

## ひねりが筋力に及ぼす影響

猪木原孝二・荒木 直彦・岡本 将資\*\*・川上 雅之

松原 孝・岩崎 英人\*

倉敷芸術科学大学教養学部

\*山陽学園大学国際文化学部

\*\*日本整体師教育協会

(1998年9月30日 受理)

### I. 緒 言

近年では、等速度運動筋力測定器による膝関節等の短縮性筋活動 (concentric) 及び伸張性筋活動 (eccentric) の筋出力に関する研究報告がみられる<sup>5,7,8)</sup>。これは、高齢化社会を迎えるに当たり筋力低下の年齢層の出現及び各種の弊害から来る脚障害に対処する研究過程の現れといえる。著者らは、これまで筋肉を中心にした「ひねりと筋力の関係」について各種の実験を重ねてきた。これは、筋肉にひねりを加えることによって、より高い筋出力が生み出せるであろうと考えたからである。なぜなら、筋肉にひねりを加えることは、筋繊維を凝縮し、ひねりを与えることである。筋肉を凝縮させることは、1本1本の筋繊維を結束させることであり、筋肉の断面積を圧縮することによってより強い筋束を構成することになる。断面積の圧縮は、空間を持たない強靱なロープと同様の機能を発揮するものと考えている。また我々人間のからだは、重力空間でからだを維持している個体であり、筋肉は各々の関節を中心に地球軸に対して垂直方向にかつ扇状に構成されている。この筋肉を各関節を中心に進行方向にひねりを加えた場合の筋出力について考えてみると、筋出力はより大きな力になって発現するであろうと考える。人間は、日常生活において前進する生活活動を習慣的に持っている。骨格筋の運動は、各種運動に対して主動筋と拮抗筋の共同作業というシステムによって成り立つものである。

以上のような観点から今回は、膝関節を中心に筋肉にひねりを加えた場合の下肢の筋出力について実験を試みた<sup>1,2)</sup>。ひねりは、弾力を持つZ型サポーター (ダイヤ工業KK・技術開発室) を使用することによって物理的なひねりを捻出した。ただし各々の被験者は、それぞれ下腿周径が異なることからZ型サポーターの張力についても区分したところ、各種の影響があることが判明したので報告する。

表1 被験者の身体的特性

氏名	年齢	身長	体重	脂肪率	脂肪量	除脂肪量	体水分量	インピーダンス
		(cm)	(kg)	(%)	(kg)	(kg)	(kg)	( $\Omega$ )
平均	19.4	171.9	80.1	21.2	18.0	62.1	45.5	351.2
標準偏差	1.0	5.9	17.4	8.9	11.3	9.3	6.8	71.7

男子 n=19

氏名	年齢	身長	体重	脂肪率	脂肪量	除脂肪量	体水分量	インピーダンス
		(cm)	(kg)	(%)	(kg)	(kg)	(kg)	( $\Omega$ )
平均	24.3	158.9	49.6	24.0	12.1	37.5	27.5	562.3
標準偏差	6.6	5.6	6.0	5.2	4.0	2.9	2.1	74.8

女子 n=12

## II. 実験方法

### 1. 被験者

被験者は、男性19名及び女性12名の計31名を対象者にした。年齢は、男性 $19.4 \pm 1.0$ 才、女性 $24.3 \pm 6.6$ 才の者である。被験者は、学生及び会社員等の職種の異なる者である。被験者の身体的特性については、表1に示すとおりである。身体計測は、タニタ社の体内脂肪計 (BODY FAT ANALYZER TBF-202) により測定した。

### 2. 方法

下肢筋力の測定は、大腿四頭筋の伸張性筋収縮及び短縮性筋収縮について測定した。測定は、米国チャタヌガ社製のキンコム500Hによって測定した。測定は、1秒間当たり60度の角速度で機械的付加をかけたものである。測定時の姿勢は、被験者を測定装置に90度になるように座らせ、腕は胸部前で腕組みをさせ、腰部、大腿部についてはベルトで固定した。測定のセットは、レバーアームを足首の踝より3cm上方にベルトで固定した。レバーアームの可動範囲は、各被験者によって膝関節の解剖学的0度を計測し、完全伸展水平位置で重力補正を行い、各被験者の伸張性筋収縮及び短縮性筋収縮を求めた。可動範囲は、10度から70度までを測定値とした。測定値は、それぞれの等速度の運動下における最大筋出力値を被験者の値とし、同時に被験者の最大筋出力値の角度についても検討した。最大筋出力の単位は、ニュートンメートル (以下N mと称す) とした。測定は、Z型サポーターを未装着の時、Z型サポーターを装着した時について測定した。Z型サポーターは、上45cm・下50cmのものであり岡山県工業技術センターで引張力試験を未使用、水、汗処理、共に試料重量42gを100gになるまで液を含ませたのち、定速伸張形引張試験機で、引張速度10cm/min、試長40cmでテストを実

表2 張力検査

処理なし	10kg時の伸び	74.5%
水処理	10kg時の伸び	89.5%
汗処理	10kg時の伸び	91.5%

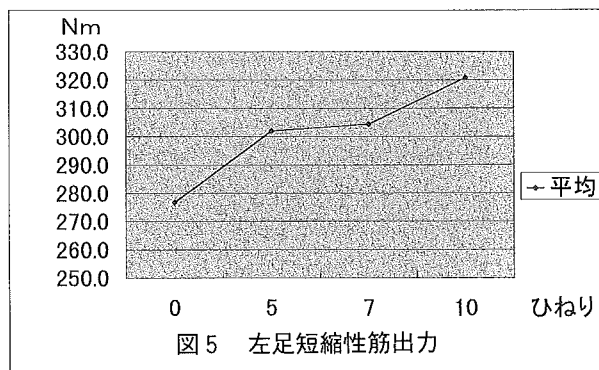
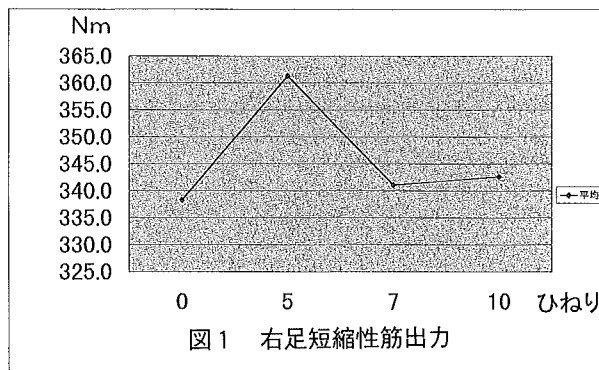
ひねりは、大腿筋を内側方向に下腿筋を外側方向に物理的なひねりを加えた。テストは、Z型サポーターを5cmにひねった場合（以下T1と称す）、つぎに7cmにひねった場合（以下T2と称す）、さらに10cmにひねった場合（以下T3と称す）の三種類の実験を行なった。

### Ⅲ. 結 果

図1から図8は、男性被験者のサポーター装着前、T1、T2及びT3の実験結果について示したものである。女性被験者の実験結果は、図9から図16に示すとおりである。

短縮性筋出力についての、男性被験者の右足については、サポーター装着前に比較してT1では6.8%、T3では1.3%の筋出力に増加の傾向が認められた。T1とT2では、T1の方がT2に比較して5.9%の筋出力に増加の傾向が認められた。

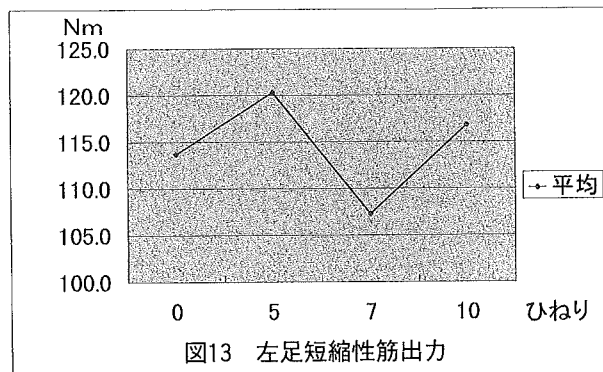
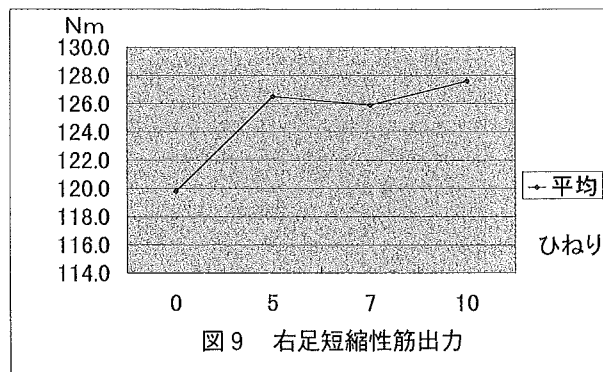
T1とT3では、T1の方がT3に比較して5.5%の筋出力に増加の傾向が認められた。T2とT3においては、両者の相違は認められなかった。左足については、サポーター装着前に比較してT1が9.1%、T2が10.0%、T3が15.9%の筋出力に増加の傾向が認められた。T1とT2においては、両者の相違は認められなかった。T1とT3では、T3の方がT1に比較して6.2%の高い値を確認することができた。T2とT3では、T3の方がT2に比較して5.4%の高い値を確認することができた。女性被験者の右



足については、サポーター装着前に比較してT 1では5.6%、T 2では5.1%、T 3では6.5%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 1、T 2及びT 3の間の比較については、三者の相違は確認できなかった。左足については、サポーター装着前に比較してT 1が5.8%、T 3が2.7%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 1とT 2では、T 1の方がT 2に比較して12.1%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 1とT 3では、T 1の方がT 3に比較して3.0%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 2とT 3では、T 3の方がT 2に比較して8.9%の筋出力に増加の傾向が認められた。

次に伸張性筋出力について男性被験者の右足については、サポーター装着前に比較してT 1では、9.4%、T 2では、2.0%、T 3が3.1%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 1とT 2では、T 1の方が7.3%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 1とT 3では、T 1の方がT 3に比較して6.1%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 2とT 3の両者の相違は確認できなかった。

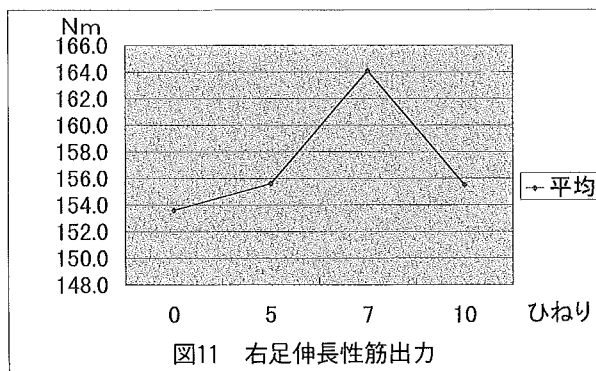
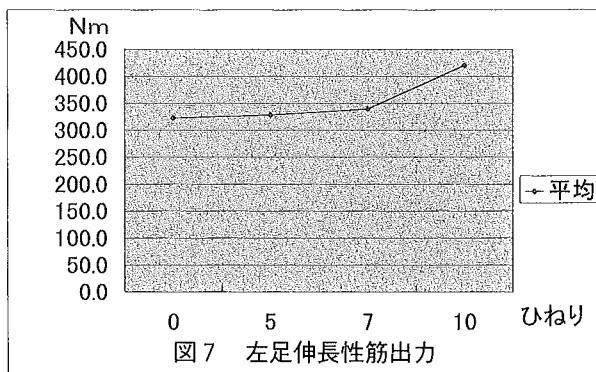
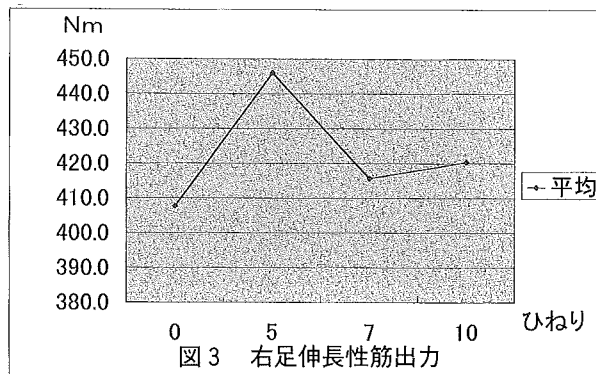
左足については、サポーター装着前に比較してT 1では、1.7%、T 2では、5.1%、及びT 3では、6.5%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 1とT 2では、T 2の方がT 1と比較して3.4%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 1とT 3では、T 3の方がT 1と比較して4.7%の筋出力に増加の傾向が認められた。T 2とT 3の両者の相違は、確認できなかった。



女性被験者の右足については、サポーター装着前に比較してT1では、1.3%、T2では、6.8%、T3では、1.2%の筋出力に増加の傾向が認められた。T1とT2では、T2の方がT1に比較して5.5%の筋出力に増加の傾向が認められた。

T1とT3及びT2とT3の2者間での相違は、確認できなかった。左足については、サポーター装着前と比較した結果、今回の実験では相違は確認できなかった。

さらに短縮性筋出力と伸張性筋出力を比較した場合での、男性被験者の右足については、装着なし(21.0%)、T1(23.4%)、T2(22.0%)、T3(22.7%)とも伸張性筋収縮の方が筋出力に増加の傾向が認められた。左足については、装着なし(17.0%)、T

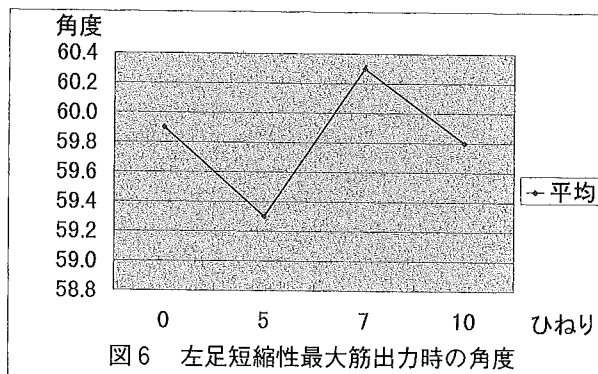
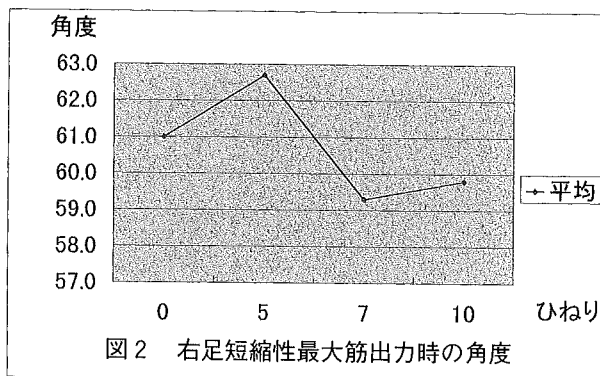
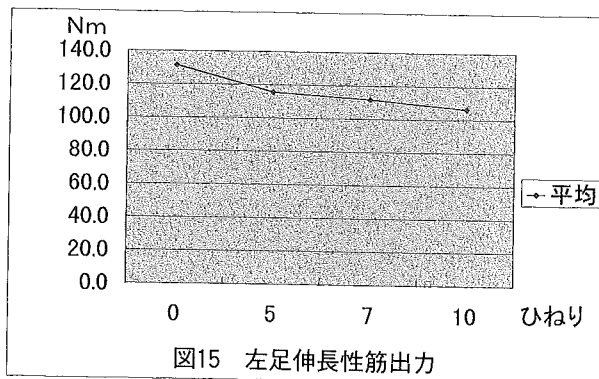


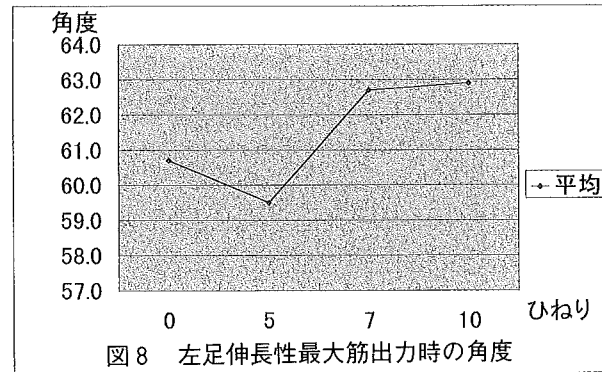
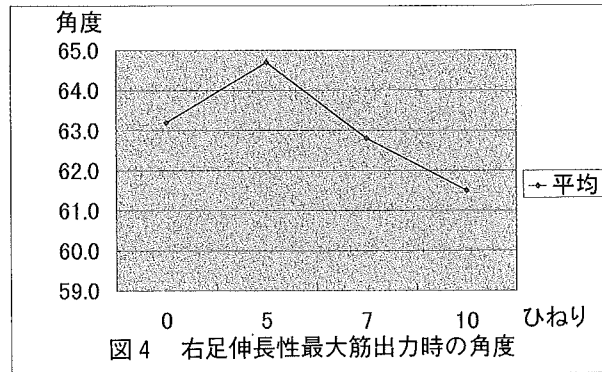
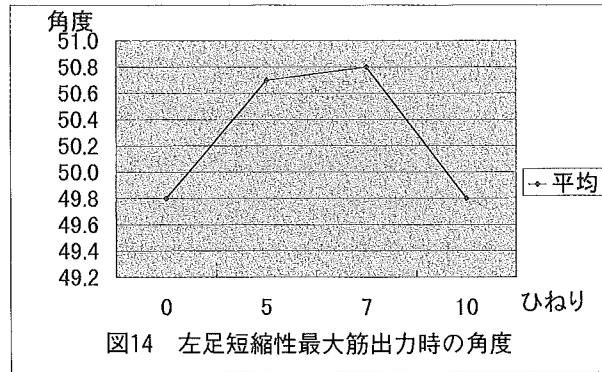
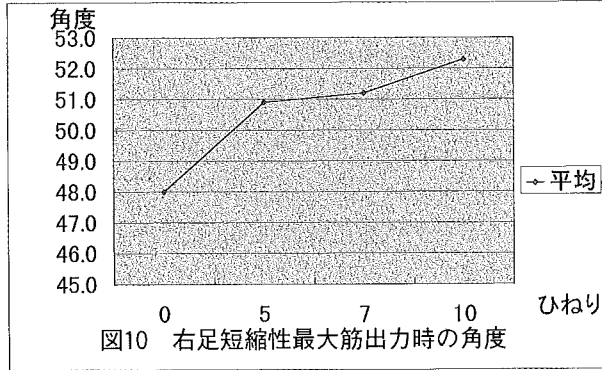
1 (8.7%), T 2 (11.4%), T 3 (7.1%) とも伸張性筋収縮の方に筋出力の増加の傾向が認められた。

女性被験者の右足については、装着なし (28.2%), T 1 (23.0%), T 2 (30.2%), T 3 (22.0%) とも伸張性筋収縮の方が筋出力に増加の傾向が認められた。

左足については、装着なし (15.6%), T 2 (4.2%) に伸張性筋収縮の方が筋出力に増加の傾向が認められた。

次に短縮性筋収縮の角度については、男性被験者の右足では、サポーター装着前の61.0 ± 6.4度と比較して、T 1 では62.7 ± 6.2度と遅い角度で最大筋出力値が確認されたのに対



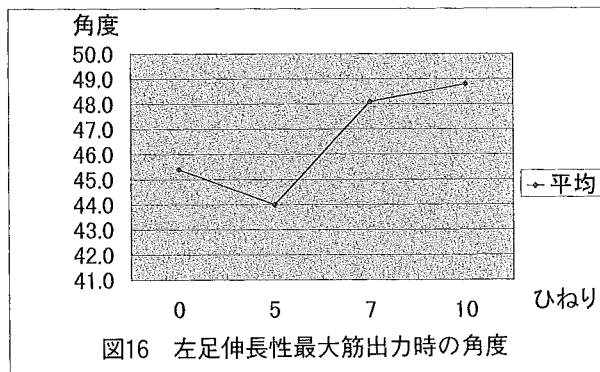
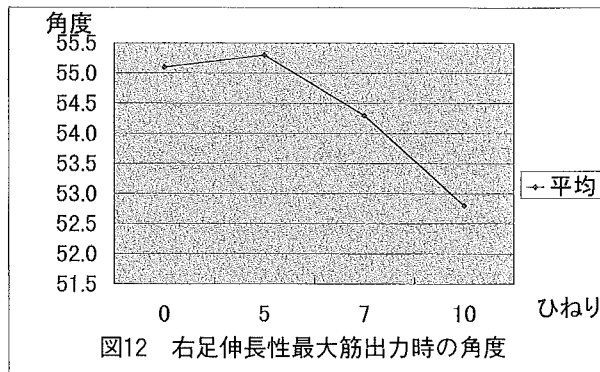


して、T 2 及び、 $59.3 \pm 4.7$ 度、T 3 では、 $59.8 \pm 5.1$ 度では速い角度で最大筋出力値が確認された。左足では、サポーター装着前の $59.9 \pm 5.2$ 度と比較して、T 1 では $59.3 \pm 4.5$ 度では速い角度で最大筋出力値が確認されたのに対し、T 2 では、 $60.3 \pm 4.8$ 度では遅い角度で最大筋出力値が確認された。T 3 では、 $59.8 \pm 4.9$ 度で、T 1 と同様に速い角度で最大筋出力値が確認された。

女性被験者の右足では、サポーター装着前の $48.0 \pm 12.8$ 度と比較して、T 1 では $50.9 \pm 3.7$ 度、T 2 では、 $51.2 \pm 4.7$ 度、T 3 では、 $52.3 \pm 3.5$ 度と3ポイントとも遅い角度で最大筋出力値が確認された。左足については、サポーター装着前では $55.1 \pm 6.5$ 度に比較して右足とは逆に、T 1 では $50.7 \pm 5.1$ 度、T 2 では、 $50.8 \pm 3.6$ 度、T 3 では、 $49.8 \pm 2.9$ 度の3ポイントとも速い角度で最大筋出力値が確認された。

また、伸張性筋収縮の角度についての、男性被験者の右足では、サポーター装着前では $63.2 \pm 8.5$ 度に比較して、T 1 では $64.7 \pm 5.8$ 度と遅い角度で最大筋出力値が確認された。T 2 では、 $62.8 \pm 6.2$ 度、T 3 では、 $61.5 \pm 6.4$ 度と速い角度で最大筋出力値が確認された。左足では、サポーター装着前では $60.7 \pm 9.3$ 度に比較して、T 1 では $59.5 \pm 10.4$ 度と、速い角度で最大筋出力値が確認された。T 2 では、 $62.7 \pm 7.0$ 度及び、T 3 では、 $62.9 \pm 7.5$ 度の遅い角度で最大筋出力値が確認された。

女性被験者の右足では、サポーター装着前の $55.1 \pm 6.5$ 度に比較して、T 1 では $55.3 \pm$





10.2度、T2では、 $54.3 \pm 8.5$ 度と遅い角度で最大筋出力値が確認されたが、T3では、 $52.8 \pm 8.9$ 度の速い角度で最大筋出力値が確認された。左足では、サポーター装着前の $45.4 \pm 8.5$ 度に比較して、T1では $44.0 \pm 11.4$ 度の速い角度で最大筋出力値の出現が確認された。T2では、 $48.1 \pm 11.6$ 度、T3では、 $48.8 \pm 11.0$ 度の遅い角度で最大筋出力値が確認された。

#### IV. 考 察

日常生活における歩行運動は、短縮性及び伸張性収縮の両者の反復筋肉運動によって成り立っている。歩行という運動は、前に推進する運動を主体にしているもので、脚筋力の力配分から考えた場合、必然的に振り出し脚である伸張性収縮に大きな力が加わるものと考えられる。このことは、スポーツ選手のごとく特殊なトレーニングをしていない限り、一般的には伸張性収縮における筋出力が短縮性収縮力を上回るものである<sup>2,7)</sup>。

今回の実験でも短縮性筋収縮と伸張性筋収縮を比較した場合、伸張性が短縮性に比較して高いということが多数の被験者に確認されている。これは、サポーター装着後の膝関節におけるひねりが伸張性筋出力を高め、一步一步の歩幅を拡張するために推進性が増加されたものと考えられる。また歩行時における歩幅を拡張することは、歩行時における脚へのロードを軽減するために、少ない労作で大きな運動が期待できるものである。これは、後天的な機能障害及び脳障害等によって歩行が困難となり、補助具を必要とする人々にとっては日常の生活活動をよりスムーズに、かつ拡充するものであるといえる<sup>3)</sup>。

今回の試みは、それらの脚筋力の低下及び脚障害を有する人達の補助具的役割、また脚筋出力を必要とするスポーツ選手の強化具という観点から物理的なひねりをサポーターに期待するものとして実験、考察を試みたものである。その結果、男女ともサポーター装着前に比較して装着後に短縮性及び伸張性筋出力ともに高くなることが認められている。これは、筋力を向上させるための補助具的役割をサポーターが果たしていることを実証するものである。さらに筋肉にひねりを加えることが、より大きな力を生み出すことも確認できたことになる。これらは、オストランド及びランプが報告しているように、筋肉を凝縮することがより強い筋力を発揮するという理論と同一のものである<sup>4,6)</sup>。ただし、ひねりの方法については、我々の研究的試みとは異なる点があるといえる。

以上のことから、筋肉の「ひねりと凝縮」は、先述の脚機能に低下を来している人達に大きな役割を果たすものといえることができる。

つぎに男女間の性差であるが、両者の間にサポーター装着前後の筋出力の相違は認められなかった。このことは、男女間のサポーター効果による性差はないものといえよう。したがってZ型サポーターは、老若男女問わず装着することにより、その効果を期待できるものといえることができる。

さらに、ひねりの張度についてである。これは、筋肉の凝縮とひねりの程度がポイント

になると考えている。なぜなら極端に張度を強くすることは、運動の範囲を制限することであり可動範囲を狭くするものである。効率的な筋出力を得るためには、その目的に応じたひねりと筋肉の凝縮を調節することが効果的な筋出力を得るための必要な条件といえる。今回の実験に使用したサポーターは、一定の長さのものを使用した。これは、被験者の下腿の周径を無視した試みである。同時に本試みは、異なる下腿周径の被験者に同一のサポーターを装着した場合の効果について検討する意味のものである。その結果、主軸になる脚、つまり利き足と呼ばれる脚については張度を比較的弱く締める方が、強く締めるより筋出力が高いことが確認されている。また利き足でない脚については、比較的強めに絞めることで、より高い筋出力を得ることが確認された。このことは、筋力が低下している脚には強く、平常の脚にはやや軽く絞めることによって両者の脚筋力のバランスを取ることが可能といえるものである。これは、日常生活における歩行運動をよりスムーズに運営するうえのバランスを保持し、身体運動のロードを軽減する意味においても適合性をもった補助具となるであろう。以上のことから、装着するサポーターの張度については、被験者の装着する目的が異なる場合においても適合性をもつサポーターといえる。さらにサポーターの張力については、下腿周径の異なる人においてもひねりと凝縮の度合いを調節することによって、より高い筋出力を生み出すことができる。

以上のことから、今回の実験における総合的な考察は、筋肉に対する「ひねりと凝縮」というキーポイントを上手に調整し装着すれば、より高い筋出力を生み出すことができるといえる。これは、生活行動としての歩行運動をより円滑にし、身体的な労作を軽減するものである。

## V. 要 約

本研究は、筋肉に物理的なひねりを加え、筋出力を向上させる目的で実験したものである。筋肉へのひねりは、Z型サポーターによって物理的ひねりを加えた。

その結果、つぎのことが判明した。

1. 短縮性収縮については、男性の右足で1.3~6.8%、左足で9.1~15.9%、女性については右足で2.0~9.4%、左足で1.7~6.5%の筋出力が高くなることが確認できた。
2. 伸張性筋収縮については、男性の右足で5.1~6.5%、左足で2.7~5.8%、女性については右足で1.2~6.8%筋出力が高くなることが確認できた。
3. Z型サポーターにおける張度は、男性の右足ではT1（5cm）、左足ではT3（7cm）の張度によって短縮性筋収縮及び伸張性筋収縮ともに高くなる傾向が確認された。女性では、右足のT3、左足のT1に短縮性収縮の筋出力が、右足ではT2（10cm）に伸張性収縮の筋出力が高くなる傾向が確認された。
4. 以上のことから、Z型サポーターによって筋肉にひねりを加えることは、より高い筋出力を得ることができる。筋出力の向上は、短縮性及び伸張性収縮ともに高くなるとい

える。またひねりの度合いは、脚筋力の相違により調節することによって両足の筋力を調節することが可能である。

#### 参考文献

- 1) 猪木原 孝二, 川上 雅之他: ひねりが筋出力に及ぼす影響, 日本体育学会岡山支部研究発表会, 2, 9-10, 1997
- 2) 猪木原 孝二: 下肢筋力における研究, 倉敷芸術科学大学 紀要, 3, 121-129, 1998
- 3) 猪木原 孝二, 川上 雅之他: ひねりが筋出力に及ぼす影響, 日本体育学会岡山支部研究発表会, 1-2, 1997
- 4) Astrand, P. et al. Textbook of Work Physiology, McGraw Hill, 1986
- 5) 金久 博昭: 動的筋機能測定 of 歴史. jpn. j. Sports Sci, 13, 467-493, 1994
- 6) Lamb, D. R, Physiology of Exercise, Collier. Macmillan Publishers, 1978
- 7) 田口 正公 他: スポーツ競技の種目別に見た筋力発揮特性について, トレーニング科学, vol. 4 No 1, 1992
- 8) 若山 章信 他: 等速性筋力測定法による膝伸展筋の力-速度曲線及び最大パワーの評価, 体力科学, 45, 415-418, 1996

## The Influences of Z-Supporter on The Muscle Power Out Put

Koji INOKIHARA, Naohiko ARAKI, Masashi OKAMOTO\*\* , Masayuki KAWAKAMI

Takashi MATSUBARA, Hideto Iwasaki\*

*College of Liberal Arts and Science*

*Kurashiki University of Science and the Arts*

*2640 Nishinoura, Tsurajima-cho, Kurashiki 712-8505 Japan*

*\*Sanyo Gakuen University*

*\*1-14-1 Hirai Okayama 703-8501 Japan*

*\*\*Nippon Seitaishi Association*

*3-17 Minamimatsunaga, Fukuyama, 729-01, Japan*

*(Received September 30, 1998)*

The goal of this research is the analysis regarding muscle power under the conditions of its being twisted by the athletic supporter.

I carried out the experiment to make clear the correlation between peak torque and the tensile strength of the athletic supporter, following results were obtained throughg the experiments.

1. As for curtailed shrinking, I could confirm the increased value of muscle power in the right foot of male (1.3 ~ 6.8%), and in his left foot (9.1 ~ 15.9%), in the right foot of female (2.0 ~ 9.4%), and in her right foot (1.7 ~ 6.5%)
2. As for extended shrinking, I could confirm the increased value of muscle power in the right foot of male (5.1 ~ 6.5%), and in his left foot (2.7 ~ 5.8%), in the right foot of female (1.2 ~ 6.8%).
3. As for the point of extension in the Z-supporter, the tendency of high increasing ratio in curtailed muscle contract and extended muscle contract has been shown at the point of T 1 in the male right foot and T 3 in his left foot. In the experiment for female, the tendency of high increasing ratio in the curtailed muscle contract been shown at the point of T 3 in the right foot and T 1 in the left foot. High increasing ratio in the extended muscle contract has been shown at the point of T 2 in the right foot.