妊婦歩行に関する考察

――床反力からみた特徴について――

青　山　宏　樹
中　尾　美喜夫
楠　本　秀　忠

１．は　じ　め　に

妊娠に伴う腰痛は，多くの妊婦が経験する症状のひとつである。これまでの研究においても，妊娠中あるいは分娩後の腰痛に関する報告が数多く見られる。一般的に妊婦の腰痛は腰椎由来と骨盤由来とに分類される[１]。腰椎由来の腰痛は，体型変化により腰椎前弯を来たすことが原因で起こり，骨盤由来の腰痛は，リラキシンホルモン作用による関節構成靱帯の弛緩が原因で，異常可動性を来たし痛みが誘発されると考えられている[２][３]。ここでは腰背部痛（low back pain）と骨盤痛（posterior pelvic pain）を総称して，腰痛と表記するものとする。

Fast ら[４]は出産直後の女性200名のインタビュー結果から，その56％が妊娠中に腰痛に苦しんだことを報告している。Sturesson ら[５]は，338名の妊婦を対象に，Mousavi ら[６]は325名の妊婦を対象にアンケートを行い，それぞれ妊婦の51％，49.5％がなんらかの腰痛を持っていたことを示している。国内での研究においても，質問紙を用いて調査した榊原[２]は妊婦769名を対象に，面接調査を行った村井ら[３]は妊婦108名を対象とし，それぞれ56.7％，78.9％の妊婦が腰痛を呈したことを報告している。このように国内外を問わず，約半数あるいはそれ以上の妊婦が腰痛を訴えているのが現状である。

一方，妊婦の運動の重要性を指摘した文献も多い。中井ら[７]は，妊婦が行うスポーツの目的には，妊娠中の運動不足の解消，体力の維持，持久力の獲得，肥満の予防といった身体的なものと，他の妊婦との接触，会話による気分転換，情報収集などの精神的なものがあると述べている。アメリカスポーツ医学協会（ACSM)[８]は2000年に，ウォーキング，ジョギング，低強度のエアロビクス等の定期的な荷重運動（weight-bearing exercise）は，妊婦の健康を促進し，胎児の成長を阻害することなく母体の体重増加を抑制し，分娩後の回復を早めるという観点から荷重運動を奨励している。Martens ら[９]は，その総説において，運動は自尊心を高め，筋機能を向上させ，筋肉痛と疲労を軽減すること，特に，妊娠中のエクササイズは，正常な合併症のない妊娠において，母親および胎児の両方に利益をもたらすことを明記している。また儀間ら[10]は，初産婦で自然分娩例57名を対象とし，運動の実施強度により１～６点の６群に分け，運動と分娩所要時間との関連を検討し

た。その結果，運動群の分娩第１期所要時間（393±198分）は，非運動群のそれ（640±428分）より有意に短縮していたことから，運動によって分娩第１期所要時間が短縮されることは，産後の疲労を軽減し，産後の早期回復にもつながることを示唆した。

実際に妊婦が運動を行う際もっとも注意すべき点は，運動の種類，強度や頻度であり，運動が母子に与えるリスク管理であると言っても過言ではない。これまでの研究で妊娠中の運動の安全性に関する報告は多い。越野[11]は，妊娠中エアロビクスダンスを行った520例中23例（4.4％）が独自の基準に基づき中止となったが，運動を中止することでその23例中19例は正期産となり，運動を継続していた妊婦の自然早産率は2.4％であったことを示した。また妊婦水泳の検討では614例中42例（７％）で中止となり，そのうち84.4％が正期産で，水泳継続群では3.6％の早産率であったことを示した。それらの結果から，運動を行った妊婦の早産率は，一般に知られている自然早産率３～４％とほぼ同等であったと述べている。朝倉ら[12]は，妊婦の運動時の胎児の安全性確認のため，妊娠34週から40週までの妊婦21名を対象に，一定の運動強度のエアロビクスダンスを20分間行わせることによって生じる妊婦および臍帯の血行動態変化を超音波パルスドプラによって検討した。その結果，妊婦大腿動脈の血流量は増加したが，外頚動脈や子宮動脈での血行動態に変化はなかった。彼らはそれらの結果から，69％最大心拍数程度の運動では子宮，胎盤の血行は維持され，運動中の胎児の安全性が損なわれるものではないことを示した。中井ら[13]は，妊娠30週から36週の正常妊婦31名を対象に，運動に伴う胎児心拍数（fatal heart rate: FHR）増加が心機能に与える影響を検討した。音響刺激試験（vibro acoustic stimulation test: VAST）の際出現する FHR 増加による胎児心機能変化を運動前後で比較した結果，運動を最大酸素消費量の60％，母体心拍数150 bpm までの強度にとどめると，胎児低酸素症を示唆する頻脈，徐脈などの異常心拍パターンは出現しないと報告している。以上のように，正常な合併症のない妊婦が行う身体活動が流産や未熟児出産，胎児の発達不良，骨格筋系障害を引き起こしたという報告はない[８][14]。

以上のことから，妊婦の運動は安全性が示され，推奨されているが，腰痛に悩む妊婦は多く，妊婦において運動と腰痛との関係が明らかにされていないのが実情である。その一方で，一般的な妊婦の十分な運動量が確保されていないという報告もある。Petersen ら[15]は，アメリカ疾病管理予防センターが運営する国内データ収集システムである Behavioral Risk Factor Surveillance System（BRFSS）が1994，1996，1998，2000年度に行った推奨身体活動評価のデータを用いて，18歳から44歳までの150,259名の女性（妊婦6,528名，非妊婦143,731名）を対象に，身体活動について横断的調査を行った。妊婦に比べ非妊婦のほうが活動的であったという結果から，女性は妊娠によって身体活動量や頻度が低下することを示した。

妊婦が行う運動様式とプログラムの選択は，主として妊娠前の女性の体力レベルに依存しており，妊娠中の運動の目標は体力の向上ではなく，体力の低下を最小限に抑えることにあると言われている[９]。アメリカ産婦人科協会（ACOG）が2002年に発表した妊娠中および分娩後の運動に関する新たなガイドラインでは，非妊婦における体力向上および維

持のための運動処方同様，妊婦においても心肺系と筋骨格系の状態を高める要素が含まれるべきであることを指摘している。その中で有酸素運動としては，ウォーキング，ハイキング，ジョギング（ランニング），エアロビクスダンス，水泳，サイクリング，ボート漕ぎ，クロス・カントリー・スキー，スケート，ダンス，縄跳び等が挙げられている。中でもウォーキングや自転車は，もっとも簡便に定量化することができるため，特に有用であるとされている[16]。妊婦にとってウォーキングは，その運動強度，安全性，簡便性等から，日常生活でもっとも取り入れやすい適度な運動であると考えられる。前述の BRFSS の調査[15]でも，妊婦の52%，非妊婦の45%がウォーキングを行っており，ウォーキングがもっとも一般的な活動であることを示している。

妊婦の歩行に関する報告を見ると，Foti らは[17]妊娠後期と分娩１年後の15名の女性を対象に歩行分析を行った。三次元動作分析装置と同期させた60 Hz のビデオカメラ，床反力計一枚を使用し，被験者が約12メートルの距離を任意の速度で歩いた際の下肢の運動学および運動力学データを収集した。その結果，歩行中の最大骨盤前傾角度は妊娠中平均４度の増加が見られたこと，妊娠中では歩調の増加が見られたこと，両脚支持期が長くなり片脚支持期が短くなること，さらに両脚支持期における骨盤幅と両側足関節の距離が有意に増加する，つまり股関節内転モーメントが増加していることを報告している。彼らはそれらの結果から，妊娠中の歩行においては股関節外転・伸展，足関節底屈筋群の活動増加が必要であると結論した。Bird ら[18]は，25名の妊婦を対象に，カラーパウダーを敷いた５メートルの歩行路で歩行した足跡を分析し，歩隔の増加を観察した。妊娠は大腿部への重量増加を生み股関節が外転位を強いられるため，歩隔の増加は，妊婦にとって身体の平衡を保つ有効な戦略であると説明した。また，Nyska ら[19]は，28名の妊婦と28名の非妊婦の歩行を足圧測定板を用いて比較分析し，５メートルの歩行路を自然なスピードで歩いたときの足圧分布から，妊婦では外側および後方足部での荷重増加が見られることを示した。妊婦歩行の床反力に着目した Lymbery ら[20]は，13名の妊婦で妊娠38週時と産後８週時の自然歩行を比較した結果，妊娠後期において，歩隔の増大と前額面の床反力の内側方向への増加が見られたこと，また立脚相を通じて足圧中心はより外側にあることを見いだした。彼らは，内側方向の床反力の増大は増加した体重の横方向への動きをコントロールするためであると推察した。これらの研究は，妊婦歩行が非妊婦の歩行と比較して，運動学・運動力学的諸要素およびアライメントにおいて，明らかに差異があることを示している。妊娠時の歩隔の増大や両脚支持期の延長は，妊婦歩行の特性を示していると考えられる。

妊婦が腰痛を起こさずウォーキングを行うためにも，より多くの妊婦歩行に関する基礎的データの蓄積が必要であると考えられる。しかし，妊婦歩行の特徴や腰痛との関連性について運動学や運動力学の立場から検討された報告は十分ではない。特に妊婦歩行における床反力について詳細に検討されたものは少ない。そこで我々は，妊婦に自由歩行を行わせ，その際の床反力の応答を記録し，非妊婦と比較することによって妊婦歩行の特徴を明らかにすることを目的として，研究に着手した。

２．方　　法

2.1　被験者

表１．被験者の年齢，体重，身長

sub	非妊婦	擬似妊婦	妊婦Ⅰ	妊婦Ⅱ	妊婦Ⅲ
Age	20.3±3.8	24.0±4.8	32	32	26
Height	158.3±5.8	159.9±3.9	146.5	152	172
Mass	53.1±6.7	57.3±5.7	50.5	56	73.8

非妊婦（18名），擬似妊婦（７名）については mean±SD で示す

被験者の年齢，体重，身長を表１に示した。被験者は非妊婦18名（平均年齢20.3±3.8歳，平均身長158.3±5.8 cm，平均体重53.1±6.7 kg）と妊婦３名（妊娠８～９ヶ月目）を用いた。さらに，非妊婦のうち７名について，腹部に５kg の錘を取り付け，妊娠時における身体への負担を再現した（平均年齢24.0±4.8歳，平均身長159.9±3.9 cm，平均体重57.3±5.7 kg）。ここでは擬似妊婦と呼ぶ（写真１）。被験者の健康状態はいずれも良好であり，妊婦３名は腰痛を有していなかった。実験に先立って被験者には研究の趣旨を十分に説明し，実験に参加することに同意を得た。



写真１．擬似妊婦

2.2　実験方法

被験者に37個の光学マーカーを両面テープで貼付し，約６メートルの歩行路を歩かせた。被験者には動きを束縛しない程度の伸縮性の強いスポーツウエアとスポーツタイツ（ミズノ社製）を着衣させ，衣服によってマーカーがカメラから隠れることを防いだ。マーカーの位置データは赤外線カメラ６台で三次元動作解析装置（Oxford Metrics 社製 Vicon 460・周波数60 Hz）を用いて記録した。床反力データは２枚のフォースプレートを（日本キスラー株式会社製・周波数120 Hz）を用い，Work station 4.5 に位置データを同期させて収録した。また，ビデオカメラ（Sony 社製 Handycam DCR TRV 950）をこれらのデータ

と同期させ，被験者の動きをモニターした。

被験者には，普段歩いている通りに歩くように指示し，これをここでは自由歩行とした。各被験者には，左踵接地が一枚目のフォースプレート内に収まるように，何度か練習させた後，３～４回の収録を行った。

2.3　分析方法

収集された位置データ並びに床反力データは，一枚目のフォースプレート内での左踵接地から 4 step 後の右踵接地で切り取り，歩き始め・歩き終わりのデータは削除した。Vicon 460 の Work station 4.5 によって取り込まれた各位置データを用いて，歩調，歩行速度，ストライド長，各歩行位相時間（立脚相，遊脚相，両脚・片脚支持期）および床反力データが算出された。

算出されたデータを表計算ソフト Excel に取り込み，各グループの歩容を比較した。被験者数の多い非妊婦，擬似妊婦の各データは，両者を比較し差異の有無を見るために，t 検定を用いて統計処理し，危険率５％未満を有意とした。

3．結　　果

3.1　歩行速度

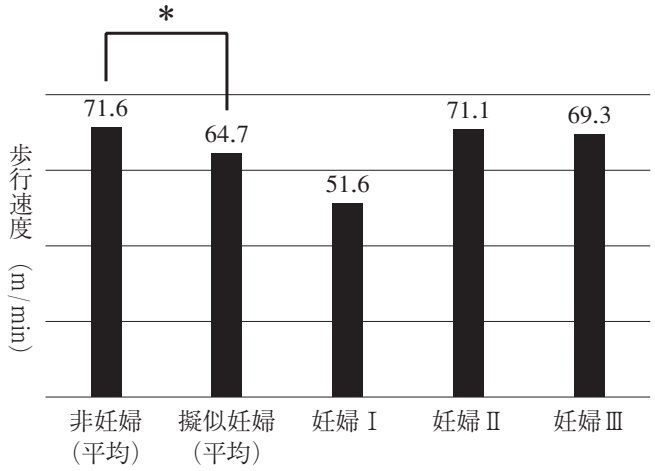

図１．自由歩行における非妊婦，擬似妊婦，妊婦の歩行速度

（*: P＜0.05）非妊婦，擬似妊婦は平均値で示す

図１は非妊婦，擬似妊婦，妊婦Ⅰ，妊婦Ⅱ，妊婦Ⅲの自由歩行における歩行速度（m/min）を示している。いずれも４歩の歩行中の左右２歩分を平均した。非妊婦，擬似妊婦については各被験者の平均値で示した。

図１に示したように，非妊婦に比べ擬似妊婦の方が，歩行速度が有意に遅かった（P＜0.05）。各妊婦では被験者間でばらつきが見られたが，いずれも非妊婦よりも遅い傾向を示した。

また非妊婦，擬似妊婦の間で，歩調における有意差は見られなかった。

3.2　ストライド長／身長

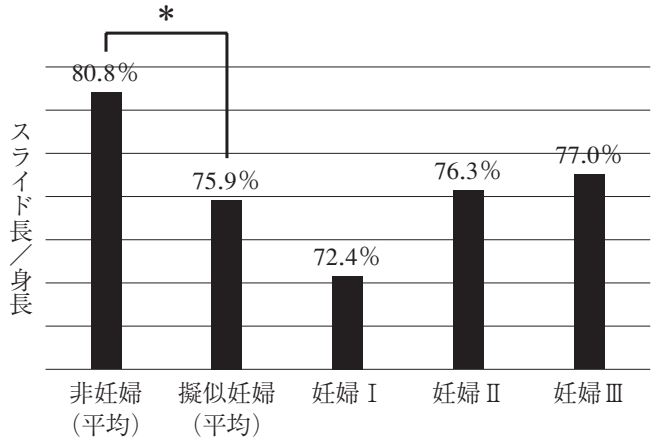

図２．自由歩行における非妊婦，擬似妊婦，妊婦のストライド長／身長

（*: P＜0.05）非妊婦，擬似妊婦は平均値で示す

図２は非妊婦，擬似妊婦，妊婦Ⅰ，妊婦Ⅱ，妊婦Ⅲの自由歩行におけるストライド長／身長を示している。身長差をなくすため，１歩目の左踵接地から３歩目の左踵接地までのストライド長を身長で除した身長比として示した。歩行速度と同様，非妊婦，擬似妊婦については各被験者の平均値で示した。

図２に示したように，非妊婦と比べ擬似妊婦の方が，ストライド長／身長が有意に小さかった（P＜0.05）。各妊婦においても，擬似妊婦に近い値が示され，非妊婦と比してストライド長／身長が小さくなる傾向が見られた。

3.3　各歩行位相時間の占める割合

図３は非妊婦，擬似妊婦，妊婦Ⅰ，妊婦Ⅱ，妊婦Ⅲの自由歩行における各歩行位相時間の占める割合を示している。一歩行周期（ストライド）での立脚相，遊脚相（片脚支持期），両脚支持期の時間をパーセンテージで示した。非妊婦，擬似妊婦については各被験者の平均値である。

図３に示したように，非妊婦と比べ擬似妊婦の方が，立脚相・両脚支持期が有意に長く，遊脚相・片脚支持期が有意に短かった（P＜0.05）。各妊婦では擬似妊婦とほぼ同様の傾向が見られた。

3.4　床反力

図４は非妊婦および擬似妊婦における一歩行周期の床反力前後分力の一例である。プラスが前方，マイナスが後方への床反力を示している。単位はニュートン（N）で得られた

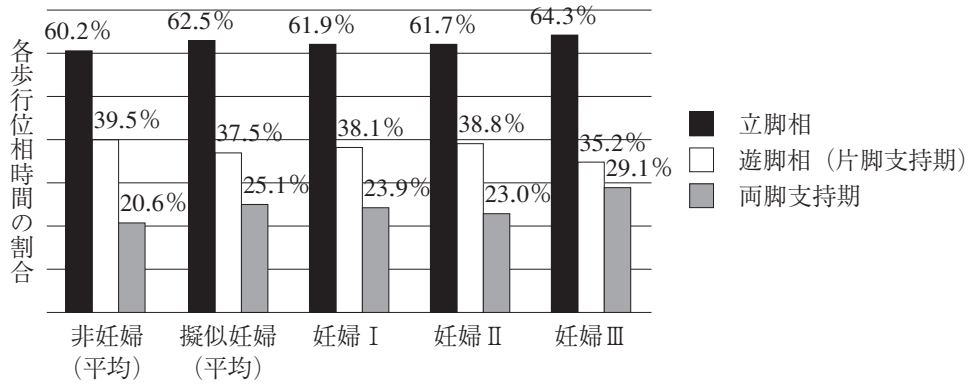

図３．歩行周期における立脚相，遊脚相（片脚支持期），両脚支持期の占める割合

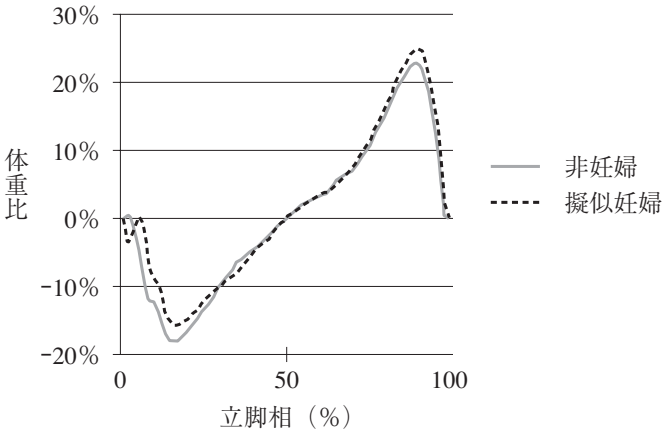

図４．非妊婦と擬似妊婦における床反力前後分力の代表例

床反力前後分力の最大値を9.81で割り，さらに各被験者の体重比で表わすことにより比較した。この例では，前方への床反力はほぼ同等であるが，後方への床反力は非妊婦に比して，擬似妊婦において小さいことを示している。図５は，後方への床反力の最大値を各グループについて示した。その結果，擬似妊婦（体重比平均15.5%）の方が非妊婦（体重比平均18.4%）より，後方への床反力が有意に小さかった（$P<0.05$）。前方への床反力には有意差がなかった。妊婦の後方床反力最大値の体重比はそれぞれ12.1%，19.4%，15.3%と，ばらつきが見られた。

図６は非妊婦および擬似妊婦における床反力垂直分力の一例である。それぞれ上述した方法で，体重比として示した。両者には２つの峰が認められた。ここでは，最初に出現する峰を第１主峰，次に現れる峰を第２主峰と呼ぶ。いずれの主峰も非妊婦に比して擬似妊婦において低いことが分かる。そこで，２つの主峰のうち第１主峰における各被験者の最大値を取り出し比較したものが図７である。非妊婦（110.8%）に比べ擬似妊婦（104.0%）

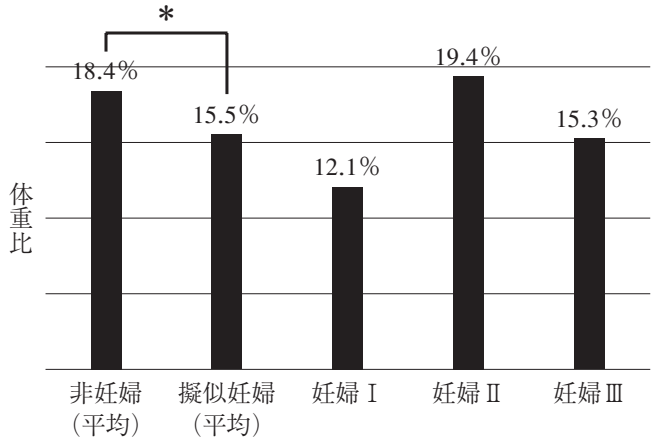

図５．非妊婦，擬似妊婦，妊婦の後方床反力最大値

（*: P＜0.05）非妊婦，擬似妊婦は平均値で示す

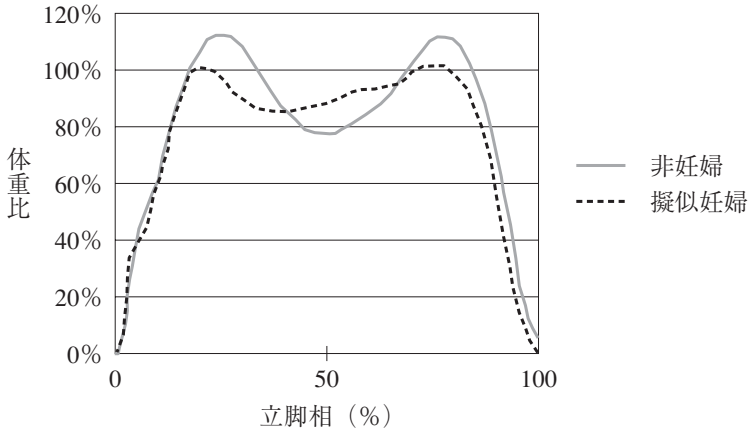

図６．非妊婦と擬似妊婦における床反力垂直分力の代表例

の方が，有意に小さかった（P＜0.05）。第２主峰については有意差が見られなかった。妊婦の床反力垂直分力第１主峰体重比はそれぞれ，102.2%，107.9%，111.8%と，ばらつきが見られた。

床反力側方分力について示したものが図８である。縦軸はニュートン（N），横軸は片側立脚相の百分率を示している。床反力側方分力では，非妊婦と擬似妊婦との間に有意な差を見い出すことはできなかった。しかし，側方分力の過渡応答には，図８の（A）～（E）に示すように，５つ程度のパターンに分類できる傾向を示した。ここではこれらを（A）２峰性，（B）３峰性，（C）多峰性，（D）釣鐘型，（E）後半消失型と名付けた。妊婦においても同様の傾向が認められた。

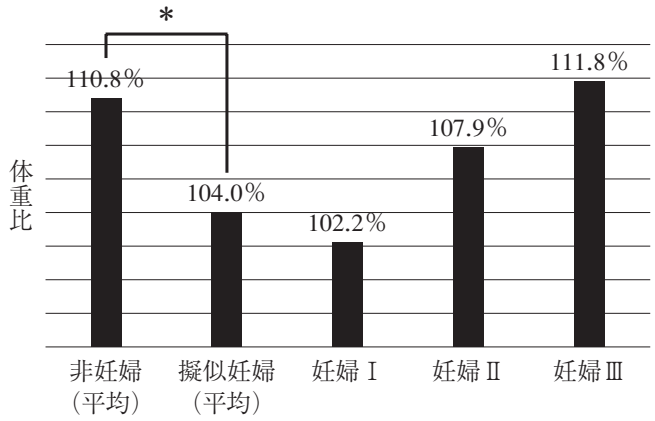

図７．非妊婦，擬似妊婦，妊婦の床反力垂直分力第１主峰最大値

（*: P＜0.05）非妊婦，擬似妊婦は平均値で示す

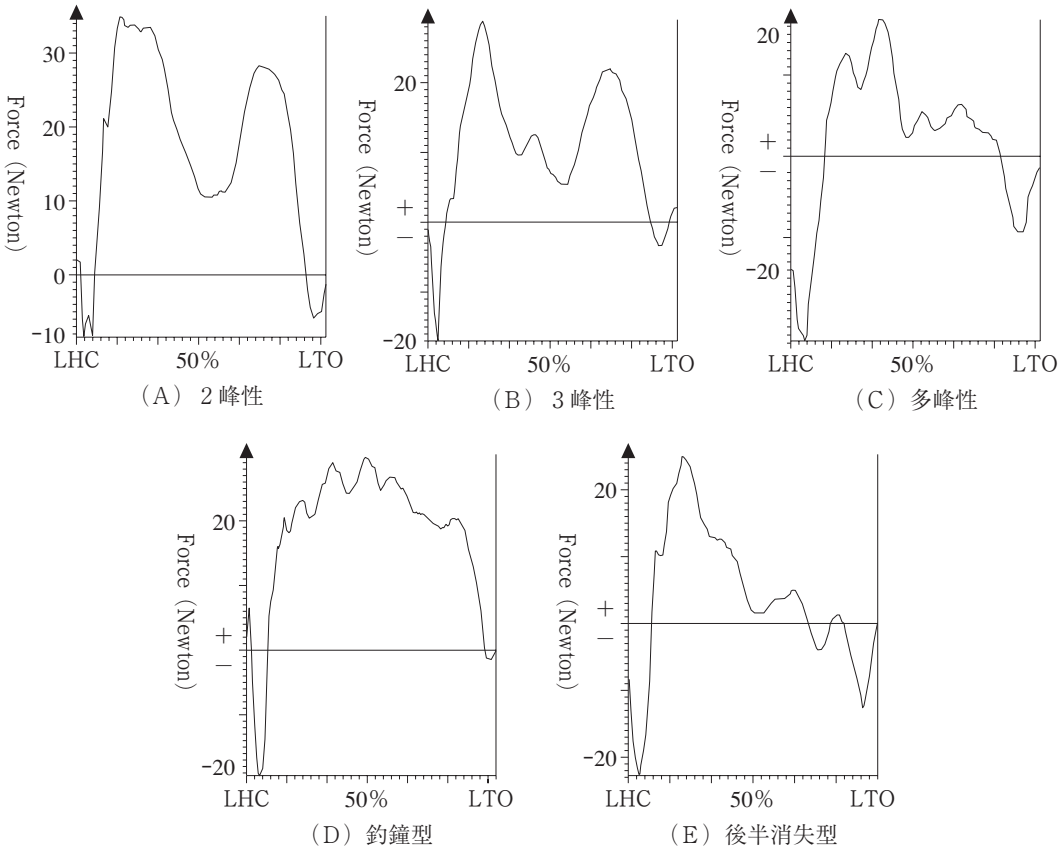

図８．床反力側方分力の分類

プラスが内側，マイナスが外側方向の力を示す
LHC: left heel contact, LTO; left toe off.

４．検　　討

今回は非妊婦，擬似妊婦，妊婦の自由歩行について，床反力計並びに三次元動作解析装置を用いて計測し，歩調，歩行速度，ストライド長／身長，各歩行位相時間の占める割合（立脚相，遊脚相，両脚・片脚支持期）および床反力データを比較した。その結果，（１）歩行速度およびストライド長／身長，（２）各歩行位相時間の占める割合，（３）前後・垂直方向での床反力において違いが見られた。これらの点について検討を加える。

（１）歩行速度およびストライド長／身長について

歩行速度およびストライド長／身長について，非妊婦と比べ，擬似妊婦の方が有意に短く，妊婦においても非妊婦より短い傾向にあった。歩行速度に関しては擬似妊婦の方が非妊婦よりも有意に遅く，歩調には有意差がなかった。妊婦についてもほぼ同様の傾向が見られた。つまり擬似妊婦では，歩調は変わらずストライド長が短くなったため，歩行速度が低下した，と考えられる。このように歩幅を狭くして前進するという歩容は，妊婦に限らず肥満者や高齢者の歩行においてもみられる特徴である。Spyropoulos ら[21]は，12名の肥満者（理想体重を70～99％上回る者）の15メートル自然歩行を，50 Hz の高速16 mm カメラで撮影し分析した結果，肥満者は非肥満者より歩行速度が遅く，ストライド長が短いと報告している。また Murray ら[22]は，20歳から87歳の64名の健常者を対象とし，自然歩行および速歩時の動きを連続写真で観察，分析した。その結果，自然歩行・速歩において高齢者のグループは有意に歩行速度が遅く，ストライド長が短かったこと，65歳未満の被験者の平均ストライド長は身長の89％，65歳以上の被験者の平均ストライド長は身長の79％であったことを報告している。彼らの高齢者歩行に関する報告は，今回我々が得た非妊婦平均ストライド長／身長80.8％と，擬似妊婦の75.9％の関係と類似している。妊婦歩行速度について筒井ら[23]は，妊婦７名と非妊娠女性５名を対象に，トレッドミル歩行で速度モニターを見ずにもっとも快適と感じられる速度をリモートコントローラーにて選定し，妊婦の至適歩行速度について検討を行った。その結果，妊婦の主観的至適歩行速度は，平均64.6±6.7 m/min で，対照群の75.7±8.0 m/min に比して有意に低い値を示したことを報告している。今回の我々が得た歩行速度は，擬似妊婦平均64.7±5.0 m/min および非妊婦平均71.6±5.7 m/min であり，筒井らの結果は，我々の結果を支持する。さらに，妊婦３名の歩行速度はそれぞれ51.6，71.1，69.3 m/min と，いずれも非妊婦の平均値よりも低い傾向を示した。しかし今回はサンプル数が少なく，妊婦のみのデータからその傾向を述べることは危険であり，今後被験者数を増やして検討する必要がある。このような歩行速度の低下，ストライド長／身長の短縮という現象は，Bird ら[18]や Lymbery ら[20]が示唆したように，移動時の安定性を保つための代償機構であるとする考え方を支持するものであると考えられる。

（2）各歩行位相時間の占める割合について

次に，歩行周期における各歩行位相時間の占める割合について，非妊婦と比べ擬似妊婦では，立脚相および両脚支持期が有意に長く，遊脚相および片脚支持期が有意に短かった。妊婦についても同様の傾向を示した。妊婦の歩行分析を行った Foti ら[17]や肥満者の歩行分析を行った Spyropoulos ら[21]，また高齢者の歩行分析を行った Murray ら[22]は，彼らの被験者が，健常成人に比して両脚支持期が長くなり，片脚支持期が短くなったという結果を報告している。ストライド長／身長と歩行位相時間の占める割合は相互に影響を与えるため，ストライド長／身長が短かったこと，両脚支持期が延長し片脚支持期が短縮したことは，運動学的に矛盾しない結果である。その原因に関して Foti ら[17]は，増加した体重を片脚で支持する時間をできるだけ減少させようとする代償であると考え，Spyropoulos ら[21]は，バランス能力低下に対する代償行為であるとしている。また Murray ら[22]は，単脚支持期の割合の減少は，短い歩幅と不安定な期間を少なくする努力の反映と考えた。妊婦の体重は妊娠全期を通して10～12 kg 程度増加するといわれており[2][17][19]，妊婦の身体重心は妊娠経過に伴い腹壁が突出することにより前方へ移動し，過度な重心の前方移動を抑制するために体幹を後傾させることが一般的な妊婦の姿勢変化として知られている[24]。田中ら[25]は，51名の妊婦を対象とし，妊娠27.5週時と産後6か月時の2回に，重心位置，腰背部の湾曲度，四肢・腹部の全9個所の皮下脂肪厚と筋厚を測定した。その結果，妊婦の直立時の重心位置は足長に対して踵から34.6％で，一般成人の47％より12.4％後方にあり，産後6か月で38.2％と3.6％前方に戻ったこと，また，前傾時の重心位置は71.6％，後傾時は18.3％で，全安定域は53.3％となり，一般成人の58％より減少し，産後は前傾角度の増大により全安定域は約10％増加し，一般成人値に戻ったことを報告している。このことから，妊婦は腹部重量のため体幹を前傾して姿勢を保持することが困難であり，重心位置のコントロール能力において，一般成人と比べ拙劣であると考えられる。今回我々は非妊婦に錘を負荷することによって身体の前後方向の重心位置を変化させた。そのため擬似妊婦においては，日常とは異なるバランスの安定が求められたものと推察される。この様な下で得られた今回の擬似妊婦の結果は，片脚支持でのバランス能力の低下を補償するための適応の作用であると解することができる。

（3）床反力について

床反力に関して，非妊婦と比べ擬似妊婦は，後方分力および垂直分力第1主峰が有意に小さかった。歩行中床反力の前後分力は踵接地期に制動力として後ろ向きに働き，片脚支持期になるとき最大となり，また垂直分力は2つの主峰をもち，いずれも体重を超える大きな力となり，第1の主峰は初期の身体を上方に加速するとき，第2の主峰は下方に減速するときに起こると言われている[26]。石田ら[27]は，65歳以上の高齢者を対象に，1994年，1997年，2000年にそれぞれ373名，251名，344名の歩行時垂直分力床反力パターン，UP & GO テスト，踵骨 stiffness 値を分析した。その結果，床反力の垂直分力評価では，約6割の高齢者に2峰性の消失が認められ，床反力垂直分力で2峰性を示した症例は，非

２峰性の症例と比べ，有意に歩幅が大きかったことを報告している。また，歩行が速くなり歩幅と歩調が大きくなると，垂直分力では第１の主峰が高くなり，谷が深くなり，第２の主峰は相対的に低くなり，前後分力もそれぞれの峰が高くなると言われている[26]。このように歩行速度や歩幅と床反力との関係を示したこれらの報告は，ストライド長／身長が大きく歩行速度の速かった非妊婦の方が，擬似妊婦に比して垂直分力第１主峰および後方分力が大きかったという我々の結果を支持するものと考えられる。ただし妊婦３名の被験者では，歩行速度においてもばらつきが見られたため，前後分力および垂直分力の第１主峰における妊婦歩行の特異的な傾向を見い出すことはできなかった。この点に関して，今後被験者数を増やして検討する必要がある。

床反力側方分力に関しては，各被験者において様々なパターンが出現し，非妊婦，擬似妊婦，妊婦の特徴的な差異は見られなかった。一般的な床反力側方分力のパターンとしては，最初の両脚支持期で外向きから内向きに転じ足底接地に至り，片脚支持期の間は内向きに働き，この間の曲線は垂直分力に類似したパターンとなり，２つの極大値とその間に極小値が現れると言われている[26][28]。しかし我々の結果は，外側方向から始まり，次いで内側方向，立脚相の最終付近で再び外側方向を示すパターンはすべての被験者において共通して見られたものの，必ずしも２峰性のパターンを示すものではなかった。内向きに２峰性を示すもの以外に，３峰性，多峰性，釣鐘型，後半消失型など，タイプ別に分類してもそのパターンは多岐にわたった（図８）。以下に，この現象について検討を加える。

もし，歩行速度の違いが床反力側方分力に影響を与えているとするなら，歩行速度が速ければ，前方への加速度が増し側方の揺れは減少し，逆に歩行速度が遅ければ，片脚支持期での安定性が低下するため，床反力側方分力は３峰性あるいは多峰性を示すものと考えられる。そこで我々は，純粋に歩行速度の違いによる床反力側方分力への影響を検討するため，追加実験を行った。被験者は，本実験に参加した非妊婦18名，擬似妊婦７名とした。歩調が１分間あたりそれぞれ80回，120回になるようにメトロノームで規定した歩行を行わせ，本実験と同様の測定条件でデータを記録した。ここではその歩行をそれぞれ，80テンポ歩行，120テンポ歩行とする。その結果，80テンポ歩行で３峰性あるいは多峰性を示した被験者が，120テンポ歩行で２峰性を示した例もあったが，その逆の例もあり，さらにはパターンが変化しないもの，無秩序に変化するものも混在した。この結果から，歩行速度の違いが床反力側方分力に一定の影響を与えたとは考え難い。上述したように，歩行速度の低下，ストライド長／身長の短縮が移動時の安定性を保つための代償機構であったとしても，床反力側方分力においてはなおバリエーションが存在すると考えられる。

次に，歩行中の股関節外旋角度の違いが床反力側方分力に影響を与えていることが考えられる。Murray ら[29]は，20～25歳，30～35歳，40～45歳，50～55歳，60～65歳の５つのグループに分けた60名の男性被験者を対象に，自由歩行について連続写真を記録した。その結果，60～65歳の被験者の歩行では年齢の若い被験者と比べ，有意に歩幅・ストライド長の減少がみられ，足尖をより外側に向ける傾向が見られたことを示した。また，同一被験者による繰り返しの歩行において，立脚・遊脚相，両脚支持期は同じような結果が得

られ，歩幅，ストライド長，歩隔も安定して似た結果が出るが，足部の角度においては，バリエーションが豊富であると述べている。立脚中期での膝関節はもっとも伸展し，足底は床面に全面接地している[29]ため，矢状軸すなわち進行方向に対して足尖がどれだけ外側へ向いているかは，股関節の外旋角度に影響される。進行方向に対する足部の向き，すなわち股関節の回旋角度が異なれば，床反力側方分力になんらかの影響を及ぼすと考えられる。ただし Murray ら[29]が指摘したように，足部の角度においては同一被験者においても歩行ごとに安定していない可能性があり，その不定要素が今回我々の得た床反力側方分力のバリエーションに影響しているのかもしれない。今後さらに詳細な検討のためには，床反力のみならず，歩行中の関節角度変化との対応を吟味する必要がある。

第三に，足底にかかる圧分布の動的な変化が床反力側方分力に影響を与えることも考えられる。圧分布を測定するには，ガラス歩行板上に圧変形をするゴムマットを敷いた足圧痕測定装置などを利用する方法があり，それは床反力測定と同じく運動力学的な解析法である[26]。牧川ら[30]は，20～30代の17名の被験者を対象に，ガラス板（60×40 cm^2）の上面にピラミット状の突起（底面 5×5 mm^2）をもったシリコンゴムを敷いた4.4×1.4 m^2 の歩行台を歩かせることで，足底にかかる圧分布の動的な変化を測定した。その結果，被験者全員に共通したパターンとして，踵が接床し，次に前足部の外側の第５中足骨頭付近が接床し，踵にかかる圧が減少するのと並行して前足部内側，特に第１，２中足骨頭付近の圧が上昇し，ついで足指が接床し，踵が離床し，蹴り出し力最大期にほぼ一致して前足部内側，母指の荷重圧が最大となり，前足部が離床し，最後に足指が離床することを示した。彼らは，荷重部位は踵→前足部→母指の順序で移動するが，特に前足部では荷重部位は外側から一度内側に回り込むことを示した。この見解と床反力側方分力とを対応させると，踵接地した瞬間に床反力側方分力は外側方向を示し，荷重部位が第５中足骨頭付近へ移動する間内側方向を示し，前足部で外側から内側への荷重部位の移動に伴い，再度外側方向を示すと考えられる。今回バリエーションが顕著であったのは，片脚支持期における内側方向の床反力であった。足圧分布の動的変化では，荷重部位が踵部から前足部内側へ移行する時期が片脚支持期に対応する。この時期の変化に影響を及ぼす要因としては，上述した進行方向に対する足尖の向き，すなわち股関節外旋角度と，その他足部の骨格構造が考えられる。ヒトの足部には外側，内側縦アーチ，前足部の横アーチが存在するとされている[26]。扁平足は縦アーチの低下した足部の形状を指すが，小学校男子398名，女子438名，中学校男子296名，女子299名の計1431名の児童生徒の４年間における扁平足の変化を調査した武山ら[31]は，小学校１年生では約半数近くが扁平足であり，学年が上がるに従って漸次減少し，中学校２年生では男子14.3％，女子11.8％が扁平足であったと報告している。三秋ら[32]は，健常女性20名を対象に，足アーチ高率（舟状骨高／足長×100）を測定し，足アーチ高率が11％以下の低い群，11～15％の中等度群，15％以上の高い群の３群に分け，静的立位でのそれぞれの内外側方向における足圧中心位置を比較した。足アーチ高率の低い群は20名中４名で，扁平足が健常成人においても稀ではないことを示している。その結果，彼らは足圧中心位置は，足アーチ高率の低い群および中等度群が高い群

と比較して有意に内側へ偏倚していたことを示した。このように，足アーチ高率の違いが静的立位における足圧中心位置に影響を及ぼすことから，足部の骨格構造が歩行中の足圧分布の動的変化にも影響を与えると考えるのは妥当である。つまり床反力側方分力に見られるバリエーションは，各被験者の足部骨格構造にも起因すると考えられる。

Nyska ら[19]は，妊婦歩行における外側足部での荷重増加がみられたことを示したが，我々の得た床反力側方分力の結果からはそのような傾向が見られなかった。今後妊婦の被験者数を増やす必要はあるが，床反力側方分力に関しては非妊婦においてもバリエーションが存在したという結果は，床反力の前後および垂直分力のように定型的なパターンでは説明しきれない個人差があることが示唆される。片脚支持期では，一側の足幅の狭い支持基底面の中で左右へのバランス制御を行っており，その床反力は体重比の2.4～10.2％と，前後および垂直分力と比較して微小な力であった。そのため，歩行時のわずかな変化が床反力側方分力のパターンを変えうると考えられ，歩行中の前額面の特徴を床反力側方分力だけで示すのは困難であったと思われる。その特徴を明らかにするには，上述したように股関節外旋角度や足尖の向き，あるいは足アーチ高率のような足部の骨格構造や足圧分布の動的変化などを詳細に検討する必要がある。今回我々は，妊婦あるいは擬似妊婦歩行の特徴を非妊婦と比較することによって明らかにすることを試みたが，床反力側方分力に関しては対照群内での偏差が大きかった。これまでの研究においても，正常歩行における床反力側方分力の詳細なデータは十分でなく，その再検討は今後の新たな課題であると考える。妊婦歩行も正常歩行のバリエーションの一つであると考え，より多くの妊婦歩行に関する基礎的データを蓄積し，その特徴を明らかにしていきたい。

５．結　　語

本研究では，妊婦歩行の特徴を明らかにすることを目的とし，被験者として非妊婦18名，擬似妊婦７名，妊婦３名を用い，それぞれの自由歩行を床反力計および三次元動作解析装置（Vicon 460）を用いて収録した。得られた結果を以下に要約する。

（１）非妊婦と比べ擬似妊婦の方が，ストライド長／身長が有意に（P＜0.05）短くなり，歩行速度が有意に（P＜0.05）遅くなった。妊婦においても同様の傾向が見られた。

（２）非妊婦と比べ擬似妊婦の方が，立脚相・両脚支持期が長く，遊脚相・片脚支持期が有意に（P＜0.05）短かった。妊婦においてもほぼ同様の傾向が見られた。

（３）床反力前後分力において非妊婦と比べ擬似妊婦の方が，後方への床反力が有意に（P＜0.05）小さかった。妊婦においてはばらつきが見られ一定の傾向は見られなかった。

（４）床反力垂直分力において非妊婦と比べ擬似妊婦の方が，第１主峰が有意に（P＜0.05）小さかった。第２主峰では違いは見られなかった。妊婦において一定の傾向は見られなかった。

（５）床反力側方分力において，非妊婦，擬似妊婦，妊婦の違いは見られなかった。その出現パターンによって，いくつかのタイプに分類できることを示した。

（6）以上の結果から，妊婦歩行の特徴として，ストライド長／身長，並びに歩行速度が低下すること，立脚相・両脚支持期が長く，遊脚相・片脚支持期が短くなることが示された。これらのことから，妊婦はより安全で安定した歩行パターンで歩くように歩容を適応させていることが示唆された。

なお，本研究の一部は2007年度大阪経済大学特別研究費の助成を受けて行われた。

引用文献

［1］ 岸田蓄子，若槻明彦（2006）：妊産婦にみられる腰痛とその対策，産婦人科治療，92（2）：152-6.

［2］ 榊原愛子（2006）：妊娠時の腰痛が日常生活動作へ及ぼす影響，理学療法科学，21（3）：249-54.

［3］ 村井みどり，楠見由里子，椎名美博，吉野貴子，伊藤元（2003）：妊婦および褥婦における腰痛の実態調査，理学療法学，30：91.

［4］ Fast A, Shapiro D, Ducommun EJ, Friedmann LW, Bouklas T. Floman Y.（1987）: Low-back pain in pregnancy. Spine. 12（4）: 368-71.

［5］ Sturesson B, Uden G, Uden A.（1997）: Pain pattern in pregnancy and “catching” of the leg in pregnant women with posterior pelvic pain. Spine. 15; 22（16）: 1880-3.

［6］ Mousavi SJ, Parnianpour M, Vleeming A.（2007）: Pregnancy related pelvic girdle pain and low back pain in an Iranian population. Spine. 1; 32（3）: E100-4.

［7］ 中井章人，神戸仁（1999）：運動強度と感情変化――マタニティスポーツが母体感情・精神状態に与える影響について――，臨床スポーツ医学，16（10）：1117-122.

［8］ American College of Sports Medicine（ACSM）（2000）: http://www.acsm.org//AM/Template.cfm?Section=Home_Page, Exercise during pregnancy.

［9］ Martens DL, Hernandez B, Strickland G, Boatwright D.（2006）: Pregnancy and exercise; physiological changes and effects on the mother and fetus. Strength and Conditioning Journal. 28（1）: 78-82.

［10］ 儀間繼子，仲村美津枝，大嶺ふじ子，玉城陽子，宮城万里子（2006）：妊娠中の運動が分娩に及ぼす影響，母子衛生，47（2）：358-64.

［11］ 越野立夫（2003）：妊婦スポーツの安全管理指針，J Nippon Med Sch，70：124-28.

［12］ 朝倉啓文，中井章人，山口稔，越野立夫，荒木勤（1994）：妊婦運動における母体および臍帯動脈の超音波血流速度計測の意義，日産婦誌，46：308-14.

［13］ 中井章人，朝倉啓文，三宅秀彦，越野立夫，荒木勤（1998）：母体運動による胎児心機能変化に関する検討，日産婦誌，50：757-64.

［14］ Jarski RW, Trippett DL.（1990）: The risks and benefits of exercise during pregnancy. J Fam Pract. 30（2）: 185-9.

［15］ Petersen AM., Leet, TL., Brownson RC.（2005）: Correlates of Physical Activity among Pregnant Women in the United States. Medicine & Science in Sports & Exercise. 37（10）: 1748-53.

［16］ Artal R, O’Toole M.（2003）: Guidelines of the American College of Obstetricians and

Gynecologists for exercise during pregnancy and the postpartum period. Br. J. Sports Med. 37: 6-12.

［17］ Foti A, Davids JR, Bagley A.（2000）: A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy. J Bone Joint Surg. 82-A（5）: 625-32.

［18］ Bird AR, Menz HB, Hyde CC.（1999）: The effect of pregnancy on footprint parameters. A prospective investigation. J Am Podiatr Med Assoc. 89（8）: 405-9.

［19］ Nyska M, Sofer D, Porat A, Howard CB, Levi A, Meizner I.（1997）: Planter foot pressures in pregnant women. Isr J Med Sci. 33（2）: 139-46.

［20］ Lymbery JK, Gilleard W.（2005）: The stance phase of walking during late pregnancy: temporospatial and ground reaction force variables. J Am Podiatr Med Assoc. 95（3）: 247-53.

［21］ Spyropoulos P, Pisciotta JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR.（1991）.: Biomechanical gait analysis in obese men. Arch Phys Med Rehabil. 72（13）: 1065-70.

［22］ Murray MP, Kory RC, Clarkson BH.（1969）: Walking patterns in healthy old men. J Gerontol. 24（2）: 169-78.

［23］ 筒井るみ子，宮側敏明，前田如矢（1994）：妊婦の主観的至適歩行速度，体力科學，43（6）：596.

［24］ 武田要，勝平純司，藤沢しげ子（2007）：妊婦の経時的姿勢，運動変化が腰部に与える影響，理学療法科学，22（2）：281-5.

［25］ 田中泰博，小沢治夫，安部孝，藤原勝夫（1994）：妊娠の重心位置からみた姿勢の特徴，46：pp. S-420.

［26］ 中村隆一，齋藤宏，長崎浩（2000）：基礎運動学　第５版，342-45.

［27］ 石田健司，山本博司，川上照彦，谷俊一，高橋敏明（2002）：高齢者の歩行の意義――歩行の量と質――，運動・物理療法，13（2）：106-12.

［28］ 中村隆一　編著，齋藤宏・長崎浩　著（1998）：臨床運動学　第３版，538-46.

［29］ Murray MP, Drought AB, Kory RC.（1964）: Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg Am. 46: 335-60.

［30］ 牧川方昭，武仲善孝，葦原滋，七川歓次，川村次郎（1984）：歩行における足機能の動的評価，バイオメカニズム学会，7：255-64.

［31］ 武山秀，白倉仲助，織田一八，松本紀雄（1961）：脚の研究：扁平足に就て（第４報），体育學研究，6（1）：200.

［32］ 三秋泰一，加藤逸平（2007）：アーチ高率の違いによる内外側方向における足圧中心位置の検討，理学療法科学，22（3）：409-412.