第　4　回

日本神経理学療法学会

# S I G

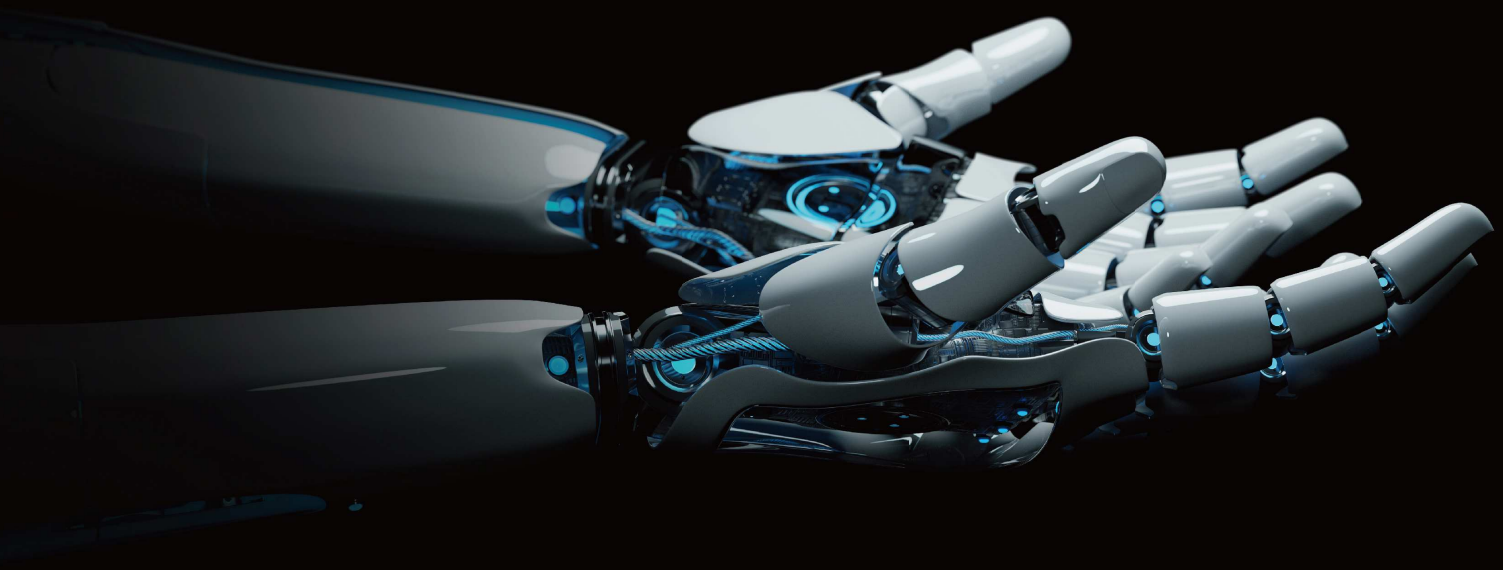
参加型フォーラム

# 2021

WEB開催

# 運動障害に挑む

科学技術を用いた運動障害の評価と
理学療法の適応と限界を探る



集会長　玉利 誠　国際医療福祉大学 大学院

集会長挨拶

開催趣旨

運動障害に挑む

～科学技術を用いた運動障害の評価と理学療法の適応と限界を探る～

第 4 回日本神経理学療法学会 SIG 参加型フォーラム
集会長　玉利　誠

中枢神経損傷に伴う運動障害は患者の日常生活を制限する主たる症状の一つであり、その改善は理学療法士に最も期待されるところである。近年では様々な計測機器や治療支援機器が開発され、制度的にも運動障害の回復を支援する機器が診療報酬で保険収載されるなど、運動障害に対する科学技術の応用が進んでいる。また、機器の小型化や使用方法の簡便化も進んでいることから、臨床現場における理学療法と医用工学の親和性は今後ますます高まるものと思われるが、こうした科学技術を臨床現場に活かすためには、理学療法士による運動障害の適切な評価と理学療法の実践が重要であると思われる。

そこで本フォーラムでは、「運動障害に挑む～科学技術を用いた運動障害の評価と理学療法の適応と限界を探る～」をテーマとし、シンポジウムでは各種機器を用いた運動障害の評価と理学療法の適応と限界について議論し、理学療法士が臨床現場で科学技術を有効に活用する方法を探る。

また、SIG では本学会が重点的に取り組んでいるテーマの中から「運動学習」と「歩行障害」の 2 つを取り上げ、運動学習は「強化学習」「教師あり学習」「注意の焦点化」の観点から、歩行障害は「装具療法」「物理療法」「運動療法」の観点から講義及びグループ討議を進め、臨床的意思決定に至る思考過程を共有するとともに、神経理学療法の発展に向けて総括する。

参加者へのお知らせ

【当日の参加方法】

- シンポジウム、SIG1 、SIG2、ブロック会議、SIG Channel すべて Zoom を用いて行います。
- 事前に Zoom のダウンロードとインストールを済ませてください。　ダウンロード URL　https://zoom.us/
- Zoom への参加 ID とパスワードはメールにてお知らせいたします。
- 本集会はオンデマンド型の e-ラーニングではないため、当日の内容を後日視聴することはできません。
- 各自 1 台のデバイスで参加してください（1 人が複数のデバイスを使用するとシステムに設定された人数上限を超えてしまい、他の参加者が入室できなくなります）。
- 参加時の表示名は申込登録した氏名にしてください。表示されている名前が規定通りでない場合、強制的に退出となり、その後参加できなくなることがあります。
- SIG1 および SIG2 はグループディスカッションを行いますので、Web カメラとマイクが使用できるように準備してください。

【生涯学習ポイント認定について】

- 当日に Google form を用いて参加確認を行います。
- プログラムの途中でチャットに提示される URL から必要事項を入力し、送信してください。
- 参加確認ができなかった場合、参加証および生涯学習ポイントの付与ができませんので、必ず参加確認を行ってください。
- 参加証は後日メールにて配布されます。各自必要に応じて保存・申請してください。

【禁止事項】

- フォーラム中の講演や議論のすべてまたは一部を保存する行為（画面のスクリーンショット、録画・録音を含みます）
- 抄録集および資料の二次利用および他者への配布
- 講演で示された講演者のデータやアイデアの不正使用
- 学術的議論の範囲を超えた誹謗中傷、特定の人物または組織の信用を失墜させるような発言や書き込み

【運営委員】

| | |
|---|---|
| 集会長 | 玉利　誠　（国際医療福祉大学大学院） |
| 準備委員長 | 久保田 勝徳（桜十字福岡病院） |
| 準備委員 | 松﨑　哲治（麻生リハビリテーション大学校） |
| | 脇坂　成重（桜十字福岡病院） |
| | 山口　雄介（福岡和白病院） |
| | 田邉　紗織（誠愛リハビリテーション病院） |
| | 大田　瑞穂（誠愛リハビリテーション病院） |

【当日の問い合わせ先】

久保田　勝徳（準備委員長）

E-mail：　k.katsunr01@gmail.com

プログラム

【開会のあいさつ】

9:50　集会長　　玉利　誠（国際医療福祉大学大学院）

　　代表運営幹事　大畑　光司（京都大学大学院医学研究科）

【シンポジウム１　計測機器を用いた運動障害の評価】

10:00～12:00

座長　阿部 浩明（広南病院）

| | |
|---|---|
| 深度センサー、加速度計を用いた上肢運動障害の評価 | 奥山　航平（慶應義塾大学） |
| 重心動揺計を用いた姿勢バランス障害の評価 | 藤井 慎太郎（西大和リハビリテーション病院） |
| Gait Judge System を用いた歩行障害の評価 | 中谷　知生（宝塚リハビリテーション病院） |

【シンポジウム２　治療機器を用いた運動障害の理学療法】

13:30～15:30

座長　松田 雅弘（順天堂大学）

| | |
|---|---|
| 機能的電気刺激を用いた上肢運動機能障害へのアプローチ | 中原　寿志（宮永病院） |
| ウェルウォークを用いた歩行障害に対する介入 | 遠原　聖矢（西宮協立リハビリテーション病院） |
| 装具を用いた歩行障害へのアプローチ | 大田　瑞穂（誠愛リハビリテーション病院） |

【SIG1　運動学習のメカニズムとその手続き】

10:00～12:00　13:30～15:40

| | |
|---|---|
| 講 師 | 森岡　周（畿央大学） |
| ファシリテーター | 石垣　智也（名古屋学院大学） |
| | 尾川　達也（西大和リハビリテーション病院） |
| | 植田　耕造（星ヶ丘医療センター） |

【SIG2　歩行障害に対する理学療法の臨床的意思決定】

10:00～12:00　13:30～15:40

| | |
|---|---|
| 講 師 | 玉利　誠（国際医療福祉大学大学院） |
| ファシリテーター | 遠藤　正英（桜十字福岡病院） |
| | 脇坂　成重（桜十字福岡病院） |
| | 山口　雄介（福岡和白病院） |

【ブロック会議】 ※シンポジウム・SIG1・SIG2 すべての参加者が参加できます（各ブロック同時進行）。

12:10　全体説明　大畑 光司

12:20 ～12:50

| | |
|---|---|
| 北海道・青森・岩手・秋田・宮城・山形・福島 | 諸橋 勇、 阿部 浩明 |
| 茨木・栃木・群馬・埼玉・千葉・東京・神奈川 | 保苅 吉秀、 松田 雅弘、 藤野 雄次 |
| 山梨・長野・新潟・富山・石川・福井・静岡・愛知・岐阜 | 高村 浩司、 北山 哲也 |
| 三重・滋賀・京都・大阪・兵庫・奈良・和歌山 | 松田 淳子、 羽田 晋也 |
| 鳥取・島根・岡山・広島・山口・香川・愛媛・徳島・高知 | 大畑 光司、 森岡 周 |
| 福岡・佐賀・長崎・熊本・大分・宮崎・鹿児島・沖縄 | 吉尾 雅春、 松﨑 哲治、 玉利 誠 |

【SIG Channel】 ※シンポジウム・SIG1・SIG2 すべての参加者が参加できます（各 Channel 同時進行）。

12：55～13：20

| | |
|---|---|
| 脳画像 | 吉尾 雅春、 玉利 誠 |
| 動作分析 | 松田 淳子、 羽田 晋也 |
| 筋緊張 | 保苅 吉秀、 北山 哲也 |
| 姿勢バランス障害 | 諸橋 勇、 高村 浩司 |
| 高次脳機能障害 | 森岡 周 |
| エビデンス・ガイドライン | 松田 雅弘、 藤野 雄次 |
| 急性期のリハビリテーション | 阿部 浩明 |
| 社会参加 | 大畑 光司、 松﨑 哲治 |

【SIG 報告会】 ※シンポジウム・SIG1・SIG2 すべての参加者が参加できます。

15:40～16:30

【閉会のあいさつ】

16:30　集会長　玉利 誠（国際医療福祉大学大学院）

準備委員長　久保田 勝徳（桜十字福岡病院）

# 深度センサー、加速度計を用いた上肢運動障害の評価

慶應義塾大学医学部 リハビリテーション医学教室
株式会社 INTEP
奥山 航平

患者の運動機能を客観的手法で定量化し、経時的な評価により病態を把握することはリハビリテーションの計画立案や効果判定において重要である。定量的な動作解析手法としては光学的三次元動作解析装置が代表的であり、高精度な計測が可能である。しかし、金銭的にも人的にも高いリソースが必要となるため、臨床現場で日常的に活用することは困難な現状があった。しかし近年では、汎用のモーションコントローラーデバイスや人工知能による姿勢推定技術の発展に伴い、安価かつ簡便に定量的な動作解析が可能となりつつある。

我々は、深度センサーを搭載した Kinect v2 を用いて脳卒中片麻痺患者の上肢運動からリーチ可能な作業空間（Reachable Workspace：RWS）を定量的に評価した（Okuyama K、 Phys Ther、 2020）。その結果、RWS と Fugl-Meyer 上肢近位運動項目との間に強い相関関係が示され、麻痺側上肢近位運動機能を表す指標として妥当であることが認められた。さらに、再テスト法により高い信頼性があることと介入前後の評価結果から高い反応性があることが認められた。RWS 評価は従来の順序尺度を用いた臨床学的評価指標とは異なり、定量的な数値で評価が可能であり、かつ非医療者であっても運動機能を視覚的に理解可能な図示ができる点において有用である。また、我々は脳卒中片麻痺患者の上肢使用頻度を定量化するためにリストバンド型の加速度計を活用している。患者は両手首に腕時計型の加速度計を装着した状態で病棟生活を過ごし、非麻痺側と比較して麻痺側上肢をどの程度使用しているかを数値化する。この評価を modified Constraint Induced Movement Therapy の前後および最中に実施したところ、麻痺側上肢使用頻度の変化を定量的かつ視覚的に捉えることが可能であった。上肢運動機能と日常生活における麻痺肢の使用頻度には相関関係が認められているが、運動機能と比して使用頻度が少なく、機能と活動が乖離した患者がいる（Bailey RR、 Neurorehabil Neural Repair、 2015）。そのため、定量的な手法でリハビリテーション実施中以外の使用頻度に関する情報をモニタリングし、運動機能面だけでなく活動の面においても改善がもたらされているかを評価することができる。そのほかに、Leap Motion による手指運動の定量化やビデオカメラ映像に対して人工知能による姿勢推定技術を適用した上肢運動機能の定量化など、臨床現場における導入可能性が高い最新の動作解析技術について紹介する。

動作を定量的な数値で表現することが重要である一方で、単に数値化するだけでは評価指標として不十分である。新たな機器や技術から生まれる評価指標を臨床現場で活用するためには、解析によって算出された数値から患者の病態をどのように解釈できるのか、どのように視覚化できるのか、どのような尺度特性をもつのかなどを十分に検討する必要がある。医学領域外で生み出される新たな工学技術を理学療法士がリハビリテーション応用の観点で捉え、患者や療法士にとって有用な評価が生み出されていくことが期待される。

# 重心動揺計を用いた姿勢バランス障害の評価

医療法人友紘会 西大和リハビリテーション病院 リハビリテーション部
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
藤井 慎太郎

ヒトは二本の脚で立ち、歩くことを基本的な行動／移動様式としている。ヒトが安定した立位を保つためには、空間における身体の重心（Center of mass；CoM）からの垂線を外表面のわずか数%の狭い支持基底面（つまり両足の裏のみ）内に留める必要がある。このようなヒトの立位姿勢制御は、身体の動揺を筋や腱、関節からの感覚入力、平衡感覚、視覚情報などの種々の感覚を統合することで認識し、脊髄反射や筋緊張調節系を軸とした自律的・無意識的な調節を基盤として、必要に応じて随意的・意識的な調節を重ね合わせることで外部環境の変化や状況に応じた柔軟な姿勢調節を可能にしている。

理学療法における立位バランスの臨床評価には、主に Berg Balance Scale（BBS）や The Balance Evaluation Sysytems Test（BESTest）といった身体的パフォーマンスの評価が挙げられ、転倒リスクとの関連も報告されている。このような評価では、包括的に立位バランスの問題点が評価できる一方で、上記の姿勢制御モデルを勘案した「立位姿勢障害」の原因についての言及は不十分であるといえる。リハビリテーションの臨床では、立位姿勢障害の特徴を適確に捉え、改善することを目指すが、観察による評価のみでは各種病態に適用可能となるような汎用性の高い評価の視点や介入指針の検討が限られると考えられる。

立位姿勢中は、外見上大きな動揺が無いように見えても、実際には細かな変動を繰り返している。臨床的には重心動揺計などを用いて、CoM に同期して変位する足圧中心（Center of pressure: CoP）の計測によって姿勢障害の把握／評価に活用することが多い。CoP は前後－左右方向の平面上の軌跡として記録され、揺れの「範囲」や「速度」といった時空間変数や、揺れの「周期性」といった周波数特性から姿勢制御の戦略を捉えたり、姿勢障害を特徴づけるような試みが行われてきた。CoP に現れる姿勢障害の特徴は多様であり、例えばパーキンソン病患者において疾患重症度が同等の症例においても、健常者における適正な動揺範囲／速度よりも増加するケースばかりではなく、逆に減少／停滞するケースも散見される。すなわち、同じ疾患における「立位姿勢障害」であっても、その姿勢制御特性には異なる問題が存在していると考えられる。CoP を用いた解析では、時空間変数である動揺範囲／速度に加えて、より姿勢制御に関わる周波数特性やフラクタル解析といった時系列解析を行うことで、姿勢制御モデルにおける感覚の重みづけやフィードバック制御（閉ループ／開ループ）特性といった違いに言及することが可能となる。

臨床場面において重心動揺計を用いる上での障壁として、計測機器が存在しないというハード面の問題に加えて、重心動揺計の使用方法や評価変数に対する知識不足というソフト面の問題も大きいと考えられる。より日常臨床での活用を目指す上では、まずは重心動揺における CoP を評価することへの意義およびその有用性を理解することが第一歩となる。そこで本シンポジウムでは、ヒトにおける立位姿勢制御について整理するとともに、重心動揺計から計測される評価変数について多様な疾患群の静止立位時の結果から参照することで、臨床場面への適応について考えていきたい。

# Gait Judge System を用いた歩行障害の評価

宝塚リハビリテーション病院
中谷 知生

当院では 2010 年より脳卒中片麻痺者の歩行トレーニング場面を中心に、パシフィックサプライ社製歩行分析装置 Gait Judge System（以下GJ）[1)]の使用を開始した。GJ とは、下肢装具の足継手 Gait Solution（以下GS）の油圧ユニットに測定用アタッチメントを装着し、歩行時にGSに発生する底屈制動モーメントの測定、ならびに足関節の底背屈角度を測定する歩行評価機器である。また付属の筋電計を使用することで歩行時の筋活動の測定も可能である。

正常歩行の効率性は倒立振子モデルによる運動エネルギーと位置エネルギーの変換によるものであり、Perry はこれを可能とする機構として立脚期の足関節の動き（一般的にヒールロッカー、アンクルロッカー、フォアフットロッカーと呼ばれる）の重要性を提唱した。近年、脳卒中片麻痺者の歩行再建を目的とした理学療法では、ロッカー機能を阻害しないような装具の選定、また正常歩行に近い足関節運動ならびに筋活動を引き出す歩行トレーニング方法が優先される傾向にある。先行研究[2)]より、GS の底屈制動力は足関節底屈速度に依存し、速度が高いほど底屈制動力が発揮されることが知られている。GJ はこの底屈制動力の測定が可能であるため、歩行評価に用いることで麻痺側足関節のロッカー機能の測定、またその際の下肢筋活動の測定が可能となる。

当院では GJ 導入により歩行再建に向けたトレーニングにおける運動の質の評価が可能となり、理学療法士が自身の介入について「考える」ということの重要性についての理解が深まった。そのため GJ 導入以降、足圧測定器や簡易筋電計などいくつかの種類の歩行分析機器の導入を続け、運動療法の質の向上への取り組み、あるいは学術活動を行っている。

私はこれまで、こうした取り組みについていくつかの学会で情報発信あるいは情報交換を行ってきた。そうしたやり取りの中で、高い頻度で議論される内容は主に以下のものが多い。

1） 歩行分析装置を導入することで臨床場面にどのような変化が期待できるのか？
2） 一般的な医療機関において、歩行評価機器導入のための予算をどうやって確保するか？
3） いざ導入した歩行評価機器をより多くのスタッフに使ってもらうためにどのような工夫が必要か？
4） 臨床場面における歩行分析において今後どのような機能があればよいか？

シンポジウムでは上記 4 点を中心に、当院のこれまで取り組んできた内容について報告し、既に歩行分析装置を導入しておられる施設、あるいは今後導入を検討している施設の皆様と、臨床における歩行分析のあり方について討議したい。

【文献】

1） https://www.p-supply.co.jp/products/
2） 安井 匡：Gait Solution Design. PO アカデミージャーナル, 19：277－278, 2012

# 機能的電気刺激を用いた上肢運動機能障害へのアプローチ

宮永病院 リハビリテーション室
畿央大学大学院健康科学研究科
中原 寿志

近年の神経リハビリテーション分野での物理療法の効果は多く示されており、機能的電気刺激（Functional Electrical Stimulation：FES）の適応の幅は大きく広がっている。脳卒中後の運動機能障害として片麻痺が残存し、この運動機能障害の回復は困難を要し、脳卒中発症者の 62%が 6 ヶ月後に麻痺側上肢の回復に至っておらず（Kwakkel et al., 2003）、総合的なリハビリテーションを実施したにもかかわらず、13%は麻痺側上肢が完全に機能しない状態が残存してしまう（Hiraoka et al., 2001）と報告されている。また、軽症例の中でも実用手獲得に至る方は約 60%程度（畠中ら、2012）と報告されており、麻痺側上肢の運動機能改善に向けてアプローチを再考する必要があると考えている。

脳卒中治療ガイドライン 2015 の中で、上肢機能障害に対するリハビリテーションとして、中等度の麻痺筋には電気刺激の使用が勧められている（グレード B）、麻痺が軽度～中等度患者に対して特定の動作の反復を伴った訓練を行うことが勧められる（グレード B）とされている。これには、反復した「練習量」「頻度」と「刺激」が重要であると考えられ、電気刺激を用いて練習量を確保する運動療法を併用した介入を模索する必要性を強く感じている。

FES による機能改善の背景メカニズムにおいて、末梢神経や筋への電気刺激によって大脳皮質の興奮性を高め（Ridding et al., 2000, Alain et al., 2002）、電気刺激単独よりも随意運動を組み合わせた介入が大脳皮質の興奮性をより高める（Khaslavskaia et al., 2005）ことが示されている。また、早期からの電気刺激は筋萎縮を予防する（Nozoe et al., 2017）ため、FES を用いた運動療法は早期から脳卒中後の 1 次的かつ 2 次的な機能障害に介入できる有効な手段であると考える。FES は、運動療法の展開を阻害することなく併用介入が可能というメリットを持ち合わせている。しかし、単に麻痺筋に対して FES を行えば良いという訳ではなく、病期や病態・症状に合わせて FES の適応を考え、適切な運動療法や徒手療法を組み合わせた介入を検討していく必要があると考えている。

FES は物理療法の中でも『電気』といった物理的エネルギーを使用することで、筋や神経の興奮性を高めるといった、徒手ではなかなか生み出せない効果を引き出すことが可能であり、このメリットを存分に生かしていく必要性がある。そのためには、FES と運動療法の併用介入を検討していく必要があるであろう。今回は、脳卒中後上肢機能障害にフォーカスを当て、症例提示を交えながら運動療法と併用した FES 介入を紹介する。

# ウェルウォークを用いた歩行障害に対する介入

社会医療法人 甲友会 西宮協立リハビリテーション リハビリテーション部
遠原 聖矢

## 1. はじめに

脳卒中歩行において、歩行再建は重要な目標の一つである。近年の回復期病棟は、短い入院期間で高い自立度を求められるようになっており、歩行再建の介入方法も再考が必要であると考えている。そのひとつとして、歩行練習支援ロボットを利用したトレーニングには期待を寄せている。脳卒中ガイドライン 2015 歩行障害に対するリハビリテーションにおいて、発症3ヶ月以内の歩行不能例に勧められるとある。国内では、令和 2 年診療報酬改定に運動量増加機器加算料が新設され、発症日から起算して 2 月を限度として月 1 回(150 点)に限り算定でき、藤田医科大学とトヨタ自動車株式会社で共同開発したウェルウォークは能動型展伸・屈伸回転運動装置に該当しており、科学的根拠の承認と社会的な期待も変化が起きていると実感する。

## 2. 運用状況について

ウェルウォークはロボット脚、安全懸架装置、患者用モニタ、操作パネルより構成される。患者は麻痺側下肢にロボット脚を装着して、トレッドミル上で歩行する。その際のロボット脚を含めたパラメータ調整を行い、患者の状態にあったアシストを行い多数歩の歩行を可能にするリハビリテーション支援ロボットである。当院は 2017 年 11 月よりウェルウォーク WW-1000 を導入しており症例数は約 100 例を経験している。ウェルウォークの効果判定として、歩行改善率といった Functional Independence Measure(以下;FIM)の歩行項目(以下;歩行 FIM)が5点に達するまでの利得を要した期間(週)で除した値が定義されている。平野らの報告ではウェルウォークを使用した歩行練習と従来の装具による歩行練習を行った 2 群においてウェルウォークを使用した群で歩行ＦＩＭが5点に達するまでの期間で有意差を認めたとの報告があり、当院でも同様の傾向を示した。しかし、ウェルウォークを使用した全症例が歩行 FIM5点に達する事はなく、一定数の難渋例も経験している。それに対して、ウェルウォークを使用した症例で歩行 FIM が5点以上なった群と歩行ＦＩＭ が4点未満となった2群間における開始時点での背景因子を単変量解析により調査を行った。結果は年齢と Stroke Impairment Assessment Set の腹筋、垂直性、視空間認知、非麻痺側の大腿四頭筋及び Berg Balance Test に有意差を認め、導入において全症例に適応するのではなくリクルート基準を見直しても良いのではと考えている。

## 3. 当院の課題

今後の課題は導入における背景因子の継続した調査と最適且つ最短での至適パラメータ調整と考えている。背景因子に関しては、今後も更なる症例を通じてデータの蓄積と症例毎での密な振り返りを含めたディスカッションの機会を設けて臨床的判断を加味した重回帰分析の実施を検討している。至適パラメータ調整に関して、近年、歩行支援機器を使用する上で Therapeutic effect を得る上で assist as needed が推奨されている。Reinkensmeyer らの報告では、ロボットリハビリテーションにおいて盲目的に運動のすべてを補助するような支援は効果的でないと述べており、ウェルウォークのパラメータ調整においても適当量が存在すると考える。当院の使用傾向として、介助期間の長期化とパラメータ調整頻度の少なさが挙げられる。これに関して、積極的なパラメータ変更と最小限の介助と適当な補助を効果的に交えていくことが、運動学習による歩行再建を効率的に図れる可能性があると考えている。

# 装具を用いた歩行障害へのアプローチ

誠愛リハビリテーション病院
大田 瑞穂

脳卒中片麻痺者の歩行障害に対するアプローチとしては、装具療法が最もポピュラーな手法であり、脳卒中ガイドライン 2015 や理学療法診療ガイドラインにおいても歩行の安定性や速度を向上させる手段として推奨されている。そのため、近年では急性期・回復期での長下肢装具の利用や早期装具療法、さらに、回復期から生活期にかけて装具情報連携などのマネジメント的な取り組みも盛んに行われるようになっており、運動機能の改善を目的とした治療的使用から、生活の質を目的とした福祉用具的使用にかけて幅広い領域で装具療法に関する報告がなされている。本演題では、「歩行障害へのアプローチ」をテーマとして、短下肢装具(以下、AFO)の治療的使用について、即時的効果と長期的効果に焦点を当てて紹介をしていく。

これまでに AFO の装具装着による即時的効果は多くの検証がなされており、Functional ambulation category の改善、歩行速度・ストライドの増加、バランス能力の向上、エネルギーコストの改善などが報告されている。この背景となる運動学・運動力学的変化としては、全ての AFO のタイプに共通して、遊脚期における足関節背屈角度の増加を認め、さらに、足関節継手のタイプや剛性により差異は生じるが、初期接地・荷重応答期における足関節・膝関節角度、立脚終期における足関節背屈角度・足圧中心軌跡の延長などが調整可能であると報告されている。このような根拠を元に、我々理学療法士は、症例に適した AFO のタイプや継手などを選択・調整することで歩行障害の改善を促すことが可能となるが、臨床意思決定に際しては、歩行障害の病態と AFO の個別特性によって得られる機能をマッチングさせることが求められる。一方で、股関節や体幹などのより上位の動態に関しては、AFO の足関節継手の剛性や初期角度の違いによる影響を受けないと報告さており、同様に、装具装着による即時的効果として最も多く報告されている歩行速度に向上に関しては、麻痺側下肢による推進力の向上が期待されるものの、装具装着による即時的効果としては報告がない。すなわち、股関節や体幹の動態、麻痺側下肢の推進力向上を歩行障害の問題としてアプローチするためには、AFO とは別視点の手段(FES やロボティクス)を考慮する必要性があると言える。

AFO を使用した装具療法としての長期的効果に関する報告に関して、Momosaki らが後方視的に調査した報告にて、入院時運動 FIM の低い症例では装具使用により FIM 改善率の向上が図りやすいという点や、Erel らによる報告では、3 カ月間の AFO 使用効果としては歩行速度の改善が報告されており、活動量や歩行速度などの時間的因子の改善に寄与するものと考えられる。しかし、その背景となる運動学・運動力学的な背景は示されていない現状があり、装具療法による歩行障害へのアプローチとして、臨床意思決定の補助となる情報が乏しい現実がある。この問題に対して、AFO の効果的な選定とトレーニング方法を検証していくとともに、装具療法単独の介入のみにならず、装具療法とそれ以外のアプローチによる相乗効果に関しても検証が必要であると考えている。今回のシンポジウムでは「治療機器を用いた運動障害の理学療法」が大きなテーマであり、昨今は様々なツールが開発されている。その中でも装具が担うべき役割と相乗効果の可能性について議論できればと考えている。

# 運動学習のメカニズムとその手続き
## -　科学を実際の症例に活かそう！-

森岡　周[1)2)]　石垣　智也[1)3)]　植田　耕造[1)4)]　尾川　達也[2)5)]

1) 畿央大学ニューロリハビリテーション研究センター　2) 畿央大学大学院健康科学研究科　3) 名古屋学院大学リハビリテーション学部　4) 星ヶ丘医療センターリハビリテーション部　5) 西大和リハビリテーション病院リハビリテーション科

理学療法は種々の機能や能力を獲得・学習（再学習）させる目的で対象者に提供される。運動学習初期にみられる試行錯誤の段階では、意図と結果の間に誤差が起きるが、運動を目的的に繰り返すことで徐々に誤差修正（フィードバック誤差学習）が図られていく。その後、運動が自動化した際には、フィードフォワード制御を用いることで運動が円滑かつ無意識に行える。学習初期は、意図した運動予測と実際の運動結果の誤差を小脳が検出し、その誤差を大脳が修正していくことで運動スキルが向上していく過程である。この一連の過程を教師あり学習と呼ぶ。ターゲットが明示されることで教師あり学習は作動する。つまり、課題（目標）指向型練習は、教師あり学習を作動させる過程と言える。目標志向的に練習を繰り返す手続きは、教師あり学習を基盤に、対象者自身が自己の経験に基づき法則性や概念を構築していく教師なし学習が付随して行く。教師なし学習とは、手本なしに多数のサンプル（経験など）の相関や統計的な偏りをもとに、それらをクラスタリングし、概念を形成してくことを示す。つまり目標が明示されなくても、自らの経験知に基づき運動の概念や法則性が形成されていくことを意味する。自らが自らを観察するといったメタ意識もここに含まれる。

一方、近年の強化学習モデルは直接的報酬のみならず、遅延報酬に対応する特徴が示されている。遅延報酬とは報酬を先延ばしする過程であり、現在の報酬よりも未来の報酬に価値があるといった報酬価値の変換過程が含まれる。また、強化学習に関与するドーパミン神経細胞は報酬予測時にも働き、単に報酬を得ることだけを目的として学習が強化されるわけではない。ドーパミン神経細胞は、行動を起こすときに得られる期待される報酬の量と行動をとった結果、実際に得られた報酬の量の誤差に応じて興奮する。故に、課題の難易度設定は極めて重要である。一方、目標指向的な課題の際に強く反応し、動機づけの調整を行う。故に、目標設定は極めて重要なプロセスであり、近年では、目標設定過程を対象者と医療者でシェアしながら意思決定する共有意思決定（shared decision making）の重要性も示唆されている。

運動学習を成立させるためには、ボトムアップな経験のみならず、トップダウンな注意機能も重要な要素である。運動学習研究においては、練習中に注意を身体内部に向けるか外部に向けるかによって運動学習に違いが見られることが指摘されている。臨床場面において対象者が何に対して注意を向けるべきかを考える上でも、注意の焦点化は重要な指摘である。注意を学習すべき対象に焦点化することは、学習を促進させる有効な手続きであることが言うまでもない。しかし、注意には制限がある。日常生活はマルチタスクを同時に進行しなければならず、常に注意を状況に応じて分配している。日常生活において、瞬間ごとに多方面から感覚が入力されているにも関わらず、ヒトはその中の非常に限られた部分にしか
注意を向けないところに特徴があり、そして、それでも運動は成立している。この特徴は、理学療法を進めていく上でとても重要なポイントとなる。

当日は、これらの運動学習や注意に関する基礎科学知見を実際にどのように応用するかについて、脳卒中後の立位姿勢バランスおよび歩行障害を対象に、実際の症例を検討しながら議論、そして知識を整理していきたい。

# 歩行障害に対する理学療法の臨床的意思決定

玉利　誠[1)]　遠藤　正英[2)]　脇坂　成重[2)]　山口　雄介[3)]

1）国際医療福祉大学大学院　2）桜十字福岡病院　3）福岡和白病院

SIG2「歩行障害に対する理学療法の臨床的意思決定」では、歩行のバイオメカニクスについて基礎知識を共有した後、歩行障害を有する脳卒中片麻痺症例の情報（基礎情報、歩行動画、理学療法評価）を提示し、症例に対する理学療法の臨床的意思決定について、装具療法・物理療法・運動療法の 3 グループに分かれて議論する。

以下、全体で共有する歩行のバイオメカニクスの概要を記す。

- 脳卒中患者の歩行特徴として、歩行速度の低下、ケイデンスの減少、両脚支持期時間の増加、麻痺側遊脚期の延長、麻痺側単脚支持期の短縮などが挙げられる。その中でも特に歩行速度は活動範囲を区別し、屋外歩行群は屋内歩行群よりも歩行速度が有意に速いことが知られていることから、歩行速度の改善は歩行障害に対する理学療法を考えるうえで大きな目標の一つとなる。
- 健常人の一歩行周期における進行方向への身体重心速度は、荷重応答期から立脚中期にかけて減少し、立脚中期から立脚終期にかけて増加する。また、その速度変化には床反力前後方向成分の変化が良く一致しており、特に立脚中期から立脚終期における推進力（床反力前方成分：AGRF）の増加は歩行速度の改善に重要である。これらのことから、脳卒中患者の歩行速度の改善に必要な要素は立脚中期から立脚後期における AGRF であり、理学療法においては AGRF を生み出す因子について考えれば良いことになる。
- AGRF を生み出す代表的な因子の一つとして Trailing Limb Angle（TLA）がある。TLA は立脚終期における COP 位置と股関節の関節中心を結んだ線と股関節中心を通る垂線がなす角度であり、TLA が大きいほど AGRF が増加することが知られている。また、もう一つの因子として、同時期に十分な関節モーメントが発揮されることが重要である。そのために、運動学的には股関節伸展可動域と足関節底屈筋力が重要となる。
- しかしながら、股関節伸展可動域と足関節底屈筋力にだけ着目すれば良いかというと、必ずしもそうではない。立脚中期から立脚後期において十分な TLA と足関節モーメントを発揮するためには、その前提として、立脚中期に身体重心が高い位置にあることが必要である。立脚中期に身体重心が高い位置に保持されているからこそ、立脚終期にかけて身体重心位置が下降する空間的および時間的な余裕が生まれ、対側下肢のステップ長が延長する。
- そのため、立脚初期において重心に上向き加速度を与える必要がある。上向き加速度は「mg（質量×重力加速度）＜ Fz（床反力鉛直成分）」という関係式によって得られるため、立脚初期に十分な荷重をすることが重要となる。また、重心は実際には上方ではなく前上方に移動しなければならないため（倒立振り子）、 初期接地における姿勢アライメント（股関節軽度屈曲位＋踵接地）も重要となる。

日本神経理学療法学会　運営幹事

| | | |
|---|---|---|
| 大畑　光司 | （代表運営幹事） | 京都大学大学院医学研究科 |
| 森岡　周 | （副代表運営幹事） | 畿央大学 |
| 阿部　浩明 | | 広南病院 |
| 北山　哲也 | | 甲斐リハビリテーションクリニック |
| 高村　浩司 | | 健康科学大学 |
| 玉利　誠 | | 国際医療福祉大学大学院 |
| 中　徹 | | 群馬パース大学 |
| 羽田　晋也 | | JCHO 滋賀病院 |
| 藤野　雄次 | | 順天堂大学保健医療学部 |
| 保苅　吉秀 | | 順天堂大学医学部附属練馬病院 |
| 松﨑　哲治 | | 専門学校麻生リハビリテーション大学校 |
| 松田　淳子 | | 大阪行岡医療大学 |
| 松田　雅弘 | | 順天堂大学保健医療学部 |
| 諸橋　勇 | | いわてリハビリテーションセンター |
| 吉尾　雅春 | | 千里リハビリテーション病院 |