムの実現を目指した。まず、個人で異なる起立速度に合わせた座面制御を実現するため、体幹前傾角と下肢筋電位の計測結果を用いて臀部が座面から離れる前にその後の起立速度を予測する手法を提案し、構築した起立動作支援システムを用いて有効性を確認した。次に、同システムの座面速度及び角度を変化させた実験により、起立動作時の筋力コントロールが可能であることや、過度な支援が検出できることを確認した。

研究成果の学術的意義や社会的意義

本研究では、従来の起立動作システムにおける過度な支援による筋力低下を防ぐことが可能な支援システムの実現を目指した。研究成果により、筋電位と体幹前傾角の計測結果を用いることで、利用者の起立動作に合わせて座面を駆動するとともに、利用者の筋活動をコントロール可能であることを評価システムの構築及び評価実験により確認した。本研究の結果より、動作の支援が重要となる高齢化社会において、従来の楽に立ち上がればよいという支援から必要な筋力をなるべく保つような支援の実現が示唆された。

研究成果の概要（英文）： In this study, we aimed to realize a sit-to-stand movement support system that can prevent muscle weakness due to support. First, to realize seat control according to the individual's standing speed, we proposed a method to predict the standing speed before the buttocks leave the seat surface using the measurement results of the forward trunk inclination angle and lower limb electromyogram. We developed a sit-to-stand assistance system and confirmed the effectiveness of the proposed method using this system. Next, we confirmed that the system can control muscle activity during standing movements by changing the assistance speed and angle. Furthermore, we confirmed that the system can detect excessive assistance based on the results of lower limb electromyogram measurements.

研究分野：ヒューマンインタフェース・生体計測工学

キーワード：起立動作支援 筋電位 体幹前傾角 動作予測

1. 研究開始当初の背景

近年の高齢化社会に伴い、高齢者や労働者の動作を支援する装置の研究開発が行われている。その支援動作の一つに起立動作がある。起立動作は生活の中で幾度となく行われる動作であるが、高齢化に伴い起立時に膝に痛みを伴うことや、筋力の低下により起立自体が困難になることがあるため、最も支援を必要とする動作の一つである。

起立動作を支援するシステムはこれまでも研究・開発されており、例えば、椅子の座面が動くシステム[1]や人と同じように持ち上げることで起立を支援するロボット[2]などがある。これら従来のシステムは起立動作が困難になった方を対象とした支援であるが、一方で、自力で起立動作が可能だが少し億劫になったために起立回数が減ってしまい、結果として行動範囲が狭くなり、1日の運動量が減ってしまうことも大きな問題である。そこで、このような高齢者に対しても起立動作支援を行うことが重要である。しかしながら、このような自力で起立が行える高齢者に過度な支援を行うと筋力低下を促してしまい、支援が無いと立てないようになってしまう危険性がある。したがって、過度な支援を行わず、利用者の起立動作に合わせて適度に支援を行う、さらには利用時の筋力低下を防ぐための筋活動を必要とする支援を実現するため、筋活動量をコントロールできる支援装置の実現が望まれる。

2. 研究の目的

そこで本研究ではほとんど筋力を必要としない、完全なシステム主導型の起立動作支援ではなく、自身の起立動作に合わせて適度に支援を行い、さらには起立時の利用者の筋力のコントロールが可能な座面駆動型の起立動作支援装置の実現を目的とした。

自身の起立動作に合わせた座面の持ち上げ制御を行うためには、利用者の臀部が椅子の座面から離れる直前から支援を開始し、利用者ごとに異なり、さらには同一利用者においても異なる起立速度に対応した座面の制御が必要となる。また、起立時の利用者の筋活動量をコントロールするためには、駆動させる支援装置の座面のスピードや持ち上げる角度でどの程度筋力が変化するかを明らかにする必要がある。

3. 研究の方法

3-1 座面駆動型起立支援装置における個人の起立動作に合わせた制御手法の開発及び評価

個人の起立速度に合わせた、起立動作支援装置の座面駆動制御を行うためには、臀部が椅子の座面から離れる（離座）の直前から支援を開始し、その支援を開始する前の段階で利用者の起立速度を予測する必要がある。

そこで本研究では、離座の直前から支援装置を駆動するために、体幹前傾角度が所定値以上になり、同時に下肢の筋電位（内側広筋の筋電位）が所定値以上発生した際に座面を駆動する手法を用いた。また、個人の起立速度に合わせた座面駆動速度を実現するために、離座までの利用者の計測結果から離座後の起立速度、より具体的には膝関節角度の角速度を予測する手法について提案し、その精度について評価を行った。

3-2 座面駆動型起立支援装置における座面速度及び角度に対する支援効果の評価

高齢者に対する起立動作の完全支援は、高齢者の筋力低下を促進する恐れがある。従って本研究では利用者自身の筋力も使った起立動作の実現を目指すとともに、さらに装置を利用した際の筋力も支援装置でコントロールできることを目指す。例えば、通常起立に必要な筋活動量の50%の筋活動量で支援するといった具合である。そこで、支援装置の制御において、座面速度と座面の最終角度を変化させた際の筋活動量を評価し、これらの制御により筋活動量のコントロールが可能であるか、個人によってどの程度異なるのかを評価した。

4. 研究成果

4-1 座面駆動型起立支援装置の開発

体幹角度と筋電位を用いて起立動作を予測して駆動する、PCから制御可能な起立動作支援装置を開発した。開発した起立動作支援装置の写真を図1に示す。本支援装置はモータで稼働する座面を有し、この座面を椅子の座面に配置する。制御用PCにより装置の座面を稼働し、臀部を持ち上げることでユーザの起立動作を支援する。

支援装置を駆動させる際は、制御用PCの専用アプリからアナログ・デジタルI/Oユニットを経由して速度およびトルク指令値といった情報がサーボアンプ（三菱電機製MR-J340A1）に送られる。サーボアンプは受信した情報に基づき、サーボモータ（三菱電機製HF-KP43）を回転させる。モータの回転は減速機を経由して機構部に伝わり、座面が駆動する。なお、60回の動作実験を行った結果、制御用PCから指令を出して実際にモータが稼働するのに要した時間は平均42.2msであり、標準偏差は4.3msであった。また、サーボアンプからは駆動時のサーボモータの回転速度およびトルクの値がアナログ電圧として出力され、A/D変換器（NI製USB-6218、

サンプリング周波数 1kHz) でデジタル値に変換されて、制御用 PC に入力される。

支援装置は前節で述べた下肢筋電位と体幹角度を用いた手法により起立動作が行われると予測された時点で駆動を開始する。本装置において、体幹前傾角は支援対象者の背中に装着したワイヤレスモーションセンサ (ZMP 社製 IMU-Z2, サンプリング周波数 100Hz) により計測を行う。小型の筋電位センサで計測したデータは受信機にワイヤレスで送られ、受信機でアナログ信号に変換して他のアナログ信号と同一の A/D 変換器を経由して制御用 PC に取り込まれる。デジタル信号として受信機から制御用 PC に取り込まなかったのは、他のアナログ計測信号と同期を取るためである。

筋電位の計測はアナログ計測器で行い、A/D 変換器を経由した方がワイヤレスの通信経路を含まないため、より早く制御用 PC に取り込むことができる。しかしアナログの筋電装置は配線が多く、計測器と実験協力者が直接ケーブルによりつながれているため実際の使用環境と大きく異なる。そこで本研究では、通信などによる時間遅れが生じるものの、実用により近く、実験協力者に対する計測負荷が小さいワイヤレス筋電センサ (Delsys 製 Trigno) を用いた。

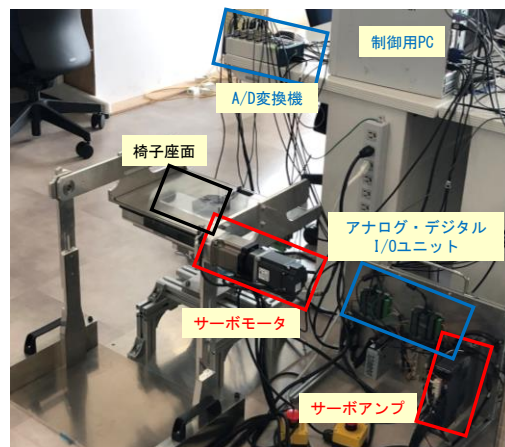


図 1 試作した起立動作支援装置の写真

4-2 座面駆動型起立支援装置における個人の起立動作に合わせた制御手法の評価

4-2-1 起立動作時の体幹前傾角及び筋活動計測

起立動作では、離座の前に重心を前に移動させるために、体幹前傾運動[3]が行われる。また、下肢の筋活動により、膝の伸展運動が行われる。起立動作において、起立速度を変化させることで体幹前傾角及び下肢筋電位がどのように変化するかを調べる実験を行った。20代の男性1人に対して起立動作時の計測実験を行った。実験では、実験協力者は体幹前傾角と膝角度を計測するため、腰と大腿部に9軸モーションセンサを装着し、下肢筋活動を計測するために内側広筋上にワイヤレス筋電センサを装着した。実験において、実験協力者は座面がフォースプレートである高さ42cmの椅子に座り、4秒間隔で起立・着席動作を49回繰り返した。

実験結果より、速い起立動作の体幹前傾角の特徴として、変化測度は大きくなり、最小値が大きくなっていることがわかった。これは早く起立するために十分な前屈運動を行っていないことを示す。また、前半の筋電位の発揮量が大きくなることもわかった。これは、十分な重心移動が行われていない状態であつて早く上半身を持ち上げるために必要な運動量が増えるためだと考えられる。そこで、起立動作時間と体幹前傾角が90deg以下になってから離座までの時間(離座までの前傾運動時間)及び筋電発生から離座までの筋活動量の関係を図2に示す。図2より、離座までの体幹前傾運動時間及び筋活動量は起立動作時間と相関があることがわかる。特に体幹前傾運動時間は決定係数が0.8より大きく、強い相関があることが確認された。

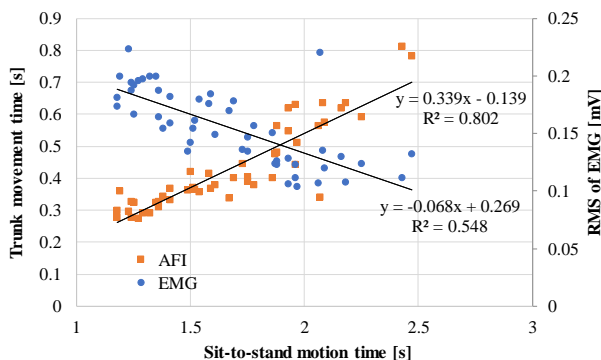


図 2 起立速度と体幹前傾角・筋活動量の関係

4-2-2 起立時間予測手法の提案と予測精度の評価

先の実験結果に基づき、体幹前傾角が所定角度以下になってから筋電位の RMS が所定値以上発生するまでの時間幅、同時間幅における体幹前傾角の変化量、前記起立動作を判定するのに用いた筋電位の RMS の値を用いて、離座から膝角度が所定値だけ変化するまでの時間幅(以後単に起立時間と表記)を予測する手法を提案した。予測手法には、前記3つの値を説明変数として起立時間を目的変数とした重回帰分析を用いた。すなわち事前に得た起立動作の計測データから重回帰式の係数を決定し、予測対象データに対して3つの特徴量を計算し、重回帰式を用いて起立時間を予測した。

提案手法の推定精度を評価するため、取得した49回の実験の実験データ全てを用いて重回帰式の係数を求め、各起立動作の計測結果で得た値から各起立動作における起立動作時間の予測を行った。なお、今回の評価では、体幹前傾角が90deg以下になった時刻から20msごとの筋電位の RMS 値が70μV以上になる時刻までの時間幅を用い、起立時間は膝角度が離座時刻の値から60deg変化する時間とした。各起立動作における本手法を用いた予測値と実際の値との差

の大きさを誤差とし、平均と標準偏差を算出した。従来の支援システムでは、ユーザによらず座面の駆動速度は一定値である。ここで、一定値である駆動速度を個人ごとに設定可能な場合、一般的な方法として個人の起立時間を計測しその平均値を用いる方法が考えられる。そこで、提案手法の有効性を評価するため、平均値を用いた予測手法を従来手法として起立時間の予測を行い、実際の起立時間との誤差を算出した。その結果、従来手法の誤差に対して提案手法の誤差は44%減少しており、提案手法の有効性が確認できた。

1人の実験協力者による提案手法の有効性が確認できたため、より多くの実験協力者による評価実験を行った。実験仕様は先の実験とほぼ同様であるが、実験協力者が20代の男性7人と40代の男性1人の計8人であることと、計測した起立・着席動作は30回としたことが異なる。実験協力者ごとに、実験で得た全データを用いて回帰式を決定して予測を行った。また先と同じく、従来手法として平均値を用いた予測手法による予測も行った。各実験協力者の両予測結果に対し、両手法の誤差の平均値及び従来手法に対する提案手法の誤差減少率を算出した結果、**全ての実験協力者において、従来手法に比べ誤差が減少しており、提案手法の有効性が確認された。**なお、**実験協力者の減少率の全体平均は34.5%であり、先の実験の減少率も含めると、全体平均は35.6%であった。**

本予測手法を起立動作支援装置に実装し、20代の実験協力者2人に対してその有効性を評価する実験を行った。予め様々な速度の起立動作について計測を行い、重回帰分析によりそれぞれの実験協力者に対応した回帰式を求めた。起立速度を予測して支援を行う実験を同実験協力者に対して20回行い、その際の座面が臀部を押し上げた力と時間の積を支援量として評価尺度に用いた。従来の制御手法としては、先の40回の実験結果で得た平均速度で座面を駆動させる手法とした。**実験の結果、提案手法の方が従来手法に比べ両実験協力者において、より大きな支援を行った結果となった。**図3に1人の実験協力者の起立速度と支援量の関係を示す。図3より特に早い起立速度において提案手法が有効であることが確認できる。これは平均値を用いた従来手法では起立速度が速くなると、座面が臀部を押し上げる期間が短くなるためである。

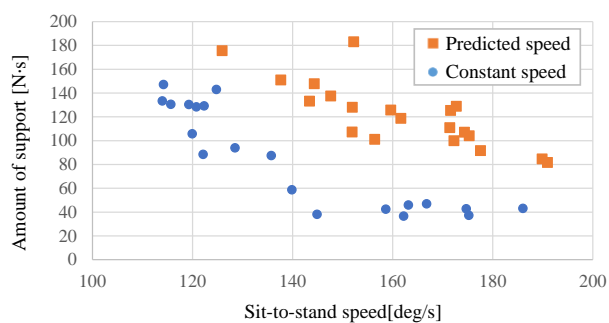


図3 起立速度と支援量の関係

4-3 座面駆動型起立支援装置における座面速度及び角度に対する支援効果の評価

4-3-1 起立動作支援装置を用いた計測実験

起立動作支援装置を用いた起立動作時の計測実験を行った。本実験では、実験協力者は7秒間隔で起立・着席動作をおこなったが、起立時のみ支援装置による動作支援を受けた。支援装置の座面制御は角速度一定で行った。これは事前に行った支援の無い通常起立動作の計測実験において、膝関節角度の変化の計測結果に対して最大値の10%から90%までの区間に対し近似直線を求めたところ、決定係数は約0.99であり、このことから膝関節の角度は時間に対して直線的に変化する、即ち、角速度が一定であることが確認されたためである。

実験では、3つの異なる座面速度と最終角度で支援を行った際の計測を行った。20回の通常起立動作の膝関節角度の10度から70度までの計測値に対して直線近似を行い得られた角速度の平均値を基準値として、その1倍、1.5倍、2倍の速度で支援装置の座面を駆動した。また、各座面速度に対して最終角度を20度、40度、60度と変化させて、各条件で10回ずつ起立動作の計測を行った。図4にそれぞれの座面の最終角度における支援装置の写真を示す。

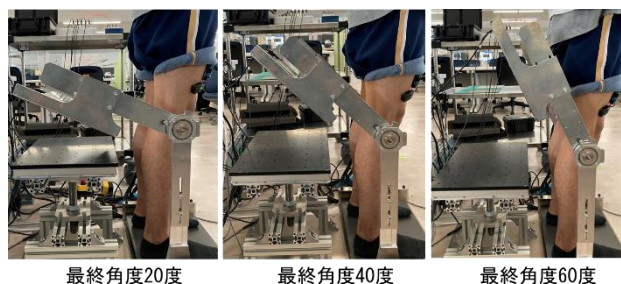


図4 支援時の座面最終角度の違い

4-3-2 起立動作支援装置を用いた計測実験

通常起立と座面速度1.5倍、最終角度40度の支援時の筋電位信号、筋活動、膝関節角度の変化の計測結果の一例を図5に示す。ここで、筋活動は全波整流した筋電位信号に対してカットオフ周波数4.8Hz、2次のLPF処理を行い、フィルタ処理による減衰量補正として3倍した結果を用いた。図5より、支援を行うことで筋活動が低下しており、より少ない負荷で起立動作が行えていることがわかる。

4-2-3 支援システムによる負荷軽減の評価結果

支援装置による負荷軽減効果を評価する指標として、起立動作区間における通常起立動作の筋活動量の平均値に対する支援時の筋活動量の減少率を用いた。ここで、筋活動量は先に述べた方法で算出した筋活動を膝角度が変化し始めてからその変化が一定値以下になるまでの区間で積分して求めた。

図6に支援時の各実験協力者の内側広筋の減少率について平均値を求めた結果を示す。図6より、座面速度および最終角度を変更することで利用者の筋活動量を変化させることが可能であることが確認できた。即ち、これらの値を制御することで装置の利用者の筋活動をコントロールできることが確認できた。

また、最も支援効果が得られる座面速度、最終角度は実験協力者によって異なることもわかる。最も支援効果が高かったのはPIN4の座面速度2倍、最終角度20度の時であり、約65.4%の筋活動減少率であった。全体としては座面速度1.5倍、最終角度40度の支援時に最も減少率が大きくなり、平均約42.7%であった。

実験の結果、最も支援効果が大きな速度と角度の条件は実験協力者により異なった。そこで、ユーザに合わせて最も効果が大きな座面速度及び最終角度で制御を行うには、支援のたびに条件を変更しつつ、最も筋活動の減少率が小さくなる条件を探せばよい。この制御が可能となるのは、本支援装置が筋電位の計測に基づいて駆動しており、支援のたびに筋活動量を得ることが可能なためである。

実験結果より、全体としては座面速度1.5倍、最終角度40度の支援時に最も減少率が大きくなった。そこで、最も効果が大きな条件を探す際には、この条件から座面の速度もしくは最終角度の値を大きくした際の筋活動減少率を評価すればよい。もし過剰な支援が行われた場合は、より強い力で前方への力が加わり、ユーザは姿勢を崩さないために筋を活動させることになるため、筋活動の減少率は小さくなる。実際、図6において、PIN2は座面速度を1.5倍から2倍にすることで、筋活動の減少率は大きく減少しており、これは過度な支援が行われたと考えられる。

過度な支援が行われた場合、ユーザが姿勢を崩さないよう筋を活動させるのは起立動作の後半であると考えられる。そこで起立区間の後半における内側広筋の減少率を算出した結果殆どの実験協力者において、2倍速の最終角度60度の場合は減少率が小さくなっており、起立区間後半における内側広筋の減少率から過剰な支援が判断可能であると示唆された。

<参考文献>

- [1] 安藤, 山田, 清水, 大野: 電動ベッドに後付け可能な起立支援機器の提案; 日本機械学会論文集 C 編, Vol.78, No.785, pp.151-162 (2012)
- [2] Y. Tsusaka, et al, "Development of standing-up motion assist robot to realize physiotherapist skill for muscle strength maintenance", Robot and Human Interactive Communication. (RO-MAN), pp. 140-145 (2015)
- [3] 星, 高橋, 山中, 高橋, 福田, 和田: 椅子からの立ち上がり動作に関する運動分析, 理学療法学, Vol. 19, No.1, pp.43-48 (1992).

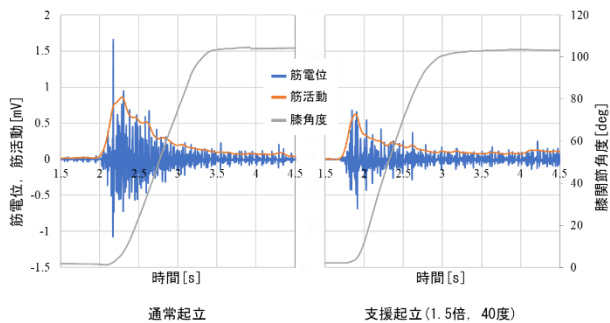


図5 通常及び支援起立時の筋電計測結果の一例

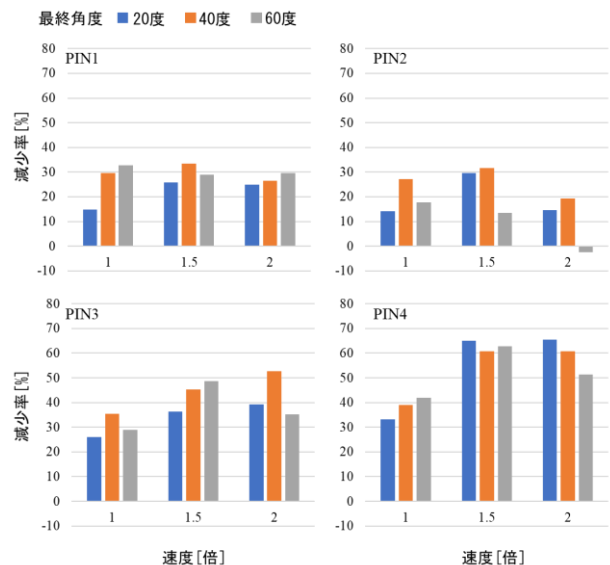


図6 内側広筋の減少率

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕 計6件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 3件）

| |
|---|
| 1. 発表者名 Tsuyoshi Inoue, Kosuke Uehata, Chihiro Tomoda |
| 2. 発表標題 Evaluation of Assistance System to Predict Sit-to-stand Speed using Trunk Angle and Lower Limb EMG |
| 3. 学会等名 2021 IEEE International Conference on Artificial Intelligence in Engineering and Technology (IICALET2021) (国際学会) |
| 4. 発表年 2021年 |

| |
|---|
| 1. 発表者名 Tsuyoshi Inoue, Chihiro Tomoda |
| 2. 発表標題 Seat-driven Sit-to-stand Assistance System using EMG for Movement Prediction |
| 3. 学会等名 2022 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE2022) (国際学会) |
| 4. 発表年 2022年 |

| |
|---|
| 1. 発表者名 友田 千尋, 井上 剛 |
| 2. 発表標題 座面駆動型起立支援装置における座面速度に対する支援効果の評価 |
| 3. 学会等名 日本人間工学会 第62回大会 |
| 4. 発表年 2021年 |

| |
|---|
| 1. 発表者名 友田 千尋, 井上 剛 |
| 2. 発表標題 座面駆動型起立支援システムにおける座面速度及び角度に対する支援効果の評価 |
| 3. 学会等名 2021年度 日本人間工学会関西支部大会 |
| 4. 発表年 2021年 |

| |
|--|
| 1. 発表者名 Tsuyoshi Inoue, Ryota Matsuo |
| 2. 発表標題 Prediction of Sit-to-Stand Time Using Trunk Angle and Lower Limb EMG for Assistance System |
| 3. 学会等名 2020 IEEE International Conference on Artificial Intelligence and Application in Engineering and Technology (IICAET 2020) (国際学会) |
| 4. 発表年 2020年 |

| |
|--|
| 1. 発表者名 松尾僚太, 井上剛 |
| 2. 発表標題 体幹前傾角と下肢筋電位を用いた動作支援のための起立時間予測 |
| 3. 学会等名 計測自動制御学会 第47回知能システムシンポジウム |
| 4. 発表年 2020年 |

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

| 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 |
|---------------------------|-----------------------|----|
| | | |

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

| 共同研究相手国 | 相手方研究機関 |
|---------|---------|
| | |