

Title	バレーボール用膝関節サポーターについて
Sub Title	Discussion of volleyball knee pad : from a biomechanical standpoint
Author	高梨, 泰彦(Takanashi, Yasuhiko)
Publisher	慶應義塾大学体育研究所
Publication year	1990
Jtitle	体育研究所紀要 (Bulletin of the institute of physical education, Keio university). Vol.30, No.1 (1990. 12) ,p.49- 59
JaLC DOI	
Abstract	
Notes	
Genre	Departmental Bulletin Paper
URL	https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=AN00135710-00300001-0049

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the KeiO Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

バレーボール用膝関節サポーターについて

高 梨 泰 彦*

序 言

実験1 サポーターの衝撃吸収性について

実験2 サポーターの跳躍動作に及ぼす影響

総 括

序 言

バレーボール競技は、膝と床面を接触させることが多く、膝を床面上で強打することがしばしばあり、膝関節サポーターは、外傷予防の理由でバレーボールプレー中に広く装着されている。著者は、小、中、高、大学生（合計 607 人）を対象に質問紙法によってサポーターに関する調査を行った（表1, 2, 3）。それによると、表1に示すようにサポーターの着用者は全体の6割強であり、3人に2人はサポーターをしている。

また、表2に示すように約30%のプレーヤーが何らかの膝の外傷経験を持っており、そのうちの約60%のプレーヤーはサポーターをしていないときにけがをしている。膝関節サポーターは外傷の予防にある程度有効であると言えよう。

膝関節の保護を目的としたサポーターではあるが、表3に示すようにサポーター着用時の不快感や、負荷感などを訴えるプレーヤーも少なくない。サポーターの非着用者はこのような理由でサポーターを利用しないものと考えられる。しかしながら、膝関節サポーターのバイオメカニクス的研究は、過去ほとんど行われていない。サポーターをすることによって動作がどのような制限を受けることになるのか、膝に与える衝撃度はどの程度緩和されるのか、さらに疲労度はどの様に変化するのかといったことが、ほとんど調べられていないのが現状である。

筆者は、サポーターの有効性とバイオメカニクス的な特性を調査するために以下のような実験を行ったのでここに報告する。

* 慶應義塾大学体育研究所助手

バレーボール用膝関節サポーターについて

表 1 サポーター着用者の割合 (%)

	着用 1	着用 2	着用 3	非着用
小学生	81.8	5.5	1.8	10.9
中学生	38.7	9.9	16.2	35.1
高校生	13.3	30.4	10.4	45.9
大学生	26.0	24.5	5.3	44.2
全 体	32.4	19.4	9.7	38.5

※着用 1：パッド付サポーターを着用。着用 2：パッド無しサポーターを着用。着用 3：1, 2 双方のサポーターを着用

表 2 膝の外傷経験者数とサポーター着用の有無

	外傷経験者数 (%)	外傷時非装着者
小学生	9/58 (15.5)	44.4
中学生	58/200(29.0)	55.4
高校生	48/139(34.5)	64.6
大学生	66/210(31.6)	54.7
全 体	181/607(29.8)	60.5

表 3 サポーターの悪い点

	回答人数 (名)
汗でぬれると気持ち悪い	298
動きづらい	250
気になってしょうがない	105
足がしびれる	21
そ の 他	80
悪い点は特にない	56

実験 1 サポーターの衝撃吸収性について

本実験では、サポーターのバイオメカニクス的特性のうち、特に衝撃の吸収という点に焦点をあて、サポーターの有効性についての考察の資料を提供した。

I. 方 法

質量 3.975kg の砲丸にサポーターを巻き付け、キスラー社製フォースプレート上に落下させ、フォースプレートの受けた衝撃力を記録する。落下高度は、バレーボールプレー中の膝の高さを考慮し 32cm に設定、測定は 5 回繰り返した。比較対照のために、サポーターを装着さ

バレーボール用膝関節サポーターについて

せていない裸の状態の砲丸をフォースプレート上に落下させ、上と同様に衝撃力を記録した。ただし、これらの実験はフォースプレートの破損防止のため、床面（コンクリート）とフォースプレートとの間に毛布を二重に、フォースプレート上にも同様に毛布を敷いて行った。

使用したサポーターは以下のとおりである。

パッドの素材

サポーター 1	羊毛フェルト
サポーター 2	天然ゴム＋スチレン
サポーター 3	サポーター 2 の素材にさらにソルボプレーンと呼ばれる衝撃吸収材が使用されている。

（※現在バレーボールのプレーヤーが主として使用しているサポーターは、サポーター 2 であり、サポーター 3 は最近開発された製品、サポーター 1 は、サポーター 2 が出る以前に主流だった製品である。）

測定項目は次のとおりである。

(1) ピーク衝撃力 (F)

サポーターを巻いた砲丸、および砲丸そのものが、フォースプレートに衝突した場合、その衝撃力のえがく曲線を模式的に表すと図 1 のような山型となる。この曲線のピーク値は、衝撃力の最大値を表していると考えられ、これを「ピーク衝撃力 (F)」とする。

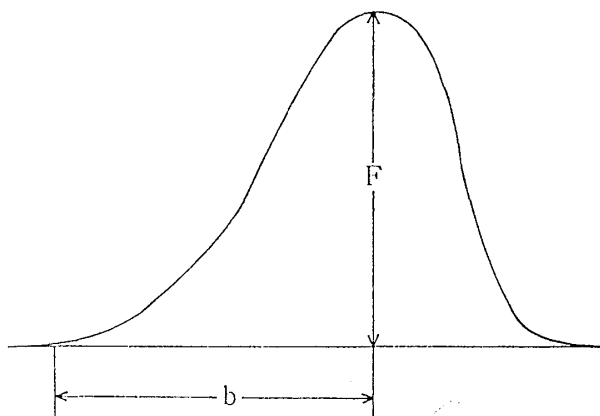


図 1 衝撃力曲線の模式図

(2) 衝撃吸収時間 (b)

図 1 の曲線において、衝撃力がピークになるまでの時間は、各サポーターで異なっている。力をうまく吸収し衝撃を和らげている場合には、この時間が比較的長いと考えられる。そこで、各サポーターでこの「時間」(=「衝撃吸収時間 (b)」と本稿においては定義する。)を測定すれば、衝撃吸収の程度を比較できる。

II. 結果および考察

衝撃に関する実験は、特に自動車事故工学の分野においてさかんに行われており、衝突時の種々の物理的条件と、生体の損傷との関係が、数多く研究されている。これまでの研究によると、一般に、衝突時に固体に生ずる衝撃力は固体の質量と加速度によって変化することがわかっている。すなわち固体に生ずる衝撃力は、固体の平均加速度に比例する。

(1) ピーク衝撃力 (F)

各サポーター装着時のピーク衝撃力、および、砲丸のみの時のピーク衝撃力の測定結果を表4、及び図2に示す。

表4 ピーク衝撃力 (F)

	1回目	2回目	3回目	4回目	5回目	平均	標準偏差
サポーター 1	3.2	3.2	3.2	3.3	3.2	3.2	0.0197
サポーター 2	2.9	2.9	—	2.8	2.7	2.8*	0.0606
サポーター 3	2.8	2.8	3.0	2.9	2.9	2.9*	0.0575
サポーターなし	3.3	3.1	3.2	3.1	3.1	3.2	0.0914

単位は×1000 N

* P<0.01

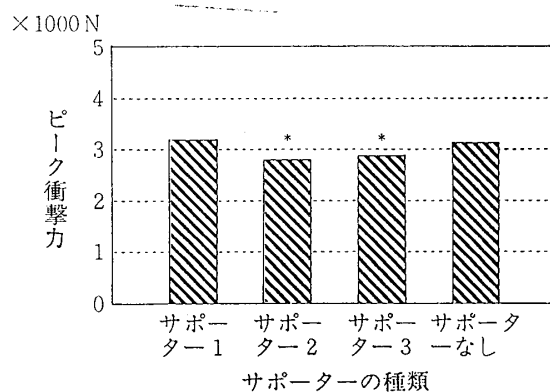


図2 ピーク衝撃力(F)

この結果によると、サポーターなしに比較して、サポーターを装着した場合はいずれのサポーターもピーク衝撃力は有意に減少している。ピーク衝撃力の減少の割合が最も大きいのは、サポーター2、続いてサポーター3となっている。サポーター1に関してはピーク衝撃力はサポーター非装着時に比較して有意差は認められなかった。

一般に、力と加速度との間には、

$$F=ma$$

(F: 力 m: 物体の質量 a: 加速度)

バレーボール用膝関節サポーターについて

の関係がある。本実験では、 F は衝撃力、 m は砲丸（+サポーター）の質量、 a は砲丸（+サポーター）の加速度になる。サポーターの質量は砲丸に比べて非常に小さいので無視すると、 m は本実験を通じて一定と考えられる。すなわち、 m は定数とみなせる。すると、 F （衝撃力）と a とは比較することになり、 F （衝撃力）の大小が、加速度の大小を表すことになる。つまり、衝撃力の描く曲線は、加速度の変化を示す曲線と相似になるはずである。

このことは、サポーター非装着時に対するサポーター装着時のピーク衝撃力の減少度が同時に衝突時の加速度の大きさの減少度も表し得ることを意味する。したがって、衝突時における加速度の大きさの減少度は、サポーター2が大きく、サポーター3はサポーター2に比べて小さくなる。

(2) 衝撃吸収時間 (b)

衝撃吸収時間 (b) の測定値を図3に示す。

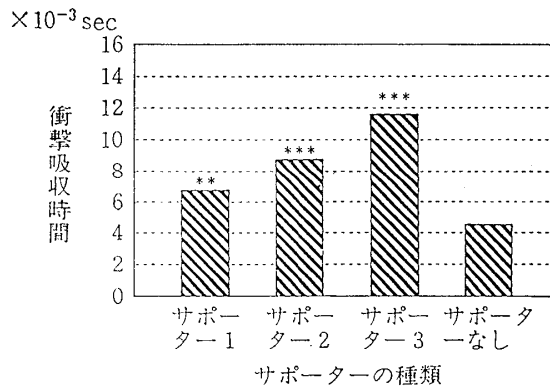


図3 衝撃吸収時間(b)

運動方程式

$$F=ma$$

において、加速度 a は、

$$a=F/m$$

で求めることができる。両辺を積分すると、 m ＝一定値より、

$$\int a dt = 1/m \int F dt$$

両辺を b で割ると、

$$\frac{\int a dt}{b} = \frac{1/m \int F dt}{b}$$

ここで左辺の式は、 b 秒間の平均加速度を示している。右辺は、 b 秒間の平均衝撃力を表

バレーボール用膝関節サポーターについて

す。先に述べたように、固体に生ずる衝撃力は平均加速度に比例する。したがって、左辺の b の値が大きくなれば衝撃力は小さくなる。

表5の結果を見ると、いずれのサポーターもサポーター非装着時に比較して、衝撃吸収時間 (b) は有意に長かった。サポーターは程度の差はあるが、いずれも衝撃力減少に有効に働いていると考えられる。中でもサポーター3はサポーター非装着時に比較して3倍近く長くなっている。このことは、サポーター3は他のサポーターに比べて衝撃吸収能力が高いことを示唆しているものと考えられる。

表5 衝撃吸収時間 (b)

	1回目	2回目	3回目	4回目	5回目	平均	標準偏差
サポーター 1	7.25	6.25	6.75	6.00	7.25	6.70**	0.510
サポーター 2	9.25	8.50	—	8.50	8.50	8.69***	0.325
サポーター 3	12.25	11.00	12.50	12.00	10.50	11.65***	0.768
サポーターなし	5.25	4.00	4.50	4.75	4.25	4.55	0.430

単位は1/1000秒

** p<0.001

***p<0.0001

以上のことから本実験で使用したバレーボール用膝関節サポーターは、いずれも衝撃力を減少させていることが明らかとなった。しかし、サポーター1は、ピーク衝撃力を有意に減少させておらず、衝撃力の緩和という点では、サポーター2および3に劣っていると考えられる。

実験2 サポーターの跳躍動作に及ぼす影響

本実験では、サポーターのバイオメカニクスの特性のうち、特に跳躍動作に焦点を絞り、サポーターの着用、非着用がパフォーマンスにどのように影響を及ぼすのかを検討する。

I. 方法

被験者は、一般健常な男子学生6名である。被験者の年齢、身長、体重はそれぞれ21.8±0.7歳、176.4±3.8cm、67.1±5.0kg (平均±標準偏差)であった。

実験は以下に示す3種類の跳躍動作について行い、そのぞれ膝関節サポーターの着用時と非着用時の差について対のt検定を行い、検討した(本実験に使用したサポーターは実験Iにおけるサポーター3である)。

① 全力垂直跳び

被験者に対して最大の跳躍高がえられるよう全力で跳躍するように指示した。跳躍回数

は各被験者について2回であった。

② 30cm 垂直跳び

被験者の上方30cmのところに紐を釣り下げ、それを目標にして跳躍させた。本実験を行う前に数回練習をさせた。

③ 連続垂直跳び

メトロノームを用いて、2回/secのペースで垂直跳びを行わせた。跳躍高は特に規定せず、休まずに12回跳躍させた。

跳躍はすべて、キスラー社製フォースプレート上で行い、被験者の左足にはエレクトロゴニオメーターを取り付けた。サポーター着用時は、両足にサポーターを装着させた。また、実験にあたって腕の振込による影響や、被験者間の跳躍姿勢の違いを取り除くために、跳躍動作がある程度規定する必要がある。各跳躍はすべて両手を腰に固定させて行わせた。

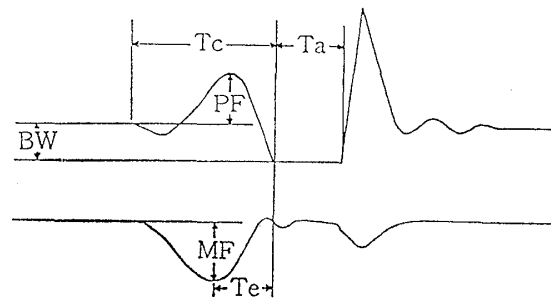


図4 圧力板の垂直方向分力および膝関節ゴニオメーターの記録の一例

鉛直方向の地面反力記録、および膝関節ゴニオメーターの記録は、図4に示すようになる。このグラフからそれぞれ滞空時間 (T_a)、最大踏切力 (PF)、踏切時間 (T_c)、最大屈曲角度 (MF)、膝関節伸展時間 (T_e) を読み取った。また、平均膝関節伸展速度を

$$EV = MF / T_e$$

で定義しこれを算出した。跳躍高は、Bosco と Komi の方法に従い次の式から算出した。⁽⁴⁾⁽⁵⁾

$$\text{跳躍初速度 (V)} = T_a \times g / 2$$

$$\text{跳躍高 (H)} = V^2 / 2g$$

II. 結 果

(1) 全力垂直跳び

表6に全力垂直跳びの結果を示す。滞空時間 (T_a) から算出される跳躍高はサポーターを装着した場合には $37.8 \pm 3.0\text{cm}$ 、サポーターを装着しなかった場合では $38.9 \pm 2.9\text{cm}$ で、有意

表6 全力垂直跳びの結果

	H(cm)	Tc($\times 10^2$ m sec)	PF(N/BW)	MF(deg)	Te($\times 10^2$ m sec)	EV(deg/sec)
サポーター装着	37.8	9.4	14.4	107.1	2.83	381.5
	3.3	0.7	2.9	11.3	0.28	10.6
サポーター非装着	38.9	9.5	14.9	103.3	3.00	354.2
	2.9	0.8	3.7	10.7	0.29	51.4
有意差 (P<0.05)				*		*

上段：平均値，下段：標準偏差

差は認められなかった。踏切時間 (Tc) はそれぞれ $9.4 \pm 0.7 \times 10^2$ m sec, $9.5 \pm 0.8 \times 10^2$ m sec であり、跳躍高と同様、有意差は認められなかった。最大踏切力 (PF) は、被験者の体重による影響を除去するために、体重あたりの換算値を用いて比較した。その結果、サポーターを着用した場合 14.4 ± 2.9 、サポーターを使用しなかった場合は 14.9 ± 3.7 であり、有意差は認められなかった。踏切動作開始時における膝関節の最大屈曲角度 (MF) は、サポーターを装着した場合が 107.1 ± 11.3 deg, サポーター非装着時が 103.3 ± 10.7 deg であった。この最大屈曲角度には、サポーター着用時と非着用時で 5% 水準の有意差が認められた。踏切物作時の膝関節伸展時間 (Te) は、サポーター着用時、非着用時でそれぞれ、 $2.83 \pm 0.28 \times 10^2$ m sec, $3.00 \pm 0.29 \times 10^2$ m sec であり、サポーター着用時の方がやや短い傾向にあるが有意差は認められなかった。平均膝関節伸展速度 (EV) は、サポーター着用時が 381.5 ± 10.6 deg/sec, サポーター非着用時が 354.2 ± 51.4 deg/sec であり、サポーター着用時の方が大きく、5% 水準で有意差が認められた。

(2) 30cm 垂直跳び

表7に30cm垂直跳びの結果を示す。Taから算出される跳躍高は、目標値の30cmとほぼ一致しており、サポーターを装着した場合は 30.4 ± 1.8 cm, サポーターを装着しなかった場合は 29.2 ± 2.7 cm であった。踏切時間 (Tc) は全力垂直跳びに比較すると短縮される傾向にあり、サポーター着用時、非着用時でそれぞれ $7.3 \pm 2.0 \times 10^2$ m sec, $7.3 \pm 1.8 \times 10^2$ m sec であり、有意差は認められなかった。最大踏切力 (PF) は、全力垂直跳びと同様被験者の体重の

表7 30cm 垂直跳びの結果

	H(cm)	Tc($\times 10^2$ m sec)	PF(N/BW)	MF(deg)	Te($\times 10^2$ m sec)	EV(deg/sec)
サポーター装着	30.4	7.3	16.7	80.7	1.98	414.3
	1.8	2.0	4.6	12.6	0.45	34.7
サポーター非装着	29.2	7.3	16.7	80.0	2.19	368.1
	2.7	1.8	4.6	19.9	0.60	26.3
有意差 (P<0.05)						*

上段：平均値，下段：標準偏差

バレーボール用膝関節サポーターについて

影響を除去するために、体重あたりの換算値を用いて比較した。その結果、サポーターを着用した場合 16.7 ± 4.6 、サポーターを使用しなかった場合は 16.7 ± 4.0 であり、有意差は認められなかった。膝関節の最大屈曲角度 (MF) は、全力垂直跳びと比較すると小さくなっており、サポーターを着用した場合が $80.7 \pm 12.6 \text{deg}$ 、サポーター非着用時が $80.0 \pm 19.9 \text{deg}$ であった。全力垂直跳びではこの最大屈曲角度には、サポーター着用時と非着用時で 5% 水準の有意差が認められたが、本結果には有意差は認められなかった。膝関節伸展時間 (Te) は、全力垂直跳びに比べると短くなっており、サポーター着用時、非着用時でそれぞれ、 $1.98 \pm 0.45 \times 10^2 \text{m sec}$ 、 $2.19 \pm 0.60 \times 10^2 \text{m sec}$ であり、サポーター着用時の方がやや短い傾向にあるが有意差は認められなかった。平均膝関節伸展速度 (EV) は、サポーター着用時が $414.3 \pm 34.7 \text{deg/sec}$ 、サポーター非着用時が $368.1 \pm 26.3 \text{deg/sec}$ であり、サポーター着用時の方が大きく、全力垂直跳びと同様 5% 水準で有意差が認められた。

(3) 連続垂直跳び

表 8 に連続垂直跳びの結果を示す。跳躍高はサポーターを装着した場合とサポーターを装着しなかった場合とでは、有意差は認められなかった。踏切動作における膝関節の最大屈曲角度 (MF) は、サポーターを装着した場合が $35.4 \pm 1.6 \text{deg}$ 、サポーター非装着時が $31.5 \pm 3.3 \text{deg}$ であった。全力垂直跳びではこの MF は有意差が認められたが、本結果では t 値が 2.39 であり $p=0.10$ で有意差があるとは言いがたい。

表 8 連続垂直跳びの結果

	H(cm)	MF(deg)
サポーター装着	7.3	35.4
	2.0	1.6
サポーター非装着	6.8	31.5
	1.5	3.3
有意差 ($p < 0.05$)		*

上段：平均値，下段：標準偏差

III. 考 察

サポーターの着用が、跳躍動作にどのような影響を与えるのかが本研究の目的であった。外傷予防が目的であるサポーターが、バレーボールで最も重要なプレーであるジャンプ動作にマイナスの影響を及ぼすのでは、パフォーマンスを重視するプレーヤーにサポーターの着用は望めない。

全力垂直跳び、30 cm 垂直跳びの結果、サポーター装着と非装着の間には、跳躍高、踏切時

間、最大踏切力、膝関節伸展時間の各パラメーターで有意差はなかった。跳躍高については、連続垂直跳びも同様に有意差は認められなかった。このことは、サポーターの装着は、跳躍動作に関する限り、パフォーマンスにほとんど影響を及ぼしていないことを示唆している。

サポーター着用時に、膝関節伸展速度が、全力垂直跳び、連続垂直跳びで大きくなることは、サポーターの特性を表しているものと考えられる。すなわちサポーターは、膝関節の伸展に結果的に助力を与えているものと言える。バレーボール競技では、膝関節を屈曲した状態で(低い姿勢で)構え、その姿勢から次のプレーに素早く移行することが要求されることが多い。フロントプレーヤーのブロックや、バックプレーヤーのレシーブなどである。この様なプレーの場合、本研究の結果からサポーターを着用している方が、膝関節伸展速度が速まるため、次のプレーヤーに速く移行できると考えられる。

さらに Hubley⁽⁸⁾によれば、最大努力の垂直跳びにおいては膝関節伸展時の寄率が高く、膝関節伸展速度が増加すると、跳躍高が高くなる。本研究も、全力垂直跳び、30cm 垂直跳び、連続垂直跳びで膝関節伸展速度と跳躍高とは正の相関傾向にある。すなわち連続垂直跳び、30cm 垂直跳び、全力垂直跳びの順に、順次跳躍高、膝関節伸展速度が増加している。しかしながら、サポーター装着時の方が、膝関節伸展速度が大きいにもかかわらず、跳躍高でサポーター非着用時と有意差が認められなかった。この原因は不明であり、今後の課題となろう。

総 括

本研究の結果、バレーボール競技における膝関節サポーターの着用は、跳躍動作に関しては、負の影響を及ぼすことはなく、逆に、膝関節屈曲状態で実施されるプレーからプレーへのつなぎにはプラスの要因としてはたらくことが示唆された。またサポーターの種類については、衝撃吸収材を用いているものが統計的に有意に衝撃の緩和に役立っていることがわかった。したがってバレーボールプレーヤーは、傷害防止という観点に立つならばできるだけサポーターを着用することが望ましいと考えられよう。また今後の目標としては、サポーターの着用が疲労にどのような影響を与えているのかを検討する必要がある。

最後に本研究の実験に参加して下さった被験者の皆さん、さらにアンケートに協力して下さった多くの皆さんに深く感謝致します。

文 献

- (1) 菅野宗和著；破壊の基礎、「入門 固体の力学」P.143-157, 技術書院, 1987.
- (2) Benedek, G. B., Villars, F. M.; 松原武生訳「医系の物理, 第1巻力学 上, 下」吉岡書店, 1979.

バレーボール用膝関節サポーターについて

- (3) 宮崎義憲他; Squat Jump における膝角度と下肢筋出力特性との関係について; 東京学芸大学紀要, 第37集, p.223-228 (1985)。
- (4) Komi, P. V., Bosco.; Utilization of stored elastic energy in men and women. Med. Sci. Sports 10, pp.261-265 (1978).
- (5) Bosco, C., Komi, P. V.; Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. Eur. J. Appl. Physiol. 41, pp.275-284 (1979).
- (6) Hubley, C. L., Wells, R. P.; A work-energy approach to determine individual joint contribution to vertical jump performance. Eur. J. Appl. Physiol. 50, pp.247-254 (1983)。
- (7) 南匡泰他; バレーボールにおけるジャンプ頻度及びジャンプインターバルの分析; 大阪市立大学保健体育学研究紀要, 19, p.37-40, (1983)。
- (8) 豊田博他; バレーボールにおける敏捷性の研究; 東京大学教養学部体育学紀要, 16, p.1-10(1982)。