

脊髄損傷による筋の機能障がい範囲にレジスタンス・ トレーニングは影響を及ぼすか (第 2 報)

*The Area of Muscular Functional Disorder in Spinal Cord Injuries!
Dose Resistance Training Have an Effect? (2nd Report)*

石田 直章 *Naotaka Ishida*

(人間発達学部教養部会)

菅嶋 康浩 *Yasuhiro Sugajima*

(デザイン学部教養部会)

1. はじめに

筆者らは、本論文に先立ち、脊髄損傷者の残存する筋機能に関して高強度レジスタンス・トレーニングが良い影響を与え、筋の機能障がい範囲に変化をもたらす事例を報告した¹⁾。すなわち、随意的な筋活動を行えない脊髄損傷者の脊柱起立筋と腹直筋の筋電図を測定し、高強度のベンチプレス動作時に筋活動を観察し、脊柱起立筋については動的な筋活動を、腹直筋では静的な筋活動を認めた。通常、完全断裂である脊髄損傷者においては、機能的残存部位以下の筋群を意識的に動かす事は不可能であり、前報告の対象者についても、その領域に有る筋を随意的に収縮させる事は出来なかった。しかしながら、高重量を扱うベンチプレス動作時に本人の意識下ではないにせよ、脊柱起立筋や腹直筋に筋放電が認められた事実は、筋活動が存在する事を示唆するものであった。これにより長期間に渡る高強度レジスタンス・トレーニングを継続した場合には、何らかの身体的な変化が起こり得る可能性が示唆された。しかしながらこの変化は、通常の強度で実施されるリハビリテーションでは起こらないかもしれないし、またその様な患者を目の辺りにする機会も少ない。パラリンピックを目指す様な継続した高強度レジスタンス・トレーニングが行われた例を見る事は通常困難である事も医療場面における報告の無さの理由かもしれない。前報告は 1 症例に起きた事象を検証したに過ぎないが、本研究においては、前報告を踏まえて、高強度レジスタンス・トレーニングの効果に関する検証を行いたい。その際には、完全断裂の脊髄損傷者だけではなく、脊柱起立筋や腹直筋の上部などにかろうじて神経が到達している様な部分断裂の脊髄損傷者も対象として扱い、高強度レジスタンス・トレーニングの実践が身体に及ぼす影響についてさらなる検討を行うこととしたい。

脊髄は頭側から尾側に向って頸髄 (C1 ~ C8)、胸髄 (Th1 ~ Th12)、腰髄 (L1 ~ L5) および仙髄 (S1 ~ S5) によって構成されている神経細胞と神経線維の集合体である。脊髄損傷は、多くの場合脊椎に何らかの力が加わって起こる骨折や脱臼などに伴って発症する神経根の損傷によって引き起こされる²⁾。脊髄の損傷部において長索路の機能が完全に断たれたものが完全損傷、機能が一部でも残存しているものが不完全損傷である。損傷した部位によって、頸髄損傷 (cervical cord injury) や胸髄・腰髄損傷と呼ばれ、それぞれ異なる

病態を呈する。損傷高位の運動麻痺や感覚麻痺を伴い膀胱・直腸障がい、発汗障がいの状態を呈する。胸髄以下の損傷では対麻痺 (paraplegia) の状態となる。胸髄損傷では体幹と下肢が麻痺するが、腰髄以下の損傷では体幹の麻痺は無い。このような損傷部以下の運動および感覚障がいが脊髄損傷の主症状である。運動 (筋力) の障がいと感覚の障がいにより神経学的な損傷高位 (neurological level) と損傷の重症度 (完全損傷ならびに不完全損傷) とによって機能障がいの評価を行う。神経学的損傷高位 (損傷レベル) の決定は、正常な機能が残存する主導筋の筋節 (myotome) および表在感覚の皮膚分節知覚帯 (dermatome) の支配分節部レベルによって決定される。

本研究で対象とするのは、前報告と同様に、急性期や安静臥床期を経て慢性期にある患者である。通常この時期に至っている患者では、麻痺レベルは固定しており、リハビリテーションを継続したとしても動作可能な筋のレベルは変化する事は無いと考えられている。すなわち運動器 (筋) は、損傷を受けた脊髄分節レベルの神経支配範囲によって恒常的に作動できる筋が既定されているのである。従って脊髄損傷者は、脊髄の損傷部位レベルによって運動感覚麻痺が起きたり不随意となったりする部位が同定される。例えば前論文の対象者は、第 5 胸髄 (Th5) に損傷が有るため、背部伸筋群・腹筋群に麻痺が発生し、それ以下の筋群は不随意であった。臨床医学ではこの診断は正しく、皮膚感覚も運動麻痺が発症している部位に等しく感受性を喪失していた。しかしながら、実験によって従来考えられている様な麻痺レベルから推定される筋の活動範囲を超えて筋活動が観察されたことから、高強度レジスタンス・トレーニングが身体に与える好影響を推定するに至った訳である。本研究は、高強度レジスタンス・トレーニングを継続して実践している 3 名の患者に対して前回同様の測定を実施し、この現象がより普遍的に起きているものかを検証することを目的としている。そして、これに依り損傷部位や損傷レベルに違いがある脊髄損傷者における高強度レジスタンス・トレーニングの客観的な効果を検討するものである。

2. 実験方法

2.1 対象

脊髄損傷者のレジスタンス・トレーニングは、その損傷部位や損傷の程度に依り使用できる筋群の範囲に若干の差があるため、ベンチプレスのフォームに差が見られる。これまでに報告した対象者は、パラリンピックに出場する様な極めて高いパフォーマンスを有しているが、損傷レベルが上位のため、使用できる筋群範囲は狭い³⁾。今回報告する対象者は、パラリンピックに出場出来るレベルには到達していないものの、日常的にベンチプレスのトレーニングを行っている 3 名である。其々の身体的な特徴とベンチプレスのフォームについては以下のごとくである。

対象者 A：(URA)

19歳の時に自動車事故により第4胸髄（Th4）の完全断裂を受傷した現在42歳の男性である。身長165cm、体重は52Kgであり、身障者手帳は1種1級である。受傷後名古屋リハビリテーションセンターにおいてリハビリテーションを開始し、34歳から本格的にレジスタンス・トレーニングに取り組んでいる。その後8年間継続してトレーニングを実践し現在に至っている。ベンチプレスの最高挙上重量記録は100Kgである。損傷レベルが高位なため、バーを下ろす位置が比較的高く、その位置よりも下方にバーを下ろした場合には挙上出来ない。移動には車椅子を使用しているが、車椅子への乗り移りは左程困難ではない。他方排尿・排便に困難を有するが自立した生活を送っている。

対象者 B：(TKD)

24歳の時に自動車事故により右側の第12胸髄（Th12）完全断裂を、左側は第1腰髄（L1）の部分断列を受傷した、現在42歳の男性である。左足に若干の感覚が残り、僅に動かす事が可能である。身長176cm、体重は115Kgであり、身障者手帳は1種1級である。受傷後中部労災病院においてリハビリテーションを開始して5年間継続した後に29歳から本格的にレジスタンス・トレーニングに取り組み始めた。その後13年間継続してトレーニングに取り組み、現在に至っている。ベンチプレスの最高挙上重量記録は160Kgである。ベンチプレスの方法は、未だ最も力の発揮できるフォームに至らず、背中の筋群を使い切れていないフォームである。移動には車椅子を使用しているが、車椅子への乗り移りは体重が筋力に比して過多であるために、若干の困難を有する。排尿・排便に困難を有するが自立した生活を送っている。

対象者 C：(NKM)

30歳の時に自動車事故により第12胸髄（Th12）の完全断裂を受傷した、現在38歳の男性である。身長181cm、体重は90Kgであり、身障者手帳は1種1級である。受傷後、急性期を経て中部労災病院においてリハビリテーションを開始し、32歳からレジスタンス・トレーニングを開始した。その後6年間継続してトレーニングに取り組み現在に至っている。ベンチプレスの最高挙上重量記録は140Kgである。ベンチプレス時には、使用重量が本人の限界値に近くなると筋力の左右差のためにバーの傾きが大きくなる傾向にある。移動には車椅子を使用しているが、車椅子への乗り移りは左程困難ではない。他方排尿・排便に困難を有するが自立した生活を送っている。

3名の対象者が実施しているレジスタンス・トレーニングは、其々競技力は異なるものの、IPC パワーリフティングの競技選手として自らを位置付けていることから、トレーニングはその大半がベンチプレスである。以下にそのトレーニング概要を紹介する。

ベンチプレスの強化を目的とするトレーニングには、種々のバリエーションはあるものの、本研究における対象者らは、トレーニング時間の殆どはベンチプレスに費やしており、ベンチプレスのトレーニングを1週間に2~3回のペースで行っている。ここでベンチプレスについて若干の説明を加えたい。ベンチプレスは、ベンチ台の上に仰臥位で位置し、両手で重量(プレート)のついたバー(シャフト)を握り、胸の前で挙上動作を繰り返すトレーニング種目である。脚が不自由であったとしても行うことができる最も障がい者に適した運動種目である。そこでパラリンピック競技においても正式種目として早期から採用され、多くの国の選手が競技として取り組んでいる⁴⁾。ベンチプレスは、上体の前面の筋群(大胸筋: pectoralis major muscles・小胸筋: pectoralis minor muscles・前鋸筋: serratus anterior musclesなど)を使用するのみならず、背面の筋群(広背筋: latissimus dorsi muscles・肩甲筋: levator scapulae muscles・菱形筋: rhomboidei muscles・小円筋: teres minor muscles・大円筋: teres major muscles・肩甲下筋: subscapularis muscles・棘上筋: supraspinatus muscles・棘下筋: infraspinatus musclesなど)をも多用することで高重量を挙上することが可能となる。したがって、正確な動作で行われるベンチプレスは、上体前面の筋群のみならず、背面の筋群をも使用し強化できるため、上半身の強化トレーニングとして大変有効な種目である。またこれらの大筋群に加えて、肩の筋(三角筋: deltoid muscles)や上腕の筋(上腕三頭筋: triceps brachii muscles)を動作の中で使用するため、肩や腕の筋群強化に対しても効果的である。

2.2 測定

測定は、ジーワンシステム社製筋電図アンプを用いて行った。筋電測定部位は大胸筋、広背筋、腹直筋、脊柱起立筋上部(最長筋)、脊柱起立筋下部の5か所であり、全て体幹部右側の筋であった。図1、図2は、実際に筋電図測定用の電極を装着している様子を示している。図に見られるように、筋電図は銀塩化銀ディスポーザブル電極(メッツ社製、エルロード)を用いて双極誘導により表面筋電図法により導出し、時定数0.03ミリ秒のローパスフィルターで平滑化した。

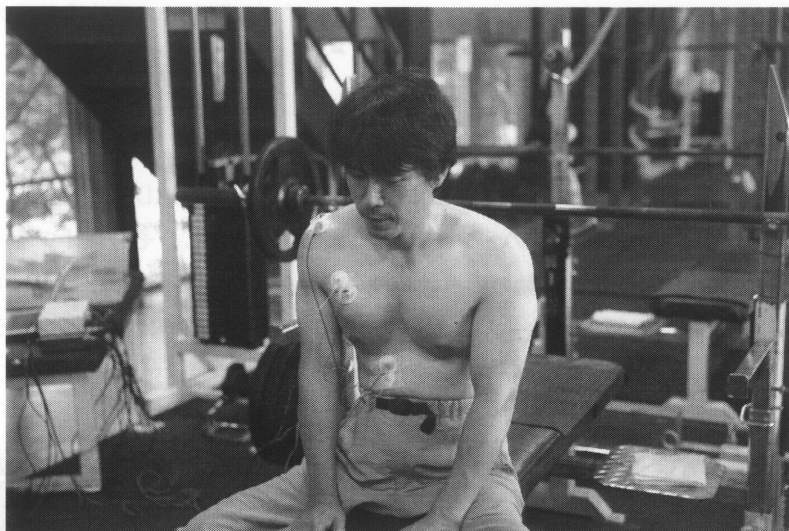


図1 体幹部前面の筋電図測定部位（大胸筋と腹直筋）

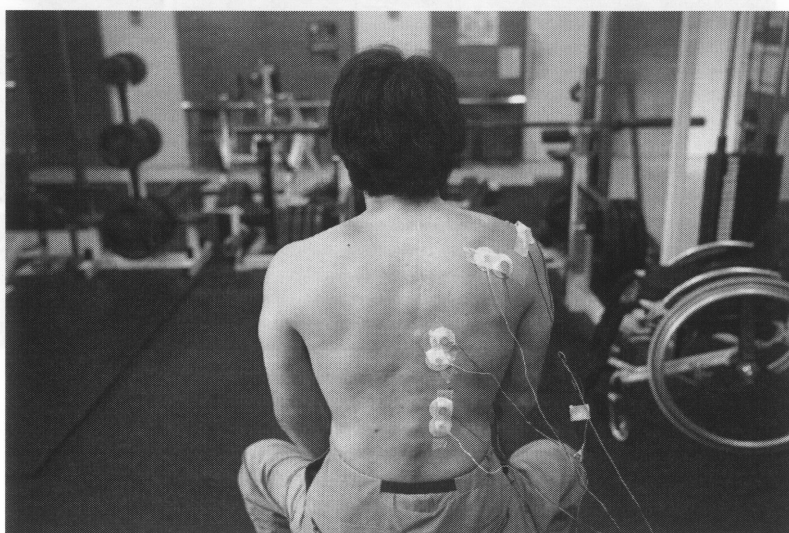


図2 体幹部後面の筋電図測定部位（広背筋と脊柱起立筋）肩はアース

2.2.2 測定条件

筋電図測定は、ベンチプレスを行っている動作時に実施した。すなわち、対象者がベンチプレス台上に仰臥位で位置して合図と共にバーベルをラックアウトし、ゆっくりとした動作でバーベルを胸の上に降ろしてバーを一瞬静止させ、その後に両腕（肘関節）が完全に伸びきるまでバーを挙上する一連の動作期間を測定した（図3）。使用したバーベルの重量は、対象者其々の測定時のベンチプレス最高挙上重量の50%、70%とした。さらに、座

位安静状態における各筋の様子を知るために、ベンチプレス台上での座位姿勢時の筋電図測定を行った。

2.2.3 筋電図データ処理

導出された筋電図は、16ビット AD 変換ボード（コンテック製 ADA16-32/2F）により、パーソナルコンピュータに 12kHz のサンプリング周波数で集積し、その後オフラインで解析した。そして動作時の筋電図活動の周波数特性を経時的に捉えるために、ガボールウェーブレット手法による筋電図のパワースペクトル解析を行った。解析にはジーワンシステム社製の解析ソフト（Analog Recorder Pro）を用いた。

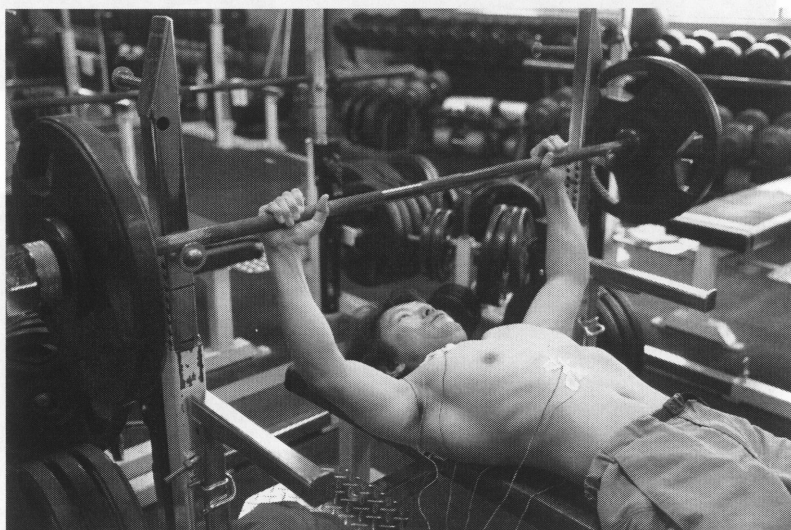


図3 ベンチプレス時の筋電図側の風景
対象者 A が最高挙上重量の 70% (65Kg) をベンチプレスしている様子

3. 結果

3.1 座位安静時の筋電図

3.1.1 対象者 A の筋電図

図4に、対象者 A のベンチプレス台上に座した座位安静状態の筋電図記録を示した。この図に見られる様に、座位姿勢における各筋の筋電図には、僅かな筋放電活動が確認された。さらに脊髓損傷レベル以下の脊柱起立筋にも心電図活動と共に筋電図活動が認められた。これらの筋電図について、ウェーブレット法によるパワースペクトル解析を行い図5から図7に示した。大胸筋、広背筋において約 30Hz の周波数帯域に律動的活動が、また約 40 から 80Hz の周波数帯域に持続的パワー成分が認められ、それぞれ心電図と筋電図活動と考えられた。腹直筋は約 30Hz の周波数帯域に律動的活動が、約 40 から 80Hz の周波数帯域

に持続的パワー成分が認められたが、現象が小さく、80Hz以上の帯域に不規則な雑信号も認められ、筋電図活動として明確な判断が付けられなかった。脊髄損傷レベル以下の脊柱起立筋では、上部の筋電図に50Hz付近をピークとした約20から150Hzの周波数帯域に顕著なパワー成分が認められ、また下部の筋電図には、50から1500Hzの帯域に不規則なパワー成分が存在した。なお、対象者Aに関しては脊柱起立筋下部の筋電図記録も図示し（図4）、さらに、パワースペクトル解析の結果（図7）も掲載したが、これらは筋電図として何らかの活動を記録してはいるものの、対象者Bや対象者Cでも確認された1000Hz以上のパワー成分が示されており、ここに含まれていると思われるノイズとの関係や筋活動の意味付けが不明確であるため、分析上の混乱を回避する目的で、1例を除き、脊柱起立筋下部の筋電図を以後の対象者の筋電図分析から削除することとした。

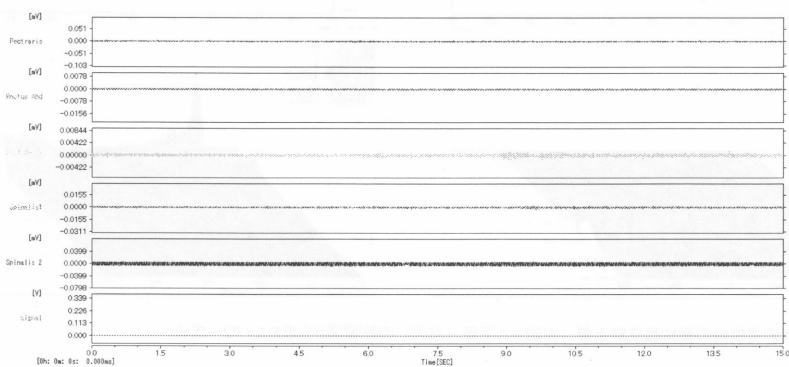


図4 対象者Aの座位姿勢時（安静時）の筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋（上部）脊柱起立筋（下部）の筋放電を示しており、
下段はシグナル波である

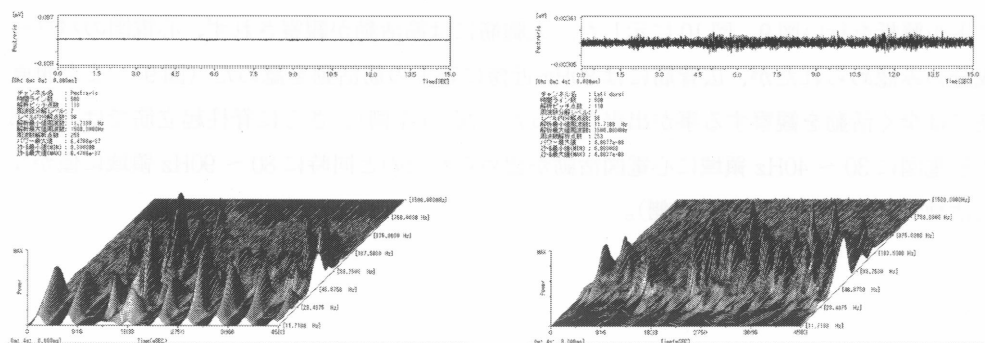


図5 対象者Aの座位時の大胸筋（左図）と広背筋（右図）の筋電図から求めたパワー成分

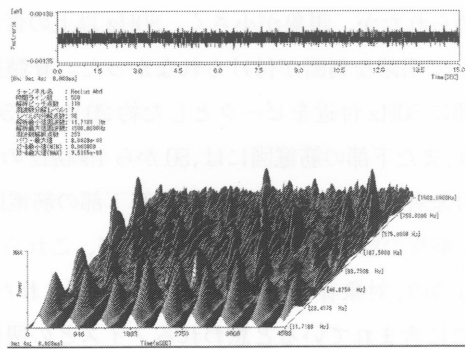


図 6 対象者 A の座位時の腹直筋の筋電図から求めたパワー成分

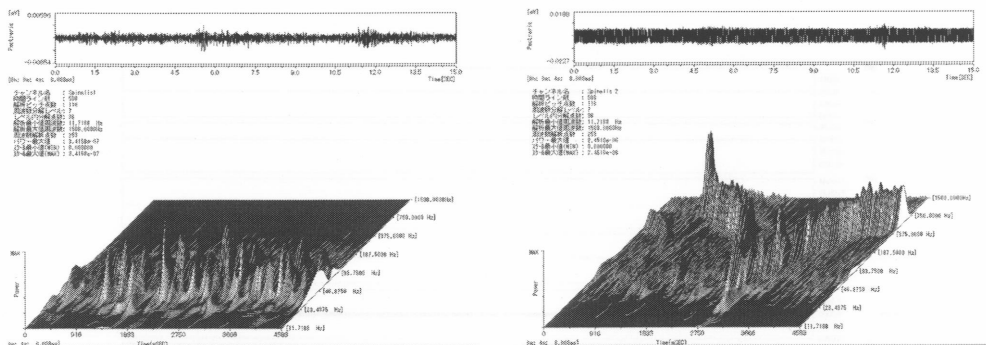


図 7 対象者 A の座位時の脊柱起立筋上部 (左図) と下部 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

3.1.2 対象者 B の筋電図

図 8 に対象者 B のベンチプレス台上における座位安静状態の筋電図記録を示した。対象者 A と同様に座位姿勢における各筋の筋電図ならびにウェーブレット法によるパワースペクトル解析を行い図 9、図 10 に示した。大胸筋には筋活動が観察されず、心電図のパワー成分のみ認められたが、広背筋には 80Hz 近傍に若干の筋活動を認めた (図 9)。また腹直筋には全く活動を観察する事が出来なかった (図 10 左側)。さらに脊柱起立筋では、上部の筋電図に 30 ~ 40Hz 領域に心電図活動が認められたのと同時に 80 ~ 90Hz 領域に僅かな筋活動が観察された (図 10 右側)。

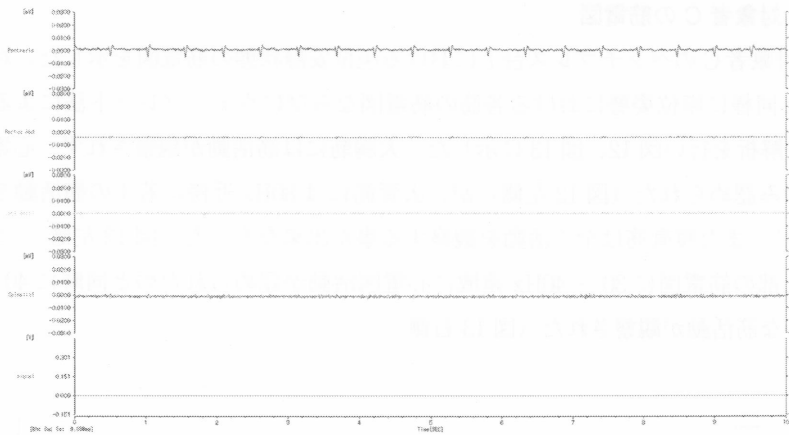


図8 対象者Bの座位姿勢時(安静時)の筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋(上部)の筋放電を示しており、最下段はシングル波である

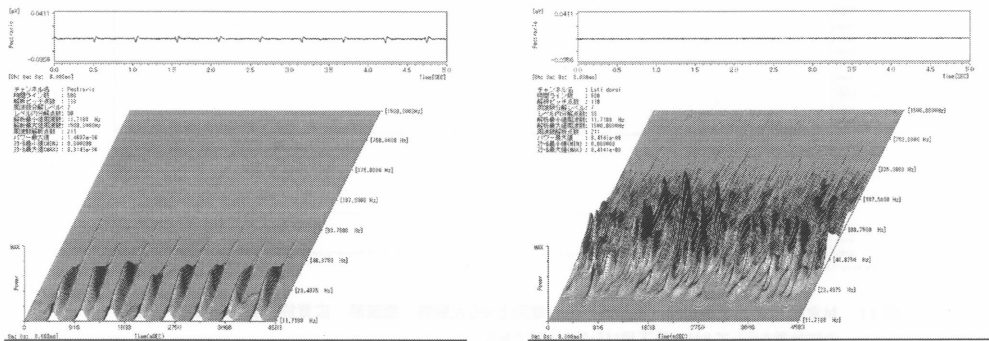


図9 対象者Bの座位時の大胸筋(左図)と広背筋(右図)の筋電図から求めたパワー成分

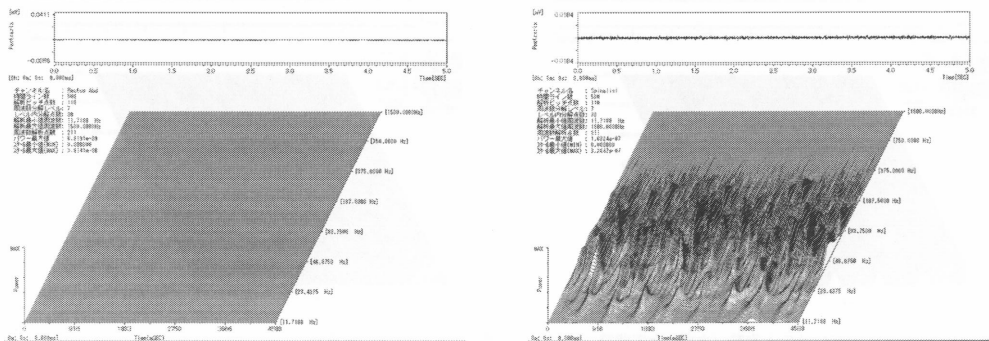


図10 対象者Bの座位時の腹直筋(左図)と脊柱起立筋上部(右図)の筋電図から求めたパワー成分

3.1.3 対象者 C の筋電図

図 11 に対象者 C のベンチプレス台上における座位安静状態の筋電図を示した。対象者 A、対象者 B と同様に座位姿勢における各筋の筋電図ならびにウェーブレット法によるパワースペクトル解析を行い図 12、図 13 に示した。大胸筋には筋活動が観察されず、心電図のパワー成分のみ認められた (図 12 左側) が、広背筋には 80Hz 近傍に若干の筋活動を認めた (図 12 右側)。また腹直筋は全く活動を観察する事が出来なかった (図 13 左側)。さらに脊柱起立筋上部の筋電図に 30 ~ 40Hz 領域に心電図活動が認められたのと同時に 40 ~ 90Hz 領域に僅かな筋活動が観察された (図 13 右側)。

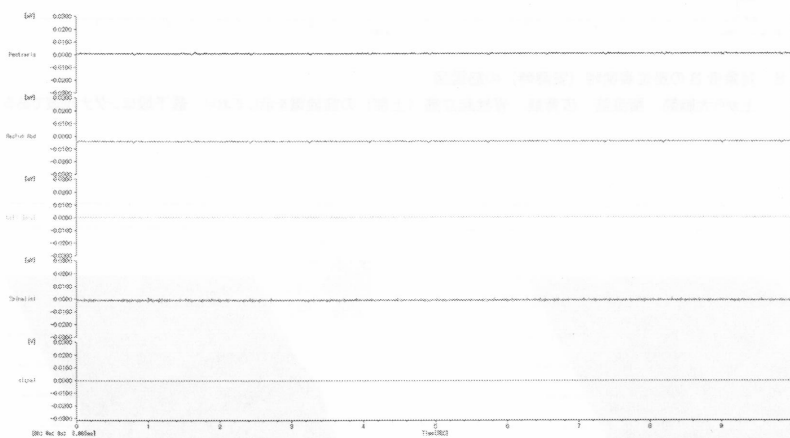


図 11 対象者 C の座位姿勢時 (安静時) の筋電図上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋 (上部) の筋放電を示しており、最下段はシグナル波である

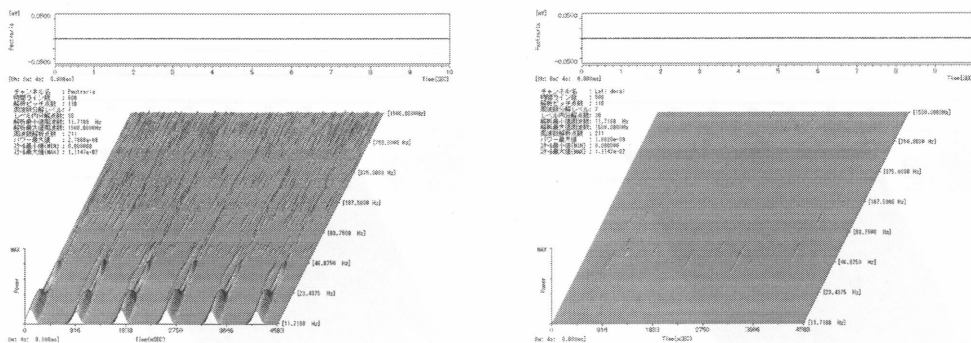


図 12 対象者 C の座位時の大胸筋 (左図) と広背筋 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

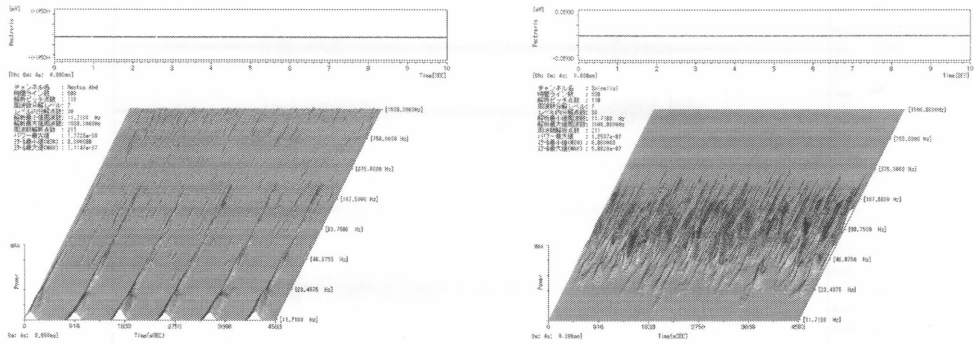


図 13 対象者 C の座位時の腹直筋（左図）と脊柱起立筋上部（右図）の筋電図から求めたパワー成分

3.2 最高挙上重量の 50% の筋電図

3 名の対象者其々の最高挙上重量に対して 50% の重量を設定し、ベンチプレスを行った際の筋電図記録並びにパワースペクトル解析の結果を以下に示す。

3.2.1 対象者 A の最高挙上重量の 50% の筋電図

図 14 に対象者 A が最高挙上重量の 50% (47.5Kg) でベンチプレスを行った時の筋電図記録を示した。ラックアウト開始の合図（最下位の矩形信号）でベンチプレスを行った際に、動作に応じて主動筋である大胸筋（最上位）に律動的な筋電図活動が著明に見られた。また広背筋（上から 3 番目）にも同様に動作に応じた比較的持続的な筋電図活動が観察された。腹直筋（上から 2 番目）にも、大胸筋が力を発揮するのと同期した筋活動が認められた。さらに脊柱起立筋の上部においては、大胸筋・広背筋と同期した筋電図活動が観察されたが、下部には活動が認められなかった。

ベンチプレス動作時の筋のパワースペクトルは、大胸筋において 50Hz 付近をピークとした約 30 から 80Hz の広い周波数帯域に顕著なパワー成分が出現した（図 15 左側）。また広背筋では、100Hz 近傍の周波数帯域にパワー成分が持続的に観察された（図 15 右側）。一方、これら機能的残存部位よりも下位にある腹直筋についても、約 80 ~ 150Hz に渡ってパワー成分が存在することを認めた（図 16 左側）。同じく、機能的残存部位以下にある脊柱起立筋についても、上部の筋電図から求めた急峻なパワー成分が 50 ~ 80Hz に存在する事が確認された（図 16 右側）。

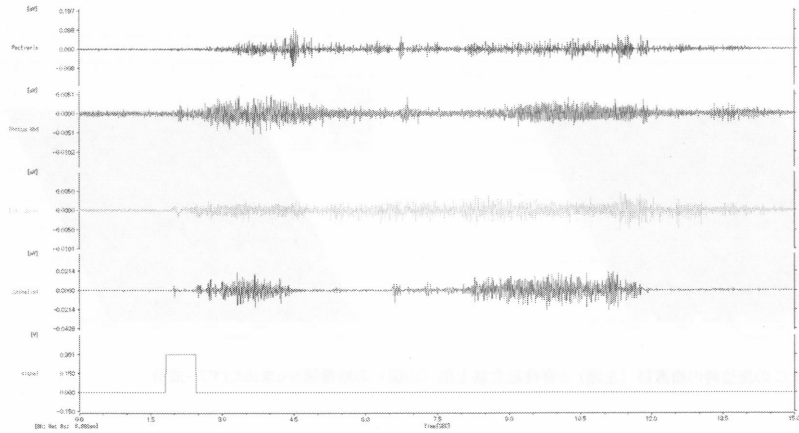


図 14 対象者 A が最高挙上重量の 50% (47.5Kg) でベンチプレスを行ったときの筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋 (上部) の筋放電を示しており、最下段はシグナル波である

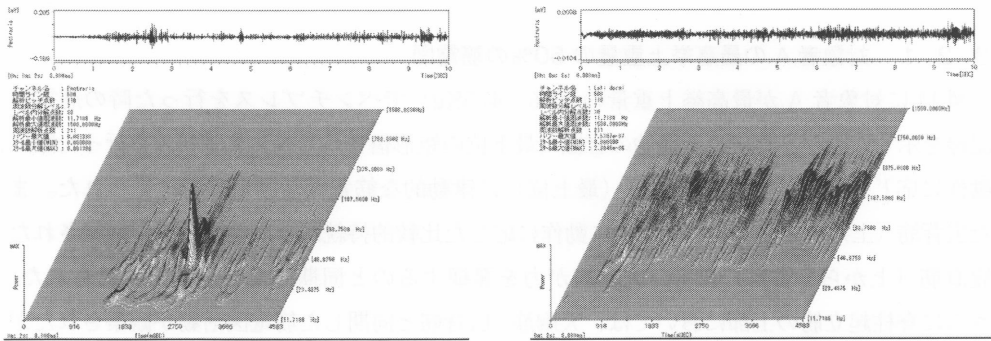


図 15 対象者 A が最高挙上重量の 50% (47.7Kg) でベンチプレスを行った時の大胸筋 (左図) と広背筋 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

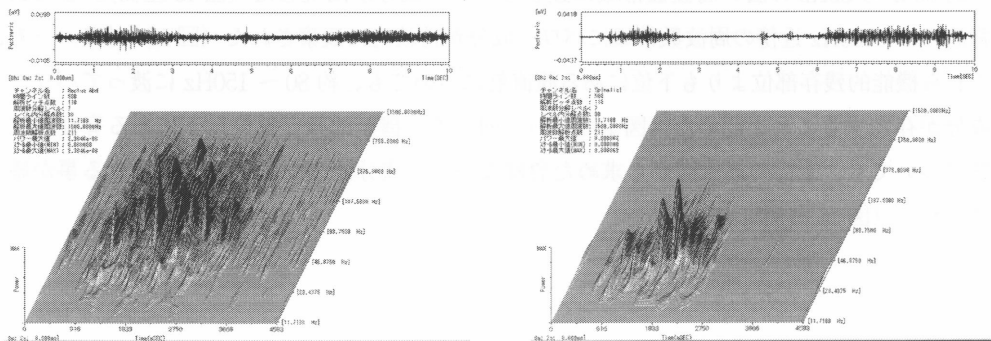


図 16 対象者 A が最高挙上重量の 50% (47.7Kg) でベンチプレスを行った時の腹直筋 (左図) と脊柱起立筋上部 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

3.2.2 対象者Bの最高挙上重量の50%の筋電図

図17に対象者Bが最高挙上重量の50%（65.0Kg）でベンチプレスを行った時の筋電図記録を示した。ラックアウト開始の合図（最下位の矩形信号）でベンチプレスを行った際には、大胸筋（最上位）において動作に応じた律動的な筋電図活動が著明に見られた。また広背筋（上から3番目）にも大胸筋の活動にほぼ同期した筋電図活動が観察された。さらに腹直筋（上から2番目）にも、筋の活動レベルは低位であるが、大胸筋が力を発揮するのと同期した持続的な筋活動が認められた。脊柱起立筋の上部においてはラックアウト動作時には筋放電が少ないものの、バーベルを挙上する動作時では、明らかな筋電図活動が観察された。

ベンチプレス動作時の筋のパワースペクトルは、大胸筋において50Hz付近をピークとした約30から80Hzの広い周波数帯域に顕著なパワー成分が出現した（図18左側）。また広背筋は、90Hz近傍の周波数帯域に動作に応じたパワー成分が出現した（図18右側）。さらに腹直筋には、40～200Hzに渡ってパワー成分が存在することを認めた（図19左側）。機能的残存部位以下にある脊柱起立筋については、上部の筋電図から求めたパワー成分が40～190Hzに分布している事が確認された（図19右側）。

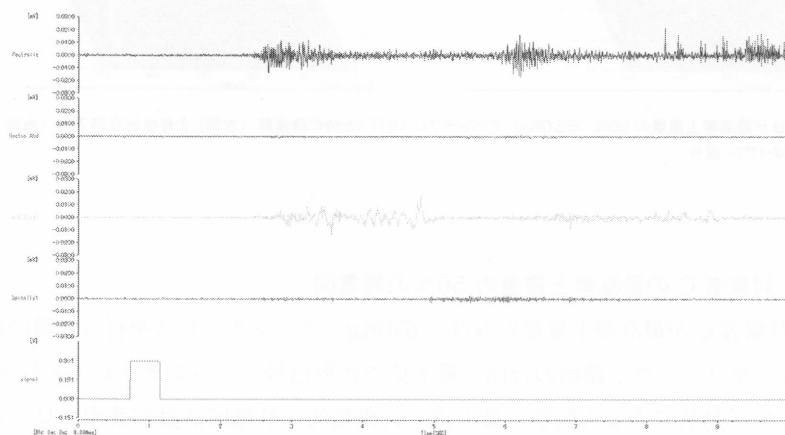


図17 対象者Bが最高挙上重量の50%（65.0Kg）でベンチプレスを行ったときの筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋（上部）の筋放電を示しており、最下段はシグナル波である

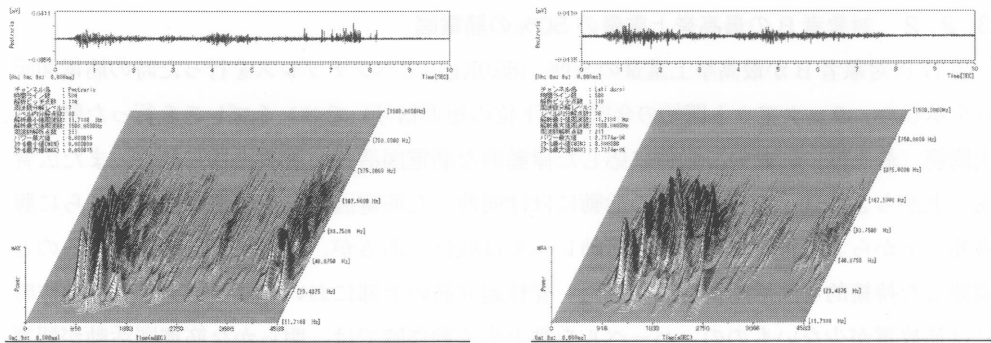


図 18 対象者 B が最高挙上重量の 50% (65.0Kg) でベンチプレスを行った時の大胸筋 (左図) と広背筋 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

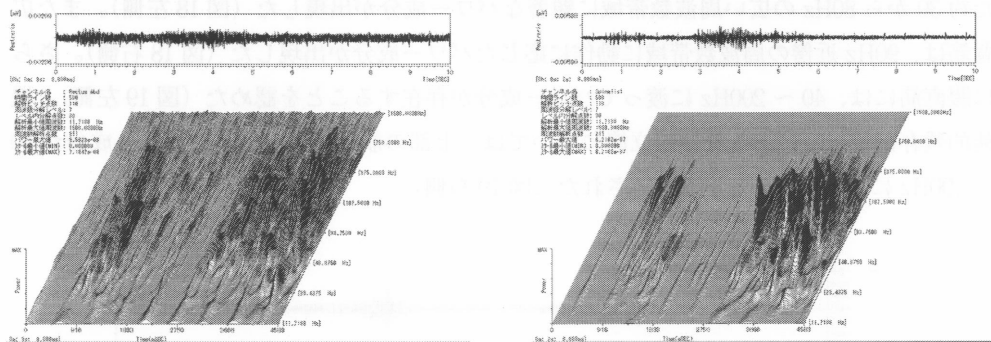


図 19 対象者 B が最高挙上重量の 50% (65.0Kg) でベンチプレスを行った時の腹直筋 (左図) と脊柱起立筋下部 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

3. 2. 3 対象者 C の最高挙上重量の 50% の筋電図

図 20 に対象者 C が最高挙上重量の 50% (65.0Kg) でベンチプレスを行った時の筋電図記録を示した。ラックアウト開始の合図 (最下位の矩形信号) でベンチプレスを行った際に、動作に応じて主動筋である大胸筋 (最上位) に律動的な筋電図活動が著明に見られた。また広背筋 (上から 3 番目) にも同様に、動作に応じた比較的持続的な筋電図活動が観察されたがその振幅は小さく、従って筋活動も大胸筋に比して微小であった。腹直筋 (上から 2 番目) には動作開始直後は、僅かな筋電図に心電図記録が重複したものであったが、バーを胸上に下げた後に挙上する局面では、大胸筋が力を発揮するのと同期した筋活動が認められた。さらに脊柱起立筋の上部においては、微小ではあるが、大胸筋・広背筋と同期した筋電図活動が観察された。

ベンチプレス動作時の筋のパワースペクトルは、大胸筋では、50Hz 付近をピークとした約 30 から 80Hz の広い周波数帯域に顕著なパワー成分が出現した (図 21 左側)。また広背筋には、100Hz 近傍の周波数帯域にパワー成分が持続的に出現した (図 21 右側)。これら

の機能的残存部位よりも下位にある腹直筋にも、70～170Hzに渡ってパワー成分が存在することを認めた(図22左側)。25Hz以下の低周波領域に出現する周期的なパワー成分は心電図のものである。同じく機能的残存部位以下にある脊柱起立筋については、上部の筋電図から求めたパワー成分が50～180Hzに分布する事が確認された(図22右側)。なお、脊柱起立筋のパワースペクトルを示す際には、機能的残存部位のパワースペクトルよりもピーク値が小さいため、全体的に拡大して表示した。

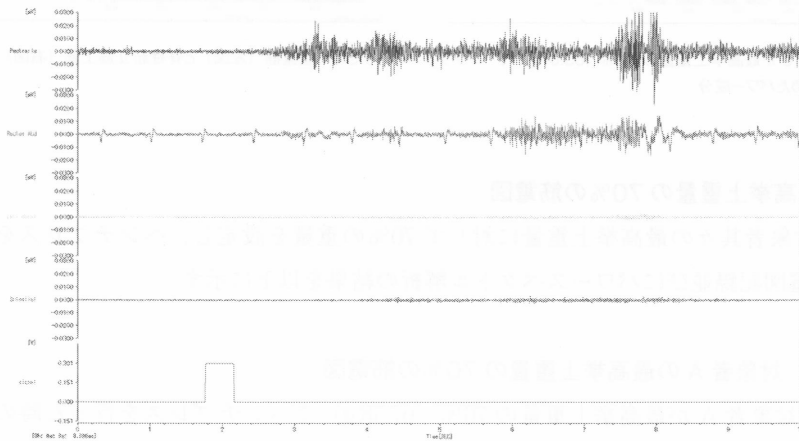


図20 対象者Cが最高挙上重量の50%(65.0Kg)でベンチプレスを行ったときの筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋(上部)の筋放電を示しており、最下段はシグナル波である

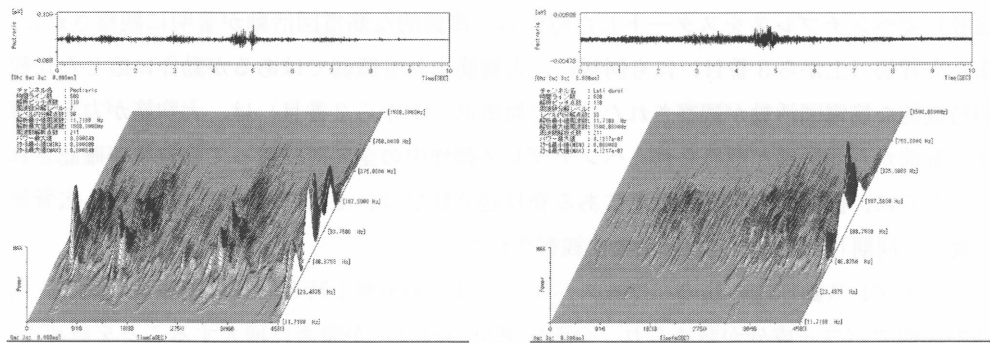


図21 対象者Cが最高挙上重量の50%(65.0Kg)でベンチプレスを行った時の大胸筋(左図)と広背筋(右図)の筋電図から求めたパワー成分

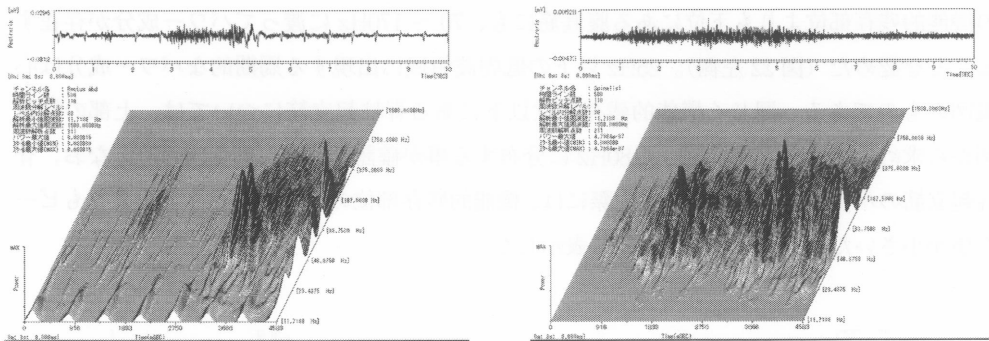


図 22 対象者 C が最高挙上重量の 50% (65.0Kg) でベンチプレスを行った時の腹直筋 (左図) と脊柱起立筋上部 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

3.3 最高挙上重量の 70% の筋電図

3 名の対象者其々の最高挙上重量に対して 70% の重量を設定し、ベンチプレスを行ったときの筋電図記録並びにパワースペクトル解析の結果を以下に示す。

3.3.1 対象者 A の最高挙上重量の 70% の筋電図

図 23 に対象者 A が最高挙上重量の 70% (67.5Kg) でベンチプレスを行った時の筋電図記録を示した。70% 挙上時の筋電図上には、50% 挙上時と同様のパターンで筋活動を反映した筋電図が認められ、重量の増加に対応した律動的な筋電図活動がより顕著に確認された。動作の主動筋である大胸筋 (最上位) では、ラックアウト開始の合図 (最下位の矩形信号) でベンチプレスを開始した時から、律動的な筋電図活動が著明に観察された。また広背筋 (上から 3 番目) にも同様に、大胸筋よりも微弱ではあるが動作に応じた比較的持続的な筋電図活動が観察された。また腹直筋 (上から 2 番目) は、大胸筋が力を発揮する直前から筋活動が認められ、ベンチプレス動作中の全期間に渡って筋放電が確認された。さらに、機能的残存部位以下にある脊柱起立筋では、上部において、大胸筋・広背筋の動きと同期した微弱な筋電図活動が観察された。

ベンチプレス動作時の筋のパワースペクトルは、50% 挙上時と同様の周波数帯域に、同様の局面でパワー成分が認められ、全測定部位のパワーが顕著に増大することを認めた。大胸筋においては、50Hz 付近をピークとした約 30 から 80Hz の広い周波数帯域に顕著なパワー成分が出現した (図 24 左側)。また広背筋は、100Hz 近傍を中心として、40 ~ 180Hz の周波数帯域にパワー成分が認められた (図 24 右側)。これらの機能的残存部位よりも下位にある腹直筋では、80 ~ 150Hz に渡ってパワー成分が存在することを認めた (図 25 左側)。特にこの腹直筋のパワースペクトルは、50% 挙上時に比して、同じ操作局面におけるパワーのピークが、より急峻に出現する事が認められた。同じく、機能的残存部位以下にある脊柱起立筋については、上部の筋電図から求めたパワー成分が 30 ~ 150Hz に分布する事が確

認められた (図 25 右側)。さらに、筋電図の生データを示してはいるが、パワースペクトル分析上では、50% 挙上時には見る事が出来なかった脊柱起立筋下部から導出した筋電図にも、僅かではあるが 30 ~ 100Hz に渡る周波数帯域にパワー成分の出現を認めた (図 26)。

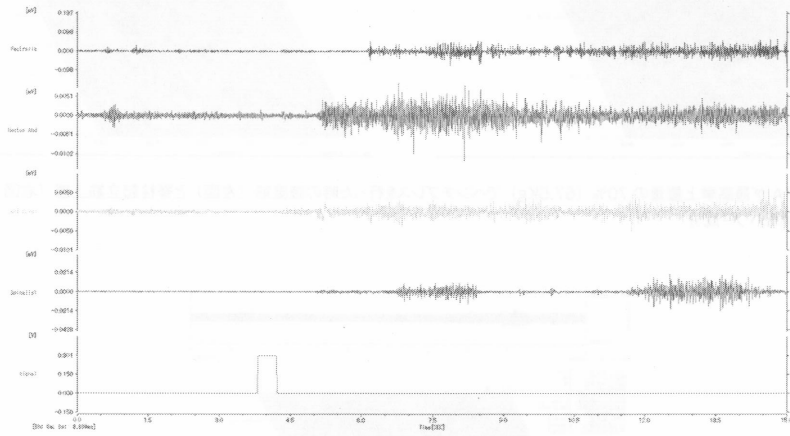


図 23 対象者 A が最高挙上重量の 70% (67.5Kg) でベンチプレスを行ったときの筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋 (上部) の筋放電を示しており、最下段はシグナル波である

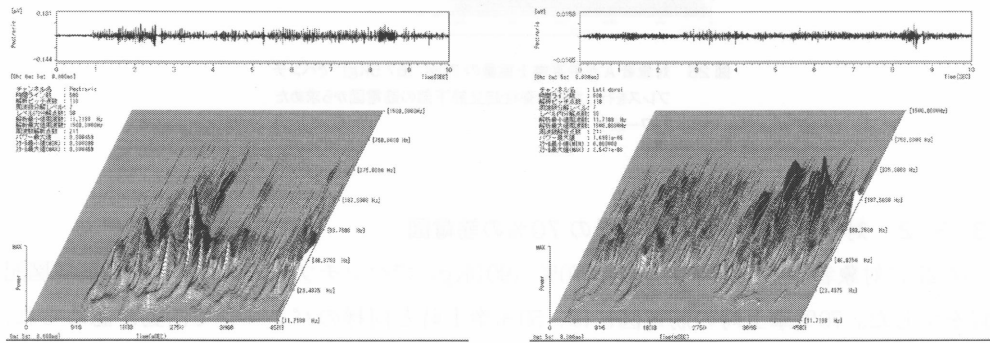


図 24 対象者 A が最高挙上重量の 70% (67.5Kg) でベンチプレスを行った時の大胸筋 (左図) と広背筋 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

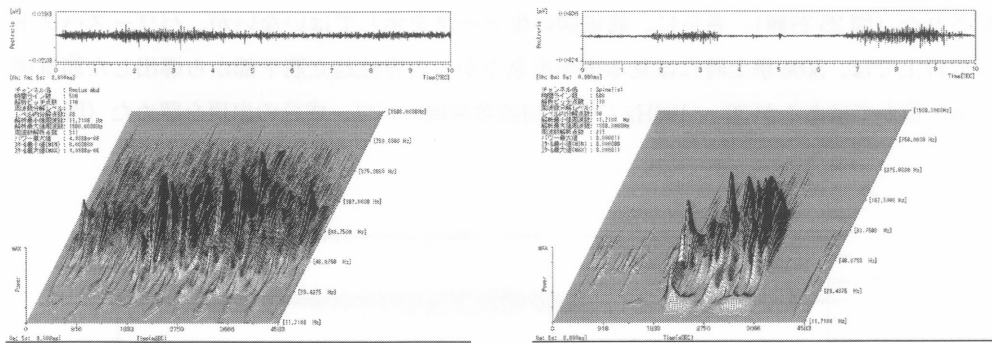


図 25 対象者 A が最高挙上重量の 70% (67.5Kg) でベンチプレスを行った時の腹直筋 (左図) と脊柱起立筋上部 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

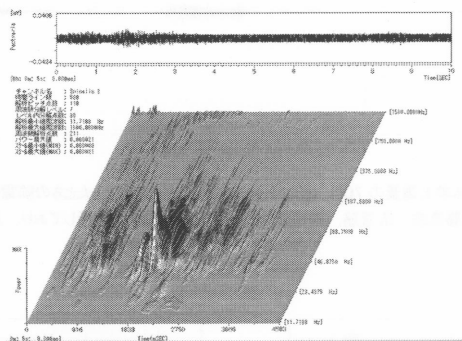


図 26 対象者 A が最高挙上重量の 70% (67.5Kg) でベンチプレスを行った時の脊柱起立筋下部の筋電図から求めたパワー成分

3. 3. 2 対象者 B の最高挙上重量の 70% の筋電図

図 27 に対象者 B が最高挙上重量の 70% (90.0Kg) でベンチプレスを行った時の筋電図記録を示した。70% 挙上時の筋電図には、50% 挙上時と同様のパターンで活動が認められ、さらに重量の増加に伴った筋放電の増大により、動作に応じた律動的な筋電図活動がより顕著に確認された。動作の主動筋である大胸筋 (最上位) では、ラックアウト開始の合図 (最下位の矩形信号) でベンチプレスをスタートした時から律動的な筋電図活動が著明に観察された。広背筋 (上から 3 番目) にも同様に、大胸筋よりも微弱ではあるが動作に応じた比較的持続的な筋電図活動が観察された。また腹直筋 (上から 2 番目) は、ラックアウト動作前に大胸筋が力を発揮する直前から筋活動が観察され、ラックアウトと同時に大胸筋・広背筋の活動に同期して大きな筋放電が認められ、その後ベンチプレス動作中の全時間に渡って筋放電が確認された。さらに、機能的残存部位以下にある脊柱起立筋では、上部においては、大胸筋・広背筋の動きと同期した微弱な筋電図活動が観察された。

ベンチプレス動作時の筋のパワースペクトルは、50% 挙上時と同様の周波数帯域に、同

様の局面でパワー成分が認められ、全測定部位のパワーが顕著に増大していた。大胸筋においては、50Hz付近をピークとした約30から90Hzの広い周波数帯域に顕著なパワー成分が出現した(図28左側)。また広背筋には、25~90Hzの周波数帯域にパワー成分が認められた(図28右側)。他方これらの機能的残存部位よりも下位にある腹直筋であっても、50~80Hzに渡ってパワー成分の存在を確認した(図29左側)。特にこの腹直筋のパワースペクトルは、50%挙上時に比して、同様の帯域に周波数成分が出現し、さらに同じ動作局面におけるピークが、より急峻に出現する事が認められた。同じく、機能的残存部位以下にある脊柱起立筋上部についても、30~180Hzに分布するパワー成分が、50%挙上時に比して長時間に渡って出現している事が確認された(図29右側)。

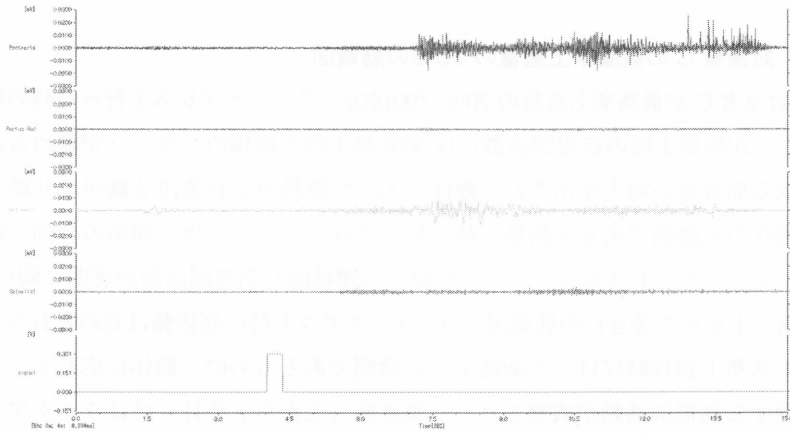


図27 対象者Bが最高挙上重量の70%(90.0Kg)でベンチプレスを行ったときの筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋(上部)の筋放電を示しており、最下段はシグナル波である

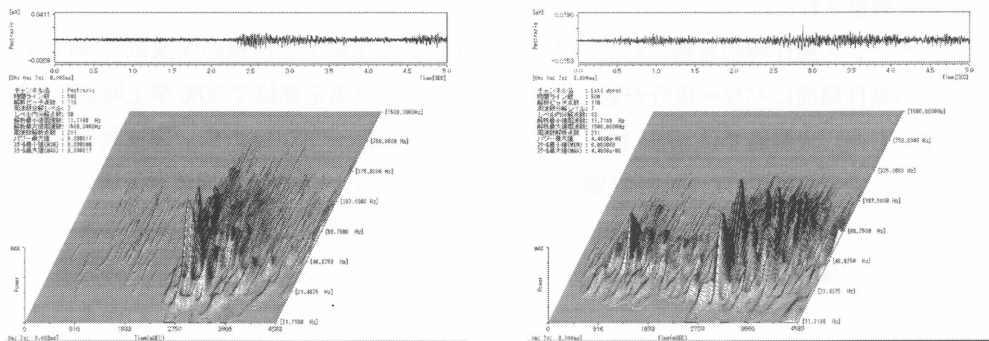


図28 対象者Bが最高挙上重量の70%(90.0Kg)でベンチプレスを行った時の大胸筋(左図)と広背筋(右図)の筋電図から求めたパワー成分

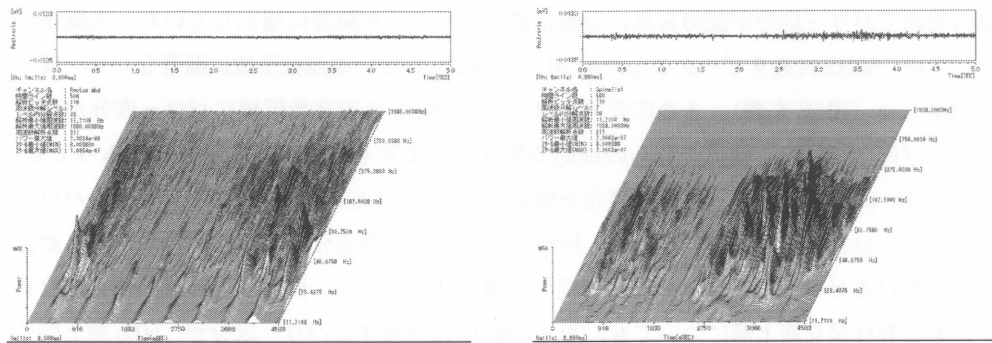


図 29 対象者 B が最高挙上重量の 70% (90.0Kg) でベンチプレスを行った時の腹直筋 (左図) と脊柱起立筋上部 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

3. 3. 3 対象者 C の最高挙上重量の 70% の筋電図

図 30 に対象者 C が最高挙上重量の 70% (90.0Kg) でベンチプレスを行った時の筋電図記録を示した。70% 拳上時の筋電図活動には 50% 拳上時と同様のパターンが認められ、重量の増加に依る筋放電の増大が示され、動作に応じた律動的な筋電図活動がより顕著に認められた。動作の主動筋である大胸筋 (最上位) では、ラックアウト開始の合図 (最下位の矩形信号) でベンチプレスを開始した時から律動的な筋電図活動が著明に観察された。また広背筋 (上から 3 番目) の筋電図には、ラックアウト時に筋活動は認められなかったが、ベンチプレス挙上動作時には、大胸筋よりも微弱であるものの、動作に応じて、大胸筋の活動と同期する筋電図活動が観察された。腹直筋 (上から 2 番目) にはラックアウト時から継続した不規則な筋電図活動が認められ、バーベル挙上時には顕著な活動が示され、大胸筋・広背筋の活動に同期した明確な筋放電が認められた。さらに、機能的残存部位以下にある脊柱起立筋上部においては、微弱ではあるが大胸筋の動きと同期した明らかな筋電図活動が観察された。

ベンチプレス動作時の各筋のパワースペクトルは、50% 拳上と同様の周波数帯域において同様の動作局面にパワー成分が認められ、この成分は全測定部位で 50% 拳上時よりも顕著に増大した。大胸筋では 50Hz 付近をピークとした約 40 ~ 100Hz の広い周波数帯域に顕著なパワー成分が出現した (図 31 左側)。また広背筋には、40 ~ 160Hz の周波数帯域にパワー成分が認められた (図 31 右側)。加えて、これらの機能的残存部位よりも下位にある腹直筋でも 50 ~ 180Hz に渡ってパワー成分の存在を確認した (図 32 左側)。特にこの腹直筋のパワースペクトルは、50% 拳上時と同様の帯域に同様の周波数が認められ、しかも同じ操作局面におけるピークが、より急峻に出現する事が確認された。同様に、機能的残存部位以下にある脊柱起立筋上部の筋電図についても 30 ~ 180Hz にパワー成分が分布する事が確認され (図 32 右側)、認められたパワースペクトルは、50% 拳上時に比べて、同様の動作に対応するパワーのピークが、より急峻で明確である事が確認された。

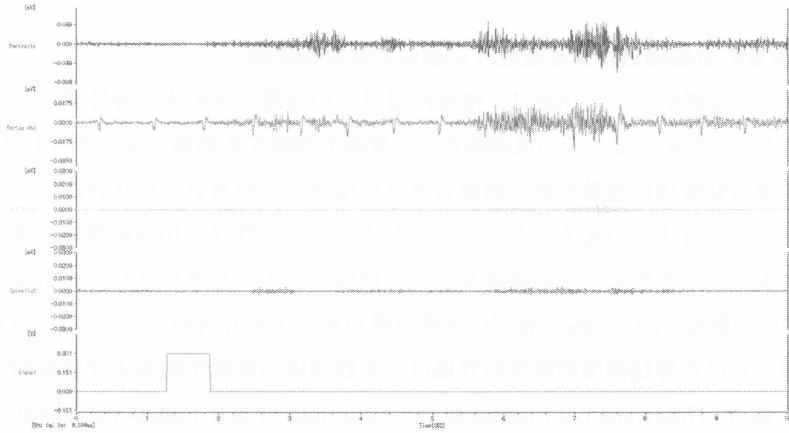


図30 対象者Cが最高挙上重量の70% (90.0Kg) でベンチプレスを行ったときの筋電図
上から大胸筋、腹直筋、広背筋、脊柱起立筋 (上部) の筋放電を示しており、最下段はシグナル波である

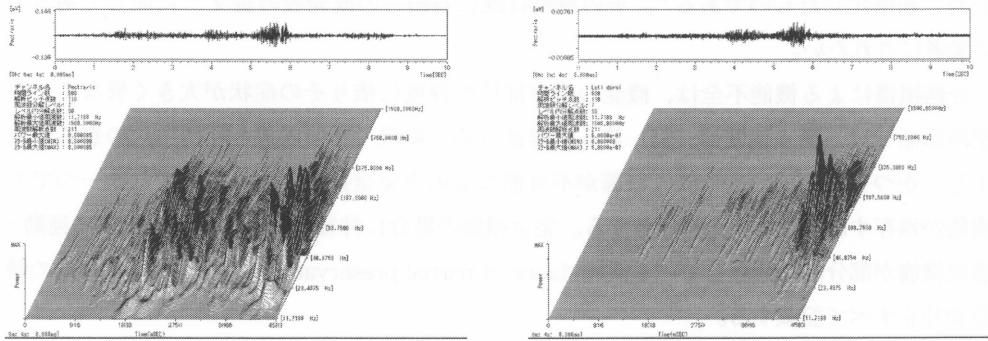


図31 対象者Cが最高挙上重量の70% (90.0Kg) でベンチプレスを行った時の大胸筋 (左図) と広背筋 (右図) の筋電図から求めたパワー成分

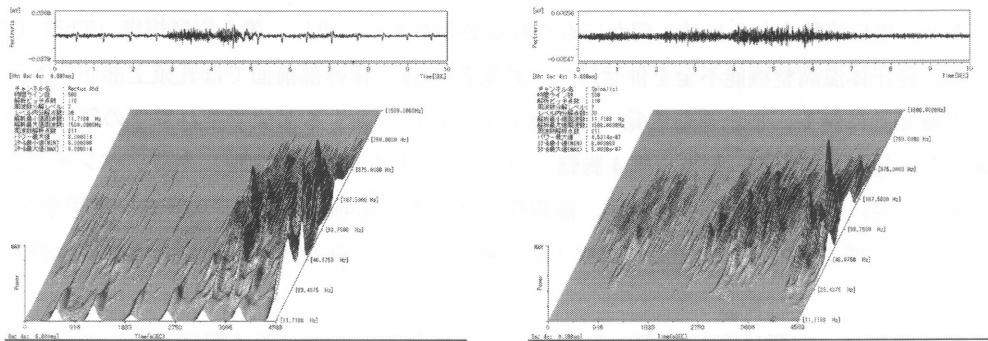


図32 対象者Cが最高挙上重量の70% (90.0Kg) でベンチプレスを行った時の腹直筋 (左図) と脊柱起立筋上部 (右側) の筋電図から求めたパワー成分

4. 考察

4.1 対象者の脊髄損傷による機能残存部位の医学的評価

脊髄損傷による障がいの主症状は、損傷部位以下の神経が支配する身体部位の運動・感覚麻痺である。したがって、その機能障がいの評価も神経学的診断によって行われている。損傷の重症度は麻痺域の運動や感覚機能の残存程度等、神経機能の残存程度により、完全損傷から不完全損傷までの範囲に渡り判定される。一方、機能の損傷範囲は、神経学的な損傷高位によって示される。この損傷高位は、損傷レベルとも表現され、正常な機能が残存する主動筋の筋節 (myotome) 並びに皮膚分節知覚帯 (dermatome) によって決定される。現在、本邦における脊髄損傷の医学的評価は「脊髄損傷の神経学および機能的分類のための国際基準 (International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury)」に基づいて行われている。この基準は、脊髄損傷の障がい評価法として米国脊髄損傷協会 (American Spinal Injury Association ; ASIA) が 1992 年に改訂したものを、国際パラプレジア医学会 (International Medical Society of Paraplegia ; IMSOP) も公認し基準化したものである⁵⁾。その概略は既に石田らの既発表の論文¹⁾に記してあるので参考にされたい。

脊髄損傷による機能不全は、機能の残存部位や程度に依りその症状が大きく異なる。医学的診断では、第 4 仙髄節 (S4) 第 5 仙髄節 (S5) 領域 (肛門周辺と肛門内) の感覚が脱失し、かつ外肛門括約筋の随意収縮が不可能なものを完全損傷とする。いずれか一つでも機能が残存すれば、不完全損傷とする。完全損傷の場合に神経学的レベルより下位に運動・感覚機能が部分的に残存している領域 (zone of partial preservation ; ZPP) があればその髄節番号をすべて記載する。

対象者 A は第 4 胸髄 (Th4) レベルにおける完全断裂の脊髄損傷者である。医学的診断評価では、胸髄・腰髄損傷は手の機能は健全で、主に下半身に麻痺を持ち、内、第 8 胸髄損傷 (Th8) 以上は、内臓機能不全等を伴う体幹麻痺と、腹筋・背筋麻痺による座位不安定があり、座位姿勢をとるには、何かにもたれる必要がある。更に、第 5 胸髄損傷 (Th5) 以上は、発汗体温調整機能不全を併せ持つ。対象者 A は、体幹部前面では乳頭上部から下部の皮膚知覚は無く、また運動感覚 (筋感覚) もそれに一致する部位でそれ以下の領域が機能不全を起こしている。他方、第 4 胸髄 (Th4) レベルより支配が上位にあり、ベンチプレスを行う際に必要な大胸筋や小胸筋、前鋸筋などの体幹部前面の筋群や広背筋、肩甲拳筋、菱形筋の一部、小円筋、大円筋、肩甲下筋、棘上筋、棘下筋など、背部にある筋群は機能している。

対象者 B は、右側は第 12 胸髄 (Th12) の完全断裂を、左側は第 1 腰髄 (L1) の部分断列を受傷している。したがって医学的診断評価では手の機能は健全でありベンチプレス動作に関しては全く問題は無い。機能不全については、左側の L1 部分断裂とは言うものの、損傷部位以下の筋感覚は殆ど残存せず、車椅子からのトランスファーに関して著しく不

自由である。しかしながら、その主症状は下半身の麻痺であり、一部の内臓機能不全等を伴う体幹麻痺を有するが、腹筋・背筋上部については若干の感覚を残存している。従って座位姿勢も対象者 A に比して取り易く、車椅子上においても安定した姿勢を保持する事が可能である。

対象者 C は、第 12 胸髄（Th12）の完全断裂の脊髄損傷を受傷している。したがって、医学的診断評価では、上肢の機能に問題は無いものの損傷部位以下の筋群は不随意である。対象者 C は対象者 A に比べて損傷部位が下位であるので、残存機能の範囲は広く、したがって使用できる筋群の領域も大きい事が推察され、ベンチプレスのトレーニングを行う事に関しては何ら問題を有しない。しかしながらベンチプレスの練習中に使用重量が能力の限界に近い場合には、体幹の左右の筋力差が認められ、若干の体幹のねじれと片脚の動き（右脚）を観察する事がある。このことから推察されるのは、最大筋力を発揮する際には、不随意だと考えられている脊柱起立筋体側右側の筋の機能の残存である。

4.2 筋電図から判断できる筋活動の評価

ベンチプレス動作を行うために必要な主動筋である大胸筋や、その拮抗筋である広背筋に筋放電が認められ、動きに対応する筋電図上の筋活動が確認された事は当然の事である。しかしながら、機能的残存部位以外に有る腹直筋や脊柱起立筋（最長筋）についても、両条件（最大挙上重量の 50%・70%）共に、筋放電が認められた事は特筆に値する結果であった。つまり、この事実は機能的残存部位以外に有る筋が活動をしている可能性を示唆するものであり、従来の臨床医学による脊髄損傷の予後予測が、変化し得る可能性を推測させるものであった。以下、詳細を検討したい。

本研究における筋電図測定は、表面筋電図によって行っている。この表面筋電図の放電は、放電振幅と放電頻度によって構成されている。一般に、これらの放電を評価するためには積分筋電図（IMEG）やパワースペクトル（周波数分析）が用いられる。この内、積分筋電図は、筋放電振幅と頻度が統合されたものであり、量的評価の指標として用いられている。他方パワースペクトルは筋放電頻度を多く反映したものであり、質的な評価を行う際に用いられている。永田⁶⁾は、パワースペクトルの周波数帯域の分析から、測定された筋電図の周波数帯域を、低周波数帯域（45Hz 以下）、中間周波数帯域（40～80Hz）、高周波数帯域（80Hz 以上）の 3 群に統計的に分類した。その上で、45Hz を中心とした周波数帯域は、静的な運動や姿勢保持のための緊張系の運動単位の興奮に相当し、また 70Hz（針電極を使用しており、表面電極法ではもう少し低い）を中心とした周波数帯域は動的な筋群の活動を反映するものである事を報告している。さらに、同じ動的な運動でも筋群の種類によって異なった放電状態が示され、与えられた運動に直接関係している筋群のみが相動的な筋放電を示すものとしている。この知見を念頭において、機能的残存部位にある大胸筋ならびに広背筋の筋電図を概観すると、3 名の対象者は約 40～100Hz の間に周波数帯域が分布

しており、中間周波数帯域を中心とした動的な筋活動が行われていたと考える事ができる。この筋電図から求めたパワースペクトルを基準にして、3名の対象者の個々の腹直筋と脊柱起立筋の活動を概観してみたい。

筋電図上の放電は、筋の活動無くして現れる事は無い。したがって、もし筋電図上で上記パワースペクトル帯域に放電が確認されたならば、それは筋の活動を表しているものと評価する事が可能であろう。他方、筋放電には、直近の放電により干渉される所謂クロストークと呼ばれる混信が存在することが知られている⁷⁾。この現象は、隣接する筋群からの筋放電が当該筋に影響を与え、随意的ではないにしても筋電図活動として導出される事象であり、本研究で対象とした脊髄損傷を受傷しているディスエイブル・パワーリフティング選手の場合、視覚的観察によっても筋の緊張収縮が認められることから、隣接筋からのクロストークは否定できないものの、当該筋の活動としてとらえることの方が妥当であると考ええる。パワースペクトル分析からも、実際に筋の活動を伴った放電である事が推察されるが、従来の臨床医学的解釈ではこの事実を説明する事は難しい。前報告にみられた様に、本論文における測定でも、全対象者の筋電図に機能的残存部位にある大胸筋や広背筋だけでなく、機能的残存部位以下の筋群（腹直筋、脊柱起立筋上部）に筋放電が確認され、パワースペクトル解析の結果からも、それらの筋群が機能している事を推察するに十分な結果が得られたものと考えている。

実施した対象者3名の筋電図測定の結果を個別詳細に検討する。各対象者のベンチプレス動作を筋電図上で検討すると、各筋群の動きを明確に評価する事が可能である。そこで対象者毎のベンチプレス動作時の各筋群の動きを筋電図から以下のごとく評価した。

対象者 A の最高挙上重量の 50% ベンチプレス時の各筋群の動きは、時系列でみると次の様であった。動作開始の合図（図 14 の最下段）に伴って広背筋に筋放電が始まり、その直後に脊柱起立筋上部に筋活動が認められた。その後僅かに遅れて腹直筋に筋放電が認められ、続いて動作の主動筋である大胸筋の活動が開始されている事が分かる。腹直筋には全動作時間に渡って継続的な放電が確認された。さらに、バーを胸に下ろした後の挙上動作時に再び大きな筋活動が大胸筋、広背筋、腹直筋、脊柱起立筋上部に認められ、この筋活動は動作終了まで継続した。一方、70% ベンチプレス時（図 23）では、上記筋放電の振幅がより大きく認められ、より強い筋収縮が起きている事を推察する事ができた。50% ベンチプレス時に比して若干異なる点は、70% ベンチプレス時のラックアウトのスタートと同時に、先ず腹直筋に大きな筋放電が始まり、その後、大胸筋、広背筋、脊柱起立筋上部の順で筋の収縮が起きている事を認めた事である。この事から、対象者 A のベンチプレス動作は、最大挙上重量に近い強い力を発揮する時には、大胸筋の働きに、より大きく依拠している事が窺われ、今後広背筋の強化に取り組む事に依り、さらなる記録向上が望める事も推察された。特筆すべき点は、機能的残存部位以下にある腹直筋と脊柱起立筋（最長筋上部）の活動が認められた事である。中でも腹直筋は、より大きな力を発揮しようとする際には、

その筋放電も増大する事を確認した。脊柱起立筋上部の筋放電についても、より大きな力を発揮しようとする際には、若干の増大を認める事ができ、明らかに機能的残存部位以下の筋であっても機能している可能性を示唆する結果が得られた。腹直筋と脊柱起立筋がベンチプレス動作時に姿勢・動作を安定させる役割を担って働いている事を示唆するものであり、競技者がベンチプレスを行う際に意識する動作と一致するものである。この事は前論文の報告を補完する結果であった。加えて、結果に示した様に（図26；最高挙上重量の70% 挙上時）パワースペクトル分析上では、50% 挙上時には見る事が出来なかった脊柱起立筋下部から導出した筋電図にも、30～100Hzに渡る周波数帯域にパワー成分の出現を認めることができた。これは、損傷部位（Th4; 対象者の中で最も上位）から判断しても、明らかに遠位にある筋群の活動を示唆しており、さらなる研究の課題と成り得るものである。対象者Aは長期間に渡る高強度ベンチプレストレーニングを行っており、その影響が効果的に反映された結果である可能性を推察する。今後さらに経過を見届け追考したい。

対象者Bの最高挙上重量の50%と70%の筋電図（図17、図27）から、対象者のベンチプレスは、ラックアウト時には大胸筋と広背筋にほぼ同時に筋放電が観察され、同期した動きが筋活動のレベルから認められるが、バーを胸上に下ろした後に挙上する際には、主動筋と拮抗筋の働きが交互に行われ、レシプロカルな制御が出来ている事を示す結果が得られた（図18、図28）。この働きは、ベンチプレスを行う際にはとても大切なものである。筋電図記録を実施する事によって初めて正確に理解できる結果が得られた貴重な資料である。また対象者Bは、微小ではあるものの、ベンチプレス時に腹直筋の筋活動が観察された（図19左側、図29左側）。この事は、対象者Aと同様に、従来の臨床医学の知見からは予測できない筋活動であり、高強度ベンチプレスの継続が身体に与える好影響を反映しているものと判断する。さらに、脊柱起立筋上部においても同様な現象が観察され（図19右側、図29右側）、これも脊髄損傷部位レベル以下にある筋群の働きを示唆する結果であり、特筆に値するものと考ええる。

続けて、対象者Cに関する分析を行いたい。対象者Cの最大挙上重量の50%と70%の筋電図（図20、図30）から、対象者Cのベンチプレスは、その動作の多くを主動筋である大胸筋に依存している事が分かる。勿論、拮抗筋である広背筋の働きが全く無い訳ではなく、パワー成分（図21右側、図31右側）についても検出されているが、他の対象者に比して小さく、時間的にも短い事が分かる。高重量のベンチプレスを行う際には広背筋の働きが重要であり動作の要点である。対象者Cの今後のトレーニングでは、広背筋の使い方を意識した身体制御を身につけるべきであり、この事はまた、彼に記録向上の余地がある事を示唆するものである。本知見を活かす事が可能となる様に期待したい。他方、機能的残存部位以下にある腹直筋と脊柱起立筋上部の筋電図から、両者共に明確な筋活動が確認され、ここでもベンチプレストレーニングの有用性を示唆する結果が得られた。腹直筋については50% 挙上時（図22左側）に比して70% 挙上時（図32左側）では、パワー成分の出

現時間も、振幅の大きさも増加しており、より重い負荷に対する体幹の働きが筋出力の増加という形で表現されている。さらに、脊柱起立筋上部の筋放電についても 70% 挙上時に、より高い振幅が認められ (図 22 右側、図 32 右側)、重量の増加に伴い、体幹を安定させるために腹直筋と協働して働いている事が窺われた。使用する重量によって筋放電の量が増加したり、放電期間が延長したりする事が示された事は、ベンチプレス動作を安定させようとするならば当然の作用であり、通常の制御系と同様の命令が働いている事を示唆しているものと考えられる。

本研究は、高強度のレジスタンス・トレーニングを長期間に渡って行った結果、何らかの臨床学的変化が起きている可能性を示しているが、そのメカニズムに関しては十分な説明を持たない。今後の神経医学的な研究に期待したい。しかしながら、レジスタンス・トレーニングを長期間実施している選手が、最初は両腕を挙上することで、その重さだけで前のめりに倒れてしまう事もあった (つまり、腕の重さを体幹部分が支えられないという訴え；本研究の対象者 A からの聞き取りから) が、現在はそんな心配は無くなった、という報告からも体幹部の筋群の働きが少なからず起きている事を伺わせるものである。また脊柱起立筋の筋電図のパワースペクトルから、その周波数帯域を概観すると、広背筋や大胸筋の活動によって示されたパワースペクトルのピーク値よりも低いものの、同様に約 40 から 80Hz の間に周波数帯域が分布しており、中間周波数帯域を中心とした動的な筋活動が行われていた事を示唆する結果が得られた。今回測定した部位は、脊柱起立筋と呼ばれる 3 種 (細かくは 9 種であるが) の筋群 (最長筋、腸肋筋: iliocostalis muscles、棘筋: spinalis muscles) の内の最長筋であり、この筋の働きは姿勢の保持だけでなく、背中をアーチ状に反らせる役割を果たしている。この動作はベンチプレスを行う際に姿勢を安定させ挙上する力を発揮し易い様に働き、多くのベンチプレス競技者が使う動作である。この事からすれば、脊柱起立筋にみられた筋電図パワースペクトルの周波数帯域が、本筋活動の動的な部分を反映したものである事を推察させる。さらに腹直筋の筋電図においては、より小さなピーク値ではあるが、25 から 50Hz の間に周波数帯域が分布している事が観察され、低周波数帯域によって示された静的な筋活動であったことを推察させた。この結果は、腹直筋がベンチプレス動作時に姿勢・動作を安定させるべくコントロールする働きをしている事を示唆するものであり、筆者らがベンチプレスを行う際に意識する動作と一致するものである。

5. おわりに

筆者らの前研究では、脊髄損傷者であるディスエイブル・パワーリフティングの選手において、医学的に想定されている機能的残存部位以下に有る筋群の活動の存在を確認する事が出来るかを筋電図法によって同定した。その結果、脊柱起立筋については動的な筋活動が推定され、また腹直筋では静的な筋活動を推測させる結果が得られた¹⁾。本研究は、こ

ここで報告した1例の事実に加えて、長期間に渡ってベンチプレストレーニングを実践している対象者3名に対し、同様の筋電図測定を行い、そのトレーニング効果が普遍的なものであるかを検討する事を目的として実施した。

通常、完全断裂である脊髄損傷者においては、機能的残存部位以下の筋群を意識的に動かす事は不可能である。本研究の対象者らにおいても、その領域に有る筋を随意的に収縮させる事は出来ない。しかしながら、高重量を扱うベンチプレス動作時に本人の意識下ではないにせよ、脊柱起立筋や腹直筋に筋放電が認められた事実は、筋活動が存在する事を示唆するものであり、従来知見と大きく異なる。対象者らは、何れも最大挙上重量の50%ベンチプレス時よりも70%ベンチプレス時に、時間的にもスペクトル解析におけるパワーでも筋放電が増加している事が確認され、本人の意志がより強く働いている局面では、より強い筋放電が起きている事が確認された。これは、本人が随意的に筋に働きかけてはいないにせよ、必要な動作を身体が行おうという場面では、必要に応じて身体が少なからず機能する事を示唆したものであると推察され、これが、長期間にわたるトレーニング効果の蓄積として身体に何らかの好影響を齎している事を捉えたものと判断している。すなわち、本研究の対象者らの様に長期間に渡る高強度レジスタンス・トレーニングを継続した場合には、何らかの身体的な変化が起これる可能性が有るという事である。前回の報告で対象としたディスエイブル・パワーリフティングのパラリンピック代表選手に比して、今回の対象者らは、トレーニングの強度という点においては、若干低いものである。しかしながら、ベンチプレス・トレーニングに対する身体反応には、同様の傾向が確認され、高強度レジスタンス・トレーニングが有効に働いていた事を示唆する結果であった。この結果は、レジスタンス・トレーニングの強度を若干下げても、身体に対する好影響が齎される事を示すものであり、ベンチプレス・トレーニングに取り組んでいる多くの脊髄損傷者にも演繹されるべきものであると考える。

今後の研究においては、この結果に至るまでに起きた身体内部の変化（おそらくは神経学的変化）について、その詳細なメカニズムを検証しなければならないと考えている。今後の課題としたい。

最後に、本研究を遂行するに当たり協力して頂いた3名のレジスタンス・トレーニングに取り組んでいる脊髄損傷者の皆様に心から感謝致します。

参考文献

- 1) 石田直章, 菅嶋康浩: 脊髄損傷による筋の機能障がい範囲にレジスタンス・トレーニングは影響をおよぼすか. 名古屋芸術大学研究紀要, 35, 19-33, 2014.
- 2) 窪田 惺: 脊椎・脊髄疾患を極める. 永井書店, 308-365, 2010.
- 3) 石田直章: 障害者に対するレジスタンス・トレーニングの効果 (3) 脊髄損傷の場合. 名古屋芸術大学研究紀要, 30, 1-35, 2009.
- 4) 石田直章: 障害者スポーツとしてのディスエイブル・パワーリフティング. 名古屋芸術大学研究紀要, 26, 1-14, 2005.
- 5) Ditunno JF Jr, Young W, Donavan WH, Creasey G: The international standards booklet for neurological and functional classification of Spinal cord injury. Paraplegia 32, 70-80, 1994.
- 6) 永田晟: 筋と筋力の科学, 筋収縮のスペクトル解析. 不昧堂出版, 153-156, 1984.
- 7) Winter DA, Fuglevand AJ, Archer SE: Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. J Electromyography and Kinesiology 4 (1), 15-26, 1994.