

トピックス記事『感覚代行・補完技術とリハビリテーション

ーヒューマン・マシン・インタフェースの新展開ー』

早稲田大学 理工学術院総合研究所

安田 和弘

1. はじめに

元来、人間の五感には質の異なる物理刺激あるいは化学的刺激を受容する特殊性が備わっている。しかし、特定の感覚器や伝導路あるいは中枢神経系が障害された場合に、別の感覚入力から情報を補綴する能力を人間は持っている。これは感覚代行と呼ばれており、情報を取得する感覚入力を別の感覚器によって補完することを意味する¹⁾。一例として、視覚障害者が指先の触覚を用いて文字を読むことは、感覚代行の古典的手段として実用されている。科学技術の進歩により、より精巧な刺激呈示器・小型センサを用いた研究開発が進展しており、それと同時に感覚代行そのものの概念を拡張する新たなコンセプト、イノベーティブな感覚代行技術やその活用方法が創出されている。近年、発展を遂げているこれらの技術は、行動学的検証、感覚間可塑性に関わる脳機能イメージング解析、ときには現象学的な議論までに拡張しており、リハビリテーション領域への接近に関しても例外ではない。本稿では、各階層で進行している研究成果を臨床と結びつけていくための結節点を形成することを目指して、著者らの取り組みを交えて解説し、分野における可能性を読者とともに探りたい。

2. 感覚代行の研究史

機械を用いて感覚代行^{*1}を支援することができるようになったのは近年の科学技術の発展に負うところが大きい。工学的にみると、代行しようとする情報を信号変換して、生体と接触させるための変換器を構築することになる(図1)²⁾。この感覚代行装置は1960年代の視触覚代行技術(TVSS: tactile vision substitution system)を端緒としており、このシステムでは外界の情報をカメラで撮像し、映像の濃淡を60Hz程度の振動子配列に呈示するものであった(図2)¹⁾。当初は歯科用のシート後面に配置した振動子を用いて刺激を呈示しており、これらの取り組みは実用までには至らなかったが、感覚代行の特質を説

明する多くの知見が得られた。

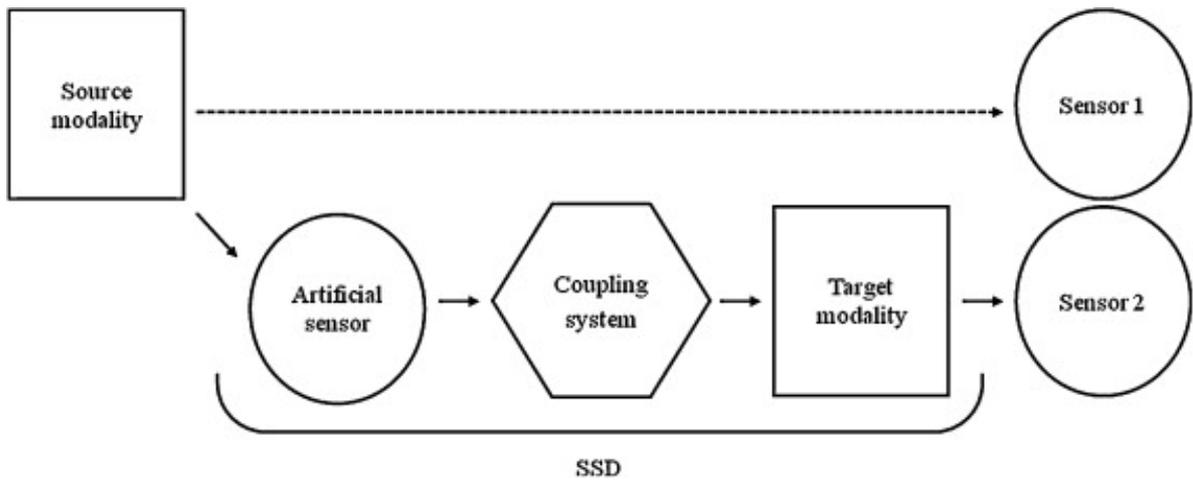


図 1 感覚代行技術の概念モデル²⁾

[注] 生体では感覚情報は感覚器へ直接入力されるが、センサによる情報取得からソフトウェアによる特徴抽出、ハードウェアから異なる感覚器への出力を繰り返すことで、本来の情報が持つ意味の対応付けが可能となる。

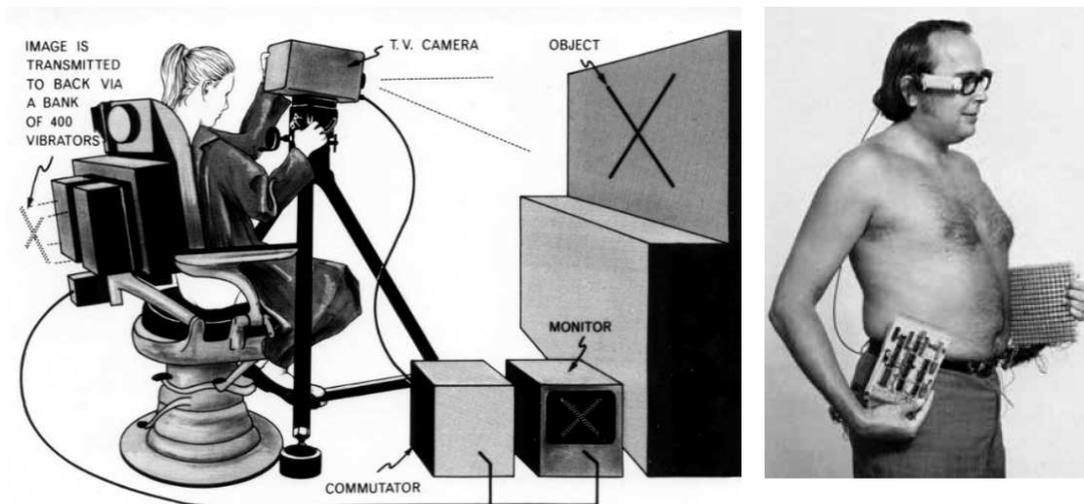


図 2 古典的な感覚代行装置¹⁾

[注] 歯科用シートに配列された小型振動子で撮像した物体の形状を呈示する（左図）。携帯型装置では振動に代わって電気刺激を呈示するものが開発された。

近年では装置の小型化により実用化が進展しており、舌に電気信号を送ることで「見る」ことを可能にする装置“BrainPortV100”は直接の成果として挙げる事ができる。

BrainPortV100 はサングラスに取り付けられたビデオカメラと携帯電話よりやや大きい位の親機、舌に乗せる小さな刺激呈示部から構成されている（図3）。ビデオカメラで捉えた映像は親機に送られ、映像はモノクロに変換されて電気刺激が舌の上の刺激呈示部に送られる。刺激呈示部は電極アレイとなっており、映像の白色部分にあたる箇所では電気刺激が発生する。使用者はこの電気信号を読み取ることで「見る」ことが可能となる（Wicab社^{*2}のホームページでは、全盲者がロッククライミングに挑戦する動画等が掲載されており、その成果の一端を閲覧できる）。



図3 BrainportV100®（Wicab社より許可を得て掲載）

[注] サングラスに取り付けたカメラ映像を親機に送り特徴を抽出、物体の形状を舌上に電気刺激として呈示する。写真右は“人”の文字を Brainport を使用して舌で感知している様子。

3. 脳の間感覚可塑性（cross-modal plasticity）

脳機能イメージング技術が進歩したことによって、感覚代行装置による神経活動及びその情報伝達系の一部が明らかになりつつある。これらの研究は、中枢神経による感覚情報処理は末梢感覚のようにモダリティが独立したものでないことを端的に示している。これは健常成人でも感覚入力から統合に至る経路が決して一方向ではなく、感覚間で強い相互作用を持つことを意味している。全盲者に対して音を聞いて形状をパターン認識させる研究は、脳機能イメージング研究まで展開している^{3,4)}。この装置はサングラスに小型カメラをつけた機器で、画像の絵柄を基に音を発生する（例えば、モノクロ部分の白色を検知し、その上下位置を音の高低で、コントラストを音の大小で表現する）。PET（陽電子放

射断層撮影) や fMRI (磁気共鳴機能画像法) により音に置換したパターンを聞いている際の脳活動を検証すると、聴覚受容野のみでなく 1 次視覚野 (17 野), 2 次視覚野 (18 野) および視覚連合野 (19 野) までもが賦活した^{3~5)}。この事実は 2 つの感覚間の cross-modal matching (感覚間に対応付け) ができれば、視覚入力が無くとも音刺激で視覚関連領域が賦活し情報を認識できることを示している。この神経活動に関しては、感覚間干渉によるものと心的イメージの 2 つが関与していると推測されており、前者は全盲者、後者は視覚を遮断した健常者においてウェイトが高いとする仮説が提案されている (図 4)⁶⁾。神経リハビリテーションにおいて、この概念は浸透していないように思えるが、異なる感覚器を利用した cross-modal matching により特定の脳領域を賦活させることができれば、音や触刺激をカップリングさせることで神経系の活動そのものを修飾できるのかもしれない。

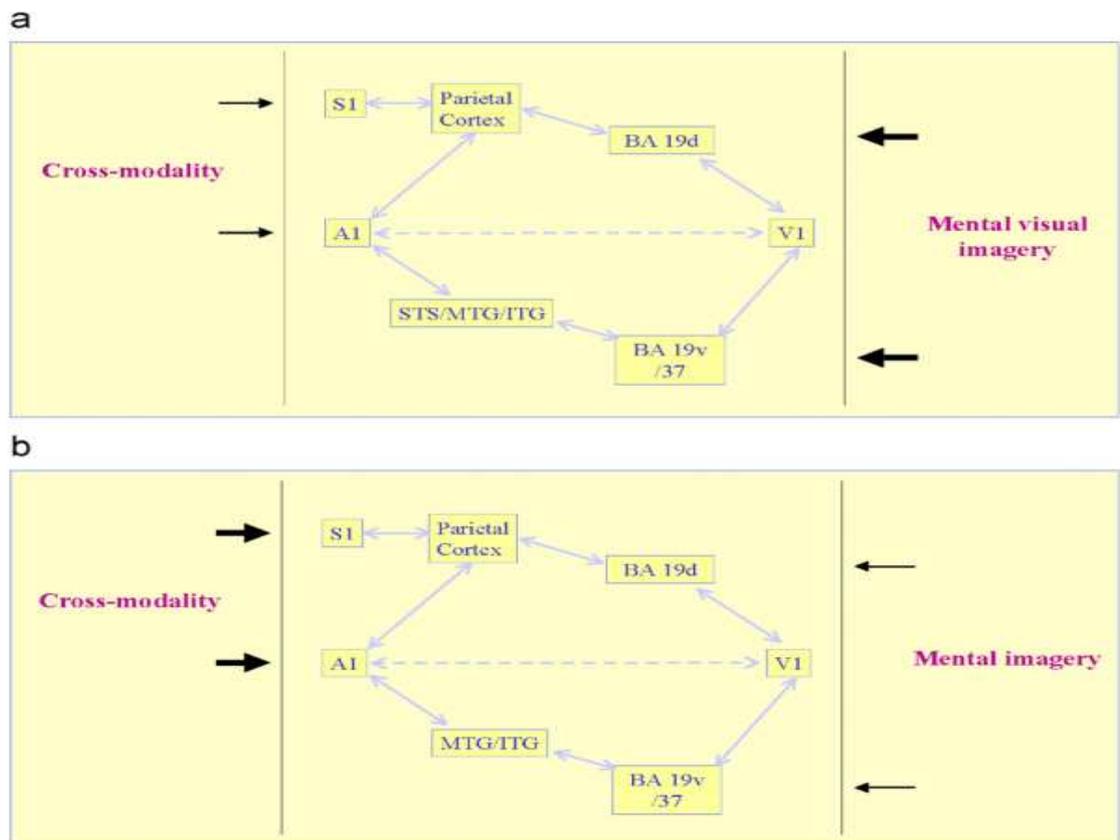


図 4 感覚代行における心的イメージ・感覚間干渉仮説⁶⁾

[注] 晴眼者の目隠し (a) では心的イメージが利用されるが、全盲者(b)では感覚間干渉の影響が強くなる。実線矢印はヒトで解剖学的連結を認め、破線矢印はサルで確認されている。

3. リハビリテーション科学における進歩

これらの研究史は、機械による異種感覚へのパターン信号入力により情報認知が可能であり、さらには感覚間を跨いだ神経活動が生じることを示している。この特性を利用して、リハビリテーションにおいて重要な課題である運動制御や学習に応用することは可能であろうか。これに関して、2000年代中頃よりいくつかの研究グループにより姿勢や歩行障害に適応しようとする試みがなされており、興味深い知見が蓄積されつつある。一例として、前庭障害者に体の傾きの平衡情報を電気信号に置き換えて、触覚経路（舌）を用いて代行入力する装置^{*3}がある（図5）^{7,8)}。この研究では、両側前庭神経炎によりバランス能力が低下した患者に対して、頭部加速度偏移情報を舌に電気刺激呈示することが姿勢動揺に与える影響を検証した。その結果、28名の両側前庭障害者の全てが平衡能力を装置により代行し、さらに一部の患者では6時間に及び効果が保持することができた。この他に関連する研究として、身体動揺方向を音刺激として呈示する機器においても平衡能力を代行できることが示されている⁹⁾。これらの行動学的検証から、この技術が知覚-運動ループ（sensorimotor loop）を再建することで運動制御や学習においても有効であると判断できる。しかしながら、脳の可塑的变化に関しては未だ十分な知見はなく、今後の研究が待たれるところである。

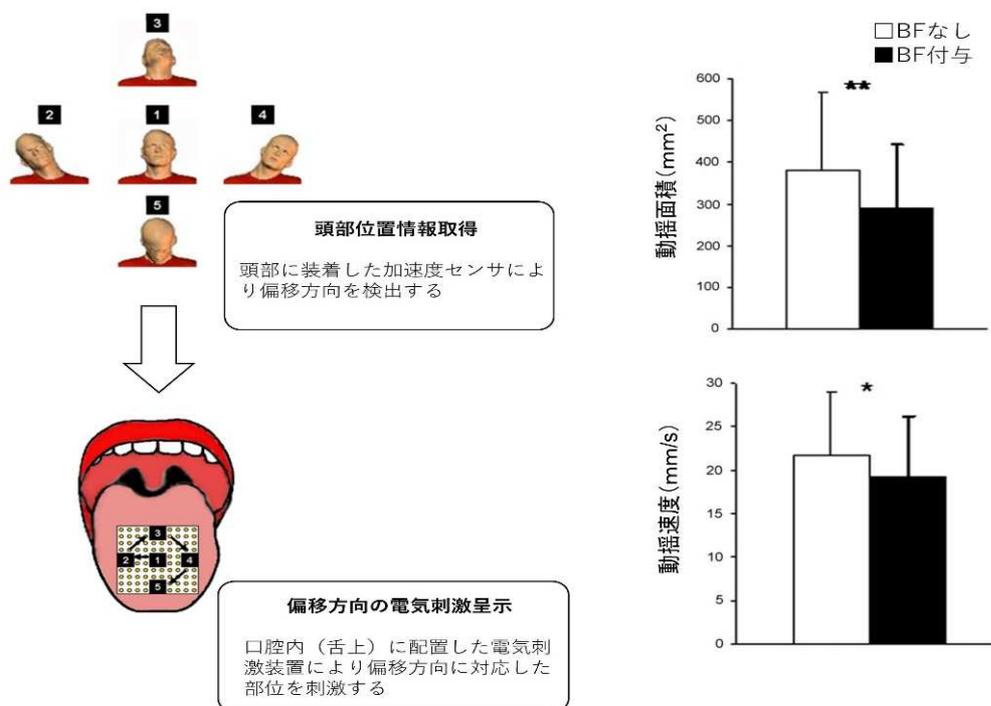


図5 Brainport Balance Device (文献¹⁰⁾ から許可を得て掲載)

4. 脳卒中患者に対する感覚補完装置の開発

感覚器に障害を負った事例においても人工情報を機械により付与することで運動機能を改善することができた。しかしながら、情報処理過程に問題を有する脳卒中患者に対する影響は検証されていない。そこで著者らは、感覚麻痺のある患者でも感知が容易となるように設計された振動付与装置を開発し、足圧中心（COP） 偏移方向を振動として患者へ呈示することが姿勢制御に与える影響を検証している。本装置は振動付与ベルト、床反力計（Wii ボード）, PC から構成されており、COP 位置情報を算出し、設定した閾値面積を超えた際に振動呈示する（図 6）。実行可能性の見極めのため、左側頭部開頭術後、左基底核・左側頭葉に広汎な破壊性変化を認めた重度深部感覚障害者に装置を適応した。その結果、直後に著しく姿勢動揺が増加したものの、数回の適応フェーズを経て動揺面積は半減した¹¹⁾。この結果から中枢神経障害を有することで感覚入力量あるいは処理力が低下し、情報の対応付けに適応過程を要することが推察されたが、繰り返し練習により十分に適応が可能と判断した。この知見に基づき、脳卒中片麻痺者の集団を対象としてパイロットスタディを実施した結果、動揺面積および左右動揺距離が低減したことで再現性を確認した¹²⁾。これらの研究により、脳卒中事例に対しては認知的処理過程の阻害因子を考慮する必要があるものの、人工情報付与で運動制御を改善できることを示した。

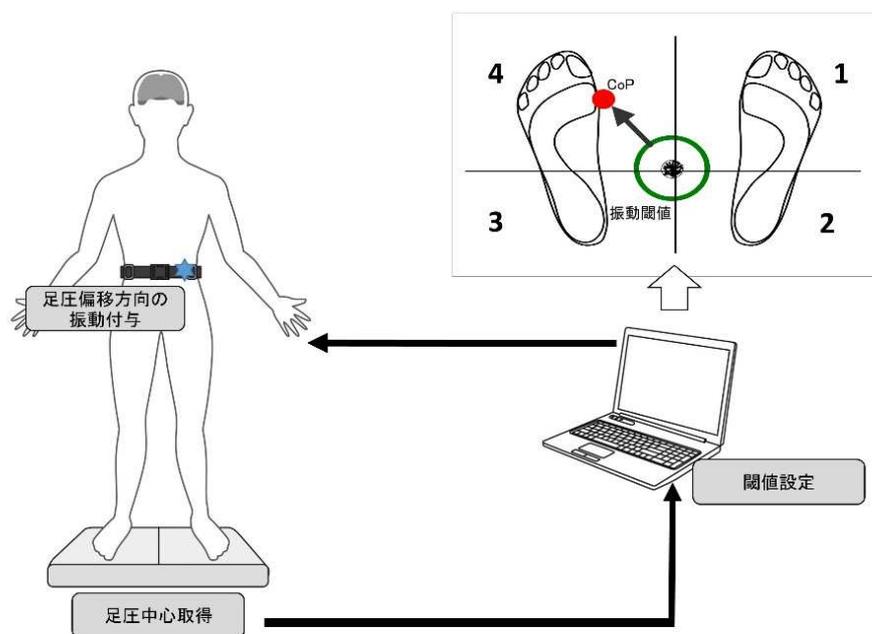


図 6 体性感覚型-知覚支援装置（文献¹⁰⁾ から許可を得て掲載）

5. 対人間相互作用による新たな学習戦略：インタフェースの可能性

リハビリテーションを支援する機器のデザインは運動学習の最大化のために配慮されなければならない。このために著者らは、インタフェースを経由して二者間で運動動態が共有できる知覚共感システムを提案している（図 7）。システムでは目標達成状況をセラピスト-患者間で共有が可能なことから、“褒め（あるいはフィードバック）”を共有情報に基づいて付与できる。この直感的とも思える設計には根拠がある。最近のスキルサイエンス研究では、褒めが機能すると自己効力感が増強し、学習効果が高まることが示されている^{13~15}。1つの研究では、系列手指打鍵運動（sequential finger tapping）の学習定着で褒めの影響を検証した¹³。この研究では、手指打鍵運動を練習した後にビデオ動画にて褒めを与える群、他者を褒める群、褒めなし群の3群で24時間後の課題成績を比較した。その結果、褒めを与える群は他の2群よりも遅延効果が有意に高いことが示された。現状、人工的に生成された情報を体感的に共有することが、人間に与える影響はほとんど示されていないために、学習性に与える影響を中心として多面的に分析していくことが課題である。

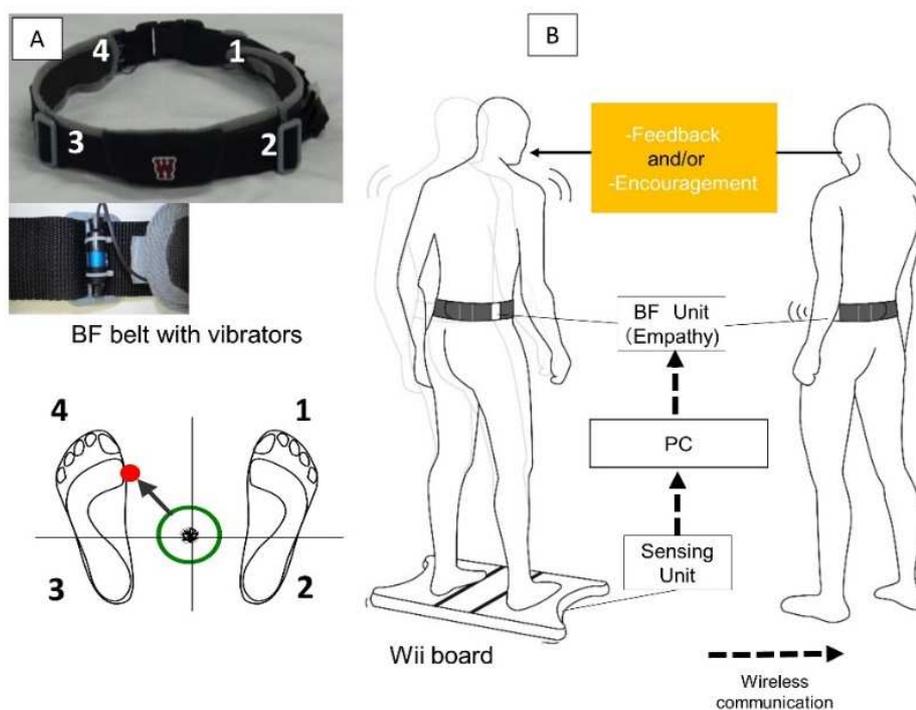


図 7 共感型バイオフィードバックシステム

6. 結語

本稿では古典的な感覚代行にまつわる研究史，感覚間可塑性に関わる知見，そしてリハビリテーションとの接点に関して概説した。2つの感覚間の cross-modal matching（対応付け）ができれば，異なる感覚入力（体性感覚や聴覚）から「見る」ことが可能となり，その際に視覚野が賦活する事実は基礎研究/リハビリテーションへの示唆においても十分な意義を見出すことができる。さらに本テーマを掘り下げていくことは，そもそも私たちが「見ている」とは何かという根源的な命題にも直面する。本稿を通して神経系の可塑性を異なる側面から再考するとともに，実用面における可能性を考える機会となれば望外の喜びである。

謝辞

本研究は早稲田大学理工学術院総合研究所にて行っている研究を纏めたものであり，岩田浩康研究室(早稲田大学創造理工学部総合機械工学科)と共同で進めているものです。臨床試験にご協力頂きました総合東京病院リハビリテーション科スタッフの方々に厚く御礼申し上げます。また，本稿を執筆する機会を頂くとともに，ご助言を頂きました松田雅弘准教授(城西国際大学福祉総合学部理学療法学科)に深く感謝いたします。

[文章中の注釈]

※1 この技術は対象の属性に応じて「代行」「補完」あるいは「増幅」に分類することができるが¹⁶⁾，本稿では一貫して代行を用いる。

※2 Wicab 社による動画サイト；<https://www.wicab.com/video>

※3 Brainport Balance Device に関しては[脳はいかに治癒をもたらすか：第7章脳のリセットする装置，紀伊国屋書店，ノーマン・ドイジ著]に詳しい。

引用文献

- 1) Bach-y-Rita P, Collins CC, et al.: Vision substitution by tactile image projection. Nature. 1969; 221(5184): 963-964.
- 2) Ward J, Wright T : Sensory substitution as an artificially acquired synaesthesia. Neurosci Biobehav Rev. 2012; 41: 26-35.
- 3) Poirier C, De Volder A, et al. : Pattern recognition using a device substituting

audition for vision in blindfolded sighted subjects. *Neuropsychologia*. 2007; 45(5): 1108-1121.

4) Arno P, De Volder AG, et al.: Occipital activation by pattern recognition in the early blind using auditory substitution for vision. *Neuroimage*. 2001; 13(4): 632-645.

5) Renier L, Laloyaux C, et al.: The Ponzo illusion with auditory substitution of vision in sighted and early-blind subjects. *Perception*. 2005; 34(7): 857-867.

6) Poirier C, De Volder AG, et al.: What neuroimaging tells us about sensory substitution. *Neurosci Biobehav Rev*. 2007; 31(7): 1064-1070.

7) Tyler M, Danilov Y, et al.: Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci*. 2003; 2(2): 159-164.

8) Vuillerme N, Pinsault N, et al.: Effectiveness of an electro-tactile vestibular substitution system in improving upright postural control in unilateral vestibular-defective patients. *Gait Posture*. 2008; 28(4): 711-715.

9) Dozza M, Horak FB, et al.: Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Exp Brain Res*. 2007; 178(1): 37-48.

10) 樋口貴広, 和泉謙二, 他 (編集): 知覚に根ざしたリハビリテーション. 株式会社シービーアール, 東京, 2017.

11) 安田和弘, 佐藤勇起: 貝吹奈緒美, 原島宏明, 新見昌央, 岩田浩康, 脳卒中による重度深部覚障害例に対する体感型バイオフィードバック装置の使用経験-足圧中心位置を振動呈示することで体性感覚情報を補完するヒューマンマシンインターフェースの開発-. *脳科学とリハビリテーション*. 2014; 14: 9-17.

12) Yasuda K, Kaibuki N, et al.: The effect of a haptic biofeedback system on postural control in patients with stroke: an experimental pilot study. *Somatosens Mot Res*. 2017; 34(2): 65-71.

13) Sugawara SK, Tanaka S, et al.: Social rewards enhance offline improvements in motor skill. *PLoS One*. 2012; 7(11): e48174.

14) Quattrocchi G, Greenwood R, et al.: Reward and punishment enhance motor adaptation in stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2017; 88(9): 730-736.

15) Galea JM, Mallia E, et al.: The dissociable effects of punishment and reward on motor learning. *Nat Neurosci*. 2015; 18(4): 597-602.

16) Auvray M, Myin E : Perception with compensatory devices: from sensory substitution to sensorimotor extension. *Cogn Sci.* 2009; 33(6): 1036-1058.