

**重量荷重トレーニングと体位変換トレーニングは  
姿勢保持機能を改善するか？**  
—身体的生活機能と下肢伸張反射の姿勢性調節を指標とした介入研究—

財団法人明治安田厚生事業団  
体力医学研究所  
(共同研究者) 早稲田大学  
財団法人明治安田厚生事業団  
体力医学研究所  
中京大学

江川 賢一  
荒尾 学  
北畠 義典  
種田 行男

**Do Weight-Bearing and Static Tilt Training Improve Functional  
Fitness and Postural Modulation of H-Reflex?  
A Randomized Controlled Trial**

by

Ken'ichi Egawa, Yoshinori Kitabatake  
*Physical Fitness Research Institute,  
Meiji Yasuda Life Foundation of Health and Welfare*  
Takashi Arao  
*Waseda University Faculty of Sport Sciences*  
Yukio Oida  
*Chukyo University Life System Science and Technology*

**ABSTRACT**

This randomized controlled trial investigated the effect of weight-bearing and static tilt training on functional fitness and postural modulation of the soleus H-reflex in young subjects. Thirty-one neurologically healthy volunteers (16 men and 15 women) between the ages of 18 and 34 years provided their written consent and were allocated into three groups as follows: Group A (weight-bearing group) wore wrist and ankle weights accounting for 10% of the subject's body weight for a total of 4 hours a day for five days ;

Group B (static tilting group) performed passive tilting exercises from a standing to a supine position and vice versa for 5 times per set, 5 sets a day, for five days; and Group C acted as a control group. Posture control function was evaluated using a functional fitness test (four-item method: standing/sitting, walking, hand working and self-care working) the evoked soleus H-reflex under static postural conditions (supine and standing), and the total length of the center of pressure (COP) for 60 seconds with (V condition) or without visual inputs (NV condition) during upright standing. All four functional fitness items was improved significantly in all the three groups. No changes in the H-reflex ratio (standing/supine) or COP ratio (NV/V) were observed. Time and group interactions were observed only for walking time ( $P=0.07$ ). The results indicated that either weight-bearing training or static tilt training is effective for improving functional fitness in young populations. Furthermore, increased proprioceptive inputs by sustained perturbation using additional weight-bearing or passive static tilt training may improve posture control function.

## 要 旨

本研究は重量荷重トレーニングおよび体位変換トレーニングが若年者の姿勢保持機能に及ぼす効果を実証するために、生活体力と下肢伸張反射の姿勢性調節を指標とした無作為割付比較試験を実施した。健康な学生31名(男性16名, 女性15名 年齢18歳~34歳)を以下の3群に割付した: A群(重量荷重トレーニング群)体重の10%相当のウェイトを1日あたり累積4時間, 5日間装着, B群(体位変換トレーニング)1日5セット, 5日間, 電動ベッド上で直立姿勢を保持して受動的に体位変換実施, およびC群を対照群とした。姿勢保持機能は生活体力(4項目法: 起居能力, 歩行能力, 手腕作業能力および身辺作業能力), ヒラメ筋H反射(仰臥位, 直立位)および60秒間の視覚入力なし(NV), あり(V)時の直立位での重心動揺軌跡長により評価した。生活体力4項目すべてが有意に改善したが, H反射の直立位/仰臥位比および重心動揺(遮眼/開眼軌跡長比)は変化しなかった。(トレーニング前後で起居時間,

歩行時間, 手腕作業時間および身辺作業時間が短縮したが, 重心動揺(遮眼/開眼軌跡長比)およびH反射の直立位/仰臥位比は変化しなかった。)群と時点の交互作用は歩行時間でのみ認められた( $p=0.07$ )。若年者の姿勢保持機能の改善には, 重量荷重トレーニングおよび体位変換トレーニングが有効であることが示唆された。さらに重量荷重や受動的体位傾斜トレーニングを利用した持続的外乱による固有感覚入力の増大は, 姿勢保持機能を改善する可能性があると考えられる。

## 緒 言

加齢に伴う身体機能が低下した高齢者にとっては, 姿勢保持機能の低下に伴う転倒や, その結果惹起される骨折や寝たきりに伴う自立能力低下の予防対策が進められている<sup>1)</sup>。われわれは, 高齢者の身体的生活機能を「生活体力」と定義して, その評価方法を考案した<sup>2)</sup>。この指標は動的および静的な姿勢保持機能を反映しており, 日常生活における身体活動への介入や下肢筋群の筋力トレーニングによる改善効果を認めている<sup>3)</sup>。

一方、近代的な生活習慣に伴い身体機能が十分に開発されていない若年者では、現在の高齢世代にみられる機能低下が、より早期に発現することが危惧されている。姿勢保持機能は全ての身体活動の基礎能力であることから、効率的なトレーニング方法の開発が必要である<sup>4)</sup>。

適切な姿勢保持には、身体の外部環境の変化に伴う感覚入力に応じ、最適な運動出力を生成することが必要である<sup>5)</sup>。われわれは「下肢伸張反射の姿勢性調節」を指標として、若年者の身体不活動が姿勢保持機能を低下させることを実証した<sup>6)</sup>。また、この現象が主として保持する姿勢に伴う感覚入力に依存していること模擬重力条件で実証した<sup>7-9)</sup>。したがって、姿勢保持機能を効率的に改善するには、模擬重力の応用が考えられる。

そこで本研究では、生活体力と下肢伸張反射の姿勢性調節を指標として、重量荷重および体位変換による模擬重力条件（重量荷重トレーニング、体位変換トレーニング）を用いた介入研究を実施

し、若年者の姿勢保持機能に及ぼすトレーニング効果を実証することを目的とした。

### 1. 方法

本研究はヘルシンキ宣言に準拠し、(財) 明治安田厚生事業団倫理委員会の承認を得て実施した。

対象者：運動器及び神経学的な既往歴を持たない健康な学生31名（男性16名、女性15名）に研究目的と方法を説明し、書面で参加同意を得た。

トレーニング：1週間のトレーニング期間の1日目および7日目に測定を実施した。トレーニングは2日目から6日目の5日間実施した。対象者は3群（A群：重量荷重トレーニング群、B群：体位変換トレーニング、C群：対照群）に無作為割付した。A群は体重の10%に相当するリストウエイトおよびアングルウエイトを用いた重量荷重トレーニングを実施した（図1A）。0.5kgから3kgのウエイトを両側が同重量となるように手首および足首に1日に累積4時間、5日間装着した。実

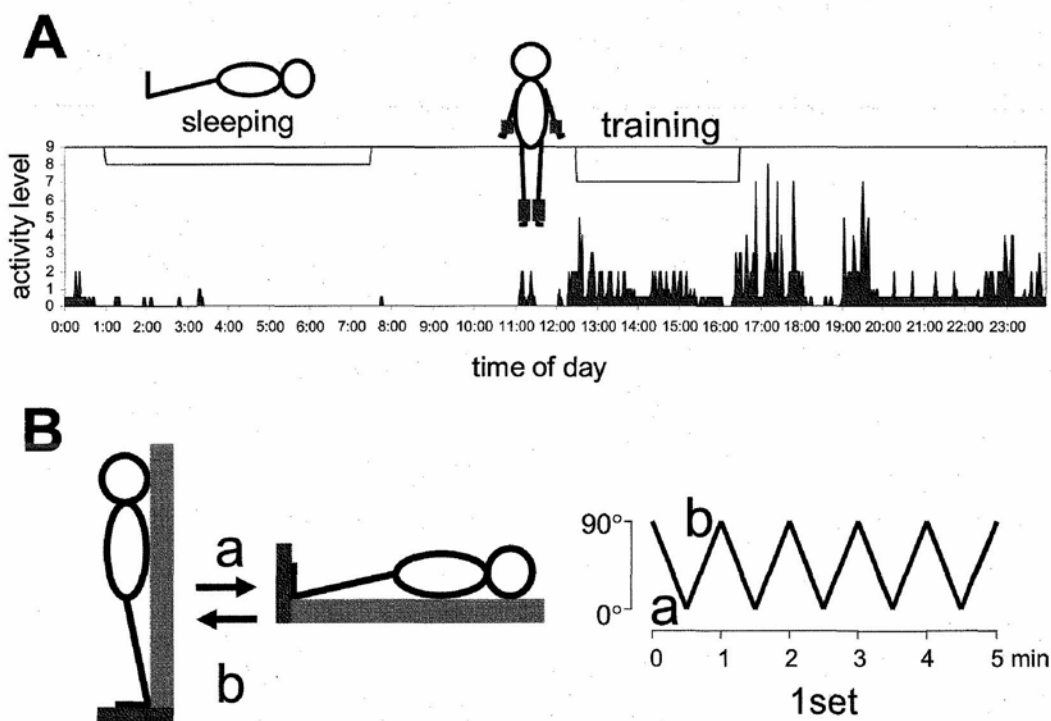


図1 トレーニングプログラム

A.重量荷重トレーニング：自由時間（8時間）の50%（累積4時間）、体重の10%のウエイトを両手首および足首に5日間装着した。  
 B.体位変換トレーニング：仰臥位から直立位（a）、直立位から仰臥位（b）への体位変換を毎分各1回、5分間を1セットとして1日5セット、5日間実施した。

施時間は記録フォームに10分単位で記録し、トレーニング期間中適切に実施しているか監視した。B群は電動式体位傾斜ベッドを利用した体位変換トレーニングを実施した。直立位から仰臥位（順方向）、つづけて仰臥位から直立位（逆方向）へはそれぞれ30秒で傾斜させ、1分間で1回体位変換した（図1B）。5回を1セットとして、1日5セット（約30分間）、5日間実施した。セット間は適宜休憩した。C群はトレーニングを実施せず、測定のみを実施した。すべての群で加速度計（ライフコーダーEX, スズケン）を起床時から就寝時まで装着し、トレーニング期間中の身体活動量（活動時間、消費エネルギー量）を監視した。

測定項目：トレーニング前後で身長、体重計測、直立時重心動揺、生活体力（4項目法）、直立時および仰臥位での誘発筋電図を測定した。

重心動揺は重心動揺計上（GS-1000, アニマ）で直立姿勢（Romberg位）を保持し、開眼および遮眼条件で1分間の総軌跡長を測定した。開眼条件（視覚入力あり, V）に対する遮眼条件（視覚入力なし, NV）の比（NV/V比）を算出した。

身体的生活機能は起居時間、歩行時間、手腕作業時間および身辺作業時間の4項目を測定した<sup>2)</sup>。

誘発筋電図は膝窩部で脛骨神経を持続時間1msecの矩形波パルス（SEN-3301, 日本光電）を用い、0.1から0.25Hzで電気刺激して、ヒラメ筋のM反応およびH反射を誘発した。被験者は体位傾斜ベッド上で直立姿勢を保持し、仰臥位、直立位の順に測定した。刺激手順はアイソレーター（SS-104J, 日本光電）を用いて定電流刺激を運動神経閾値下より最大上刺激まで漸増し、M波およびH波の動員曲線を作成した。表面筋電図はヒラメ筋および前脛骨筋からAg-AgCl電極を電極間距離5cm、電極間抵抗10kΩ以下で導出した。トレーニング前後において比較するために、注意深く電極を同じ場所に装着した<sup>10)</sup>。生体アンプ（時定数0.03, ゲイン1mV/div, AB-621G, 日本

光電）で増幅した。アナログ信号はデータレコーダー（PC208A, ソニー）に記録し、オンラインデータ解析システム（サンプリング周波数2kHz, Data Shuttle Express, DASyLab8.0, IOtech）でヒラメ筋M波およびH波のピーク振幅、刺激前200msec間のヒラメ筋および前脛骨筋の積分筋電図を算出した。運動閾値上でM波が3~7%  $M_{max}$ となる強度を試験刺激とした。各条件の振幅は最大M波（ $M_{max}$ ）振幅で標準化した。仰臥位（SP）に対する直立位（STD）のH波振幅の比（STD/SP比）を姿勢性調節の指標とした。

統計解析：反復測定分散分析（時点数2×群数3）を用いてトレーニング前後の変化を時点の主効果、群によるトレーニング効果を群と時点の交互作用として評価を試みた。解析はSPSS12.0Jを用いた。

## 2. 結果

トレーニング前の対象特性およびトレーニング期間中の身体活動量を表1に示す。無作為割付の結果、A群は11名、B群は9名、C群は11名であった。トレーニング前のすべての指標について群間差は認められなかった。トレーニング前の生活体力はすべての項目で65歳未満の評価基準値（5点満点<sup>11)</sup>）により5点であった。AおよびB群ともにすべて指示通りのトレーニングを実施できた。A群の被験者の5日間の合計実施時間は1200分から1350分であった。

トレーニング前後の誘発筋電図および重心動揺の測定例を図2に示す。直立時および仰臥位のヒラメ筋および前脛骨筋の背景筋活動はすべての被験者で観察されなかった。M波の動員曲線、H波の波形（図2A）および重心動揺パターン（図2B）はトレーニング前後で大きな変化はなかった。M波振幅はトレーニング前後で仰臥位、直立位ともに有意差が認められなかった。一方、H波振幅はトレーニング前後で仰臥位では有意に減少し

表1 介入前の対象特性

index at baseline [unit]	Group A (N=11)		Group B (N=9)		Group C (N=11)		one way
	mean	SD	mean	SD	mean	SD	p
age [yr]	22.5	5.7	22.0	3.6	24.4	7.2	0.633
height [cm]	166.3	9.5	162.5	9.1	163.8	9.6	0.653
weight [kg]	61.4	10.6	58.7	11.6	57.5	9.0	0.681
exercise energy expenditure [kcal]	301	116	314	106	292	108	0.907
daily energy expenditure [kcal]	2225	334	2153	337	2096	311	0.653
daily activity time [min]	108	30	111	25	106	25	0.895
daily activity time by low level activity [min]	69	16	68	17	64	10	0.683
daily activity time by middle level activity [min]	34	17	36	16	37	16	0.889
daily activity time by high level activity [min]	6	4	7	5	5	4	0.633
total length of center of pressure [with visual; V]	89.5	26.6	77.8	12.4	87.2	23.4	0.482
total length of center of pressure [without visual; NV]	102.4	34.8	90.3	23.3	108.9	27.0	0.372
NV/V ratio	1.15	0.23	1.15	0.16	1.27	0.21	0.332
functional fitness: standing/sitting [sec]	3.1	0.5	3.0	0.4	3.3	0.6	0.300
functional fitness: walking [sec]	5.7	0.7	5.4	0.7	5.6	0.8	0.666
functional fitness: hand working [sec]	28.8	2.1	28.3	3.4	28.7	3.6	0.927
functional fitness: self-care working [sec]	4.4	1.0	3.9	0.9	4.3	0.8	0.505
M size in supine [ $\times$ Mmax]	0.04	0.01	0.05	0.01	0.05	0.01	0.423
H-reflex in supine [ $\times$ Mmax; SP]	0.52	0.15	0.49	0.15	0.48	0.17	0.799
M size in standing [ $\times$ Mmax]	0.05	0.01	0.04	0.01	0.05	0.01	0.832
H-reflex in standing [ $\times$ Mmax; STD]	0.44	0.19	0.41	0.16	0.37	0.21	0.670
STD/SP ratio	0.82	0.18	0.84	0.23	0.75	0.31	0.688

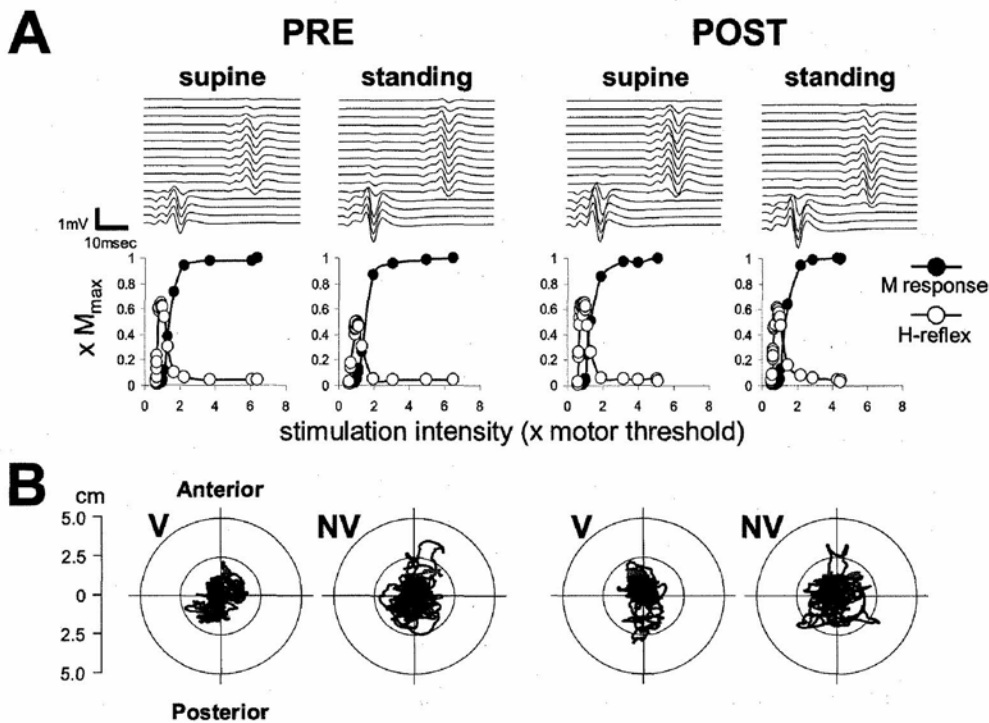


図2 トレーニング前後の誘発筋電図 (A) および重心動揺 (B)

A. 仰臥位および直立位での筋電図波形および動員曲線を示す。B. 開眼 (V) および遮眼 (NV) ロンベンルグ立位で1分間の重心動揺軌跡を示す。

( $p < 0.01$ ), 直立位では有意差は認められなかった。STD/SP比はトレーニング前後で0.80 (0.24) から0.98 (0.23) に有意に増加した ( $p < 0.01$ )。

各群のトレーニング前後の生活体力, H反射およびSTD/SP比の平均値を図3に示す。時点の主効果は起居時間 ( $F_{1, 28} = 27.40, p < 0.01$ ), 歩行時間

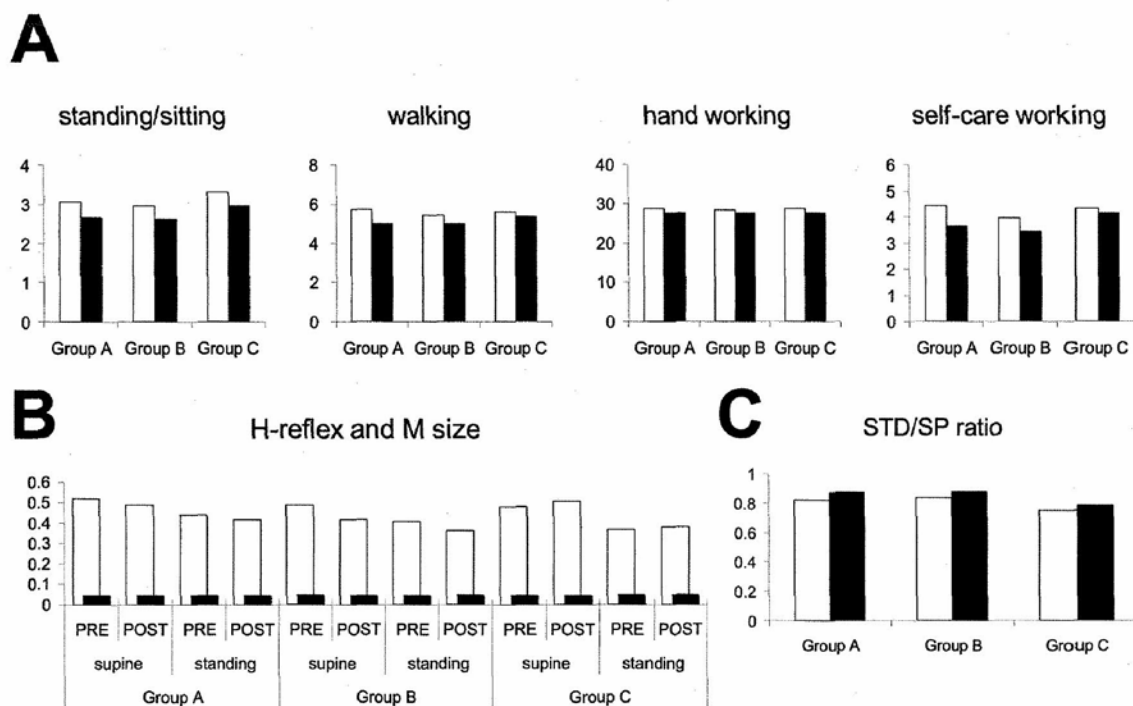


図3 各群のトレーニング前後の生活体力とH反射

A.起居時間，歩行時間，手腕作業時間および身辺作業時間（□：トレーニング前，■：トレーニング後）. B. 仰臥位および直立位で運動閾値上刺激した際のH反射（□）およびM波振幅（Mサイズ：■）. C. 仰臥位（SP）に対する直立位（STD）のH波振幅の比（STD/SP比，□：トレーニング前，■：トレーニング後）

( $F_{1, 28}=30.32, p<0.01$ ), 手腕作業時間 ( $F_{1, 28}=11.46, p<0.01$ ) および身辺作業時間 ( $F_{1, 28}=18.92, p<0.01$ ) では有意に短縮したが, NV/V比 ( $F_{1, 28}=0.55, p=0.46$ ) および STD/SP比 ( $F_{1, 28}=0.50, p=0.49$ ) は有意な変化はなかった.

群と時点の交互作用は NV/V比 ( $F_{2, 28}=2.73, p=0.08$ ), 起居時間 ( $F_{2, 28}=0.07, p=0.94$ ), 歩行時間 ( $F_{2, 28}=2.94, p=0.07$ ), 手腕作業時間 ( $F_{2, 28}=0.13, p=0.88$ ), 身辺作業時間 ( $F_{2, 28}=2.22, p=0.13$ ), STD/SP比 ( $F_{2, 28}=0.01, p=0.99$ ) のいずれも有意な変化はなかった.

### 3. 考察

本研究は姿勢保持機能を「生活体力」および「下肢伸張反射の姿勢性調節」を指標として, 重量荷重トレーニングおよび体位変換トレーニングの効果を無作為割付比較試験により検討した. トレーニング前後で生活体力はすべての群で改善し, デサントスポーツ科学 Vol. 27

姿勢性調節は変化しなかった. 生活体力測定は高齢者の身体生活機能の客観的かつ定量的な評価指標として開発された<sup>2)</sup>. 身体的機能全般が優れている若年者への適用に際しては, 動作課題の特性から天井効果が予測された<sup>11)</sup>. しかし本研究ではトレーニング前後ですべての群で有意な改善を認めた. この点については練習効果の影響が考えられるが, 若年者における身体機能の改善可能性を示唆している. トレーニング効果については群と時点の交互作用から評価した結果, 統計学的な有意水準には至らなかったものの, 歩行時間においては群による効果が違う可能性が示された. トレーニング前後の歩行時間の変化量はA群 (0.7秒短縮), B群 (0.4秒短縮) およびC群 (0.3秒短縮) であり, 歩行能力の改善に重量荷重トレーニングの効果を別途検証する余地が残された.

仰臥位から直立位への体位変換による下肢伸張反射の姿勢性調節は重力に伴う体性感覚入力をト

リガーとして、脊髄抑制機構（抑制性介在神経活動やシナプス前Ia抑制など）<sup>12)</sup>により発現することが示唆されている<sup>7-9)</sup>。本研究のSTD/SP比の95%信頼区間(C.I.)はトレーニング前(0.71-0.89)と比較してトレーニング後(0.76-0.92)では縮小した。群別にトレーニング後のSTD/SP比の95% C.I.を比較すると、A群(0.74-1.00)およびB群(0.65-1.10)では1を含んでおり、C群(0.65-0.91)は1未満であった。すなわち、トレーニング前には体位変換によって脊髄抑制機構が作用していたものが、A群およびB群ではトレーニング後にはこの作用が低下したことを意味する。

重力に伴う固有感覚入力は随意的に直立姿勢を保持する上で重要である。TrimbleらはH反射を姿勢外乱に応用した動的な平衡訓練によって、ヒラメ筋H反射振幅が減少することを報告している<sup>13)</sup>。この応答は下腿筋群および足関節を中心とした固有感覚への外乱刺激により、運動ニューロンの興奮性が急性的に抑制されることを意味している。北畠らは20日間のベッドレストによりヒラメ筋H反射が増加することを報告している<sup>6)</sup>。慢性的にこの条件では身体不活動に伴い重力に伴う固有感覚入力が増加している。すなわち、固有感覚の低下は運動ニューロンの興奮性を慢性的に促通することを意味している。一方で、動的な姿勢外乱は中枢性制御( $\gamma$ 運動神経の興奮<sup>14)</sup>やシナプス前Ia抑制の減少<sup>13)</sup>)に伴い筋紡錘の感度を増加させる可能性もある<sup>15)</sup>。直立姿勢を保持する際に筋紡錘の感度が高まれば、Ia感覚神経入力が増加によってH反射が増加する。本研究の重量荷重および体位変換トレーニング実施後には、姿勢性調節の発現が抑制、すなわち直立時のH反射の抑制が低下した。その原因としては、擬似重力条件における姿勢外乱によって固有感覚入力が持続的に増大した結果、姿勢性調節に対する脊髄抑制機構の作用機序に変調をもたらしたも

のと推察される。

本研究では固有感覚入力を増大させるために四肢遠位部にウェイトを装着した重量荷重トレーニングと、受動的に仰臥位から直立位へと体位変換するトレーニングを実施した。従来のバランストレーニングには筋力増強を目的としたものと、神経調節の改善を目的としたものに大別される<sup>5)</sup>。本研究では固有感覚入力の増大を目的としたので、重量負荷は低負荷(体重の10%)であり、トレーニング期間も短期間(5日間)であった。一方、受動的な体位変換では身体長軸方向への荷重の変化が生じると同時に、重力と頭部の相対的角度変化に伴う前庭感覚入力が生じている。両者ともに神経調節の改善を意図したものとして実施し、歩行能力に改善傾向を認めることができた。田口はバランストレーニングの効果を挙げる上で、姿勢調節に関与する視覚入力の重要性を指摘している<sup>4)</sup>。本研究ではこの影響を考慮していないために介入効果が小さかった可能性がある。

これまで報告されているバランストレーニングの効果は多因子、複合的な要因によって得られており、個々の要因の効果や適切な負荷強度・種類について十分実証されていない<sup>5, 16)</sup>。本研究では自重を超える重量荷重および受動的な体位変換による姿勢外乱を応用して固有感覚入力を増大させるプログラムを提案した。その結果、日常生活に大きな支障とならずに実施可能な内容であったが、十分なトレーニング効果を実証するには至らなかった。その理由としては、対象者が機能的に優れている若年者であったこと、トレーニング効果の個体差が大きいこと、対象者数、トレーニング期間、負荷量が効果を検出するには十分ではなかったことが挙げられる<sup>16)</sup>。これらの点を踏まえて固有感覚入力への介入により、身体的生活機能および姿勢性調節に対するトレーニング効果について更なる実証研究が必要と思われる。

姿勢保持機能を効率的に改善するプログラムを

開発することは、アスリートにおける競技力向上(4, 17, 18)ばかりでなく、広く一般人の健康増進を目的とした定期的運動の実施や高齢者の転倒予防といった公衆衛生上の課題の解決に寄与する上で大変意義深いものと思われる<sup>5, 15)</sup>。本研究は若年者を対象とした比較的短期間の模擬重力トレーニングによる姿勢保持機能の改善を目的としたトレーニング方法を提案した。この方法の効果を実証するために無作為割付比較試験を実施したところ、統計学的には有意な介入効果は認められなかったが、姿勢保持機能の改善には、模擬重力を応用した固有感覚入力が増大が有効である可能性が示唆された。今後は身体的生活機能および下肢伸張反射の姿勢性調節の関連を明らかにするとともに、両者を効率的に改善するために必要なプログラムを開発し、若年者のみならず高齢者への適用を明らかにすることが課題である。

## 総括

本研究は重量荷重および体位変換による模擬重力条件(重量荷重トレーニング, 体位変換トレーニング)が生活体力および下肢伸張反射の姿勢性調節に及ぼす効果は無作為割付比較試験により実証した。トレーニング前後の時点効果は起居時間, 歩行時間, 手腕作業時間および身辺作業時間で有意な主効果を認めたが, 重心動揺軌跡長(遮眼/開眼比)および体位変換によるH反射の姿勢性調節(直立位/仰臥位比)には認められなかった。群と時点の交互作用は歩行時間で認めたが, 他の指標には認められなかった。トレーニング後の直立位/仰臥位比はトレーニング群では増加した。若年者の姿勢保持機能の改善には, 重量荷重および体位変換による固有感覚入力が増大が有効である可能性が示唆された。

## 謝辞

本研究は財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団による研究助成により実施した。トレーニングの実施に際して社会医学技術学院の塩澤伸一郎先生, 森下元賀先生ならびに学生各位には多大なご協力を頂いた。早稲田大学スポーツ科学学院の武田典子先生には予備研究においてご協力を頂いた。トレーニング機器の開発にあたり小玉工務店から技術的な支援を頂いた。本研究にご協力頂いた各位に謝意を申し上げる。

## 文献

- 1) Oida Y., Kitabatake Y., Nishijima Y., Nagamatsu T., Kohno H., Egawa K., et al., Effects of a 5-year exercise-centered health-promoting programme on mortality and ADL impairment in the elderly. *Age Ageing*, 32,585-592 (2003)
- 2) 種田行男, 荒尾 孝, 西嶋洋子, 永松俊哉, 一木昭男, 江橋 博ら. 高齢者の身体的活動能力(生活体力)の測定法の開発, 日本公衛誌, 43,196-208 (1996)
- 3) 江川賢一, 神野宏司, 種田行男, 永松俊哉, 北島義典, 真家英俊ら. 地域在宅高齢者を対象とした生活体力維持増進プログラムの効率的な介入頻度に関する研究, 体力研究, 100,1-10 (2002)
- 4) 田口喜一郎. 優れたスポーツマンを見出す方法と訓練-重心動揺検査の立場から(身体動揺の研究第33報)-, 臨床スポーツ医学, 8,11-15 (1991)
- 5) 藤澤宏幸, バランス障害の改善, 総合リハビリテーション, 33, 621-626 (2005)
- 6) 北島義典, 種田行男, 江川賢一, 真家英俊, 福永哲夫, 鈴木洋児ら, 20日間のベッドレストはヒトヒラメ筋脊髄運動神経細胞の興奮性を高める, 体力科学, 53, 115-122 (2004)
- 7) 江川賢一, 種田行男, 北島義典, 真家英俊, 岩瀬敏, 道上大策, 直立姿勢保持中の段階的頸下水浸はヒトヒラメ筋H反射を促通する, 体力科学, 52, 599-608 (2003)
- 8) Egawa K., Oida Y., Kitabatake Y., Maie H., Mano T., Iwase S., et al., Postural modulation of soleus H-reflex under simulated hypogravity by head-out water immersion in humans. *Environ. Med.*, 44, 117-



- 120 (2000)
- 9) Egawa K., Oida Y., Kitabatake Y., Mano T., Iwase S., Kamiya A., et al., Effect of weight bearing on the soleus H-reflex during upright standing under the head-out water immersion condition in humans. *Environ. Med.*, 47, 81-84 (2003)
  - 10) Zehr P.E., Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 86, 455-468 (2002)
  - 11) 江川賢一, 荒尾 孝, 種田行男, 西嶋洋子, 永松俊哉, 北島義典ら, 地域高齢者の生活体力全国版, 性・年齢階級別評価基準値の作成, 体力研究, 98, 18-29 (2000)
  - 12) 森田 洋, 脊髄抑制機能の評価と生理的意義, 臨床脳波, 45, 148-155 (2003)
  - 13) Trimble M.H., Koceja D.M., Modulation of the triceps surae H-reflex with training. *Int. J. Neurosci.*, 76, 293-303 (1994)
  - 14) Solopova I.A., Kazennikov O.V., Deniskina N.B., Levik Y.S., Ivanenko Y.P., Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Neurosci. Lett.*, 337, 25-28 (2003)
  - 15) Mynark R.G., Koceja D.M., Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *J. Appl. Physiol.*, 93, 127-133 (2002)
  - 16) Seidler R.D., Martin P.E., The effects of short term balance training on the postural control of older adults, *Gait Posture.*, 6, 224-236 (1997)
  - 17) Nielsen J., Crone C., Hultborn H., H-reflexes are smaller in dancers from The Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 66, 116-121 (1993)
  - 18) Sale D.G., MacDougall J.D., Upton A.R., McComas A.J., Effect of strength training upon motoneuron excitability in man. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 15, 57-62 (1983)