

関節固定の靱帯に及ぼす早期の影響

—生体力学的特性および横断面積の変化の検討—

渡 辺 進

大腿骨—前十字靱帯—脛骨複合体の生体力学的特徴と、前十字靱帯の横断面積に対する関節固定の早期の影響を、ラットを用いて調査した。ラットの片側膝関節を 1, 2, 4, 6 週間固定して得られた標本を、非固定側を対照群として評価、比較した。1 週間の固定で、標本はすでに linear load (直線負荷) と maximum load (最大負荷) において、有意な減少を示し (72%, 77%), 6 週目まで徐々に減少した。しかしながら、剛性は有意な変化を示さなかった。標本の破断形態は、ほとんど靱帯実質部の損傷であった。また、固定側の靱帯の横断面積は、非固定側に比べて 1 週目から有意に減少していた (87%)。これらの結果より、関節固定は靱帯自体の生体力学的特性および横断面積に早期から影響を及ぼすことが示唆された。

(平成 5 年 9 月 30 日採用)

Influences of Joint Immobilization on Ligaments at the Early Stage —A Study of Changes in Biomechanical Properties and Cross Sectional Areas—

Susumu Watanabe

The influences of joint immobilization on the biomechanical properties of the femur—anterior cruciate ligament—tibia complex and cross sections of the anterior cruciate ligament at the early stage were investigated in 54 rats. Specimens that had been obtained after one, two, four and six weeks of unilateral immobilization of the knee joints were evaluated and compared with the control side. After even one week immobilization, the specimens showed significant decreases in linear load and maximum load (72% and 77%). They subsequently showed gradual decreases for six weeks. However, there was no significant change in the stiffness of the specimens. The major mode of specimen failure was ligament disruption in all groups. The cross sectional areas of the ligaments of the immobilized knee joints showed significant decreases after one week (87%). These results suggested that joints immobilization influenced the biomechanical properties and cross sectional areas of the ligaments themselves during the early stage. (Accepted on September 30, 1993) *Kawasaki Igakkaishi* 19(3):187—197, 1993

Key Words ① Joint immobilization

② Early ligamentous immobilization influences

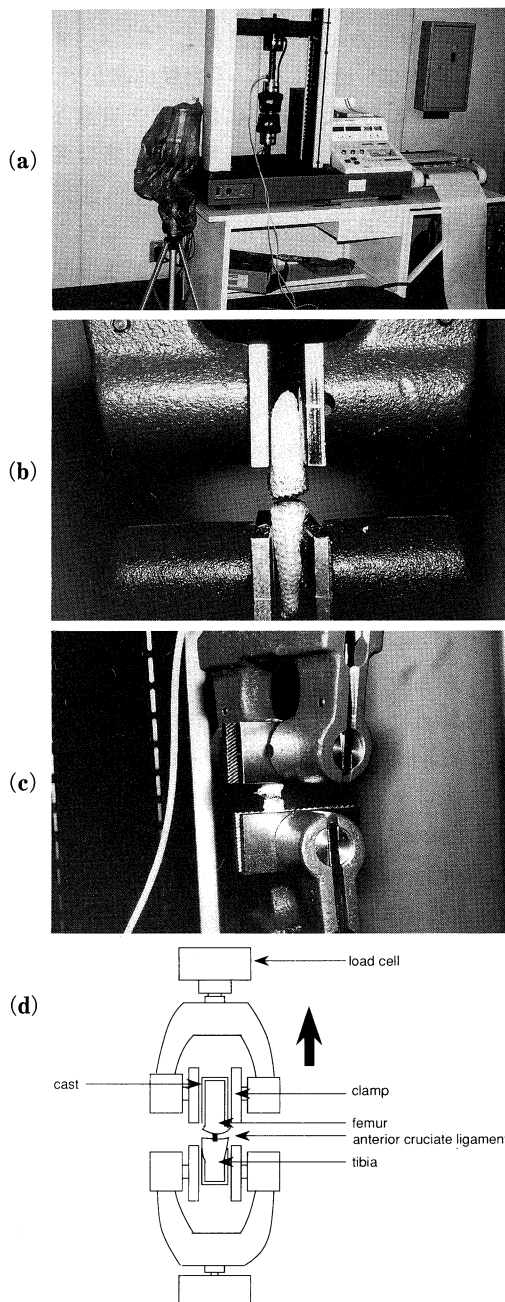
川崎医療福祉大学 健康体育学科
〒701-01 倉敷市松島288
(指導: 明石 謙教授, 川崎医科大学
リハビリテーション医学)

Department of Health and Sport Sciences, Kawasaki
University of Medical Welfare : 288 Matsushima,
Kurashiki, Okayama, 701-01 Japan
(Director: Prof. Ken Akashi, Department of Rehabili-
tation Medicine, Kawasaki Medical School)

③ Ligament failure ④ Ligamentous biomechanical properties
⑤ Ligamentous cross sectional area

I. 緒 言

関節に及ぼす固定の影響は、リハビリテーション



ョン医学や整形外科の分野において特に重要である。関節の固定は、関節の各構成体に様々な影響を与え、拘縮や機能障害をもたらす。従って治療上やむを得ない場合でも、できるだけ短期間の固定が望ましい。また、多様な疾患によって余儀なくされる二次的な固定あるいは不動化も極力避けなければならない。これはリハビリテーション医学の重要な課題である。

固定は、関節軟部組織に対して様々な影響を与えるが、そのうちの靱帯も大きな影響を受けることが知られている。今日までの多くの生体力学的研究は、固定が骨—靱帯—骨の連結関係の強度を減少させることや、靱帯の膠原線維を退化させることなどを明らかにしてきた^{1)~11)}。例えば、Tipton ら⁴⁾の犬の膝の内側側副靱帯について、また Noyes ら⁸⁾のアカゲザルの膝の前十字靱帯の固定実験でも報告されている。

しかし、ほとんどの研究は、実験動物の一侧下肢を6週間、8週間あるいはそれ以上固定し、非固定側と比較したものである。つまり、それまでにいたる固定の影響の過程を検討したものはほとんど見あたらない。この研究の目的は、その過程を生体力学的観点と靱帯の横断面積の変化から検討することである。

II. 対象と方法

〈実験1〉生体力学的変化

対象として、雄のSD系成熟ラット(12週)39匹を用いた。平均体重は、 410.4 ± 29.8 gであつ

Fig. 1. (a) Mechanical test apparatus.
(b) Frontal view of the clamp and sample.
(c) Side view of the clamp and sample.
(d) Schematic diagram of the apparatus.

The femur and tibia were fixed tightly with the clamp and cast. The femur was pulled up (arrow).

た. このうち32匹を 0.3 ml のペントバルビタールナトリウムにて腹腔内麻酔をした後, 左膝関節を120度屈曲位に保持し, 関節を固定するために, ドリルをもちいて直径 1 mm のキルシュナー鋼線を大腿骨骨幹中央部から刺入し脛骨骨幹部を貫通した.

実験中は毎日, 左膝関節が完全に固定されていることを確認した. 右下肢は自由にし, 対照群とした. 非固定の 7 匹は, 0 週群とした.

固定群32匹をランダムに 8 匹ずつ 4 群に分けて飼育した. 各群を 1 週間後, 2 週間後, 4 週間後, 6 週間後に過量のペントバルビタールナトリウムを腹腔内注射して屠殺し, 30分以内に大腿骨—前十字靱帯—脛骨複合体を作製した. これは大腿骨, 脛骨, 腓骨を骨幹部で切断し, 前十字靱帯以外の軟部組織をすべて切除したものである. 作製した標本は, 直ちに生理食塩水中に保存した. なお, 生理食塩水の温度は22~24°Cであった.

作製した標本の大腿骨—前十字靱帯—脛骨複合体を引っ張り試験機にかけて実験を行った. 標本の大腿骨と脛骨をそれぞれ水硬性キャストイングテープ包み, 骨との間はアロンアルファ® (シアノアクリレート系接着剤) で接着した. なお予備実験で, キャスティングテープはガラス線維基布タイプで, 骨を包含した後 5 分以内に硬化し, その硬度は試験機のジグの取り付けに十分耐えられることを確認した. また, 接着剤の接着力は 280 kg/cm²であり, 骨と抱合材の間に滑りがないことも確認した. 標本を膝関節屈曲 45 度になるように試験機の特製ジグに固定した (Fig. 1a ~d).

試験機は島津製作所製精密

万能試験機 AGS-500B を使用し, 0.83 mm/sec の速度で, 靱帯の完全断裂あるいは脛骨部の剥離骨折が起こるまで引っ張り試験を行った. 記録は, 付属のオートグラフで行った, 紙送り速度は, 2000 mm/min であった.

得られた load-deformation curve (負荷—変形曲線) のグラフを以下のパラメーターを用いて分析した (Fig. 2). 1. linear load (直線負荷) 2. maximum load (最大負荷) 3. strain to linear load (直線負荷までの伸び) 4. strain to maximum load (最大負荷までの伸び) 5. strain to complete failure (完全破断までの伸び) 6. linear slope of load-deformation curve (負荷—変形曲線の直線角度) 7. failure mode (破断形態).

統計学的解析には, Student's *t* test を用い, 5 % を有意水準とした.

〈実験 2〉前十字靱帯の横断面積の変化

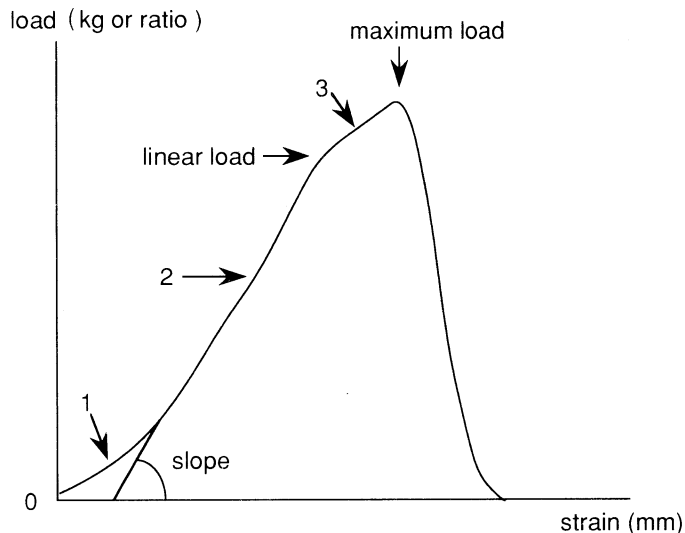


Fig. 2. An example of the load-deformation curve of the femur—anterior cruciate ligament—tibia complex. From this curve, the biomechanical parameters were measured.

- 1 : A very small load produces a relatively large degree of deformation as the crimping is taken out of collagen fibers.
- 2 : Permanent tissue elongation does not occur until the latter part of the linear region of the curve when microfailure occurs.
- 3 : The breakage of collagen fibers progresses until maximum load, when the greatest failure occurs.

雄のSD系ラット(12週)15匹を用いた。飼育開始時の体重は、 415.5 ± 30.2 gであった。実験1と同じ方法で、12匹の左膝関節を固定し、ランダムに3匹ずつ4群に分けて飼育した。3匹は、0週群とした。それぞれを、直ちに(0週)、1週間後、2週間後、4週間後、6週間後に、過量のペンタバルビタールナトリウムで屠殺した。その直後、大腿骨-前十字靱帯-脛骨複合体を作製した。これをドライアイスアセトンで -20°C で凍結した後、前十字靱帯の大腿骨付着部をメスで切断した。靱帯部分をピオクタニンで染色した。

次にクリオスタットで、標本の前十字靱帯を直角に遠位から $5\mu\text{m}$ の厚さでカットし、スライドガラス上に固定した。それぞれの標本の横断面積を、高速ハイグレード画像解析装置IBAS 2000で測定した。

III. 結 果

〈実験1〉生体力学的変化

1) linear load (直線負荷)

Figure 3 a に示す通り、固定群と対照群の比較では、固定群は対照群に比べて、1週目から有意に低下した。固定群は2週目以降も有意な低下を示した。固定群の対照群に対する割合は1週目72%、2週目76%、4週目74%、6週目62%であった。また、固定群と固定期間の比較では、4週目と6週目の間に有意な減少を認めた。

2) maximum load (最大負荷)

Figure 3 b に示す通り、固定群と対照群の比較では、固定群は対照群に比べて、1週

目から有意な減少を示した。固定群は2週目以降も有意な減少を示した。固定群の対照群に対する割合は、1週目77%、2週目77%、4週目75%、6週目60%であった。また、固定群の固定期間の比較では、0週目と1週目、4週目と6週目の間にそれぞれ有意な減少を示した。

3) strain to linear load (直線負荷までの伸び)

Figure 4 a に示す通り、固定群と対照群の比較では、固定群は対照群に比べて、2週目から有意な減少を示し、4週目と6週目も同様な結

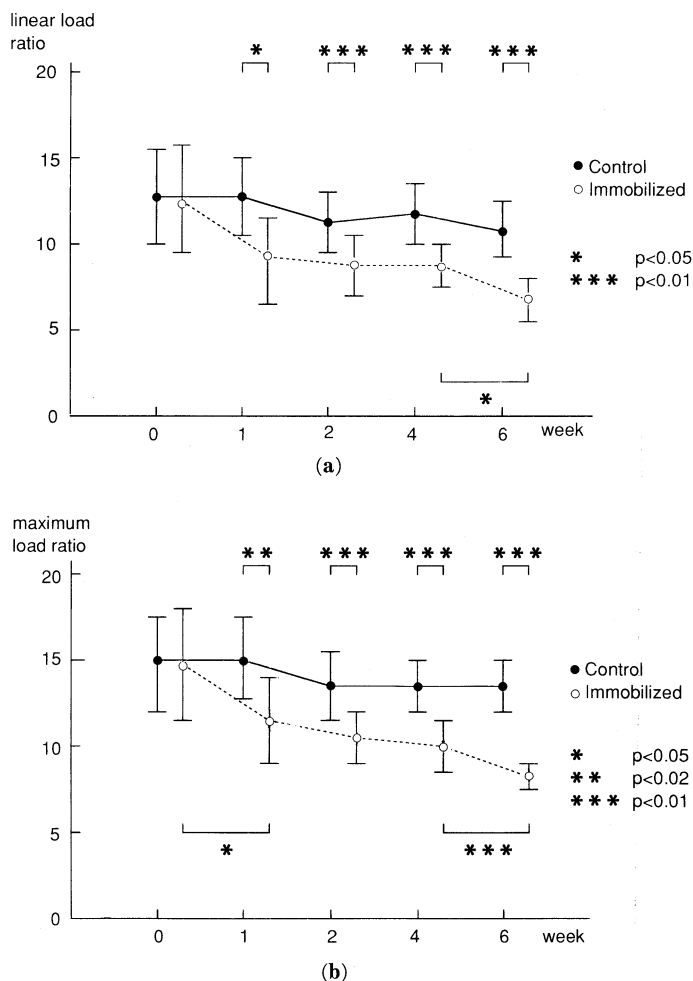


Fig. 3. Changes in the averages of the linear load ratio (a) and maximum load ratio (b). The specimens from immobilized limbs showed significant decreases in the linear load ratio and maximum load ratio after one week immobilization. ratio = load (g)/body weight (g).

果であった。固定群と対照群に対する割合は、1週目75%、2週目64%、4週目70%、6週目61%であった。固定群の固定期間の比較では、各週間に有意差はなかった。

4) strain to maximum load (最大負荷までの伸び)

Figure 4b に示す通り、固定群と対照群の比較では、固定群は対照群に対して、4週目と6週目に有意な減少を示した。固定群の対照群に対する割合は、1週目79%、2週目78%、4週目

77%、6週目62%であった。また、固定群の固定期間の比較では、各週間に有意差はなかった。

5) strain to complete failure (完全破断までの伸び)

Table 1 に示す通り、固定群と対照群の比較では、固定群は対照群に対して、4週目と6週目に有意な減少を示した。固定群の対照群に対する割合は、1週目92%、2週目80%、4週目72%、6週目65%であった。また、固定群の固定期間の比較では、1週目と2週目の間に有意な減少を示したが、他の週間に有意な差は認めなかった。

6) linear slope (直線角度)

Table 1 に示す通り、固定群と対照群の比較では、各週間とも有意差はなかった。また、固定群の固定期間の比較でも、各週間に有意差はなかった。

7) failure mode (破断形態)

脛骨の剝離骨折は、全例中3例(7.7%)のみであり、それ以外はすべて靱帯実質部の断裂であった。1週目の対照群1例、2週目の固定群1例、4週目の固定群1例と、特別な傾向はみられなかった。

Figure 5 は、以上のパラメーターの平均値の変化を表したものである。

Table 1a は、結果のまとめである。

〈実験2〉横断面積の変化

Figure 6 に示す通り、横断面積は1週目から6週目まで、固定群が対照群に対して、有意に減少した。固定群の対照群に対する割合は、1週目に87%、2週目に85%、4週目に77%、6週目に67%減少し

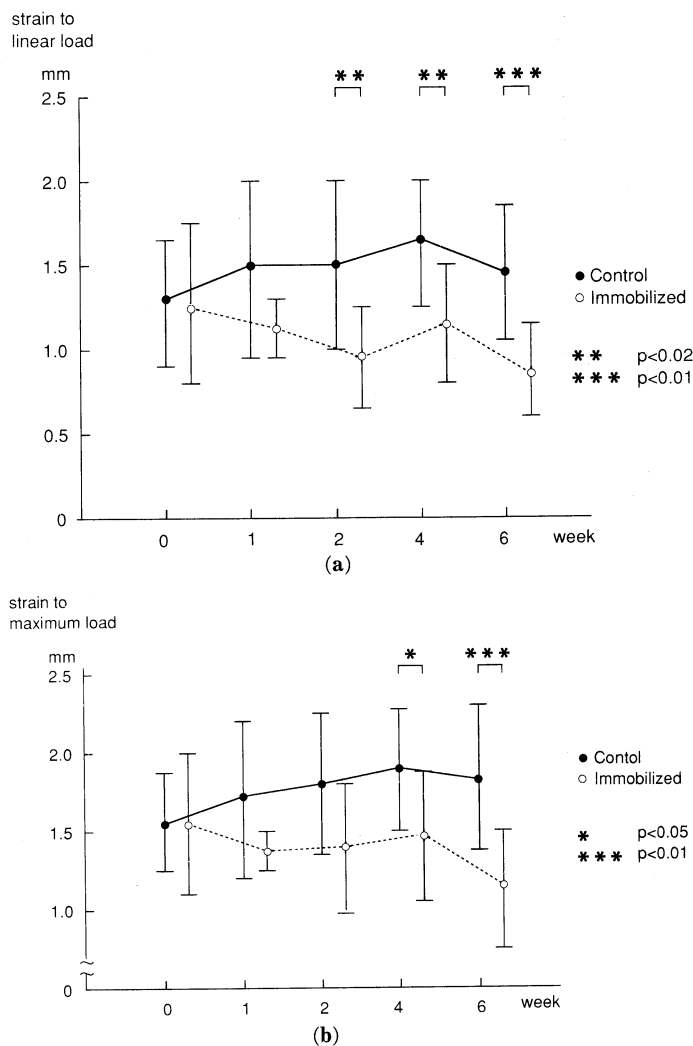


Fig. 4. Changes in the averages of strain to linear load (a) and strain to maximum load (b). The specimens from immobilized limbs showed significant decreases in strain to linear load after two weeks immobilization and in strain to maximum load after four weeks immobilization.

Table 1. The mean values \pm one standard deviation for the mechanical test parameters (a) and the area of the cross section (b) in control (C) and immobilized (I) limbs. linear slope = linear load ratio / strain to linear load. A statistical comparison of the mean values was performed by Student's *t* test. The probability levels are represented by * = $P < 0.05$ ** = $P < 0.02$ *** = $P < 0.01$.

a											
Number Week	n=7 0 W		n=8 1 W		n=8 2 W		n=8 4 W		n=8 6 W		
Parameter/Limb	C	I	C	I	C	I	C	I	C	I	
Linear load (kg)	5.3 \pm 1.2	5.1 \pm 1.5	6.0 \pm 1.0	4.4 \pm 0.9***	5.5 \pm 0.8	4.2 \pm 0.8***	5.9 \pm 1.1	4.3 \pm 0.6***	5.9 \pm 1.2	4.6 \pm 1.7***	
Linear load ratio	12.8 \pm 2.6	12.2 \pm 3.4	12.7 \pm 2.4	9.2 \pm 2.4*	11.4 \pm 1.7	8.7 \pm 1.7***	11.8 \pm 1.8	8.7 \pm 1.4***	10.9 \pm 1.7	6.8 \pm 1.2***	
Maximum load (kg)	6.1 \pm 1.2	6.1 \pm 1.3	2.0 \pm 1.0	5.4 \pm 1.1***	6.6 \pm 1.0	5.5 \pm 1.0*	6.7 \pm 0.3	5.0 \pm 0.6***	7.3 \pm 1.3	4.4 \pm 0.3***	
Maximum load ratio	14.9 \pm 2.5	14.6 \pm 3.3	14.9 \pm 2.6	11.4 \pm 2.6**	13.7 \pm 1.9	10.6 \pm 1.5***	13.6 \pm 1.5	10.1 \pm 1.3***	13.6 \pm 1.6	8.2 \pm 0.8***	
Strain to linear load (mm)	1.3 \pm 0.3	1.3 \pm 0.5	1.5 \pm 0.5	1.1 \pm 0.2	1.5 \pm 0.5	1.0 \pm 0.3**	1.7 \pm 0.4	1.2 \pm 0.4**	1.5 \pm 0.4	0.9 \pm 0.3***	
Strain to maximum load (mm)	1.6 \pm 0.3	1.6 \pm 0.5	1.7 \pm 0.5	1.4 \pm 0.1	1.8 \pm 0.5	1.4 \pm 0.4	1.9 \pm 0.4	1.5 \pm 0.4*	1.8 \pm 0.5	1.1 \pm 0.4***	
Strain to failure (mm)	2.4 \pm 0.3	2.1 \pm 0.4	2.1 \pm 0.6	1.9 \pm 0.1	2.5 \pm 0.8	2.0 \pm 0.5	2.6 \pm 0.5	1.9 \pm 0.5***	2.3 \pm 0.6	1.5 \pm 0.4***	
Linear slope (linear load ratio/mm)	10.5 \pm 3.8	10.4 \pm 2.9	9.6 \pm 3.4	8.5 \pm 2.6	9.0 \pm 4.7	9.6 \pm 2.4	7.4 \pm 1.8	8.1 \pm 2.9	8.1 \pm 2.4	9.1 \pm 4.6	
b											
Number Week	n=7 0 W		n=8 1 W		n=8 2 W		n=8 4 W		n=8 6 W		
Parameter/Limb	C	I	C	I	C	I	C	I	C	I	
Area of cross section (mm ²)	1.05 \pm 0.05	1.04 \pm 0.04	0.99 \pm 0.05	0.86 \pm 0.06**	1.00 \pm 0.07	0.85 \pm 0.09**	1.03 \pm 0.07	0.79 \pm 0.02**	1.07 \pm 0.09	0.72 \pm 0.03**	

た. **Table 1 b** は, その結果のまとめである.

IV. 考 察

靱帯は膠原線維, 弾力線維そして細網線維の3種類の線維で構成されているが, 膠原線維の割合が非常に大きく約90%を占めるという. 従って, 機械的特性は腱組織と類似し, 能動的な動きはせず受動的に作用するといわれている¹²⁾.

靱帯は関節に各種の運動が起きると, 受動的に引っ張り負荷を受ける. この負荷が靱帯に張力を発生させ, 過度の運動に対する制動因子として動き, 関節を安定させ, 運動を円滑に行わせる.

関節の固定あるいは不動化によってこの負荷が減少すれば, 靱帯はどのような影響を受けるかは, これまでの多くの研究により靱帯は骨—靱帯—骨の連結において, その強度を減少させること, 膠原線維が退化することなどが明らか

にされている¹⁾⁻¹¹⁾.

しかしながら, 固定による靱帯の早期からの変化の過程を検討した実験はほとんどない. 本研究の目的は, その過程を生体力学的な観点と横断面積の視点から明らかにすることであった.

従来から多くの関節の固定実験が行われてきたが, 固定期間や実験動物は様々である. Tipton ら^{2), 4)-6)} は, ラットおよび犬の膝関節を6週間固定し, 内側側副靱帯について研究した. Noyes ら⁷⁾⁻⁹⁾ は, アカゲザルの8週間の固定実験で, 膝の前十字靱帯について検討した. また, Amiel ら¹⁰⁾ や Woo ら¹¹⁾ は家兎の膝関節を9週間と12週間固定し内側側副靱帯について研究した.

これらは臨床の場面で, 人間に対して行われる固定期間を参考にしたものと思うが, それよりも短期間の固定・不動化も実際はよく見られる. 例えば, 関節捻挫に対する1~3週間の固定, 脳血管障害や肺炎などによる2~3週間程

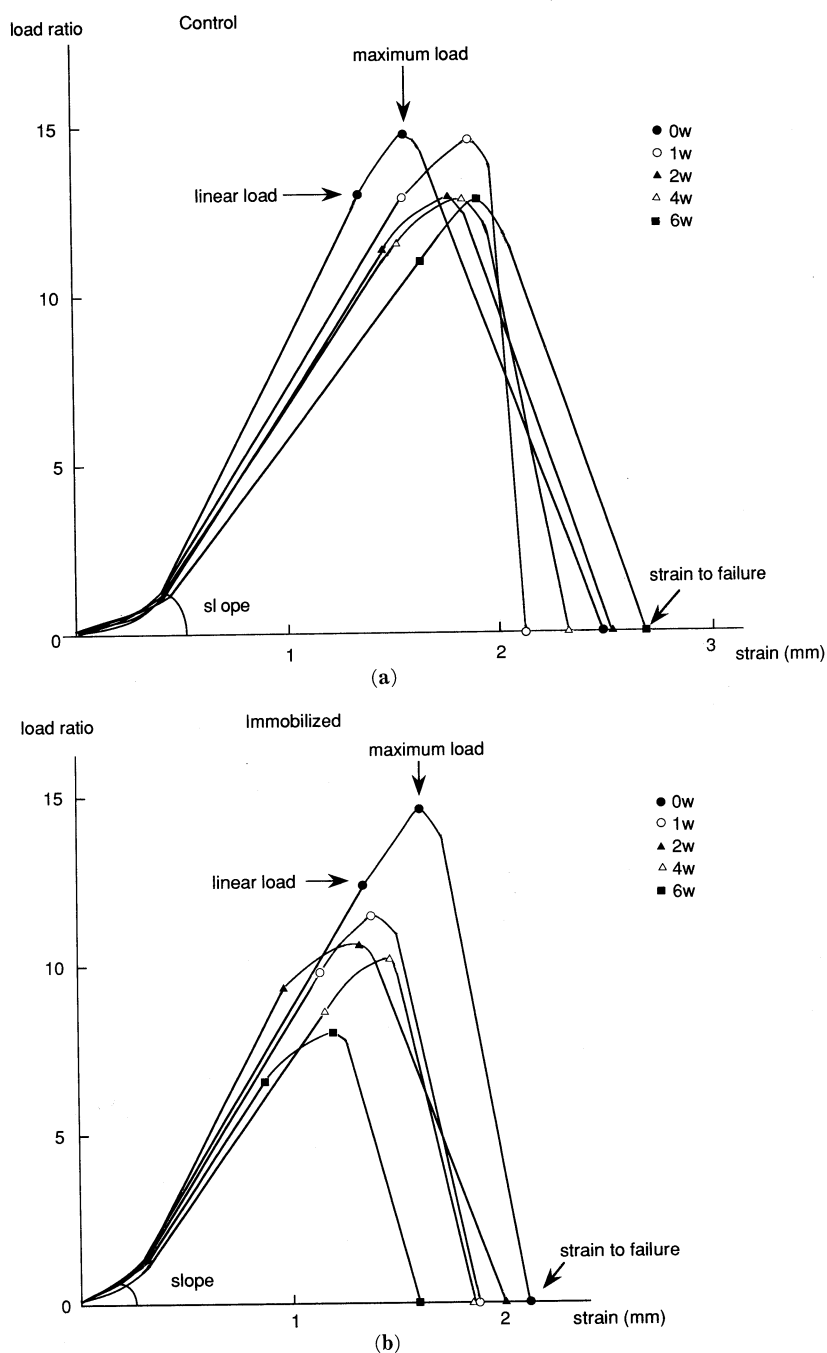


Fig. 5. Changes in the summary load-deformation curve. Control limbs did not show significant differences (a). Immobilized limbs showed significant decreases in the load ratio and strain gradually (b).

度の安静などによっても容易にもたらされる。従って、6週間以内の短期間固定の靱帯への影響を知ることは、極めて重要であると考えられる。

実験的に靱帯の生体力学的特性を検索する方法として、靱帯に引っ張り負荷をかけて、負荷あるいは張力と伸びの関係を調べる方法が一般

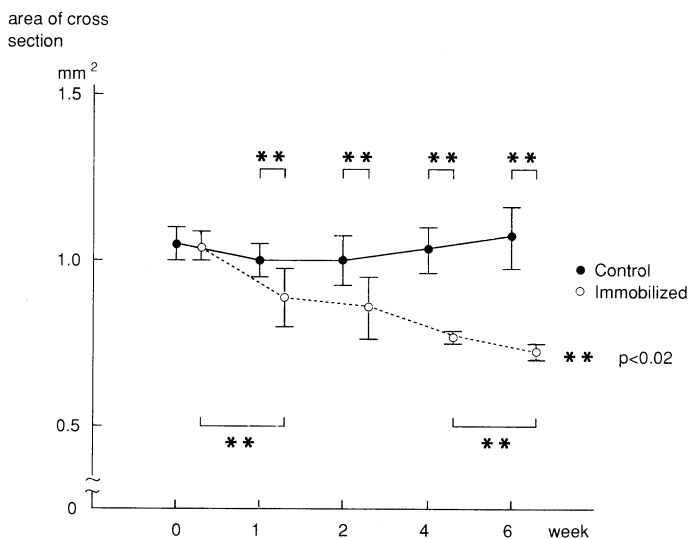


Fig. 6. Changes in cross sectional areas of the anterior cruciate ligaments. The specimens from immobilized limbs showed a significant decrease in the cross sectional areas.

的に行われてきた。

その際、靱帯を取り出して単独で引っ張る方法と、靱帯に骨を付けて引っ張る2通りの方法がある。Hautら¹³⁾も述べているように、靱帯のような軟らかい物質の引っ張り試験では、把持した部分が弱点となりその影響を除外できないこと、また靱帯線維を均等に把持することも難しい。一方、靱帯は生体内においては骨—靱帯—骨複合体として一つの機能的単位として働いている。そこで、骨—靱帯—骨複合体を標本として取り出し、その骨部分を把持して引っ張り試験を行えば、把持による影響は除外できる。また、骨は靱帯に比べて極めて硬く、引っ張りについてはその変形量は無視できるほど小さい。このような観点から、本研究では骨—靱帯—骨複合体を採取し、標本として引っ張り試験を実施した。

膝関節は大腿骨の関節面が2つの半球状であるのに対して、脛骨の関節面は浅いくぼみをもつ平坦な構造であるため、形態学的な適合性が乏しく、靱帯が支持機構として重要な役割を果たしている。逆に外力の影響を受けやすく、損傷されることも多い。そこで本研究では、その中でも特によく損傷される前十字靱帯を大腿骨—

前十字靱帯—脛骨複合体として取り出し、標本とした。

靱帯の引っ張り試験を生体内で行ったものは少ない⁶⁾。本研究もこれまでに行われてきた多くの実験と同様に、in vitroで行った。in vitroで行う場合には、死後時間、保存や実験温度等の実験条件に十分注意を払う必要がある。死後時間について Matthewsら¹⁴⁾は、膝関節の膠原線維は死後3時間程度では引っ張り特性に影響を与えないとしている。また、膠原線維の多い組織の力学的特性は、水分の影響を強く受ける。Tipton

ら²⁾は、生理食塩水に漬けておけば、時間の経過による劣化はないとしている。温度の影響も顕著ではなく、Rigbyら¹⁵⁾は0°Cから37°Cの生理食塩水中で実験したが、力学的特性はほとんど変化なかったとしている。今回は標本を取り出し、直ちに22~24°Cの生理食塩水に保存した後に、2時間以内に引っ張り試験を行った。従って、標本の力学的特性は、ほぼ原試料の挙動を再現していると考えられる。

引っ張り角度については、前十字靱帯は脛骨から大腿骨に扇状に広がって付着しているため、全体が均等に緊張する屈曲45度に設定した⁷⁾。

引っ張り速度に関する影響について、Kennedyら¹⁶⁾は12.5 cm/minと50 cm/min、Noyesら⁷⁾は0.08467 mm/secと8.467 mm/sec、Tiptonら⁴⁾は0.01から0.05 mm/secで比較し、いずれの報告者も速度が増すほど破断引っ張り力が大きくなり、靱帯実質部の損傷が多くなると述べている。峯崎ら¹⁷⁾は、成熟豚の前十字靱帯の引っ張り試験を50 mm/secで行い、剥離骨折はほとんど起こらず、95%が靱帯実質部の損傷であったと報告した。今回の実験では、峯崎らと同じ50 mm/minと比較的中等度の速度で行ったところ、脛骨部の剥離骨折は全例中3例(7.7

%)、靱帯実質部の破断が92.3%とほぼ同様の結果であった。従って、少なくとも6週目までは主に靱帯実質部の変化が破断強度や、負荷—変形曲線 load—deformation curve に影響を与えていると推察できる。

実験動物の体重と破断力あるいは負荷について、Tipton ら^{2), 4), 5)} はラットの場合、体重と破断力には相関があるので、体重比破断力(separation force/body weight)を指標として用いるべきであるとしている。今回の実験結果もそれに従い、load (負荷) に関しては、負荷 g をラットの個体の体重 g で除した体重比負荷 (load ratio=load/body weight) を用いた。

Noyes ら⁹⁾ によると、膝の前十字靱帯は膠原線維の割合が高い靱帯で、その含有率は90%であるという。そのため前十字靱帯は、膠原線維の弾性挙動とほぼ同じパターンを示す。今回の実験でもほぼ同じ load—deformation curve (負荷—変形曲線) を得た (Fig. 2)。

Figure 2 の1区域で、負荷により波状の膠原線維がまっすぐに伸びる。

Figure 2 の2の区域つまり引っ張り開始から linear load までは、組織の変形が始まり伸びと負荷が直線関係となる部分である。linear load の手前から膠原線維の顕微鏡的な損傷が起き始める。今回の実験結果によると、linear load について固定群は対照群に比べて、1週目から有意に減少を始め、28%減少することが分かった。その後緩やかに減少し、6週目には38%の減少をみた。これは1週目というかなり早期から、引っ張り試験で、顕微鏡的な損傷が始まるまでの強度が減少することを意味している。

Figure 2 の3の区域つまり linear load から maximum load までは、膠原線維の進行的損傷がさらに進む部分であり、maximum load に達したとき組織は大きな損傷を生じる。膠原線維の引っ張り損傷と、線維間の剪断損傷が主な損傷の機序であるといわれている⁹⁾。Noyes ら⁹⁾ のアカゲザルの8週間固定の実験では、maximum load が39%減少したと報告している。Tipton ら⁴⁾ は犬の6週間の固定実験で、内側側

副靱帯の maximum load が38%減少したと報告している。今回の実験ではほぼ同様に、6週間の固定で40%の減少を認めた。ただ注目すべきことは、1週目から有意な減少を示し、23%の減少を示したことである。その後、緩やかな減少傾向を示し、4週目と6週目の間で有意な減少がみられた。Woo ら¹¹⁾ のように、固定により早期から maximum load が減少することが予想されていたが、予想外に早い時期から減少することが分かった。

伸びの要素の関して、Tipton ら²⁾ は固定により減少するとしているが、そのメカニズムは強度の減少とは異なった過程によるものだろうと述べている。Noyes ら⁹⁾ は、固定による linear load と maximum load における伸びの変化を認めなかった。従って、それぞれの強度が固定により減少したので、その比率である剛性 (stiffness=slope of the curve) も減少したと述べた。これは関節のより大きな偏位を許し、不安定性を増すことにつながるとした。

今回の実験では、linear load, maximum load, complete failure に至る伸びは、固定期間が長くなるにつれて減少した。linear load までの伸びは2週目から、maximum load と complete failure までの伸びは4週目から減少を示した。6週目ではそれぞれ39%、38%、35%減少した。

剛性については、固定による影響はみられなかった。結果の相違の原因は、実験動物や固定期間など実験条件によるものかもしれない。

ただ、Noyes ら⁹⁾ もいうように、固定による靱帯の組織学的変化はまだ不明な点が多く、強度、伸び、さらには剛性の変化についてその面からの研究が必要である。

負荷のもとでの靱帯の強度を決定する因子は、靱帯のサイズ(横断面積)と負荷の速度である¹²⁾。今回の実験では、固定関節の靱帯の横断面積の変化を調査した。一般的には、靱帯の横断面積は強度に影響し、断面積が大きいほど強度は増すといわれている。Tipton ら⁴⁾ は、犬の内側側副靱帯の6週間固定実験で、膠原線維束の直径が

有意に減少したと報告した。その内容として、膠原線維の数と厚さの減少を示唆した。Wooら¹¹⁾は、家兎の9週間と12週間の固定実験で、内側側副靱帯の横断面積がそれぞれ対照群に比べて、22%と21%減少したと報告した。また、それに対応して maximum load も9週間固定で31%、12週間固定で29%減少したという。

今回の実験でも、靱帯の横断面積は固定により減少した。しかも、1週目から対照群に比べて有意な減少を示した。これは、靱帯の強度が1週目から有意に低下したことに対応しており、横断面積が靱帯の強度に影響していることを示したものと考えられる。

また Klein ら¹⁸⁾が、固定により膠原線維の合成と退化が促進し、新たに合成された膠原線維が増すが、これらは未熟で未組織化線維なので機械的ストレスに弱いと述べているように、単に量的な意味での靱帯の萎縮のみに強度の減少の原因を求めるべきではない。これらの質的变化についてもまだ不明な点が多く、今後十分研究されなければならない。

関節固定の靱帯への影響の早期変化を、生体力学的特性と横断面積の点から検討した結果、関節固定により靱帯は、早期から破断強度が減少することがわかった。また、破断部位が主に靱帯実質部位であること、および靱帯の横断面積が早期から減少することから、その原因は、主に靱帯実質部の萎縮であることが推察された。

関節固定の靱帯へ及ぼす早期からの影響を知

ることができたのは、リハビリテーション医学の臨床的諸問題についても示唆を与えるものと考え

V. ま と め

1) 関節固定の靱帯へ及ぼす早期からの影響を調べるために、生体力学的試験と横断面積の調査を行った。

2) 固定群の前十字靱帯は、対照群に比べて linear load, maximum load とともに1週目から有意に低下した。1週目の maximum load について、固定群は対照群の77%に減少低下し、6週目は60%に減少した。

3) 剛性は、6週目までは有意な変化を示さなかった。

4) 破断形態は、6週目まではほとんど靱帯実質部の損傷であった。

5) 靱帯の横断面積は、固定群は対照群に対し、1週目から有意に減少した。1週目は87%、6週目は67%に減少した。

稿を終えるにあたり、ご指導とご校閲を賜った川崎医科大学リハビリテーション科 明石 謙教授に深謝いたします。また、直接ご指導いただいた同科 水野 雅康先生、親仁会米の山病院の山田 智先生をはじめ、本研究にご協力をいただいた川崎リハビリテーション学院の各位に深く感謝いたします。

文 献

- 1) Evans EB, Eggers GWN, Butler JK, Blumel J : Experimental immobilization and remobilization of rats knee joints. J. Bone Joint Surg. 42-A : 737-758, 1960
- 2) Tipton CM, Schild RJ, Tomanek RJ : Influence of physical activity on the strength of knee ligaments in rats. Am. J. Physiol. 212 : 783-787, 1967
- 3) Viidik A : Elasticity and tensile strength of anterior cruciate ligament in rabbits as influenced by training. Acta Physiol. Scandinavica 74 : 373-380, 1968
- 4) Tipton CM, James LJ, Mergner W, Tcheng TK : Influence of exercise on strength of medial collateral knee ligaments of dogs. Am. J. Physiol. 218 : 894-901, 1970
- 5) Laros GS, Tipton CM, Cooper RR : Influence of physical activity on insertions in the knees of dogs. J. Bone Joint Surg. 53-A : 275-286, 1971

- 6) Tipton CM, Matthes RD, Sandage DS : In situ measurement of junction strength and ligament elongation in rats. *J. Appl. Physiol.* 37 : 758—761, 1974
- 7) Noyes FR, Delucas JL, Torvik PJ : Biomechanics of anterior cruciate ligament failure : an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J. Bone Joint Surg.* 56-A : 236—253, 1974
- 8) Noyes FR : Torvik PJ, Hyde WB, Delucas JL : Biomechanics of ligament failure. II. An analysis of immobilization, exercise, and reconditioning effects in primates. *J. Bone Joint Surg.* 56-A : 1406—1417, 1974
- 9) Noyes FR : Functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization. *Clin. Orthop.* 43 : 256—283, 1977
- 10) Amiel D, Akeson WH, Harwood FL, Frank CB : Stress deprivation effect on metabolic turnover of the collateral ligament collagen ; A comparison between nine- and 12-week immobilization. *Clin. Orthop.* 172 : 265—270, 1983
- 11) Woo SL-Y, Gomez MA, Sites TM, Newton PO, Orlando CA, Akeson WH : The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilization and remobilization. *J. Bone Joint Surg.* 68-A : 1200—1211, 1987
- 12) 島津 晃, 浅田莞爾 : パイオメカニクスよりみた整形外科. 東京, 金原出版. 1989, pp. 184—192
- 13) Haut RC, Little RW : Rheological properties of canine anterior cruciate ligament. *J. Biomech.* 2 : 289—298, 1969
- 14) Matthews LS, Ellis D : Viscoelastic properties of cat tendon : Effect of time after death and preservation by freezing. *J. Biomech.* 1 : 65—71, 1968
- 15) Rigby BJ, Hirai N, Spikes JD, Eyring H : The Mechanical properties of rat-tail tendon. *J. Gen. Physiol.* 43 : 256—283, 1959
- 16) Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuk KD : Tension studies of human knee ligaments. *J. Bone Joint Surg.* 58-A : 350—355, 1976
- 17) 峯崎孝俊, 戸松泰介, 六馬信之 : 十字靱帯断裂のメカニズムに関する実験的研究—靱帯の力学的特性および引っ張り速度の影響—. *日整会誌* 66 : 505—513, 1992
- 18) Klein L, Lunseth PA, Adalen RJ : Comparison of functional and non-functional tendon grafts. *J. Bone Joint Surg.* 54-A : 1745, 1972