

歩行観察時の大脳皮質活動とイメージの鮮明度 — 自己モデルと他者モデルによる違い —

Cortical activation and vividness of motor imagery during observation for gait: difference between one's own and others models

渕上 健^{†,‡}, 森岡 周[†]

Takeshi Fuchigami, Shu Morioka

[†] 畿央大学大学院 健康科学研究科 神経リハビリテーション学研究室

[‡] 岸和田盈進会病院 リハビリテーション部

[†] Department of Neurorehabilitation, Graduate School of Health Science, University of Kio

[‡] Department of Rehabilitation, Kishiwada Eishinkai Hospital

fuchigaminet@yahoo.co.jp

Abstract

Using functional near-infrared spectroscopy, we investigated cortical activation while participants observed their own gait and the gait of others. Further, we compared the vividness of motor imagery induced by observing one's own and the gait of others. Participants were instructed to perform a gait observation task. The task had two conditions: observing video clips of one's own walking and observing video clips of other individuals walking. After observing the videos, the participants were asked to evaluate the vividness of the mental image of the observed gait on a visual analog scale. When observing one's own gait, the right dorsal premotor cortex and the superior parietal lobule were activated, whereas when observing the gait of others, the left inferior parietal lobule was activated. Observing one's own gait induced imagery that was significantly more vivid than that induced when viewing the gait of others. We suggest that observing one's own gait generates a representation of one's own body in the brain and induces more vivid gait imagery.

Keywords — Gait observation, Imagery, One's own

って、観察時はいかに鮮明なイメージをつくることができるかが重要であり、観察する映像に配慮が必要であると考えられる。また、自分自身が歩行するシミュレーションをより行いやすいように、映像中に登場するモデルに工夫を行う試みもなされている。Hwang ら[3]は脳卒中片麻痺患者の歩行能力障害に対して、自分自身と他者である健常者の両方のモデルによる歩行映像を使用し、効果を報告している。他者の運動観察における脳活動は、ミラーニューロンシステムの賦活を中心として、運動実行や運動イメージと同様である[4]。しかし、観察者自身の運動を観察したときの脳活動を記録した報告は皆無であり、自己の歩行観察による臨床的効果の神経学的根拠は不明なままである。よって、本研究の目的は、自己と他者の歩行観察の違いが脳活動とイメージの鮮明度、パフォーマンスへ及ぼす影響を調査することである。

1. はじめに

脳卒中後の歩行能力低下は ADL や社会参加に影響を及ぼし、リハビリテーションにおいても積極的にアプローチされている問題である。近年、神経リハビリテーションのひとつとして、運動観察を取り入れた介入の有効性が報告されている。運動観察では、運動実行や運動イメージと等価的な脳活動が得られることから[1]、運動観察時には観察した運動を実際に自分が実施するシミュレーションを行っていると考えられている[2]。したが

2. 方法

2-1. 対象

対象は、既往歴または現病歴に整形外科疾患や神経系疾患を有していない右利きの健常成人 13 名(平均年齢 20.5±0.8 歳、男性 6 名、女性 7 名)とした。対象者には本研究の趣旨を説明し、自由意思のもと署名にて同意を得た。本研究は、大学病院医療情報ネットワーク研究センターに登録し(登録番号: 20130316-073355)、本学倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号: H25.5)。

2-2. 方法

実験に先立って、各参加者の歩行の撮影をデジタルビデオカメラ (SONY 社製, HDR-CX500V/CX520V) を使用して前後左右から行った。このときの歩行は 20 歳代の日本人の平均歩調である 115 歩/分に合わせた[5]。撮影に先立って、各参加者はメトロノーム(KORG 社製, コンパクトメトロノーム MA-1)を用いて規定した歩調で自然に歩行できるまで練習した。撮影時, シート式足底接地足跡計測装置ウォーク Way MW-1000(アニマ社製)を使用し, 適切な歩調かどうかを確認した。

歩行映像観察時の脳活動の計測には functional near-infrared spectroscopy ; fNIRS FOIRE3000(島津製作所製; 以下, fNIRS)を用いた。送光プローブ(T)16 本と受光プローブ(R)16 本を $5 \times 9 \times 9$ の配列で配置し, 前頭葉から頭頂葉を含む 51 チャンネル(以下, ch)で測定した(図 1)。その際, すべての被験者の測定位置を同様にするため, 国際 10-20 法における Cz 上に送光プローブ T10 が位置するように設定した。観察セッションにおける測定プロトコルは, 安静 20 秒—課題 40 秒—安静 20 秒とし, 3 回連続で実施した(図 2)。測定は安静立位の状態でいき, 目線の高さにパーソナルコンピューターを設置した。観察映像は SuperLab にて作成した。安静時は画面の中央部のプラス印を注視するよう教示し, 課題時は歩行映像が再生され, 映像を観察しながら自分自身が同じように歩行するイメージをつくるよう指示した。また, 右ヒラメ筋から観察中の筋電波形(無線筋電図 WEB-7000 NIHON KOHDEN)を測定した。観察する歩行映像は, 自己の歩行と顔なじみでない他人の歩行とし, 観察する順番は無作為に決めた。歩行映像を観察するとすぐに, 観察時に行ったイメージの鮮明度について Visual Analog Scale(以下, VAS)で評価した。イメージの鮮明度は, Vividness of Movement Imagery Questionnaire を参考に参加者にどのくらい鮮明に自分自身が映像の中と歩行と同じように歩行す

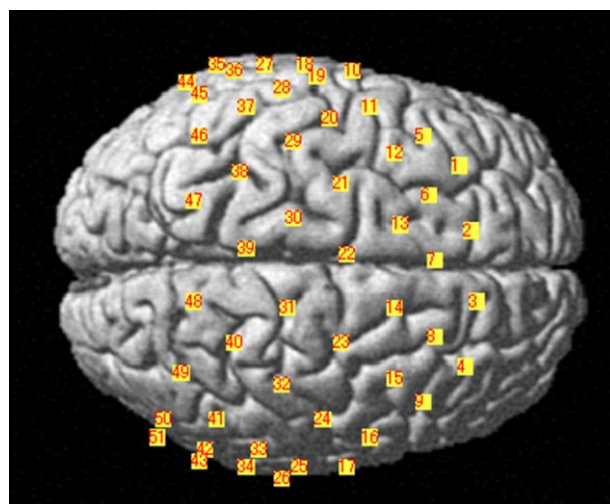


図 1 チャンネル配置

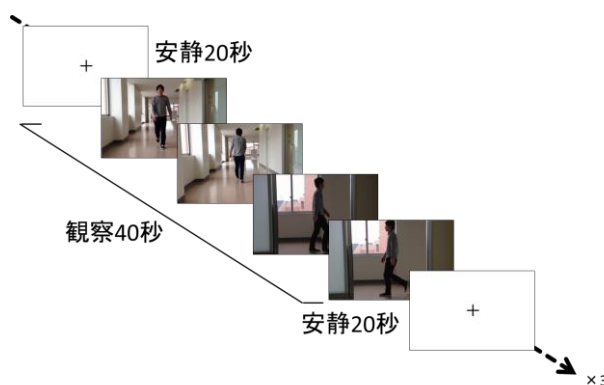


図 2 測定プロトコル

るイメージができたかを尋ね, 100mmVAS を用いて記録した。VAS の評価が終わると 1 分間の休憩を挟み, 次の条件の観察セッションへ移行した。また, fNIRS のデータは頭皮血流の影響を含んでいる[6]。頭皮血流量と血圧の変化には相関関係が認められており[7], fNIRS のデータが頭皮血流に影響されているかどうかを検証するために, 各条件の前後に自動血圧計(オムロン社製)にて血圧を測定した。

2-3. 解析

fNIRS のデータは神経活動に遅延する血管動態の変化に基づくものである[8]ことから, 安静時と課題時の開始から 5 秒を取り除いた。また, 酸素化ヘモグロビン(OxyHb)値が fMRI の BOLD 信号と最も相関が高い[9]ことから, OxyHb 値のデータを使用した。解析には, 安静時と課題時の

OxyHb 値の平均値と効果量(Effect Size, 以下 ES)を算出した. ES は以下の式で計算された: $ES = (\text{課題時の平均 OxyHb 量} - \text{安静時の平均 OxyHb 量}) / \text{安静時の OxyHb 量の標準偏差値}$. また, 左右背側運動前野, 左右腹側運動前野, 補足運動野, 左右上頭頂小葉領域, 左右下頭頂小葉における Region of Interest(以下, ROI)解析を実施した. 領域の区分には NIRS-SPM と FASTERAK(Polhemus 社製)を使用した(表 1).

筋電図のデータは観察セッションにおける安静時と課題時それぞれで得られた筋電信号を二乗し, 平均を求めた後で平方根をとるという Root Mean Square(以下, RMS)解析を実施した.

表 1 MNI スペースにおけるチャンネル座標

Channel	MNI coordinates			BA	Brain region
	x	y	z		
Ch 10	-66	-6	31	6	運動前野
Ch 11	-55	10	49	6	運動前野
Ch 12	-38	8	63	6	運動前野
Ch 13	-15	10	72	6	補足運動野
Ch 14	14	8	73	6	補足運動野
Ch 15	38	7	64	6	運動前野
Ch 16	58	7	64	6	運動前野
Ch 17	69	-7	29	6	運動前野
Ch 19	-64	-18	41	6	運動前野
Ch 20	-50	-13	59	6	運動前野
Ch 21	-28	-10	73	6	運動前野
Ch 22	-4	-7	75	6	補足運動野
Ch 23	26	-10	74	6	運動前野
Ch 24	52	-15	61	6	運動前野
Ch 25	68	-23	41	6	運動前野
Ch 27	-68	-35	31	40	下頭頂小葉
Ch 28	-60	-30	51	40	下頭頂小葉
Ch 33	63	-38	51	40	下頭頂小葉
Ch 34	69	-42	27	40	下頭頂小葉
Ch 36	-65	-46	38	40	下頭頂小葉
Ch 42	63	-58	6	40	下頭頂小葉
Ch 44	-63	-61	20	39	下頭頂小葉
Ch 45	-58	-59	43	39	下頭頂小葉
Ch 46	-44	-58	59	7	上頭頂小葉
Ch 47	-21	-60	73	7	上頭頂小葉
Ch 48	13	-61	62	5	上頭頂小葉
Ch 49	36	-65	62	7	上頭頂小葉
Ch 50	53	-70	40	39	下頭頂小葉
Ch 51	57	-73	13	39	下頭頂小葉

Ch ; チャンネル, BA ; ブロードマンエリア.

2-4. 統計処理

OxyHb 値の平均値はそれぞれの領域における安静時と課題時で対応のある t 検定を実施した. それぞれの領域における ES と VAS は映像のモデル条件で対応のある t 検定を実施した. 血圧は観

察前と観察後で, 筋電は安静時と課題時で対応のある t 検定を実施した. さらに, 領域間の関連性を確認するために ES を用いて各条件内の領域間でピアソンの相関係数を算出した. 統計処理には SPSSver17.0 を使用し, 有意水準は 0.05 未満とした.

3. 結果

3-1. 脳活動について

ES において, 自己条件は他者条件に比べ右背側運動前野, 右上頭頂小葉で有意に大きく ($p<0.01$, $p<0.05$), 他者条件では自己条件に比べ左下頭頂小葉で有意に大きかった ($p<0.05$). その他の領域に有意差は見られなかった(図 3).

平均 Oxy-Hb 量において, 自己条件では右の背側運動前野と上頭頂小葉が ($p<0.01$, $p<0.05$), 他者条件では左の腹側運動前野と下頭頂小葉が安静時に比べ有意に増加した ($p<0.01$, $p<0.05$). その他の領域に有意差は見られなかった.

自己条件における右背側運動前野と右上頭頂小葉の ES には強い相関が見つかった ($r=0.89$, $p<0.001$). その他の領域に有意な相関は見られなかった.

3-2. イメージの鮮明度について

自己条件が他者条件に比べ有意に大きかった (70.4 ± 12.8 vs. 58.5 ± 12.1 mm, $p<0.05$).

3-3. 血圧について

収縮期血圧と拡張期血圧のどちらにおいても観察前後で有意な変化を認めなかった ($p=0.97$, $p=0.83$).

3-4. 筋電図について

ヒラメ筋の RMS は安静時と観察時において有意な変化を認めなかった ($p=0.15$).

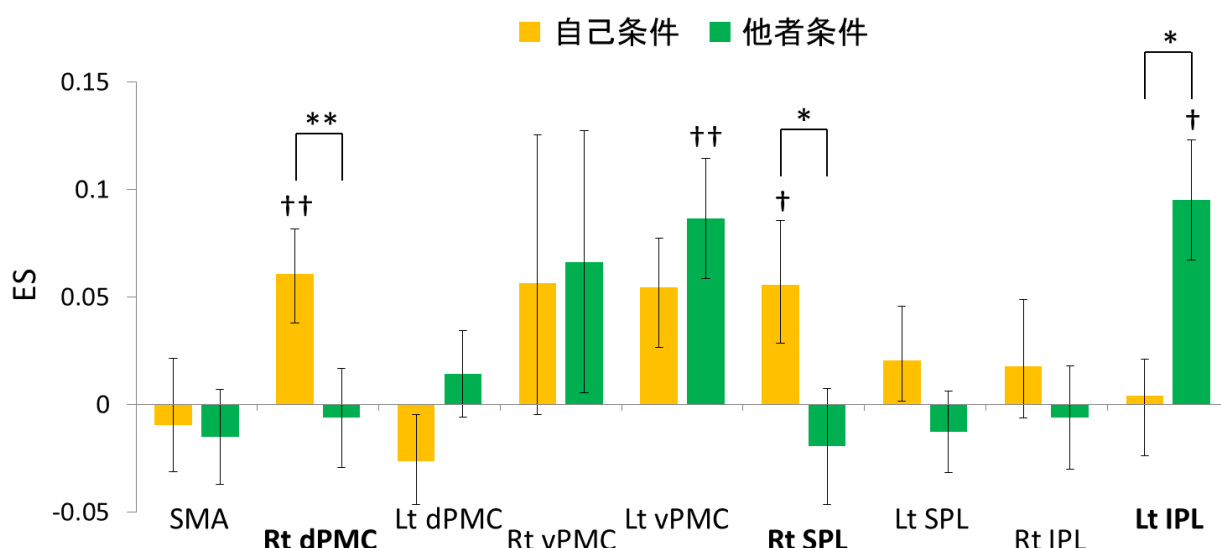


図3 各領域におけるES

SMA；補足運動野，dPMC；背側運動前野，vPMC；腹側運動前野，SPL；上頭頂小葉，IPL；下頭頂小葉．* $p < 0.05$ ，** $p < 0.01$ ；自己条件 vs 他者条件．† $p < 0.05$ ，†† $p < 0.01$ ；安静時 vs 観察時．

4. 考察

観察時の脳活動の結果から，自己条件では右背側運動前野と右上頭頂小葉が賦活し，他者条件では左腹側運動前野と左下頭頂小葉が賦活した．これらの領域は身体表象を司る前頭－頭頂ネットワークの一部であり，内藤は右半球が自己身体表象に関係し，左半球が他者や外界と相互作用とする身体表象に関係すると報告している[10]．これより，自己条件では，自己身体表象ネットワークである右前頭－頭頂ネットワークが活動し，他者条件では，ミラーニューロンシステムを含んだ外界と相互作用する身体表象ネットワークである左前頭－頭頂ネットワークが活動したと考えられる．また，VASの結果から，自己の方が有意に鮮明なイメージができることが示された．よって，より鮮明な自己の歩行のイメージを促すためには，自己身体表象に関係する右前頭－頭頂ネットワークを賦活させることが重要であり，そのために観察する映像として他者よりも自己の歩行が望ましいと考える．

4-1. 自己歩行観察時の脳活動について

自己歩行観察条件において，右背側運動前野と右上頭頂小葉の平均OxyHb値量が有意に増加し，

右背側運動前野についてはESが他者条件に比べ有意に高かった．また，これらの領域のESに強い相関を認めたことから，これらの領域間の活動に関連性があることが示された．

運動イメージ時には，脳内でその運動に関わる身体表象が行われている．身体表象に関わる脳領域としては，前頭－頭頂ネットワークが挙げられる[11]．Naitoらは運動錯覚時の脳活動を調査した結果，左右どちらの四肢に刺激を与えたときも右半球優位の活動が得られ，これらの活動は身体表象に関連していると報告している[12,13]．また，脳損傷患者の臨床的知見では，身体像知覚における右半球の重要性を示すもの[14,15]が多いことから，右半球の前頭－頭頂領域の脳活動は自己の身体像の脳内再現において重要な役割を果たしている可能性が高いと言われている[10]．以上から，本結果における自己歩行観察時の脳活動は，自己の身体表象に関連するものと考えられる．さらに，上述の身体表象に関連する研究では，前頭葉と頭頂葉のネットワークの存在が仮定されているが，その存在を示せてはいない．本研究では，これらの領域間の活動の大きさに強い相関関係が認められ，このネットワークが存在するという根拠となると考えられる．

Naito らの研究では[13], 自己身体表象における脳活動は右側下前頭回と下頭頂小葉に特徴づけられており, 本結果である背側の前頭一頭頂ネットワーク(背側運動前野一上頭頂小葉)とは異なっている. 本実験では, 観察しながらイメージするという方法から, 視覚情報が付随したオンライン処理を含む身体表象がなされていたことが推測される. 背側運動前野は視覚運動統合に関与しており[16], 視空間情報が心的に処理されるとき, 運動前野と頭頂葉間の情報交換が必要であることが報告されている[17]. また, 歩行に制御において背側運動前野は重要な役割を担っている[18]. 以上から, 背側の右前頭一頭頂ネットワークの賦活は自己歩行観察における身体表象の特徴かもしれない.

4-2. 他者歩行観察時の脳活動について

他者歩行条件において, 左腹側運動前野と左下頭頂小葉の平均 OxyHb 値量が有意に増加し, 左下頭頂小葉については ES が自己条件に比べ有意に高かった.

他者の歩行観察時の脳イメージング研究では, 左補足運動野と両側背側運動前野, 左下前頭回, 左楔前部, 左下頭頂小葉, 右後頭側頭領域の活動を記録し, 左下前頭回と左下頭頂小葉の賦活はミラーニューロンシステム(Mirror Neuron Systems; 以下, MNS)の活性化を意味していると報告している[19]. MNS は, 自分自身が実際に運動を実施するときと他者が同じ運動を実施するのを観察するときの両方で活動する神経ネットワークであり, 腹側運動前野と下頭頂小葉, 上側頭溝が含まれる[20]. よって, 本結果における腹側運動前野と下頭頂小葉の活動は, MNS の一部としての賦活であると考えられる. また, MNS はその機能特性から, 他者の運動を自己のものに変換する役割を担っていると考えられている[21]. 本研究では, 他者の歩行映像を観察しながら自身の歩行をイメージさせたことから, このときの MNS の賦活は他者の運動を自己の運動へと変換する役割を担っていたことが考えられる.

前頭一頭頂ネットワークが脳内の身体表象に関連すること[11]を前述した. 右半球と比較して左半球では, 外界の物体や道具を操作する場合, すなわち外界と相互作用する身体表象に関与することが明らかとなっている[22-24]. 本結果で得られた左前頭一頭頂ネットワークの賦活は, 他者すなわち外界と自己すなわち内在における身体表象が相互的に関係した活動であった可能性が考えられる.

4-3. イメージの鮮明度について

VAS では, 自己条件の方が, 他者条件に比べ有意に鮮明なイメージができることが示された. 先行研究では[19,25-27], 自分自身が歩行しているより鮮明なイメージを喚起するために, 歩行中の下肢のみが映った一人称視点映像が用いられることが多い. このときの脳イメージング評価では, 左半球または両側の前頭葉から頭頂葉の賦活が報告されており, 本結果におけるより鮮明なイメージが導かれた自己歩行観察時の脳活動とは異なっている. これは, 先行研究では他者のモデルを使用していることから, 自己の身体表象ネットワークである右半球に限局せず, 外界と相互作用する身体表象ネットワークである左半球の活動がみられたためであると推察できる. さらに, これらの先行研究の中でイメージの鮮明度について評価しているのは Iseki ら[19]のみであり, 結果は 5 点満点の 3 点であった. 本研究では, 自己歩行観察時の鮮明度は 100mmVAS で評価した結果 70.4mm であり, 一概には比較できないが Iseki らの結果より高い鮮明度であったと推測される. よって, これまで一般的に使用されてきた他者モデルの一人称視点映像では, 本当に鮮明なイメージを導くことができているのか疑問であり, その神経学的な指標として右前頭一頭頂ネットワークの賦活が根拠となるかもしれない.

4-4. データの妥当性について

本研究で利用した fNIRS の OxyHb データは, 頭皮血流と大脳皮質血流の両方から由来したもの

である。頭皮血流量と血圧の変化には相関があり[7]、本研究において fNIRS 測定中に血圧の変化を認めなかったことから、データ採取中の皮膚血流量に著明な変化は生じていないことが示された。また、観察中のヒラメ筋の RMS に変化を認めなかったことから、観察中の脳活動は身体運動を反映したものではないことが示された。よって、本研究で得られたデータは、観察中の運動イメージ時と歩行時の大脳皮質の活動を反映していると考えられる。

4-5. 本研究の限界と意義について

前頭・頭頂領域における歩行観察時 OxyHb 値の増加は先行研究の結果と一致していたが、補足運動野の活動は記録されなかった[19,28]。本研究で提供された歩行映像は三人称視点映像であり、この点が先行研究と異なっている。三人称イメージにおける脳活動は一人称イメージに比較して、補足運動野活動が少ないことが報告されている[29]。本研究において、参加者は歩行映像を観察しているとき彼ら自身が歩行するイメージを行う指示され、すべての参加者が実施できた。しかしながら、このとき三人称イメージが生成されていた可能性も否定できず、この点についてさらなる研究において解決される必要がある。

観察を用いたイメージ介入の有効性は多数報告されているが、システムティックレビューでは、イメージ介入における効果は一定ではないことが明らかにされている[30]。その要因の一つにイメージの鮮明度の問題が考えられ、実際に、観察時に用いる映像の構成については根拠が確立されていない[31]。本研究から、自己と他者の歩行観察における脳内処理が異なることが明らかとなり、右前頭-頭頂ネットワークの賦活がより鮮明なイメージを導くことが示唆された。したがって、本知見を考慮することで、より効果的な運動イメージ介入の展開が期待できる可能性があると考えられる。

5. 結論

本研究は、自己歩行観察と他者歩行観察におけ

る脳活動とイメージの鮮明度を調査した。観察時の脳活動において、自己条件では自己身体表象ネットワークである右前頭-頭頂ネットワークが活動し、他者条件ではミラーニューロンシステムを含んだ外界と相互作用する身体表象ネットワークである左前頭-頭頂ネットワークが活動することが示された。また、VAS の結果から、自己の方が有意に鮮明なイメージができることが明らかとなり、より鮮明な歩行のイメージを促すためには、自己身体表象に関係する右前頭-頭頂ネットワークを賦活させることが重要であり、そのためには自己歩行映像を観察することが必要であるが示唆された。よって、自己の歩行観察は自己の身体表象ネットワークを活性化させ、より鮮明な運動イメージを想起させる。

6. 参考文献

- [1] Grezes J, Decety J, (2001) “Functional anatomy of execution, mental simulation, observation, and verb generation of actions : a meta-analysis”, Hum Brain Mapp, Vol.12, pp.1-19.
- [2] Mulder Th, (2007) “Motor imagery and action observation : cognitive tools for rehabilitation”, J Neural Transm, Vol.114, pp.1265-1278.
- [3] Hwang S, Jeon HS, Yi Ch, et al., (2010) “Locomotor imagery training improves gait performance in people with chronic hemiparetic stroke:a controlled clinical trial”, Clin rehabil, Vol.24, pp.514-522.
- [4] Casper S, Zilles K, Laird AR, et al., (2010) “ALE meta-analysis of action observation and imitation in the human brain”, NeuroImage, Vol.50, pp.1148-1167.
- [5] Sekiya N, Nagasaki H, Ito H, et al., (1996) “The invariant relationship between step length and step rate during free walking”, J Human Movement Studies, Vol.30, pp.241-257.

- [6] 岡田英史, 河口拓之, (2012) “NIRS トポグラフィ”, NIRS—基礎と臨床—, 新興医学出版社, pp.6-14.
- [7] Bauer D, Grebe R, Ehrlacher A, (2006) “A new method to model change in cutaneous blood flow due to mechanical skin irritation, part I: comparison between experimental and numerical data”, J Theor Biol, Vol.238, pp.575-587.
- [8] Jaszewski G, Strangman G, Wangner J, et al., (2003), “Differences in the hemodynamic response to event-related motor and visual paradigms as measured by near-infrared spectroscopy”, NeuroImage, Vol.20, pp.479-488.
- [9] Strangman G, Culver J, Thompson J, et al., (2002) “A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation”, NeuroImage, Vol.17, pp.719-731.
- [10] 内藤栄一, (2009) “身体像の生成と運動学習の脳内機構”, 理学療法 MOOK16 脳科学と理学療法, 三輪書店, pp.81-98.
- [11] 信迫悟志, (2012) “身体表象の神経基盤”, イメージの科学 リハビリテーションへの応用に向けて, 三輪書店, pp.33-99.
- [12] Naito E, Roland PE, Grefkes C, et al., (2005) “Dominance of the right hemisphere and role of area 2 in human kinesthesia”, J Neurophysiol. Vol.93, pp.1020-1034.
- [13] Naito E, Nakashima T, Kito T, et al., (2007) “Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities”, Eur J Neurosci, Vol.25, pp.3476-3487.
- [14] Berlucchi G, Aglioti S, (1997) “The body in the brain: neural bases of corporeal awareness”, Trends Neurosci, Vol.20, pp.560-564.
- [15] Committeri G, Pitzalis S, Galati G, et al.(2007), “Neural bases of personal and extrapersonal neglect in humans”, Brain, Vol.130, pp.431-441.
- [16] Rizzolatti G, Camarda R, Fogassi L, et al., (1988) “Gentilucci M, Luppino G, Matelli M. Functional organization of inferior area 6 in the macaque monkey II. Area F5 and the control of distal movements”, Exp Brain Res, Vol.71, pp.491-507.
- [17] Cavanna AE, Trimble MR, (2006) “The precuneus: a review of its functional anatomy and behavioural correlates”, Brain, Vol.129, pp.564-583.
- [18] Freund HJ, Hummelsheim H, (1985) “Lesions of premotor cortex in man”, Brain, Vol.5, pp.697-733.
- [19] Iseki K, Hanakawa T, Shinozaki J, et al., (2008) “Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait”, NeuroImage, Vol.41, pp.1021-1031.
- [20] Iacoboni M, Woods RP, Brass M, et al., (1999) “Cortical mechanisms of human imitation”, Science, Vol.286, No.5449, pp.2526-2528.
- [21] Iacoboni M, Ptito A, Weekes NY, et al., (2000) “Parallel visuomotor processing in the split brain: cortico-subcortical interactions”, Brain, Vol.123, pp.759-769.
- [22] Faillenot I, Toni I, Decety J, et al., (1997) “Visual pathways for object-oriented action and object recognition: functional anatomy with PET”, Cereb Cortex, Vol.7, pp.77-85.
- [23] Binkofski F, Buccino G, Posse S, et al., (1999) “A fronto-parietal circuit for object manipulation in man: evidence from an fMRI-study”, Eur J Neurosci, Vol.11, pp.3276-3286.

- [24] Naito E, Ehrsson HH, (2006) “Somatic sensation of hand-object interactive movement is associated with activity in the left inferior parietal cortex”, *J Neurosci*, Vol.26, pp.3783-3790.
- [25] Malouin F, Richards CL, Jackson PL, et al., (2003) “Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study”, *Hum Brain Mapp*, Vol.19, No.1, pp.47-62.
- [26] Wang CH, Wai YY, Kuo BC, et al., (2008) “Cortical control of gait in healthy humans: an fMRI study”, *J Neural Transm*, Vol.115, pp.1149-1158.
- [27] Wang JJ, Wai YY, Weng YH, et al., (2009) “Function MRI in the assessment of cortical activation during gait-related imaginary tasks”, *J Neural Transm*, Vol.116, pp.1087-1092.
- [28] Wang JJ, Wai YY, Weng YH, Ng K, Huang YZ, Ying L, et al., (2009) “Function MRI in the assessment of cortical activation during gait-related imaginary tasks”, *J Neural Transm*, Vol.116, pp.1087-1092.
- [29] Ruby P, Decety J, (2001) “Effect of subjective perspective taking during simulation of action: a PET investigation of agency”, *Nat Neurosci*, Vol.4, pp.546-550.
- [30] Langhorne P, Coupar F, Pollock A, (2009) “Motor recovery after stroke: a systematic review”, *Lancet Neurol*, Vol.8, pp.741-754.
- [31] Garrison KA, Winstein CJ, (2010) “The Mirror Neuron System: A neural Substrate for Methods in Stroke Rehabilitation”, *Neurorehabil Neural repair*, Vol.24, No.5, pp.404-412.