

# 目次

	[頁]
第1章 序論.....	1-4
第1節 はじめに.....	2-4
第2章 先行研究小史.....	5-24
第1節 加齢に伴う筋力の低下と最大筋力の評価.....	6-10
1. 加齢に伴う筋力低下.....	6-9
2. 最大筋力の評価.....	10
第2節 加齢に伴う力調節能力の低下とその評価法.....	11-17
1. 加齢に伴う力調節安定性の低下とそのメカニズム.....	11-17
第3節 高齢者に対する運動介入の効果およびトレーニングの特異性.....	18-21
第4節 初動負荷トレーニング.....	22-24
第3章 高齢者の神経筋機能および日常身体活動に及ぼす 初動負荷トレーニングの影響.....	25-51
第1節 目的.....	26-27
第2節 方法.....	28-37
1. 被験者.....	28
2. 実験プロトコル.....	29
3. 実験設定.....	29-30
4. 初動負荷トレーニング.....	31-33
5. 実験課題.....	33
6. 最大随意収縮力の測定・解析.....	33
7. 力調節安定性の測定・解析.....	34
8. 機能的日常動作テストの測定・解析.....	35
9. データ分析.....	35
10. 統計解析.....	36-37
第3節 結果.....	38-47
1. 最大随意収縮力.....	38
2. 力調節安定性.....	39-45
3. 機能的日常動作テスト.....	46-47
第4節 考察.....	48-51
1. 最大下等尺性筋収縮による力調節安定性のトレーニングによる適応.....	48-50
2. 最大筋力や力調節安定性の変化と機能的日常動作能力との関係性.....	50-51

第4章 総括.....	52-54
謝辞.....	55
研究業績.....	56
参考文献.....	57-69
巻末資料.....	70-75
1. 筋線維タイプ.....	70
2. 高齢者の随意性活動の低下.....	70-71
3. 若年者と高齢者の力調節安定性の比較.....	71
4. 運動単位の動員と発火の特性.....	71-73
5. 加齢に伴う運動単位の形態学的特性と発揮張力の変化.....	73
6. 張力波形の低周波成分に対する運動単位発火の低周波振動の関連性.....	74
7. Common drive.....	74-75
8. 運動単位の synchronization(同期性).....	75

# 第 1 章 序論

## 第1節 はじめに

ヒトの筋力は加齢と共に低下する。例えば、膝関節伸展筋力は20歳頃から徐々に低下し、60歳前後では若年者の約60%となる (Hunter et al. 2000)。また、ヒトの骨格筋質量は加齢に伴う低下(サルコペニア)を引き起こす。サルコペニアは、 $\alpha$ 運動ニューロンの数や筋線維数の減少、筋線維群の萎縮に伴う神経筋の組織や形態学的な変化による(Doherty 2003; Aagaard et al. 2010)。特に、筋線維数は60歳頃からその減少が進み(Lexell et al. 1988; Lexell 1993)、I型線維よりII型線維で多く萎縮する(Hunter et al. 1999)。一方、加齢に伴う筋力の低下はサルコペニアの量と関係がないとの報告もあり(Frontera et al. 2000; Goodpaster et al. 2006; Clark and Manini 2008)、加齢に伴う筋力の低下は神経系も深く関与する。

ヒトの力発揮の正確性を評価する指標の一つとして、最大下における短縮性筋収縮、伸張性筋収縮、および等尺性筋収縮中の力調節安定性がある。随意筋収縮中に発揮される力は決して一定にはならず、要求された力の大きさの辺りで変動する(Enoka et al. 2003)。力発揮時の変動の大きさは収縮様式や収縮強度、あるいは運動課題を遂行する際に含まれる筋群によって異なる(Enoka et al. 2003)。その安定性は運動単位の動員パターン、運動ニューロンの発火頻度のバラツキ(Laidlaw et al. 2000; Moritz et al. 2005; Barry et al. 2007)、Common drive (共有駆動) (Negro et al. 2009)のような活動特性によって影響を受ける。高齢者は若年者と比べて特に低張力発揮時の力調節安定性が低下する(Galganski et al. 1993; Laidlaw et al. 2000; Tracy and Enoka 2002)。筋力を含め、これら加齢に伴う神経筋協応能の適応は、動作の巧緻性や日常動作能力の加齢による低下と関連する(Brown et al. 1995; Seynnes et al. 2005; Marmon et al. 2011b)。

加齢に伴う神経筋機能の低下は、継続的に運動を取り入れても明らかに認められる(Pearson et al. 2002; Korhonen et al. 2006)。しかし、習慣的な運動介入は高齢者の神経筋機能を高めるのに有効とされる。その例として負荷を用いた筋力トレーニングがある。この筋力トレーニングによって高齢者の筋力増加と共に日常動作能力が改善すること(Symons et

al. 2005; Henwood et al. 2008), 力調節安定性が改善すること(Keen et al. 1994; Laidlaw et al. 1999; Hortobágyi et al. 2001; Tracy et al. 2004; Kornatz et al. 2005; Tracy and Enoka 2006)等が知られている。一般に、筋の肥大や筋力の増加の程度はトレーニングの負荷に比例するが(de Vos et al. 2005; Holm et al. 2008), 高齢者に負担の少ない、軽負荷筋力トレーニングでも筋力(Beneka et al. 2005; Fatouros et al. 2005), 力調節安定性(Laidlaw et al. 1999; Hortobágyi et al. 2001; Kornatz et al. 2005), および日常動作能力(Vincent et al. 2002; Seynnes et al. 2004; Fatouros et al. 2005)の改善の有効性が実証されている。

一方、筋力トレーニングによる筋機能の改善は全ての運動機能の向上に必ずしも関係していない。これはヒトの神経筋系が日常に行っている運動の量やタイプに依存して適応するためである(Enoka 1997)。このことから、トレーニング効果は実際に行ったトレーニングコンディションに対して特異的に表れることが多い(Skeleton et al. 1995; Earles et al. 2001; Miszko et al. 2003; Bottaro et al. 2007)。Tracy and Enoka (2006)によると、高齢者に16週間の軽負荷(30% one-repetition maximum: 1-RM)筋力トレーニングを行わせると、筋力やトレーニング動作に含まれる非等尺性筋収縮時の力調節安定性は向上するが、等尺性筋収縮時の力調節安定性や日常動作能力は改善しなかった。他方、高齢者に日常動作を含んだ機能的エクササイズを行わせると、筋力は増加しなかったが、日常動作能力が有意に改善されたとの報告(de Vreede et al. 2005; Manini et al. 2007)がある。また、太極拳、ペグボードテスト、指先のエクササイズのような動作の制限が少ない運動では、幅広い神経筋協応能が改善される(Ranganathan et al. 2001a; Christou et al. 2003; Marmon 2011a)。したがって、高齢者の日常動作能力や神経筋系の多様な適応を惹き起させるには、ヒトの動作特性を考慮した運動形態や筋間の協調性を高めることが不可欠である。

このような背景を基にして、小山(1994)は初動負荷(Beginning Movement Load: BML)理論とその実践法として初動負荷(BML)トレーニングを創案・構築した。BML トレーニングは、単に局所的な筋肥大や筋力増加を目的とはせず、動きづくりのトレーニングとして子供から高齢者だけでなく、スポーツ競技者まで広く取り入れられている。最近では、リハビリ

テーション分野でもこのトレーニングの有効性が実証されはじめている。BML トレーニングの特徴として、1) 筋の「弛緩－伸張－短縮」の一連の筋活動様式、2) かわし動作(dodge movement)、3) 近位(肩関節、股関節、体幹部)筋群の機能向上がある。このトレーニングは専用の初動負荷トレーニングマシンを用いて行う。その特徴は、1)動作初期では筋をリラックスさせ、動作が切り換わる直前に負荷が最大となるような負荷変動型のギアシステムを持つこと、2)多角的な自由度を持つことにある。Koyama et al. (2010)はこれら BML トレーニングマシン特有の運動形態の特徴をしらべ、多角的な自由度を持つ BML トレーニングは肩関節運動の機能を高め、体幹部から末端部への順次的な筋活動の位相を示し、日常動作やスポーツ動作に近い特徴があることを明らかにした。このようなヒトの動作特性を考慮した BML トレーニングでは、日常動作の改善を含め高齢者の神経筋機能に有意な向上をもたらすことが期待されるが、このような研究は従来報告されていない。この点を明らかにすることは、超高齢社会に突入した我が国において高齢者の生活の質(QOL: quality of life)を高める上でもきわめて重要である。また、習慣的な運動を取り入れることによって高齢者の神経筋機能や日常動作能力を改善させることは、健康増進や Well-being の獲得にとって人間科学の立場から見ても意義深い。

そこで、本研究では初動負荷トレーニングによって高齢者の神経筋協応能や日常動作能力の改善にどのような効果があるかを検討し、このトレーニングによる神経筋協応能と日常動作能力の変化との間にどのような関係があるのかを検討した。

## 第 2 章 先行研究小史

## 第1節 加齢に伴う筋力の低下と最大筋力の評価

### 1. 加齢に伴う筋力低下

加齢と共にヒトの筋力は低下する。図 2-1 に示すように、高齢者では若年者より約 20~40%、80 歳代では特に下肢筋群で 50%以上低下する(Izquierdo et al. 1999; Hunter et al. 2000; Jakobi and Rice 2002; Macaluso et al. 2002; Vandervoort 2002; Doherty 2003; Klass et al. 2005; Korhonen et al. 2006)。筋力は部位に関係なく年齢の増加と共に低下し、特に 70 歳以上ではその低下が顕著に高くなる(Hunter et al. 1998; Hunter et al. 2000)。

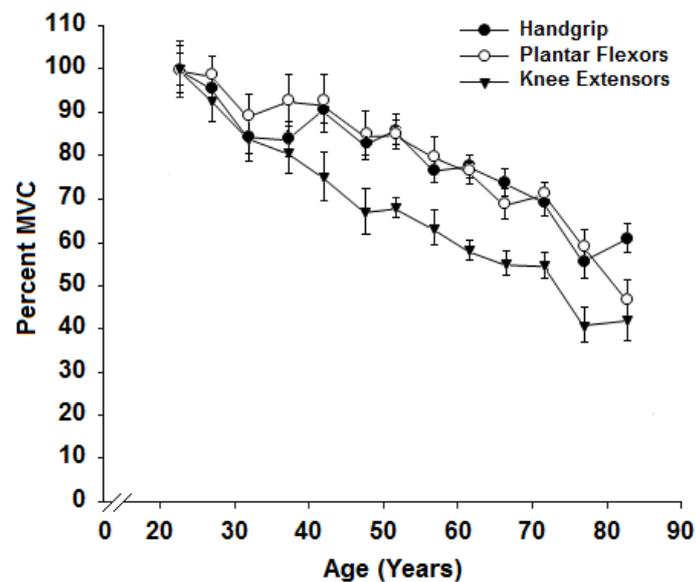


図 2-1. 各筋群の加齢に伴う最大随意筋力(MVC: maximal voluntary contraction)の相対値の変化.  
Hunter et al. (2000)の論文を一部改変.

高齢者の最大筋力の低下は加齢によるが、その要因として筋骨格系や神経系の変化がある(Klass et al. 2007; Clark and Manini 2008; Aagaard et al. 2010). その中でも、主要な要因としてサルコペニアがある. サルコペニアは、加齢に伴う筋の質量低下を指す (Rosenberg 1989; Clark and Manini 2008; Narici and Maffulli 2010). この加齢に伴う筋の質量低下には運動ニューロンの減少に伴う運動単位数や筋線維数の減少、あるいは筋線維の萎縮などが関連している. 図 2-2A に示すように、高齢者は若年者と比べ筋横断面積(cross sectional area: CSA)が減少している. その要因としては筋線維数の減少が認められ(図 2-2C), 高齢者では II 型線維でより顕著な萎縮がみられる(図 2-2B, D).

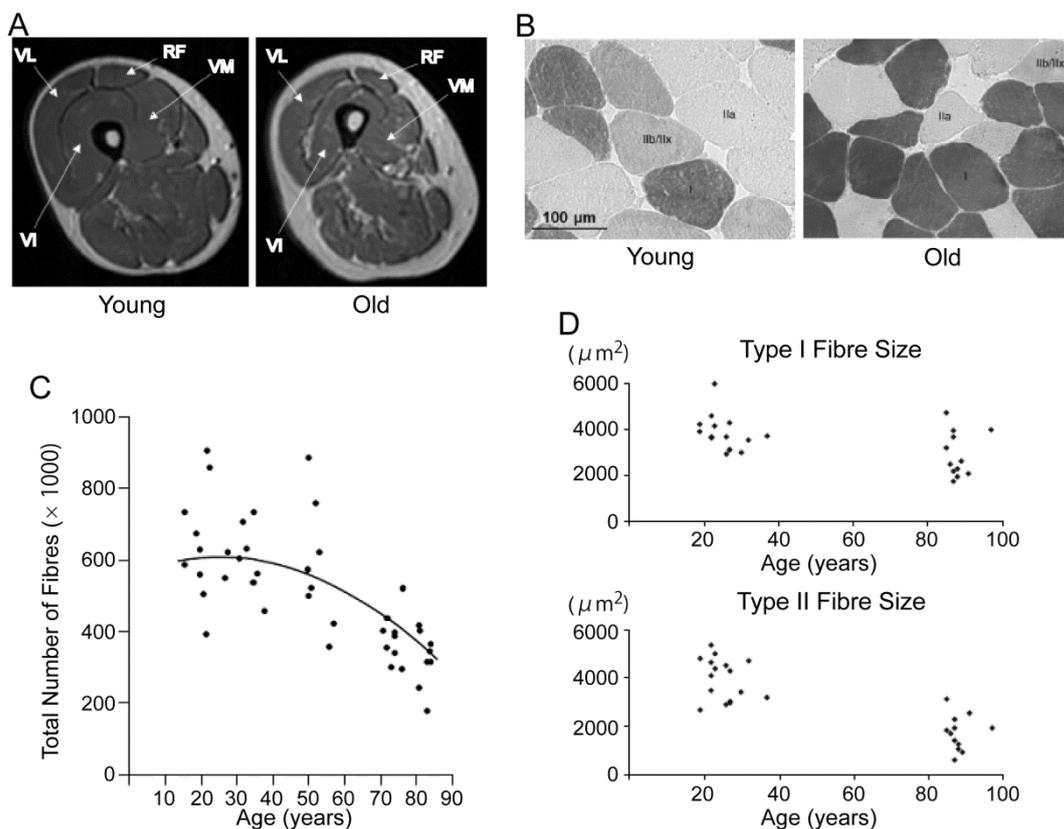


図 2-2. 加齢に伴う大腿部筋組織の変化.

A: 磁気共鳴画像による若年者(左)と高齢者(右)の大腿部の筋断面図. 図の上方が大腿四頭筋群(内側広筋: VM, 中間広筋: VI, 外側広筋: VL, 大腿直筋: RF) [Trappe et al. (2001)を一部改変]. B: 若年者(左)と高齢者(右)の筋横断面における筋組織内の各種筋線維タイプの分布. 暗色の部分は I 型線維, 白色部分は IIA 型線維, 灰色部分は IIB/IIX 型線維 [Verdijk et al. (2007)を一部改変]. C: 加齢に伴う外側広筋の筋線維数の変化 [Lexell et al. (1988)を一部改変]. D: 若年者と高齢者の外側広筋内の各筋線維タイプのサイズ(上: I 型線維, 下: II 型線維)の比較 [Andersen (2003)を一部改変].

しかし、高齢期の最大筋力の低下は、サルコペニアによる筋の質量低下よりも大きいことが報告されている (Hughes et al. 2001; Goodpaster et al. 2006; Clark and Manini 2008; Frontera et al. 2008). 例えば、高齢者の縦断的研究(Frontera et al. 2008)によると、膝関節伸展筋力の約 25%の低下に対し、大腿部筋群の筋横断面積の減少はわずか 4.5%の低下であった。また、外側広筋の筋線維タイプ領域の比率も変化がなかった。

一方, Clark and Manini (2008)は, 加齢に伴う筋力低下を示す言葉を”dynapenia”と定義し, 最大筋力の発揮能力の低下に対し, 神経筋システムの様々な要因が関与していると述べている(図 2-3). 加齢に伴う筋力の低下には, 筋の収縮性の低下(Baudry et al. 2005), 興奮-収縮連関の変化(Hunter et al. 1999; Kent-Braun and Ng 1999), あるいは力の上昇率(RFD: rate of force development)を低下させる腱の柔らかさの増加(Narici and Magnaris 2006), コラーゲンや脂質といった非収縮組織の浸潤増加(Aagaard et al. 2010)のような骨格筋系の変化(Klass et al. 2007)に加えて, 運動ニューロン数の減少による筋線維の神経支配のリモデリング (Lexell 1997), 運動単位の最大発火率の低下(Kamen 2005), 運動神経伝導速度の低下 (Scaglioni et al. 2002), 皮質脊髄路の興奮性の減少(Pitcher et al. 2003; Sale and Semmler 2005), そして脊髄レベルでの興奮性の低下(Kido et al. 2004)のような要因が挙げられ, 神経筋系全体で起こる加齢に伴う様々なメカニズムが筋力の低下に起因していると考えられている。

また, 筋への神経駆動レベルとして定義される随意性活動の低下は, 肘関節屈筋群や大腿四頭筋群で報告(Bilodeau et al. 2001; Stevens et al. 2003)されており, 中枢神経指令の変化による主動筋の筋活動減少は高齢者の最大張力発揮能力低下に影響を及ぼす(Klass et al. 2007). 加えて, 拮抗筋の相反抑制(Crone and Nielsen 1989)やメカニカルな拮抗作用をもたらす拮抗筋の共収縮の増大(Izquierdo et al. 1999; Klein et al. 2001; Macaluso et al. 2002)も主動筋の最大発揮筋力に影響を及ぼす。しかし, 最大随意筋収縮中の拮抗筋の共収縮の年代間の差はないという報告(Simoneau et al. 2005; Klass et al. 2007)や, さほど大きくない拮抗筋の共収縮は主動筋のトルク発揮に影響を与えないことから(Klien et al. 2001), 拮抗筋の共収縮の大きさは高齢者の最大筋力低下の重要な決定要因ではないと考えられている。

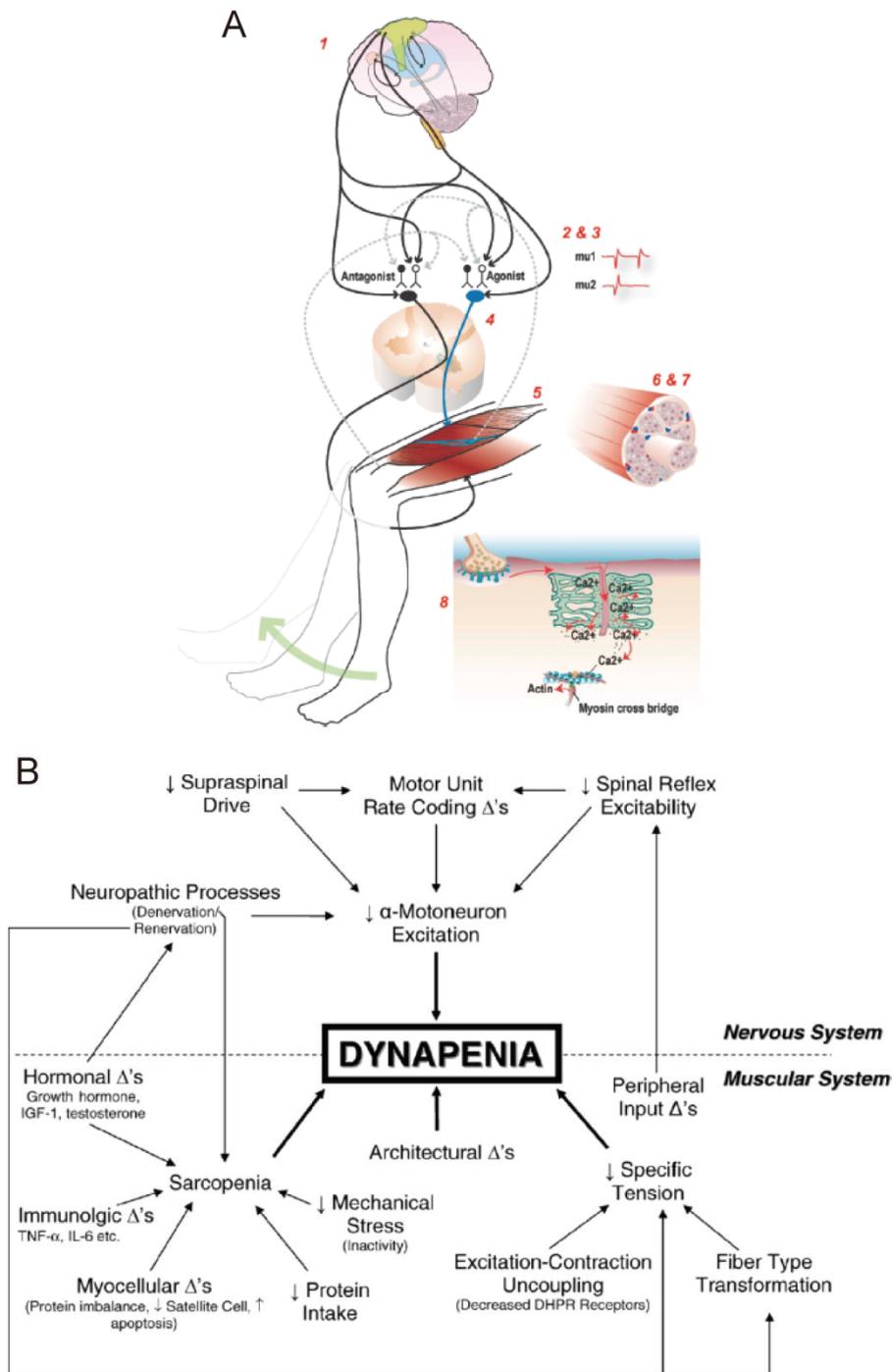


図 2-3. 加齢に伴う筋力の低下に影響を及ぼす神経筋システムの因子。

A: 筋力の調節に影響を及ぼす神経筋システム内の因子。図の 1~8 は神経筋システム内の加齢による一部の变化を示す。1) 皮質レベルでの興奮性の減少, 2) 脊髄レベルにおける興奮性の減少, 3) 運動単位の最大発火率の減少, 4) 運動神経伝導速度の低下, 5) 筋の構造的な変化, 6) 筋の質量の低下(サルコペニア), 7) 筋細胞内の脂質含量の増加, 8) 興奮-収縮連関のアンカップリング。B: 加齢に伴う筋力の低下に影響を与える因子とその関係性。IGF-1 = インスリン様成長因子 1; DHPR = ジヒドロピリジン受容体; TNF-α = 腫瘍壊死因子アルファ; IL-6 = インターロイキン 6。Clark and Manini (2008)の論文を一部改変。

## 2. 最大筋力の評価

一般に、筋力測定は筋の張力発揮能力の指標として用いられる(Enoka 2008). 筋力は主に 1) 等尺性収縮時に発揮される最大筋張力, 2) 1 回持ち上げることのできる最大負荷, そして 3) 等速性筋収縮(短縮性あるいは伸張性筋収縮による)時の最大トルクの 3 つの方法で測定される. これらの方法は, 臨床現場や実験課題における目的に応じて用いられている(図 2-4). 最大随意収縮(maximal voluntary contraction: MVC)の測定は, 通常, 筋全体の長さが変わらずに筋線維が短縮する等尺性筋収縮によって行われる. 一方, 1-RM (1-repetition maximum load)として知られる最大負荷や等速性筋収縮時の最大トルクは, 筋長の短縮を伴う短縮性筋収縮や筋の長さが伸張しながら収縮する伸張性筋収縮で行われる. 前者の MVC は主に筋のサイズに依存し, 後者の最大負荷や最大トルクは, 筋のサイズや神経系が関与する筋群の協調性に影響を受ける(Enoka 2008). また, 随意性筋収縮による筋力発揮では最大の筋張力を発揮することは難しく, またそのバラツキも大きいことから(Allen et al. 1995; Jakobi and Rice 2002), 被験者が出来る限り最大限の力を発揮できるように考慮する必要がある(Gandevia 2000).

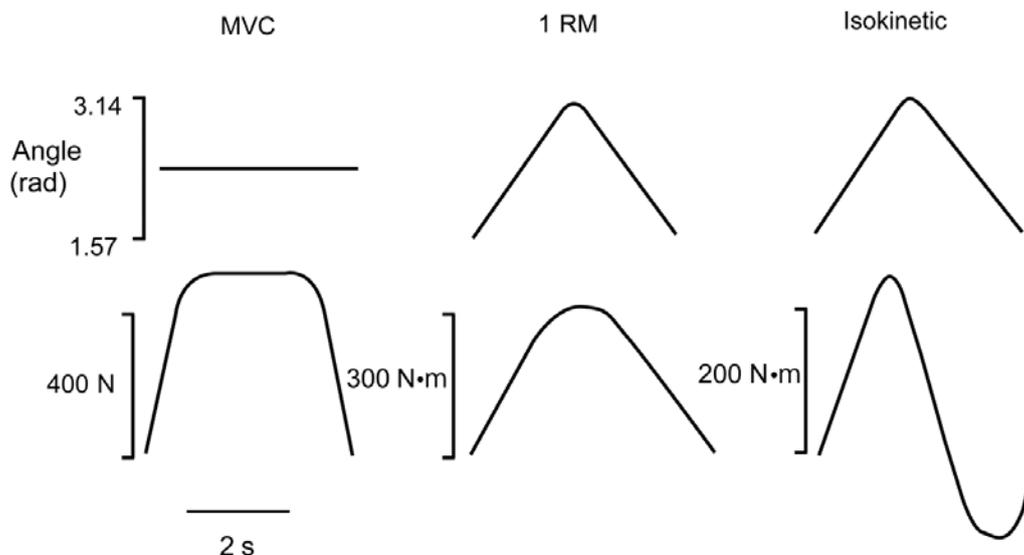


図 2-4. 膝関節伸張筋群による最大随意筋収縮(左), 1-RM(中央), 等速性筋収縮(右)の理想的な発揮. 上段は膝関節角度(3.14 rad = 完全伸展位)を示す. 下段のトレースは発揮筋トルクを示す. Enoka (2008)を一部改変. 1-RM, one repetition maximum.

## 第2節 加齢に伴う力調節安定性の低下とその評価法

### 1. 加齢に伴う力調節安定性の低下とそのメカニズム

ヒトが最大下で安定した筋張力を発揮する時、発揮された張力は決して一定にならず、目標値に対して変動する(Enoka et al. 2003). 力調節安定性(steadiness)はこの変動(fluctuation)の大きさを評価され、動作の正確性に重要な影響を及ぼす. 力調節安定性は等尺性筋収縮による発揮張力の変動(force fluctuation)や、非等尺性筋収縮運動中の位置の変動(position fluctuation)で評価され、変動の大きさの評価は、前者は発揮張力、後者は加速度の標準偏差(SD: standard deviation)を用いる. しかし、発揮張力の標準偏差は、張力の値に影響を受けるため(図 2-5A), 変動係数(CV: coefficient of variation [ $CV = SD / \text{mean force} \times 100$ ])を用いて評価する(図 2-5B).

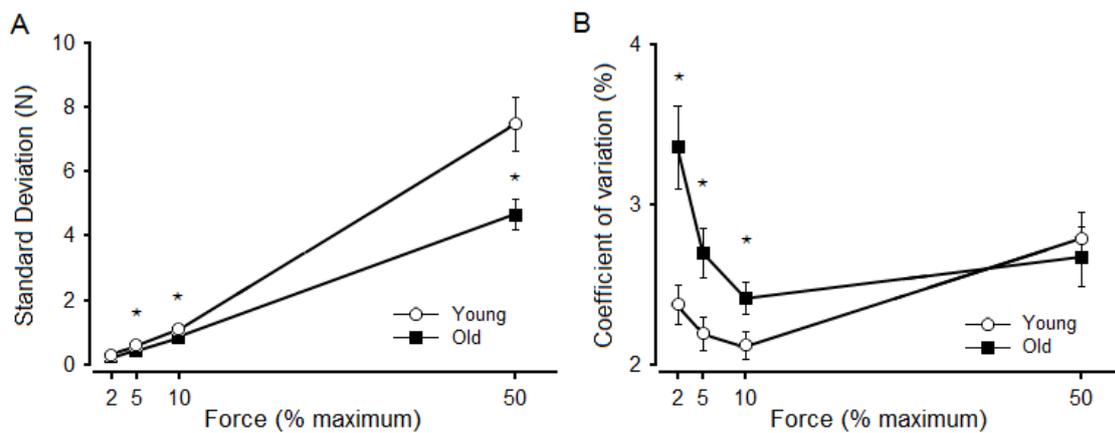


図 2-5. 若年者(○)と高齢者(■)の膝関節伸筋群による等尺性筋収縮(2, 5, 10,そして 50% MVC)による発揮張力の標準偏差(A)と変動係数(B)の比較. \* $P < 0.05$  (両群間). Tracy and Enoka (2002)の論文を一部改変. MVC, maximal voluntary contraction.

変動の大きさは筋、収縮様式、収縮強度、あるいは収縮速度によって異なるが(Graves et al. 2000; Hortobágyi et al. 2001; Christou and Carlton 2002; Enoka et al. 2003; Tracy et al. 2007b), 高齢者は若年者より、特に低張力(~10 %MVC 以下)発揮時の力調節安定性が低下する(Galganski et al. 1993; Laidlaw et al. 2000; Enoka et al. 2003). 例えば, Tracy and Enoka (2002)によると, 高齢者は若年者より, 膝関節伸展筋群の等尺性筋収縮による発揮張力の変動係数が低張力(2-10 %MVC)課題で有意に大きかった(図 2-5). 一方, 部位や収縮様式によっては高齢者と若年者との間に差はなかったとの報告もあるが(Graves et al. 2000; Hortobágyi et al. 2001; Christou and Carlton 2002; Tracy 2007; Kouzaki and Shinohara 2010), この力調節安定性の低下は, 加齢による指先の巧緻性の低下(Marmon et al. 2011b), 階段歩行や椅子立ち上がり動作のような日常動作能力の低下(Seynnes et al. 2005), そして転倒歴(Carville et al. 2007)との関連性が報告されている.

高齢者で低下傾向にある力調節安定性はいくつかのメカニズムの影響を受ける. 中でも動員パターンや発射様式といった運動単位の活動特性の変化が重要な影響を及ぼす(Kanda and Hashizume 1989; Larsson and Ansved 1995; Roos et al. 1997; Connelly et al. 1999; Erim et al. 1999; Enoka et al. 2003). 例えば, 加齢に伴う運動単位の単収縮張力の増加は張力変動に影響を及ぼす要因と考えられている. この変化は, 運動ニューロンの死滅(図 2-6A)による再神経支配化によって起こる(Kanda and Hashizume 1989). Masakado et al. (1994)によると, 高齢者は若年者と比べると第一背側骨間筋の運動単位の動員閾値や筋活動の振幅が相対的に大きかった(図 2-6B). 運動単位の動員数が少ない低張力発揮時では, 張力変動の大きさは最も新しく動員された運動単位の非融合な強縮の影響を受けるため(Christakos 1982), 高齢者の力調節安定性の低下はこの影響によると考えられている(Galganski et al. 1993). しかし, 筋力トレーニングによる変化(Keen et al. 1994)やコンピューターシミュレーション(Taylor et al. 2002)では, 張力変動に対し運動単位の単収縮張力の大きさは関係がないと報告されており, 高齢者の力調節安定性の低下に影響を及ぼす主因とは考えられていない.

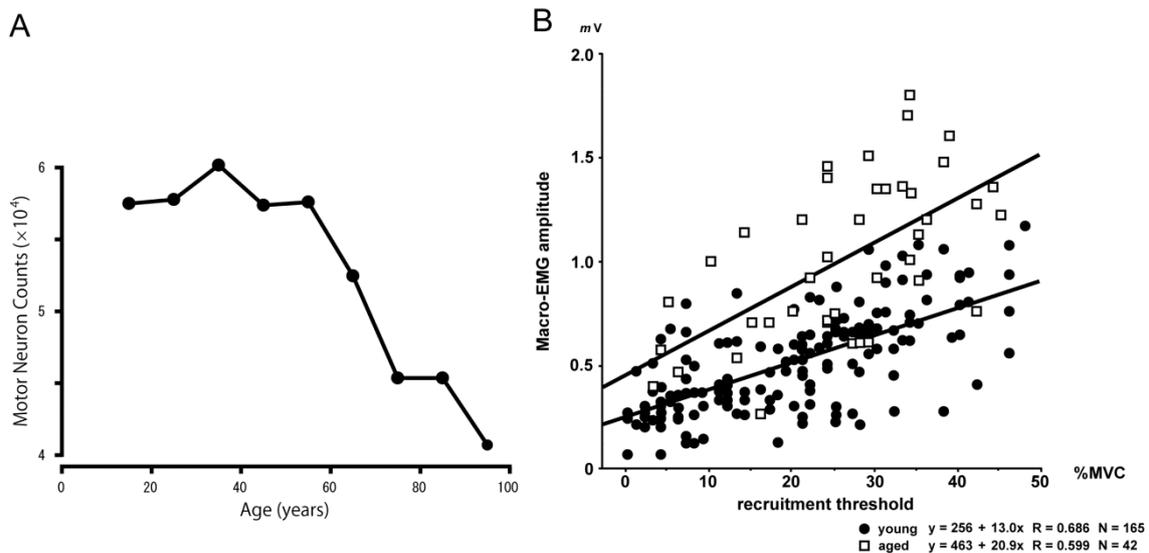


図 2-6. 加齢に伴う運動単位数と機能の変化.

A: 加齢に伴う運動単位数の変化. 60 歳を超えるとその数は急激に減少する[Tomlinson and Irving (1977) 表 1 より引用]. B: 若年者(●)と高齢者(□)の運動単位の動員閾値と筋活動の関係性. 横軸は% MVC, 縦軸は  $\mu V$ . [Masakado et al. (1994)の論文を一部改変]. MVC, maximal voluntary contraction.

運動単位の単収縮張力の影響の低さに対し, 運動ニューロンの発火頻度の規則性の変化は力調節安定性の低下と関連がある(Roos et al. 1997; Laidlaw et al. 2000; Enoka et al. 2003; Tracy et al. 2005). 例えば, Laidlaw et al. (2000)によると, 若年者と高齢者の人差し指外転運動中の力調節安定性と第一背側骨間筋の運動単位の発火頻度との関係性をしらべたところ, 高齢者は全ての筋収縮課題で力調節安定性が低かった. 一方, 運動単位の平均発火頻度は若年者と差はなかったが, 発火頻度のバラツキが有意に大きかった(図 2-7). また, Kornatz et al. (2005)によると, 高齢者に軽負荷(10% MVC)人差し指外転筋力トレーニングを 2 週間行わせた結果, 非等尺性筋収縮時の加速度変動が減少し, 運動単位の発火頻度のバラツキの減少が有意な相関を示した. 以上より, 運動単位の発火頻度のバラツキは力調節安定性に重要な影響を及ぼすことが示されたが, これらの報告では両者の相関は中程度であり, また, 発火頻度のバラツキは張力変動の大きさと有意な関連性はないとの報告もある (Semmler et al. 2000; Negro et al. 2009). これについては, 平均発火頻度が力発揮の持続時間

によって変化すること(Erim et al. 1999)や、収縮強度の増加と共に運動単位の発火頻度のバラツキが変化すること(Moritz et al. 2005)の影響も考えられるが、力調節安定性に寄与するメカニズムは他にも存在することが考えられる。

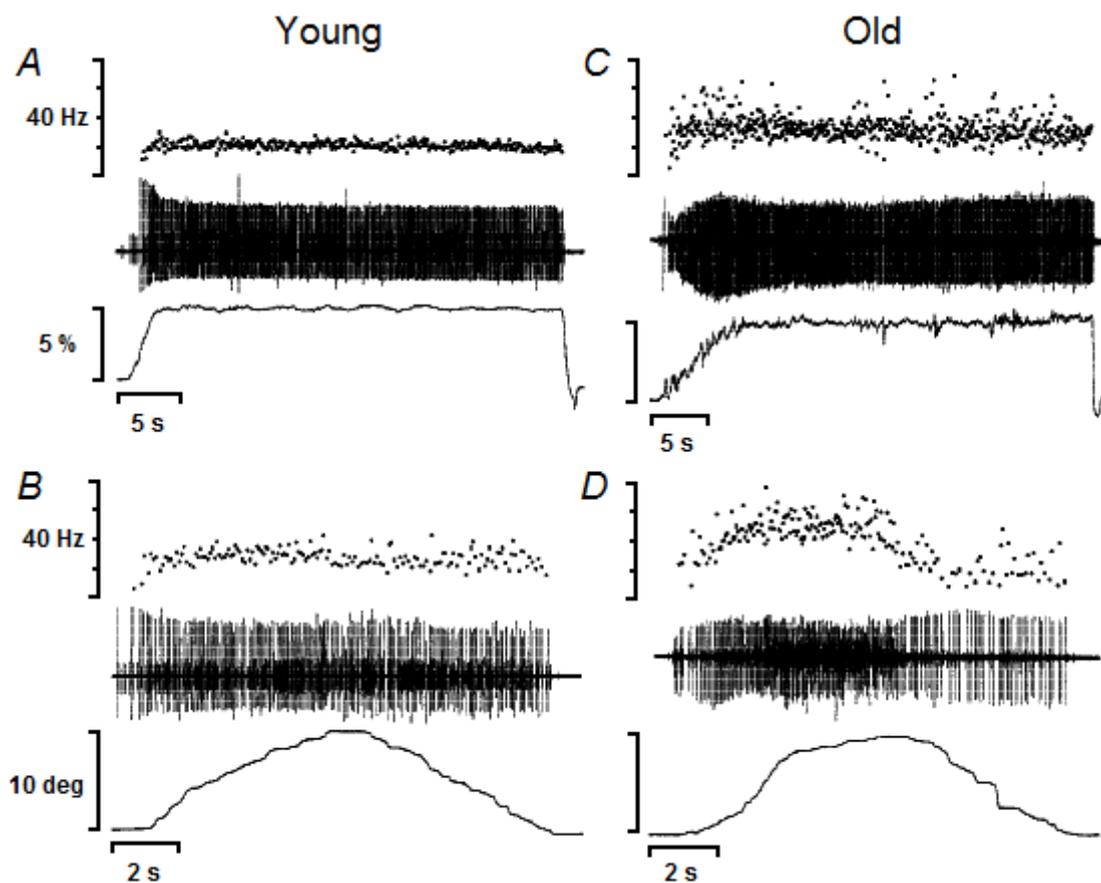


図 2-7. 若年者(A と B)と高齢者(C と D)の等尺性筋収縮課題(A と C)と非等尺性筋収縮課題(B と D)における変動の大きさ第一背側骨間筋の筋活動の比較。

各グラフの 3 つのトレースは運動単位の瞬間の発火頻度(上段), 第一背側骨間筋の筋活動(中段), 人差し指外転運動時の張力(等尺性筋収縮課題)または位置(非等尺性筋収縮課題)の変動(下段)を示す。A と B は同一運動単位の活動, C と D は異なる運動単位の活動を示す。Laidlaw et al. (2000)の論文より引用。

等尺性筋収縮課題中の張力波形スペクトルの低周波帯成分( $\leq 2$  Hz)は、張力変動の大きさと高い関連性がある(Slifkin et al. 2000; Taylor et al. 2003; Vaillancourt and Newell 2003; Christou et al. 2004; Tracy et al. 2007a; Negro et al. 2009)。中でも、この低周波帯に対し、運動単位発火の低周波振動が高い関連を示すことが報告されている(Taylor et al. 2003; Negro et al. 2009)。運動単位発火の低周波振動を説明するメカニズムの 1 つとして、common drive(共有駆動)と呼ばれる概念がある(De Luca et al. 1982b; De Luca and Erim 1994; Erim et al. 1999; Kakuda et al. 1999; De Luca and Erim 2002; Negro et al. 2009)。要求された出力を決定する際、中枢神経系は運動ニューロンプールに対する興奮性と抑制性の入力 of 総和を調節し、同時に運動ニューロンプール内の活動する全ての運動ニューロンも同じ入力を受けると考えられている(De Luca and Erim 1994)。Erim et al. (1999)によると、高齢者の第一背側骨間筋は、若年者と比べこの common drive による運動単位発火の調節機能が低下し、秩序の乱れた個々の運動単位の発火パターンがみられた(図 2-8)。このように、加齢に伴う運動単位の発火活動に対する common drive の低下は、運動単位発火の調節に対する神経入力のバランスを乱す一要因となっている。

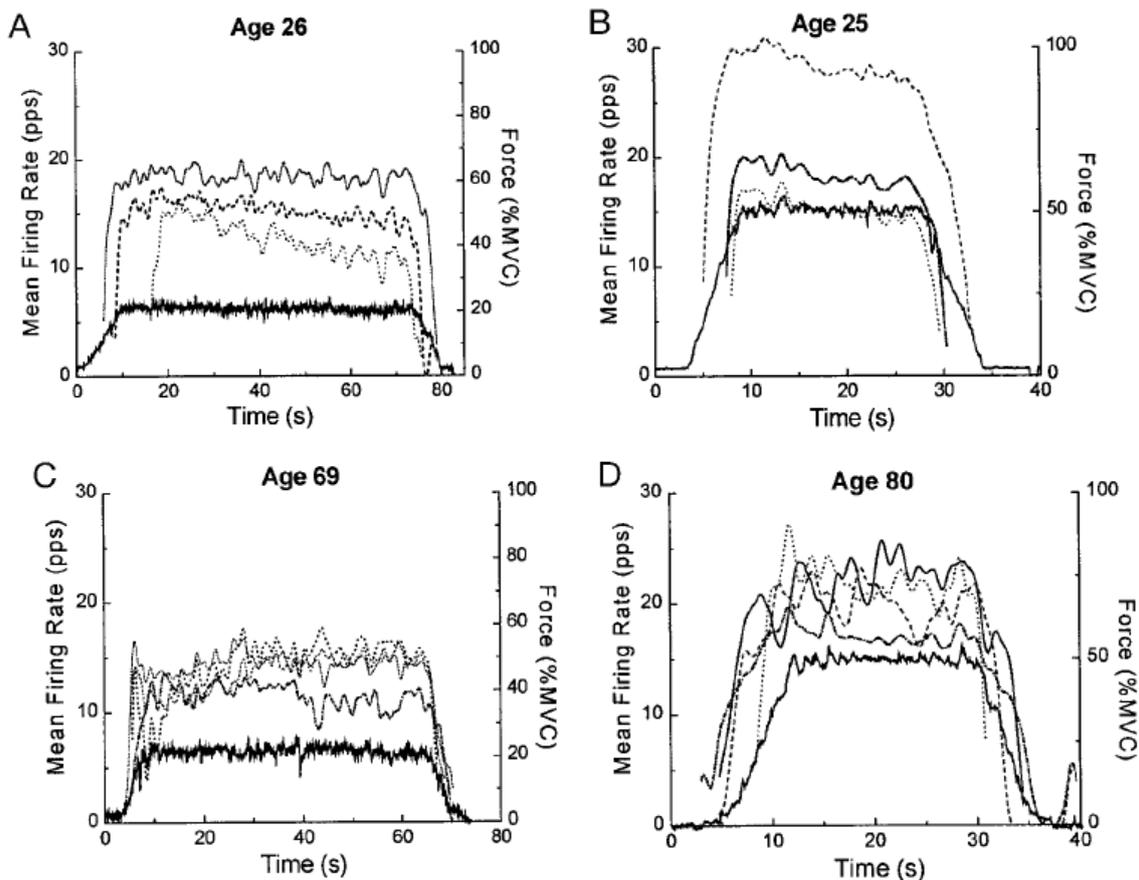


図2-8. 2人の若年者(AとB)と2人の高齢者(CとD)の第一背側骨間筋による等尺性筋収縮中の張力変動と運動単位の平均発火頻度の時間的変化. 課題強度は20% MVC (AとC)と50% MVC (BとD)とした. 左側の縦線は運動単位の平均発火頻度, 右側の縦線は発揮張力を示す. Erim et al. (1999)の論文を一部改変.

common drive とは発生源は異なるが, 運動ニューロンに対する共通の入力によって起こる運動単位の synchronization (同期性)も, 張力変動の大きさに影響を与える要因である (Semmler 2002). 例えば, コンピューターシミュレーションを用いた研究によると, 運動単位の同期性が高まると最大下等尺性筋収縮中の運動単位収縮力と張力変動が大きくなることが明らかとなった(Yao et al. 2000; Taylor et al. 2002). 一方, Semmler et al. (2000)によると, 高齢者は低張力発揮時の張力変動が有意に大きかったが, 運動単位の同期性は若年者と差がなかった. また, Griffin et al. (2009)によると, 高齢者に4週間の指の軽負荷筋力トレーニングを行わせたところ, 等尺性筋収縮時の張力変動は低張力(2%, 4% MVC)で有意に減少したが, 運動単位の同期性は特に変化がみられなかった. しかし, これらの研究で分

析に用いた相互相関分析は時間領域における分析であるため、同期性を正當に評価していないことが推定される。そのため、他の研究ではコヒーレンス分析を用いた結果、高齢者はいくつかの周波数で運動単位の高いコヒーレンスが確認された(Semmler et al. 2002)。よって、運動単位の同期性による共通の入力は、高齢者の力調節安定性の低下に影響を及ぼす要因として考えられる。

力調節安定性に影響を及ぼすそれ以外の要因として、視覚運動(Tracy et al. 2007a)やその他感覚運動処理調整(Slifkin et al. 2000; Vaillancourt and Newell 2003)が挙げられる。また、主動筋と拮抗筋の共収縮も張力変動に影響を及ぼすと考えられるが、拮抗筋による共収縮の大きさは張力変動の大きさに関連性がないと報告されている(Burnett et al. 2000; Laidlaw et al. 2002)。一方、Graves et al. (2000)によると、肘関節屈筋群による力調節安定性課題時の主動筋間の筋活動分布が高齢者と若年者では異なり、力を制御するための神経方略は年代間で異なることを示した。

### 第3節 高齢者に対する運動介入の効果およびトレーニングの特異性

加齢に伴う運動機能の低下は、日常の身体活動レベルに関係なく必ず起こる(Pearson et al. 2002; Korhonen et al. 2006)。しかし、習慣的な運動は、運動機能を改善することや機能の低下を遅らすことができる。これまでの研究で、筋力トレーニングによる高齢者の筋機能改善が多く実証されている(Enoka et al. 2003; Duchateau et al. 2006; Aagaard et al. 2010)。その効果は最大筋力の増加だけでなく、筋パワー(Ferri et al. 2003; de Vos et al. 2005; Orr et al. 2006)、力調節安定性(Laidlaw et al. 1999; Enoka et al. 2003; Kornatz et al. 2005)、および日常動作能力(Symons et al. 2005; Henwood et al. 2008)等の改善に及ぶ。加えて、高齢者にとって負担が少なく安全な、軽負荷筋力トレーニングによる改善結果も多く実証されている(Laidlaw et al. 1999; Hortobágyi et al. 2001; Vincent et al. 2002; Seynnes et al. 2004; Beneka et al. 2005; de Vos et al. 2005; Fatouros et al. 2005; Kornatz et al. 2005; Tracy and Enoka 2006)。de Vos et al. (2005)によると、重負荷よりは程度は低いですが、軽負荷筋力トレーニングは高齢者の最大筋力や筋パワーを有意に改善した。また、高齢者の膝関節伸展筋群の力調節安定性は、重負荷筋力トレーニングと同等の改善効果を得ており(Hortobágyi et al. 2001; Tracy et al. 2004; Tracy and Enoka 2006)、軽負荷であってもその効果は十分有効とされる。

しかし、高齢者の日常動作能力の改善効果は先行研究によって異なる。例えば、Vincent et al. (2002)によると、6ヶ月間の軽負荷ならびに重負荷筋力トレーニングは、筋力の増加だけでなく、階段(23段)昇行時間の改善に両群間で同等の効果が得られた。しかし、de Vreede et al. (2005)によると、高齢者を筋力トレーニング群と日常動作を含んだ機能的エクササイズ群とに分けその効果を比較した結果、筋力トレーニング群は最大筋力が有意に増加したが日常動作能力は改善しなかった。これに対し、機能的エクササイズ群は、最大筋力は増加しなかったが、日常動作能力は有意に改善した。これらの報告は、筋力トレーニングによって得られた筋機能向上が高齢者の日常動作能力の改善に必ずしも結び付かないこと(Skeleton et al. 1995; Earles et al. 2001; Hunter et al. 2001; Miszko et al. 2003; Seynnes et al.

2004; Tracy and Enoka 2006; Bottaro et al. 2007), また, 高齢者の日常動作能力を高めるには, 日常動作に近い動作形態の運動を取り入れる方がより効果的であること(de Vreede et al. 2005; Manini et al. 2007)を示唆する.

ヒトの神経筋系は日常で行っている運動の量やタイプによって変化を起こす(Enoka 1997). よって, トレーニングによる適応は, 実際におこなったトレーニングコンディションに特異的となる(Morrissey et al. 1995). その要素としては, 動員される筋群の違い, 筋の収縮様式(Higbie et al. 1996; Hortobágyi et al. 1996; Seger et al. 1998), 負荷の大きさ(Aagaard et al. 1994; Hunter et al. 2001), 収縮速度(Aagaard et al. 1996; Behm and Sale 1993), 動作範囲(Graves et al. 1989), そして姿勢(Wilson et al. 1996)等が挙げられる. また, 力調節安定性の適応は筋によってその傾向が異なる. 例えば, 第一背側骨間筋による人差し指外転筋力トレーニングでは, 等尺性筋収縮と非等尺性筋収縮課題いずれも改善結果が報告されている(Galganski et al. 1993; Keen et al. 1994; Laidlaw et al. 1999; Kornatz et al. 2005; Griffin et al. 2009). 一方, 膝関節伸展筋群の力調節安定性は, 筋力トレーニング動作と同じ非等尺性筋収縮課題では改善するが, 等尺性筋収縮課題では有意な改善を示さなかった(Hortobágyi et al. 2001; Bellew 2002; Manini et al. 2005; Tracy et al. 2004; Tracy and Enoka 2006). したがって, 筋力トレーニングによる高齢者の力調節安定性の改善は, 動員される筋の数や部位によって異なる適応を起こす.

このような特異性に影響を及ぼす要因として神経系の可塑的变化がある(Adkins et al. 2006; Enoka 2008). 例えば, Jensen et al. (2005)によると, 4週間の筋力トレーニングとスキルトレーニングを実施したところ, 運動スキルの向上を示したスキルトレーニング群は, 安静時と収縮時いずれも経頭蓋磁気刺激による運動誘発電位(MEP: motor-evoked potential)の最大振幅が増大し, MEP 閾値の値は減少した. 一方, 筋力トレーニング群は, 筋力は有意に増加したが, 安静時の MEP の最大振幅と入出力関係を示した傾きが 4週間後に減少した. また, Remple et al. (2001)によると, 低負荷あるいは高負荷リーチング動作による報酬課題をラットに実施したところ, 両課題とも同様の運動皮質における運動表象の再編成

が見られ、筋力トレーニングによる特定の筋群の筋力増加は運動表象の再編成に影響を及ぼさないようであると述べている。一方、他の先行研究によると、筋力トレーニングによる筋力の増加に対し、運動ニューロンへの中枢神経系からの下降性入力が増大したことが示されている(Van Cutsem et al. 1998; Aagaard et al. 2002)。トレーニングによる適応をもたらすメカニズムの特定は難しいが、運動皮質や脊髄は日々の運動内容に応じてその構造や機能を変える能力を持つことから(Adkins et al. 2006)、これらの可塑的变化は運動機能の向上に重要な役割を果たす。

姿勢制御に関与する筋群の活動や筋間の協調性もまた、トレーニング効果に重要な影響を及ぼす(Rutherford and Jones 1986; Barry and Carson 2004; Carson 2006; Enoka 2008)。Rutherford and Jones (1986)の報告はその重要性を示した独創的な研究として知られている。彼らは、12週間の膝関節伸展筋力トレーニングを背もたれあり/なしで行った結果、トレーニング負荷が、背もたれあり(170%)と比べ、背もたれなしで行ったトレーニング群(200-240%)の方がより増加し、特に、開始6週目にかけて高い増加率を示すことを明らかにした。これに関連して、Le Bozec and Bouisset (2004)は、座位姿勢での上肢による力発揮に対し、姿勢制御に関わる筋群の機能がどのような影響を及ぼすかを検討した。その結果、座面への大腿部の接地面積が少ない方が発揮される力が大きく、また、先行して活動する下肢や体幹部の筋群の活動量が高かった。これらの結果は、姿勢制御に貢献する筋群が力発揮に大きく貢献したためであり、それぞれの役割に貢献する筋群の高い連動性が運動パフォーマンス向上に重要な影響を及ぼすことを示している。

また、自由度の高い関節運動を含んだエクササイズが、高齢者の機能改善に幅広い適応を惹き起すことが報告されている(Ranganathan et al. 2001b; Christou et al. 2003; Marmon et al. 2011a)。例えば、Christou et al. (2003)によると、高齢者に20週間の太極拳エクササイズを行わせたところ、トレーニング動作には含まれない等尺性筋収縮による膝関節伸展最大筋力と最大下(2%, 30%, 60%, 90% MVC)での膝関節伸展筋群の力調節安定性が有意に向上した。また、Marmon et al. (2011a)によると、6回のペグボードセッションは高齢者の等尺性

筋収縮による人差し指外転運動中の力調節安定性を改善させた。同様に, Ranganathan et al. (2001b)によると, 金属製の球を使用した指先のエクササイズによって高齢者の等尺性筋収縮による指先の力調節安定性やペグボードスコアが有意に改善した。よって, 筋間の高い協調性を含み, 各筋が姿勢制御や力発揮と多様な役割を担うエクササイズ動作は, 高齢者の神経筋機能や運動機能の幅広い向上をもたらすことが示唆される。

#### 第4節 初動負荷トレーニング

初動負荷(Beginning Movement Load: BML)理論ならびに初動負荷(BML)トレーニングは、1994年に小山裕史氏によって創案・構築された動作理論とその実践法である(小山 1994, 1999, 2011)。初動負荷理論は『反射の起こるポジションへの身体変化及び、それに伴う重心位置変化等を利用し、主動筋の「弛緩－伸張－短縮」の一連動作を促進させると共に、その拮抗筋ならびに拮抗的に作用する筋の共縮を防ぎながら行う運動』と定義され、その実践法として初動負荷トレーニングは、動きづくりのトレーニングとして多くの人々の動作改善やスポーツ競技者の競技力向上を果たしてきた。さらに、最近ではリハビリテーションの分野でもその有効性が実証され、動作改善だけでなく麻痺改善や機能改善と幅広い改善例を報告している。

初動負荷トレーニングの動作は、1) 筋の「弛緩－伸張－短縮」の一連の筋活動様式、2) かわし動作(dodge movement)の2つの大きな特徴を持つ(小山 2011)。これらによって、動作初期に弛緩相が含まれることで筋が不要な緊張状態から解放され、筋本来の収縮特性を促進することができる。さらに、かわし動作(dodge movement)が四肢と体幹筋群の高い協調性を惹き起す。かわし動作の詳細なメカニズムはまだ検討されていないが、上肢運動に関しては、前腕の回内動作がトリガーとなって肩関節や上肢帯の動きを促進させることが明らかとなっている(Koyama et al. 2010)。

本トレーニングは専用の初動負荷トレーニングマシンを用いる。マシンの種類は約20種類あり、全身の様々な多関節運動を行うことができる。近年、初動負荷トレーニングマシンのさらなる改良が進み、BMLカムと呼ばれるカム・クランク機構部が開発された(小山 2011)。これがマシンに搭載されたことで、動作開始期では限りなく無負荷状態に近づき筋が弛緩する。そして、負荷が漸増する中で筋がゆっくりと引き伸ばされ、筋が短収縮する主動作へと移行する時、負荷が最大となり再び無負荷状態に近づく。この負荷変動型のギアシステムによって、マシンそのものが円滑な筋活動様式を促進させることが可能と

なった。さらに、弛緩相で無負荷状態に限りなく近づくことでマシン動作に高い自由度を加えても不合理な筋の緊張を防ぐことが可能となり、かわし動作を含んだ、日常動作形態に近いトレーニング動作が実現した(Koyama et al. 2010; 小山 2011)。また、本トレーニングは体幹部、肩関節、股関節の近位の筋群の機能向上を目的としており、これらの特徴により高齢者の運動機能を高め、生活の質(quality of life: QOL)を向上させることが期待される。

最近, Koyama et al. (2010)によって初動負荷トレーニングマシンの特徴が科学的に検証された。実験では、ラットプルダウン動作を 1) 肘関節伸展-屈曲運動, 肩関節外転-内転運動の平面的な動作による従前のラットプルダウンマシン, 2) 前腕の回外-回内運動を加えたマシン, 3) さらに肩関節の外旋-内旋運動, 肩関節, 上肢帯の水平屈曲-伸展運動が加わった初動負荷トレーニングマシン, の異なる自由度を持つ3つのマシン動作のキネマティクスと筋活動を比較した。その結果, 初動負荷トレーニングマシンは, 他の2つのマシンと比べ上肢の動作範囲や肩関節外転可動域が大きく, また, 肩関節最大内転角加速度が大きかった。そして, 前鋸筋-後部三角筋-広背筋-上腕三頭筋外側頭と近位から遠位への順次的な筋活動の位相がみられ(図 2-9), 投球動作や打撃動作のようなヒトの動作にみられる筋活動パターンが含まれていることを実証した(Koyama et al. 2010)。特に, 先行する前鋸筋の活動は先行随伴性姿勢調節(anticipatory postural adjustment: APA)を示唆し(Hirashima et al. 2002), 肩甲骨周辺の先行的な姿勢調節が肩関節運動の機能を促進させたことが考えられる。このように, 自由度の高い初動負荷トレーニングマシン動作は, 近位と遠位の筋群の高い協調性を含み, ヒトの動作特性を踏まえた運動形態であることが明らかとなった。

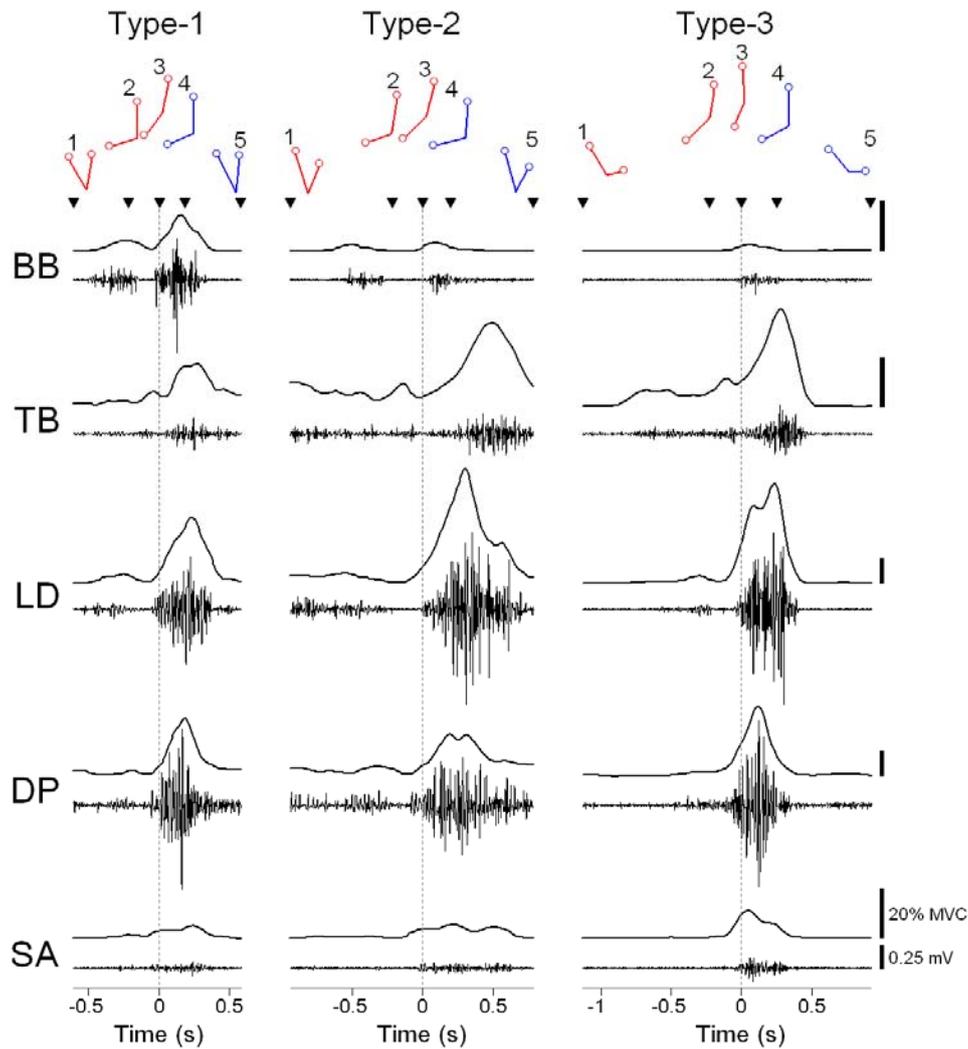


図 2-9. ラットプルダウン動作中における 1 被験者の筋電図生波形と平滑化した筋電図波形。図上段のスティックピクチャは右上肢の位置，白丸は右肩峰(左側)と手首(右側)の位置を示す。1-5 の数字は，動作の開始(1)，伸張相(2)，動作の切り換えし局面(3)，短縮相(4)，動作の終了(5)を示す。図右下のキャリブレーションは 20% MVC の値を示す。各筋電図波形は，上から上腕二頭筋(BB: biceps brachii)，上腕三頭筋外側頭(TB: lateral head of triceps brachii)，広背筋(LD: latissimus dorsi)，後部三角筋(DP: posterior deltoid)，そして前鋸筋(SA: serratus anterior)の筋活動を示す。図内の破線は手首変位が下制方向へ切り換えるタイミングを示す。Koyama et al. (2010)の論文より引用。

### 第3章 高齢者の神経筋機能および日常身体活動 に及ぼす初動負荷トレーニングの影響

## 第1節 目的

最近、神経筋機能ならびに機能的動作能力が次第に低下する高齢者に対し、神経筋協応性の向上を図った運動介入が示す結果に高い関心が寄せられている。主なものとして、重負荷を用いた急速な収縮によるトレーニング(Caserotti et al. 2008; Holsgaard-Larsen et al. 2011)、パワートレーニング(Miszko et al. 2003; Bottaro et al. 2007)、エルゴメータを用いた伸張性収縮によるトレーニング(Mueller et al. 2009)、そしてバランスエクササイズ(Granacher et al. 2006; Lauber et al. 2011)等がその有効性を実証している。一方、高齢者への負担が少ない、軽負荷筋力トレーニングが高齢者の機能的動作能力に及ぼす影響ははっきりしていない(Earles et al. 2001; Vincent et al. 2002; Fatouros et al. 2005)。例えば、最大の30%以下を用いた数週間の軽負荷筋力トレーニングによって高齢者の最大筋力は増加したが、機能的動作能力についてはその効果がきわめて少ないと報告されている(de Vreede et al. 2005; Tracy and Enoka 2006; Manini et al. 2007)。

一方、機能的動作を含めたエクササイズは高齢者の運動機能を幅広く改善することが報告されている。例えば、Christou et al. (2003)は20週間の太極拳エクササイズを高齢者に実施すると、等尺性筋収縮による膝関節伸展筋群の最大筋力および最大下での力調節安定性を有意に改善させることを明確にし、また、ペグボード(Marmon et al. 2011a)や金属製の球(Ranganathan et al. 2001b)を用いた手指のエクササイズでは、指先の巧緻性や等尺性筋収縮による力調節安定性が有意に改善した。これらの結果より、動作の制限が少ない機能的トレーニング動作は、特定のトレーニングコンディションに依存しない多様な神経筋協応性の充進を生じさせることが強く示唆される。

このような背景を下に、小山(1994)は安定した支持基底面や筋間の高い協調性を必要とする多角的な自由度を持つ運動に着目し、動きづくりそのものを目的とした初動負荷トレーニングを開発した。専用の初動負荷トレーニングマシンで行われるこのトレーニング動作の特徴として、体幹から末端への筋活動の位相、最小限の共収縮、ならびに体幹とその

近位(肩関節や股関節)筋群との高い連動性がある(Koyama et al. 2010). そのため, このトレーニングによって惹き起される神経筋協応能の変化は力発揮を担う筋群だけでなく, 姿勢保持に携わる筋群にも及び, 高齢者の日常動作能力を向上することが推定されるがその実態に関する研究は未だ実施されていない. この不明な点を明確にすることは運動制御, 運動生理学, 神経生理学, バイオメカニクスの観点のみならず, 人間のより良好な Well-being を目指す人間科学の観点からみてもきわめて重要である.

そこで本研究の目的は, 高齢者の日常動作能力が初動負荷トレーニングによってどのように改善されるかを明らかにし, その改善効果が認められたとするとどのような神経筋協応能の変化が寄与するのかについて詳しく検討した.

## 第2節 方法

### 1. 被験者

高齢者 35 名のうち、a) 過去 1 年間に筋力トレーニングや高強度のエクササイズを行っている方、b) 週 3 回の頻度で 8 週間のトレーニングプログラムに参加できない方、c) 神経系あるいは心臓血管系に何らかの疾患を抱えている方を事前のスクリーニングを実施し、この三条件を充足した高齢者 24 名( $67.5 \pm 5.23$  yr, 60-78 yr)を被験者として選んだ。これらの被験者から早稲田大学「ヒトを対象とする研究に関する倫理委員会」のインフォームドコンセントの書類に実験参加の同意を得た。

本研究では被験者を初動負荷トレーニング群( $n = 17$ )と対照群( $n = 7$ )に無作為に分けた。なお、被験者は、高齢者を介入群( $n = 15-21$ )と対照群( $n = 8-10$ )の 2 群に分けて介入効果を検証した先行研究(Christou et al. 2003; Tracy and Enoka 2006; Marmon et al. 2011a)を参考に分配した。

表 3-1 研究開始時の被験者の身体特性

Parameters	Group	
	Control ( $n = 7$ )	BML training ( $n = 17$ )
Age (year)	$67.5 \pm 5.8$	$67.5 \pm 5.2$
Height (cm)	$158 \pm 4.6$	$160 \pm 7.7$
Body mass (kg)	$57.4 \pm 5.0$	$57.1 \pm 7.2$
BMI ( $\text{kg}/\text{m}^2$ )	$23.0 \pm 1.3$	$22.5 \pm 3.0$
Sex (Male/Female)	3/4	7/10

平均値  $\pm$  SD ;  $n$ , 被験者数. BMI, body mass index (体格指数); BML, Beginning Movement Load ; SD, standard deviation

## 2. 実験プロトコル

初動負荷トレーニング群は8週間の初動負荷トレーニングを実施した。対象群はその期間中、日常生活の中で筋力トレーニングや高強度トレーニングを行わないよう依頼した。実験中、全ての被験者に対して介入前(0週目)、期間中(4週目)、介入後(8週目)に3回測定を行った。測定は、肘関節屈筋群と膝関節伸筋群の等尺性筋収縮による最大筋力、最大下での力調節安定性および4種類の日常生活動作能力(階段昇行、階段降行、椅子立ち上がり動作および閉眼片足立ち)を行った。

## 3. 実験設定

肘関節屈筋群の測定は、被験者が椅子に座った状態で右肩関節と肘関節を  $1.57 \text{ rad}$  ( $90 \text{ deg}$ ) [完全伸展位:  $3.14 \text{ rad}$  ( $180 \text{ rad}$ )]に固定して行った。前腕は垂直位で回外させた。測定中身体が動かないように胸部と骨盤をラバー製のストラップで椅子に固定した。張力の測定は右手首にロードセル(LUR-A-SA1, KYOWA, Tokyo, Japan)を取りつけて実施した。

膝関節伸筋群の測定は、同様に被験者は椅子に座った状態で、股関節と膝関節を $\sim 1.66 \text{ rad}$  ( $95 \text{ deg}$ ) [完全伸展位:  $3.14 \text{ rad}$ ]の位置で固定して実施した。体幹部と大腿部はストラップで固定し、力を発揮するために椅子の両サイドを握らせた。等尺性筋収縮で発揮された張力は足関節に取り付けたロードセルで測定した。

手首(肘関節屈筋群)と足関節(膝関節伸筋群)で発揮された張力はオシロスコープ上に表示し被験者にフィードバックさせた。張力波形はストレインアンプ(DPM-711B, KYOWA)で増幅して  $30 \text{ Hz}$  の低域通過フィルタで平滑化し、MacLab/16 s (ML 790, AD Instruments Japan, Aichi, Japan)を用いて  $200 \text{ Hz}$  でデジタル化し Chart v5 for windows (AD Instruments, Japan)内に記録した。

筋活動は肘関節屈筋群の課題では上腕二頭筋、腕橈骨筋、そして上腕三頭筋外側頭から記録した。膝関節伸筋群の課題では大腿直筋、内側広筋、外側広筋、そして大腿二頭筋長頭から筋活動を記録した。筋活動波形は常法にしたがってアクティブ表面電極(電極幅：

2-mm, 電極の長さ : 10-mm, 電極間距離 : 10-mm, SS-2096, NIHON-KOHDEN, Tokyo, Japan) を用いて記録した。筋電図信号は送信機(ZB-581G)から受信機(ZR-550H)に送られ, マルチテレメータシステム(WEB-5500, NIHON-KOHDEN)内でデジタル化し, 2 kHz でコンピューター内に記録した。記録した波形は帯域通過フィルタ(15-500 Hz)で平滑化した。

#### 4. 初動負荷トレーニング

本研究では、トレーニング群の被験者に対し初動負荷トレーニングを実施した。このトレーニングは専用のトレーニングマシンを用いて行う。その特徴として、筋が弛緩した状態からウェイトスタック負荷によって引き伸ばされ、そして短縮する運動形態とかわし動作がある。この弛緩相を含んだ筋活動形態が筋本来の収縮特性を促進し、かわし動作を含むことで高い協調性を実現する。本研究では、以下の上半身系4種目、下半身系3種目の計7種目のマシンを用いた。

(a) ラットプルダウン—前半の4週間：肩関節外転—内転運動，肘関節伸展—屈曲運動による平面的な動作を含む従来型のマシンを用いた。後半の4週間：前腕回外—回内運動，肩関節外旋—内旋運動，水平屈曲—伸展運動を加えた初動負荷トレーニングマシンを用いた。(図 3-1A ; cycle time: 1.8~2.1 sec).

(b) チェストスプレッド—座位姿勢で前腕を回内位，肩関節をやや内旋位に保ち，上肢帯の水平進展—屈曲運動を行う(cycle time: 1.2~1.5 sec).

(c) ディップス—グリップ部に手を添え，肩関節外転—内転運動，内旋—外旋運動，肘関節外転—内転運動，前腕の回内—回外運動を行う(cycle time: 1.0~1.2 sec)

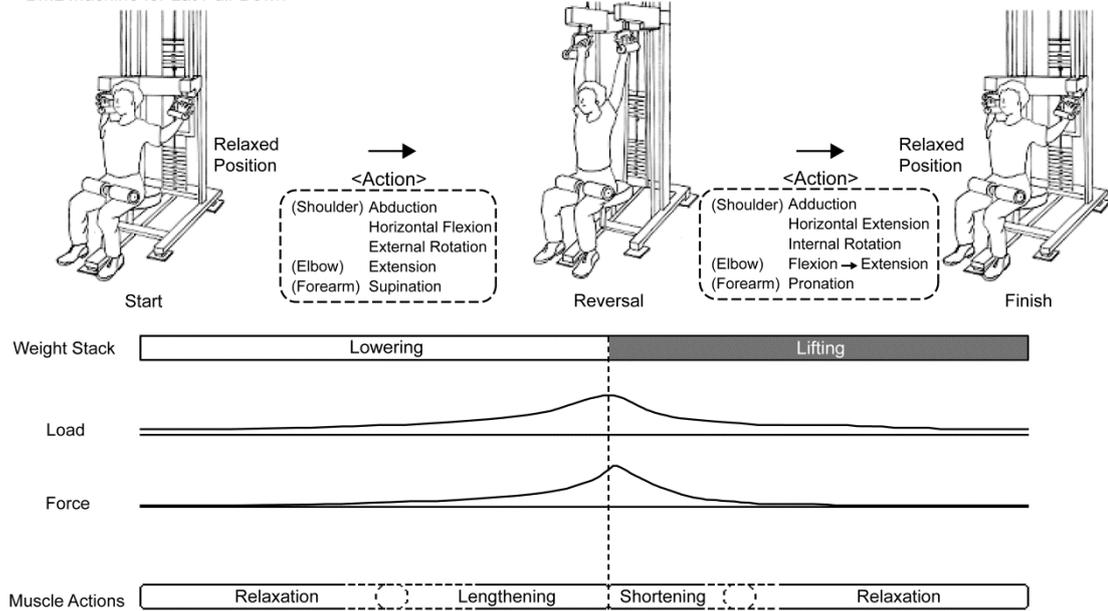
(d) プルオーバー—座位姿勢で，前腕を回内しながら前方に伸ばした上肢を頭上に挙上し，回外しながら上肢を下制する。この際，肩関節の内旋—外旋運動も伴う(cycle time: 1.8~2.0 sec)

(e) アウター—立位で片側の足をマシンのパッドに掛け(膝関節 1.57 rad)，股関節内転—外転運動と外旋—内旋運動を行う(cycle time: 1.2~1.5 sec)

(f) インナーサイ—座位姿勢で両脚を開脚し，股関節外転—内転運動を行う。股関節はやや内旋位にする(cycle time: 1.0~1.2 sec)

(g) レッグプレス—股関節伸展を中心とした下肢の伸展運動. 0.79 rad (45 deg)の傾斜がついた座面に座り，股関節屈曲—伸展運動と膝関節屈曲—伸展運動を行う。股関節はやや外旋 - 内旋させる(cycle time: 0.8~1.1 sec).

A – BML Machine for Lat Pull-Down –



B

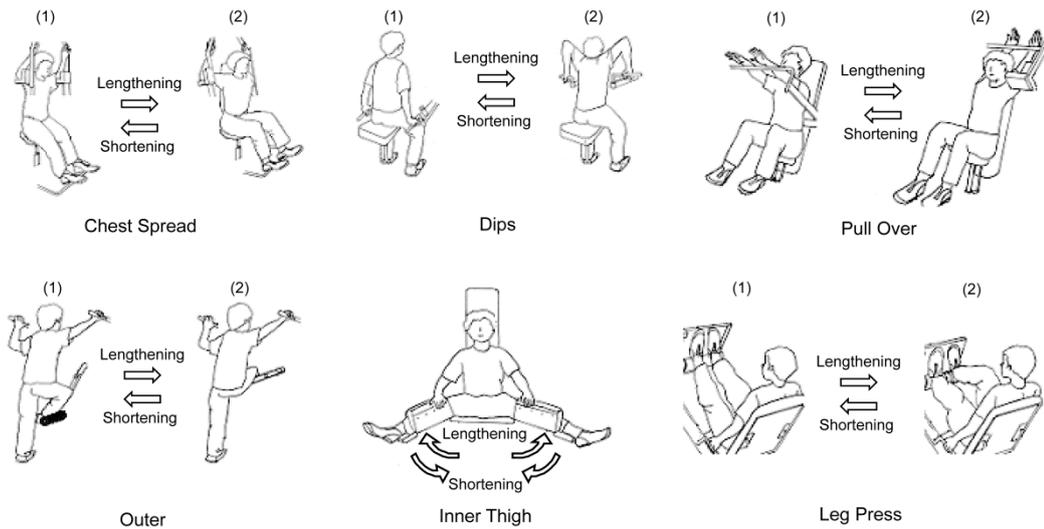


図 3-1. 初動負荷トレーニングの動作形態と各マシン動作. A: ラットプルダウンエクササイズ動作と初動負荷トレーニングの筋活動様式. 動作開始位置(左側)から筋が弛緩した状態で伸張され, 動作の切り換えし局面(中央)で短縮性収縮し, 再び弛緩する(右側). 点線内は弛緩-伸張相(左側)と短縮相(右側)それぞれの関節運動を示す. 下の4つのトレースは, ウェイトスタック負荷の動き(lowering/lifting), ウェイトスタックとワイヤー間に取り付けた張力トランスデューサーが検出した負荷, 右手部で発揮される張力, そして弛緩-伸張-短縮から成る初動負荷トレーニングの一連の筋活動様式を示す. 負荷と張力のトレース間の違いは手部とウェイトスタック間にあるカム・クランク機構部の影響を示唆する. 鉛直の点線は動作の切り換えし局面を示す. B: その他6種類のマシン. [上段] 上半身系エクササイズ-チェストスプレッド(左側), ディップス(中央), プルオーバー(右側). [下段] 下半身系エクササイズ-アウター(左側), インナーサイ(中央), レッグプレス(右側). 各マシン図は動作開始期のリラックスポジション(1), 動作の切り換えし局面(2)を示す. 負荷がスタート位置に戻ると筋は再び弛緩する(1).

トレーニングプログラムは 30% 1-RM (one repetition maximum)の負荷を用いて 15 回を 5-7 セット, 週 3 回の頻度で 8 週間実施した。トレーニングペースに慣れるため, そして適切な動作でトレーニングを行うため, 被験者は最初の 2 週間, 専門の指導員の指導を受けながら 5 セット行った。各被験者のトレーニングに用いる負荷は専門の指導員が設定し, 8 週間のトレーニング終了まで負荷は変えなかった。なお, 初動負荷トレーニング群の全被験者が全 24 回のトレーニングセッションを終了した。

## 5. 実験課題

実験は肘関節屈筋群と膝関節伸筋群における最大随意収縮(maximal voluntary contractions: MVCs)と最大下における力調節安定性について上肢と下肢課題順をランダムに実施した。肘関節屈筋群と膝関節伸筋群の測定は少なくとも 30 分間あけた。機能的日常動作課題についてはこれらの測定後に実施した。

## 6. 最大随意収縮力の測定・解析

被験者は右側肘関節屈筋群, 膝関節伸筋群における片側最大随意収縮力を測定した。試技はリラックス状態から最大まで力を発揮し(~3 秒), 最大の力を 3 秒間持続した。そのとき, 被験者にはより大きな力を発揮できるように声をかけた。試技は 60 秒前後の休憩を挟み, 少なくとも 2 度測定した。2 度の測定値に 5%以上の差がある場合は試技を追加し, そのうち最大値を用いた。また, 上腕三頭筋外側頭, および大腿二頭筋の最大筋活動を記録するため, 最大随意収縮課題は右側肘関節伸筋群と膝関節屈筋群でも実施した。前者の測定時の肘関節角度は 2.36 rad (135 deg), 後者の測定時の膝関節角度は 1.66 rad とした。

## 7. 力調節安定性の測定・解析

力調節安定性のパラメータについては、安定した筋収縮(10~12 秒間)を肘関節屈筋群課題と膝関節伸展筋群課題それぞれランダムに実施した。各課題は 10%, 30%, そして 65% MVC の 3 つの強度で測定した(図 3-2)。ターゲット強度は事前に測定した最大随意収縮の値を基にして設定した。被験者には 80 cm 離れたオシロスコープのスクリーンの中心に示されたターゲットラインに発揮する力をできるだけ正確に合わせるように指示した。視覚的な力のフィードバックの鉛直方向のゲインは各ターゲットフォース別に調節した。ターゲットラインはオシロスコープ上の同じ位置に呈示し、鉛直方向のゲインは 10% MVC 課題では 6.2 N/cm, 65% MVC 課題では 62 N/cm の範囲に設定した。力調節課題に対する視覚的フィードバックの影響を変えないために、3 回のテストセッションは一定とした。被験者は各課題を 1 度ずつ練習し、試技間に 60 秒の休息を入れて各課題 2 回ずつ実施した。

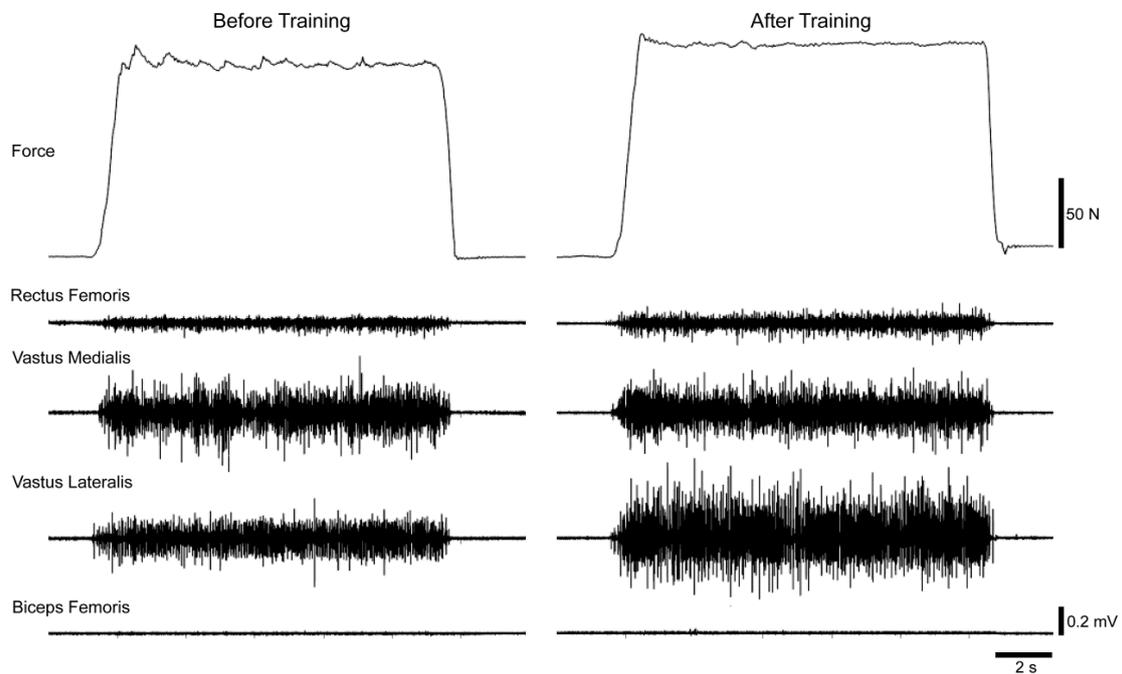


図 3-2. 初動負荷トレーニング群の 1 被験者によるトレーニング開始前と 8 週間のトレーニング終了後の力調節安定性課題の典型例。試技は膝関節伸展筋群による 30% MVC 課題とした。最上部のトレースは膝関節伸展筋群の発揮張力を示す。下方の 4 つのトレースは大腿直筋, 内側広筋, 外側広筋, そして大腿二頭筋の筋電図波形を示す。MVC, maximal voluntary contraction.

## 8. 機能的日常動作テストの測定・解析

機能的日常動作テストは、階段昇行時間、階段降行時間、椅子立ち上がり動作時間、および閉眼片足立ち時間を実施した。階段昇降は自作した階段(4段、階段幅：70-cm、1段の高さ：18-cm、1段の奥行き：29.5-cm；手すりは無し)を出来る限り速く、そして安全に昇行、降行させた。両試技はランダムに行った。3回のデータのうち、最も速い時間を採用した。椅子立ち上がり動作は被験者が胸の前で腕を交差し、椅子(座面の高さ = 43 cm)に座った状態から始め、そこから完全な立位状態になるまで立ち上がり再び座る動作を10回繰り返した。試技は2回実施し、早い時間を採用した。閉眼片足立ちは両目を閉じて片足で立つことのできる最大時間とした。試技は2回実施し、最大時間を採用した。試技中の姿勢は両腕を胸の前で交差した状態で片側の膝を 0.79 rad 曲げて片足を上げ、上げた足が床面に付くか立脚側の足の位置が動いた時までを計測時間とした。

## 9. データ分析

筋活動は選択区間を全波整流した筋電図波形の平均筋活動(aEMG)を求めて定量化した。力調節安定性課題中の筋活動は、ピーク値前後 1-s 区間の平均筋活動を算出し、その値を最大随意収縮課題中のピーク値前後 0.5-s 区間の平均筋活動で正規化した。平均筋活動のデータは2試技分の平均値とした。

力調節課題中の張力波形は8秒区間の平均値(mean force)、標準偏差(standard deviation : SD)、変動係数(coefficient of variation : CV ;  $[(SD/mean\ force) \times 100]$ )を算出し、2試技分の平均値を用いた。張力波形は高速フーリエ変換(fast Fourier transform : FFT)によって周波数領域を分析した。FFT は直流成分を取り除いた後、8秒区間(サンプリング周波数：200 Hz)の中間位の1024サンプルにハミング窓関数を掛け、そしてFFTを実行した。周波数の分解能は0.195 Hzとし、1-Hzごと(5 or 6 bins)にスペクトルの平均パワー分布を決定した。その後、4つの周波数帯(0-4, 4-8, 8-12, そして12-20 Hz)に分けて各平均パワーを求めた。また、各周波数帯のパワーは0から20 Hzまでの合計パワーに対する相対値として表した。

## 10. 統計解析

データ処理は反復測定分散分析(repeated-measures analysis of variance [ANOVA])を行った。被験者間要因は二群間(初動負荷トレーニング群と対照群),そして被験者内要因は時間(week 0, week 4,そして week 8),肢(上肢と下肢),運動課題(10%, 30%,そして 65% MVC),そして筋(上腕二頭筋, 腕橈骨筋, 上腕三頭筋外側頭[上肢], 大腿直筋, 内側広筋, 外側広筋, 大腿二頭筋[下肢])の4要因とした。肘関節屈筋群および膝関節伸筋群の最大随意収縮力は3要因反復測定分散分析(グループ × 時間 × 肢)を用いて比較を行った。発揮張力のSD, CV およびパワースペクトルは4要因反復測定分散分析(グループ × 時間 × 運動課題 × 肢)によって分析した。正規化した発揮張力のパワーは3要因反復測定分散分析(グループ × 時間 × 周波数帯)を用いて分析した。上肢(上腕二頭筋, 腕橈骨筋, 上腕三頭筋外側頭)の平均筋活動そして下肢(大腿直筋, 内側広筋, 外側広筋, 大腿二頭筋)の平均筋活動の比較には4要因反復測定分散分析(グループ × 時間 × 運動課題 × 筋)を用いた。機能的日常動作課題は2要因反復測定分散分析(グループ × 時間)を用いて統計処理を行った。

分散分析にて有意な主効果および相互作用が認められたとき,事後検定としてBonferroniの多重比較を用いて時間(week 0, week 4,そして week 8)における差を比較した。二群間の比較には対応のないt検定を用いた。変数間の関係性は回帰分析を用いて特定した。再テスト法による信頼性は対照群の3セッションのデータを用いて確認した。級内相関係数は最大随意収縮力(肘関節屈筋群と膝関節伸筋群),発揮張力のSDとCV(上下肢での10%, 30%,そして 65% MVC force),機能的日常動作課題(階段昇行時間, 階段降行時間, 椅子立ち上がり動作時間, 閉眼片足立ち時間)で求めた。3度の測定にわたる対照群のデータを元にして行われた級内相関係数は,それぞれ最大随意収縮力(0.93), 発揮張力のSD(0.87), CV(0.87)そして機能的日常動作課題(0.94)であった。

肘関節屈筋群および膝関節伸筋群における最大随意収縮力と力調節安定性のどの変化が機能的日常動作課題能力の向上に対して有意に貢献したか否かを判定するため,ステップワイズ法による重回帰分析を実施した。重回帰分析における予測変数は肘関節屈筋群お

よび膝関節伸展筋群の最大随意収縮力の変化,そして各筋群における CV(10%, 30%, 65% MVC force)の相対的变化とした. 全ての統計処理は SPSS for windows (version 16.0.1, SPSS Inc, Tokyo, Japan)を用いて行った. 有意水準は 5%未満とした.

### 第3節 結果

#### 1. 最大随意収縮力

実験開始前の肘関節屈筋群(図 3-3A)と膝関節伸筋群(図 3-3B)の最大随意収縮力は両群間で有意な差はなかった。初動負荷トレーニング群の肘関節屈筋群の最大随意収縮力はトレーニング終了後(week 8)で  $9.8 \pm 3.5\%$  増加したが、トレーニング前後で有意差はなかった ( $P = 0.074$ )。また、実験終了後も両群の肘関節屈筋群の最大随意収縮力の大きさに有意な違いはなかった(図 3-3A)。一方、初動負荷トレーニング群は膝関節伸筋群の最大随意収縮力がトレーニング期間中(week 4)およびトレーニング終了後(week 8)で有意に増加し ( $31.6 \pm 5.1\%$ ,  $P < 0.01$ )、対照群は有意に変化しなかった(図 3-3B)。

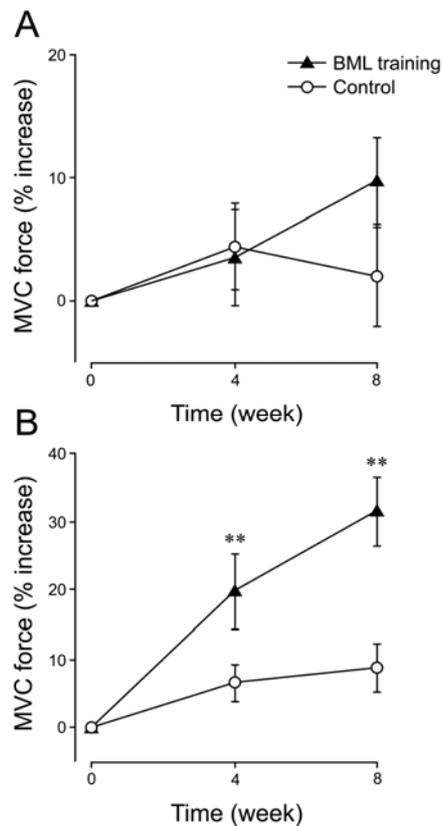


図 3-3. 肘関節屈筋群(A)と膝関節伸筋群(B)それぞれの最大随意収縮(MVC)力の変化(平均  $\pm$  SE).  
\*\* $P < 0.01$  ; トレーニング前との比較. BML, Beginning Movement Load ; MVC, maximal voluntary contraction ; SE, standard error.

## 2. 力調節安定性

実験開始前の発揮張力の変動係数(CV)は、肘関節屈筋群、膝関節伸筋群とも両群間でほぼ同じであった( $P > 0.05$ )。対照群の値は両筋群いずれの運動課題もほとんど変化はなかった(図 3-4, 表 3-2)。一方、初動負荷トレーニング群は実験終了後に全ての課題で CV が有意に減少した(図 3-2 と 3-4, 表 3-2)。初動負荷トレーニング群の肘関節屈筋群における 30% MVC 課題の CV は 4 週間後で有意に減少した。初動負荷トレーニング群の各課題における CV の相対的な低下の程度を比較・検討した。その結果、最も大きく低下した 30% MVC 課題は 65% MVC 課題との間に有意な差はみられなかった。しかし、10% MVC 課題で得られた低下の程度と比べてその程度は有意に大きかった( $P < 0.05$ )。

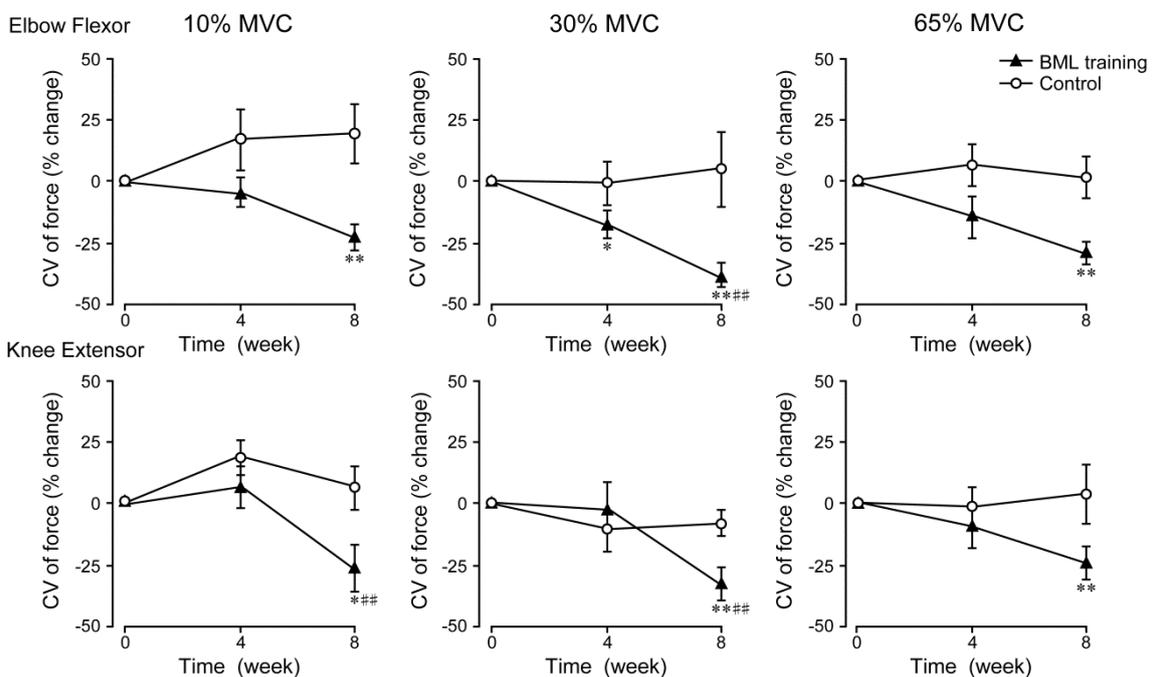


図 3-4. 肘関節屈筋群(上段)と膝関節伸筋群(下段)それぞれの 3 つの運動課題(10%, 30%, 65% MVC)における等尺性筋収縮中の正規化張力変動(CV)。

各値：平均値 ± SE. \*  $P < 0.05$  and \*\*  $P < 0.01$  ; トレーニング群の実験前との比較. ###  $P < 0.01$  ; トレーニング群の 4 週間目との比較. BML, Beginning Movement Load ; CV, coefficient of variation ; MVC, maximal voluntary contraction ; SE, standard error.

初動負荷トレーニング群の被験者の各課題における発揮張力の CV の変化と実験開始前の CV 値との間には有意な正の相関があった( $r^2 = 0.41-0.86$ ,  $P < 0.01$ ). 実験開始前に発揮張力の SD が大きかった被験者, すなわち力調節安定性が低かった被験者ほど実験終了後の安定性がより向上した. 一方, 上肢と下肢の各最大随意収縮力の変化は, 上肢と下肢の各課題における CV の変化との間に有意な相関はみられなかった( $r^2 = 0.016-0.216$ ,  $P > 0.05$ ).

表 3-2 肘関節屈筋群と膝関節伸筋群それぞれの最大下等尺性筋収縮による力調節課題(10%, 30%, 65% MVC)中の発揮張力の変動係数

Group	Elbow flexors			Knee extensors		
	Week 0	Week 4	Week 8	Week 0	Week 4	Week 8
BML training ( <i>n</i> = 17)						
10%	2.98 ± 0.82	2.74 ± 0.75	2.21 ± 0.61**	2.77 ± 1.03	2.74 ± 0.65	1.93 ± 0.89*†
30%	2.29 ± 0.85	1.81 ± 0.56*	1.33 ± 0.32**†	2.34 ± 0.69	2.06 ± 0.58	1.47 ± 0.39**†
65%	2.54 ± 0.70	2.09 ± 0.71	1.74 ± 0.39**	2.11 ± 0.58	1.82 ± 0.66	1.53 ± 0.51**
Control ( <i>n</i> = 7)						
10%	2.79 ± 0.39	3.19 ± 0.62	3.26 ± 0.67	2.52 ± 0.93	2.88 ± 0.61	2.55 ± 0.58
30%	2.08 ± 0.38	2.02 ± 0.35	2.09 ± 0.59	2.24 ± 0.90	1.89 ± 0.57	2.04 ± 0.87
65%	2.36 ± 0.79	2.40 ± 0.56	2.30 ± 0.65	1.95 ± 0.43	1.87 ± 0.45	1.96 ± 0.46

平均値 ± SD ; *n*, 被験者数. \* *P* < 0.05 and \*\* *P* < 0.01 ; トレーニング群の実験開始前との比較. † *P* < 0.01 ; トレーニング群の4週間後との比較. BML, Beginning Movement Load ; MVC, maximal voluntary contraction ; SD, standard deviation.

本研究では、張力波形スペクトル成分を 20 Hz まで分析し、0-4、4-8、8-12、そして 12-20 Hz の 4 つの周波数帯それぞれの平均パワーを求めた(表 3-3)。対照群では、これら周波数帯のパワー( $N^2$ )はいずれも変化しなかった。一方、初動負荷トレーニング群における肘関節屈筋群によって発揮された張力波形のパワーは、10% MVC 課題では 4 つの周波数帯とも有意に減少し、30% MVC 課題ではそのうち 3 つの周波数帯で、65% MVC 課題では 1 つの周波数帯で有意に減少した(表 3-3)。同様に、初動負荷トレーニング群の膝関節伸展筋群による発揮張力のパワーは 10%と 30% MVC 課題で 3 つの周波数帯で減少した(表 3-3)。65% MVC 課題ではいずれの周波数帯も有意な変化がみられなかった。0~20 Hz のパワーの分布を示す正規化パワーについては肘関節屈筋群による 30% MVC ( $P < 0.05$ )と 65% MVC ( $P < 0.01$ )課題時の 4-8 Hz の周波数帯のみで認められた(表 3-3)。

初動負荷トレーニング群の 65% MVC 課題中における上腕三頭筋の平均筋活動は実験開始前の値から終了後の値で 1.8 倍高くなったが、いずれの筋でも時間や相互作用の主効果は確認されなかった。以上より、実験期間中の 8 週間を通して、上肢の運動課題時の主動筋ならびに拮抗筋(上腕二頭筋、腕橈骨筋、上腕三頭筋)、および膝関節伸展筋群による力調節課題時の大腿部筋群(大腿直筋、内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋)の平均筋活動はいずれの課題でも変化しなかった(表 3-4)。

表 3-3 初動負荷トレーニング群の肘関節屈筋群と膝関節伸筋群それぞれの実験開始前および終了後の3つの運動強度(10%, 30%, 65% MVC)で行った最大下での安定的な筋収縮中の発揮張力の絶対値(N<sup>2</sup>)と正規化(%)パワースペクトル

	10% MVC force		30% MVC force		65% MVC force	
	Week 0	Week 8	Week 0	Week 8	Week 0	Week 8
Elbow Flexors (N <sup>2</sup> )						
0-4 Hz	0.01318 ± 0.01319 (87.2 ± 11.4)	0.00429 ± 0.00277*	0.05342 ± 0.04204 (95.3 ± 2.2)	0.02109 ± 0.01509** (92.8 ± 4.3)	0.32563 ± 0.20993 (93.0 ± 6.9)	0.16211 ± 0.10420 (89.9 ± 6.1)
4-8 Hz	0.00040 ± 0.00030 (4.2 ± 3.5)	0.00016 ± 0.00006*	0.00103 ± 0.00067 (2.3 ± 1.2)	0.00110 ± 0.00130 (4.7 ± 3.3)*	0.01190 ± 0.00908 (4.2 ± 4.0)	0.01347 ± 0.01091 (7.4 ± 4.6)**
8-12 Hz	0.00039 ± 0.00029 (4.4 ± 4.0)	0.00011 ± 0.00003** (3.0 ± 1.3)	0.00070 ± 0.00053 (1.5 ± 0.8)	0.00036 ± 0.00029* (1.8 ± 1.1)	0.00636 ± 0.00556 (2.3 ± 2.9)	0.00405 ± 0.00331 (2.3 ± 1.8)
12-20 Hz	0.00037 ± 0.00029 (4.2 ± 4.2)	0.00009 ± 0.00001** (2.4 ± 1.3)	0.00041 ± 0.00034 (0.9 ± 0.6)	0.00013 ± 0.00005* (0.7 ± 0.4)	0.00120 ± 0.00082 (0.4 ± 0.4)	0.00069 ± 0.00053** (0.4 ± 0.3)
Knee Extensors (N <sup>2</sup> )						
0-4 Hz	0.02348 ± 0.02111 (91.4 ± 5.4)	0.01097 ± 0.00754* (88.7 ± 10.9)	0.15818 ± 0.12402 (94.8 ± 4.5)	0.07039 ± 0.04649** (93.4 ± 5.1)	0.66199 ± 0.54802 (94.8 ± 3.8)	0.56333 ± 0.41424 (92.3 ± 5.3)
4-8 Hz	0.00077 ± 0.00050 (4.1 ± 2.3)	0.00052 ± 0.00031 (7.0 ± 6.2)	0.00444 ± 0.00438 (3.4 ± 3.1)	0.00324 ± 0.00275 (5.2 ± 4.3)	0.02154 ± 0.02139 (3.9 ± 3.3)	0.02483 ± 0.01741 (5.0 ± 3.7)
8-12 Hz	0.00049 ± 0.00041 (2.6 ± 1.9)	0.00018 ± 0.00006* (2.6 ± 2.8)	0.00107 ± 0.00070 (1.2 ± 1.5)	0.00065 ± 0.00054** (1.1 ± 0.9)	0.00648 ± 0.00612 (1.0 ± 1.0)	0.01709 ± 0.02820 (2.3 ± 2.7)
12-20 Hz	0.00035 ± 0.00030 (1.9 ± 1.9)	0.00009 ± 0.00002** (1.7 ± 2.8)	0.00048 ± 0.00058 (0.6 ± 0.9)	0.00015 ± 0.00011* (0.2 ± 0.1)	0.00121 ± 0.00098 (0.2 ± 0.1)	0.00180 ± 0.00170 (0.3 ± 0.2)

平均値 ± SD. 正規化した値(%で表示)は0~20 Hzまでの総パワーに対する相対的なパワーを示す. \*  $P < 0.05$  and \*\*  $P < 0.01$ ; 実験開始前との比較. MVC, maximal voluntary contraction; SD, standard deviation.

表 3-4 実験開始前と終了後における等尺性筋収縮による力調節課題中の平均筋活動量(% MVC)

Group	10% MVC		30% MVC		65% MVC	
	Week 0	Week 8	Week 0	Week 8	Week 0	Week 8
BML training ( <i>n</i> = 17)						
Biceps Brachii	9.3 ± 2.4	8.3 ± 2.9	21.0 ± 6.6	18.3 ± 4.7	50.5 ± 13.8	57.1 ± 21.4
Brachioradialis	12.0 ± 4.8	12.2 ± 6.5	29.4 ± 11.6	29.6 ± 9.2	64.0 ± 11.9	72.1 ± 7.4
Triceps Brachii	5.3 ± 4.0	5.7 ± 3.1	8.5 ± 6.0	12.7 ± 9.7	17.8 ± 14.5	32.5 ± 25.8
Rectus Femoris	13.7 ± 3.0	14.4 ± 5.5	29.6 ± 6.7	29.1 ± 10.9	61.5 ± 12.2	64.0 ± 10.8
Vastus Medialis	10.0 ± 3.8	8.9 ± 3.2	26.0 ± 6.3	25.1 ± 6.3	59.4 ± 9.1	63.6 ± 9.8
Vastus Lateralis	11.7 ± 5.2	12.8 ± 5.8	32.0 ± 12.1	31.0 ± 7.9	59.9 ± 16.1	65.1 ± 7.9
Biceps Femoris	6.4 ± 3.0	6.1 ± 2.6	8.2 ± 3.7	8.1 ± 4.4	14.0 ± 7.3	12.5 ± 6.0
Control ( <i>n</i> = 7)						
Biceps Brachii	8.2 ± 3.0	7.4 ± 2.2	19.2 ± 6.0	18.2 ± 6.0	53.1 ± 9.9	54.0 ± 8.1
Brachioradialis	9.9 ± 3.0	9.5 ± 2.0	26.7 ± 8.5	26.8 ± 5.7	67.9 ± 12.5	66.0 ± 13.3
Triceps Brachii	6.4 ± 4.2	5.5 ± 5.5	12.1 ± 7.8	9.3 ± 9.7	26.6 ± 14.7	24.4 ± 13.1
Rectus Femoris	14.0 ± 4.9	13.0 ± 2.6	26.5 ± 7.7	26.5 ± 6.0	63.0 ± 10.7	65.1 ± 10.4
Vastus Medialis	10.3 ± 4.4	8.6 ± 3.5	24.4 ± 7.2	24.8 ± 3.6	61.0 ± 13.0	62.1 ± 17.0
Vastus Lateralis	12.2 ± 4.6	12.2 ± 5.5	26.7 ± 12.2	27.7 ± 6.3	58.7 ± 13.2	59.0 ± 14.1
Biceps Femoris	6.4 ± 2.5	5.8 ± 3.5	8.6 ± 5.0	7.1 ± 3.3	13.6 ± 6.9	13.0 ± 4.6

平均値 ± SD : *n*, 被験者数. BML, Beginning Movement Load ; MVC, maximal voluntary contraction ; SD, standard deviation.

表 3-5 初動負荷トレーニング群と対照群の実験開始前後の運動機能テストの遂行時間

Task	BML training ( <i>n</i> = 16)			Control ( <i>n</i> = 7)		
	Week 0	Week 4	Week 8	Week 0	Week 4	Week 8
Stair ascent	3.06 ± 0.26	2.92 ± 0.40	2.89 ± 0.24*	3.18 ± 0.62	3.17 ± 0.55	3.03 ± 0.61
Stair descent	3.03 ± 0.4	2.90 ± 0.36	2.78 ± 0.22*†	3.07 ± 0.57	3.12 ± 0.38	3.20 ± 0.63
Chair rise	20.5 ± 3.8	17.5 ± 3.1**	16.9 ± 3.6**	18.7 ± 1.8	18.5 ± 1.9	17.8 ± 3.8
Balance	10.2 ± 10.6	19.0 ± 13.0*	22.0 ± 17.7*	9.5 ± 6.3	11.0 ± 5.9	13.1 ± 5.4

値：平均値 ± SD；初動負荷トレーニング群の被験者 1 名は全課題を終了できなかったため，データから除外した。

\*  $P < 0.05$  and \*\*  $P < 0.01$ ；実験開始前との比較. †  $P < 0.05$ ；対照群との比較.

### 3. 機能的日常動作テスト

対照群の機能的日常動作テストはいずれも課題遂行時間に有意な変化はなかった(表 3-5). 一方, 初動負荷トレーニング群は階段昇行( $-5.3 \pm 6.6\%$ ,  $P < 0.05$ ; 介入前後の変化率), 階段降行( $-7.3 \pm 9.3\%$ ,  $P < 0.05$ ), 椅子立ち上がり動作( $-16.7 \pm 15.9\%$ ,  $P < 0.01$ ), 閉眼片足立ち時間( $195.6 \pm 264.9\%$ ,  $P < 0.05$ )の全てが有意に改善した. また, 実験終了後の初動負荷トレーニング群の階段降行の動作遂行時間は対照群と比べて有意に早かった( $P < 0.05$ ) (表 3-5).

本研究ではつぎに 4 つそれぞれの機能的日常動作課題の改善を予測できる肘関節屈筋群と膝関節伸筋群それぞれの最大随意収縮力と力調節安定性の変化の組み合わせを特定するため, 重回帰分析を実施した. その結果を図 3-5 に示す. 階段昇行時間の変化は, 肘関節屈筋群の最大随意収縮力の変化(part  $r = 0.710$ ), 膝関節伸筋群による 10% MVC で行った力調節課題中の CV の変化(part  $r = 0.385$ )との間に有意な関係性が認められた(自由度調整済み決定係数:  $\text{adjusted } R^2 = 0.363$ ;  $P = 0.004$ ). 階段降行時間の変化は, 肘関節屈筋群による 65% MVC (part  $r = 0.374$ ), 膝関節伸筋群による 10% MVC (part  $r = 0.300$ )課題における CV の変化との間に有意な関係性が認められた( $\text{adjusted } R^2 = 0.228$ ;  $P = 0.029$ ). 閉眼片足立ち時間の変化は, 肘関節屈筋群(part  $r = -0.521$ )および膝関節伸筋群(part  $r = 0.309$ )による 65% MVC 課題における CV の変化との間に有意な関連性が認められた( $\text{adjusted } R^2 = 0.233$ ;  $P = 0.027$ ). 椅子立ち上がり動作時間の変化は, 唯一, 肘関節屈筋群による 65% MVC 課題における CV の変化との間に関係性を示したが有意ではなかった( $\text{adjusted } R^2 = 0.099$ ;  $P = 0.078$ ).

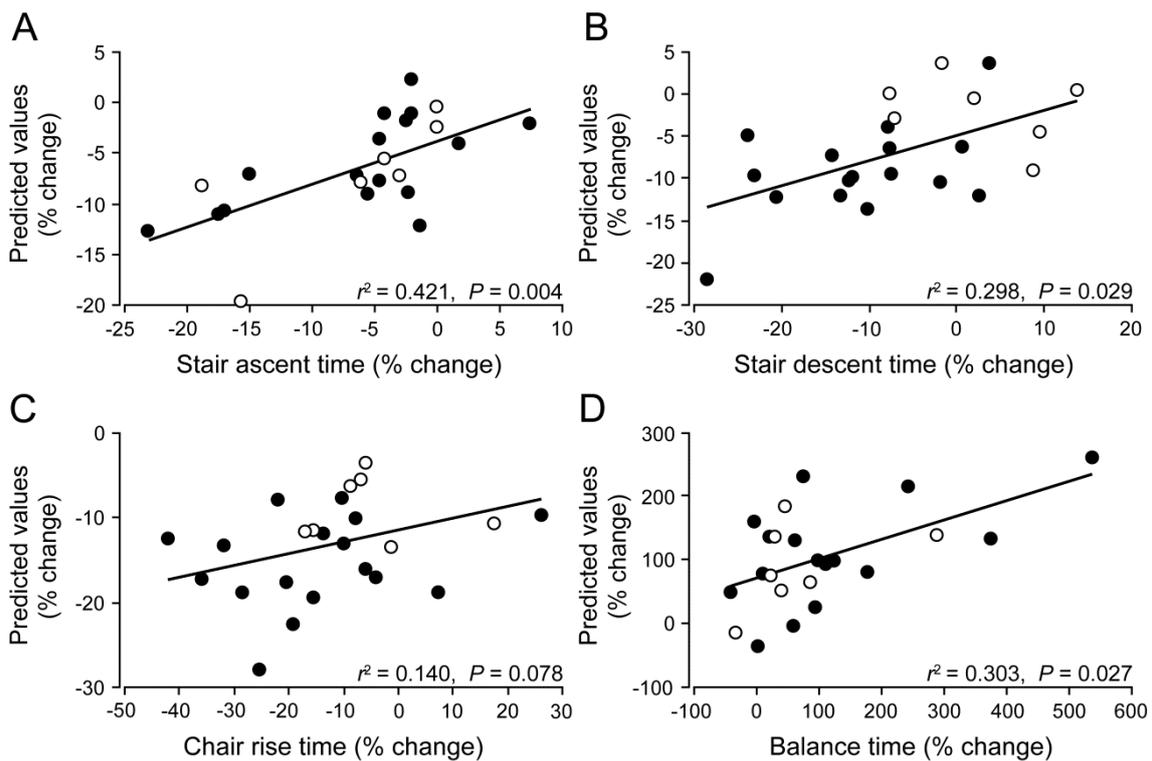


図 3-5. 初動負荷トレーニング群(●)と対照群(o)の肘関節屈筋群, 膝関節伸筋群における最大随意収縮力と力調節安定性の変化から予測される各機能的日常動作課題の変化.

各運動課題と有意な関係性を示した予測変数一階段昇行時間の変化(A): 肘関節屈筋群の最大随意収縮力, 膝関節伸筋群による発揮張力の CV の変化(10% MVC 課題). 階段降下時間の変化(B): 肘関節屈筋群(65% MVC 課題), 膝関節伸筋群(10% MVC 課題)による CV の変化. 閉眼片足立ち時間の変化(D): 肘関節屈筋群および膝関節伸筋群(65% MVC 課題)による CV の変化. 椅子立ち上がり動作時間の変化(C)は肘関節屈筋群(65% MVC 課題)による CV の変化との間に関係性を示したが有意ではなかった.

CV, coefficient of variation ; MVC, maximal voluntary contraction.

#### 第4節 考察

本研究の目的は8週間の初動負荷トレーニングが高齢者の運動機能改善の効果があるか否かを明らかにすること、その変化に寄与する神経筋協応能にどのような影響を及ぼすかを明確にすることとした。その結果、初動負荷トレーニング群は高齢者の膝関節伸展筋群の最大随意収縮力を約32%増加させ、肘関節屈筋群では約10%増加させた。一方、このトレーニングにより最大下での等尺性筋収縮による力調節安定性は両筋群課題とも向上し(~35%)、10%と30% MVC 課題では張力波形の平均パワーが主に3つの周波数帯で低下した。また、初動負荷トレーニングによって機能的日常動作課題の動作遂行時間が向上することを実証した。さらに本研究では、本トレーニングによる神経筋協応と階段昇行、階段降行、あるいは閉眼片足立ち時間の変化との間に有意な関係があることを示した。

##### 1. 最大下等尺性筋収縮による力調節安定性のトレーニングによる適応

初動負荷トレーニングは、肘関節屈筋群や膝関節伸展筋群の強化を主要な目的としていないが、8週間のトレーニングによって高齢者の力調節安定性は全ての負荷強度(10%, 30%, 65% MVCs)で有意に改善した(図3-4, 表3-2)。同様の結果は高齢者を対象にした第一背側骨間筋による人差し指外転筋力トレーニングで報告されている(Keen et al. 1994; Laidlaw et al. 1999; Bilodeau et al. 2000; Kornatz et al. 2005; Griffin et al. 2009)。しかし、膝関節伸展筋群を対象とした筋力トレーニングでは等尺性筋収縮による力調節安定性は改善がみられないと報告されている(Hortobágyi et al. 2001; Bellew 2002; Tracy et al. 2004; Manini et al. 2005; Tracy and Enoka 2006)。例えば、Tracy and Enoka (2006)によると、16週間の軽負荷(30% 1-RM)膝関節伸展筋力トレーニングは非等尺性筋収縮による力調節安定性は向上したが、等尺性筋収縮中では変化がなかった。同様の結果は重負荷筋力トレーニングでも報告されている(Tracy et al. 2004)。また、Hortobágyi et al. (2001)によると、重負荷(80% 1-RM)筋力トレーニング群および軽負荷(40% 1-RM)筋力トレーニング群とも、10週間のトレーニング後に短縮

性および伸張性筋収縮による力調節安定性が向上したが、25-N に設定した等尺性筋収縮課題では力調節安定性の改善は示さなかった。従って、膝関節伸展筋群を対象とした時、従来の筋力トレーニングはトレーニングコンディションに特異的な力調節安定性の改善をもたらす。

本研究は、高齢者の等尺性筋収縮による力調節安定性を改善した機能的トレーニングと同様の結果を示した(Ranganathan et al. 2001b; Christou et al. 2003; Marmon et al. 2011a)。例えば、Christou et al. (2003)によると、高齢者を対象にした 20 週間の太極拳エクササイズは膝関節伸展筋群による等尺性筋収縮中の力調節安定性(2%, 30%, 60%, 90% MVCs)が有意な改善を示した。この結果は、筋間の協調性および姿勢保持機能の向上(Rutherford and Jones 1986; Le Bozec and Bouisset 2004)や、おそらく筋間の反射応答の調節(Riley et al. 2008)といった適応による。従って、本研究で得られた改善結果は、多くの四肢と体幹の筋群の高い連動性(Rutherford and Jones 1986; Christou et al. 2003)を必要とする初動負荷トレーニングの特徴に起因すると推察される。実際、8 週間の実験期間を通して各筋の筋活動量の変化がなかったことは、力調節安定性の向上に対し、主動筋以外の補助的な筋群の役割の重要性を示唆する。

本研究では、力調節安定性はトレーニング負荷(30% 1-RM)と同程度の課題強度(30% MVC)で最も改善したが、他の課題強度(10%, 65% MVC)でも有意に改善した。同様に、先行研究でも、トレーニング負荷に関係なく様々な課題強度で力調節安定性が向上することを報告している(Hortobágyi et al. 2001; Christou et al. 2003; Tracy et al. 2004; Tracy and Enoka 2006)。従って、筋力の増加がトレーニング負荷に比例するのとは反対に(de Vos et al. 2005)、力調節安定性の適応はトレーニング負荷量の影響はあまりない。

張力波形の平均パワーは、張力変動の大きさと高い関連がある低周波数帯(0-4 Hz) (Taylor et al. 2003; Negro et al. 2009)を含めて、10%, 30% MVC 課題において有意に低下した(図 3-5, 表 3-3)。この低周波数帯のパワーは、視覚運動やその他感覚運動処理の調整(Slifkin et al. 2000)、あるいは common drive (De Luca et al. 1982b)と呼ばれる運動単位発火の

低周波振動(Negro et al. 2009)が関連している。Tracy et al. (2007a)によると、視覚的フィードバックの有無を比較すると、高齢者の力調節安定性は低強度課題において特にこの周波数帯の入力に影響を受けることを明らかにしている。しかし、本研究では8週間の実験期間中、張力波形の視覚的フィードバックは一定であったこと、対照群はこの周波数帯のパワーに変化がなかったことから、本研究で得られたトレーニング群の改善結果は視覚情報処理能の変化に起因するものではないと考えられる。一方、高齢者は若年者より common drive が低下するが(Erim et al. 1999)、本研究のデータでは力調節安定性の改善するより詳細なメカニズムの検討は出来ないため、さらなる検証を行う必要がある。

本研究では、初動負荷トレーニングによって膝関節伸展筋群の最大随意収縮力が有意に増加した(図 3-3B)。初動負荷トレーニングはこの筋群の筋機能向上を目的とせず、むしろより近位の筋群(肩関節、股関節周辺、体幹部)の機能向上に重点を置く。おそらく、ウェイトスタック負荷に対する姿勢制御に関わる固定筋としての役割(Rutherford and Jones 1986)や、レッグプレスエクササイズの協働筋としての役割が単関節運動による膝関節伸展筋力を向上させたと推察できる。一方、初動負荷トレーニングによる最大筋力の変化と CV の変化との間には有意な相関は確認されなかった。したがって、運動介入がその両者を改善させたとしても、その改善に寄与する適応はそれぞれ異なることを示唆する(Christou et al. 2003)。

## 2. 最大筋力や力調節安定性の変化と機能的日常動作能力との関係性

8週間の初動負荷トレーニングによって、高齢者の階段昇行、階段降行、椅子立ち上がり動作、および閉眼片足立ち時間は有意に改善した(表 3-5)。一方、同様に軽負荷(30% 1-RM)筋力トレーニングでは、非等尺性筋収縮による力調節安定性は有意に改善したが、通常歩行速度、最大歩行速度、階段昇行時間、階段降行時間、および椅子立ち上がり動作時間は変化を示さなかった(Tracy and Enoka 2006)。力調節安定性の適応は、機能的動作能力の重要な関連因子であるにも拘らず(Ranganathan et al. 2001a; Carville et al. 2007; Marmon et al.

2011b), 本研究とは異なる Tracy and Enoka (2006)の結果は, 2つのトレーニング効果には根本的な違いがあることを示唆する.

また, 階段昇行, 階段降行, および閉眼片足立ち時間の改善は, いくつかの最大随意収縮力や力調節安定性の向上と中程度ながらも有意な関連性を示した(図 3-5). この結果は, 機能的日常動作能力の改善に関連する予測因子は, 肘関節屈筋群や膝関節伸展筋群といった主要筋群の機能的変化を直接的に示す指標というよりはむしろ, 初動負荷トレーニングによって神経筋システムに起きた総合的適応を示唆する生体指標であることを示唆する. 例えば, 階段昇行時間の変化に対する最も強い予測因子として肘関節屈筋群の最大随意収縮力の変化, 階段降行時間の変化に対する最も強い予測因子は 65% MVC 課題における肘関節屈筋群の力調節安定性の変化が示され, また, 閉眼片足立ち時間の変化は 65% MVC 課題における両筋群の力調節安定性の変化と有意な関連を示した. 一方, これらのような中程度の関連性を踏まえると(図 3-5), 初動負荷トレーニングによる神経筋機能の適応は, 他の測定手法を用いることでより適切に評価できそうである. 候補としては, より近位の筋群の機能や, 椅子立ち上がり動作能力の改善と関連が高い, 下肢筋群のパワー発揮能力の測定(Henwood and Taaffe 2006; Bottaro et al. 2007)が挙げられる. 今後の課題としてこれら进行评估し, 初動負荷トレーニングによって惹き起される神経筋システムの適応をより詳細に検討する必要がある.

## 第4章 総括

加齢に伴う神経筋機能の低下は高齢者の日常生活における身体活動の低下を招く。この低下を防止する方法が最近注目されている。

これまでの研究で、習慣的な筋力トレーニングによって部分的ながらも高齢者の神経筋機能や日常動作能力が改善したという報告は多く存在する。一方、筋力トレーニングによって高まった筋機能が必ずしも日常動作能力の改善に繋がらないといった報告もある。むしろトレーニングの特異性からすると、日常動作に近い動作形態の運動を行う方がより効果的であるとされている。また、太極拳のように動作に制限が少ない運動では、動作中に各筋が力発揮や姿勢制御と様々な役割を果たすだけでなく、高い自由度の中で筋間の協調性が高まるため、幅広い神経筋機能の改善に寄与することが最近報告されている。このため、神経筋機能の改善による高齢者の日常動作能力の向上を実現できる運動方法を探る科学的な検証に高い関心が寄せられている。

以上の背景を踏まえ、本論文では動きづくりのトレーニングである初動負荷トレーニングによって高齢者の日常動作能力が改善するのか、さらにトレーニングによって得られた神経筋協応能が日常動作能力の改善に対してどのような貢献をしているのかをしらべた。

実験は健常な高齢男女を初動負荷トレーニング群と対照群に分け、トレーニング群には8週間、週3回の頻度で初動負荷トレーニングを実施した。トレーニングには上半身4種類、下半身3種類の計7種類の初動負荷トレーニングマシンを用い、30% 1-RM (one repetition maximum)の負荷で15回を5~7セット実施した。測定は肘関節屈筋群と膝関節伸展筋群の等尺性筋収縮による最大随意収縮(MVC : maximal voluntary contraction)と最大下(10%, 30%, 65% MVC)での力調節課題を行い、日常動作能力は階段昇行、階段降行、椅子立ち上がり動作、そして閉眼片足立ち時間を測定・解析した。その結果、初動負荷トレーニング群の膝関節伸展筋群 MVC は有意に増加(32%)したが、肘関節屈筋群ではわずかに増加した(10%)。一方、力調節安定性については全ての課題で有意な改善がみられた。加えて日常動作能力でも全ての種目で有意に改善した。また、重回帰分析の結果、初動負荷トレーニングによるいくつかの最大筋力と力調節安定性の変化は、階段昇行、階段降行、そ

して閉眼片足立ち時間の変化との間に有意な関連性が確認され、初動負荷トレーニングは高齢者の運動機能を向上させる上で機能的に重要な神経筋協応能を高める可能性が強く示唆された。

以上の結果から、初動負荷トレーニングは高齢者の日常動作能力を改善する可能性が高いことが実証された。しかし、その改善に関与する神経筋協応能の向上も確認されたが、この現象の実体については不明であり、今後の検討課題として取り組む必要がある。本研究の成果は初動負荷トレーニングがヒトの動作改善に有効であることを実証し、日常生活の質を高める運動方法として、あるいは機能改善を図るリハビリテーションプログラムとして有益であることを明らかにした。今後、初動負荷トレーニングについてさらなる検討が必要である。

## 謝 辞

本論文の作成にあたり，懇切丁寧に指導して頂いた鈴木秀次教授に心から謝意を表します。本論文の内容に関する貴重な御指導，御助言を頂いた今泉和彦教授，竹中晃二教授，榊原伸一教授に心より御礼申し上げます。本研究を進めるにあたり，初動負荷理論ならびに初動負荷トレーニングに関する得難い御助言や実験を実施する上で多大なご協力を賜りましたワールドウィングエンタープライズの小山裕史先生に深い感謝の意を表します。また，英語での投稿論文を作成するに際し，英語表現の修正だけでなく論文の内容について御指導を頂いた，University of Colorado の Roger M. Enoka 教授に厚く御礼申し上げます。

本研究を行うにあたり，ワールドウィング池袋のスタッフの方々には，お忙しい中にも関わらず，被験者の方々のトレーニング実施やトレーニング指導の面で多大なご協力を頂き，深く御礼申し上げます。また，ワールドウィングエンタープライズのスタッフの皆様にも多大なるご協力と激励の言葉を頂き，深謝申し上げます。さらに，長期間にわたって本研究の実験に被験者として快くご協力頂きました皆様に厚く御礼申し上げます。そして，多岐にわたって協力頂いた早稲田大学人間科学部運動制御・バイオメカニクス研究室の大学院生や学部生の皆様に心より感謝します。特に，日々の困難や問題に立ち向かうために，共に過ごす中で支えとなっていたいただいた同研究室出身の小川哲也氏，井上恒氏，植松梓氏に心より感謝申し上げます。

最後に，長きにわたって支えて頂いた両親に深く感謝いたします。どんな時でも変わらずに温かく見守って頂いたお陰でここまで頑張ることができました。そして，いつも傍で励ましてくれた妻の育にこの場を借りて心より感謝申し上げます。一緒に過ごす中で育の存在はかけがえのない大きな心の支えとなりました。また，妻の御両親にも常日頃温かく見守って頂き深く感謝申し上げます。

## 研究業績

### 1. 学術論文

- 1) Kobayashi H, Koyama Y, Enoka RM, Suzuki S (2012) A unique form of light-load training improves steadiness and performance on some functional tasks in older adults. *Scand J Med Sci Sports* (in press).

### 2. 学会発表

- 1) 小林裕央, 小山裕史, 楊雅婷, Enoka RM, 鈴木秀次 (2008) 初動負荷トレーニング理論と運動機能改善第3報, 文部科学省学術フロンティア研究プロジェクト「ライフステージに応じた健康増進と多様性保持」第2回研究発表会, 21-22 December, 早稲田大学, 人間科学研究, 21 (補遺号): p.151.
- 2) 小林裕央, 小山裕史, Enoka RM, 鈴木秀次 (2009) 初動負荷トレーニングが高齢者の運動機能に与える影響. 文部科学省学術フロンティア研究プロジェクト「ライフステージに応じた健康増進と多様性保持」第3回研究発表会, 6-7 January, 早稲田大学, 人間科学研究, 22 (1): p.52.
- 3) Kobayashi H, Koyama Y, Suzuki S (2010) Beginning movement load training improves steadiness of older adults during submaximal isometric contractions. *18<sup>th</sup> Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, ISEK 2010*. Aalborg, Denmark, 16-19 June. POS303.

## 参考文献

Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P (2002) Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Appl Physiol* 92: 2309-2318.

Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K (1994) Effects of different strength training regimes on moment and power generation during dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol* 69: 382-386.

Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K (1996) Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiol Scand* 156: 123-129.

Aagaard P, Suetta C, Caserotti P, Magnusson SP, Kjær M (2010) Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scand J Med Sci Sports* 20: 49-64.

Adkins DL, Boychuk J, Remple MS, Kleim JA (2006) Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *J Appl Physiol* 101: 1776-1782.

Allen GM, Gandevia SC, McKenzie DK (1995) Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle Nerve* 18: 593-600.

Andersen JL (2003) Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. *Scand J Med Sci Sports* 13: 40-47.

Barry BK, Carson RG (2004) The consequences of resistance training for movement control in older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 59A: 730-754.

Barry BK, Pascoe MA, Jesunathadas M, Enoka RM (2007) Rate coding is compressed but variability is unaltered for motor units in a hand muscle of old adults. *J Neurophysiol* 97: 3206-3218.

Baudry S, Klass M, Duchateau J (2005) Postactivation potentiation influences differently the nonlinear summation of contractions in young and elderly adults. *J Appl Physiol* 98: 1243-1250.

Behm DG, Sale DG (1993) Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *J Appl Physiol* 74: 359-368.

Bellew JW (2002) The effect of strength training on control of force in older men and women. *Aging Clin Exp Res* 14: 35-41.

- Beneka A, Malliou P, Fatouros I, Jamurtas A, Gioftsidou A, Godolias G, Taxildaris K (2005) Resistance training effects on muscular strength of elderly are related to intensity and gender. *J Sci Med Sport* 8: 274-283
- Bilodeau M, Keen DA, Sweeney PJ, Shields RW, Enoka RM (2000) Strength training can improve steadiness in persons with essential tremor. *Muscle Nerve* 23: 771-778.
- Bilodeau M, Matthew D, Nichols JM, Joiner KL, Weeks JB (2001) Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle Nerve* 24: 98-106.
- Bottaro M, Machado SN, Nogueira W, Scales R, Veloso J (2007) Effect of high versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men. *Eur J Appl Physiol* 99:257-264.
- Brown M, Sinacore DR, Host HH (1995) The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 50A: 55-59.
- Buchthal F, Schmalbruch H (1980) Motor unit of mammalian muscle. *Physiol Rev* 60: 90-142.
- Burke RE, Levine DN, Tsairis P, Zajac FE (1973) Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J Physiol* 234: 723-748.
- Burnett RA, Laidlaw DH, Enoka RM (2000) Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. *J Appl Physiol* 89: 61-71.
- Campbell MJ, McComas AJ, Petitto F (1973) Physiological changes in ageing muscles. *J Neurol Neurosurg Psych* 36: 174-182.
- Carson RG (2006) Changes in muscle coordination with training. *J Appl Physiol* 101: 1506-1513.
- Carville SF, Perry MC, Rutherford OM, Smith ICH, Newham DJ (2007) Steadiness of quadriceps contractions in young and older adults with and without a history of falling. *Eur J Appl Physiol* 100: 527-533.
- Caserotti P, Aagaard P, Buttrup Larsen J, Puggaard L (2008) Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. *Scand J Med Sci Sports* 18: 773-782.
- Cheney PD, Fetz EE (1980) Functional classes of primate corticomotoneuronal cells and their relation to active force. *J Neurophysiol* 44: 773-791.

Christakos CN (1982) A study of the muscle force waveform using a population stochastic model of skeletal muscle. *Biol Cybern* 44: 91-106.

Christensen E (1959) Topography of terminal motor innervation in striated muscles from stillborn infants. *Am J Phys Med* 38: 65-78.

Christou EA, Carlton LG (2002) Age and contraction type influence motor output variability in rapid discrete tasks. *J Appl Physiol* 93: 489-498.

Christou EA, Jakobi JM, Critchlow A, Fleshner M, Enoka RM (2004) The 1- to 2-Hz oscillations in muscle force are exacerbated by stress, especially in older adults. *J Appl Physiol* 97: 225-235.

Christou EA, Yang Y, Rosengren KS (2003) Taiji training improves knee extensor strength and force control in older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 58A: 763-766.

Clark BC, Manini TM (2008) Sarcopenia  $\neq$  dynapenia. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 63A: 829-834.

Connelly DM, Rice CL, Roos MR, Vandervoort AA (1999) Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *J Appl Physiol* 87: 843-852.

Crone C, Nielsen J (1989) Spinal mechanisms in man contributing to reciprocal inhibition during voluntary dorsiflexion of the foot. *J Physiol* 416: 255-272.

De Luca CJ, Erim Z (1994) Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci* 17: 299-305.

De Luca CJ, Erim Z (2002) Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *J Neurophysiol* 87: 2200-2204.

De Luca CJ, Gonzalez-Cueto JA, Bonato P, Adam A (2009) Motor unit recruitment and proprioceptive feedback decrease the common drive. *J Neurophysiol* 101: 1620-1628.

De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP (1982a) Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol* 329: 113-128.

De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP (1982b) Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol* 329: 129-142.

de Vos NJ, Singh NA, Ross DA, Stavrinou TM, Orr R, Fiatarone Singh MA (2005) Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 60A: 638-647.

de Vreede PL, Samson MM, Van Meeteren NLU, Duursma SA, Verhaar HJJ (2005) Functional-task exercise versus resistance strength exercise to improve daily function in older women: a randomized, controlled trial. *J Am Geriatr Soc* 53: 2-10.

Doherty TJ (2003) Invited review: Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol* 95: 1717-1727.

Duchateau J, Semmler JG, Enoka RM (2006) Training adaptations in the behavior of human motor units. *J Appl Physiol* 101: 1766-1775.

Earles DR, Judge JO, Gunnarsson OT (2001) Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 82:872-878.

Enoka RM (1997) Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomech* 30: 447-455.

Enoka RM (2008) *Neuromechanics of human movement* (4<sup>th</sup> ed). Champaign, IL: Human Kinetics.

Enoka RM, Christou EA, Hunter SK, Kornatz KW, Semmler JG, Taylor AM, Tracy BL (2003) Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 1-12.

Erim Z, Beg MF, Burke DT, De Luca CJ (1999) Effects of aging on motor-unit control properties. *J Neurophysiol* 82: 2081-2091.

Farmer SF, Bremner FD, Halliday DM, Rosenberg JR, Stephens JA (1993) The frequency content of common synaptic inputs to motoneurons studied during voluntary isometric contraction in man. *J Physiol* 470: 127-155.

Fatouros IG, Kambas A, Katrabasas I, Nikolaidis K, Chatzinikolaou A, Leontsini D, Taxildaris K (2005) Strength training and detraining effects on muscular strength, anaerobic power, and mobility of inactive older men are intensity dependent. *Br J Sports Med* 39:776-780.

Ferri A, Scaglioni G, Pousson M, Capodaglio P, Van Hoecke J, Narici MV (2003) Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scand* 177: 69-78.

Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, Fiatarone MA, Evans WJ, Roubenoff R (2000) Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol* 88: 1321-1326.

Frontera WR, Reid KF, Phillips EM, Krivickas LS, Hughes VA, Roubenoff R, Fielding RA (2008) Muscle fiber size and function in elderly humans: a longitudinal study. *J Appl Physiol* 105: 637-642.

Galganski ME, Fuglevand AJ, Enoka RM (1993) Reduced control of motor output in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. *J Neurophysiol* 69: 2108-2115.

Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81: 1725-1789.

Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, Simonsick EM, Tylavsky FA, Visser M, Newman AB (2006) The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The Health, Aging and Body Composition Study. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 61A: 1059–1064.

Granacher U, Gollhofer A, Strass D (2006) Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture* 24: 459-466.

Graves AE, Kornatz KW, Enoka RM (2000) Older adults use a unique strategy to lift inertial loads with the elbow flexor muscles. *J Neurophysiol* 83: 2030-2039.

Graves JE, Pollock ML, Jones AE, Colvin AB, Leggett SH (1989) Specificity of limited range of motion variable resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 21: 84-89.

Griffin L, Painter PE, Wadhwa A, Spirduso WW (2009) Motor unit firing variability and synchronization during short-term light-load training in older adults. *Exp Brain Res* 197: 337-345.

Harridge SDR, White MJ (1993) A comparison of voluntary and electrically evoked isokinetic plantar flexor torque in males. *Eur J Appl Physiol* 66: 343-348.

Henneman E (1957) Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science* 126: 1345-1347.

Henwood TR, Riek S, Taaffe DR (2008) Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 63A: 83-91.

Henwood TR, Taaffe DR (2006) Short-term resistance training and the older adult: the effect of varied programmes for the enhancement of muscle strength and functional performance. *Clin Physiol Funct Imaging* 26: 305-313.

Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL III, Prior BM (1996) Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol* 81: 2173-2181.

Hirashima M, Kadota H, Sakurai S, Kudo K, Ohtsuki T (2002) Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *J Sports Sci* 20: 301-310.

Holm L, Reitelseder S, Pedersen TG, Doessing S, Petersen SG, Flyvbjerg A, Andersen JL, Aagaard P, Kjaer M (2008) Changes in muscle size and MHC composition in response to resistance exercise with heavy and light loading intensity. *J Appl Physiol* 105: 1454-1461.

Holsgaard-Larsen A, Caserotti P, Puggaard L, Aagaard P (2011) Stair-ascent performance in elderly women: effect of explosive strength training. *J Aging Phys Act* 19: 117-136.

Hortobágyi T, Hill JP, Houmard JA, Fraser DD, Lambert NJ, Israel RG (1996) Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *J Appl Physiol* 80: 765-772.

Hortobágyi T, Tunnel D, Moody J, Beam S, DeVita P (2001) Low- or high-intensity strength training partially restores impaired quadriceps force accuracy and steadiness in aged adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 56A: B38-B47.

Hughes VA, Frontera WR, Wood M, Evans WJ, Dallal GE, Roubenoff R, Fiatarone Singh MA (2001) Longitudinal muscle strength changes in older adults: Influence of muscle mass, physical activity, and health. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 56A: B209-B217.

Hunter GR, Wetzstein CJ, McLafferty CL Jr., Zuckerman PA, Landers KA, Bamman MM (2001) High-resistance versus variable-resistance training in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 33: 1759-1764.

Hunter SK, Thompson MW, Adams RD (2000) Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 55A: B264-B273.

Hunter SK, Thompson MW, Ruell PA, Harmer AR, Thom JM, Gwinn TH, Adams RD (1999) Human skeletal sarcoplasmic reticulum  $Ca^{2+}$  uptake and muscle function with aging and strength training. *J Appl Physiol* 86: 1858-1865.

Hunter S, White M, Thompson M (1998) Techniques to evaluate elderly human muscle function: A physiological basis. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 53A: B204-B216.

Izquierdo M, Aguado X, Gonzalez R, López JL, Häkkinen K (1999) Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *Eur J Appl Physiol* 79: 260-267.

Jakobi JM, Rice CL (2002) Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. *J Appl Physiol* 93: 457-462.

Jensen JL, Marstrand PCD, Nielsen JB (2005) Motor skill training and strength training are

associated with different plastic changes in the central nervous system. *J Appl Physiol* 99: 1558-1568.

Kakuda N, Nagaoka M, Wessberg J (1999) Common modulation of motor unit pairs during slow wrist movement in man. *J Physiol* 520: 929-940.

Kanda K, Hashizume K (1989) Changes in properties of the medial gastrocnemius motor units in aging rats. *J Neurophysiol* 61: 737-746.

Kamen G (2005) Aging, resistance training, and motor unit discharge behavior. *Can J Appl Physiol* 30: 341-351.

Kamen G, De Luca CJ (1992) Firing rate interactions among human orbicularis oris motor units. *Int J Neurosci* 64: 167-175.

Keen DA, Yue GH, Enoka RM (1994) Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. *J Appl Physiol* 77: 2648-2658.

Kent-Braun JA, Ng AV (1999) Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. *J Appl Physiol* 87: 22-29.

Kidgell DJ, Sale MV, Semmler JG (2006) Motor unit synchronization measured by cross-correlation is not influenced by short-term strength training of a hand muscle. *Exp Brain Res* 175: 745-753.

Kido A, Tanaka N, Stein RB (2004) Spinal excitation and inhibition decrease as humans age. *Can J Physiol Pharmacol* 82: 238-248.

Klass M, Baudry S, Duchateau J (2005) Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. *J Appl Physiol* 99: 31-38.

Klass M, Baudry S, Duchateau J (2007) Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. *Eur J Appl Physiol* 100: 543-551.

Klein CS, Rice CL, Marsh GD (2001) Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *J Appl Physiol* 91: 1341-1349.

Kornatz KW, Christou EA, Enoka RM (2005) Practice reduces motor unit discharge variability in a hand muscle and improves manual dexterity in old adults. *J Appl Physiol* 98: 2072-2080.

Korhonen MT, Cristea A, Alén M, Häkkinen K, Sipilä S, Mero A, Viitasalo JT, Larsson L, Suominen H (2006) Aging, muscle fiber type, and contractile function in sprint-trained athletes. *J*

*Appl Physiol* 101: 906–917.

Kouzaki M, Shinohara M (2010) Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. *Muscle Nerve* 42: 78-87.

小山 裕史 (1994) 新トレーニング革命—初動負荷トレーニング理論に基づくトレーニング体系の確立と展開. 講談社. 東京.

小山 裕史 (1999) 初動負荷理論による野球トレーニング革命. ベースボールマガジン社. 東京.

小山 裕史 (2011) Beginning Movement Load training-induced neuromuscular adaptations in humans. 早稲田大学博士学位論文. pp. 1-61.

Koyama Y, Kobayashi H, Suzuki S, Enoka RM (2010) Enhancing the weight training experience: a comparison of limb kinematics and EMG activity on three machines. *Eur J Appl Physiol* 109: 789-801.

Laidlaw DH, Bilodeau M, Enoka RM (2000) Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. *Muscle Nerve* 23: 600-612.

Laidlaw DH, Hunter SK, Enoka RM (2002) Nonuniform activation of the agonist muscle does not covary with index finger acceleration in old adults. *J Appl Physiol* 93: 1400-1410.

Laidlaw DH, Kornatz KW, Keen DA, Suzuki S, Enoka RM (1999) Strength training improves the steadiness of slow lengthening contractions performed by old adults. *J Appl Physiol* 87:1786-1795.

Larsson L, Ansved T (1995) Effects of ageing on the motor unit. *Prog Neurobiol* 45: 397-458.

Lauber B, Keller M, Gollhofer A, Müller E, Taube W (2011) Spinal reflex plasticity in response to alpine skiing in the elderly. *Scand J Med Sci Sports* 21: 62-68.

Le Bozec S, Bouisset S (2004) Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? *Exp Brain Res* 158: 427-437.

Lexell J (1993) Ageing and human muscle: observations from Sweden. *Can J Appl Physiol* 18: 2-18.

Lexell J (1997) Evidence for nervous system degeneration with advancing age. *J Nutr* 127: 1011S-1013S.

Lexell J, Taylor CC, Sjöström M (1988) What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size

and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci* 84: 275–294.

Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, McMillan NC, De Vito G (2002) Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve* 25: 858-863.

Manini TM, Clark BC, Tracy BL, Burke J, Ploutz-Snyder L (2005) Resistance and functional training reduces knee extensor position fluctuations in functionally limited older adults. *Eur J Appl Physiol* 95: 436-446.

Manini T, Marko M, VanArman T, Cook S, Fernhall B, Burke J, Ploutz-Snyder L (2007) Efficacy of resistance and task-specific exercise in older adults who modify tasks of everyday life. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 62A: 616-623.

Marmon AR, Gould JR, Enoka RM (2011a) Practicing a functional task improves steadiness with hand muscles in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 43: 1531-1537.

Marmon AR, Pascoe MA, Schwartz RS, Enoka RM (2011b) Associations among strength, steadiness, and hand function across the adult life span. *Med Sci Sports Exerc* 43: 560-567.

Masakado Y, Noda Y, Nagata M, Kimura A, Chino N, Akaboshi K (1994) Macro-EMG and motor unit recruitment threshold: differences between the young and the aged. *Neurosci Lett* 179: 1-4.

McKiernan BJ, Marcario JK, Karrer JH, Cheney PD (2000) Correlations between corticomotoneuronal (CM) cell postspike effects and cell-target muscle covariation. *J Neurophysiol* 83: 99-115.

Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R (1973) Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *J Physiol* 230: 371-390.

Miszko TA, Cress ME, Slade JM, Covey CJ, Agrawal SK, Doerr CE (2003) Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 58A:171-175.

Moritz CT, Barry BK, Pascoe MA, Enoka RM (2005) Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. *J Neurophysiol* 93: 2449-2459.

Morrissey MC, Harman EA, Johnson MJ (1995) Resistance training modes: specificity and effectiveness. *Med Sci Sports Exerc* 27: 648-660.

- Mueller M, Breil FA, Vogt M, Steiner R, Lippuner K, Popp A, Klossner S, Hoppeler H, Däpp C (2009) Different response to eccentric and concentric training in older men and women. *Eur J Appl Physiol* 107: 145-153.
- Narici MV, Maffulli N (2010) Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *Br Med Bull* 95: 139-159.
- Narici MV, Maganaris CN (2006) Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *J Anat* 208: 433-443.
- Negro F, Farina D (2011) Linear transmission of cortical oscillations to the neural drive to muscles is mediated by common projections to populations of motoneurons in humans. *J Physiol* 589: 629-637.
- Negro F, Holobar A, Farina D (2009) Fluctuations in isometric muscle force can be described by one linear projection of low-frequency components of motor unit discharge rates. *J Physiol* 587: 5925-5938.
- Orr R, de Vos NJ, Singh NA, Ross DA, Stavrinou TM, Fiatarone-Singh MA (2006) Power training improves balance in healthy older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 61A: 78-85.
- Pearson SJ, Young A, Macaluso A, Devito G, Nimmo MA, Cobbold M, Harridge SDR (2002) Muscle function in elite master weightlifters. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1199-1206.
- Pitcher JB, Ogston KM, Miles TS (2003) Age and sex differences in human motor cortex input-output characteristics. *J Physiol* 546: 605-613.
- Ranganathan VK, Siemionow V, Sahgal V, Yue GH (2001a) Effects of aging on hand function. *J Am Geriatr Soc* 49: 1478-1484.
- Ranganathan VK, Siemionow V, Sahgal V, Liu JZ, Yue GH (2001b) Skilled finger movement exercise improves hand function. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 56A: M518-M522.
- Remple MS, Bruneau RM, Vandenberg PM, Goertzen C, Kleim JA (2001) Sensitivity of cortical movement representations to motor experience: evidence that skill learning but not strength training induces cortical reorganization. *Behav Brain Res* 123: 133-141.
- Riley ZA, Baudry S, Enoka RM (2008) Reflex inhibition in human biceps brachii decreases with practice of a fatiguing contraction. *J Neurophysiol* 100: 2843-2851.
- Roos MR, Rice CL, Vandervoort AA (1997) Age-related changes in motor unit function. *Muscle*

*Nerve* 20: 679-690.

Roos MR, Rice CL, Connely DM, Vandervoort AA (1999) Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. *Muscle Nerve* 22: 1094-1103.

Rosenberg IH (1989) Summary comments. *Am J Clin Nutr* 50: 1231-1233.

Rutherford OM and Jones DA (1986) The role of learning and coordination in strength training. *Eur J Appl Physiol* 55: 100-105.

Sale MV, Semmler JG (2005) Age-related differences in corticospinal control during functional isometric contractions in left and right hands. *J Appl Physiol* 99: 1483-1493.

Scaglioni G, Ferri A, Minetti AE, Martin A, Van Hoecke J, Capodaglio P, Sartorio A, Narici MV (2002) Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *J Appl Physiol* 92: 2292-2302.

Seeger JY, Arvidsson B, Thorstensson A (1998) Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans. *Eur J Appl Physiol* 79: 49-57.

Seki K, Narusawa M (1996) Firing rate modulation of human motor units in different muscles during isometric contraction with various forces. *Brain Res* 719: 1-7.

Semmler JG (2002) Motor unit synchronization and neuromuscular performance. *Exerc Sport Sci Rev* 30: 8-14.

Semmler JG, Kornatz KW, Enoka RM (2002) Motor-unit coherence during isometric contractions is greater in a hand muscle of older adults. *J Neurophysiol* 90: 1346-1349.

Semmler JG, Nordstrom MA (1998) Motor unit discharge and force tremor in skill- and strength-trained individuals. *Exp Brain Res* 119: 27-38.

Semmler JG, Steege JW, Kornatz KW, Enoka RM (2000) Motor-unit synchronization is not responsible for larger motor-unit forces in old adults. *J Neurophysiol* 84: 358-366.

Seynnes O, Hue OA, Garrandes F, Colson SS, Bernard PL, Legros P, Fiatarone Singh MA (2005) Force steadiness in the lower extremities as an independent predictor of functional performance in older women. *J Aging Phys Act* 13: 395-408.

Seynnes O, Singh MAF, Hue O, Pras P, Legros P, Bernard PL (2004) Physiological and functional responses to low-moderate versus high-intensity progressive resistance training in frail elders. *J*

*Gerontol Biol Sci Med Sci* 59A: 503–509.

Simoneau E, Martin A, Van Hoecke J (2005) Muscular performances at the ankle joint in young and elderly men. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 60A: 439-447.

Skeleton DA, Young A, Greig CA, Malbut KE (1995) Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women aged 75 and older. *J Am Geriatr Soc* 43: 1081–1087.

Slifkin AB, Vaillancourt DE, Newell KM (2000) Intermittency in the control of continuous force production. *J Neurophysiol* 84: 1708-1718.

Stevens JE, Stackhouse SK, Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L (2003) Are voluntary muscle activation deficits in older adults meaningful? *Muscle Nerve* 27: 99-101.

Symons TB, Vandervoort AA, Rice CL, Overend TJ, Marsh GD (2005) Effects of maximal isometric and isokinetic resistance training on strength and functional mobility in older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci* 60A: 777-781.

Taylor AM, Christou EA, Enoka RM (2003) Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. *J Appl Physiol* 90: 1350-1361.

Taylor AM, Steege JW, Enoka RM (2002) Motor-unit synchronization alters spike-triggered average force in simulated contractions. *J Neurophysiol* 88: 265-276.

Tomlinson BE, Irving D (1977) The numbers of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. *J Neurol Sci* 34: 213-219.

Tracy BL (2007) Force control is impaired in the ankle plantarflexors of elderly adults. *Eur J Appl Physiol* 101: 629-636.

Tracy BL, Byrnes WC, Enoka RM (2004) Strength training reduces force fluctuations during anisometric contractions of the quadriceps femoris muscles in old adults. *J Appl Physiol* 96: 1530-1540.

Tracy BL, Dinunno DV, Jorgensen B, Welsh SJ (2007a) Aging, visuomotor correction, and force fluctuations in large muscles. *Med Sci Sports Exerc* 39: 469-479.

Tracy BL, Enoka RM (2002) Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 92: 1004-1012.

Tracy BL, Enoka RM (2006) Steadiness training with light loads in the knee extensors of elderly adults. *Med Sci Sports Exerc* 38: 735-745.

Tracy BL, Maluf KS, Stephenson JL, Hunter SK, Enoka RM (2005) Variability of motor unit discharge and force fluctuations across a range of muscle forces in older adults. *Muscle Nerve* 32: 533-540.

Tracy BL, Mehoudar PD, Ortega JD (2007b) The amplitude of force variability is correlated in the knee extensor and elbow flexor muscles. *Exp Brain Res* 176: 448-464.

Trappe TA, Lindquist DM, Carrithers JA (2001) Muscle-specific atrophy of the quadriceps femoris with aging. *J Appl Physiol* 90: 2070-2074.

Vaillancourt DE, Newell KM (2003) Aging and the time and frequency structure of force output variability. *J Appl Physiol* 94: 903-912.

Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K (1998) Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol* 513: 295-305.

Vandervoort AA (2002) Aging of the human neuromuscular system. *Muscle Nerve* 25: 17-25.

Verdijk LB, Koopman R, Schaart G, Meijer K, Savelberg HHCM, van Loon LJC (2007) Satellite cell content is specifically reduced in type II skeletal muscle fibers in the elderly. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 292: E151-E157.

Vincent KR, Braith RW, Feldman RA, Magyari PM, Cutler RB, Persin SA, Lennon SL, Gabr AH, Lowenthal DT (2002) Resistance exercise and physical performance in adults aged 60 to 83. *J Am Geriatr Soc* 50: 1100-1107.

Wilson GJ, Murphy AJ, Walshe A (1996) The specificity of strength training: the effect of posture. *Eur J Appl Physiol* 73: 346-352.

Yao W, Fuglevand AJ, Enoka RM (2000) Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *J Neurophysiol* 83: 441-452.

## 巻末資料

### 1. 筋線維タイプ

筋線維の特性はいくつかの種類に分類される。例えば、代謝特性による分類では、遅筋(SO : Slow twitch Oxidative)と速筋に分類され、速筋はさらに FOG (Fast twitch Oxidative-Glycolytic)と FG (Fast twitch Glycolytic)に分類される。組織染色分析では、タイプ I, タイプ IIA, タイプ IIB と分類され、また、組織科学的な反応に基づく分類では、MHC-I, MHC-IIa, MHC-IIx (IIB)と、どのようなミオシン重鎖(Myosin Heavy Chain)成分を持つかによって分類される。SO (タイプ I)は収縮張力が低く、また収縮速度も遅いが疲労しにくい。FG (タイプ IIB)は収縮張力が高く収縮速度も速いが疲労しやすい。FOGはその両者の中間的な存在として位置している。サルコペニアによる筋線維の萎縮は、この SO(タイプ I)よりも収縮張力が高い FG や FOG(タイプ IIA, IIB)で顕著となる(Lexell et al. 1988)。

### 2. 高齢者の随意性活動の低下

最大収縮中の筋への神経駆動レベルとして定義されている随意性活動は、最大張力の発揮能力に大きく影響を及ぼす。しかし、加齢に伴う随意性活動の低下の有無は報告によって一致していない(Roos et al. 1999; Bilodeau et al. 2001; Klein et al. 2001; Klass et al. 2007)。例えば、Klass et al. (2005)によると、若年者と高齢者の足関節背屈による力発揮時の随意性活動の程度を比較したところ、加齢による等尺性収縮、および短縮性収縮時の最大トルクは有意に減少したが、随意性活動は若年者と差がなかったことを報告している。そのため、高齢者の最大足関節背屈トルクの発揮能力の低下は、筋に対する神経駆動の弱化によるものではなく、加齢による筋の変化によるものだろうと結論づけている。同様の結果は他の研究でも報告されており(Kent-Braun and Ng 1999; Harridge and White 1993)、下腿部の筋群では加齢による随意性活動の低下はあまり見られない。一方、肘関節屈筋群や大腿四頭筋群では加齢による随意性活動の低下が報告されており(Bilodeau et al. 2001; Stevens et al. 2003)。

随意性活動の低下は部位によって異なる。

### 3. 若年者と高齢者の力調節安定性の比較

若年者と高齢者の張力変動の大きさの違いは部位や収縮様式によって異なる。例えば、第一背側骨間筋による人差し指外転運動時の変動係数は、等尺性(Galganski et al. 1993; Laidlaw et al. 2000)、短縮性、そして伸張性筋収縮(Laidlaw et al. 2000)全てにおいて低強度課題で高齢者の方が有意に高かった。また、足関節背屈動作ではその差はないが、等尺性筋収縮による足関節底屈動作では低張力(2.5%, 5% MVC)課題で高齢者の変動係数が有意に高かった(Tracy 2007; Kouzaki and Shinohara 2010)。一方、肘関節屈筋群や大腿四頭筋といったより体幹に近い、近位の筋群では非等尺性筋収縮による力調節安定性は高齢者で低下を示したが(Graves et al. 2000; Christou and Carlton 2002)、等尺性筋収縮による力調節安定性は若年者と差はなかったとの報告もある(Hortobágyi et al. 2001; Enoka et al. 2003; Tracy et al. 2007b)。

### 4. 運動単位の動員と発火の特性

運動の効果器である骨格筋の収縮は、運動神経系の最終共通路(final common pathway)である $\alpha$ 運動ニューロンの発火によって起こる。運動ニューロンは脊髄の前角部に位置する運動ニューロンプール(1つの筋を支配する運動ニューロン群)に存在し、骨格筋の収縮の強さはこの運動ニューロンプールの活動様式によって決定される。運動ニューロンと骨格筋の収縮を考える際の最小機能単位として運動単位(motor unit)がある。運動単位とは1つの運動ニューロンとその運動ニューロンの軸索が筋内で枝分かれして神経支配する数本~数千本の筋線維で構成されたものである。運動単位の数は筋によって異なる。また、筋全体の筋線維数に対し、1つの運動ニューロンが支配する筋線維数の比を神経支配比(innervation ratio)といい、眼球や指先など精細な運動を必要とする筋では神経支配比が小さく、大きな筋張力を発揮する筋群ではその逆となる。

運動単位の活動は、動員(recruitment)と発火頻度(discharge rate)によって調節される。よって、発揮張力はこの2つの機構によって決定される。運動単位はS型(slow twitch), FR型(fast fatigue-resistant), FF型(fast fatigable)に分類される(Burke et al. 1973)。筋収縮を徐々に強めると、閾値の低い運動ニューロン(S < FR < FF)から順に動員され、次第にサイズの大きい運動ニューロンへと移行する。このようにサイズが小さく、細胞膜の入力抵抗が高い運動ニューロンから順々に動員されていく序列のことをサイズの原理(size principle)といい(Henneman 1957)、このサイズの原理に従って動員と発火頻度の関係性が変化する。例えば、低張力発揮時では、その張力は主に伝導速度が遅く、後過分極電位の持続時間が長い小サイズの運動ニューロンの動員の増減によって決定される。一方、発揮張力が高まるにつれよりサイズの大きな運動ニューロンが次第に動員されるが、運動単位の動員曲線は最大発揮張力に至る前に頭打ちになる。そのため、特に高強度の張力発揮時では、張力は主に運動単位の発火頻度によって調節される(Milner-Brown et al. 1973; De Luca et al. 1982b)。大きなサイズの運動単位は発揮張力も高く、また伝導速度が速く後過分極電位の持続時間も短いことから高い発射頻度が可能であり、この動員と発火頻度の関係性は非常に整合性が取れたものとなっている(Burke et al. 1973)。

運動単位の動員と発火頻度の関係性は筋によって異なる。例えば、第一背側骨間筋では約40% MVC 辺りで運動単位の動員が頭打ちとなる。それ以降は主に発火頻度によって発揮張力が調節される。一方、三角筋ではより高強度の張力発揮レベル(~80% MVC)に至るまで運動単位の動員がみられる(De Luca et al. 1982a)。同様に、第一背側骨間筋と上腕二頭筋では、発揮張力の大きさと運動単位の平均発火頻度の関係性が異なる(Seki and Narusawa 1996)。このような近位筋と遠位筋との間に見られる方略の違いは、筋の解剖学的あるいは機能的な違いによると考えられている。例えば、第一背側骨間筋を支配する運動単位の数(約120個)は、上腕二頭筋(約770個)や三角筋(およそ1000個)と比べるとはるかに少ない(Christensen 1959; Buchthal and Schmalbruch 1980)。従って、三角筋などの近位筋は全発揮張力に対する各運動単位の貢献度が相対的に低く、一方、第一背側骨間筋ではその貢献度が

相対的に高い。そのため、運動単位の動員を主体とした調節では段階的な力の調節となることから、第一背側骨間筋では主に発火頻度の調節によって精巧な力調節が行われる(De Luca et al. 1982a)。また、第一背側骨間筋はより正確な動作を要求されることが多いことや、協働筋の有無も運動単位の2大機構の相対的役割の違いをもたらす要因として考えられている。

#### 5. 加齢に伴う運動単位の形態学的特性と発揮張力の変化

Kanda and Hashizume (1989)によると、中齢期と高齢期のラットの内側ヒフク筋の運動単位の特性を比較したところ、運動単位タイプの相対的比率は両群間で有意な差はなかったが、S型の単収縮力は高齢期のラットの方が大きかった。これは、運動ニューロン数が減少し、残存する運動ニューロンがより多くの筋線維を支配する、運動単位の再神経支配化(リモデリング)による。この加齢に伴う変化はヒトでも確認されており(Campbell et al. 1973; Tomlinson and Irving 1977)、リモデリングによって運動単位のサイズと単収縮張力の関係は変化する。Masakado et al. (1994)によると、若年者と高齢者の第一背側骨間筋から得た運動単位の動員閾値と筋活動の振幅を調べた結果、高齢者は若年者より動員閾値が高い運動単位が多く、またそれぞれの筋活動も大きかった。そのため、この両者の関係性を示す傾きが若年者と異なることを明らかにした。また、Galganski et al. (1993)によると、若年者より発揮張力の変動係数が大きかった高齢者は、閾値課題における運動単位の単収縮張力が大きかった。よって、特に低張力発揮中における高齢者の力調節安定性の低下は運動単位の単収縮張力の大きさに起因すると考えられている。一方、Keen et al. (1994)の研究によると、12週間の筋力トレーニングにより高齢者の人差し指外転運動中の張力変動は有意に減少したが、低域値の運動単位の単収縮張力分布は変化がなかったと述べている。同様に、コンピューターシミュレーションを用いたTaylor et al. (2002)の報告でも、運動単位の単収縮張力の大きさは等尺性筋収縮時の張力変動にはあまり関係性がないことが示されたため、高齢者の力調節安定性に寄与するメカニズムは他にあると考えられている。

## 6. 張力波形の低周波成分に対する運動単位発火の低周波振動の関連性

張力変動の大きさに高い関連性がある低周波成分( $\leq 2$  Hz)に対し、運動単位発火の低周波振動が大きく貢献すると考えられている。例えば、Taylor et al. (2003)によると、運動単位の動員と発火頻度のモデルを用いたコンピューターシミュレーションでは、張力スペクトルの低周波成分は全てのシミュレーション波形においてみられた。また、実験で得られた張力波形スペクトルのパワー分布を完全に再現できるモデルは存在しなかったが、1-Hz 振動を調節したモデルは最もそれに近づいたことを実証した。また、最近、Negro et al. (2009)によると、主成分分析を用いて張力変動に対する運動単位発火の低周波成分の関係性をしらべたところ、各運動単位の発火頻度から第一主成分として抽出された波形の変動係数と張力変動との間に有意な相関がみられ、そしてそれらのコヒーレンスは 0-4 Hz の範囲で強い関係性が確認された。このように、運動単位全体の発火活動に共通する低周波振動は張力スペクトルの低周波成分と高い関連性があることから、力調節安定性の能力に寄与するメカニズムの1つと考えられている。

## 7. Common drive

De Luca et al. (1982b)は、筋収縮中に観察された全ての運動単位の活動には相互依存した発火頻度の変化があることを発見した。これは、common drive (共有駆動)と呼ばれる概念であり、中枢神経系による出力の調節は、運動ニューロンプールに対する興奮性と抑制性の入力との総和によって行われ、また、それに応じて運動ニューロンプール内の活動する全ての運動ニューロンも共有の入力を受けると考えられている(De Luca and Erim 1994)。一方、個々の運動単位の発火パターンにはそれぞれ異なる傾向もまた含まれている。このような他の運動単位とは共有しない発火活動は、各運動単位の固有の特性に加え、中枢や末梢の入力に対する運動ニューロンプール組織構造によるものであり、運動ニューロンの発火は共有、非共有それぞれの入力のバランスによって調節されている(De Luca and Erim 1994)。

運動ニューロンへの入力には中枢性と末梢性のそれぞれ様々な経路があるが、運動単位低

周波振動の発生源は主に運動ニューロンプールに対する中枢神経系の下降性入力に由来すると考えられている(De Luca and Erim 1994; De Luca et al. 2009; Negro and Farina 2011). これまでの研究によると、随意筋収縮を行った際の運動単位の活動電位と関連した活動が見られる運動前野の皮質運動神経細胞の存在が確認されている(Cheney and Fetz 1980; McKiernan et al. 2000). また、運動単位発火頻度の共有の振動は、単に筋紡錘からの末梢性フィードバックから生じるわけではないことが報告されている(Kamen and De Luca 1992). しかし、De Luca et al. (2009)によると、common drive は筋紡錘やゴルジ腱器官といった末梢神経系からの固有受容フィードバックの抑制性の影響を受けることを示唆しており、common drive に対しては、大部分は中枢神経系による介在を受けているものの、末梢性入力の影響も少なからずあると考えられている.

#### 8. 運動単位の synchronization(同期性)

運動単位の同期性活動は、大脳皮質や脳幹内の振動に由来する、運動ニューロンへの下降性駆動における周期性から生じると考えられている(Farmer et al. 1993). 発生のパターンとしては、皮質脊髄内で共通のシナプス前入力に枝分かれして1対の運動ニューロンに投射されるか、介在ニューロン自体が共通のシナプス前入力を受けることで惹き起されると考えられている. この同期性活動は可塑的变化を起こす. 例えば、Semmler and Nordstrom (1998)によると、ウェイトリフターとピアニストの第一背側骨間筋の運動単位の同期性を調べたところ、前者は運動単位の高い同期性が見られ、反対に後者は同期性が低かったことを明らかにした. この結果を踏まえると、運動単位の同期性の強さは発揮する張力の大きさに影響を及ぼすと考えられる. しかし、筋力トレーニングによる運動単位の同期性の変化と筋力の増加との間には関係性がないことから(Kidgell et al. 2006)、運動単位の同期性は主に巧緻性の高い動作に対して密接に関連するとみなされている.