

周期運動追従スキル向上のためのセミアクティブアシスト機構の 補助力位相差制限法によるスキルアシスト効率制御

日下 聖^{*1} 田中孝之^{*1} 梶原秀一^{*2}

Skill Assist Efficiency Control for Periodical Tasks based on Phase Difference Limitation Method of Assist Force under use of Semi-active Assist Mechanisms

Takashi Kusaka^{*1}, Takayuki Tanaka^{*1} and Hidekazu Kajiwara^{*2}

This paper describes a method of skill assist efficiency control by using semi-active assist mechanisms based on phase difference limitation method. The skill assist in this study means the motion correction effect in periodical motions. The semi-active assist mechanisms can make the assist force with the phase difference, because the mechanism uses elastic materials as the source of the assist force. This force is controlled by adjusting the fixed point of the elastic materials by using the connected actuator as a series-elastic actuator. We confirmed the motion correction effect of our skill assist based on the phase difference control in previous study. Our proposed method in this study can control the skill assist efficiency to arbitrary value by limitation of the phase difference. Moreover, we confirmed that the proposed method can control its effect through experiments with several value of the efficiency. As a result of this study, we confirmed the fundamental ability of our developed method to control the motion correction ratio depending on types of task or personal differences in periodical motions.

Key Words: Power Assist, Skill Assist, Motion Correction, Phase Difference Limitation Method

1. 序 論

本研究は、操作者の力を補助・増幅するパワーアシストと、操作者の運動を支援するスキルアシストの同一制御系による同時実現を目標としている。これまでの研究で、我々が開発しているセミアクティブアシスト機構を用いて、周期運動における動作矯正のためのスキルアシストを開発してきた。具体的な周期動作のアシストとして、歩行リハビリテーションアシストを目標としている [1] が、本研究ではその基礎研究として単調な周期運動を対象としてその効果を検証する。動作矯正に着目すると、例えばリハビリテーションなどへの応用を考えた場合、装着者の能力に応じて動作矯正効果を段階的に引き上げていく必要がある。本報では補助力位相差制限法を提案し、動作矯正効果を段階的に制御するためのスキルアシスト効率の制御法について述べる。

我々は、パッシブな弾性材から得られる補助力を小型のアクチュエータで制御可能にしたセミアクティブアシスト機構を開発してきた。セミアクティブアシスト機構は弾性材を主な補助

力源として、その弾性材の固定点をアクチュエータで制御することで、弾性力を動作に応じて動的に調整可能としたものである。そのため、アクチュエータに出力制限や拘束があった場合でも、適切な制御を行うことにより十分な補助力を得ることが可能である [2]。これまでの研究では、セミアクティブアシスト機構の基礎特性の解析のために、単純な周期運動を対象として、動作に応じたエネルギー制御を適用した際の補助効果について検証をしてきた [3]。前述のように、セミアクティブアシスト機構は機械が直接装着者に作用せず、弾性材を介して補助力を伝達するという特徴を持つ。そのため、他の多くの外骨格型パワーアシスト装置と異なり、装着者の自由度を完全には拘束せず、運動を妨げることがない。この特徴を利用して、操作者の力をアシストするのみではなく、適切に補助力を制御することで他の動作状態への遷移を促すことができる。

このような、“力だけでなく、熟練者のような操作ができるように機械がアシストする技術”が、山田らによりスキルアシストとして提案されている [4] [5]。我々は周期運動を対象として、負担軽減を行いつつ、操作者がより目標運動への追従が容易に行えるような動作矯正効果を持った制御系として、操作者の発揮力と補助装置の補助力との間の同期位相差である補助力位相差を積極的に制御するセミアクティブアシスト機構のスキルアシスト制御を提案している [6]。操作者の動作が目標運動に完全に追従していれば動作矯正の必要はないためパワーアシスト効

原稿受付 2012 年 12 月 11 日

^{*1}北海道大学大学院情報科学研究科

^{*2}室蘭工業大学もの創造系領域

^{*1}Hokkaido university

^{*2}Muroran institute of technology

■ 本論文は学術性で評価されました。

果のみが働き、操作者の動作が乱れた場合にのみスキルアシストとして動作矯正効果が働く。

機械システムが人間の動作を支援するシステムとしては、動作矯正やリハビリテーションの分野において、Burgar らの臨床治療用ロボット Mirror-image Movement Enabler [7], Nef らの腕のリハビリテーションのための半外骨格型ロボット ARMin [8]・ARMinII [9], Bernhardt らの人間の歩行ダイナミクスに基づく補助装置 LOKOMAT [10] など、高齢者や障がい者を助けるために、これまで多くのロボットシステムが研究・開発されてきた。また、国内でも木口らの肩関節補助用外骨格型ロボット [11] や平田らのブレーキ制御に基づく装着型パッシブ歩行支援システム [12], 辻らのインピーダンス制御を用いたスキルトレーニングシステム [13], 川崎らのリハビリテーションセラピーのためのハンドモーションアシストロボット [14], 五十嵐の人間が主導権を握りつつ機械操縦のパフォーマンス改善を行うサブリミナルキャリブレーション [15] など、装着者のインピーダンス調整能力を補ったり、訓練したりすることで、装着者の運動を作業に応じた適切な状態へ順応させる研究が多く行われている。

しかしながら、これまでの筋力補助装置を用いた動作矯正では、人間の動きが機械に拘束されてしまうため、“負担軽減”と“動作矯正”の両立が困難であった。安原らの歩行アシスト装置も本研究同様、アシスト装置の同期位相差を用いた運動の誘導を行い、その結果、わずかなアシスト比で人の足を励振するのみのアシストで負担軽減につながることを検証している [16]。本研究では、セミアクティブアシスト機構は人間の運動をアクチュエータが完全に拘束しないという構造を活かし動作矯正効果を行いつつ、より積極的に負担軽減を行うシステムを考える。本研究の目的はパワーアシストとスキルアシストの同時実現であるが、そのためにはパワーアシスト率とスキルアシスト率を任意の値に設定することが要求される。そこで本稿では、スキルアシスト率制御の一手法として、これまでに開発したエネルギー制御を用いたセミアクティブアシスト機構のスキルアシスト制御則を基にして、補助力位相差制限法を提案し、運動の改善効果であるスキルアシスト効率を任意の値に制御する手法を開発する。

2. セミアクティブアシスト機構実験装置

本研究では Fig. 1 に示したセミアクティブアシスト機構実験装置を用いる。ここでは最もシンプルな構成としてアクチュエータ、弾性材（スプリング）、操作者（ハンドル）が直列に接続されたシステムを考える。アクチュエータの力は弾性材を介してハンドルへ伝達され、操作者がハンドルへ加える力と合成されてスライダ駆動力となる。スライダ駆動力 F と人の発揮力 F_h , 補助力 F_s は次式のような関係となる。

$$F = F_h + F_s \quad (1)$$

$$F_s = \begin{cases} k(x_2 - x_1 - l_0 + l_g), & \text{if } x_2 - x_1 > l_0 - l_g \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

ここで k は弾性係数, x_1 はハンドル高さ, x_2 はアクチュエー

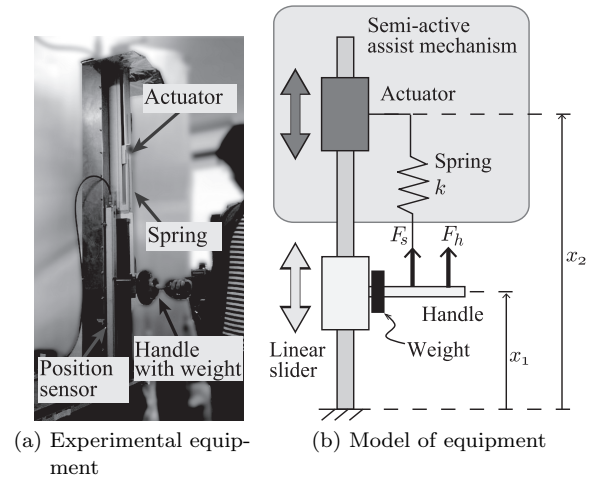


Fig. 1 Semi-active assist mechanism equipment

タ高さ, l_0 は弾性材自然長, l_g はハンドル質量 m と重力加速度 g による重力による伸長量である。また、今回使用する実験装置では、スプリングが伸びた場合のみ、その復元力として補助力を発揮し、圧縮方向に対しては復元力は 0 となる。式 (2) より, x_2 によってアクチュエータで補助力が制御可能であり, F_s を F_h に調和するような制御を行う。これにより目的のスライダ駆動力 F に対し, 補助力 F_s が人の発揮力 F_h の減少に作用し, パワーアシスト効果を得ることができる。

一方、別の観点から見れば、補助力 F_s は $F = F_h$ であった動作を $F = F_h + F_s$ による動作に変化させる。したがって、目的の運動状態を達成できていない場合、適切な F へ導くような F_s を加えることが動作矯正となる。

3. 周期入力制御によるスキルアシスト制御

3.1 運動追従スキルとエネルギー

周期運動における追従スキルの評価指標として、操作者の目標位置 x_{1d} と実際の位置 x_1 の間の位置偏差と、目標速度 \dot{x}_{1d} と実際の運動速度 \dot{x}_1 の間の速度偏差が考えられる。ここではこれらを運動状態のずれとして統一して扱うために、位置と速度を包括した物理量であるエネルギーを考えて、運動状態をエネルギー状態として表現する。特に本研究で扱う周期運動に着目すると、目標の運動状態 E_d と実際の運動状態 E は振動のエネルギーとして表現され、運動状態のずれは次式の ΔE のように定義される。

$$\Delta E = E_d - E \quad (3)$$

$$\therefore \begin{cases} E_d = \frac{1}{2}m\dot{x}_{1d}^2 + \frac{1}{2}Kx_{1d}^2 \\ E = \frac{1}{2}m\dot{x}_1^2 + \frac{1}{2}Kx_1^2 \end{cases} \quad (4)$$

ここで、 m は運動対象の質量であり、周期運動の角速度を ω とすると $K = m\omega^2$ である。ここで、運動追従スキルについて考えると、位置偏差と速度偏差が 0 に近づけることがスキルが高いということである。エネルギーで考えれば式 (3) より, ΔE が小さいほどスキルが高いと言える。我々のスキルアシスト制御法は ΔE を 0 にするように系のエネルギーを調整するもの

であり、エネルギーの観点から操作者の不足分のエネルギーを補助装置が補ったり、または、大きすぎるエネルギーを抑制することで、操作者と補助装置が協調して動作を安定化させるものである。

3.2 補助力位相差によるパワーアシスト効果とスキルアシスト効果

前節で述べたように、対象としている周期的な運動状態をエネルギーとして表現し、エネルギーの観点からスキルアシスト制御系の設計を行う。運動状態が小さければエネルギーを供給することで運動を励起し、また運動状態が大きい場合はエネルギーを減少させ運動を抑制する。そのような制御系設計のために、まず補助力がハンドル動作に及ぼす影響を調べる。

ハンドルとアクチュエータの運動を次式のように仮定する。

$$x_1 = x_{10} + \tilde{x}_1 \sin(\omega_1 t) \quad (5)$$

$$x_2 = x_{20} + \tilde{x}_2 \sin(\omega_2 t + \phi_{x_2}) \quad (6)$$

$$l_0 = x_{20} - x_{10} \quad (7)$$

ここで、 x_{10} , x_{20} はそれぞれの初期値、 \tilde{x}_1 , \tilde{x}_2 はそれぞれの運動の振幅であり、角周波数 ω_1 , ω_2 で運動をしている。また、アクチュエータは位相差 ϕ_{x_2} を伴う。式 (6) のような、アクチュエータ運動と操作者の周期運動の同期の実現のために、後述する周期入力制御を用いる。周期入力制御により $\omega_1 = \omega_2 = \omega$ で操作者の運動とアクチュエータは同期し、さらに任意位相差 ϕ_{x_2} を伴う運動を実現できる [3]。これを式 (2) に代入し整理すると、余弦定理を用いて次式のように振幅 A と位相差 ϕ_{F_s} を用いて補助力を記述できる。

$$F_s = kA \sin(\omega t + \phi_{F_s}) + kl_g \quad (8)$$

$$\therefore \begin{cases} A(\tilde{x}_1, \tilde{x}_2, \phi_{x_2}) = \sqrt{\tilde{x}_1^2 + \tilde{x}_2^2 - 2\tilde{x}_1\tilde{x}_2 \cos \phi_{x_2}} \\ \phi_{F_s}(\tilde{x}_1, \tilde{x}_2, \phi_{x_2}) = \tan^{-1} \left(\frac{\tilde{x}_2 \sin \phi_{x_2}}{\tilde{x}_2 \cos \phi_{x_2} - \tilde{x}_1} \right) \end{cases} \quad (9)$$

ここでは、条件として常に式 (2) の条件が成り立ち、 $F_s \geq 0$ となるとする。これより、アクチュエータ位相差 ϕ_{x_2} を制御することで、ハンドル駆動力と補助力の位相差 ϕ_{F_s} も制御可能であることが分かる。所望の補助力位相差 ϕ_{F_s} を得るためのアクチュエータ位相差 ϕ_{x_2} を求めるために、式 (9) より得られる以下の方程式解く。

$$\begin{aligned} & \tilde{x}_2^2 (1 + \tan^2 \phi_{F_s}) \sin^2 \phi_{x_2} + 2\tilde{x}_1\tilde{x}_2 \tan \phi_{F_s} \sin \phi_{x_2} \\ & + (\tilde{x}_1^2 - \tilde{x}_2^2) \tan^2 \phi_{F_s} = 0 \end{aligned} \quad (10)$$

上記の $\sin \phi_{x_2}$ に関する二次方程式より、 $\tilde{x}_2 \neq 0$ の下で、以下の解を得る。

$$\sin \phi_{x_2} = \frac{\tan \phi_{F_s}}{1 + \tan^2 \phi_{F_s}} \left(-\frac{\tilde{x}_1}{\tilde{x}_2} \pm \sqrt{1 + \left(1 - \frac{\tilde{x}_1^2}{\tilde{x}_2^2}\right) \tan^2 \phi_{F_s}} \right) \quad (11)$$

上式より、所望の ϕ_{x_2} を求めることが可能であるが、式 (9) の ϕ_{F_s} において、 $\tilde{x}_1 = 0$ の下では $\phi_{F_s} = \phi_{x_2}$ となるため、この

条件を満たすために二次方程式の二つの解のうち正のものを採用する。よって、最終的に求める ϕ_{x_2} は、

$$\begin{aligned} \phi_{x_2} = & \sin^{-1} \left[\frac{\tan \phi_{F_s}}{1 + \tan^2 \phi_{F_s}} \left(\sqrt{1 + \left(1 - \frac{\tilde{x}_1^2}{\tilde{x}_2^2}\right) \tan^2 \phi_{F_s}} - \frac{\tilde{x}_1}{\tilde{x}_2} \right) \right] \end{aligned} \quad (12)$$

となる。提案手法では位相差の影響を利用するため、本研究では $\tilde{x}_2 > \tilde{x}_1$ となるように設定する。これより ϕ_{F_s} と ϕ_{x_2} が相互に変換可能であり、アクチュエータ位相差 ϕ_{x_2} を制御することで任意の補助力位相差 ϕ_{F_s} を実現できる。

ここで、補助力位相差がパワーアシストとスキルアシストへ及ぼす影響を考える。人の発揮力が $F_h = \tilde{F}_h \sin(\omega t)$ であり、補助力が式 (8) によって制御可能である場合を考えると、式 (1) と式 (8) より次式が得られる。

$$\begin{aligned} F = & (kA \cos \phi_{F_s} + \tilde{F}_h) \sin(\omega t) \\ & + kA \sin \phi_{F_s} \cos(\omega t) + mg \end{aligned} \quad (13)$$

ここで $\sin \omega t$ と $\cos \omega t$ が直交関数であることに注目してお互いに影響を及ぼさないと考えれば、 F_h を減少させるためには $\cos \phi_{F_s}$ を大きくする、すなわち ϕ_{F_s} をゼロに近づけて、人の発揮力と補助力が位相差無く同期すれば良いことが分かる。すなわち $\phi_{F_s} \rightarrow 0$ でパワーアシスト効果が最大となり、 ϕ_{F_s} の増加に伴ってその効果が低減する。

次に、ハンドルの運動状態を変化させるために補助力のなす仕事として、周期運動の仮定の下、次式によりその仕事率の周期平均が求められる。

$$\langle \dot{E}_s \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T F_s \dot{x}_1 dt = \frac{\omega k A \tilde{x}_1}{2} \sin \phi_{F_s} \quad (14)$$

ここで $\langle \cdot \rangle$ は周期平均をとる演算である。この補助力により成された仕事のみハンドル運動は変化させられる。すなわち、式 (3) で表される運動状態のエネルギーの増減分に対して、式 (14) を系のエネルギー増加率として、 ΔE を補償するものがスキルアシストである。具体的には $\Delta E > 0$ で、目標エネルギーに対して周期運動のエネルギーが少ない場合には、 $\phi_{F_s} > 0$ として位相を進めることで $\langle \dot{E}_s \rangle > 0$ となるため、エネルギーを供給して運動を促すことができる。逆に $\Delta E < 0$ で、目標エネルギーに対して周期運動のエネルギーが多すぎる場合には、 $\phi_{F_s} < 0$ として位相を遅らせることで $\langle \dot{E}_s \rangle < 0$ となるため、ブレーキのように働き、系からエネルギーを減少させて運動を抑制することができる。また、どの程度のエネルギーを供給できるかに関しては補助力の振幅 kA に対して自由度を持つ。

式 (13) および式 (14) より、パワーアシスト効果は $\cos \phi_{F_s}$ 、スキルアシスト効果は $\sin \phi_{F_s}$ として、**Fig. 2** のように補助力位相差 ϕ_{F_s} によって記述可能であり、 ϕ_{F_s} に関してシームレスに効果を切り替えることができる。

3.3 周期入力制御

式 (12) より、アクチュエータ位相差 ϕ_{x_2} によって、補助力位相差 ϕ_{F_s} が制御可能である。この ϕ_{x_2} を用いて、式 (6) の位相ずれを伴う同期を実現するために、周期入力制御を用いる。

周期入力制御は、周波数引き込み現象を利用して入力と同調した出力を得る手法であるが、同様の手法として神経振動子を用いた同調制御が張らによって提案されており、人間と装置の同調がパワーアシスト装置に操作性を向上することが示されている [17]。同調制御に関しては、どちらの手法でも実現可能であるが、本手法の周期入力制御を用いた同調制御では、我々の提案するスキルアシストに関して重要なパラメータである位相差 φ が陽に記述され、よりスキルアシスト制御系の設計に適しているためこれを用いる。周期入力制御は周期的な運動をする制御対象に周期入力をタイミングよく加えることで、目標とするエネルギー状態を持つリミットサイクル上に周期運動を安定化するものである [18] [19]。ここでは以下の Hybrid 型 Van der Pol 方程式の周波数引き込み現象を利用し、入力信号と同期した出力信号を作り出す。

$$\ddot{\xi} - \varepsilon (1 - \xi^2 - \delta \xi^2) \dot{\xi} + \bar{\omega}^2 \xi = K_i \dot{u} \quad (15)$$

ξ は仮想振動子であり、 ε , δ , $\bar{\omega}$, K_i は正の定数である。Hybrid 型 Van der Pol 方程式は通常の Van der Pol 方程式に比べて、その解挙動がより人体四肢の運動特性に近いことが知られている [20]。本研究では、操作者の持つハンドルの動作とアクチュエータ動作の同期を目的とするため、この Hybrid 型 Van der Pol 方程式を用いる。ここで、入力 u が角周波数 Ω の周期運動とすると $\bar{\omega} \simeq \Omega$ または $K_i \gg 1$ とすることで、周波数引き込み現象が発現し、入力 u と微分方程式の解 ξ が同期すると

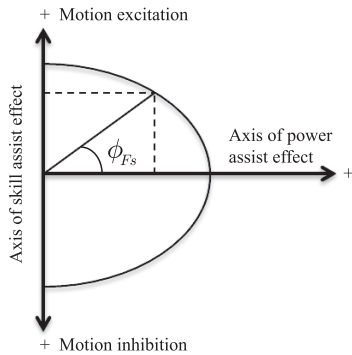


Fig. 2 Relationship between power and skill assist from the viewpoint of ϕ_{Fs}

という特性を持つ。また、入力を $u = \sin(\Omega t)$ として、式 (15) の解 ξ と微分 $\dot{\xi}$ 、任意位相差 φ を用いて、次式の周期入力制御 x_{pic} を得る。

$$\begin{aligned} x_{pic}(u(\Omega), \varphi) &= K_{AG1} \xi \cos \varphi + K_{AG1} \dot{\xi} \sin \varphi \\ &= \sin(\Omega t + \varphi) \end{aligned} \quad (16)$$

ここで、 K_{AG1} , K_{AG2} はオートゲインであり、それぞれ ξ , $\dot{\xi}$ の振幅を 1 にするための係数である。つまり入力 u に対して、周期入力制御 x_{pic} は操作者の動作に同期し、さらに φ だけ任意の位相差を持たせることができる。

この任意位相差を用いてエネルギー制御を行い、スキルアシストを行っていく。まず、次節で述べるスキルアシスト制御則により補助力位相差 ϕ_{Fs} を求め、それを実現するアクチュエータ位相差 ϕ_{x2} を式 (12) を用いて得る。位相差 ϕ_{x2} を持たせつつ、操作者の動作 x_1 に同期した出力を得るために式 (16) の周期入力制御を用いて、 $x_{pic}(x_1, \phi_{x2})$ を得る。これより、式 (6) の x_1 に同期しつつ任意位相差 ϕ_{x2} を持つアクチュエータ位置制御目標値 x_{2d} は、周期入力制御出力 $x_{pic}(x_1, \phi_{x2})$ と初期位置 x_{20} および振幅 \tilde{x}_2 を用いて

$$x_{2d} = x_{20} + \tilde{x}_2 x_{pic}(x_1, \phi_{x2}) \quad (17)$$

として周期入力制御により実現される。

3.4 スキルアシスト制御

前述のとおり、式 (14) を用いて補助力位相差 ϕ_{Fs} の正負により、エネルギーの増減が可能である。つまり、 $\langle \dot{E}_s \rangle$ を適切に制御し、 $\Delta E \neq 0 \rightarrow \Delta E = 0$ となるように、運動状態に応じた適切なエネルギーの供給・抑制をすることで動作矯正を行う。ここでは、位相差に着目して、スキルアシスト制御系の設計を行う。系のエネルギーを調整する仕事率の式 (14) を用いてスキルアシストとして位相差 ϕ_{Fs} の設計を行う。まず、式 (14) は仕事率の周期 T での平均であるので、仕事として系に加えることが可能なエネルギーは平均として

$$E_s = \langle E_s \rangle = \int_0^T \langle \dot{E}_s \rangle dt = \pi k A \tilde{x}_1 \sin \phi_{Fs} \quad (18)$$

であり、この E_s だけ動作矯正のためのエネルギーが供給可能である。要求されるエネルギー ΔE を補償するためには、

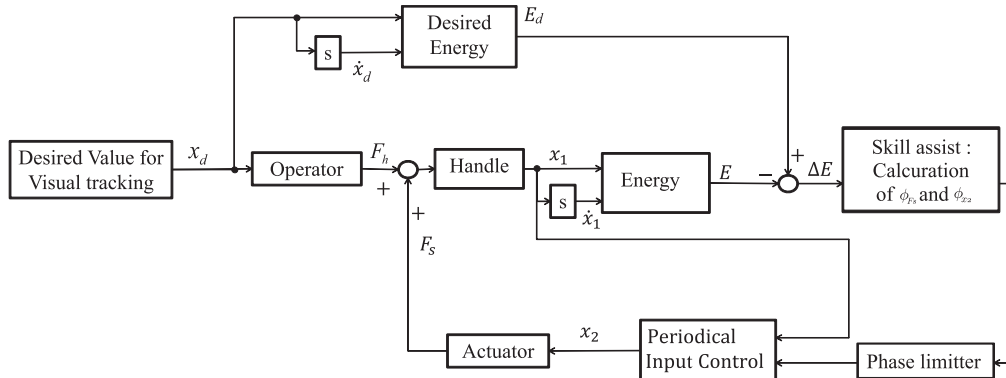


Fig. 3 Block diagram of skill assist system

$\Delta E = \langle E_s \rangle$ を解くことにより次式を得る.

$$\phi_{F_s}(\Delta E) = \begin{cases} \sin^{-1} \left(\frac{\Delta E}{\pi k A \bar{x}_1} \right) & (\rho_E \leq 1) \\ \text{sgn}(\Delta E) \frac{\pi}{2} & (\rho_E > 1) \end{cases} \quad (19)$$

$$\therefore \rho_E = \frac{|\Delta E|}{|E_s|}$$

ここで、 ΔE は目標運動状態と現在の運動状態の持つエネルギーの差であり、 ρ_E は供給可能エネルギー E_s と要求エネルギーの比 ΔE である。 $\rho_E > 1$ の場合は運動状態変化に必要なエネルギーをすべてアシスト装置が供給することはできないため、 $|E_s|$ はその一部を負担する。以上のように求められた位相差 ϕ_{F_s} を周期入力制御へ与えて、入力 u と同期しつつ、現在の運動状態を目標運動状態へ近づけるような補助力を対象へ加える。セミアクティブアシスト機構による周期運動のスキルアシストをまとめると **Fig. 3** のようなシステムとなる。

また、 $\Delta E = 0$ でスキルアシストの必要がない場合、スキルアシスト制御は $\phi_{F_s}(\Delta E) = 0$ となる。これは、式 (13) より最もパワーアシスト効果が高まる状態であり、式 (19) のスキルアシスト制御はパワーアシスト効果も内包している。

4. 補助力位相差制限法によるスキルアシスト効率の設計

前述のように、リハビリテーションなどへの応用を考えた場合、段階的な動作改善効果が必要とされる場合がある。そのため、ここでは任意の動作改善率を実現するためのスキルアシスト効率を定義する。本研究では、補助力位相差の出現頻度を解析し、補助力位相差を制限することによってエネルギー供給量に制限を設ける補助力位相差制限法を提案する。

ここで、まずスキルの評価について考える。目標運動と実際の運動とのずれは前述のように ΔE を用いて表現できるが、 ΔE は目標運動によって最大・最小値が変化するため、運動ごとのスキルを評価するには、何らかの方法で正規化する必要がある。そこで、単純な位置誤差 e に加えて、 ΔE に単調増加で、かつ最大・最小値が $\pm\pi/2$ に正規化されている式 (19) の運動矯正のために要求される位相差 ϕ_{F_s} を運動追従スキルの評価の指標とする。また、これまでの研究で、セミアクティブアシスト機構による周期運動の補助において、式 (15) の周期入力制御、および式 (19) のスキルアシスト制御を適用した際に、動作矯正のために要求される位相差 ϕ_{F_s} の出現頻度は **Fig. 4** のような正規分布に倣うことが確認されている [21]。そこで、**Fig. 5** に示す概念図のように、補助力位相差の最大値に制限 ϕ_{lim} を設けて、エネルギー供給量を制限することでスキルアシスト効率 α_s を制御する。

ϕ_{F_s} の発生頻度を確率密度関数 $p(\phi_{F_s})$ として採用し、その生起確率をスキルアシスト効率として ϕ_{F_s} の最大値 ϕ_{lim} を設定する。まず、事前に行った実験より得られたスキルアシストを適用していない時の ϕ_{F_s} に関して、標準偏差 σ_0 による正規分布として確率密度関数 $p(\phi_{F_s})$ のモデル化を行う。この σ_0 は被験者ごとに異なるパラメータであり、運動を表現するエネルギーのバラつきを示すためスキルの指標の一つとなる。

$$p(\phi_{F_s}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_0} \exp\left(-\frac{\phi_{F_s}^2}{2\sigma_0^2}\right) \quad (20)$$

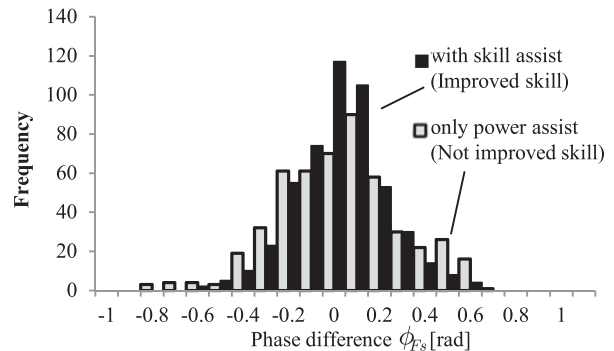


Fig. 4 An example of required phase difference dispersion

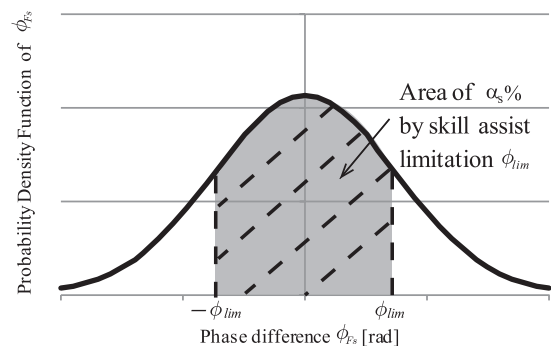


Fig. 5 Conceptual image of phase difference limitation method based on $\alpha_s\%$ area of normal distribution

次に、この確率密度関数より、占有面積が $\alpha_s\%$ になるような ϕ_{lim} を求める。モデルを正規分布に仮定したことにより、占有面積は次式のような誤差関数 $\text{erf}(\cdot)$ を用いて記述できる。

$$\alpha_s = \int_{-\phi_{lim}}^{\phi_{lim}} p(\phi_{F_s}) d\phi_{F_s} = \text{erf}\left(\frac{\phi_{lim}}{\sqrt{2}\sigma_0}\right) \quad (21)$$

これより、補助力位相差制限法による位相差制御の最大値 ϕ_{lim} は、式 (21) を ϕ_{lim} に関して解くことにより次式のように、事前に計測した操作者固有の σ_0 と任意のスキルアシスト効率 α_s を用いて決定することができる。

$$\phi_{lim}(\sigma_0, \alpha_s) = \sqrt{2}\text{erf}^{-1}(\alpha_s)\sigma_0 \quad (22)$$

上記のように、 α_s のアシスト効率を設定したとき、設定すべき位相差の最大値 ϕ_{lim} は逆誤差関数を用いて記述できる。この最大値により補助力位相差に次式のような制限をかける。

$$\phi'_{F_s} = \begin{cases} \phi_{F_s} & (\phi_{F_s} \leq \phi_{lim}) \\ \phi_{lim} & (\phi_{F_s} > \phi_{lim}) \end{cases} \quad (23)$$

この意味を Fig. 5 上での占有面積から考えてみると、 $\alpha_s = 1.0$ とした際には設計したスキルアシスト効果を完全に得ることができ、逆に $\alpha_s = 0$ のときは $\phi_{lim} = 0$ でスキルアシスト効果は働かず、パワーアシスト効果のみが得られる。また、その間の $0.0 < \alpha_s < 1.0$ の領域では発生頻度に応じて、動作矯正のために供給されるエネルギーに制限がかかるためスキルアシスト効果に抑制がかかる。つまり、補助力位相差制限法では、**Fig. 6** のように位相差に制限をかけることで、正規分布の統計的性質

により占有面積を計算可能であり、それに応じてどの程度のスキルアシスト効率を設定すれば良いかを決定できる。次に、この $\phi_{lim}(\alpha_s)$ に伴うスキルの改善モデルを考える。式 (18) より、補助力位相差 ϕ_{F_s} に関して、動作矯正に費やすエネルギー E_s が制御可能である。補助力位相差制限法によって位相差最大値 ϕ_{lim} を制限した場合、エネルギー供給に制限がかかるため、動作矯正効果に制限がかかる。ここで、式 (22) の逆誤差関数を級数展開可能であり、

$$\begin{aligned}\phi_{lim}(\sigma_0, \alpha_s) &= \sqrt{2}\text{erf}^{-1}(\alpha_s)\sigma_0 \\ &= \sqrt{\frac{\pi}{2}}(\alpha_s + O(\alpha_s^3))\sigma_0 \\ &\simeq \sqrt{\frac{\pi}{2}}\sigma_0\alpha_s = \tilde{\phi}_{lim}\alpha_s\end{aligned}\quad (24)$$

のように $\alpha_s < 1$ で、三次以上高次項が $O(\alpha_s^3) \rightarrow 0$ とできる領域では α_s に対して線形近似できる。ここで定数項は $\tilde{\phi}_{lim} = \sqrt{\pi/2}\sigma_0$ としてまとめている。 $\alpha_s \rightarrow 1$ では高次項の影響が顕著になるが、この影響で収束が遅くなるが、簡単のためここでは式 (24) を用いて解析を進める。これを式 (18) に代入し、動作矯正効果としてのエネルギー E_s 最大値は次式となる。

$$\begin{aligned}E_{sMAX} &= \pi k A \tilde{x}_1 \sin \phi_{lim} \\ &= \tilde{E}_s \sin(\tilde{\phi}_{lim}\alpha_s)\end{aligned}\quad (25)$$

振幅に関する項は $\tilde{E}_s = \pi k A \tilde{x}_1$ としてまとめている。さらに $\alpha_s \tilde{\phi}_{lim} \ll 1$ とすれば、補助効果の大きさは、

$$\begin{aligned}|E_{sMAX}| &= |\tilde{E}_s \sin \phi_{lim}| \\ &\simeq \tilde{E}_s \tilde{\phi}_{lim}\alpha_s\end{aligned}\quad (26)$$

となる。スキルアシストによって運動が矯正され、追従誤差が減少すると、スキルアシストに要する位相差が $\Delta\phi_{F_s}$ だけ減少する、その改善率は、補助エネルギーの供給量に単調増加に比例すると仮定すると、その改善量は最大で、

$$\Delta\phi_{F_s}(\alpha_s) = \beta|E_{sMAX}| = \beta\tilde{E}_s\tilde{\phi}_{lim}\alpha_s\quad (27)$$

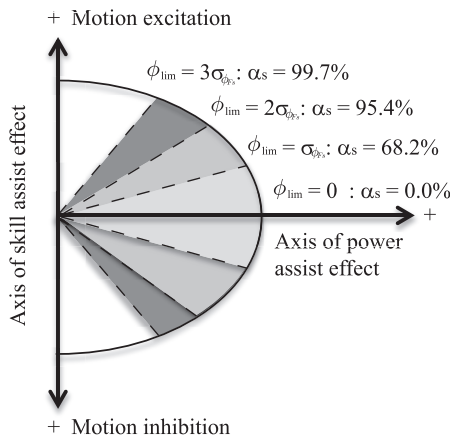


Fig. 6 Effect of phase difference limitation method for skill assist efficiency control

と定義できる。ここで、 β は供給エネルギーに対して、人間の動作改善効果が表れる感度である。よって、 ϕ_{F_s} の期待値 $\phi_{F_s}^*$ は

$$\begin{aligned}\phi_{F_s}^*(\alpha_s) &= \bar{\phi}_{F_s}0 - \Delta\phi_{F_s}(\alpha_s) \\ &= \bar{\phi}_{F_s}0 - \beta\tilde{E}_s\tilde{\phi}_{lim}\alpha_s\end{aligned}\quad (28)$$

が得られる。ここで、補助力位相差は目標運動との誤差 e によって得られ、単調増加関数であった。そこで、下記のように ϕ_{F_s} と e を置き換える。その際の右辺第二項のスケリングは感度係数 $\beta \rightarrow \beta'$ に含める。

$$e^*(\alpha_s) = e_0 - \beta'\tilde{E}_s\tilde{\phi}_{lim}\alpha_s\quad (29)$$

このように、位置誤差の減少に関して α_s に対して線形なモデルを立てることができる。 e_0 はスキルアシストを適用していないときの追従誤差の平均値であり、そこからスキルアシスト効率 α_s に従って追従誤差を改善することができる。

5. スキルアシスト効率制御実験

5.1 実験条件

ここでは補助力位相差制御法により、スキルアシスト効率 $\alpha_s = 0.0, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0$ の 5 とおりを設定し実験を行い、スキルアシスト効果を制御可能であることを確認する。実験条件を **Table 1** にまとめる。実験装置は Fig. 1 を用いて、式 (19) により運動状態に応じたアクチュエータの位相制御を行う。被験者は 5 名で実験を行い、それぞれ被験者 A, B, C, D は 20 代健常男性、被験者 E は 20 代健常女性である。また、 σ_0 は実験初回時に $\alpha_s = 0.0$ の実験を行い、被験者毎にこれを基準とした。被験者 A, B, C, D, E の 5 名に対して、それぞれ $\sigma_0 = 0.714$ [rad], 0.684 [rad], 0.640 [rad], 0.737 [rad], 0.863 [rad] である。

実験は **Fig. 7** に示すような視覚追従実験を行った。ハンドル高さはポジションセンサにより計測され、操作者は PC 上に表示されるハンドル位置 x_1 を追従目標値 x_{1d} に重なるようにハンドルを動かす。ここで扱う運動は周期運動を対象としているため、操作者が運動に慣れてしまう可能性がある。そこで本実験では、目標値の周波数に後述するような揺らぎを持たせて操作者が慣れによるリズムのみで運動を行うことを防ぐ。この実験を被験者 5 名に対して上記 5 パターンのスキルアシスト効率

Table 1 Setup and experimental conditions

Setup conditions		
Actuator max speed	600	mm/s
Max transportable mass	30	kg
Weight(Handle mass)	5.0	kg
Spring constant	72.5	N/m
\tilde{x}_{1d}	75	mm
\tilde{x}_2	100	mm
ω_c	2π (1)	rad/s (Hz)
$\Delta\omega$	π (0.5)	rad/s (Hz)
Experimental conditions		
Subjects	5 subjects	
Trials	5 times for each pattern	
Patterns	5 patterns	
	$\alpha_s = 0.0, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0$	

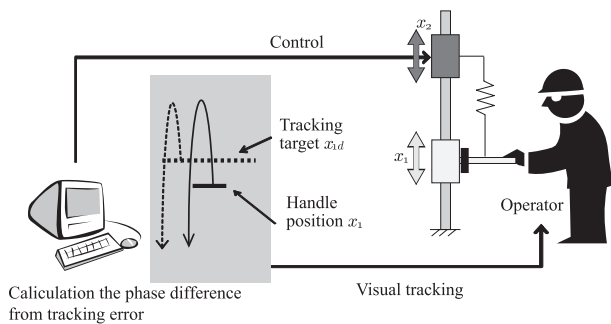


Fig. 7 Visual tracking experiment system

Table 2 Experimental results: Evaluation of averages of each trial and ANOVA for all data (μ [mm]: Average, σ [mm]: Standard deviation)

Subj.		α_s [%]					p -value of ANOVA
		0	30	50	70	100	
A	μ	8.958	8.821	8.790	8.666	8.638	5.63×10^{-3} ($n=25,000$)
	σ	0.398	0.373	0.315	0.260	0.241	
B	μ	8.349	8.011	7.573	7.348	7.123	1.70×10^{-20} ($n=25,000$)
	σ	1.077	0.757	0.572	0.506	0.414	
C	μ	8.078	7.982	7.644	7.470	6.737	4.41×10^{-31} ($n=25,000$)
	σ	1.725	1.275	1.212	0.877	0.851	
D	μ	9.361	9.055	8.499	8.047	8.010	2.65×10^{-34} ($n=25,000$)
	σ	1.077	1.350	1.349	0.984	0.521	
E	μ	12.82	11.67	10.99	10.48	9.347	1.87×10^{-56} ($n=25,000$)
	σ	1.368	2.346	2.892	1.354	1.289	

を設定し、5 試行ずつ行った。

目標運動として、操作者にはある周波数 ω で周期運動を行う目標値 x_{1d} を提示する。操作者はハンドル x_1 を視覚追従目標値 x_{1d} に追従させ、その際にアクチュエータの位置 x_2 を操作者の動作と同期させ、ある位相差 ϕ_{x_2} だけずらす。上記の慣れ防止のためのアクチュエータの目標位置の揺らぎは、次式のように目標運動の角周波数 ω_c から $\Delta\omega$ だけ揺らぎを持たせ、それが角周波数 ω_s で変化する関数として定める。

$$x_{1d} = x_{1d0} + \tilde{x}_{1d} \sin \left(\omega_c t + \frac{\Delta\omega}{\omega_s} \sin \omega_s t \right) \quad (30)$$

5.2 結果と考察

対象である追従運動の誤差の改善率をスキルアシストによる動作矯正効果と定義し、ここでは最大値 ϕ_{lim} によるリミッタをかける前のハンドル誤差 $e = |x_{1d} - x_1|$ を評価する。スキルアシストの適用により動作が改善すれば追従誤差 e が低減する。実験結果として、各試行ごとの追従誤差の平均 $\bar{e} = \int_0^T e dt / T$ に対して、平均値と標準偏差を求めたもの、及び解析対象の全区間に対して分散分析を行った結果得られた p 値を Table 2 に示す。ここで、解析対象区間は全実験時間 60 秒のうち、初めの 15 秒と終わりの 15 秒を除いた 30 秒間としている。また、各被験者毎の解析結果をグラフにしたものを Fig. 8 に示す。Fig. 8 左列は各試行ごとの位置誤差の平均 \bar{e} を示したものであり、右列はその際のスキルアシストのために要した位相差 $|\phi_{F_s}|$ を示したものである。Fig. 8 の破線は直線回帰による近似線を示す。式 (29) の動作改善率のモデルと比較すると、パラメータと R^2 は Table 3 のようになる。

Table 3 Parameters and R^2 of eq.(29) by linear regression

Subj.	e_0	$\beta' E_s \phi_{lim}$	R^2
A	8.939	-0.329	0.946
B	8.324	-1.286	0.969
C	8.248	-1.332	0.907
D	9.351	-1.513	0.915
E	12.76	-3.402	0.996

位置誤差に関して結果を見ると、スキルアシスト効率 $\alpha_s = 0.0$ と $\alpha_s = 1.0$ をそれぞれ最悪値と最良値として、アシスト効率に従って追従誤差の改善具合が α_s に従って制御できていることが分かる。また、位置誤差の減少に応じてその際のスキルアシストのための要求位相差 ψ_{F_s} が減少していることから、分散分析の結果を見ると、すべての被験者に対して分散に有意な差が認められた。被験者ごとに見ると、被験者 A は $p = 5.63 \times 10^{-3}$ であり、有意な改善が見られるが、追従誤差平均の改善は最大でも 0.32mm と他の被験者よりも小さく、また、 $\alpha_s = 0.7$ と 1.0 ではほぼ追従誤差に変化がないことから、元々の追従がスキルが高く、 $\alpha_s = 1.0$ が、我々の提案するスキルアシストにおいて、もっともスキルの高まった状態であることが考えられる。本研究ではモデルの簡単化のため、式 (27) の供給エネルギーによる操作者の動作が改善される感度 β' を定数と置いたが、改善効果が頭打ちになる β' があると予想される。被験者 B, C はそれぞれ、 $p = 1.70 \times 10^{-20}$, $p = 4.41 \times 10^{-31}$ であり、スキルアシストの有無での追従動作改善が見られた。また、被験者 D, E ではそれぞれ、 $p = 2.65 \times 10^{-34}$, $p = 1.87 \times 10^{-56}$ であり、これら二つは追従誤差改善の傾向に類似性が見られた。Fig. 8 (d)(e) を見ると、 $\alpha_s = 0.3$ のときに、誤差が改善される方向にエラーバーが延びており、 $\alpha_s = 0.5$ を境界にして、誤差改善方向にシフトしていく様子が見える。前章で感度パラメータ β' と置いたが、我々の開発したスキルアシストは弾性体を介した補助力伝達のため、操作者の補助力の受け取り方に任意性が残されている。そのため、セミアクティブアシスト機構によるスキルアシストは少なくとも誤差を改善する方向に、動作矯正の力を供給するものである。スキルアシスト効率 α_s に従って、その効果に変化している様子が確認できる。これより、補助力位相差制限法を用いて位相差最大値 ϕ_{lim} によりエネルギー供給量を制限することで、スキルアシスト効率 α_s によってスキルアシストの運動の改善具合を、最悪値 ($\alpha_s = 0.0$) から最良値 ($\alpha_s = 1.0$) の間で制御可能なことを確認した。

6. 結 論

本研究では、これまでに開発したエネルギー制御に基づくスキルアシスト制御則に対して、運動のばらつき具合を統計的にモデル化することでスキルアシスト効率 α_s を定義し、最悪値 ($\alpha_s = 0.0$) から最良値 ($\alpha_s = 1.0$) の間でスキルアシスト効率を任意に制御可能な補助力位相差制限法を提案した。被験者 5 名に対してスキルアシスト実験を行った結果、5 種類のスキルアシスト効率 $\alpha_s = 0.0, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0$ に応じた追従誤差の改善具合が見られ、分散分析により $p < 0.01$ 未満で有意に制御可能であることを確認した。

また被験者のコメントから、体感的にもこの評価を裏付ける

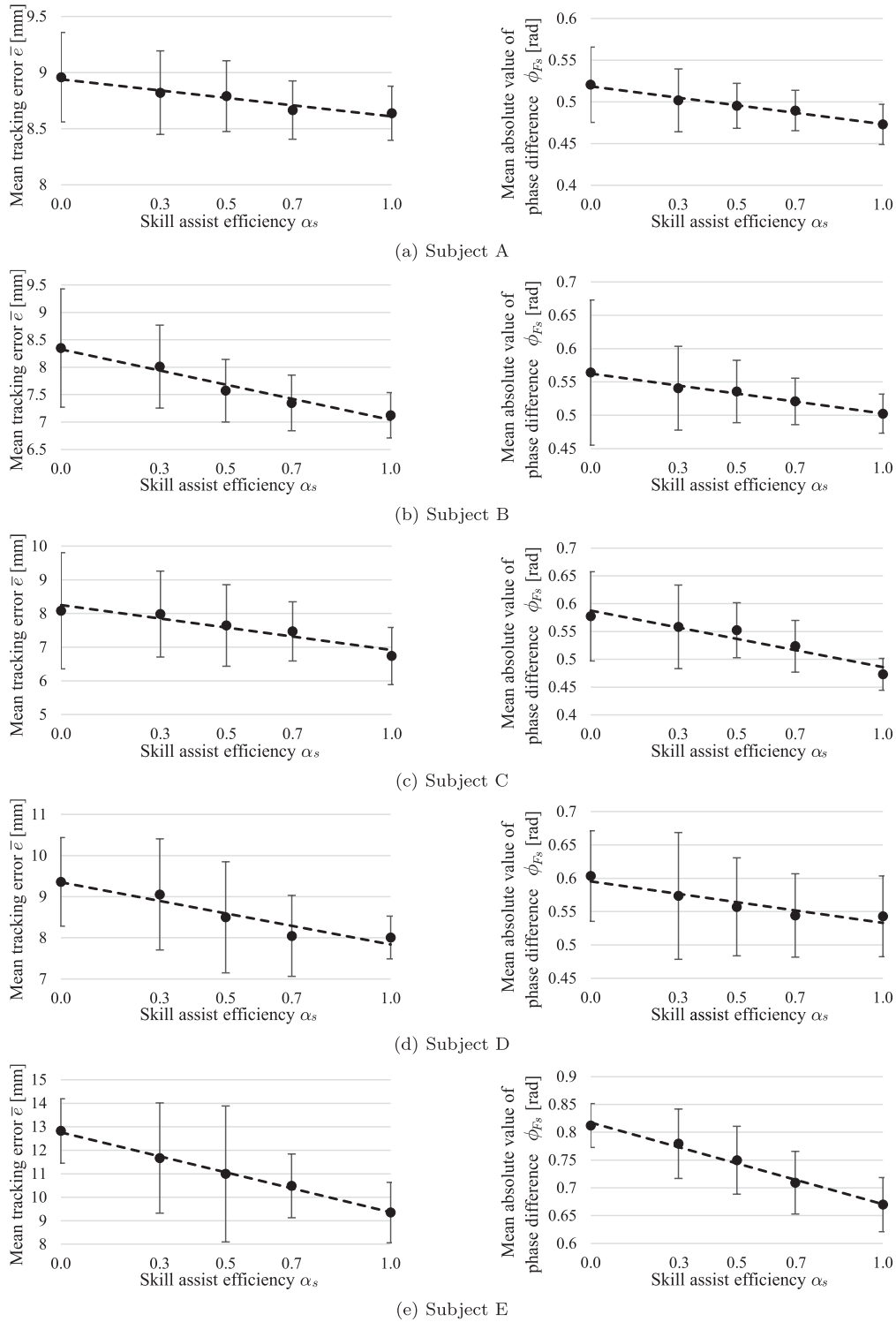


Fig. 8 Experimental results: Each left figure shows tracking error \bar{e} , and each right shows required phase difference ϕ_{Fs} .

ような運動の改善具合の変化が見られていた。これより、周期運動タスクにおいて、タスクの種類やスキルの個人差に応じて、スキル矯正の度合いを調整可能な制御側を開発し、その基礎的な効果を確認した。

今後は、歩行動作リハビリテーションなどのより複雑な周期

運動タスクに対して適用することで、実応用可能なシステムの開発を行う。また、パワーアシストに関しても同時に考慮し、スキルアシスト効率を変化させた場合のパワーアシスト効果への影響も解析することで、スキルアシストとパワーアシストの同時実現を行う。

謝 辞 北海道大学大学院情報科学研究科教授の金子俊一先生には、研究の進行や論文執筆の際に多くの助言をいただいた。また本研究の一部は、(独) 日本学術振興会の特別研究員研究奨励費(課題番号 23・1391) および(独) 科学技術振興機構(JST) の研究成果展開事業【戦略的イノベーション創出推進プログラム】の支援を受けた。ここに感謝の意を表す。

参 考 文 献

- [1] 吉藤, 田中, 日下, 金子, 梶原: “複数周波数成分を持つ周期運動におけるスキルアシストのためのエネルギー制御”, 第 18 回ロボティクスシンポジウム予稿集, pp.96-101, 2013.
- [2] A. Rosendo, T. Tanaka and S. Kaneko: “A Yank-Based Variable Coefficient Method for a Low-Powered Semi-Active Power Assist System,” Journal of Robotics and Mechatronics, vol.24, no.2, pp.291-297, 2012.
- [3] T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, Y. Suzuki, M. Saito and H. Kajiwar: “Assist Force Control of Smart Suit for Horse Trainer Considering Motion Synchronization,” International Journal of Automation Technology, vol.3, no.6, pp.723-730, 2009.
- [4] Y. Yamada, H. Konosu, T. Morizono and Y. Umetani: “Proposal of Skill-Assist: A System of Assisting Human Workers by Reflecting Their Skills in Positioning Tasks,” Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp.IV-11-IV-16, 1999.
- [5] 寺嶋, 牧野, 野村, 竹内, 松葉, 三好, 諸麦, 二宮, 小山, 菊池, 河村, 武田: “鋳物製造における劣悪作業の作業効率を向上させる革新的なパワーアシスト装置の開発”, 素形材, vol.51, no.3, pp.35-41, 2010.
- [6] T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko and H. Kajiwar: “Skill Assist and Power Assist for Periodic Motions by using Semi-active Assist Mechanism with Energy Control,” Proc. of IEEE-ROBIO 2011, pp.2187-2192, 2011.
- [7] C.G. Burgar, P.S. Lum, P.C. Shor and H.F. Machiel Van der Loos: “Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience,” Journal of Rehabilitation Research and Development, vol.37, no.6, pp.663-673, 2000.
- [8] T. Nef and R. Riener: “ARMin - Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot,” Proc. of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.57-60, 2005.
- [9] M. Mihelj, T. Nef and R. Riener: “ARMin II—7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics,” Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.4120-4125, 2007.
- [10] M. Bernhardt, M. Frey, G. Colombo and R. Riener: “Hybrid Force-Position Control Yields Cooperative Behaviour of the Rehabilitation Robot LOKOMAT,” Proc. of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.536-539, 2005.
- [11] K. Kiguchi, K. Iwami, M. Yasuda, K. Watanabe and T. Fukuda: “An Exoskeleton Robot for Human Shoulder Joint Motion Assist,” IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol.8, no.1, pp.125-135, 2003.
- [12] Y. Hirata, T. Isoda and K. Kosuge: “Development of Passive Wearable Walking Support System Based on Brake Control,” Proceedings IEEE International Conference Mechatronics and Automation, pp.363-368, 2008.
- [13] T. Tsuji, Y. Sumida, M. Kaneko and S. Kawamura: “A Virtual Sports System for Skill Training,” Journal of Robotics and Mechatronics, vol.13, no.2, pp.168-175, 2001.
- [14] H. Kawasaki, S. Ito, Y. Ishigure, Y. Nishimoto, T. Aoki, T. Mouri, H. Sakaeda and M. Abe: “Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control,” Proceedings IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.234-240, 2007.
- [15] 五十嵐: “機械操縦におけるサブリミナルキャリブレーション”, 第 14 回ロボティクスシンポジウム予稿集, pp.126-131, 2009.
- [16] 安原, 島田, 小山, 井土, 菊池, 遠藤: “リズム歩行アシスト”, Honda R&D technical review, vol.21, no.2, pp.54-62, 2009.
- [17] 張, 橋本: “歩行ロボティクススーツのための神経振動子間の抑制結合”, 第 28 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 DVD-ROM, 2J1-6, 2010.
- [18] 梶原, 橋本, 土谷: “周期入力による振子の運動制御”, 日本機械学会論文集 C 編, vol.67, no.663, pp.84-90, 2001.
- [19] 梅枝, 梶原, 田中, 金子: “周期入力制御を用いた準受動的歩行ロボットの斜度・外乱に対するロバスト性”, 計測自動制御学会論文集, vol.42, no.8, pp.974-981, 2006.
- [20] R. Huys and V.K. Jirsa: Nonlinear Dynamics in Human Behavior. Studies in Computational Intelligence 328, Springer, 2010.
- [21] T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko and H. Kajiwar: “Analysis of Power Assist Effect During Skill Assist for Periodic Motions under Use of Semi-Active Assist Mechanisms,” IEEE/RSJ-IROS 2012, pp.758-763, 2012.



日下 聖 (Takashi Kusaka)

2011 年北海道大学大学院修士課程修了。同年同大学大学院博士後期課程入学。日本学術振興会特別研究員 (DC1)。パワーアシストシステムの研究に従事。日本機械学会, 計測自動制御学会学生会員。(日本ロボット学会学生会員)



梶原秀一 (Hidekazu Kajiwar)

1995 年室蘭工業大学大学院工学研究科電気電子工学専攻博士前期課程修了。同年釧路工業高等専門学校電子工学科助手。2002 年同助教授。2007 年同准教授を経て, 2013 年室蘭工業大学大学院工学研究科もの創造系領域准教授。制御工学, ロボット工学の研究に従事。2003 年ロボット学会研究奨励賞, 2009, 2010 年計測自動制御学会 SI 部門講演会優秀講演賞などを受賞。日本機械学会, 計測自動制御学会の会員。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)



田中孝之 (Takayuki Tanaka)

1996 年電気通信大学大学院修士課程修了。同年同大学助手, 2001 年カリフォルニア大学アーバイン校客員研究員, 2003 年電気通信大学助教授, 2004 年北海道大学助教授を経て, 現在同大学准教授。ウェアラブルロボット, ヒューマンインターフェース, ユニバーサルデザイン, 移動ロボットの研究に従事。2008 年計測自動制御学会論文賞, 2011 年ヒューマンインターフェース学会論文賞受賞。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)