

斜面歩行における股関節・膝関節・ 足関節の角変位の研究

岡山大学医学部整形外科教室（主任：田辺剛造教授）

（指導：武智秀夫助教授）

篠 崎 進 一

（昭和59年4月18日受稿）

Key words : angular displacement
level walking
slope walking

緒 言

平地^{1)~9)} および階段^{10)~14)} における成人の正常歩行は古くから研究されている。しかし、斜面昇降についての研究は、著者の渉猟した限りではあまりみられない。MannとInman(1964)¹⁵⁾ は、斜面歩行時に、足部固有筋を筋電図を用いて研究し報告しているが、下肢関節運動については検討していない。

最近、高橋¹⁶⁾ は、斜面歩行における1サイクルの時間因子の研究を行い、またTokuhira¹⁷⁾ は、斜面歩行時の下肢の筋電図を研究している。

斜面上昇、下降時では、平地歩行と異り、重力に抗して体を上昇または下降させるとともに、前方移動するため、平地歩行と違った関節運動がみられることは容易に推察できよう。

今回、著者は、角度計ユニット (electrogoniometer) を用い、斜面歩行における股関節、膝関節、足関節の矢状面での角変位について測定し、平地歩行のそれと比較検討し、考察を加えたので報告する。

研究対象と研究方法

下肢の疾患、および外傷の既応のない26才から33才までの健常男子10名を被検者に選んだ。

縦4 m、横90 cmの板を用いて、傾斜角3°、6°、9°、12°の斜面を作り、この上を歩行させた。

歩行中の関節角度の変位を知るために、被検

者の両側股関節、両側膝関節、両側足関節の外側に、角度計ユニット（日本電気三栄製）を取付けた。また、歩行中の各時期を記録するために、被検者に運動靴をはかせた。そして足底の踵部（以下Aと略す）と母趾 MP 関節部（以下Bと略す）にフットスイッチを取付けた。また、腹部に増幅送信装置を取付けた。角度計ユニットと増幅送信装置、フットスイッチと増幅送信装置の間をリード線をつなぎ、これを粘着テープで、大腿、下腿の外側に固定した。

各々の関節の角度とフットスイッチよりの情報は、多用途テレメーター（日本電気三栄製の270シリーズ）、受信器を経て、点書きオシログラフに同時記録した。

フットスイッチよりの情報は、図1のごとく記録される。①はAが床についた時点、②はAが床についたままBが床についた時点、③はAが床を離れた時点、④はBが床を離れた時点を示している。

①を踵部接地（以下Hcと略す）、②を踵部・母趾MP部接地（以下Ffと略す）、③を踵部ばなれ（以下Hoと略す）、④を母趾MP部ばなれ（以下Toと略す）とした。

①~②を踵接地期、②~③を足底接地期、③~④をふみきり期、④~①を遊脚期と定義した。

被検者に、平地歩行、3°、6°、9°、12°の各斜面の昇降をさせた。被検者各自の自然な歩行速度で、各条件で数回歩行させ、完全な4~5歩の記録を解析に用いた。

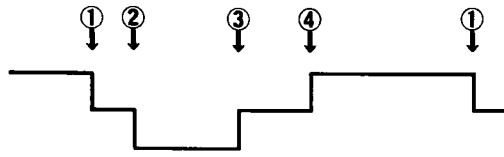


図1. フットスイッチよりの情報

伸展を flex., ext. で、足関節は底屈、背屈を pf, df でそれぞれ尺度を決めて、対応する半径上に示した。また、夫々の歩行条件で、踵接地期、足底接地期、ふみきり期、遊脚期の時間的絶対値が異なるので、各歩行条件で比較するため、時間因子は各歩行時期の百分率で示すことにした。

研究結果

各歩行条件における関節の角変位について述べる。円グラフに平地歩行のみ左右両側を示したが、左右は180°ずれてほぼ対称的な図となるので、その他の歩行条件では右側のみ示している。

1) 股関節

i) 平地歩行 (図2)

Hc では屈曲14°, Ff で12°と伸展し、足底接地期の30%の時点で0°となる。これよりさらに伸展し、Ho で伸展10°, ふみきり期の80%で最大伸展12°となり、以後屈曲する。To で伸展10°, 遊脚期の10%で0°, 70%で最大屈曲24°となる。以後80%まで伸展し屈曲14°となり、そのままHcとなる。(表1)

ii) 斜面上昇 (図3~6)

平地歩行と同様に、歩行の時期と関節角度を示したものが表2である。これにみるように、Hc, Ffとも斜面角度が増すと屈曲角は増加している。足底接地期で0°となる時点は、3°~9°斜面では80%, 12°では90%と、平地歩行に比し後にずれてくる。Hoでの伸展角は、3°, 6°斜面では6°, 9°, 12°では2°で、平地歩行より減少している。ふみきり期の最大伸展角を示す時点は90%と、斜面角度に関係なく同一である。最大伸展角、Toの伸展角は、斜面角度が増すと減少している。遊脚期の10%の時点で、どの斜面でも0°となるが、最大屈曲角は、斜面角度が増すと増加している。最大屈曲の時点は、3°斜面で70%, 6°~12°では80%であった。

iii) 斜面下降 (図7~10)

表3にみるように、Hcの屈曲角は、斜面角

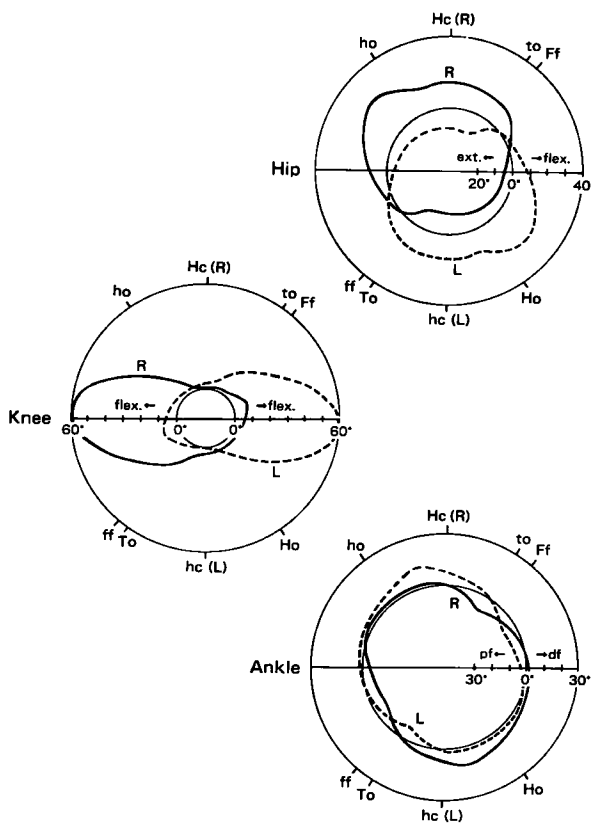


図2. 平地歩行

右は Hc, Ff, Ho, To で、左は hc, ff, ho, to で表示した。

つぎに、えられた記録の処理方法について述べる。

歩行は同じ動作のくり返しであるために、歩行の各時期と、股関節、膝関節、足関節の角変位を、円グラフにて表示することにした。すなわち、歩行の1サイクルを360°とし、先に示した歩行の各時期を、時間に対応して円周上に示した。そして関節角度は、股、膝関節は屈曲、

表1. 股関節 (平地歩行)

Hc	Ff	足底接地期	Ho	ふみきり期 (最大伸展)	To	遊脚期 (最大屈曲)	
屈曲14°	屈曲12°	0° (30%)	伸展10°	伸展12° (80%)	伸展10°	0° (10%)	屈曲24° (70%)

() 内は各時期の%を示す

表2. 股関節 (斜面上昇)

斜面角度 歩行の時期	Hc	Ff	足底接地期	Ho	ふみきり期 (最大伸展)	To	遊脚期 (最大屈曲)	
	3°	屈曲20°	屈曲17°	0° (80%)	伸展6°	伸展10° (90%)	伸展6°	0° (10%)
6°	屈曲28°	屈曲24°	0° (80%)	伸展6°	伸展10° (90%)	伸展6°	0° (10%)	屈曲30° (80%)
9°	屈曲34°	屈曲28°	0° (80%)	伸展2°	伸展6° (90%)	伸展4°	0° (10%)	屈曲34° (80%)
12°	屈曲34°	屈曲28°	0° (90%)	伸展2°	伸展6° (90%)	伸展4°	0° (10%)	屈曲34° (80%)

() 内は各時期の%を示す

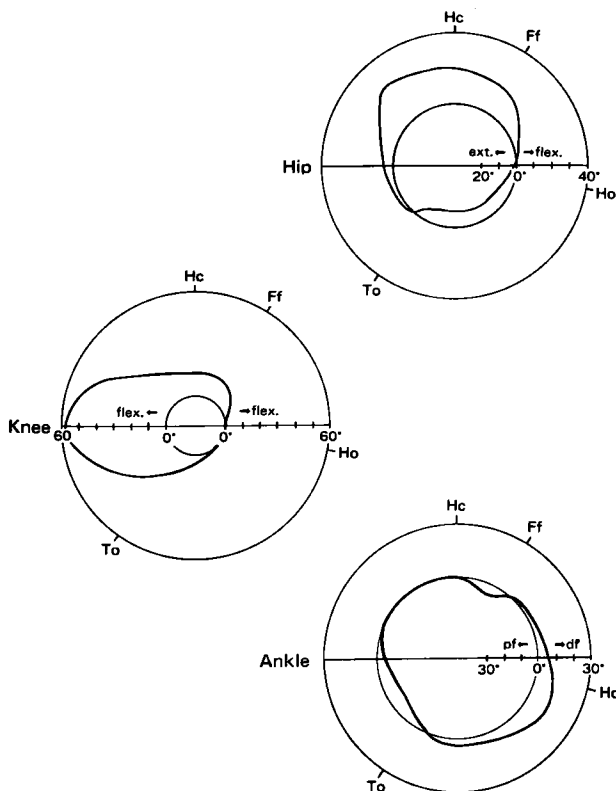


図3. 3°上昇

度が増すにつれて減少している。踵接地期に、3°斜面では伸展し、6°、9°では伸展も屈曲もせず、12°では屈曲する。足底接地期に、3°斜面ではFfより、6°、9°、12°では40%の時点より伸展を始め、0°となる時点は、斜面角度を増すと後にかたよってくる。Hoの伸展角、ふみきり期の最大伸展角、Toの伸展角は、斜面角度が増すと減少している。最大伸展角を示す時点は、3°、6°斜面では90%、9°、12°では100% (To)と、斜面角度を増すと後にかたよる。どの斜面でも遊脚期の10%の時点で0°、60%で最大屈曲となり、最大屈曲角は18°である。遊脚期で、伸展運動から屈曲運動へ変る時点は、3°斜面では80%、6°~12°では90%であり、この時点の屈曲角は、斜面角度が増すほど減少する。

2) 膝関節

i) 平地歩行 (図2)

Hcでは0°、Ffで屈曲2°、足底接地期の30%の時点で屈曲8°と屈曲し、以

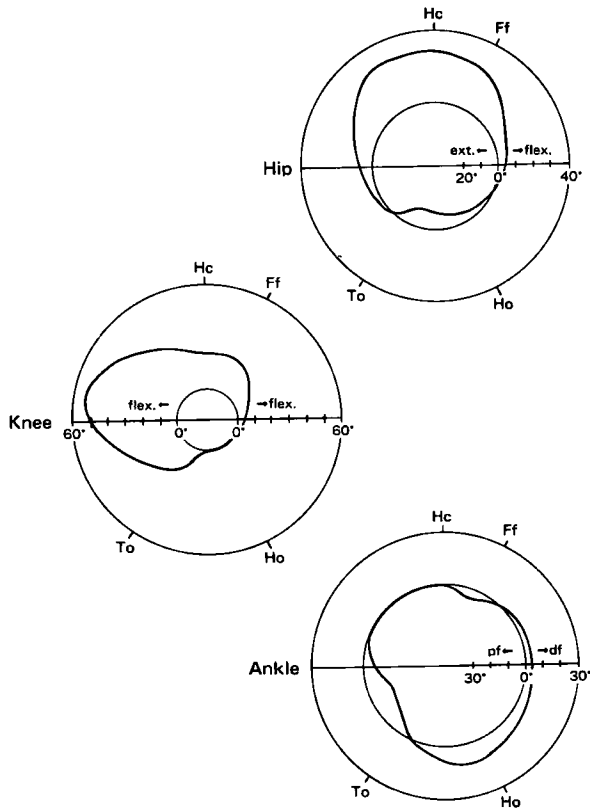


図4. 6° 上昇

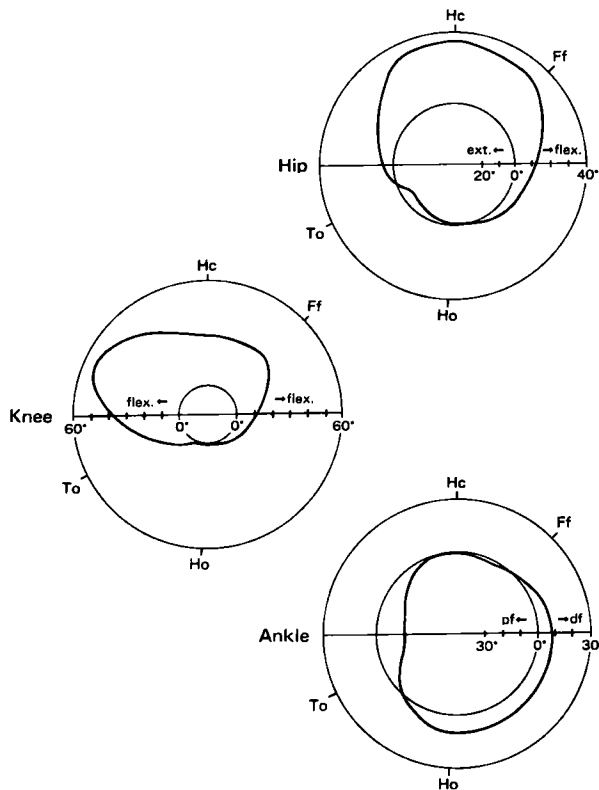


図5. 9° 上昇

後伸展して Hc で屈曲 2° となる。その後屈曲して To で屈曲 14°、遊脚期の 40% で屈曲 60° となり、以後 90% まで伸展して 0° となり、そのまま Hc となる。

(表 4)

ii) 斜面上昇 (図 3~6)

表 5 にみるように、Hc, Ff とも斜面角度が増すと屈曲角は増加するが、踵接地期では、各斜面とも伸展も屈曲もみられず、同一の角度を保っている。各斜面とも Ff より伸展する。足底接地期で 0° となる時点は、斜面角度が増すと後にかたよる。その後各斜面ともふみきり期の 30% まで 0° で、To では屈曲 16° である。最大屈曲の時点は、各斜面とも遊脚期の 40% で、最大屈曲角は、3° 斜面で 58°、6°~12° で 54° で、いずれも平地歩行より減じている。

iii) 斜面下降 (図 7~10)

表 6 にみるように、各斜面とも、Hc, Ff で平地歩行より屈曲角を増大し、Hc から足底接地期の 40% の時点まで屈曲を続ける。この時点での屈曲角は、斜面角度が増すと増加する。Ho, To、遊脚期最大屈曲時の屈曲角は、斜面角度が増すと増加する。最大屈曲を示す時点は、3°、6° 斜面では遊脚期の 40%、9°、12° では 30% であった。3°~9° 斜面では遊脚期の 90%、12° では 80% で 0° であった。

3) 足関節

i) 平地歩行 (図 2)

Hc では 0° で、以後踵接地期の 70% の時点まで底屈して、底屈 10° となる。その後 Ff で底屈 7°、足底接地期の 40% で 0°、Ho で背屈 6°、ふみきり期の 30% で最大背屈 10° と背屈運動を続ける。以後 To で 0°、遊脚期の 20% で底屈 8° と底屈運動をし、その後、50% で 0°、60% で背屈 2° と背屈運動を続ける。その後底屈運動をして Hc となる。尚、最大底屈は踵接地期にみられる。(表 7)

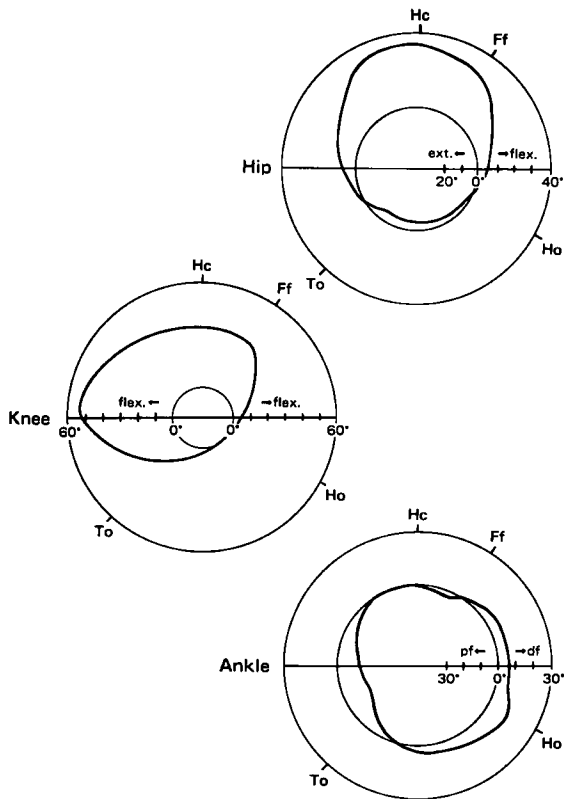


図 6. 12° 上昇

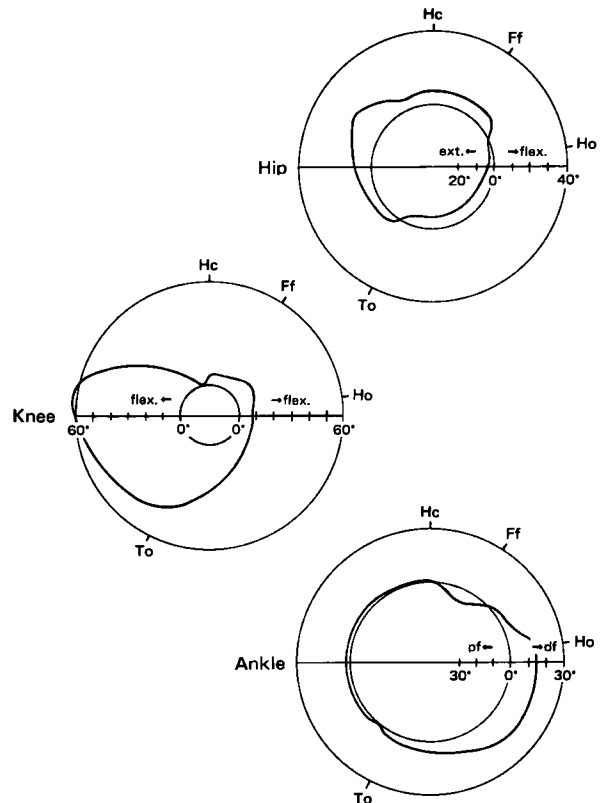


図 8. 6° 下降

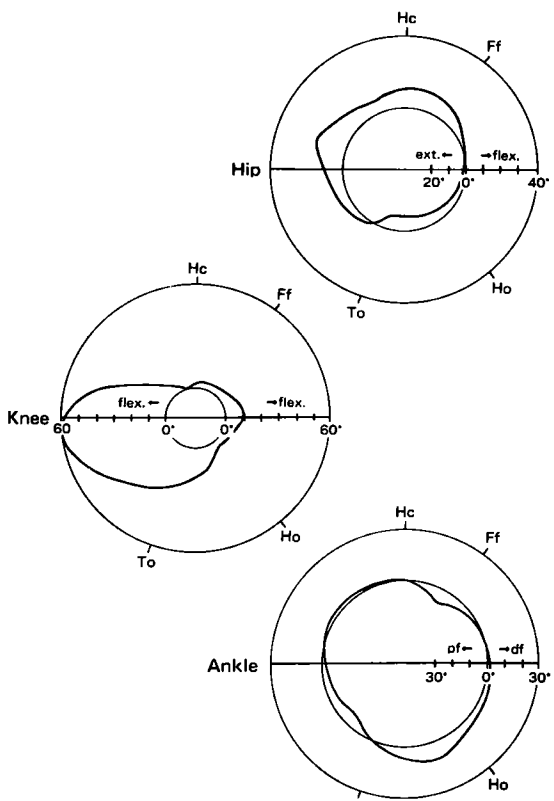


図 7. 3° 下降

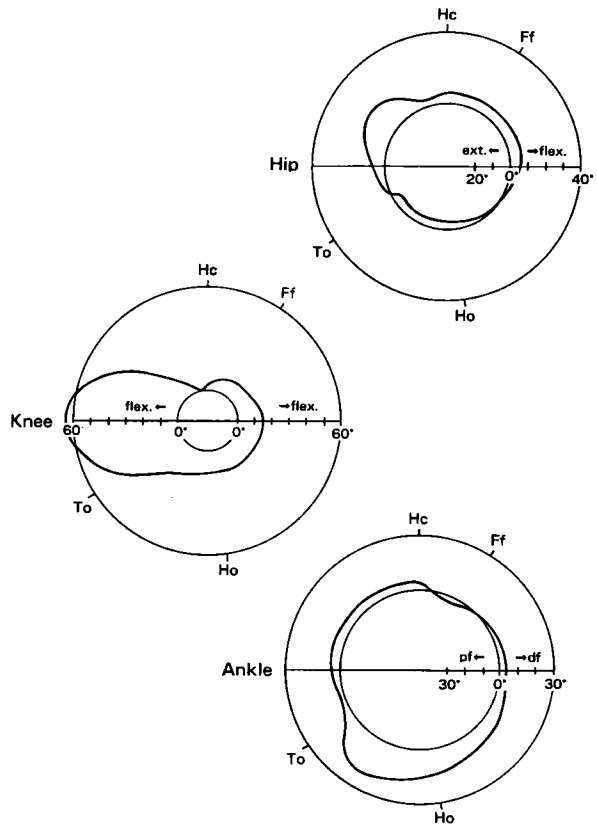


図 9. 9° 下降

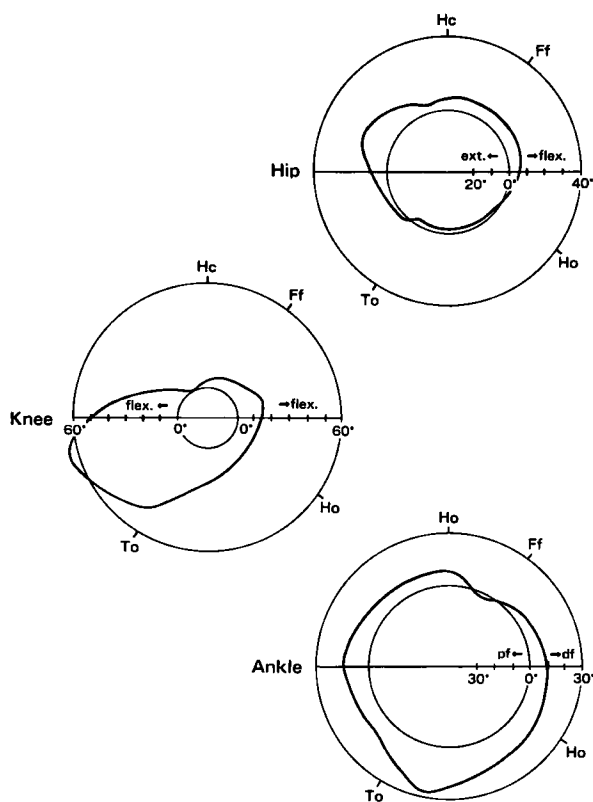


図10. 12° 下降

ii) 斜面上昇 (図3~6)

表8にみられるように、Hcではどの斜面でも0°である。踵接地期で、底屈運動から背屈運動へ変る時点は、9°、12°斜面では平地歩行より前にかたより、底屈角は斜面角度を増すほど減じている。またFfでも斜面角度を増すほど底屈角を減じている。足底接地期で0°となる時点は、各斜面とも平地歩行より前にかたよる。Ho、ふみきり期最大背屈での背屈角は、各斜面ともほぼ同じで、最大背屈の時点は、斜面角度を増すほど前にかたよる。ふみきり期で0°となる時点は、斜面角度を増すと前にかたよる。各斜面とも最大底屈を示す時点は遊脚期の20%であり、To、最大底屈を示す時点での底屈角は、斜面角度を増すと増大する。また、3°、6°斜面では遊脚期の50%、9°、12°では80%で0°となり、以後Hcまで0°を続ける。尚、平地歩行と異り、最大底屈は遊脚期にみられる。

iii) 斜面下降 (図7~10)

表3. 股関節 (斜面下降)

斜面角度	歩行の時期		足底接地期	Ho	ふみきり期 (最大伸展)	To	遊脚期 (最大屈曲) (屈曲運動へ 変る時点)		
	Hc	Ff							
3°	屈曲10°	屈曲8°	0° (50%)	伸展6°	伸展9° (90%)	伸展8°	0° (10%)	屈曲18° (60%)	屈曲8° (80%)
6°	屈曲8°	屈曲8°	0° (60%)	伸展4°	伸展7° (90%)	伸展5°	0° (10%)	屈曲18° (60%)	屈曲6° (90%)
9°	屈曲6°	屈曲6°	0° (60%)	伸展4°	伸展5° (100%)	伸展5°	0° (10%)	屈曲18° (60%)	屈曲4° (90%)
12°	屈曲6°	屈曲7°	0° (90%)	伸展1°	伸展4° (100%)	伸展4°	0° (10%)	屈曲18° (60%)	屈曲4° (90%)

() 内は各時期の%を示す

表4. 膝関節 (平地歩行)

Hc	Ff	足底接地期 (伸展運動へ変る時点)	Ho	To	遊脚期 (最大屈曲)	
0°	屈曲2°	屈曲8° (30%)	屈曲2°	屈曲14°	屈曲60° (40%)	0° (90%)

() 内は各時期の%を示す

表 5 . 膝関節 (斜面上昇)

歩行の時期 斜面角度	Hc	Ff	足底接地期	Ho	ふみきり期	To	遊脚期 (最大屈曲)
3°	屈曲12°	屈曲12°	0° (80%)	0°	0° (30%)	屈曲16°	屈曲58° (40%)
6°	屈曲20°	屈曲20°	0° (80%)	0°	0° (30%)	屈曲16°	屈曲54° (40%)
9°	屈曲28°	屈曲28°	0° (90%)	0°	0° (30%)	屈曲16°	屈曲54° (40%)
12°	屈曲32°	屈曲32°	0° (100%)	0°	0° (30%)	屈曲16°	屈曲54° (40%)

() 内は各時期の%を示す

表 6 . 膝関節 (斜面下降)

歩行の時期 斜面角度	Hc	Ff	足底接地期 (伸展運動へ変る時点)	Ho	To	遊脚期 (最大屈曲)	
3°	屈曲2°	屈曲4°	屈曲10° (40%)	屈曲 4°	屈曲24°	屈曲60° (40%)	0° (90%)
6°	屈曲4°	屈曲8°	屈曲12° (40%)	屈曲 8°	屈曲40°	屈曲62° (40%)	0° (90%)
9°	屈曲4°	屈曲8°	屈曲14° (40%)	屈曲12°	屈曲40°	屈曲64° (30%)	0° (90%)
12°	屈曲4°	屈曲8°	屈曲16° (40%)	屈曲12°	屈曲42°	屈曲64° (30%)	0° (80%)

() 内は各時期の%を示す

表 7 . 足関節 (平地歩行)

Hc	踵接地期 (背屈運動へ変る時点)	Ff	足底接地期	Ho	ふみきり期 (最大背屈)	To	遊脚期 (背屈運動へ変る時点) (底屈運動へ変る時点)	
0°	底屈10° (70%)	底屈7°	0° (40%)	背屈6°	背屈10° (30%)	0°	底屈8° (20%)	背屈2° (60%)

() 内は各時期の%を示す

表 8 . 足関節 (斜面上昇)

歩行の時期 斜面角度	Hc	踵接地期 (背屈運動へ変る時点)	Ff	足底接地期	Ho	ふみきり期 (最大背屈)		To	遊脚期 (背屈運動へ変る時点)	
3°	0°	底屈7° (70%)	底屈5°	0° (10%)	背屈10°	背屈12° (20%)	0° (90%)	底屈6°	底屈10° (20%)	0° (50%)
6°	0°	底屈6° (70%)	底屈4°	0° (10%)	背屈10°	背屈11° (10%)	0° (90%)	底屈6°	底屈14° (20%)	0° (50%)
9°	0°	底屈2° (60%)	0°	0° (0%)	背屈10°	背屈10° (0%)	0° (70%)	底屈9°	底屈16° (20%)	0° (80%)
12°	0°	底屈2° (60%)	0°	0° (0%)	背屈12°	背屈12° (0%)	0° (70%)	底屈11°	底屈16° (20%)	0° (80%)

() 内は各時期の%を示す

表9. 足関節(斜面下降)

斜面角度	歩行の時期	Hc	踵接地期 (背屈運動へ変る時点)	Ff	足底接地期	Ho	ふみきり期 (最大背屈)	To	遊脚期 (背屈運動へ変る時点) (底屈運動へ変る時点)	
3°		0°	底屈8°(80%)	底屈7°	0°(30%)	背屈6°	背屈10°(30%)	0°	底屈7°(20%)	背屈2°(60%)
6°		0°	底屈8°(80%)	底屈7°	0°(30%)	背屈13°	背屈16°(40%)	背屈3°	0°(10%)	背屈2°(40%)
9°		背屈4°	底屈4°(80%)	底屈3°	0°(10%)	背屈13°	背屈20°(70%)	背屈6°	背屈2°(10%)	背屈6°(40%)
12°		背屈7°	底屈2°(90%)	0°	0°(0%)	背屈13°	背屈26°(80%)	背屈16°	背屈10°(10%)	背屈14°(40%)

()内は各時期の%を示す

表9にみられるように、Hcでは、3°、6°斜面で0°、9°では背屈4°、12°では背屈7°である。最大底屈の時点は、3°~9°斜面では踵接地期の80%、12°では90%と、平地歩行より後にかたよる。最大底屈時の底屈角は、斜面角度を増すと減じている。Ffでの底屈角は、9°、12°斜面で、平地歩行より減じている。足底接地期で0°となる時点は、斜面角度を増すとつれ前にかたよる。Hoでは、6°~12°斜面で背屈角を増している。ふみきり期の最大背屈の時点、Toでの背屈角は、斜面角度が増すと増大する。最大背屈の時点は、斜面角度を増すほど後にかたよっている。遊脚期で、底屈運動から背屈運動へ変る時点は、6°~12°斜面で前にかたより、斜面角度を増すほど背屈が強くなる。背屈運動から底屈運動へ変る時点も、6°~12°斜面で前にかたより、9°、12°斜面で背屈角を増大する。尚、最大底屈は、平地歩行と同様に、踵接地期にみられた。

考 察

土屋^{18),19)}は歩行分析の手法を「運動学的分析手法」、「力学的分析手法」、「代謝分析法」、「数学モデル的分析手法」の4つに分類しており、著者の角度計ユニット(electrogoniometer)を用いた方法は、「運動学的分析手法」の1つとして取扱われよう。

角度計ユニットは1959年、Karpovich²⁰⁾らにより紹介されたものであり、三次元空間での運動をすみやかに角度変化として知ることがで

き、はやい運動や連続した運動の正確な分析もできる方法である。

また、歩行周期の測定方法としては、ストロボ、映画など光学的手法によるもの、床反力板、フットスイッチ、加速度計によるものなどがある。今回用いたフットスイッチによる方法では、立脚期の各時期の区分と、各時期の時間の区分も比較的正確かつ容易にできる。

さて、これまでに、平地歩行^{2)-6),8),9)}、階段の昇降^{11),12),14)}における股関節、膝関節、足関節の矢状面での角変位の研究はいくつかみられるが、斜面歩行での角変位の研究はない。

中村²¹⁾は、歩行中の股関節、膝関節、足関節運動の測定法はまだ標準化されたものがなく、用いた方法や基準点のとり方によって差がでくると述べている。従って、本研究でも、斜面歩行での関節角変位の絶対値を研究するのではなく、平地歩行と斜面歩行での角変位を比較検討することを主眼においた。

斜面上昇と平地歩行の相違を各時期について考察してみよう。斜面歩行では一側の下肢がHcの時、反対側はふみきり期にある。Hcは遊脚期の終りで、下肢を斜面上方にふりだしたところである。従って結果でえられた股、膝関節の屈曲角が、斜面角度を増すとつれ増大するのは、足部をより上方にふりだして踵接地をおこすためと考えられる。

踵接地期に反対側のふみきりにより、体幹が前上方に移動すると、結果のごとく踵接地期で股関節が伸展する。膝関節は平地歩行の場合

と異って屈曲していない。これは体幹を上方に移動するとき、膝関節運動によらず、股関節運動を推力として用いるためであろう。斜面角度が増すと足関節の底屈角が減少するのは、踵部が離床しないためと考えられる。

足底接地期では、反対側はふみきり期の終りから遊脚期にある。膝関節の伸展が平地歩行よりも早くおこるのは、平地歩行の場合より体幹を上方に移動させる必要があるためである。従って、この時期の体幹上方移動の推力は、膝関節運動が主体となると推察される。斜面角度を増すほど完全伸展するのがおくれるが、これは斜面角度を増すほど F_f での屈曲角が増大しているため、完全伸展するまでに時間がかかるためと考えられる。

ふみきり期では、反対側は遊脚期の終りから立脚期の初めにある。斜面角度を増すほど股関節の最大伸展角が減ってくる。その理由として、斜面上昇では、体の重心の上方移動は股関節、膝関節の伸展で行われるが、平地歩行とちがって前方への推力が少なくてすむためと考えられる。また、この時期に平地歩行より膝関節の屈曲開始がおくれるのは、膝関節を平地歩行の場合より長時間伸展させて体幹を上方に移動させるためであると考えられる。斜面角度を増すほど足関節の底屈開始が早くなるのは、体幹を上方に早めに移動させるためと考えられる。足関節の最大背屈角が、斜面角度に関係なくほぼ同じ値を示したのは興味深い。その理由として、ふみきり期には足関節が一定角度で固定され、つまり下腿と足部が強固なレバー・アームとなり、その結果平地歩行と同様の推力がえられるものと考えられないだろうか。

T_0 で、斜面角度が増すと足関節の底屈角が増すのは、斜面角度を増すほど体幹を前上方へ移動させるより大きい推進力を必要とするためであろう。

遊脚期では、足関節の最大底屈角が、斜面角度を増すほど増大するが、これは T_0 における足関節での推力のつづきと考えてよからう。また、足関節の 0° になる時点が、斜面角度を増すとおくれるのは、最大底屈角が増大するために、 0° になるまでに時間を要するためであろう。

つぎに斜面角度を増すほど膝関節の最大屈曲角が減少する理由を考えてみよう。高橋¹⁶⁾は斜面歩行の1サイクルの各期を研究し、斜面角度が増すにつれて遊脚期の百分率が減少すると述べている。それに膝関節は斜面角度に関係なく、遊脚期の同じ時点で最大屈曲する。従って、最大屈曲するまでの時間が短くなるので、このような結果になるのであろう。

斜面角度を増すと股関節の屈曲角を増すが、これは足部をより上方に移動し、踵接地ができるようにするためのものであろう。

つぎに、斜面下降と平地歩行の相違を各時期について考察してみよう。

Hc では、反対側はふみきり期にある。股関節の屈曲角が斜面角度を増すほど減っているが、これはあまり体幹を前傾させずに下降させるためであろう。膝関節の屈曲角が平地歩行より増大するのも、これと同じ理由と考えたのでよい。Mann と Inman¹⁵⁾によると、斜面下降時、体幹の加速から生じるモーメントに対抗するために、踵接地期に足部は強固なレバー・アームになる必要があると述べている。今回の研究結果で、 9° 斜面、 12° 斜面で足関節が背屈しているが、これも Mann と Inman の意見と同じと考えてよい。

踵接地期では、反対側はふみきり期から遊脚期の初めにある。反対側のふみきりで体幹は前下方に移動するが、平地歩行の場合と異って、股関節が 6° 斜面、 9° 斜面では伸展も屈曲もせず、 12° 斜面では屈曲する。もし平地歩行のように股関節の伸展がおこれば、体の重心が下降しないので、円滑に重心を下降させるためには、この股関節運動は合理的であろう。つぎに、斜面角度を増すほど足関節の底屈角が減る理由を考えてみよう。Hc で、斜面角度を増すほど股関節の屈曲角を減じ、平地歩行より膝関節の屈曲角を増大しているため、結果的に、斜面角度を増すほど歩幅が短くなると考えられる。従って底屈角が減るのも、歩幅が短くなることに適応したものであろう。

足底接地期では、反対側は遊脚期にある。股関節の伸展開始が 6° 、 9° 、 12° 斜面でおくれるのは、体の重心下降を円滑にするためと考えら

れる。斜面角度を増すほど膝関節の屈曲角を増大したり、足関節の背屈を増すのも、これと同じ理由によると考えたのでよい。

ふみきり期では、反対側は遊脚期の終りから立脚期の初めにある。股関節の伸展角が斜面角度を増すほど減少する。これは体幹の前下方への移動を少くすることによって、体幹が前下方に傾かないようにするためであろう。斜面角度を増すほど膝関節の屈曲角が増大するが、これは体の重心の下降を円滑に行うためのものと考えられる。また、足関節の背屈角が斜面角度を増すほど増大するが、これも同じ理由によるものであろう。足関節の最大背屈の時点が斜面角度を増すほどおくれるが、同じ時期に膝関節は屈曲している。つまり、重力線に対し体幹を同じ位置に保ちながら、重心が十分に下降するまでの安定性が必要となる。このため、必然的に最大背屈の時点はおくれ、しかもこの足関節の運動は受動的なものと考えられる。

To で、斜面角度が増すと足関節の背屈角が増大するが、これは先に述べたふみきり期の連続と考えたのでよい。

遊脚期で、股関節が屈曲運動から伸展運動へ変る時点の屈曲角が、平地歩行より減じるが、これは To でのけりだしが弱いためと考えられる。また、伸展運動から屈曲運動へ変る時点の屈曲角が、斜面角度を増すほど減じている。これは下肢のふみだす距離を短くして、Hc で体幹が前方に傾かないようにし、重心の下降を円滑にするためと考えられる。斜面角度を増すと膝関節の屈曲角が増大するが、これは To での屈曲角が連続しているためであろう。To 直後の足関節角度は背屈角を減ずるものの、6°、9°、12° 斜面では底屈位とはならない。Tokuhira¹⁷⁾の研究で、この時期下腿三頭筋はあまり作用していないことから、この所見とも合致している。つづいて足関節は背屈運動をし、再び底屈運動をするが、これは平地歩行の運動パターンと同一であり、9°、12° 斜面で背屈角が増大している。これは、遊脚期の初めから背屈が強かったためであろう。

斜面上昇、下降の下肢関節角度を検討すると、一般的に上述のような特長がみられたが、詳細

にみると、3° 上昇、3° 下降までは平地歩行と比較して、著明な相違はほとんどみられないといえよう。ただ例外もあり、3° 上昇の際の膝関節運動は、かなりはっきりした相違がみられた。6° 斜面になると、上昇、下降ともに判然とした相違がみられた。これより、平地歩行と斜面上昇、下降の相違は、4°~6° 位の斜面角度であらわれてくるのではなからうか。

結 論

斜面上昇、下降における正常歩行の下肢関節角度を、平地歩行のそれと比較するため、健康人10名について測定を行った。斜面歩行は、斜面角度3°、6°、9°、12° について行った。その結論として、

1. 斜面上昇時の股関節：

遊脚期の中頃から立脚期の初めに、斜面角度を増すほど屈曲を増大し、ふみきり期では、斜面角度を増すほど伸展を減じる。これは、前者は足部を前上方にふりだして踵接地を行うためであり、後者は体の重心を低くしないためと考えられる。

2. 斜面上昇時の膝関節：

踵接地期で、平地歩行と異って、屈曲も伸展もしない。足底接地期で、Ff より伸展する。これより、踵接地期における体幹の上方移動は股関節伸展、足底接地期での上方移動は、膝関節伸展によって行われるものと考えられる。

3. 斜面上昇時の足関節：

ふみきり期には、斜面角度に関係なく、ほぼ同じ最大背屈角を示す。これは推力を確実にするため、下腿と足部が固いレバー・アームになるものと考えられる。

4. 斜面下降時の股関節：

6°以上の斜面角度で、踵接地期から足底接地期の中頃まで伸展運動をしない。この点が、平地歩行と著明に異なる。これは、体の重心の下降を円滑に行うためと考えられる。

5. 斜面下降時の膝関節：

足底接地期、ふみきり期で、斜面角度を増すと屈曲が増大する。これは体の重心下降を円滑に行うためと考えられる。

6. 斜面下降時の足関節：

Hc では、9° 斜面、12° 斜面で背屈する。これは下腿と足をより強固なレバー・アームにし、体幹の加速によって生じるモーメントに対抗するためと考えられる。

7. わずかの例外はあるが、平地歩行と斜面上昇、下降の関節角度の相違は、斜面角度6°以上で判然としてみられる。

をえた。

稿を終るにのぞみ、ご指導、ご校閲を賜りました田辺剛造教授に深甚の謝意を捧げますとともに、直接ご指導、ご鞭撻をいただきました武智秀夫助教授に衷心よりお礼申し上げます。さらに研究に絶大なご援助をいただきました岡山大学整形外科教室、理学療法部各位に衷心よりお礼申し上げます。

文 献

1. 織田良之祐：正常成人自由歩行におけるバゾグラム。日整会誌，**32**，442—482，1958。
2. Murray, M.P., Drought, A.B. and Kory, R.C.: Walking patterns of normal men. *J. Bone Joint Surg.* **46-A**: 335—360, 1964.
3. Tipton, C.M. and Karpovich, P.V.: Electrogoniometric records of knee and ankle movements in pathologic gaits. *Arch. Phys. Med.* **46**, 267—272, 1965.
4. Johnston, R.C. and Smidt, G.L.: Measurement of hip joint motion during walking. *J. Bone Joint Surg.*, **51-A**, 1083—1094, 1969.
5. Kettelkamp, D.B., Johnson, R. J., Smidt, G.L., Chao, E.Y.S. and Walker, M.: An Electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J. Bone Joint Surg.* **52-A**: 775—790, 1970.
6. Murray, M.P., Kory, R.C. and Sepic, S.B.: Walking patterns of normal women. *Arch. Phys. Med.* **51**, 637—650, 1970.
7. 池田正夫：バゾ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。日整会誌，**46**，323—338，1972。
8. 明石謙：運動学。リハビリテーション医学全書，**4**，253—276，1973。
9. Inman, V.T., Ralston, H.J. and Todd, F.: *Human Walking*. Williams and Wilkins, Baltimore, pp. 22—61, 1981.
10. Joseph, J. and Watson, R.: Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. *J. Bone Joint Surg.* **49-B**, 774—780, 1967.
11. Shinno, N.: Analysis of knee function in ascending and descending stairs. *Medicine Sport* **6**, and *Biomechanics II*, Karger, Basel, 202—207, 1971.
12. Laubenthal, K.N., Smidt, G.L. and Kettelkamp, D.B.: A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. *Phys. Ther.* **52**, 34—42, 1972.
13. Townsend, M.A., Lainhart, S.P., Shiavi, R. and Caylor, J.: Variability and biomechanics of synergy patterns of some lower-limb muscles during ascending and descending stairs and level walking. *Med. Biol. Eng. Comput.* **16**, 681—688, 1978.
14. Andriacchi, T.P., Andriacchi, G.B.J., Eermier, R.W., Stern, D. and Galante, J.O.: A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J. Bone Joint Surg.* **62-A**: 749—757, 1980.
15. Mann, R. and Inman, V.T.: Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. *J. Bone Joint Surg.* **46-A**, 469—481, 1964.
16. 高橋洋：斜面歩行における 1 cycle の時間因子の研究。岡山医誌，**96**，181—188，1984。
17. Tokuhira, A., Nagashima, H. and Takechi, H.: Electromyographic Study of the Lower Extremity Muscles during Slope Walking. (personal communication).

18. 土屋和夫：歩行分析(1), 総合リハビリテーション, 5, 57—60, 1977.
19. 土屋和夫：歩行分析(2), 総合リハビリテーション, 5, 132—138, 1977.
20. Karpovich, P.V. and Karpovich, G.P: Electrogoniometer. A new device for study of joints in action. *Fed. Proc.* 18, 79, 1959.
21. 中村隆一, 斎藤宏：臨床運動学. 医歯薬出版, 155—186, 1979.

Study of the Angular Displacement of the Hip, Knee and Ankle Joints during the Gait on the Slope

Shinichi SHINOZAKI

Department of Orthopedic Surgery, Okayama University Medical School

In order to investigate the angular displacement of the joints of the lower extremity during the walking on the level and slopes, electrogoniometric assembly was attached to each joint of the lower extremities of ten subjects. Foot switches were attached to the sole of the shoes to know the time factors of a walking cycle. The inclinations of the slope were 3, 6, 9 and 12 degrees. The results were summerized as follows;

1, In upslope walking, the more the slope inclined, the more flexed the hip joint from middle of swing phase to beginning of stance phase. During push off the more the slope inclined, the less extended the hip joint. More flexion of the hip joint should be due to clear the toes against the slope, and less extension should be due to keep the center of gravity of the body much higher.

2, In upslope walking the knee joint began to extend from foot flat so that the body might displace upwards. During heel strike, the upward displacement of the body should be performed by the extension of the hip joint.

3, The ankle joint showed the same maximum dorsiflexion in each slope inclination during push off. It was considered that lower leg and foot made a rigid lever arm so that the sufficient propulsion is obtained.

4, Although the hip joint extended from heel strike to middle of foot flat in level walking, the hip joint motion varied according to inclination in down slope walking. In 3 degrees it was same as in level walking. In 6 and 9 degrees hip joint keep the same flexed position and in 12 degrees it flexed. In this way, the center of gravity of the body is thought to be lowered smoothly.

5, In down slope walking the more the slope inclined, the more flexed the knee joint from foot flat to push off. The flexion of the knee joint is considered to lower the center of gravity of the body smoothly.

6, In down slope walking (9 and 12 degrees) the ankle joint dorsiflexed at heel strike so that the lower leg and the foot made a rigid lever arm to counteract against body acceleration.

7, Generally speaking, the angular displacement of the lower extremity joints during walking in over 6 degrees inclination showed different patterns from those in level walking.