



## Gait Analyser

### 歩行パフォーマンスの詳細

このパンフレットは、Gait Analyzerのレポートに記載されているパラメータの理解を助け、また効率的な歩行練習の実施や対象者の歩行状態の理解を促すことを目的としています。複数のパラメータが以下の症状を呈する患者に関連するという報告がなされています:

パーキンソン病



脳卒中



高齢者



脳性まひ



整形外科的疾患

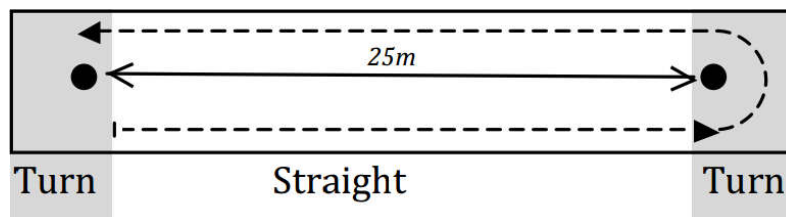


**⚠ 注意:** これらのイラストは情報提供を目的としており、診断に用いられるものではありません。これらは文献に記載されている独自の報告をもとに作成していますが、上記の疾患によって生じる運動障害の完全な評価を反映しているわけではありません。

## 推奨される歩行プロトコル

複数種類の歩行運動を検証する場合、様々なタイプの運動を一つのファイルに入れるのではなく、運動毎にファイルを分けて記録することが推奨されます。各運動における歩行パフォーマンスが統計学的に理解できます。


これは廊下で実施可能な簡便かつ典型的な歩行テストです。被験者の症状に応じて距離を短縮することも、歩幅のばらつきをより詳細に分析するために延長することも可能です。:



歩行開始や停止、方向転換による外的な変化を除いて正確な前進歩行のパフォーマンスを評価したい場合はこれらを除いて解析してください；データ分析を実行する前に**オプション**メニューの「方向転換を除く」、「歩行開始・終了を除く」を選択してください（より確実に影響を取り除きたい場合は歩行開始・終了の前後2歩分も取り除くことをお勧めします—Yuan Cheng J. et al 1993）。

8の字歩行時のデータを検証する際には方向転換を除外しないでください。

 以下の説明は患者がフリーで歩く際に関連する内容になります。

 この方法は階段を昇る、斜面を歩く、走る、またはその他の動作に対してではなく、平地歩行に対して適したものです。

## 要旨



**速度**、歩行速度は前進歩行時の平均速度で、m/sで算出されます

歩行テスト時に特に指示が無い場合は、歩行速度は被験者の快適速度を反映しているため、被験者の総合的な歩行パフォーマンスを示します。ソフトウェアによって提供されるカラーコードに加えて、歩行速度に関する典型的な数値を以下の表に示します:

歩行速度 (m/s)	解釈
> 1.30	70s以下の連続歩行時における男性の快適速度、50s以下の連続歩行における女性の快適速度*
> 1.25	70s以下の連続歩行時における女性の快適速度*
> 1.22	横断歩道を渡るのに十分な歩行速度**
< 0.6	将来的に転倒や入院のリスクがある***

\* Bohannon et al., 1997

\*\* Langlois et al., 1997

\*\*\* Studenski et al., 2003



65歳以上の患者の歩行速度、年齢、及び性別から5年生存率を予測できることが報告されています(Studenski et al., 2011).



異なる被験者群を比較する際は、歩行速度も性別や身長などで正規化する必要がある場合があります。



**変動性**は1歩行周期にかかる時間の変動係数を%で表わしたものです。

若年者や健常高齢者の典型的な変動性は2-3%であるという報告がなされています (Hausdorff et al., 1998)。より低い変動性は「柔軟性が乏しい」と解釈でき、より高い変動性は「不安定」と解釈できます。



このパラメータは特にパーキンソン病の進行の評価や (Hausdorff et al. 2006, Hausdorff et al. 2009), 高齢者の転倒リスク予測因子として注目されています (Hausdorff et al., 2001).

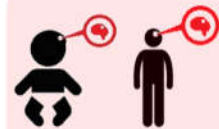


このパラメータは十分に長い時間、被験者が自由に歩行可能なプロトコルにおいてのみ有用であるという点に留意する必要があります (Lindemann et al., 2008)。



**対称性**は左右の遊脚時間の比を%で表わしたものです。

平均遊脚時間の比は対称性を検証するために最適なパラメータであるという報告がなされています。健常者では凡そ1.02%が典型的であり、脳卒中患者では約1.23%となっています (Patterson et al., 2012)



このパラメータは脳卒中患者の歩行の機能的改善の評価として注目されています (Petterson et al., 2008). また脳性まひ児を対象にした研究でも用いられています (Prosser et al., 2010)

## 時間変数



**サイクルタイム**は踵が接地した時点の絶対時間です。一定の計測時間(30秒、1分など)で複数回の歩行施行を計測する場合、施行全体で患者が運動を変化させたタイミングを検出する手助けをします。



**サイクル時間**は1サイクルに要した時間です。通常、左右のサイクル時間は類似するはずですが、もし左右差が大きければ患者は小刻み歩行を呈している可能性があります。



**ケイデンス**は1分間当たりの歩数です。背が低い人はかなり背が高い人と同じ速度を保つために高いケイデンスで歩く必要があることから、ケイデンスと歩行速度とは異なる変数です。ケイデンスは年齢に依存せず安定した変数であるという報告がなされています (Winter et al., 1990)。



**立脚期**は歩行周期内における足部が接地している時間です。健常者であれば歩行サイクル時間の約60%となります。立脚期は3相に分けることができます：荷重応答期、つま先接地、蹴りだし。フレイル患者は安全性を担保するために立脚期が延長する傾向にあります。





**遊脚期**は、足部が空中にあり地面に触れていない部分であり歩行周期の約40%を占めます。遊脚相は下肢の大きな側方偏位（ぶん回し歩行など）や、引きずり歩行（逃避性跛行）などに関連する場合があります。基礎用語 **対称性**を参照してください。



**荷重期**は、立脚期の踵接地から前足部が床に接触するまでの部分です。



**足底接地期**は、立脚期の中で足部が地面に対して完全に水平になる部分です。歩行機能の低い患者は足底接地期が歩行の最も安定した（安定性が高い）段階であるので、足底接地期が延長する場合があります。



**蹴り出し期**は、立脚期のうち足底接地期と指先が地面から離れる間の部分です。



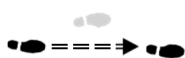
**両脚支持**は、両脚が地面に触れている周期の部分です。この指標は、速度とは逆の関係で、速度が少ないと、歩行中の安定性を向上させるために増加します（両足を地面に置いたままで長時間過ごす）。



## 空間変数



**ストライド長**は、一歩行周期における片側の踵から反対側の踵の間の距離を表します。この指標は、身長に強く影響される可能性があり、対象者の身長が高い場合、より大きな歩幅を持つ可能性があります。



**ストライド速度**は、1周期分の前進速度であり、体力測定において一般的な尺度です。より速い速度は歩行に対する自信と身体能力の高さを示しています。基礎用語 **速度**を参照してください。

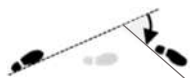


**最大角速度**は、遊脚期における最大踵一床距離と最小つま先一床距離間の最大角速度であり、ジャイロスコープによって測定しています。この指標は計算誤差の影響を受けない生のセンサ測定値であり、頑健性のある非対称測定として使用できます。



**最大遊脚速度**は、遊脚中の足部の最大前進速度です。この速度は通常、つま先-床距離が最小となる時点で得られ、障害物回避のリスク因子として有用な可能性があります。最大遊脚速度が速いほど、患者はより強く障害物にぶつかる可能性があります。その衝撃は、通常歩行速度の3倍以上に相当します

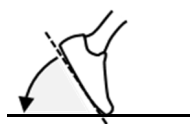




**回転角度**は、同側下肢の連続した2歩の角度を示したものです（水平面上）。この指標が20°以上となった場合に、ターンと見なします。直線歩行のみを評価する際は、無視することができます（参照：**ウォーキングプロトコルの推奨事項**）。多くの指標は回転中に変化する傾向があり、パーキンソン病患者は通常より長い回転時間を示します。



**踵接地角度**は、鉛直上における、踵接地時の足部と地面間の角度です。低い踵接地角度（例えば、0に近い）は、下垂足の強い徴候となります。



**離床角度**は、踵離床時の足部と地面間の角度です。一般的に変形性関節症患者は、この角度を大きくすることが難しく低値となります。



**スイング幅**は、遊脚中の脚の最大横方向の振れです。これは、前進方向と実際の脚が通過した経路との間の最大横方向距離を示します。スイング幅の増加は、ぶん回し歩行（過度な外転を伴う）に関連することが示されており、脳卒中など神経運動障害をもつ患者に観察される場合があります。



**3D足部移動距離**は、3次元空間上における1周期中の足部移動距離で、歩幅とスイング幅両方の値を含みます。スイング幅と同様に、この指標は、歩行中の下肢の外転を定量化するために使用されます。

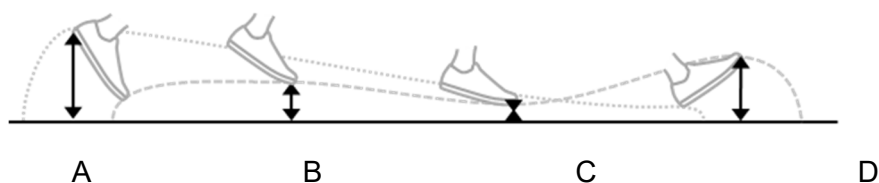




## Clearance

**⚠** クリアランスパラメータは、データ分析を実行する前に靴のサイズ（注:足のサイズではない）をソフトウェアのメニューに入力したときに正確となります。

**⚠** クリアランス計算は生体力学的モデルに基づいており、著しい歩行パターンの変化（シャッフリングなど）の場合には適切に推定されない可能性があります。以下の論文を参照してください。 Mariani et al., 2012 and Dadashi et al., 2014.



**A: 最大踵クリアランス**は各周期で床と踵の距離が最大となる高さを示します。


**B: 最大つま先クリアランス**は各周期で床と踵の距離が最大となる高さを示します。

**C: 最小つま先クリアランス**は遊脚期につま先が床から離れている最小の高さを示します。つま先の最小クリアランスの低さは明瞭な転倒リスクとして示されています (Begg et al., 2007)。また、最近の研究によると変動性は多くのリスクに関連する可能性も示されている

**D: 最大つま先クリアランス2**は踵接地前に爪先が床からどれくらい離れているかの最大値になります。爪先の最大クリアランスの低さは、下垂足を示す可能性があります。



## 統計

 分析前に**オプション**メニューで「ターンを破棄」または「開始と終了を破棄」を選択した場合、ターンサイクルと開始と終了のサイクルは統計分析から除外されるので注意してください。

**平均**は全周期間における変数の平均を示します。

**中央値**は全周期間における変数の中央値である。この変数は、平均よりも外れ値に対して耐性があります。

**標準偏差**は平均からのデータのばらつきを示しています。STDが低値の場合、データのばらつきが少ないことを意味します。高値の場合、変数の多様さが大きいことを意味する。STDは平均とともに使われる統計指標です。

**IQR**は第1・第3四分位数の差である四分位範囲のことで、分布のばらつきの代表値を示します。中央値とともに使用される統計指標です。

**最小値**は全周期を通じた変数の最小値を示します。

**最大値**は全周期を通じた変数の最大値を示します。

**比率**は変数の両足間の比率である。左右対称性を示します。

**変動係数**は標準偏差を平均値で除したものでばらつきの指標です。この変数は10周期以下の記録の場合、計算されません。