

AMCoR

Asahikawa Medical University Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

日本整形外科学会雑誌 (1986.08) 60巻8号:929～939.

変形性膝関節症における膝周囲筋の動作筋電図学的研究

小野沢敏弘

日本整形外科学会雑誌

第60巻 第8号(昭和61年8月25日)

変形性膝関節症における膝周囲筋の動作筋電図学的研究

(受付 昭和60年10月28日)

(旭川医科大学整形外科学教室)

小野澤 敏 弘

Electromyographic Studies on the Musculature around
the Knee with Osteoarthritis

TOSHIHIRO ONOZAWA

Department of Orthopedic Surgery, Asahikawa Medical College, Asahikawa, Hokkaido

(Received for Publication, Oct. 28, 1985)

Key words : Osteoarthritis of the knee (変形性膝関節症), Etiology (成因), Musculature around the knee (膝周囲筋), Electromyographic study (筋電図学的検討)

Action of muscles around the knee in walking on a treadmill was studied by electromyography in young normal subjects and in patients with osteoarthritis of the knee.

The followings were concluded.

1. The quadriceps femoris stabilizes the knee joint in the sagittal plane, showing higher activity with an increase in faster walking. The tensor fasciae latae and gluteus medius muscles are important in the frontal plane stability, working primarily in the slow walk. Hamstring controls finely the knee joint under various circumstances.

2. The muscle of those with osteoarthritis of the knee on walking slowly shows a similar pattern of activity as that of the normal fast walking. All of the muscles apparently are put into stabilizing mechanism of the joint in the stance phase leaving less reserve in their activity.

3. A forward bending in posture results in changes of muscle activity around the knee, which can play an important role in the development of osteoarthritis of the knee.

要 旨 トレッドミル歩行時の膝周囲筋の働きを表面筋電図を用いて、活動電位の積分値と位相から正常例および変形性膝関節症例について検討し、以下の結論を得た。(1) 大腿四頭筋は矢状面の安定性に関与し、歩行速度の増加とともに働きは増加する。大腿筋膜張筋と中殿筋は前額面の安定性に関与して、遅い歩行速度での働きが中心になる。膝屈筋群は状況に応じた微妙な膝の運動制御に意義がある。(2) 変形性膝関節症では、遅い歩行速度でも正常例の速い歩行速度のパターンを示し、すべての筋が効率よりも立脚期の安定性獲得のために動員されている。

Reprint request to : TOSHIHIRO ONOZAWA, Department of Orthopedic Surgery, Asahikawa Medical College, Asahikawa, Hokkaido 078-11 JAPAN.

(3) 前屈姿勢をすることにより大腿四頭筋と大腿筋膜張筋の働きは低下し、膝屈筋群と中殿筋の働きは亢進した。(4) 前屈姿勢に伴う活動電位の変化は、膝の屈曲拘縮、股関節の外転、外旋傾向、下腿内捻などの内側型変形性膝関節症の病態をつくりあげていく上で重要な意義を持つと考えられる。

一次性変形性膝関節症(以下、膝 OA)は関節軟骨に何らかの慢性的な機械的ストレスが加わって成立し、労働、スポーツ、肥満などがその要因と考えられてきた。一方骨構築学上不安定な膝関節は他の荷重関節に比べて膝周囲筋が発達し、安定性の獲得には筋性支持の果す役割が強い。この筋性支持に関与する筋群として、ヒトでは大腿四頭筋、膝屈筋群のほか腸脛靭帯を介して膝関節に作用する大腿筋膜張筋が大腿外側に発達している。Kaplan⁹⁾によると大腿筋膜張筋と腸脛靭帯は機能的に一体となり、膝関節の外側支持機構を形成する。そしてそれは人類特有の構造であり、直立二足歩行の獲得と深く関わっているものと考えられる。この外側支持機構は膝 OA を人類特有の生活姿勢である直立二足歩行の破綻という面からとらえる時、とくに興味もたれる。

膝 OA の圧倒的多数は膝関節の内側に主病変をもつ内側型である。その原因の1つとして Maquet¹⁴⁾は、膝関節にかかる重力と大腿筋膜張筋筋力の2つのベクトルからなる合力が筋力低下により内側へ偏位することを上げている。しかし、膝 OA の成因に関して大腿四頭筋を含む膝周囲筋のもつ機能的意義はほとんど解明されていない。本研究では、膝 OA の成因および病態像における膝周囲筋の意義を解明する目的で、膝周囲筋の筋活動をトレッドミル歩行時に解析した。

解析内容は研究(1)および研究(2)よりなる。研究(1)は若年正常群における歩行速度の変化と筋電図積分値との関係、および膝 OA 群と若年正常群における筋活動の比較、研究(2)は膝 OA 例でよくみられる脊柱の前屈姿勢に伴う筋活動の変化である。

以上の結果より、加齢変化のほとんどない若年正常群との対比のもとに、膝 OA 群の筋活動の特徴を明らかにし、さらに前屈姿勢に伴う膝周囲筋の働きが膝 OA の病態像を作り上げる上で、どのような役割を果すのか検討した。

研究対象

Table 1 に示すように、研究(1)における若年正常群は 18~34 才、平均 25.6 才の正常男性 18 例および正常

女性 3 例、合計 21 例である。膝 OA 群は 48~76 才、平均 61.0 才の内側型 30 例で、膝 OA が主に女性の疾患であることからすべての症例は女性である。X線上の stage では、軽度の骨棘形成のみで関節裂隙の狭小化のみられない例が 2 例、骨棘形成の他に、1/2 以下の関節裂隙の狭小化を示した例は 15 例、関節裂隙の狭小化が 1/2 以上の例は 9 例、関節裂隙の消失した例は 2 例、さらに骨の摩擦が加わって亜脱傾向のみられる例が 2 例であった。

研究(2)の被験者は 15~57 才、平均 30.0 才の正常男性 11 例と正常女性 10 例、合計 21 例である。正常例の被験者には男性と女性を含むが、測定値には性別による違いを認めなかったため、一括して取り扱った。

研究方法

解析したのは内側広筋(m. vastus medialis: V.M.)、外側広筋(m. vastus lateralis: V.L.)、大腿直筋(m. rectus femoris: R.F.)、大腿筋膜張筋(m. tensor fasciae latae: T.F.L.)、大腿二頭筋(m. biceps femoris: B.F.)、内側ハムストリング(medial hamstring: M.H.)、および中殿筋(m. gluteus medius: G.M.)である。これら各筋の筋腹に表面電極を電極間距離 4cm で固定した(Fig. 1)。肥満を伴う例ではしばしば T.F.L. 上の皮膚にたるみを見るため、テープで下腹部の皮膚をつり上げ緊張させた。

トレッドミル歩行に際しては、あらかじめ一定のリズムで歩行できるまで練習させた。その時の歩行速度は正常例では 3.2km/hr で、膝 OA 例では 1.6km/hr であった。したがって、研究(1)の正常例については 3.2km/hr のトレッドミル歩行時の筋電図積分値を基準にとり、1.6km/hr、4.8km/hr、6.4km/hr、8km/hr の速度で歩行させた時に得られる積分値をそれぞれ比較した。膝 OA 例については 1.6km/hr のトレッドミル歩行時の値を求め正常例と比較検討した。研究(2)では、3.2km/hr の歩

Table 1 Subjects

	Sex	No. of cases	Age(years)
Study 1			
Normal	Male	18	18-34(mean 25.6)
Normal	Female	3	
Knee O.A.	Female	30	48-76(mean 61.0)
Study 2			
Normal	Male	11	15-57(mean 30.0)
Normal	Female	10	

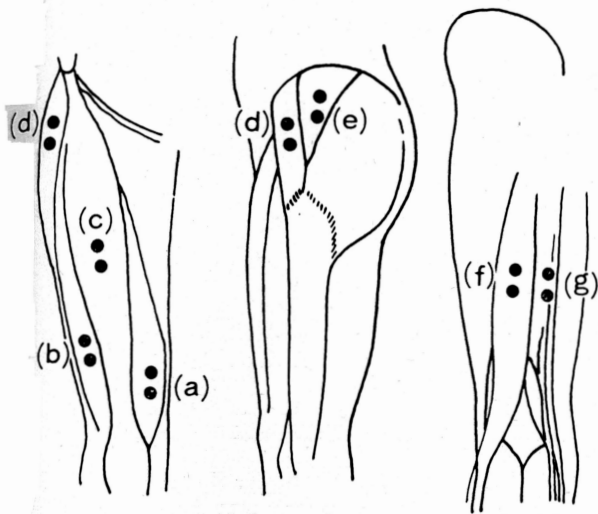


Fig. 1 Placement of surface electrodes for EMG recording.

- (a) m. vastus medialis (V.M.) (b) m. vastus lateralis (V.L.)
 (c) m. rectus femoris (L.F.)
 (d) m. tensor fasciae latae (T.F.L.) (e) m. gluteus medius (G.M.)
 (f) m. biceps femoris (B.F.) (g) medial hamstring (M.H.)

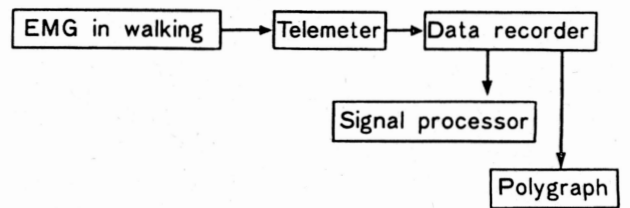


Fig. 2 Block diagram of measurement.

若年正常例(27才男子)において、直立時および歩行運動時に導出記録した筋活動を Fig. 3 にまとめて示す。遅い歩行運動時(1.6km/hr)の際に特徴的なのは、膝関節の外側支持機構を構成する T.F.L. が立脚期にほぼ一致して強く群発射したことである。この群発射は歩行速度が増大し、立脚期の持続時間が短縮するにつれ、その平均振幅値を減少し、またその位相は立脚期にやや先行する傾向を示した。1.6km/hr の遅い歩行時と、8.0km/hr の速い歩行時を比較すると、それぞれの際の立脚持続時間は 1.7 sec, 0.5 sec であった。この成績は立脚期の持続時間が延長しているほど、T.F.L. の発射活動が増大し、膝関節の支持にこの筋が重要な役割を果していることを示している。一方、V.L. および R.F. についてみると、遅い歩行時にその筋活動の程度は低く、歩行速度の増大につれて立脚期の中でもとくに踵接地(heel contact)中心に群発射が強くなる傾向を認めた。

M.H. では、活動電位の大きさよりもその発射パターンの変化に特徴があり、活動電位は 1.6 km/hr 時の歩行にみられる比較的 tonic なパターンから、8km/hr 時の歩行にみられる踵接地中心の phasic なパターンへ移行した。

その歩行速度の増加に伴う筋活動の量的な変化を 21 例の被験者について解析した。そのため歩行速度 3.2km/hr の積分値を 1 とし、各歩行速度の積分値の増減をそれぞれ比で求めた(Table 2)。その成績によると、歩行速度が 1.6km/hr から 8km/hr へと変化するにしたがい、V.M. では平均してその比が 0.8 から 4.9 へ、V.L. では 1.1 から 3.3 へ、R.F. では 1.0 から 5.2 へと増大した。一方、この間に T.F.L. は 1.5 から 0.7 へ、G.M. では 1.3 から 0.7 へと減少した。B.F. では 1.2 から 2.8 へ、M.H. では 1.0 から 1.2 へと増大した。

行速度で脊柱の前屈姿勢に伴う筋電図の変化をみた。

このほか自然歩行とトレッドミル歩行時の筋活動を比較するため、27才正常男性例について廊下で歩行速度を変えて筋電図積分値の変化をみた。さらに、動的な運動時の筋電図積分値と筋力との関係を見るため、24才正常男性例の足背に 2, 4, 6, 8 kg の各砂嚢を固定し、仰臥位、膝 90° 屈曲位で膝伸展動作を 5 回繰り返して、1 回当たりの平均積分値を求め砂嚢重量との関係を見た。

一部の例については、foot switch を踵と第一中足骨頭に相当する足底の皮膚に固定し、歩行の位相を解析した。

活動電位はテレメーター(SAN-EI model 1491, SAN-EI 271)を用いて導出、記録した(Fig. 2)。測定装置は 7 channel のため、V.M., V.L., R.F., T.F.L., B.F., M.H. については全例で測定したが、G.M. は、これに変えて大殿筋や腓腹筋を測定した例があるため例数は少ない。それぞれの歩行速度において歩行 10 cycle の筋電図を測定し、1 cycle 当りの筋活動の平均積分値と歩行サイクルにおけるそれらの発射パターンを検討した。筋活動の積分値は、シグナルプロセッサ-AMPLITUDE HISTOGRAM No. 1, 16 のプログラムを用いて求めた。ただし、30 μ V 以下の波は除いた。

結 果

研究(1)

1. 若年正常群における歩行速度と筋電図の積分値との関係

2. 膝 OA 群と若年正常群におけるトレッドミル歩行の活動電位の比較

Fig. 4 に 62 才女性の膝 OA 例の筋活動を示し

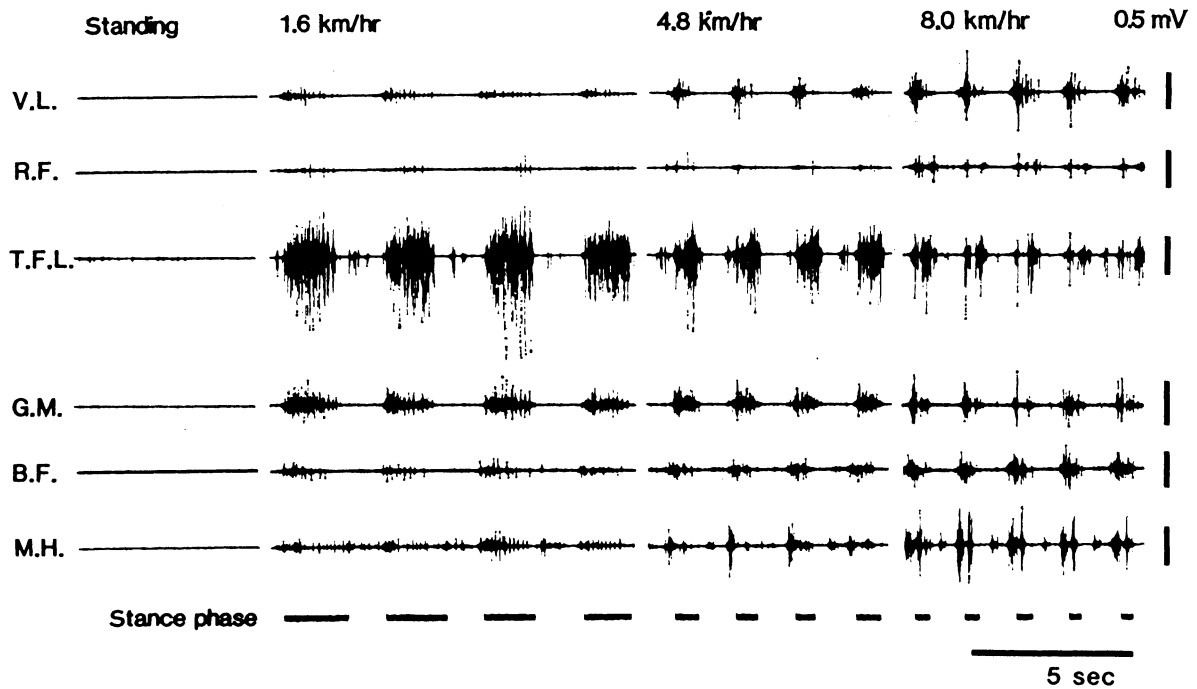


Fig. 3 Muscle activity in a normal 27 years old male walking on a treadmill at various velocity. The period of one walking cycle at 1.6 km/hr was 3.1 sec (stance phase 1.7 sec, swing phase 1.4 sec). Muscle activity while standing was recorded only on T.F.L. Muscle activities of V.L. and R.F. increase with walking speed. Muscle activities of T.F.L. and G.M. decreased as the walking speed increased. Muscle activity of M.H. was tonic at 1.6 km/hr but changed to phasic pattern at 8 km/hr.

Table 2 Relationship between walking speed and integrated EMG

Muscle (n=21)	Walking speed									
	1.6km/hr mean(S.D.)		3.2km/hr mean(S.D.)		4.8km/hr mean(S.D.)		6.4km/hr mean(S.D.)		8.0km/hr mean(S.D.)	
V.M.	0.8	0.5	1	0	2.0	1.2	3.5	2.2	4.9	2.9
V.L.	1.1	0.5	1	0	1.7	1.0	2.6	1.9	3.3	2.3
R.F.	1.0	1.0	1	0	1.9	1.1	3.2	2.3	5.2	3.6
T.F.L.	1.5	0.4	1	0	0.8	0.2	0.6	0.2	0.7	0.3
G.M.*	1.3	0.3	1	0	0.8	0.2	0.8	0.2	0.7	0.3
B.F.	1.2	0.8	1	0	1.4	0.7	1.9	1.1	2.8	2.2
M.H.	1.0	0.4	1	0	1.1	0.2	1.1	0.5	1.2	0.6

* G.M.; n=10

Values of integrated EMG were divided by those of 3.2 km/hr.

た。この成績は 1.6km/hr の歩行時に導出記録した。筋電図上では立脚期全体にわたって膝周囲筋のほぼすべては強く群発射活動をする特徴を示した。1.6km/hr の歩行時に各筋の筋活動を、若年正常群と膝 OA 群について比較すると、V.M. では若年正常群 0.58mV/cycle に対して、膝 OA 群 1.90mV/cycle、V.L. では若年正常群 1.86mV/cycle に対して、膝 OA 群 4.58mV/cycle、R.F. では若年

正常群 0.45mV/cycle に対し、膝 OA 群 1.51mV/cycle、B.F. では若年正常群の 2.41mV/cycle に対し膝 OA 群 5.63mV/cycle と、筋活動は膝 OA 群で有意($p < 0.01-0.05$)に高く、T.F.L. では若年正常群 10.4mV/cycle に対し、膝 OA 群 7.76mV/cycle と膝 OA 群が有意($p < 0.05$)に低値を示した (Table 3)。

しかし活動電位の測定値は導出条件が違うた

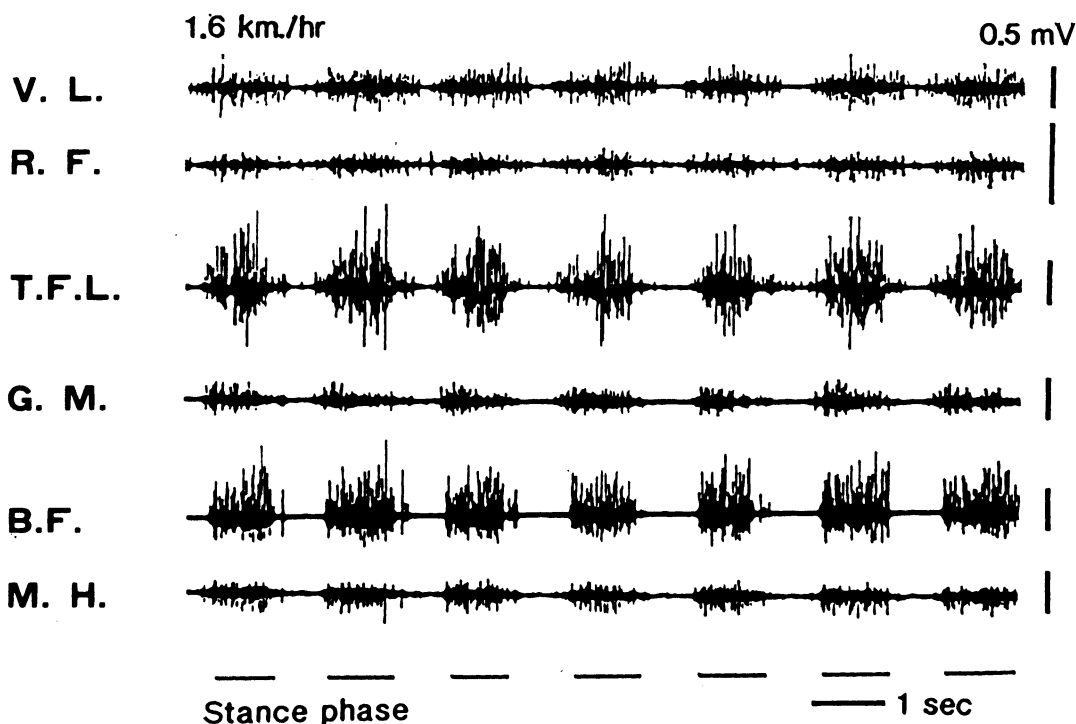


Fig. 4 Muscle activity in a 62 years old female with osteoarthritis of the knee. Period of one walking cycle at 1.6 km/hr was 1.7 sec (stance phase 0.9 sec, swing phase 0.8 sec). Muscle activity was phasic and seen primarily during stance phase in all muscles.

Table 3 Comparison of integrated EMG between normal and knee OA group when walking on a treadmill at 1.6 km/hr

	Normal group (n=21)		Knee O.A. group (n=30)		
	mean (S.D)		mean (S.D.)		
V.M.	0.58	0.49	1.90	1.74	p<0.01
V.L.	1.86	1.43	4.58	3.41	p<0.01
R.F.	0.45	0.66	1.51	1.29	p<0.01
T.F.L.	10.40	6.14	7.76	4.95	p<0.05
G.M.*	7.89	5.96	4.26	3.98	
B.F.	2.41	1.99	5.63	6.03	p<0.05
M.H.	3.47	2.86	4.43	5.68	

mV/cycle

* G.M.; normal group n=10, knee OA group n=19

め、正常例のそれらと直接比較することはむずかしい。そこで V.L. の積分値に対する各筋の積分値の比を求め、この比で膝 OA 例と正常例の筋活動を比較した (Table 4)。その成績によると、V.M. の V.L. に対する比には差を認めなかったが、R.F. の場合は若年正常群の 0.2 に対し膝 OA 群では 0.4 と膝 OA 群で高値 ($p<0.02$) を示し

た。その他の筋では、すべて膝 OA 群で有意 ($p<0.05-0.001$) に低値を示した。

研究 (2) 脊柱の前屈姿勢に伴う活動電位の変化

27 才の正常男性例を被検者として脊柱前屈姿勢と胸をそって直立した姿勢でトレッドミル歩行をさせ、その際に得られる筋活動を比較した (Fig.

Table 4 Comparison of muscle activity between normal and knee OA group

	The ratio of integrated EMG											
	V.M./V.L.		R.F./V.L.		T.F.L./V.L.		G.M./V.L.*		B.F./V.L.		M.H./V.L.	
	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)	mean(S.D.)
Normal group (n=21)	0.4	0.3	0.2	0.3	8.8	7.2	9.9	12.1	3.7	5.0	3.7	2.6
Knee OA group (n=30)	0.4	0.3	0.4	0.3	2.7	3.1	1.7	1.7	1.6	2.0	1.3	1.9
	n.s.		p<0.02		p<0.001		p<0.01		p<0.05		p<0.001	

* G.M./V.L.; normal group n=10, knee OA group n=19

Integrated EMG of each muscle was divided by that of V.L. and comparison made between normal and knee OA group.

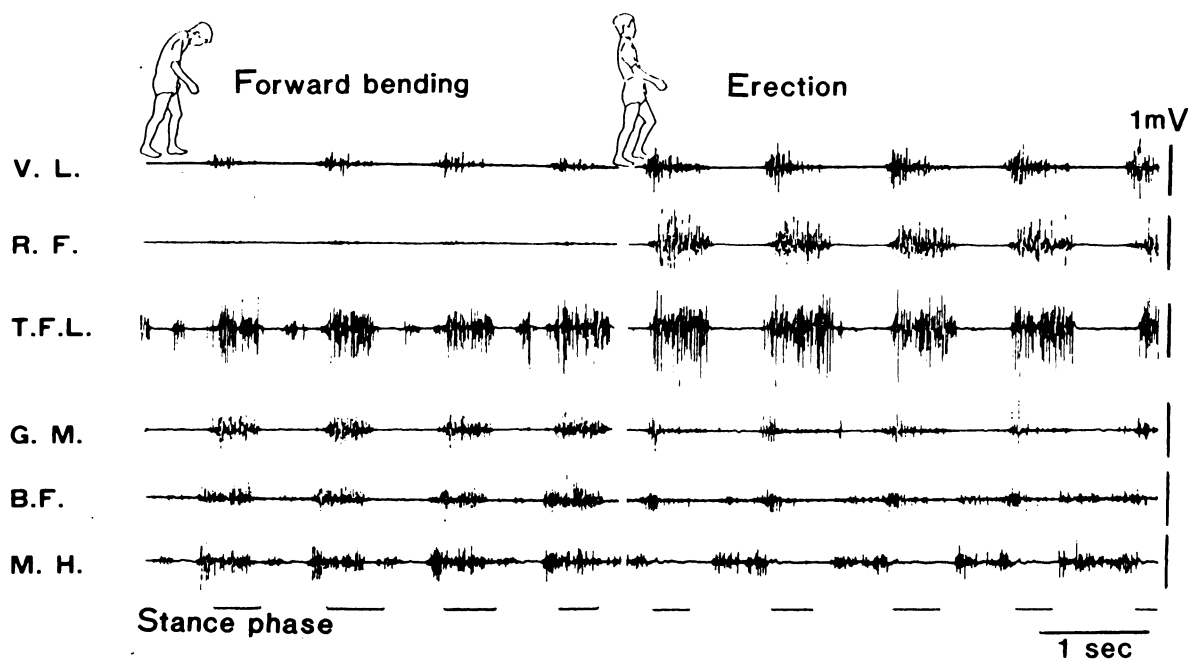


Fig. 5 Influence of postural change on muscle activity in a normal 27 years old male. Walking speed was 3.2 km/hr and the period of one walking cycle was 0.9 sec (stance phase 0.4 sec, and swing phase 0.5 sec on forward bending, stance phase 0.3 sec and swing phase 0.6 sec when erect). Muscle activities of V.L., R.F. and T.F.L. decreased on forward bending while those of G.M., B.F. and M.H. increased. Muscle activities of M.H. and B.F. were primarily seen during the swing phase when the subject shifted from forward bending to erect posture.

5). 胸をそって歩行した場合、V.L., R.F. および T.F.L. の3筋は立脚期に一致して強い発射活動を示した。さらにその持続時間は立脚期の終了よりもやや延長する傾向を示した。一方 M.H. は正常歩行時(Fig. 3)とは異なり遊脚期にはば一致した群発射を示した。G.M. および B.F. では発射活動は少なかったが、位相関係はそれぞれ T.F.L. および M.H. に類似したパターンを示した。これに対して前屈姿勢を維持させた場合、V.L. と R.F. の発射活動は減少した。T.F.L. も同様にそ

の発射活動は減少したが、G.M. では逆に増大した。一方 B.F. と M.H. では、増大の傾向を示し、筋活動の位相が遊脚期から立脚期へ移っていることが注目される。

つぎに、前屈姿勢に伴う筋活動の変化を直立姿勢時の積分値に対する前屈姿勢時の積分値の比で求めた(Table 5)。その平均値をみると、V.M. では0.8、V.L. では0.6、R.F. では0.3、T.F.L. では0.6へと前屈姿勢をとることにより筋活動は減少した。一方 G.M. では1.5、B.F. では4.5、

Table 5 Influence of forward bending on walking EMG

(n=21)	V.M.	V.L.	R.F.	T.F.L.	G.M.*	B.F.	M.H.
mean	0.8	0.6	0.3	0.6	1.5	4.5	5.9
(S.D.)	0.6	0.4	0.3	0.3	0.7	4.1	5.4

* G.M.; n=18

Integrated EMG while walking at 3.2km/hr with forward bending was divided by, those with erect posture.

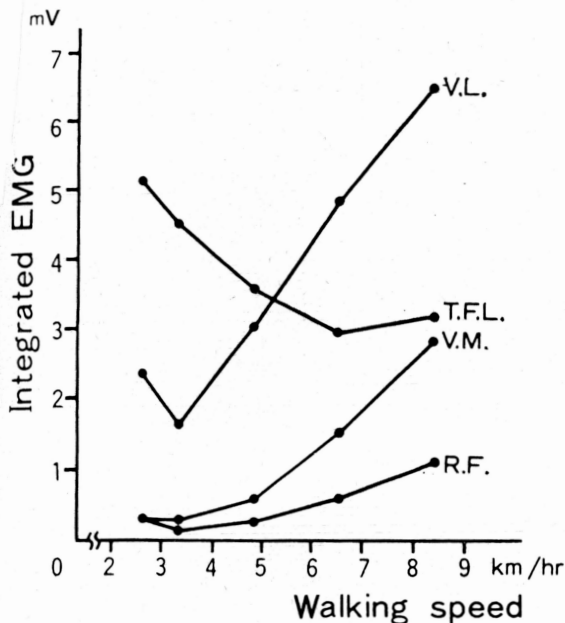


Fig. 6 Integrated EMG of V.M., V.L., R.F. and T.F.L. at various speeds of level walking in a case of normal 27 years old male. Integrated EMG of V.M., V.L. and R.F. increased while that of T.F.L. decreased with an increase in treadmill walking speed.

M.H. では 5.9 へと増大した。この成績は姿勢の変化が膝周囲筋の筋活動に大きな影響を与えることを示している。

方法論の検討結果

(a) 自然歩行との相違：Fig. 6 に示すように、廊下を歩行した時の筋電図積分値の変化はトレッドミル歩行時のものとほぼ同様であった。したがって、この成績は歩行速度の増加に伴う筋活動の変化を解析しようとする際、自然歩行との差は問題にならないことを示す。

(b) 動的な運動時の筋活動と筋力との関係：Fig. 7 に示すように筋電図積分値と砂嚢重量との間には、膝伸展時および膝屈曲時ともに、大まかな比例関係がみられた。このことから筋電図積分

値は同一被験者について一定の運動を負荷だけ変えて同じ速度で行う限り、おおむね筋力と比例すると考えられた。

考 察

1. 研究方法について

本研究はトレッドミルによる運動負荷に対する活動電位の変化により膝周囲筋の動的な性質を検討しようとするものである。一般に測定値にばらつきが大きいのは、トレッドミル歩行が歩き方の癖や、膝 OA 例の場合は膝関節の状態など多く要因に影響されるためと考えられる。

筋電図の積分値と筋力との関係については等尺性収縮の場合、一定の範囲で比例するといわれているが^{4), 7), 13)}、膝の屈伸動作時においても同様の結果であった。

歩行動作における筋電図とそれに対応する筋緊張、すなわち筋力との関係について、山崎ら²⁴⁾は筋骨格モデルによるシミュレーションの結果、歩行時の筋力は筋電図パターンと類似することを報告している。しかし、トレッドミル歩行時の筋力を直接測定することは不可能である。そのため、歩行速度の変化や姿勢変化に対応する活動電位の変化から筋活動の特徴をとらえた。また正常群と膝 OA 群の比較には、測定値のほか V.L. の積分値に対する各筋の積分値の比を用いた。これは他の筋を基準にした場合に比べて値のばらつきが最も小さいことによる。

2. 膝 OA の病因、病態における膝周囲筋の意義

変形性膝関節症の成因として Pommer (1920)¹⁷⁾ や Bauer (1936)¹¹⁾ は、職業等の日常生活の中で膝関節に加わる何らかの持続的な機械的ストレスを考えた。Bauer は肥満や膝の局所的要因である内反膝等は膝 OA の進行を促す因子としている。一方、Smillie (1974)¹⁹⁾ は膝 OA の成因として半月板損傷、下腿内捻、肥満、過度の筋の発達(ex-

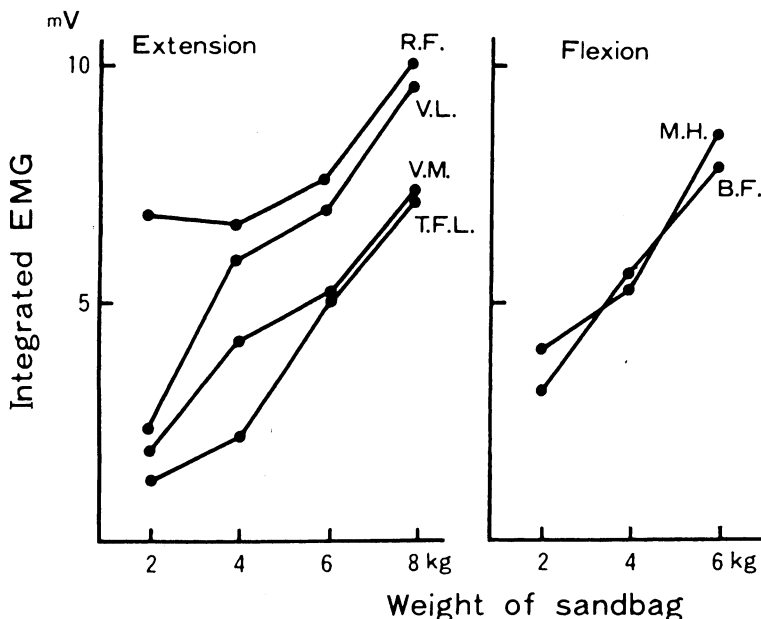


Fig. 7 Integrated EMG on knee extension and flexion. Subject was a normal 27 years old male. Integrated EMG increased as the weight of sandbag increased. The results indicate that integrated EMG approximately parallels dynamic muscle tension if the motion is performed at the same speed.

cessive muscular development), および下腿静脈瘤等を並列してあげている。本研究は Bauer の説をふまえて膝 OA の発症過程における膝周囲筋の意義を検討するものである。

膝 OA の成因としての機械的ストレスとは、膝 OA が通常両側性で主病変は膝関節の内側に偏在した内側型が大多数であること、また、藤沢ら²⁾が関節鏡視所見より報告しているように、変性は完全伸展位ではなく軽度膝を屈曲して向かい合う脛骨大腿骨関節面にみられることから膝関節への負荷は軽度膝屈曲した状態で加わり、両側性に膝の内側に偏位していると考えられる。Kettelkamp¹⁰⁾, Harrington⁹⁾らの理論的計算によると、静的および動的な状態で、膝への荷重は内側へ偏位している。この状態で加齢に伴う関節軟骨の脆弱化が加わると必然的に内側型の膝 OA が成立するとも考えられる。しかし、骨構築学的に不安定で筋性支持に依存する度合いの高い膝関節は、膝 OA の成立過程で筋力の影響を強く受けると推定される。そしてこの筋性支持は関節軟骨の変性が始まるとされる 20 才以降^{11), 5)}, 膝 OA 発症までの数十年にわたる時期に膝 OA の病態像をつくり上げるうえで極めて重要な役割を果していることも容易に推定されよう。

従来、膝 OA に限らず膝関節疾患一般について大腿四頭筋の重要性は常に強調される場所であるが、膝 OA に関して膝周囲筋の働きを単なる膝の屈曲伸展力と別の観点から筋電図学的に分析した報告は少ない。鬼満¹⁶⁾は大腿四頭筋の筋電図と筋の張力との関係を調べ、正座や階段の昇降で張力が高まるのが膝 OA 発生上の意義を有すると考えた。新野¹⁸⁾は膝 OA 例では内側広筋の筋活動が低下し、膝蓋骨の吊り上げ方向は外側へ偏位すると報告している。竹内²²⁾は内反変形の増加に伴い外側広筋と外側ハムストリングの活動電位が高くなることを示し、膝 OA における stabilizer としての意義を述べた。著者¹⁵⁾は、正常例について、20kg の砂嚢を肩にかついだ遅い速度のトレッドミル歩行では、砂嚢負荷のない歩行に比べて、V.M. の筋活動は 2.2 倍増加するのに対し、膝関節の外側支持筋力である T.F.L. と V.L. の筋活動の増加は、1.3 倍と 1.4 倍の増加に止まり、これらの筋活動は相対的に低下し Maquet の理論から外側支持筋力と重力による膝への荷重合力が内側へ偏位する可能性を述べた。今回は膝 OA 群と若年正常群の対比のもとに膝周囲筋の膝 OA に対する成因、病態上の意義をさらに検討した。

3. 膝周囲筋の働き

正常例の 1.6km/hr の遅いトレッドミル歩行を基準に考えると、これより速い歩行速度では大腿四頭筋の筋活動は増加し、T.F.L. と G.M. の筋活動は低下した(Table 2)。これは、前者が下肢の矢状面の stabilizer で膝折れの防止に働くため、より速い歩行速度で高い筋緊張を要求され、後者は体の前額面で股関節を支点到に躯幹を支えるため、立脚期の長い遅い歩行速度で持続的に高い筋緊張を要するものと考えられる。したがって大腿四頭筋の機能は G.M. や T.F.L. に比べて、より速い速度の運動に対応できるかどうかという点で評価されねばならない。膝屈筋群では、歩行速度の増加とともに活動電位も増加したが、大腿四頭筋ほどはっきりした傾向はみられなかった。むしろ、歩行速度や脊柱姿勢の変化に伴う活動電位の発射パターンの変化に特徴があり、膝屈筋群は、その時の状況に応じた膝関節の微妙なコントロールを行っていると考えられる。これは、膝屈筋群の機能を膝の屈曲力のみで評価しても、あまり意味がないことを示唆するものである。

膝 OA 例では 1.6km/hr の遅い歩行速度で、測定値でも相対値でも大腿四頭筋の活動電位は高く、T.F.L. では低かった(Tables 3, 4)。また膝 OA 例における筋活動はすべて立脚期中心の phasic なパターンを示した(Fig. 4)。これは正常例における 6.4~8km/hr の速い歩行速度の時に似たパターンに相当しており、正常例の無駄のない効率的な歩行に対し、膝 OA 例では、予備能力が乏しく立脚期に下肢をとにかく支えるということに努力を集中している状態といえる。さらに、膝 OA 例で大腿四頭筋および膝屈筋群に立脚期全体にわたる大きな活動電位をみる点は、直立姿勢の確立していない霊長類にみられる活動電位のパターンに類似しており⁹⁾、膝 OA を加齢に伴う直立姿勢の破綻の一部分症としてとらえると興味深い。すなわち、膝 OA 例の筋活動は人類特有の主たる生活姿勢である直立姿勢が、脊柱や膝関節のみならず神経や筋肉の退行変性に伴い破綻していくなかで、なおかつ直立の努力をしている状態と考えられる。

膝 OA 例における大腿四頭筋の高い筋活動は、まず加齢による筋肉組織の質的变化を考慮する必要がある。Lenman¹²⁾ は筋疾患では筋線維の機械的効率が低下し、筋緊張は同じでも正常例に比べて活動電位の積分値は高い値をとることを報告し

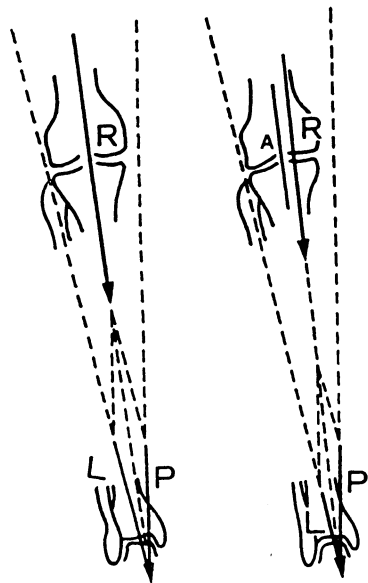
ている。また、筋には活動電位を伴う収縮のほかにはパネ的な働きがあり、正常例の歩行ではむしろこちらが基本であると報告されている²¹⁾。膝 OA 例で加齢に伴う筋の変性のため機械的効率やパネ的な働きが失われるとすると、残存する筋線維はすべて動員され、活動電位を伴う働きの割合が高まることが考えられる。逆に、膝 OA 例における T.F.L. の筋活動は低下していると考えられる。これは膝 OA 例における膝関節の外側支持力の低下を示唆するものである。その原因としては、膝 OA 例によくみられる脊柱の前屈姿勢で股関節が軽度屈曲位になり筋緊張がゆるむことが最も考えられる。

4. 前屈姿勢

山口²³⁾、鈴木²⁰⁾ らは加齢に伴う姿勢変化について調査し女性は 30 才代、男性は 50 才代から胸椎後弯が強くなり、腰椎で代償できなくなると股関節や膝関節を屈曲させて代償し最終的には類人猿型の姿勢になると報告している。また小松原¹¹⁾ は疫学的調査から膝 OA に円背の合併が多いと報告している。

Howarth⁶⁾ は人間のあらゆる動作姿勢を映画フィルムに収め分析した結果、膝、股関節、躯幹を軽度屈曲した準備状態(basic dynamic posture)から動作を始め、多くの日常生活動作やスポーツ等はその状況に応じて屈曲を強めた姿勢であることを明らかにした。

以上のごとく、前屈姿勢は加齢に伴う姿勢変化であることと、ほとんどの日常生活動作が程度の差はあるが基本的に前屈位で行われるという 2 点で重要である。しかし、姿勢変化に伴う膝周囲筋の筋活動の変化についての報告はない。そこで直立し、胸をそった姿勢の歩行との比較を行った。その結果、一般的な傾向として、前屈に伴い大腿四頭筋の筋活動は低下し、膝屈筋群のそれは増加していることが判明した(Table 5)。膝屈筋群の増加は骨盤の前傾に伴って筋緊張の高まるためと考えられる。興味あることに外側支持筋である T.F.L. の筋活動は、前屈姿勢に伴い低下したが、その共同筋である G.M. では逆に増加の傾向をみた。Maquet¹⁴⁾ によると、T.F.L. の緊張低下は膝への荷重合力を内側へ偏位させる要因であるがその原因については言及していない(Fig. 8)。本研究の結果、前屈姿勢を伴う日常生活動作で T.F.L. の筋活動が低下し、これが筋緊張の低下につながる



(Redrawn from Maquet P., 1976)

Fig. 8 Pathogenesis of osteoarthritis of the knee. Decrease of staying force L of lateral muscles causes medial displacement of resultant force R to be exerted on the knee.
A: mechanical axis, P: force exerted by the body mass eccentrically supported.

可能性が示唆された。前屈姿勢に伴い膝関節が軽度屈曲すると、膝は重心線から遠ざかるために膝への全体的な負荷は増大し、かつ形態学的特徴より荷重面積は減少する。このため荷重部の単位面積当りの負荷は増大する。さらに前屈姿勢に伴う筋活動の変化は先に述べた膝 OA の成立上必要な機械的ストレスの条件をみたすだけでなく、多くの膝 OA の病態を説明し得る(Fig. 9)。すなわち、T.F.L. の緊張低下は、膝への荷重合力の内方偏位のみならず、股関節の内旋力の低下をもたらし、同時に G.M. の筋活動が増加するため、股関節は外旋、外転傾向をとることが考えられる。さらに、膝屈筋群の持続的な筋活動の亢進は膝関節の屈曲拘縮を起すと考えられる。また、内外側両ハムストリングの付着位置の違い、すなわち内側ハムストリングがより遠位に付着することは、この間での下腿内捻の一因とも考えられる。これらがいずれも膝 OA の病態そのものであることから、膝 OA の成因上前屈姿勢に伴う筋活動の変化は極めて興味深いものといえる。すなわち膝周囲筋は膝関節を種々の機械的ストレスから保護するものであるが、同時に前屈姿勢に伴う筋活動は膝 OA の病態像を作り上げていくうえで極めて重要な役割を果たすと考えられる。また、M.H. にみら

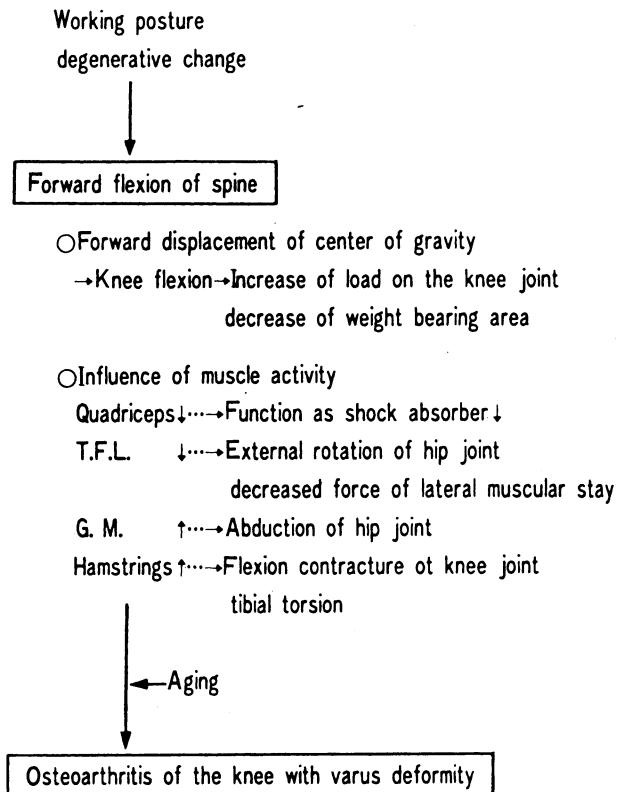


Fig. 9 Proposed pathogenesis and description of pathologic conditions of osteoarthritis of the knee with varus deformity.

れた姿勢変化に伴う位相の変化は一層興味深い現象である(Fig. 5)。その神経生理学的な機構の解明は本論文の範囲を越えているが、直立姿勢での歩行は前屈姿勢での歩行に比べて、より微妙な神経制御を要する高度の歩行であり、加齢に伴う姿勢変化はこの神経制御機能の低下の結果と関連すると考えられる。

結 語

トレッドミル歩行時の膝周囲筋の働きを表面筋電図を用いて若年正常例および膝 OA 例について測定し、以下の結論を得た。

1. 大腿四頭筋は下肢の矢状面の安定性に関与し歩行速度の増加とともに働きは増加する。大腿筋膜張筋と中殿筋は体の前額面の安定性に関与して、遅い歩行速度での働きが中心になる。ハムストリングは状況に応じた微妙な膝関節のコントロールに意義がある。

2. 変形性膝関節症では遅い速度の歩行しかできないが、膝周囲筋の働きは正常者が速い速度で歩行している時のパターンを示す。すなわち予備能力に乏しく、すべての筋が立脚時の安定性を得

るために働いていると考えられる。

3. 大腿筋膜張筋と中殿筋は外側支持筋力として重要であるが、前屈姿勢をとることにより前者の働きは低下し、逆に後者の働きは高まる傾向がみられた。また、大腿四頭筋の働きは低下し、膝屈筋群の働きは亢進した。

4. 前屈姿勢に伴う膝周囲筋の働きの変化は、内側型、膝の屈曲拘縮、股関節の外転、外旋傾向、下腿内捻など、膝OAの病態を作り上げていく過程で重要な意義を持つものと考えられる。

稿を終わるに臨み、ご指導および校閲を賜った恩師竹光義治教授、ならびに第二生理森茂美教授に深謝致します。また、本研究を遂行するにあたり協力頂いた教室の熱田裕司助手、およびメヂカルプラントの山崎栄紀氏にお礼申し上げます。

(本論文の要旨は第57回日本整形外科学会学術集会上において発表した。)

文 献

- 1) Bauer, W., and Bennet, G. A.: Experimental and pathological studies in the degenerative type of arthritis. *J. Bone Joint Surg.*, **18**: 1-18, 1936.
- 2) 藤沢義之他: 関節鏡所見より見た高位脛骨骨切り術の効果. *臨整外*, **11**: 8-22, 1976.
- 3) Harrington, I. J.: Static and dynamic loading patterns in the knee joints with deformities. *J. Bone Joint Surg.*, **65-A**: 247-259, 1983.
- 4) Hayward, M., and Willson, R. G.: The recognition of myogenic and neurogenic lesions by quantitative EMG. In: *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. Vol. 2. ed. by Desmedt, J. E., S. Karger, Basel, 448-453, 1973.
- 5) Heine, J.: Über die Arthritis deformans. *Virchows Arch.*, **260**: 251-663, 1926.
- 6) Howorth, B.: Dynamic posture. *J.A.M.A.*, **24**: 1398-1404, 1946.
- 7) Inman, V. T., et al.: Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, **4**: 187-194, 1952.
- 8) Isida, H., et al.: Patterns of bipedal walking in anthropoid primates. In *Proc. Symp. 5th Conger. IPS*. ed. by Kondo, S., et al., Japan Science Press, Tokyo, 287-301, 1975.
- 9) Kaplan, E. B.: The iliotibial tract. *J. Bone Joint Surg.*, **40-A**: 817-832, 1958.
- 10) Kettelkamp, D. B., and Chao, E. Y.: A method for quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during standing. *Clin. Ortop.*, **83**: 202-213, 1972.
- 11) 小松原良雄他: 膝関節症の頻度とその関連因子について—慢性リウマチ病に関する地域住民調査からの分析—. *成人病*, **9**: 44-56, 1968.
- 12) Lenman, J. R. A.: Quantitative electromyographic changes associated with muscular weakness. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, **22**: 306-310, 1959.
- 13) Lippold, O. C. J.: The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *J. Physiol.*, **117**: 492-499, 1952.
- 14) Maquet, P.: *Biomechanics of the Knee*. Springer-Verlag, Heidelberg, New York, 71-101, 1976.
- 15) 小野沢敏弘他: 膝伸筋のトレッドミル運動負荷による筋電図学的解析—変形性膝関節症の成因に関連して—. *中部整災誌*, **25**: 770-772, 1982.
- 16) 鬼満雅: 大腿四頭筋の張力と筋電図. *日整会誌*, **40**: 985-999, 1966.
- 17) Pommer, G.: Funktionelle Theorie der Arthritis deformans vor dem Forum des Tierversuches und der Pathologischen Anatomie. *Arch. Orthop. Unfall-Chir.*, **17**: 573-593, 1920.
- 18) 新野徳他: 変形性膝関節症の Pathomechanics—特に動的安定性について—. *臨整外*, **13**: 832-838, 1978.
- 19) Smillie, I. S.: *Diseases of the Knee Joint*. Churchill Livingstone, Edinburgh and London, 308-359, 1974.
- 20) 鈴木信正他: 日本人における姿勢の測定と分類に関する研究—その加齢変化について—. *日整会誌*, **52**: 471-492, 1978.
- 21) 高浜逸郎他: 歩行時の下肢の筋の作動時期と筋力についての実験的解析. *バイオメカニズム7*, 東京大学出版会, 265-276, 1984.
- 22) 竹内一喜他: 変形性膝関節症における膝周囲筋の活動について. *中部整災誌*, **22**: 1489-1492, 1979.
- 23) 山口義臣他: 日本人の姿勢の分類とその加齢的变化の検討. *臨整外*, **27**: 981-989, 1976.
- 24) 山崎信寿他: 計算機シミュレーションによる初期2足歩行モデルの生機構学的研究. *昭和55・56年度科研費総合A報告書*, 近藤四郎編, 28-38, 1982.