

原著

視覚情報フィードバックを用いた 片脚立位姿勢制御練習の効果 —レーザーポインターを使用した新しい姿勢制御練習器の検証—

廣田真由*¹ 種谷茉莉*² 大坂裕*³ 小原謙一*³

要 約

本研究は、視覚フィードバックとして膝関節の位置を捉えながら行う姿勢制御練習の効果を検証することを目的として実施した。対象は、健康成人女性35名（年齢20.2 ± 0.5歳）であった。姿勢制御練習として、バランスパッド上で片脚立位を1分間保持することを1日3回、週に3日を2週間継続した。対象者は開発した姿勢制御練習器を用いて膝関節位置を視覚的に捉えながら練習した群（視覚群）、練習器を用いずに練習した群、コントロール群に無作為に振り分けられた。矩形面積と総軌跡長を練習前、1週後、2週後に測定した。練習前を100%として正規化した値を統計学的解析に採用した。本研究の結果、視覚群は他の2条件と比較して2週後に矩形面積および総軌跡長が有意に低値を示した（ $p < 0.05$ ）。本研究結果から、膝関節の位置を視覚的に捉えながら姿勢制御練習を行うことが、片脚立位保持の安定性の向上に対して有効性が示唆された。

1. 緒言

内閣府の報告¹⁾によると日本は、諸外国に例をみないスピードで高齢化が進行している。約800万人の団塊の世代が75歳以上となる2025年以降は、国民の医療や介護の需要がさらに増加することが見込まれている。その原因は、寝たきりや認知症などであり²⁾、その中でも近年、高齢者の転倒が社会的問題となってきている³⁾。これらの問題への対策として我が国では、地域包括ケアシステムの構築の実現に向けて、様々な方策が検討されており、持続可能な医療・介護制度を構築することが急務となっている⁴⁾。厚生労働省の国民生活基礎調査（平成28年度版）の介護の状況⁵⁾によれば、介護が必要となった主な原因のうち骨折・転倒は、要支援2では18.4%で第1位である。さらに要介護度4で12.0%、要介護度5で10.2%であり、いずれも第3位となっている。したがって、転倒を予防することは「寝たきり」を防ぐことにつながり、かつ、介護保険制度の持続や地域包括ケアシステムに向けて欠かすことのできない事案であると考えられる。

転倒の恐れが少なく、日常生活を支障なく送るためには、姿勢制御能力は極めて重要である。その姿勢制御能力には、視覚系・前庭迷路系・体性感覚系からの感覚入力と、それをもとに身体を安定させようとする下肢関節の協調的な働きが必要である。それらの中でも、視覚情報の有無による影響が大きい^{6,7)}。視覚は、環境と相互に関連した身体の位置と動きに関する情報を継続的に神経に送り、安定したバランス能の維持に重要な役割を果たしている。運動との関連では、中心視覚（central vision）と周辺視覚（peripheral vision）の区別が重要である。前者は、眼前の狭い空間のものを知覚し、その詳細を知り、微細運動の制御を行うのに役立つ。後者は、身体周囲の空間にある物の位置や運動の情報を伝える。このように運動の計画用の視覚情報と制御用の視覚情報がある⁸⁾。それをもとに身体を安定させようとする下肢関節の協調的な働きが必要である。下肢関節の中でも、膝関節は「結果の関節」と言われ、体幹や股関節などの上位からの運動連鎖、足部、足関節など下位からの運動連鎖により、いわゆる knee-in

*1 川崎医科大学附属病院 リハビリテーションセンター

*2 大阪府済生会中津病院 リハビリテーション技術部

*3 川崎医療福祉大学 医療技術学部 リハビリテーション学科

（連絡先）小原謙一 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

E-mail : rptkob@mw.kawasaki-m.ac.jp

& toe-out, knee-out & toe-in というアライメント異常を呈すとされている⁹⁾。そして、股関節と足関節に挟まれた中間にあり、体重支持のときの安定性保持に加えて、歩行・走行のときの可動性が膝関節の中心的な役割である。したがって、膝関節位置を能動的に制御することは、姿勢制御能力の向上、そして転倒予防に不可欠であると考えられる。さらに膝関節は、大きな要素で構成された関節であるために運動の方向を特定することが比較的容易なために様々な動作の分析に加え、その働きを検討するのに適している。

そこで我々は、膝関節の位置を視覚的に捉えることを可能にした姿勢制御練習器を開発した(特許出願中:特願2017-177327, 出願人:学校法人 川崎学園, 発明者:小原謙一)。この姿勢制御練習器は、上述の2つの視覚情報のうち主に前者(中心視覚)を利用したものである。本研究では本練習器を用い、視覚を利用して膝関節の位置をフィードバックしながら姿勢制御練習を行うことが片脚立位時における膝関節の動揺と足圧中心動揺に及ぼす影響を検討した。そして、本練習器を用いた姿勢制御練習の効果を検証した。

2. 方法

2.1 対象者

運動習慣がなく、整形外科学疾患および神経学的疾患の既往のない健康成人女性35名(年齢 20.2 ± 0.5 歳, 身長 158.1 ± 5.6 cm, 体重 51.0 ± 6.5 kg)を対象とした。本研究を開始するにあたり、対象者には倫理的配慮として研究の目的および方法、個人情報の保護に関して文書にて十分に説明し同意を得て行った。なお、本研究は川崎医療福祉大学倫理審査委員会の承認後に実施した(承認番号:15-079)。

2.2 方法

我々が開発した姿勢制御練習器は、任意の身体部位からレーザーを壁面に照射することで、その身体部位の位置を視覚的に捉えやすくするものである(図1)。本練習器は、レーザーポインターのレーザー照射部の先にプリズムレンズを使用することで、レーザーを屈折させて任意の方向に照射することが可能である。本練習器の質量は200g程度であり、その質量自体が姿勢に及ぼす影響は少ないと考えられる。姿勢を確認しながらの姿勢制御練習の方法として鏡を利用することが一般的に知られている。我々は、鏡を使用することで制御すべき身体部位が多く見えてしまい、姿勢制御を行うには情報量が多すぎると考えた。さらに、鏡ではわずかな位置の変化を対象者自身が検知することは困難である。本練

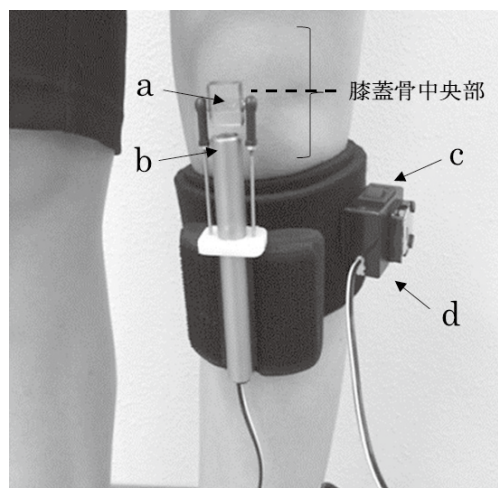


図1 開発した姿勢制御練習器(装着位置)

a. プリズムレンズ, b. レーザー照射部, c. スイッチ, d. 電源ボックス

下腿近位部にベルトを装着し、その前面にレーザー照射装置を貼り付け、膝蓋骨中央部の高さで、レーザーが膝蓋骨の正面に照射されるようにプリズムレンズの高さと向きを調節した。

習器はレーザー光線を使用しているため、照射部のわずかな向きの変化がレーザーの投影先では大きく反映し、的から外れてしまう。このように、本練習器を使用した練習では対象者自身が変化を検知しやすいという点が鏡を用いた方法よりも優れていると考えている。

実験条件は、視覚情報のフィードバックを用いた片脚立位姿勢制御練習を行った群(以下、視覚群)と視覚情報のフィードバックを用いずに練習を行った群(以下、非視覚群)の2群に加え、練習をしないコントロール群の3群とした。くじを用いて対象者をこの3つの群に無作為に振り分けた。その結果、視覚群12名、非視覚群13名、コントロール群10名とした。

本研究では、姿勢制御練習の際に、視覚群にはレーザー照射部が支持脚の膝蓋骨中央になるように高さを調節して姿勢制御練習器を装着した。支持脚はボールを蹴る側であるいわゆる「利き足」の反対側に設定した。練習器の固定のために下腿近位部にゴム製のベルトを巻いた。そして2m離れた壁に直径10cmの円形的的を貼り、姿勢制御練習中はその的をターゲットとしてレーザーの光をとどめるように指示した。レーザーを床面に対して平行に投影できるように、的の高さは対象者の膝関節裂隙から足底までの長さでバランスパッドの和とした。非視覚群は、本練習器を装着せず、下腿に加わる圧迫力の

条件を視覚群と同様にするために、ベルトのみを装着した。その後、2m先の膝の高さに合わせた直径10cmの的を注視し、その姿勢を保持するように指示した。このときの的の高さは、視覚群と同様とした。対象者が健常若年成人女性であるので、練習効果を得るために難易度を上げる必要がある。したがって、本研究では姿勢制御練習を行う視覚群・非視覚群の練習内容は、バランスパッド (TheraBand社製スタビリティトレーナー、ソフトタイプ) 上で1分間の片脚立位保持という難易度の高いものを設定した。このバランスパッドは、ポリ塩化ビニール製で柔らかいため、その上で片脚立位等の姿勢を保持することで不安定な床面での姿勢制御となり、その課題の難易度を上げることが可能なものである。このときの肢位は、裸足となり両上肢は胸の前で手を交差させた。1回の練習では片脚立位保持を3セット行った。この際、セット間は1分間とした。非荷重足が床に触れたらストップウォッチを止め、測定肢位を整え再開した。対象者の時間的な負担が過剰にならないように考慮し、練習は週3回を2週間行った (図2)。

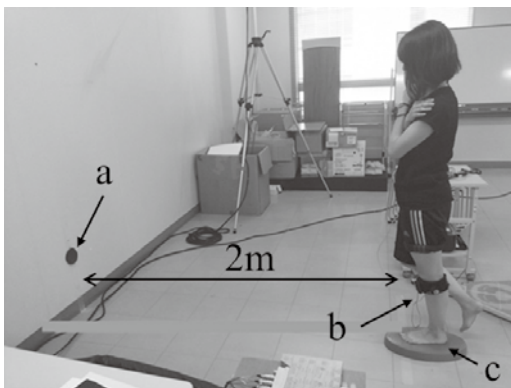


図2 姿勢制御練習場面 (視覚群)

a. 的 (ターゲット), b. 姿勢調節練習器, c. バランスパッド

2m前方に貼付された的をターゲットとして、姿勢調節練習器から照射されたレーザー光を的の内にとどめるようにしながら、バランスパッド上で片脚立位を1分間保持させた。

足圧中心動揺と膝関節動揺は、重心動揺計 (アニマ社製グラビコーダ GP-7) と三軸加速度計 (共和電業社製 AS-5TG) を用いて測定を行った。対象が健常者であるため、難易度を上げるために不安定面としてのバランスパッドを重心動揺計の上に設置し、その上での片脚立位を測定肢位とし、30秒間測定した。その際、対象者には2m先の壁面に記した

点を注視し、片脚立位を保持するように指示した。足圧中心動揺の分析対象項目として矩形面積 (cm^2) と総軌跡長 (cm) を採用した。これら2つの指標は、筋力や関節可動域など姿勢調節にかかわる運動能力を反映しており、転倒予防を想定した本姿勢制御練習器の効果を検証するためには不可欠と考える。加えて、三軸加速度計は支持脚の腓骨頭に装着し、サンプリング周波数100Hzで測定を実施した。膝関節の動揺幅は三軸加速度計から得られた各方向の値 (前後, 鉛直, 左右) を求め、それぞれを三平方の定理を用いて合成した最大振幅を算出した。この際、Root Mean Square (以下, RMS) を用いた。RMS (m/s^2) は信号波形の二乗平方根であり、加速度のRMSは加速度信号の平均振幅を示すことから、本研究では膝関節の動揺を示す指標とした。RMSは値が大きいほど膝関節の動揺が大きいと判断した。測定の際、裸足となり上肢でバランスを保持することを防止するために両上肢を胸の前で交差させた。足部の位置は、バランスパッド上の任意の位置に設定した線に母趾の先端を合わせて置き、視線は2m先の壁に各対象者の眼の高さに合わせて貼付した目印を注視させた。対象者が片脚立位となったのちに、重心動揺計のモニターにて対象者のバランスが安定したことを確認し、加速度計と同時に測定を開始した。測定は練習前, 1週後, 2週後の計3期に行った。1週後, 2週後の測定は当該週の姿勢制御練習が終了した翌日に実施した。測定自体が学習, 慣れを引き起こしてしまうと考えられるために、1期における測定回数は3回とし、得た数値をそれぞれ平均した。1施行ごとに1分間の休憩を入れた。非荷重足が床に触れたら測定をやり直した。足圧中心動揺および膝関節中心動揺の値は、各群の練習前を100%として正規化した (%BE: % before exercise)。

2.3 統計学的解析

姿勢制御練習時における視覚情報フィードバックの有無が姿勢制御練習の効果に及ぼす影響を検討するために次に示す統計学的解析を行った。姿勢制御練習による足圧中心動揺および膝関節動揺の経時的变化を検討するために、反復測定による分散分析と Bonferroni の多重比較を用いて群内比較を行った。加えて、姿勢制御練習の効果を検討するために、各群の練習前の値を100%として正規化した値によって一元配置分散分析と Bonferroni の多重比較を用いて群間比較を行った。いずれも危険率5%未満をもって有意とした。統計学的解析には、解析ソフト IBM SPSS Statistics 24を使用した。

表1 足圧中心動揺（矩形面積，総軌跡長）及び膝関節動揺（RMS）結果

	視覚群 (n=12)		非視覚群 (n=13)		コントロール群 (n=10)	
矩形面積 (cm ²)						
練習前	19.2±8.3 ^{§,ψ,ψψ}	(100)	14.9±4.1 ^ψ	(100)	15.4±7.5	(100)
1週後	13.5±3.4 ^ψ	(79.0±31.1)	13.1±2.7	(92.3±24.2)	13.4±3.2	(96.6±25.3)
2週後	11.4±3.2	(64.4±17.1) ^{*,††}	12.2±2.6	(86.3±23.1)	14.2±5.2	(99.6±24.8)
総軌跡長 (cm)						
練習前	156.0±70.1 ^{§,ψ,ψ}	(100)	112.7±21.8	(100)	118.7±29.0	(100)
1週後	126.5±35.6 ^ψ	(85.9±17.0) [†]	111.4±18.6	(100.0±13.5)	119.1±13.4	(104.2±20.7)
2週後	114.8±37.5	(77.1±15.3) ^{*,†}	108.0±20.4	(97.3±17.3)	119.8±17.1	(105.2±24.8)
RMS (m/s ²)						
練習前	26.0±5.5	(100)	22.9±8.1	(100)	25.0±6.1	(100)
1週後	22.8±5.0	(94.7±34.6)	27.5±7.3	(126.2±35.6)	27.1±3.8	(113.4±24.1)
2週後	24.5±4.6	(100.4±35.1)	25.4±5.7	(112.4±18.7)	28.1±3.9	(119.7±37.2)

測定値(%BE)の平均値 ± 標準偏差, Bonferroniの多重比較
 群内比較§: p < 0.05 (vs 1週後), ψ: p < 0.05, ψψ: p < 0.01 (vs 2週後)
 群間比較*: p < 0.05 (vs 非視覚群), †: p < 0.05, ††: p < 0.01 (vs コントロール群)

3. 結果

表1に足圧中心動揺および膝関節動揺の結果を示す。

群内比較について、視覚群は矩形面積 (F (2, 22) = 11.375, p < 0.01) および総軌跡長 (F (2, 22) = 9.293, p < 0.01) において、2週後は練習前 (p < 0.01) および1週後 (p < 0.05) と比較して有意に低値を示し、1週後は練習前 (p < 0.05) と比較して低値を示していた。膝関節動揺の指標としてのRMSについて有意差は認められなかった。非視覚群は、矩形面積 (F (2, 24) = 3.739, p < 0.05) において2週後は練習前と比較して有意に低値を示していたが (p < 0.05)、その他には有意差は認められなかった。コントロール群については、いずれの指標においても有意差は認められなかった。

群間比較について、練習前では矩形面積および総軌跡長ともに3群間で有意な差は認められなかった。矩形面積では2週後 (F (2, 32) = 7.422, p < 0.01) に視覚群が非視覚群とコントロール群と比較して有意に低値を示した (vs 非視覚群: p < 0.05, vs コントロール群: p < 0.01)。総軌跡長では、1週後 (F (2, 32) = 3.650, p < 0.05) に視覚群がコントロール群と比較して有意に低値を示し (p < 0.05)、2週後 (F (2, 32) = 6.514, p < 0.01) に視覚群が非視覚群とコントロール群と比較して低値を示した (vs 非視覚群, vs コントロール群: p < 0.05)。RMSでは有意な差は認められなかった。なお、視覚群の対象者全員から練習時と測定時で視線位置が異なったことによる片脚立位保持の困難さについての感想が聞かれた。

4. 考察

本研究結果では、膝関節位置の視覚情報フィードバックを用いながらの姿勢制御練習を2週間実施することで足圧中心動揺の指標である矩形面積と総軌跡長が非視覚群とコントロール群と比較して有意に低値を示した。練習時と測定時で視線位置が異なり、片脚立位保持に困難さを訴えた対象者は存在したが、それにも関わらず、視覚情報フィードバックを用いた群で有意に足圧中心動揺が減少したことから、本練習器を用いた姿勢制御練習は効果があると考える。朝長¹⁰⁾は、健常な学生50人を対象とし、視覚情報フィードバックとしてモニター画面上に表示した足圧中心軌跡を用いた姿勢制御の即時効果について検討した。その結果、モニター画面上の足圧中心軌跡を視覚情報フィードバックとして用いることで足圧中心動揺が有意に減少することを報告した。

この先行研究の結果は、視覚情報フィードバックとして用いた情報は異なるものの、本研究結果を支持するものである。さらに長谷川ら¹¹⁾は、健常若年者20名を対象とし、モニター画面上に表示された上下方向に移動するターゲットに対象者の足圧中心を一致させる課題を用い、動的バランスの学習効果について検討した。練習期間は1日として2日目は非介入日として設定し、3日目に学習効果の持続テストを実施した。その結果、視覚情報フィードバックを用いた方法では、練習課題直後の短期的な学習効果は得られるが、2日後にはその効果は持続しないことを報告した。本研究における視覚群の姿勢制御練習で用いた課題は、片脚立位における膝関節の位置を

視覚的に捉え、その位置を壁面に投影した照射点的の中に留めるというものである。体幹や股関節などの上位から、足部、足関節などの下位から運動連鎖としての影響を受ける膝関節位置を視標として姿勢を保つことで、練習課題の翌日であればその練習効果は持続し、足圧中心動揺が減少したと考える。加えて、視覚情報フィードバックを用いずに練習を行った非視覚群は、姿勢制御練習を行っていないコントロール群との間に有意差が認められなかった。非視覚群では、視覚情報フィードバックは用いていないが、姿勢制御練習を行うことで触覚や位置覚などの固有感覚情報は入力されていたはずである。それにもかかわらず、コントロール群と差が無いことから、姿勢制御能力の向上において視覚情報フィードバックは重要であるということが再度確認されたと考える。

一方、足圧中心動揺が有意に減少したにも関わらず、膝関節動揺の指標であるRMSは視覚情報フィードバックを用いた視覚群においても有意な減少は示さなかった。下肢における運動連鎖については、骨盤から遠位へと下行性に波及する運動連鎖と、足部から近位へと上行性に波及する運動連鎖の2つがある¹²⁾。このことから、膝関節は足部や足関節のみならず、股関節や上半身からも影響を受けているといえる。逆に、膝関節の動きが足関節や股関節に影響を与えているとも言える。したがって片脚立位を保持するために、それぞれの関節が補い合っていると考えられる。本研究における視覚群での姿勢制御練習では、レーザー光を的内に留めるような課題であるため、姿勢制御のための下肢関節の動きに膝関節を参加させないようにしている。結果として、股関節や足関節は、膝関節の動きを用いずに重心動揺を制御するという高い難易度の課題を課せられることで、固有感覚や筋出力へより大きな負荷がかかる

ことになったと考える。その後、測定の際には膝関節は視覚からのフィードバックによる動きの制限から解放されるために、足関節や股関節にとっては課題の難易度が下がったことによって、足圧中心動揺の減少を示しながらも膝関節の動揺の指標であるRMSは減少を示さなかったと考える。

本研究結果から、姿勢制御練習の際に視覚情報フィードバックとして対象者自身の膝関節の動きを視覚的に捉えてその動きを制御することで足関節、股関節の固有感覚や筋出力へ負荷をかけることが可能となった。その結果、足圧中心動揺が安定し、姿勢制御能力の向上に繋がったことから、股関節および足関節をターゲットとしたトレーニングとして有効である可能性が示唆された。

本研究の限界として、バランスパッド上での片脚立位保持という課題は難易度が高く、測定結果のばらつきが大きくなってしまった点が挙げられる。結果の妥当性の観点から、測定回数の検討が必要であると思われる。加えて、加速度計の装着部位に関して、膝関節部の位置の動揺には股関節（骨盤）の動きによる影響が考えられる。より詳細な分析のために、加速度計の貼付場所の検討が必要と思われる。また、鏡や別の既存の装置を用いた姿勢制御練習による効果の違いについては検討していない。この点についても今後の課題である。対象者を20歳程度の健康成人女性としたことで、一定の効果を示すことはできたが、研究結果を高齢者にそのまま適応することは困難であると考えられる。特に、本研究で用いた練習および測定課題であるバランスパッド上での片脚立位は高齢者には難易度が高いものである。さらに、練習頻度、期間および効果の持続についても再検討の余地がある。そして、高齢者でも実施できるように、より安全で効果的な方法を検討していくことが今後の課題である。

利益相反

本論文内容に関して申告すべき利益相反はない。

文 献

- 1) 内閣府：平成29年版高齢社会白書（概要版）。平成28年度 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況。第1節 高齢者の状況。
<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2017/gaiyou/pdf/1s1s.pdf>, 2017. (2018. 6. 18確認)
- 2) 手嶋教之：高齢者福祉用ロボットの現状と将来。精密工学会誌, 65(4), 507-511, 1999.
- 3) 琉子友男, 石川成道, 鈴木聡子, 小野晃, 大賀隆之, 渋谷公一：短縮性収縮専用マシンを用いたスクワットトレーニングが高齢者の下肢筋力およびバランス能力に及ぼす影響。日本生理人類学会誌, 10(2), 45-51, 2005.
- 4) 筑後一郎：地域ケアシステムの課題と展望。川崎医療福祉学会誌, 26(1), 79-83, 2016.
- 5) 厚生労働省：平成28年国民生活基礎調査の概況。結果の概要。IV 介護の状況。
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/dl/05.pdf>, 2017. (2018. 5. 1確認)

- 6) Faugloire E, Bardly BG, Merhi O and Stoffregen TA : Exploring coordination dynamics of the postural system with real-time visual feedback. *Newroscience Letters*, **374**(2), 136-141, 2005.
- 7) Zijlstra A, Mancini M, Chiari L and Zijlstra W : Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, **7**, 58, 2010.
- 8) 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩 : 基礎運動学. 第6版, 医歯薬出版, 東京, 2012.
- 9) 吉田昌平 : アライメントからみた膝関節のスポーツ傷害と理学療法. *理学療法*, **32**(5), 423-436, 2015.
- 10) 朝長昌三 : 視覚情報による姿勢制御. 長崎大学教養部紀要 (人文科学篇), **33**(2), 11-20, 1993.
- 11) 長谷川直哉, 萬井太規, 武田賢太, 佐久間萌, 笠原敏史, 浅賀忠義 : 視覚フィードバックと聴覚フィードバックによる動的バランスの学習効果の違い. *理学療法学*, **42**(6), 474-479, 2015.
- 12) 市橋則明編 : 運動療法学—障害別アプローチの理論と実際—. 第2版, 文光堂, 東京, 2014.

(平成30年11月1日受理)

Effect of Exercise for One-footed Standing Posture Control with Visual Feedback: Investigation of Novel Device for Posture Control Exercise with Lazar Pointer

Mayu HIROTA, Maria TANETANI, Hiroshi OSAKA and Kenichi KOBARA

(Accepted Nov. 1, 2018)

Key words : visual feedback, posture control exercise, novel device for posture control exercise

Abstract

Our purpose was to investigate the effect of exercise for posture control with visual feedback for the knee position on the standing side. Thirty-five healthy young women (20.2 ± 0.5 years) were recruited. As for the posture control exercise, the subjects continued to stand for one minute with one leg on the balance pad. The posture control exercise was performed three days a week for two weeks. The subjects were randomized to one of the three following groups: those exercising posture control with visual feedback using our novel device for visually perceiving the body parts position, those without visual feedback, and the control group. The rectangular area and length of center of pressure as the center of posture sway was measured before, one week after, and two weeks after the exercise. The measurements from the center of posture sway after the exercise were normalized to before the exercise. The posture sway of the visual feedback group showed significantly lower value than the other two groups after two weeks ($p < 0.05$). These results suggested the effectiveness of the posture control exercise with visual feedback for knee position.

Correspondence to : Kenichi KOBARA

Department of Rehabilitation
Faculty of Health Science and Technology
Kawasaki University of Medical Welfare
Kurashiki, 701-0193, Japan

E-mail : rptkob@mw.kawasaki-m.ac.jp

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.28, No.2, 2019 433 – 439)