

## 臨床現場における脳性麻痺歩行分析のススメ むしめがね ー虫眼鏡的視点に基づいた簡易歩行分析の有用性

鈴木伸治<sup>1)</sup>，里中綾子<sup>2,3)</sup>

1) 常葉大学保健医療学部理学療法学科， 2) びわこリハビリテーション専門職大学，

3) 名古屋大学大学院医学系研究科

### 要 旨

痙直型脳性麻痺児者の痙縮治療のターゲットとなる筋の決定，短下肢装具の効果判定および歩行時の運動強度を評価するために歩行分析が用いられてきた。これらは表面筋電図とフットスイッチを用いた歩行筋電図，あるいはストロボ撮影（スーパーインポーズ法），スティックピクチャーや三次元歩行解析装置を用いた運動学的歩行分析，三次元歩行解析装置と床半力計を用いた運動力学的解析，そして心拍数計や呼気ガス分析装置を用いた運動生理学的解析である。これらの歩行分析は大掛かりな装置，煩雑な手順，そして複数のスタッフを必要とすることから，著者らは本稿では顕微鏡的検査とよぶ。一方，市販のコンパクトデジタルカメラを用いたハイスピード・モーション・ピクチャーを用いても痙縮治療のターゲットとなる筋の決定や短下肢装具の効果判定が可能である。またリストバンドタイプなどのウェアラブルなフィットネストラッカーを用いた心拍数の測定でも歩行時の運動強度を評価することが可能である。これらハイスピード・モーション・ピクチャーやフィットネストラッカーは顕微鏡的検査と異なり，煩雑な手順や複数のスタッフを必要とすることもなく簡便で，診療の現場でリアルタイムに用いることができることから著者らは本稿ではむしめがね虫眼鏡的検査とよぶ。本稿では著者らが行ってきた顕微鏡的検査を用いた痙直型脳性麻痺の歩行に関する研究知見を中心に，診療現場においてどのように虫眼鏡的検査を活用するかについて解説する。

キーワード：ハイスピード・モーション・ピクチャー，フィットネストラッカー，歩行周期，痙縮

### はじめに

痙直型脳性麻痺児者はリハビリテーションセンターや専門病院を受診することが多く，大学病院を含め一般外来を訪れることは少ないと思われる。また痙直型脳性麻痺の跛行は単一関節の障害に由来するものではなく，股関節-膝関節-足関節の一連の障害に由来す

る<sup>1)</sup>。これらのことから，普段痙直型脳性麻痺児者の歩行を見慣れない医療従事者は一般の外来診療で痙直型脳性麻痺児者の歩行を観察すると戸惑うことが多いのではないだろうか。

痙直型脳性麻痺児者の跛行でもっとも目立つ所見は尖足と思われる。尖足は単純なアキレス腱の短縮でもおきる。例えば，ポリオウ

イルス感染による急性灰白髄炎から生じた尖足はアキレス腱延長術で治療する。ところが、尖足で歩行する痙直型脳性麻痺児者に対して痙縮があるハムストリングスを考慮せず、単純にアキレス腱延長術を行なうと、歩行時の膝関節の屈曲が増加し、むしろ crouched posture (前かがみ姿勢) が悪化することが多い。この現象について Bleck が彼の教科書で図を用い警鐘を鳴らしたことは歴史的事実でもある<sup>1)</sup>。つまり痙直型脳性麻痺児者の歩行の問題に取り組む時、肉眼で歩行を観察して得られる所見以上にいくつかの注意すべき観点が存在する。そして、それらの観点をもとに脳性麻痺児者の歩行を観察することによって治療上の失敗を減らすことができる。

それらの注意すべき観点とは歩行分析から得られるものである。歩行分析は一般に大掛かりな装置、煩雑な手順、そして複数のスタッフを必要とするため、診療の現場で、脳性麻痺児者の歩行の問題を即座に正しく評価することは難しい<sup>2)</sup>。本稿ではこのような本格的な歩行分析を著者らは顕微鏡的検査と呼ぶ。しかし、現代においてはごく簡単に実施できる簡便な歩行分析も可能である。それらは市販のコンパクトデジタルカメラを用いたハイスピード・モーション・ピクチャーやリストバンドタイプのウェアラブルなフィットネストラッカーである。本稿ではこのような歩行分析を、その簡便さから著者らは虫眼鏡的検査と呼ぶ。虫眼鏡的検査は診療の現場で用いることができ、それらの結果は即座に理学療法士、義肢装具士、および本人やその家族と共有することができる。そこで、本稿では著者らの痙直型脳性麻痺児者の歩行に関する研究知見を中心に診療現場においてどのように虫眼鏡的検査を活用するかについて解説したい。

### 脳性麻痺歩行における顕微鏡的検査による研究

顕微鏡的検査を用いた痙直型脳性麻痺の歩行分析の歴史は古く、既に1950年代から始

まり、1960年代から2000年代にかけて盛んに行われた。歩行分析に用いられた方法には、表面筋電図とフットスイッチを用いた歩行筋電図<sup>3)</sup>、ストロボ撮影(スーパーインポーズ法)<sup>4,5)</sup>、スティックピクチャー<sup>4)</sup>、三次元歩行解析装置を用いた運動学的歩行分析、三次元歩行解析装置と床半力計を用いた運動力学的解析<sup>1,6-8)</sup>、そして心拍数計や呼気ガス分析装置を用いた運動生理学的解析がある<sup>9-11)</sup>。これらは煩雑な検査手順に加え、習熟したスタッフや大掛かりな装置を必要とする。

### 脳性麻痺歩行の特徴

脳性麻痺児者の歩行に際してみられる跛行の原因は歩行周期における筋収縮シーケンス<sup>7,12)</sup>が正常と異なるためである<sup>1,3,6)</sup>。正常と異なる歩行周期における筋収縮シーケンスとは：第一に正常では立脚期にしか収縮しない下腿三頭筋などが遊脚期にまで延長して収縮する；第二に、正常では減速期(踵接地の前に膝関節が屈曲位から伸展する遊脚後期)から踵接地の直後(立脚初期)にかけてのハムストリングスの収縮時間が延長し、さらに立脚期を越え、遊脚期にまで延長して収縮する(図1)<sup>3)</sup>、ことである。この他、正常では立脚期から遊脚期全般に収縮する前脛骨筋の筋活動が途中で途絶する。これは臨床的な意義はほとんどない。しかし、歩行時に尖足になる原因が下腿三頭筋だけではないことが理解できる。一般に歩行筋電図は拮抗筋を一対ずつ観察する<sup>注2)</sup>。

過去から現在に至るまで、痙直型脳性麻痺児者の歩行分析では任意の歩行速度を用いたものがほとんどである。しかし、著者らは脳性麻痺児者の歩行では歩行速度が変化すると、このような正常とは異なる筋収縮シーケンス自体が変化することを初めて報告した<sup>3)</sup>。例えば、下腿三頭筋やハムストリングスの筋収縮の延長程度が歩行速度の変化により大きく変化する<sup>3)</sup>。また、正常歩行では立脚期と遊

脚期の比率は歩行速度の変化によってもほとんど変化しないが、脳性麻痺の歩行では変化することも明らかにした(図2)<sup>3)</sup>。

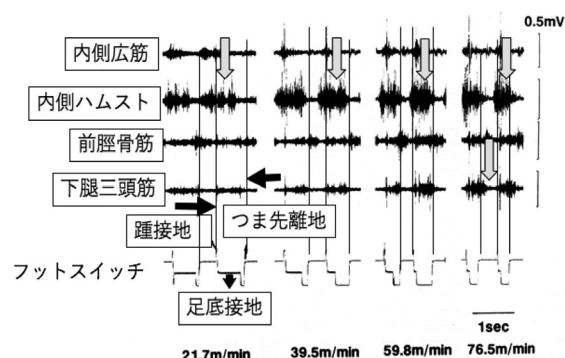


図1. 痙直型脳性麻痺者の歩行筋電図。フットスイッチの信号により踵接地、足底接地、およびつま先離地が判別できる。立脚期全般に持続するハムストリングス筋活動、および歩行速度76.5m/minにおける遊脚期まで延長した下腿三頭筋筋活動は正常歩行ではみられない。また、歩行速度の増加に伴い立脚期が遊脚期に比べ短縮していく様子がわかるが、これも正常ではみられない(鈴木伸治他中部日本整形外科災害外科学会雑誌 35 巻 1992 年, 図2を一部改変して使用。中部整形外科災害外科学会より許諾を得た<sup>2)</sup>)。

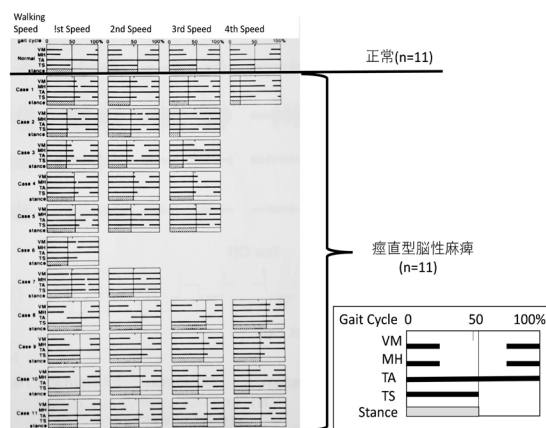


図2. 正常歩行 11 例と脳性麻痺者 11 例の歩行筋電図。正常歩行における筋収縮シーケンスはばらつきがすくない。また歩行速度の変化による立脚期と遊脚期の比率は変化しない。一方、痙直型脳性麻痺では筋収縮シーケンスは症例により大きく異なる。また歩行速度が変化すると立脚期と遊脚期の比率は大きく変化する。凡例の VM は内側広筋, MH は内側ハムストリングス, TA は前脛骨筋, TS は下腿三頭筋, および Stance は立脚期を意味する(鈴木伸治他中部整形外科災害外科学会雑誌 35 巻 1992 年, 図1を一部改変して使用。中部日本整形外科災害外科学会より許諾を得た<sup>2)</sup>)。

正常と異なる歩行周期における筋収縮シーケンスは運動学的なパラメータに影響する。すなわち、歩行周期における股関節、膝関節、および足関節の角度変化に影響を与える<sup>13-15)</sup>。各関節角度の変化幅は一般に減少する<sup>13-15)</sup>。この関節角度の変化幅が減少することにより、正常歩行に比べ上下方向への加速度が増加するため痙直型脳性麻痺児者の歩行はよりエネルギー消費的となる<sup>9)</sup>。脳性麻痺児者の歩行がよりエネルギー消費的であるため正常に比べ、同じ歩行速度における歩行時の酸素摂取量や心拍数が高い<sup>9)</sup>。歩行時の酸素摂取量や心拍数は正常歩行では非常にばらつきが少ないのに対して、脳性麻痺児者の歩行では個人差が極めて大きい<sup>9)</sup>。また歩行できる歩行速度の範囲は狭く、また歩行速度の変化によって酸素摂取量や心拍数は大きく変化する<sup>9)</sup>。歩行時の酸素摂取量や心拍数が大きいということは運動強度が大きいことを意味する。ゆっくりしか歩行することができない脳性麻痺児者の歩行時の運動強度はしばしば全力疾走に匹敵する<sup>10)</sup>。このような症例に、歩行訓練に際し、安易に「がんばれ」と激励することは危険ですらある。これは、臨床現場で即座に把握すべき初見であり、著者らが歩行の虫眼鏡的検査を推奨する理由の一つである。

### 歩行分析で何がわかるか

脳性麻痺児者の歩行分析には以下の目的がある。

1. 痙縮治療のターゲットとなる筋の決定<sup>注1)</sup>。
2. 短下肢装具の効果判定。
3. 歩行時エネルギー消費(運動強度)の測定。

### 痙縮治療のターゲットとなる筋の決定

前述のように歩行分析には様々な方法がある。これらからどの方法を選ぶと、痙縮治療でどの筋をターゲットにするべきかを判断できるのであろうか。実は、驚くべきことに、最も単純なストロボ撮影(スーパーインポー

ズ) やスティックピクチャー<sup>4,5)</sup>のみで可能である。

この理由は前述のように、運動学的なパラメータ、すなわち歩行周期における股関節、膝関節、および足関節の角度変化は正常と異なる筋収縮シーケンスから直接影響を受けるからである。

より詳しく述べると：第一に正常では立脚期にしか収縮しない下腿三頭筋などが遊脚期にまで延長して収縮することが、遊脚中期から減速期にかけて足関節底屈位から背屈への変化を阻害し、減速期における膝関節の伸展を阻害する；第二に、正常では減速期（踵接地の前に膝関節が屈曲位から伸展する遊脚後期）から踵接地の直後（立脚初期）にかけてのハムストリングスの収縮時間が延長し、さらに立脚期を越え、遊脚期にまで延長して収縮することが、減速期における膝関節の伸展を阻害し、立脚中期の膝関節の伸展を阻害する。

### ストロボ撮影に替わるハイスピード・モーション・ピクチャー

ストロボ撮影は照明のない部屋で歩行時、ストロボを一定間隔で照射することによって一枚の写真撮影用フィルム上に歩行のシーケンスを撮像するものである。またスティックピクチャーは身体各部にマーカーを添付し、歩行をカメラで撮影し、三次元歩行解析ソフトを用いることでも得ることができるが、過去においてはストロボ撮影の技術を用いた。いずれも、診療中に活用することができなかった方法である。ストロボ撮影とスティックピクチャーに替わる虫眼鏡的検査としてコンパクトデジタルカメラを用いたハイスピード・モーション・ピクチャーをあげることができる。

ハイスピード・モーション・ピクチャーは高速度撮影とも言われる撮影技法である。写真撮影用フィルム上に撮影されたポジの画像

をプロジェクターで再生する時、早送りすると実際より早く動くように見える。逆にゆっくり再生すると実際より遅く動くように見える。プロジェクターの再生速度が一定であれば、撮影の際、一定時間内に撮影するコマ数を減らして撮影したものをプロジェクターで再生すると実際より速く動く様にみえる。これは微速度撮影である。

これに対して、一定時間内の撮影コマ数を増やした場合、プロジェクターで再生すると実際より遅く動く様にみえる。これが高速度撮影、すなわちハイスピード・モーション・ピクチャーである。かつては長尺の撮影フィルムを用いたため、現像の手間が必要とされたため診療現場で即座に結果を見ることはできなかった。

その後、写真撮影のデジタル化が進み、高価なカメラでハイスピード・モーション・ピクチャーが撮影されるようになった。そして現在では安価なコンパクトデジタルカメラでこのハイスピード・モーション・ピクチャーを簡単に撮影することができる。診療中にわずかな時間があればハイスピード・モーション・ピクチャーを撮影できるので、著者らは理学療法士、義肢装具士、そして本人や家族と一緒にみながら、装具の仮合わせや病態の説明に用いている。

### 短下肢装具の効果判定

図3は痙直型脳性麻痺がある人の歩行時に撮影したハイスピード・モーション・ピクチャーをスチル写真にしたものである。この症例では短下肢装具を装着しない状態では遊脚中期から減速期にかけて足関節が底屈位のままであり、フットクリアランスが著しく小さいことがわかる。しかし、注目すべきは膝関節の角度である。この症例では減速期における膝関節の伸展が比較的良好である（図3上段）。

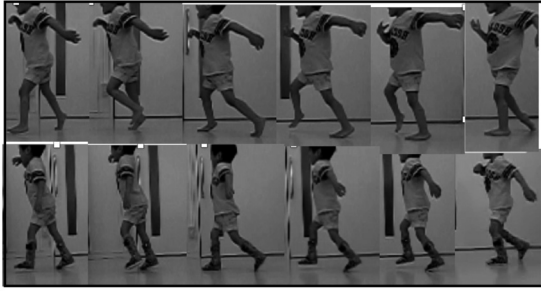


図3. ハイスピード・モーション・ピクチャーからストロボ撮影風に切り取った画像。上段は裸足、下段は短下肢装具装着下の歩行。本症例では遊脚期後期における膝関節伸展が比較的良好である。

減速期に膝関節が十分伸展できることは短下肢装具が歩行の効率を改善させる必要条件と考えられている<sup>16)</sup>。

この症例でも短下肢装具で足関節を他動的に背屈させると二関節筋である下腿三頭筋による制約によって減速期における膝関節の伸展が制限される可能性はあるのだが<sup>17,18)</sup>、短下肢装具を装着させた状態でハイスピード・モーション・ピクチャーをみると幸い減速期における膝関節の伸展が比較的良好であった(図3下段)。これはハムストリングスや下腿三頭筋の痙縮程度が比較的軽度であったことによると考えられる。

減速期に膝関節が十分伸展しなければ、短下肢装具を装着させても歩行時のエネルギー消費は減少することはなく、むしろ増加することが多い<sup>11)</sup>。このような場合では短下肢装具を装着しながら本人の気持ちが理解できるであろう。そのような症例では下腿三頭筋やハムストリングスの痙縮軽減を考えるべきである。

余談となるが、弛緩性麻痺で背屈制限のないプラスチック製の短下肢装具で立脚期に背屈が過度になる場合は立脚期中期の膝関節が十分伸展できないことがある。この場合、背屈を制動するゴムを後方に配置し、制動の具合を、ハイスピード・モーション・ピクチャーをみながら調整することが可能である。プラスチック製の短下肢装具以外ではダブルクレ

ンザック継手を用いる場合にも背屈程度を調整することができる。

以上述べてきたようにハイスピード・モーション・ピクチャーは短下肢装具の仮合わせ作業にとっても有用である。

### ハイスピード・モーション・ピクチャーの撮影時の注意

自分が立った状態で相手の股関節、膝関節、および足関節を観察すると、実はそれは遠近法的に歪んだものである。写真においても同じことがいえる。ハイスピード・モーション・ピクチャーを撮影する際も、カメラのレンズを床近くまで下げる必要がある(図4)。



図4.撮影者時のカメラ位置。撮影者が立位で撮影すると遠近法により被写体の下肢関節角度が大きく歪む。床に腹臥位になり、なるべく遠近法で歪まないように被写体の膝関節とレンズが水平面上に並ぶように心がける。

### 歩行時エネルギー消費

顕微鏡的検査である呼気ガス分析装置も随分小型化しており、診療時に歩行時の酸素摂取量を測定することは不可能ではない。しかし、呼気ガス分析は煩雑な操作が多く、ある程度習熟が必要である。これに対して簡単に心拍数が測定できるフィットネストラッカーやスマートウォッチが市販されているので、これらを用いることはきわめて有用である。歩行時の心拍数の測定から歩行時の運動強度を知ることができる<sup>10,19)</sup>。普段身体活動の乏しい脳性麻痺児者では自覚的強度が心拍数な

どの客観的強度と必ずしも一致しないことから、歩行時の心拍数を測定すべきである<sup>19)</sup>。歩行開始前および歩行終了直後の心拍数の測定では不十分である。必ず歩行時の心拍数を測定しなければならない。歩行開始後1分～3分で心拍数が定常状態に達するので、定常状態に達してからの心拍数を採用する<sup>11,19-22)</sup>。

冒頭に述べた様にゆっくりしか歩行することができない痙直型脳性麻痺児者が実は全力疾走に匹敵するほどの運動強度であることは珍しいことではない<sup>10)</sup>。歩行があまりにも高い運動強度であれば、長い距離を歩行で移動することはできない。痙縮筋の治療により歩行が改善するとエネルギー消費は減少し運動強度は低下するはずである。しかし、痙縮筋を見つけ出しても必ずしも治療ができるとは限らない。また、短下肢装具を用いたとしてもエネルギー消費を減少させ、運動強度を下げるができる症例は稀である<sup>11)</sup>。

一方、運動処方に基づいた運動療法によって歩行時の心拍数を低下させることも可能である<sup>23)</sup>。つまり全身持久力（最大酸素摂取量）を増加させることで運動強度を減少させることができる。運動強度を低下させることであれば歩行は快適なものとなり、より長い距離を歩行できるようになる。歩行を種目とする運動処方、運動時間、頻度、期間、そして心拍数から求めた運動強度から構成する<sup>23)</sup>。

## 結 論

虫眼鏡的検査ともいべき簡便な歩行分析について解説した。すなわち、診療の現場で、ハイスピード・モーション・ピクチャーを用いると痙縮治療のターゲットとなる筋の決定や短下肢装具の効果判定が容易に可能となる。同様に、歩行時の心拍数を測定すると具体的な運動処方を行うことが容易に可能となる。

## 注 釈

注1：痙縮の治療としては痙縮した筋を手術

で延長することや、ボツリヌス毒を選択的に注入することなどが行われている。その他、選択的後根切離術がある。

注2：著者らは股関節の屈曲伸展に関わる筋収縮シーケンスを観察しなかった。これは歩行筋電図のチャンネルが左右両側でフットスイッチおよび加速度計を含め当時用いていた歩行筋電図システムの12チャンネル全てを使ったこと、そして、股関節の屈曲主動筋の腸腰筋の筋活動を導出することができなかったことが理由であった。しかし、今から考えると、股関節屈筋として大腿直筋を用いる方法もあったはずである。

## 文 献

- 1) Bleck EE: Orthopaedic management of cerebral palsy. Philadelphia, Mac Keith Press, 1987.
- 2) 近藤和泉：脳性麻痺の評価に歩行分析は有効か？脳性麻痺ガイドライン第2版。日本リハビリテーション医学会監修，診療ガイドライン委員会，脳性麻痺リハビリテーションガイドライン策定委員会編集。東京，金原出版，2014。
- 3) 鈴木伸治，三島令子，渡壁誠：痙直型脳性麻痺における歩行速度の増加に伴うハムストリング筋活動位相の変化。中部日本整形外科災害外科学会雑誌 35:1195-1199,1992。
- 4) Brunstrom S: Clinical kinesiology. Philadelphia, F.A. Davis Company, 1972.
- 5) Miura H, Tsukahara S: A new photographic technique in gait analysis by the interrupted light without optic error. Fukushima J Med Sci 16:3-4, 1969.
- 6) Gage JR, Schwartz MH, et al.: The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. London, Mac Keith Press, 2010.
- 7) Perry J: Gait Analysis: Normal and

- Pathological Function. Thorofare, Slack, 1992.
- 8) Winter DA: Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathologica. Waterloo, Waterloo Biomechanics, 1991.
  - 9) 鈴木伸治, 渡壁誠: 痙直型脳性麻痺児における軟部組織拘縮の歩行能力に及ぼす影響. 日本整形外科学会雑誌 66:621-633, 1992.
  - 10) Suzuki N, Oshimi Y, et al.: Exercise intensity based on heart rate while walking in spastic cerebral palsy. Bull Hosp Joint Dis 60:18-22, 2001.
  - 11) Suzuki N, Shinohara T: Energy expenditure of diplegic ambulation using flexible ankle foot orthosis. Bull Hosp Joint Dis 59:76-80, 2000.
  - 12) Basmajian JV, De Luca CJ: Muscles alive-Their Functions Revealed by Electromyography. Philadelphia, Williams & Wilkins, 1985.
  - 13) Thometz J, Simon S, et al.: The effect on gait of lengthening of the medial hamstrings in cerebral palsy. J Bone Joint Surg 71-A:345-353, 1989.
  - 14) Gage JR: Gait analysis for decision-making in cerebral palsy. Bull Hosp Joint Dis 42:147-163, 1989.
  - 15) Perry J: Kinesiology of lower extremity bracing. Clin Orhop 102:18-31, 1974.
  - 16) Eddison N, Chokalingam N, et al.: Exploratory investigation into energy expenditure using tuned versus nontuned ankle-foot orthoses-footwear combinations in children with cerebral palsy. J Prosthetics Orthotics 32:14-23, 2020.
  - 17) Suzuki N, Mita K, et al.: Strain on the gastrocnemii and hamstrings affecting standing balance on an inclined plane in spastic cerebral palsy. Bull Hosp Joint Dis 57:208-215, 1998.
  - 18) Kuno H, Suzuki N: Geometrical analysis of hip and knee joint mobility in cerebral palsied children. Gait & Posture 8:110-116, 1998.
  - 19) Satonaka A, Suzuki N, et al.: Ratings of perceived exertion in adults with chronically physical challenges. J Sports Med Phys Fitness 52:474-482, 2012.
  - 20) Astrand PO, Rodahl K, et al: Textbook of work physiology, 4th edition, Champaign, Human Kinetics, 2003.
  - 21) 猪飼道夫: 身体運動の生理学. 東京, 杏林出版, 1973.
  - 22) Satonaka A, Suzuki N, et al.: Validity of submaximal exercise testing in athetospastic cerebral palsy. Arc Phys Med Rehabil 93:485-489, 2012.
  - 23) 鈴木伸治, 里中綾子, 寺田恭子: 運動生理学のエビデンスに基づく脳性麻痺リハビリテーション論. 常葉大学保健医療学部紀要 7:1-15, 2016.