

氏 名 (本 籍) い け た ま さ か
池 田 正 夫

学 位 の 種 類 医 学 博 士

学 位 記 番 号 医 第 4 7 3 号

学 位 授 与 年 月 日 昭 和 4 2 年 1 2 月 2 0 日

学 位 授 与 の 要 件 学 位 規 則 第 5 条 第 2 項 該 当

最 終 学 歴 昭 和 3 3 年 3 月
東 北 大 学 医 学 部 卒 業

学 位 論 文 題 目 バ ン グ ラ ム と 筋 電 図 の 同 期 的 記 録 に よ る 正 常
成 人 自 由 歩 行 の 研 究

(主 査)

論 文 審 査 委 員 教 授 飯 野 三 郎 教 授 鈴 木 泰 三

教 授 槇 哲 夫

論 文 内 容 要 旨

本論文はバゾグラムと多元筋電図の同期的記録により、複雑な歩行機構を究明せんとして行なつた実験の結果について述べるものである。以下各章ごとにその概要を述べる。

I 研 究 目 的

本教室における歩行の形態学的な一連の研究業績を、さらに動力学的な面からも発展せしめるため、歩行中の筋活動を筋電図を用いて記録し、バゾグラムと対比させて両者の関係を究明せんとするものである。

II 研 究 方 法

歩行させる被検者25人について、身体5カ所の標識点の上下及び前後の運動要素 ($V-$, H -plane) の経時的な変位をバゾグラフで撮影し、同時に離接床時間 T -plane の表示を行なう。これらと、歩行関連8筋の表面電極誘導筋電図との同期的描記を図る。

III 実験結果ならびに解析の方法

踵の接床から同じ踵の次の接床までを1歩、1周期とし、これを36時点に分割して、各時点における現象を数値的に読みとる。即ちバゾグラムの V -plane では、接床時の下腿外果の位置を基準として各標識点の高さの偏位を求め、 H -plane については、下腿外果の1歩の変化から求めた等速前進運動分を各標識点の前進運動から差し引いて、等速前進面における各点の前後運動として取り扱っている。筋電図については、各筋の記録された干渉波形を、主として各棘点で結んで平滑化し、筋活動量を示すものとする。それぞれの筋の1歩間における最大活動量を100として、各時点における筋活動量を求める。

体幹の運動を論ずるにあたり、被検側の肩峰、腸骨前上棘の動きを半歩だけ位相をずらすことにより、反対側の両標識点の運動とみなし得る。さらに左右両点の中点の運動を求めることが可能である。

IV 解析の結果ならびに考案

本章ではまず体幹の運動について述べる。次いで両腸骨前上棘中点を、歩行運動の基礎である重心の位置とみなし、この点の運動にもとづいて解析した歩行機構について述べる。得られた主

な結果は次のとおりである。

1. 両側肩峰中点はその上下運動 y (cm)、等速前進面における前後運動 x (cm)が近似式

$$y = 1.86 \sin(\omega t + 257)$$

$$x = 0.94 \cos(\omega t + 258)$$

$$\text{ただし } \omega = 360^\circ / T, T = 0.624 \text{ sec} \quad (\text{半歩時間})$$

で表わされる楕円運動を1歩間に2回繰り返す、その長軸が進行方向に 4° 傾いている。

両側腸骨前上棘中点の運動は $y = 1.88 \sin(\omega t + 258) + 0.03 \sin(2\omega t + 298)$

$$x = 1.72 \cos(\omega t + 256) + 0.17 \cos(2\omega t + 220)$$

で表わされ、直径約 4 cm の円に近い運動を行なう。

2. 肩及び骨盤の両中点の運動の違いは、体幹の前後傾きの変化によるものであつて、両楕円の2つの接線のなす角度に相当し、約 2° である。体幹はさらに横傾きや、前後回転を行なうが、特に肩の回転は骨盤のそれより半歩時間おくれ、体幹としてねじれ運動を行なう。
3. 両腸骨前上棘中点を重心の位置とみなし、この運動の力学的評価を行なつて、歩行運動の基礎とみなす。この中点の等速前進面において、2回繰り返される直径 4 cm の円運動を上昇前進、上昇後退、下降前進、下降後退の時相に分けて歩行機構を解析するのが妥当と考える。
4. 骨盤中心円運動の最下点近くで接床する下肢は、上昇前進期の初期において、股関節屈曲肢位で体重と、真上向きの加速度に比例した力の和で身体を支える必要があり、強い下肢筋群の一斉の活動がみられる。上昇後退期に移行すると、下肢がうける身体的支持力は次第に弱まり、筋活動も減弱してくる。円運動の頂点あたりでは、接床下肢は体重以下の支持力が要求されるだけで、体幹の左右のバランスを保持するために必要な骨盤、脊柱筋の活動がこの移行に一致して強まっている。下降後退期に入ると、それまでの身体前進抑制的な動きから、促進的な前進駆動の時期に入る。下降前進期への移行で前進駆動力が最大となり、腓腹筋の活動が強まっている。以後股関節の伸長が増して、一部下肢筋の活動が再び始まり、前半期の円運動を終えて、反対側の接床となる。
5. 接床下肢について、腸骨前上棘と膝関節を結んだ直線は大腿軸とみなし、これを延長して足軸と交叉する点を求めると、これを大腿を通じて足軸に荷重を及ぼす作用点とみなし得る。この交叉点と足底接床点との空間的偏倚が、足関節部の安定をくずす回転モーメントを生じ、これに抗して腓腹筋が活動している。

V 総 括

本章では、前章で得られた解析の結果にもとづいて、歩行の機構について結論的に述べる。即ち、歩行は慣性運動的な等速前進運動に、下肢がその形態と筋活動を巧みに組み合わせ、体重を利用して骨盤中心の円運動をもたらし、体幹が自からそのバランスを保持して行なう能率の良い前進運動であると考えられる。

審 査 結 果 の 要 旨

著者は歩行の形態学的な一連の研究を、さらに動力学的な面からも発展せしめるため、歩行中の筋活動を筋電図を用いて記録し、これをバゾグラムと対比させて両者の関係を究明せんとしたもので、複雑な歩行機構を主としてバゾグラフ H-Plane から誘導した歩行の等速前進面における各標識点の前後運動を体の前進運動から差し引いて、歩行動作時の個々の標識点の動き又は軌跡を解析した点に意義がある。

体幹の運動を論ずるにあたり、被検側の肩峰、腸骨前上棘の動きを半歩だけ位相をずらすことにより、反対側の両標識点の運動とみなし、さらに左右両点間の midpoint の運動を求めて体幹の動きを表示している。

そこで両腸骨前上棘 midpoint を、歩行運動の基礎である重心の近似位置とみなし、この点の運動にもとづいて解析した歩行機構について得られた主な結果、1) 両側肩峰 midpoint はその上下運動 Y (cm)、等速前進面における前後運動 X (cm) が近似式 $Y = 1.86 \sin (wt + 257)$

$$X = 0.94 \cos (wt + 258)$$

$$\text{ただし } w = 360^\circ / T \quad T = 0.624 \text{ sec (半歩時間)}$$

で表わされる楕円運動を 1 歩間に 2 回繰り返す、その長軸が進行方向に 4° 傾いていること、両側腸骨前上棘 midpoint の運動は

$$Y = 1.88 \sin (wt + 258) + 0.03 \sin (2wt + 298)$$

$$X = 1.72 \cos (wt + 256) + 0.17 \cos (2wt + 220)$$

で表わされる円運動に近い楕円運動を行なうことを認めた。体幹はさらに横傾きや、前後回転を行なうが、特に肩の回転は骨盤のそれより $\frac{1}{4}$ 歩時間おくれ、体幹としてのねじれ運動を行なうことを知った。これらに EMG による動力学的評価を加え、骨盤中心円運動の最下点近くで接床する下肢は、上昇前進期の初期において、股関節屈曲肢位で体重と、真上向きの加速度に比例した力の和で身体を支える必要があり、強い下肢筋群の一斉の活動がみられ、上昇後退期に移行すると、下肢がうける身体の支持力は次第に弱まり、筋活動も減弱、円運動の頂点あたりでは、接床下肢は体重以下の支持力が要求されるだけで、体幹の左右のバランスを保持するために必要な骨盤、脊柱筋の活動がこの移行に一致して強まっている。下降後退期に入ると、促進的な前進駆動に入る。下降前進期への移行で前進駆動力が最大となり、腓腹筋の活動が強まっている。以後股関節の伸展が増して、一部下肢筋の活動が再び始まり、前半期の円運動を終えて、反対側の接床となる。

以上から、著者は歩行は慣性運動的な等速前進運動に、下肢がその形態と筋活動を巧みに組み合わせ、体重を利用して骨盤中心の円運動をもたらす、体幹が自からそのバランスを保持して行なう能率の良い前進運動であると推論、本研究は十分学位に値するものと認める。