股関節外転運動後の大腿筋膜張筋と腸脛靭帯の硬度変化と振動刺激がそれを与える影響

堤 省吾, 浦辺 幸夫, 前田 慶明

The transition of tensor fasciae latae and iliotibial band hardness after hip abduction exercise and the effect of vibration stimulation

Shogo Tsutsumi, Yukio Urabe and Noriaki Maeda

広島大学大学院医歯薬保健学研究院, 〒734-8553 広島県広島市南区霞1-2-3 (*Graduate School of Biomedical & Health Sciences, Hiroshima University, 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima, Hiroshima 734-8553, Japan*)

Received : November 6, 2017 / Accepted : March 2, 2018

Abstract The aim of this study was to evaluate the transition of the tensor fasciae latae (TFL) and the iliotibial band (ITB) hardness after repetitive hip abduction exercise (RE) and the effect of vibration stimulation immediately after RE. Nine healthy man performed the RE (20 reps×5 sets) and the TFL and the ITB hardness were measured before and after RE. Participants were performed RE by 2 conditions(i.e. with and without vibration stimulation after RE). The results showed that with no vibration condition, hardness of the TFL significantly increased immediately, 15 min, 30 min, and 24 hours and the ITB significantly increased immediately, and 24 hours after RE compared with before RE, respectively. With vibration condition, vibration after RE, both of the TFL and the ITB hardness significantly increased only immediately after compared with before RE. On the other hand, TFL and ITB hardness significantly decreased 15 min, 30 min, and 24 hours compared with immediately after RE. In addition, with vibration condition, TFL and ITB hardness significantly decreased 15 min, 30 min, 24 hours compared with no vibration condition, respectively. This study indicated that the ITB hardness might be increased with excessive activity of TFL, and the vibration stimulation immediately after exercise is effective for decreasing the hardness.

Jpn J Phys Fitness Sports Med, 67(3): 219-225 (2018)

Keywords : tensor fasciae latae, iliotibial band, transition, hardness, vibration stimulation

緒 言

腸脛靭帯 (iliotibial band : ITB) は大腿筋膜張筋 (tensor fasciae latae : TFL) と大殿筋の一部, 腸骨稜を起始とし, 股・膝関節を跨いで脛骨外側部 (gerdy 結節) に停止する筋膜様組織である¹⁾. ITBは高密度の線維性結合組織である²⁾ため, ITBそのものには収縮作用はみられないが, 解剖学上, 起始部であるTFLや大殿筋の一部の収縮に伴い, ITBは伸張されることが考えられる.

腸脛靭帯炎という診断名は, 軍隊トレーニングで発症する障がいとして報告されたのが最初である³⁾. 当初は大腿骨外側上顆とITBの摩擦による炎症であると考えられていたが, 2000年以降, 腸脛靭帯炎はITBと大腿骨外側上顆の間の圧迫による脂肪組織の炎症や, 慢性的な炎症により生じると考えられるようになってきた²⁾.

スポーツ障がいとしての腸脛靭帯炎は, 陸上競技の中・長距離, ジョギング, サイクリングといった, 同じ動作を反復するスポーツの競技者に多く発症することが明ら

かとなっている^{4,5)}. また, 腸脛靭帯炎のリスクファクターの一つとして, ITBの硬度上昇が提唱されている. Lavine et al.⁶⁾は, ITBの硬度が高いことにより, 深部組織の圧迫が生じ, 腸脛靭帯炎が発症する恐れがあることを報告した. さらにBrian et al.⁷⁾は, 横断研究により腸脛靭帯炎者は健常者と比較してITBの硬度が高いことを報告した. このように, 先行研究は安静時のITBの硬度に着目したものが多く, しかし, 障がい予防の観点からすると, ITBに伸張ストレスのかかることが予想される運動後にもITBの硬度は上昇するのか, 仮に上昇するのであればどの程度残存するのかを知ることは腸脛靭帯炎予防のために重要である. Hirono et al.⁸⁾は, 剣道選手の5日間の合宿において足関節背屈可動域の低下に先行して腓腹筋の硬度上昇がみられたと報告し, 運動後の硬度上昇の早期解消は関節可動域制限の予防となる可能性を示唆している. このことからコンディショニングの把握として, 運動後の硬度変化に着目する意義は高い.

反復した腓腹筋の筋収縮後における腓腹筋とアキレス

腱の硬度推移を測定した先行研究では、運動前と比較し、運動終了24時間後で腓腹筋の硬度上昇が残存していたのに対し、アキレス腱に関しては硬度上昇が運動終了30分後以降、残存しなかった⁹⁾。このように、反復した筋収縮と硬度上昇の経時的変化について、筋と連続性をもつ腱組織に着目したものはあるが、同様に連続性をもつ筋膜組織であるITBに着目した報告は、渉猟する限りみられない。仮にTFLの過剰な筋収縮を伴う運動後、ITBの硬度上昇が24時間後まで残存する場合、腸脛靭帯炎の発症リスクは高くなると考えた。

近年、臨床現場やスポーツジムで振動刺激装置が活用されている。これらは筋力やパフォーマンス向上に加え、柔軟性の向上に対しても有効であることが報告されている^{10,11)}。振動刺激が柔軟性の向上に寄与する機序については、脳卒中片麻痺者や脊髄損傷者を対象とし、抗痙縮効果に着目したものが多く報告されている^{11,12)}。しかし、高負荷の運動を行った直後に振動刺激を患部に与えた場合、先行研究と同様に硬度を低下させる効果があるかどうかは不明である。

本研究の目的は第一に、反復した股関節外転運動後のTFLとITBの硬度推移を明らかにすること。第二に、股関節外転運動直後にTFLとITBに対して局所的な振動刺激を加えることで硬度推移が異なるかを明らかにすることとした。

方 法

対象は、下肢に整形外科的疾患の既往がない健常男子大学生9名（年齢 22.8 ± 1.1 、身長 171.2 ± 0.1 cm、体重 62.3 ± 6.3 kg）とした。本研究では、測定肢は利き脚とした。利き脚は、「ボールを蹴る側の脚」と規定した。全対象の利き脚は右脚であった。

対象には研究の目的と内容を十分に説明し、書面にて同意を得た。本研究は広島大学大学院医歯薬保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会の承認を得て行った（承認番号1604）。

対象には実験室に入室後、5分間安静臥床させ、その後TFL、ITBの硬度を測定した。硬度測定の方法については後述する。運動前の硬度測定後、直ちに運動課題を実施した。運動終了直後、15分後、30分後、24時間後に同様の方法で硬度測定を行った。実験手順は、運動前と運動終了直後の比較に加え、日をまたいで起こる変化を検討した先行研究を参考にした⁹⁾。運動終了直後から30分後の測定までは、安静背臥位とした。さらに運動実施24時間後の硬度測定が終了するまでは、移動に必要な徒歩以外の運動は控えるよう指示した。なお本研究では、硬度は張力の変化の指標を示すものとする。

運動課題は、TFLの収縮が得られやすい肢位を検討した先行研究を参考に^{13,14)}、左側臥位かつ右股関節最大外

旋位での右股関節自動外転運動とした（Fig. 1）。運動中の右股・膝関節肢位は屈曲0度とした。運動速度は最初の1秒で股関節35度外転位まで右下肢を挙上¹³⁾し、続いて1秒かけて床面まで下制するように統一した。1セットの回数を20回とし、計5セット実施した⁹⁾。各セット間には30秒の休息を設けた。TFLの十分な筋収縮を得るため、体重の約3%に当たる重錘を下腿遠位部に装着して運動を実施した。

TFL、ITBの硬度測定には、デジタル式硬度計NEUTONE（TRY-ALL社製）を使用した（Fig. 2）。すべての測定は同一検者が行った。測定部位は、TFLは上前腸骨棘と大腿骨大転子の中間¹⁵⁾、ITBは矢状面における膝蓋骨上縁と平行の部位¹⁶⁾とした。運動前後で測定箇所が同一になるよう、TFL、ITBを触知した後、皮膚面にペンで印をつけた。硬度測定は、全て背臥位で行い、筋収縮を起こさないようにリラックスした状態でTFL、ITBに対して垂直に押し当てて測定した。各3回ずつ測定し、平均値を算出した。本研究で用いたデジタル式硬度計は、押圧による測定対象からの抵抗の大きさを0から100で表示する。この値は検者が上部ハンドルを押圧し、荷重が約14.71 Nになった時に測定子が受ける反力を意味する。すなわち、表示される値自体には単位がないため、メーカーが指定した $N=0.0238 \times \text{測定値} + 0.532$ の式にて、単位をニュートンに換算した。

振動刺激にはSONIX（Sonic world社製）を使用した。本研究の運動課題は全身運動ではなく、局所的な運動であるため、振動刺激はTFL、ITBの局所に与えた。運動後の安静による硬度変化と振動刺激による硬度変化を比較するため、振動刺激は運動実施直後の硬度測定後、直ちに開始した。振動刺激を与えた際の対象の肢位はFig. 3に示すとおりであり、運動負荷を実施した脚が下となる側臥位とし、TFL、ITBに対し振動が直達する位置となるよう、右大腿外側部をプレート上にのせた。時間は5分間、周波数は50 Hzとした¹⁷⁾。振動刺激中、対象には下肢をリラックスさせるよう指示した。振動終了後はベッドに戻り、運動終了30分後までは安静背臥位とした。

振動刺激の有無によるTFL、ITBの硬度推移を比較するため、同一の対象に振動刺激の有無のみが異なる2条件を4週間以上の間隔を空けて行った。

統計学的分析にはSPSS ver. 20.0 for windows（日本アイ・ビー・エム社）を使用し、硬度測定値の検者内信頼性を級内相関係数（Intraclass correlation coefficients : ICC）により確認した。

硬度の測定値の正規性は、Shapiro-Wilk検定により確認した。その後、TFL、ITBの硬度推移（運動前、運動直後、15分後、30分後、24時間後）の検定は、データに正規性が認められた場合には反復測定一元配置分散分析を、認められなかった場合にはFriedman検定を行った。事後検

定として、データに正規性が認められた場合はTukey法を、認められなかった場合はSteel-Dwass法を行った。局所的振動刺激の有無による硬度変化の検定には、データに正規性が認められた場合は対応のあるt検定を、認められなかった場合にはWilcoxon符号順位検定を行った。危険率5%未満を有意とした。

結 果

硬度測定の信頼性 本研究で用いたデジタル式硬度計の信頼性を検討するために、安静背臥位時におけるTFL, ITBの硬度測定値のICCにより検討した。その結果、TFLは、 $ICC(1, 3)=0.93(0.81-0.99)$ 、ITBは $ICC(1, 3)=0.86(0.63-0.97)$ であった。

Fig. 1 The posture of exercise task
Participants rise their right lower limb until hip abduction angle is 35 degree for a second and down a second with their maximal hip external rotation angle.

Fig. 2 Hardness measuring device
This device was pressed participants TFL and ITB from body surface perpendicularly

TFLとITBの硬度推移

振動刺激なしの場合

振動刺激を与えなかった時のTFL, ITBの硬度推移を示した (Fig. 4).

TFLの運動前の硬度は 0.75 ± 0.10 Nであり、運動終了直後、15分後、30分後、24時間後はそれぞれ 0.98 ± 0.07 N, 0.91 ± 0.06 N, 0.88 ± 0.07 N, 0.92 ± 0.04 Nとなり、運動前と比較して17.3%から30.7%の範囲で上昇した。ITBの運動前の硬度は 0.98 ± 0.08 Nであり、運動終了直後、15分後、30分後、24時間後は、それぞれ 1.24 ± 0.12 N, 1.13 ± 0.11 N, 1.10 ± 0.12 N, 1.12 ± 0.10 Nとなり、12.2%から26.5%の範囲で上昇した。

TFLは運動実施前と比較し、運動実施後全ての測定で有意に高値を示した (直後、15分後、24時間後: $p < 0.01$, 30分後: $p < 0.05$)。ITBは運動実施前と比較し、運動実施直後、24時間後 ($p < 0.05$) で有意に高値を示した。

振動刺激ありの場合

股関節外転運動の反復後、TFLとITBに対し、局所的な振動刺激を与えた場合のTFL, ITBの硬度推移を示した (Fig. 5).

TFLの運動前の硬度は 0.74 ± 0.04 Nであり、運動終了直後、15分後、30分後、24時間後はそれぞれ 0.97 ± 0.07 N, 0.82 ± 0.05 N, 0.79 ± 0.05 N, 0.78 ± 0.05 Nとなり、運動終了直後と比較して5.4%から31.1%の範囲で上昇した。ITBの運動前の硬度は 0.96 ± 0.09 Nであり、運動終了直後、15分後、30分後、24時間後はそれぞれ 1.22 ± 0.10 N, 1.04 ± 0.12 N, 1.01 ± 0.11 N, 1.00 ± 0.11 Nとなり、運動前

Fig. 3 The posture of vibration stimulation
Participants assumed side lying position on the vibration devices to feel the vibration for right lower limb directly.

Fig. 4 The transition of TFL and ITB hardness after repetitive hip abduction exercise
The TFL hardness significantly increased immediately, 15 min, 30 min, 24 hours and the ITB hardness significantly increased immediately, 24 hours after RE compared with before repetitive exercise, respectively. (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$)

Fig. 5 The transition of TFL and ITB hardness after repetitive hip abduction exercise (with vibration)
Both of the TFL and the ITB hardness significantly increased only immediately after compared with before repetitive exercise. On the other hand, TFL and ITB hardness significantly decreased 15 min, 30 min, 24 hours compared with immediately after repetitive exercise. (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$)

と比較して4.2%から27.1%の範囲で上昇した。

TFLは運動実施前と比較し、運動実施直後のみ有意に高値を示した ($p < 0.01$)。また運動実施直後と比較し、15分後、30分後、24時間後で有意に減少した ($p < 0.01$)。ITBは運動実施前と比較し、運動実施直後のみ有意に高値を示した ($p < 0.05$)。運動実施直後との比較においては、15分後、30分後、24時間後で有意に減少した ($p < 0.05$)。

振動刺激の有無による硬度推移の違い

股関節外転運動の反復後、TFLとITBに対する局所的な振動刺激の有無によるTFL、ITBの硬度推移の違いを示した (Fig. 6, 7)。運動実施前、運動実施直後は両者の間に有意な差はみられなかったが、振動刺激後の全ての測定 (15分後、30分後、24時間後) において、振動刺激なしと比較して、振動刺激ありの方が有意に低値を示した (TFL: $p < 0.01$, ITB: $p < 0.05$)。

考 察

はじめに、本研究の測定結果 (TFLとITBの硬度) の信頼性について述べる。本研究の結果、ICCはTFLが0.93、ITBが0.86であった。ICCについては、桑原ら¹⁸⁾による0.6以上で可能、0.7以上で普通、0.8以上で良好、0.9以上で優秀であるとの報告や、Landis et al.¹⁹⁾による0.41~0.60でmoderate、0.61~0.80でsubstantial、0.81~1.00でalmost perfectとの報告がみられる。これらのことから、本研究で使用したデジタル式硬度計の測定値の検者

内信頼性は比較的高いと考える。

次に股関節外転運動の反復により、TFLおよびITBの硬度上昇がみられた要因について述べる。筋疲労時の硬度上昇の生理学的要因として、蓄積された代謝産物が血流を阻害することによる筋内圧上昇^{20,21)}が考えられている。本研究では、股関節外転運動の反復後にTFLに筋疲労が起こり、反復したTFLの収縮に伴いITBの硬度も上昇したと考える。運動実施24時間後に関しては、エキセントリック運動によって筋繊維や結合組織の微細損傷が起こり、異常なカルシウムイオンが細胞内へ流入したことによる筋硬度の上昇が考えられる^{22,23)}。このメカニズムに関しては、筋収縮を反復させたTFLで起こっていることが考えられるが、本結果ではITBも同様に運動前と比較して24時間後で有意に上昇した。ITBと同様に非収縮性組織で、筋と連続性を持つアキレス腱の硬度に着目した報告がある。廣野ら⁹⁾は腓腹筋に対するレジスタンス運動の反復後、腓腹筋の硬度が24時間後に上昇していたものの、アキレス腱の硬度は24時間後に硬度上昇は残存しなかったことを報告した。アキレス腱は厚さ6.8 mm²⁴⁾の人体で最も強靱な腱であるのに対し、ITBは厚さ1.9 mm²⁵⁾の大腿筋膜が肥厚した組織である。そのため、筋収縮による伸張ストレスはアキレス腱よりもITBの方が受けやすい可能性が考えられる。本研究における24時間後のITB硬度上昇の残存は、TFLの収縮に伴った張力増大に対するITBのストレス耐性の低さを反映していると考えられる。

Fig. 6 The comparison of the transition of TFL hardness with vibration stimulation or not. The case of vibration, TFL hardness significantly decreased 15 min, 30 min, 24 hours (all measurement after vibration stimulation) compared with the case of no vibration stimulation. (*: $p < 0.05$)

Fig. 7 The comparison of the transition of ITB hardness with vibration stimulation or not. The case of vibration, ITB hardness significantly decreased 15 min, 30 min, 24 hours (all measurement after vibration stimulation) compared with the case of no vibration stimulation. (*: $p < 0.05$)

次に振動刺激が硬度を低下させた要因について述べる。先行研究によると、振動が生体に伝わる際、筋の予備緊張が強い状態の場合は筋紡錘により筋収縮（伸張反射）が賦活される一方、緊張状態が弱い場合はゴルジ腱器官が筋弛緩（自原抑制）を賦活して柔軟性の効果が得られると考えられている²⁶⁾。本研究では下肢を脱力した状態で振動刺激を与えたため、自原抑制が賦活された結果、硬度が低下したと考える。さらに振動刺激は身体の血流に影響があることが明らかとなっており、Lohman et al.²⁷⁾は、短時間の振動刺激が下肢皮膚血流量を増大

させることを報告している。また、Kersch-Schindl et al.²⁸⁾は、超音波検査を用いて、振動刺激前後の腓腹筋と大腿四頭筋の血流を測定したところ、血流の改善を示す血管数増加に比べ、膝窩動脈の平均血流速度が約2倍上昇したとしている。一方下肢へのマッサージは骨格筋群の血流を変化させずに皮膚血流を増大させることが報告されている²⁹⁾。これらのことから振動刺激はマッサージよりも血流改善効果が高いことが示唆されている。振動刺激が血流を改善させる要因には、筋ポンプ作用の向上、血管拡張、血液粘性の変化などが考えられている。

本研究では振動刺激を与えた場合、何もなかった場合と比較して有意に硬度の低下がみられた。股関節外転運動の反復によって阻害されたTFLの筋血流が、振動刺激を与えたことで改善された結果、ITBに対する伸張ストレスも軽減し、硬度が減少したと考える。振動刺激を与えた場合のTFLとITBの硬度推移については、どちらも運動直後と比較して全ての測定時に減少がみられ、TFLとITBは同様の経過を示した。本研究はプレート上の振動を用いたためTFL、ITBともに均等に与えられたことも結果に影響していると考ええる。

本研究から得られた新しい知見として、反復した股関節外転運動により、TFLだけでなく、ITBの硬度も24時間後に硬度上昇が残存していたこと、運動直後におけるTFL、ITBへの局所的な振動刺激が硬度を減少させたことが挙げられる。本結果は、反復したTFLの収縮後にITBの硬度上昇を惹起しており、腸脛靭帯炎へのリスク因子となる可能性を示した。今後の研究では、よりスポーツ活動中に用いられる動作を運動課題として、本研究と同様に硬度推移を辿っていくと同時に、高強度の運動後、いかに硬度を残存させないか、早い段階で硬度を運動前の状態まで戻すかといったコンディショニング法を追求していく必要がある。また、本研究では運動実施24時間後までしか測定していないため、運動実施後の硬度が運動前の状態まで回復しないまま、再び運動した際の硬度の変化については不明である。腸脛靭帯炎はオーバーユースによるスポーツ障がいであるため、今回の結果を元に、運動の持続時間・頻度・強度と硬度の関係について検討していく必要がある。

利益相反自己申告：申告すべきものはなし

引用文献

- 1) Kaplan EB. The iliotibial tract; clinical and morphological significance. *J Bone Joint Surg Am* 40: 817-832, 1958.
- 2) Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, Lyons K, Bydder G, Phillips N, Best TM, Benjamin M. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *J Anat* 208: 309-316, 2006.
- 3) Renne JW. The iliotibial band friction syndrome. *J Bone Joint Surg Am* 57: 1110-1111, 1975.
- 4) Orava S. Iliotibial tract friction syndrome in athletes – an uncommon exertion syndrome on the lateral side of the knee. *Br J Sports Med* 12: 69-73, 1978.
- 5) Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am J Sports Med* 21: 419-424, 1993.
- 6) Lavine R. Iliotibial band friction syndrome. *Curr Rev Musculoskelet Med* 3: 18-22, 2010.
- 7) Brian N, Anne S, Ross H, Carolyn W, William B. Assessment of Strength, Flexibility, and Running Mechanics in Men With Iliotibial Band Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 44: 217-222, 2014.
- 8) Hirono J, Mukai N, Takayanagi S, Miyakawa S. Changes in the hardness of the gastrocnemius muscle during a Kendo training camp as determined using ultrasound real-time tissue elastography. *J Phys Fitness Sport Med* 5: 239-245, 2016.
- 9) 廣野準一, 向井直樹, 高柳尚司, 宮川俊平：一過性運動が腓腹筋およびアキレス腱の硬度に及ぼす影響 – 超音波 Real-time Tissue Elastography を用いた研究 –, 体力科学, 62: 199-205, 2013.
- 10) Feland JB, Hawks M, Hopkins JT, Hunter I, Johnson AW, Eggett DL. Whole body vibration as an adjunct to static stretching. *J Sports Med* 31: 584-589, 2010.
- 11) Di Giminiani R, Manno R, Scrimaglio R, Sementilli G, Tihanyi J. Effects of individualized whole-body vibration on muscle flexibility and mechanical power. *J Sports Med Phys Fitness* 50: 139-151, 2010.
- 12) Sayenko DG, Masani K, Alizadeh-Meghbrazi M, Popovic MR, Craven BC. Acute effects of whole body vibration during passive standing on soleus H-reflex in subjects with and without spinal cord injury. *Neurosci Lett* 482: 66-70, 2010.
- 13) McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. *J Athl Train* 47: 15-23, 2012.
- 14) Lee JH, Cynn HS, Choi SA, Yoon TL, Jeong HJ. Effects of different hip rotations on gluteus medius and tensor fasciae latae muscle activity during isometric side-lying hip abduction. *J Sport Rehabil* 22: 301-307, 2013.
- 15) Umehara J, Ikezoe T, Nishishita S, Nakamura M, Umegaki H, Kobayashi T, Fujita K, Ichihashi N. Effect of hip and knee position on tensor fasciae latae elongation during stretching: An ultrasonic shear wave elastography study. *Clin Biomech* 30: 1056-1059, 2015.
- 16) Tateuchi H, Shiratori S, Ichihashi N. The effect of angle and moment of the hip and knee joint on iliotibial band hardness. *Gait Posture* 41: 522-528, 2015.
- 17) Bakhtiary AH, Fatami E, Khalili MA, Ghorbani R. Localized application of vibration improves passive knee extension in women with apparent reduced hamstring extensibility: a randomized trial. *J Physiother* 57: 165-171, 2011.
- 18) 桑原洋一, 齊藤俊弘, 稲垣善明：検者内および検者間の Reliability (再現性, 信頼性) の検討, 呼吸と循環, 41: 945-952, 1993.
- 19) Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33: 159-174, 1977.
- 20) 土居陽治郎, 小林一敏：筋肉の硬さ測定に関する研究, 筑波大学体育科学系紀要, 11: 265-274, 1988.
- 21) 山口和之, 宮下 智, 小野武也：筋疲労の評価法, 理学療法, 14: 706-712, 1997.
- 22) Murayama M, Nosaka K, Yoneda T, Minamitani K. Changes in hardness of the human elbow flexor mus-

- cle after eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol* 82: 361-367, 2000.
- 23) Jones DA, Newham DJ, Clarkson PM. Skeletal muscle stiffness and pain following eccentric exercise of the elbow flexors. *Pain* 30: 233-242, 1987.
- 24) van Schie HT, de Vos RJ, de Jonge S, Bakker EM, Heijboer MP, Verhaar JA, Tol JL, Weinans H. Ultrasonographic tissue characterization of human Achilles tendons: quantification of tendon structure through a novel non-invasive approach. *Br J Sports Med* 44: 1153-1159, 2010.
- 25) Goh LA, Chhem RK, Wang SC, Chee T. Iliotibial band thickness: sonographic measurements in asymptomatic volunteers. *J Clin Ultrasound* 31: 239-244, 2003.
- 26) Cochrane DJ, Stannard SR. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br J Sports Med* 39: 860-865, 2005.
- 27) Lohman EB, Petrofsky JS, Maloney-Hinds C, Betts-Schwab H, Thorpe D. The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Med Sci Monit* 13: 71-76, 2007.
- 28) Kerschhan-Schindl K, Grampp S, Henk C, Resch H, Preisinger E, Fialka-Moser V, Imhof H. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clin Physiol* 21: 377-382, 2001.
- 29) Hinds T, McEwan I, Perkes J, Dawson E, Ball D, George K. Effects of massage on limb and skin blood flow after quadriceps exercise. *Med Sci Sport Exerc* 36: 1308-1313, 2004.